

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 988 539**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10** (2006.01)

**A61B 3/14** (2006.01)

**A61B 34/10** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

**A61F 9/007** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.05.2019 PCT/US2019/032236**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.11.2019 WO19222228**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.05.2019 E 19804319 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.08.2024 EP 3793425**

54 Título: **Sistema para cirugía intraocular robótica automatizada guiada por imágenes**

30 Prioridad:

**15.05.2018 US 201862671928 P**

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

**20.11.2024**

73 Titular/es:

**THE REGENTS OF THE UNIVERSITY OF CALIFORNIA (100.0%)  
1111 Franklin Street 12th Floor  
Oakland CA 94607-5200, US**

72 Inventor/es:

**TSAO, TSU-CHIN;  
HUBSCHMAN, JEAN-PIERRE;  
CHEN, CHENG-WEI;  
LEE, YU-HSIU y  
GERBER, MATTHEW**

74 Agente/Representante:

**GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo**

**ES 2 988 539 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 cirugía intraocular robótica automatizada guiada por imágenes

5 **Referencia cruzada a solicitudes relacionadas**

[0001] Esta solicitud reivindica el beneficio de la solicitud provisional n.º US-62/671.928, presentada el 15 de mayo de 2018.

10 **Declaración sobre la investigación o el desarrollo patrocinado por el gobierno federal**

[0002] Esta invención se realizó con el apoyo del gobierno bajo la subvención número EY024065 otorgada por los Institutos Nacionales de Salud. El gobierno tiene ciertos derechos en la invención.

15 **Campo técnico**

[0003] Esta descripción se refiere generalmente a la cirugía robótica automatizada guiada por imágenes.

20 **Antecedentes**

[0004] Con el desarrollo de los láseres de femtosegundos y las tecnologías de obtención de imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT), varios procedimientos quirúrgicos relacionados con la cirugía de cataratas se han automatizado parcial o totalmente. Ciertas plataformas asistidas por láser tienen la capacidad de realizar operaciones precisas, tal como la incisión corneal, la capsulotomía, y la fragmentación del cristalino. Sin embargo, una operación crítica, la extracción del cristalino por cataratas, sigue siendo una operación manual. De hecho, las complicaciones más comunes de la cirugía de cataratas, extracción incompleta del cristalino y ruptura de la cápsula posterior, se producen durante una etapa en la que se extrae un material cortical fragmentado mediante instrumentos de aspiración y facoemulsificación. La automatización de la extracción del cristalino mediante la integración de herramientas de visualización, evaluando una extracción completa del material del cristalino cortical, permitiendo la retroalimentación en tiempo real al cirujano y permitiendo realizar movimientos guiados para evitar colisiones inadvertidas puede ayudar a disminuir la incidencia de complicaciones quirúrgicas y mejorar los resultados quirúrgicos de la cirugía de cataratas.

[0005] Es en este contexto que surgió la necesidad de desarrollar las realizaciones descritas en la presente descripción.

La patente n.º US-2017/000567 A1 se refiere a un método para generar una trayectoria de inserción de una aguja quirúrgica desde un punto de entrada hasta una diana.

40 La patente n.º US-2012/226145 A1 describe un sistema robótico para superponer la ablación por radiofrecuencia (RFA) en el tratamiento de tumores.

La patente n.º US-8348861 B2 describe un sistema robótico para dirigir una aguja flexible durante la inserción en el tejido blando usando imágenes para determinar la posición de la aguja.

45 La patente n.º US-2017/354387 A1 proporciona un sistema y un método asociado para la navegación guiada por imágenes durante un procedimiento médico.

50 La patente n.º WO2010/064234 A2 se refiere a un sistema robótico para realizar una estabilización espinal mínimamente invasiva.

La patente n.º WO2017/044965 A1 describe sistemas y métodos para la manipulación robótica con puntos de vista arbitrarios y la asistencia quirúrgica robótica.

55 La patente n.º US-2011282190 A1 describe una unidad de sonda que incluye una sonda de tomografía de coherencia óptica (OCT) de obtención de imágenes directas que tiene un campo de visión y un instrumento, adyacente a la sonda, para realizar manipulaciones al menos dentro del campo de visión de la OCT.

60 La patente n.º US-2012310042 A1 describe una sonda de tomografía de coherencia óptica y un dispositivo de combinación de láser configurado para guiar en dirección z en tiempo real la profundidad de incisión de un procedimiento quirúrgico.

**Resumen**

65 [0006] La invención se define por las reivindicaciones. En algunas realizaciones, un sistema quirúrgico incluye: (1) un dispositivo de obtención de imágenes configurado para adquirir datos de la obtención de imágenes de un sitio

quirúrgico; (2) un manipulador quirúrgico configurado para sujetar una herramienta quirúrgica; y (3) un controlador conectado al dispositivo de obtención de imágenes y al manipulador quirúrgico, en donde el controlador está configurado para recibir los datos de obtención de imágenes del dispositivo de obtención de imágenes y derivar, a partir de los datos de obtención de imágenes, una trayectoria de inserción de la herramienta quirúrgica a través de una incisión en el sitio quirúrgico, en donde el controlador está configurado para derivar la trayectoria de inserción derivando, a partir de los datos de imágenes, un conjunto de ángulos de inserción para la herramienta quirúrgica a través de la incisión.

**[0007]** En realizaciones adicionales, un controlador para dirigir el funcionamiento de un sistema quirúrgico robótico incluye un procesador y una memoria conectados al procesador y que almacenan instrucciones para: (1) adquisición directa de datos de obtención de imágenes de un sitio quirúrgico a partir de un dispositivo de obtención de imágenes que incluye una sonda de imágenes intraoculares; y (2) derivar, a partir de los datos de obtención de imágenes, una trayectoria de inserción de una herramienta quirúrgica a través de una incisión en el sitio quirúrgico.

**[0008]** También se contemplan otros aspectos y realizaciones de esta descripción. El resumen anterior y la siguiente descripción detallada no pretenden restringir esta divulgación a ninguna realización particular, sino que simplemente pretenden describir algunas realizaciones de esta divulgación.

### Breve descripción de los dibujos

**[0009]** Para una mejor comprensión de la naturaleza y los objetos de algunas realizaciones de esta divulgación, se debe hacer referencia a la siguiente descripción detallada que se toma junto con las figuras adjuntas.

Figura 1A. Diagrama esquemático de la integración del sistema.

Figura 1B. Diagrama esquemático de la integración del sistema para procedimientos quirúrgicos intraoculares utilizando datos sensoriales y de retroalimentación de una sonda de OCT transpupilar junto con una sonda de OCT intraocular.

Figura 1C. Diagrama de flujo de la cirugía intraocular automatizada.

Figura 2. Esquema de las operaciones del proceso de alineación. Las letras de referencia de la posición de la sonda de OCT se muestran como letras negras dentro de un círculo.

Figura 3. Esquema de los ángulos de inserción óptimos.

Figura 4. Esquema de una trayectoria de inserción óptima. La línea punteada representa la trayectoria de inserción óptima.

Figura 5. Representación de la fuerza de aspiración y la velocidad de la punta de la herramienta en función del desplazamiento  $d_3$ . Tener en cuenta que,  $d_{min}$  y  $d_{max}$  no se muestran porque la trayectoria de inserción usa  $d_3 = d_r$  como desplazamiento inicial y  $d_3 = d_0$  como desplazamiento final.

Figura 6. Escaneo OCT del segmento anterior superior, que incluye (1) la córnea, (2) el material del cristalino, y (3) el iris.

Figura 7. Escaneo OCT del segmento anterior inferior que incluye (4) el cristalino y la cápsula posterior y (5) el iris invertido.

Figura 8. Modelo de ojo reconstruido. (1) Córnea reconstruida, (2) pupila reconstruida, y (3) cápsula posterior reconstruida. Puntos: datos de la OCT sin procesar.

Figura 9. Ejemplo de trayectoria planificada en el marco del IRISS. (a) Vista lateral: Puntos: datos de la nube de puntos de los escaneos OCT de volumen; Superficies rojas: zona de exclusión aérea; Superficies verdes: volumen visitado por la punta de la herramienta; Línea oscura: trayectoria de la punta de la herramienta; X: el RCM. (b) Vista superior: Puntos: datos de la OCT sin procesar; Línea oscura: trayectoria de la punta de la herramienta; X: el RCM; caja: Volumen de escaneo OCT.

Figura 10. Parámetros para la derivación de la trayectoria de extracción de cataratas.

Figura 11. Un ejemplo de perfil de fuerza de aspiración programado a lo largo de la trayectoria de la punta de la herramienta con  $z_{lb} = 5,5$  mm,  $z_{ub} = 6,5$  mm,  $f_{a,lb} = 400$  mm Hg, y  $f_{a,ub} = 600$  mm Hg.

Figura 12. Un ejemplo de retroalimentación de imágenes de OCT en tiempo real. Las características visibles son (1) la cápsula posterior, (2) el material del cristalino, (3) el iris, y (4) la punta de la herramienta. Nota: las imágenes están invertidas.

Figura 13. Interfaz de usuario para la intervención intraoperatoria.

Figura 14. Evaluación intraoperatoria cada dos minutos aproximadamente. (a) Después de aproximadamente 2 minutos. (b) Después de aproximadamente 4 minutos. (c) Después de la finalización.

Figura 15. Procedimiento basado en datos de la obtención de imágenes para determinar el tipo de tejido y la distancia entre el tejido y una sonda de OCT intraocular. Una línea discontinua representa un valor de referencia (ruido de fondo);  $w_c$  es un ancho de una intensidad por encima del valor de referencia;  $A_c$  es un área de intensidad por encima del valor de referencia; y  $h_c$  es una altura/pico máximo de la intensidad por encima del valor de referencia. Estos parámetros medibles son característicos de un tejido anatómico obtenido en imagen y pueden usarse para identificar y distinguir el tejido.

Figura 16. Un dispositivo quirúrgico robótico según algunas realizaciones.

Figura 17. Un brazo manipulador incluido en un dispositivo quirúrgico robótico según algunas realizaciones.

### Descripción detallada

#### Integración de sistemas

**[0010]** Un sistema quirúrgico intraocular guiado por imágenes de algunas realizaciones está compuesto por un dispositivo quirúrgico robótico intraocular, el IRISS, un dispositivo de obtención de imágenes OCT que incluye una sonda de OCT transpupilar externa, e instrumentos quirúrgicos (ver la figura 1A), que incluye una herramienta de irrigación/aspiración controlada por un dispositivo de irrigación/aspiración, Alcon ACCURUS. El dispositivo IRISS cuenta con centros de movimiento remotos (RCM) mecánicos fijos (o puntos de giro), capacidad de cambio rápido de herramienta, y 4 grados de libertad de manipulación de herramientas quirúrgicas. El dispositivo de obtención de imágenes OCT proporciona escaneos de volumen tridimensionales (3D) de una muestra de tejido con un rango de escaneo máximo de, p. ej., aproximadamente 10 mm x aproximadamente 10 mm x aproximadamente 9,4 mm. En la sonda de OCT transpupilar se incorpora una cámara de vista superior (p. ej., una cámara web) para observar el campo quirúrgico.

**[0011]** Como se ilustra en la figura 1A, el dispositivo OCT guía el dispositivo IRISS, junto con la trayectoria de una herramienta de extracción de cataratas prequirúrgica, y permite la supervisión quirúrgica intraoperatoria y la intervención de un cirujano. El movimiento de la herramienta y la fuerza de aspiración se controlan de modo automático mediante el dispositivo IRISS. Para evitar el contacto inadvertido o la colisión de la punta de una herramienta con los tejidos y la cápsula posterior, se especifica, en consecuencia, una zona de exclusión aérea mediante un modelo anatómico basado en la OCT de un segmento anterior del ojo.

**[0012]** En realizaciones adicionales, como se ilustra en la figura 1B, un sistema quirúrgico intraocular guiado por imágenes está configurado para controlar y guiar una herramienta quirúrgica (p. ej., la posición, la orientación, y la funcionalidad de la herramienta) dentro de un ojo durante procedimientos quirúrgicos intraoculares usando datos de retroalimentación y de obtención de imágenes de una sonda de OCT transpupilar junto con una sonda de OCT intraocular (p. ej., una sonda de escaneo A). La sonda transpupilar puede ubicarse en el exterior del ojo y puede colocarse por encima del ojo durante la cirugía, mientras que la sonda intraocular puede ubicarse dentro del ojo, junto a la herramienta o en forma colineal con la herramienta.

**[0013]** En tales realizaciones, la sonda de OCT transpupilar adquiere escaneos de volumen de alta resolución para adquirir datos de la obtención de imágenes en todo un espacio de trabajo quirúrgico (anatomía intraocular). A partir de estos datos, puede construirse un modelo anatómico del espacio de trabajo y puede derivarse una trayectoria nominal de la punta de la herramienta. El procesamiento de estos escaneos de volumen puede ser relativamente lento e impreciso (debido al movimiento dinámico del ojo y la herramienta), pero proporciona una visión general amplia del espacio de trabajo intraocular a partir del cual puede derivarse la trayectoria de la punta de la herramienta.

**[0014]** Además de los escaneos de volumen, la sonda de OCT transpupilar puede realizar una serie de escaneos B o escaneos A alrededor o intersectando la punta de la herramienta. Por ejemplo, pueden adquirirse múltiples escaneos B (p. ej., dos) uno a lo largo de la dirección tangencial de un trayecto quirúrgico y el otro en la dirección normal. Como otro ejemplo, pueden adquirirse varias líneas de escaneo A como una nube de puntos que rodea la punta de la herramienta o a lo largo del cuerpo de la herramienta. Estos escaneos pueden usarse para extraer características anatómicas de interés. Por ejemplo, a partir de un escaneo B, puede extraerse una curva bidimensional y utilizarla para inferir parámetros relevantes de interés quirúrgico, tal como la distancia de la herramienta al tejido o la forma y ubicación de las características anatómicas. Para líneas de escaneo A individuales, la información de profundidad puede obtenerse junto con otras métricas de interés.

**[0015]** En combinación, la sonda de OCT intraocular, que puede montarse junto al instrumento quirúrgico operatorio colineal con el instrumento quirúrgico operatorio, o separada pero adyacente al instrumento quirúrgico, puede monitorear la posición, la orientación, y la funcionalidad de la punta de la herramienta junto con las proximidades de la herramienta. A partir de los datos de obtención de imágenes adquiridos de la sonda de OCT intraocular, puede identificarse y distinguirse un tipo de tejido obtenido en imagen, y puede derivarse una distancia (desde la sonda intraocular hasta el tejido obtenido en imagen). A continuación, se proporcionan mayores detalles sobre el procedimiento basado en datos de obtención de imágenes para determinar el tipo de tejido y la distancia entre el tejido y la sonda de OCT intraocular. La sonda de OCT intraocular puede ser una sonda de escaneo A en algunas realizaciones, aunque las sondas de escaneo B también están abarcadas en esta descripción.

**[0016]** El procesamiento de los datos de la obtención de imágenes de la sonda de OCT intraocular puede ser rápido (p. ej., aproximadamente 100 Hz) y preciso (p. ej., al nivel de resolución de la OCT) y pueden utilizarse técnicas de procesamiento de imágenes para mejorar la precisión de la identificación. Los datos de obtención de imágenes adquiridos de la sonda de OCT intraocular pueden utilizarse para actualizar el modelo anatómico derivado utilizando la sonda de OCT transpupilar y mejorar la planificación de la trayectoria de la herramienta quirúrgica. Además, la funcionalidad de la herramienta, tal como la fuerza de vacío, la fuerza de irrigación, el atrapamiento con microfórceps, etc., puede ajustarse según la distancia de la punta al tejido, así como del tipo de tejido identificado.

**[0017]** En la figura 1B, se ilustra un esquema general de una estructura y un procedimiento de control. En un nivel superior, un objetivo puede ser ordenar a una herramienta que realice una operación de herramienta a lo largo de una trayectoria específica. Puede derivarse un trayecto nominal de la herramienta basado en un modelo anatómico del ojo derivado de las exploraciones del volumen transpupilar de un espacio de trabajo. En un nivel intermedio, el objetivo puede ser tener en cuenta la naturaleza dinámica del espacio de trabajo, así como la interacción herramienta a tejido. Esto puede lograrse mediante una actualización local más rápida del espacio de trabajo ocular en áreas no visitadas, así como mediante un procedimiento de trayecto reactivo y de prevención de colisiones. En el nivel más bajo, un objetivo puede ser mover la herramienta a lo largo de un segmento de trayecto prescrito (una sección de la trayectoria) mientras se controla la funcionalidad de la herramienta de tal modo que la distancia de la herramienta al tejido u otro parámetro de interés se regule alrededor de un punto de ajuste o se siga a lo largo de una trayectoria deseada. Mediante un bucle de control de retroalimentación separado, también pueden controlarse funciones alternativas de la herramienta.

**[0018]** Para tener en cuenta los retrasos en el procesamiento, el procedimiento puede incluir una funcionalidad de predicción para permitir que el dispositivo quirúrgico robótico reaccione en respuesta a cualquier cambio detectado o no detectado en un entorno quirúrgico. Para prevenir o reducir la probabilidad de movimientos o acciones agresivas de las herramientas, también pueden formularse adecuadamente un objetivo de control y las acciones resultantes. Para abordar la latencia de comunicación y computación, si está presente, puede utilizarse un predictor de Kalman u otra funcionalidad de predicción similar para tener en cuenta la variación topológica en un dominio espacial y el movimiento del tejido en un dominio temporal. En el caso de que la punta de una herramienta esté ocluida por una característica anatómica opaca a la OCT u otro instrumento quirúrgico, la sonda de OCT intraocular puede usarse para proporcionar una correlación cruzada espacial para la identificación del tejido a lo largo de la dirección del eje de la herramienta.

**[0019]** Por lo tanto, las realizaciones permiten el control de la herramienta durante los procedimientos quirúrgicos intraoculares realizados por un sistema quirúrgico guiado por robot que usa escaneos OCT (p. ej., escaneos OCT transpupilares, escaneos OCT intraoculares, o ambos) para detectar estructuras anatómicas y proporcionar un esquema de navegación seguro de las herramientas. De forma ventajosa, las realizaciones pueden proporcionar al cirujano retroalimentación adicional e información de la obtención de imágenes con respecto a las estructuras anatómicas en el área adyacente a una herramienta durante la cirugía intraocular. Además, esta información se extiende más allá de los escaneos OCT preoperatorios (que proporcionan una vista instantánea inicial en el tiempo de la anatomía del ojo antes de la cirugía), y se extiende más allá de las imágenes microscópicas intraoperatorias (que por lo general adolecen de falta de visualización e insuficiente percepción de la profundidad). La información puede proporcionarse en superposiciones visuales en una pantalla frontal arriba o abajo en una sala de operaciones.

Procedimientos para la extracción automatizada del cristalino

**[0020]** Los procedimientos para la extracción automatizada del cristalino incluyen:

- (A) Registro de OCT
- (B) Alineación automatizada del dispositivo OCT y el dispositivo IRISS sobre el ojo
- (C) Escaneo OCT y modelado de una estructura anatómica
- (D) Extracción automatizada del cristalino con supervisión e intervención en tiempo real

**[0021]** Las operaciones y los detalles de estos procedimientos se explican a continuación.

**[0022]** En algunas realizaciones, los procedimientos pueden abarcarse dentro de una metodología general que incluye tres etapas: etapa preoperatoria; etapa intraoperatoria, y etapa posoperatoria (figura 1C).

5 Procedimiento A: Registro de OCT

**[0023]** Descripción general. Con el fin de controlar el dispositivo IRISS con retroalimentación de OCT, se especifica una relación entre un marco de referencia de OCT y un marco de referencia de IRISS. Para derivar transformaciones lineales (traslación, rotación, y escalado uniforme) del marco de OCT al marco de IRISS, se realiza la superposición de Procrustes. Con la transformación de coordenadas especificada, cualquier punto del marco de referencia de OCT puede convertirse en un punto del marco de referencia de IRISS y viceversa.

Operación A1. Detección de la punta de la herramienta en el marco de referencia de OCT

15 **[0024]** Para derivar la relación del marco de coordenadas, es preferible un procedimiento para localizar una herramienta dentro de los escaneos OCT de volumen y determinar la posición de la punta de la herramienta. Se desarrolla un procedimiento personalizado que se describe en la presente memoria. Con una herramienta quirúrgica cilíndrica (tal como una sonda de irrigación y aspiración utilizada durante una cirugía) dentro de un volumen de escaneo de la sonda de OCT transpupilar (p. ej., aproximadamente 10 × aproximadamente 10 × aproximadamente 20 9,4 mm), se realiza un escaneo de volumen de sensibilidad media (aproximadamente 48 kHz). Cada corte de escaneo B bidimensional (2D) del escaneo de volumen se convierte de sus valores de intensidad sin procesar a una imagen en escala de grises con un nivel de umbral generado dinámicamente basado en una intensidad de referencia predeterminada del escaneo <OCT de volumen. Esta conversión da como resultado repetidamente una imagen en escala de grises que puede convertirse en binaria con un nivel de umbral constante, de tal modo que, tras eliminar la 25 línea de reflexión y reducir el ruido, puede suponerse que los píxeles blancos restantes son puntos sobre una superficie de la herramienta. Estos puntos se convierten en coordenadas físicas en el marco de OCT basado en una relación calibrada predeterminada. A continuación, los puntos se equipan con un cilindro y un eje del cilindro instalado se considera una línea central de la herramienta.

30 **[0025]** Para derivar la posición de la punta de la herramienta (un punto en la línea central determinada), los cortes del escaneo B se evalúan desde un lado del escaneo de volumen hasta su lado opuesto. En cada escaneo B, se utiliza el tamaño de mancha binario más grande para determinar cuáles escaneos B contienen la herramienta y cuáles no. El escaneo B que marca una transición entre los escaneos B con la herramienta y aquellos sin ella se considera un plano que pasa a través de la punta de la herramienta. La intersección de este plano de punta de la 35 herramienta y la línea central de la herramienta determinada es la posición de la punta de la herramienta. En algunas realizaciones, la resolución de este procedimiento está entre aproximadamente 9,18-25 µm, dependiendo de la orientación de la herramienta en el escaneo de volumen. Una resolución máxima (p. ej., aproximadamente 9,18 µm) se determina a partir de la resolución de las líneas de escaneo A; se determina una resolución mínima (p. ej., 25 µm) a partir de una distancia entre dos cortes de escaneo B en el escaneo de volumen.

40 Operación A2. Determinación de la transformación de coordenadas entre el marco de referencia de OCT y el marco de referencia de IRISS

45 **[0026]** Para derivar la relación de marco de coordenadas deseada entre el dispositivo OCT y el dispositivo IRISS, el dispositivo IRISS se dirige para que se mueva a través de una serie de, por ejemplo,  $n = 13$  posturas. Hay tres criterios para seleccionar los puntos que van a usarse para este procedimiento: (1) Deben formar un patrón 3D único, asimétrico, (2) deben representar un espacio de trabajo típico del dispositivo quirúrgico robótico, y (3) deben ser tan pocos como sea posible sin comprometer significativamente la precisión de la transformación de 50 coordenadas. A partir de la cinética hacia adelante, se derivan o identifican las posiciones dirigidas de la punta de la herramienta en el marco de IRISS de cada postura. En cada postura, la posición de la punta de la herramienta también se determina en el marco de la OCT a partir de escaneos de volumen, como se ha descrito en el procedimiento descrito anteriormente. Por lo tanto, hay dos representaciones del mismo conjunto de puntos: las posiciones de la punta de la herramienta en el marco de IRISS derivadas de la cinética directa, y las posiciones de la punta de la herramienta en el marco de OCT derivadas de los escaneos de volumen de la sonda de OCT. Para 55 encontrar las transformaciones lineales (traslación, rotación, y escalado uniforme) del marco de OCT al marco de IRISS, se realiza la superposición de Procrustes. Las transformaciones lineales resultantes se ensamblan en una matriz de transformación homogénea de 4×4 (del marco OCT al marco de IRISS) y se invierten para encontrar la transformación inversa (del marco de IRISS al marco de OCT). Con la transformación de coordenadas derivada, cualquier punto del marco de referencia de OCT puede convertirse en un punto en el marco de referencia de IRISS y viceversa.

60 **[0027]** Para probar la precisión de esta relación, se ordena al dispositivo IRISS que toque una serie de  $n = 30$  puntos generados aleatoriamente dentro de su espacio de trabajo típico. En cada punto, se realiza un escaneo del volumen, la posición de la punta de la herramienta se deriva del escaneo del volumen del dispositivo OCT y la posición ideal de la punta de la herramienta se obtiene de la cinética hacia adelante. La transformación del marco de 65 coordenadas se utiliza para transformar las posiciones de la punta de la herramienta derivadas en el marco de OCT

al marco de IRISS. Idealmente, estos puntos se superpondrían perfectamente con cero errores; en realidad, puede aparecer algún error entre cada par de puntos. Este error se calcula como una distancia euclidiana 3D entre cada par de puntos. Las medidas estadísticas de los errores para una derivación típica de la transformación de coordenadas se muestran en la Tabla 1.

5

TABLA 1. Medidas de error en una transformación de coordenadas típica

Mín. [mm]	Media [mm]	RMS [mm]	Máx. [mm]	SD [mm]
0,047	0,19	0,21	0,34	0,077

10

Procedimiento B: Alineación automatizada del dispositivo OCT y el dispositivo IRISS sobre el ojo

15

**[0028]** Descripción general. Es preferible un procedimiento de alineación del dispositivo quirúrgico robótico sobre el ojo. Se desarrolla un procedimiento para alinear automáticamente la sonda de OCT transpupilar y el dispositivo IRISS con respecto al ojo, de tal modo que (1) la sonda de OCT esté bien posicionada para obtener imágenes de la cápsula posterior de un cristalino, (2) la punta de la herramienta permanezca dentro del volumen de escaneo durante toda la extracción del cristalino, y (3) el RCM mecánico del dispositivo quirúrgico robótico coincida con una incisión corneal (CI).

20

**[0029]** Operación B1. La sonda de OCT transpupilar se alinea con el ojo mediante una etapa XY accionada que utiliza imágenes de cámara como retroalimentación. Un centro óptico del ojo se detecta desde un escaneo de volumen de alta sensibilidad.

25

**[0030]** El objetivo del procedimiento de alineación es alinear de modo óptimo el escaneo OCT de volumen en el ojo de tal modo que (1) el centro de la escaneo OCT de volumen coincida sustancialmente con el centro óptico (OC) del ojo, (2) se capture un volumen máximo de características anatómicas relevantes en cualquier escaneo de volumen arbitrario, y (3) la sonda de OCT esté bien posicionada para obtener imágenes de la cápsula posterior y la punta de la herramienta durante la extracción automática del cristalino.

30

**[0031]** Una alineación aproximada se realiza típicamente después de que un cirujano haya preparado el ojo porque las condiciones ambientales, quirúrgicas, y otras condiciones reales inhiben la realización de una alineación ideal. Por lo tanto, una configuración (posición A) como la ilustrada en la figura 2 (a) es más probable. Con el ojo y la sonda de OCT en la posición A (Figura 2 (a)), la cámara integrada de la sonda de OCT se utiliza para obtener imágenes del ojo en tiempo real. Utilizando la guía visual, la etapa de OCT se dirige para que se mueva hasta que la pupila esté aproximadamente (p. ej.,  $\leq$  aproximadamente 0,2 mm) centrada dentro de los límites del escaneo OCT. Una vez finalizada, la configuración será la de la posición B; ver la figura 2 (b). En este punto, la alineación automatizada se considera completa y la posición de la etapa de OCT se considera “centrada”. El centro del ojo se detectará después desde el escaneo OCT de volumen de alta sensibilidad en la posición B.

35

40

**[0032]** Operación B2. La sonda de OCT transpupilar se traslada sobre la CI y se obtiene un escaneo de volumen de alta sensibilidad. A partir de este escaneo de volumen, se caracteriza la CI y se derivan los ángulos de inserción óptimos. La ubicación de la CI (invisible a la vista de la cámara) se deriva de los datos quirúrgicos estadísticos.

45

**[0033]** Para generar una trayectoria de inserción óptima, se especifican varias métricas importantes relacionadas con la CI, que implican un escaneo del volumen de la CI. Sin embargo, para la mayoría de los ojos de tamaño típico, la CI está fuera del límite del escaneo de OCT en la posición B y la sonda de OCT no obtendría imágenes; ver la figura 2 (b). Por lo tanto, los datos estadísticos se usan para determinar los desplazamientos traslacionales realistas  $\delta_{xS}$ ,  $\delta_{yS}$ , y  $\delta_{zS}$  de tal modo que, una vez que la sonda de OCT se mueve debido a estos desplazamientos, el volumen de escaneo OCT se coloca aproximadamente sobre la CI y a una profundidad de escaneo capaz de obtener imágenes de la CI. Si no hay datos estadísticos disponibles (por ejemplo, durante las primeras pruebas), pueden utilizarse en su lugar las distancias de “mejor estimación”. Esta posición se denomina Posición C y se muestra en la figura 2(c). Si es preferible, puede concederse a un cirujano ajustar en línea la posición de la sonda durante este movimiento; sin embargo, esto puede resultar innecesario porque una CI típica (longitud aproximada del epitelio de aproximadamente 2-3 mm) se ajusta fácilmente dentro del límite del escaneo OCT (p. ej., dimensiones de aproximadamente 10 mm x aproximadamente 10 mm) y una posición aproximada es suficiente para un escaneo de calidad aceptable.

50

55

**[0034]** Con la sonda de OCT en la posición C, se realiza un escaneo de volumen de alta sensibilidad del ojo, denominado en lo sucesivo “escaneo de volumen de la CI”. Se realiza un procedimiento automatizado en el escaneo de volumen de la CI para caracterizar la CI y obtener métricas para planificar una trayectoria de inserción. Si el procedimiento no detecta la CI en esta operación, puede concederse al cirujano un control manual para permitir el reposicionamiento de la sonda, así como la selección manual de la CI a partir de los escaneos B del escaneo de volumen de la CI.

60

65

**[0035]** En este punto, dado que las distancias  $\delta_{xS}$ ,  $\delta_{yS}$ , y  $\delta_{zS}$  están identificadas (desde los codificadores de etapa de OCT), la sonda de OCT puede volver a la posición B (la posición centrada). Sin embargo, se considera beneficioso mantenerla en la posición C durante la inserción de la herramienta para proporcionar retroalimentación adicional sobre el rendimiento de la inserción. Tener en cuenta también que cualquier desplazamiento de la etapa de OCT puede explicarse automáticamente mediante las transformaciones de coordenadas entre el marco de IRISS, el marco de OCT y un marco de etapa XYZ del dispositivo IRISS.

**[0036]** En general, en esta operación se obtienen tres conjuntos de métricas y datos:

- (1) Características del rendimiento quirúrgico
- (2) Ángulos de inserción óptimos,  $\theta_1^*$  y  $\theta_2^*$  (ver la figura 3), y ubicación de la CI,  $\mathbf{p}^*$
- (3) Distancias para una trayectoria de inserción óptima, es decir,  $w_i$  (ver la figura 4)

1. *Características del rendimiento quirúrgico.* A partir de la escaneo de volumen de la CI, puede determinarse y registrarse la longitud del epitelio de la incisión, la longitud del endotelio de la incisión, la profundidad de la incisión, y un grosor de la córnea. Si es preferible, pueden incluirse otras métricas y el escaneo del volumen se guarda para consultarlo y analizarlo en el futuro.

2. *Ángulos de inserción óptimos y ubicación de la CI.* Los ángulos de inserción óptimos,  $\theta_1^*$  y  $\theta_2^*$ , así como la ubicación en el marco de IRISS de la CI,  $\mathbf{p}^*$ , pueden derivarse, como se muestra en la figura 3.  $\theta_1^*$  es el ángulo óptimo de la junta  $\theta_1$  para la inserción,  $\theta_2^*$  es el ángulo óptimo de la junta  $\theta_2$  para la inserción (idealmente minimizado), y  $\mathbf{p}^*$  es la posición óptima para el RCM mecánico. Tener en cuenta que estos valores se determinan en el marco de OCT a partir del escaneo de volumen de la CI, pero se convierten al marco de IRISS para que los use el dispositivo quirúrgico robótico.

3. *Distancias para una trayectoria de inserción óptima.* Se desean varias métricas para determinar una trayectoria de inserción óptima. Para comprender mejor estas métricas, en la figura 4 se muestra un esquema de una trayectoria de inserción general con las variables relevantes indicadas.

**[0037]** La figura 4 muestra la traslación de la junta  $d_3$  (desplazamiento de la punta de la herramienta) en todo su rango de movimiento.

- $d_3 = d_{min} = 0$  es una distancia de junta mínima extrema y corresponde a una ubicación de un sensor de localización que se está activando.

- $d_3 = d_r$  es una distancia a  $s_{min-r}$  lejos de  $d_{min}$ . y se denomina “posición retraída”. Esta distancia entre la punta de la herramienta se utiliza como una distancia “segura” del ojo para su uso en el registro de OCT y como un lugar al que retraerse durante una extracción de emergencia.

- $d_3 = d_c$  es la “posición de separación” de la herramienta y se obtiene de tal modo que la punta de la herramienta esté a una distancia  $w_g$  = aproximadamente 1 mm del epitelio corneal (la superficie anterior de la córnea). Esta posición se utiliza para proporcionar una confirmación visual de que todo está “funcionando correctamente” antes de intentar la inserción.

- $d_3 = d_{epi}$  corresponde a la posición de la punta de la herramienta justo en contacto con el epitelio corneal (la superficie anterior de la córnea). Similarmente,  $d_3 = d_{endo}$  es la distancia entre la punta de la herramienta a lo largo de la trayectoria de inserción de tal modo que la herramienta haya pasado a través de la córnea y la punta esté en el endotelio corneal (la superficie posterior de la córnea). La distancia entre  $d_{epi}$  y  $d_{endo}$  es  $w_i$ , tener en cuenta que esta distancia no es el grosor de la córnea, sino más bien una medida de la “profundidad” de la CI.

- El desplazamiento de la punta de la herramienta  $d_3 = d_0$  corresponde al primer punto de la trayectoria de extracción de cataratas.

- Por último, el desplazamiento de la punta de la herramienta  $d_3 = d_{máx}$  corresponde al desplazamiento máximo de la herramienta (su límite de junta) y es poco probable que se utilice en la práctica.

**[0038]** Las tres distancias  $s_{min-r}$ ,  $s_{RCM}$ , y  $s_{RCM-máx}$  se identifican previamente a partir de la calibración del robot fuera de línea; ver la parte inferior de la figura 4. La correspondencia entre la trayectoria teórica mostrada en la figura 4 y la anatomía del escaneo de volumen de la CI es la superposición entre  $d_{RCM}$  y la ubicación mecánica del RCM dentro del marco de IRISS. Por lo tanto, para un registro completo, se especifica una “profundidad” de RCM diseñada ( $d_{\%}$ ). Físicamente, es una medida de cuán “profundo” es el RCM dentro de la córnea. Con un valor  $d_{\%}$  elegido, las distancias calibradas pueden superponerse sobre las distancias anatómicas medidas desde el escaneo de volumen de la CI.

[0039] El valor  $d\%$  se expresa como un porcentaje donde  $d_{epi} \leq d_{RCM} \leq d_{endo}$  y  $d\% = 0$  significa  $d_{RCM} = d_{epi}$  y  $d\% = 100\%$  significa  $d_{RCM} = d_{endo}$ . En algunas realizaciones, el valor óptimo de  $d\%$  se deriva de las condiciones ambientales y quirúrgicas, y por lo tanto es preferible la capacidad de ajustar el valor.

5 [0040] Con estas métricas, puede intentarse insertar herramientas.

[0041] Operación B3. La herramienta se inserta a través de la CI utilizando los ángulos de inserción óptimos derivados de la operación B2. Si hay un fallo, la herramienta se retrae y se repite la operación B2 o el cirujano alinea manualmente la herramienta.

10 [0042] El propósito de este procedimiento es insertar correctamente la herramienta a través de la CI hasta llegar a  $p_a$  con un esfuerzo mínimo para la córnea y hacerlo en una sola operación totalmente automatizada. Para lograr esto, el dispositivo IRISS se dirige primero a su posición retraída ( $\theta_1 = \theta_2 = \theta_4 = 0$  y  $d_3 = d_r$ ), si aún no está en esta posición. A continuación, la etapa XYZ se dirige de tal modo que el RCM mecánico coincida con  $p^*$ . Esto alinea el RCM con la CI. El dispositivo IRISS se dirige entonces a  $\theta_1 = \theta_1^*$  y  $\theta_2 = \theta_2^*$  (ángulos de inserción óptimos),  $d_3 = d_c$  (distancia de separación justo fuera del ojo) y  $\theta_4 = 0$ .

15 [0043] En esta operación, el movimiento de IRISS se detiene automáticamente y el cirujano evalúa la posición de la punta de la herramienta y la postura de IRISS. Si es aceptable, se intenta insertar la herramienta. Durante el procedimiento, se proporciona al cirujano una función de aborto/anulación de emergencia para permitir una retirada segura del ojo si, por ejemplo, la inserción no tiene éxito. Durante la inserción automática, el grado de irrigación aplicado y la velocidad de la punta de la herramienta son una función del desplazamiento  $d_3$  como se muestra en la figura 5.

20 [0044] Si la inserción ha fallado (p. ej., si el ojo ha colapsado, ha perdido humedad, etc.), entonces la herramienta vuelve a la posición de espacio libre y se proporciona al cirujano el control manual de la etapa XYZ y los ángulos de las juntas; es decir, el procedimiento de inserción pasa a ser un proceso manual dirigido por el cirujano.

25 [0045] Una vez que  $d_3 = d_0$ , entonces la inserción se considera completa y puede cargarse y ejecutarse una trayectoria automática de extracción de cataratas ( $d_0$  se especifica como el punto inicial de la trayectoria de extracción de cataratas).

30 [0046] Tener en cuenta que, posiblemente, se asuma erróneamente que el trayecto de inserción óptimo obtenido del escaneo del volumen de la CI a través de la córnea es una línea que pasa por el RCM y el punto  $d_3 = d_0$ . Lo más probable es que este no sea el caso. Esto puede corregirse determinando dos segmentos de línea: uno que representa la trayectoria óptima a través de la córnea (la CI/RCM está en esta línea) y otro que conecta la CI/RCM con el punto  $d_0$ . A continuación, puede dirigirse la herramienta para que pase a lo largo del primer segmento de línea hasta que la punta de la herramienta se haya movido más allá del endotelio ( $d_3 > d_{endo}$ ), punto en el que pueden ajustarse  $\theta_1$  y  $\theta_2$  de tal modo que la herramienta ahora apunte directamente a  $d_0$ . Este ajuste se considera seguro y suficiente porque la herramienta se extiende a través del RCM y el RCM coincide con la CI (por lo que se minimiza el esfuerzo).

35 [0047] Operación B4. La sonda de OCT transpupilar se traslada de nuevo a su posición al final de la operación B1; es decir, directamente por encima del centro óptico del ojo. Esta operación es la traslación inversa de la operación B2.

40 Procedimiento C: Escaneo OCT y modelado de la estructura anatómica

45 [0048] Descripción general. Para analizar la anatomía del segmento anterior del ojo, que se usa para especificar la trayectoria de la punta de la herramienta y la zona de exclusión aérea, se desarrolla un procedimiento de modelado que aplica escaneos OCT de volumen. La segmentación de imágenes 3D se realiza en los escaneos OCT de volumen del ojo y se utilizan modelos hiperbólicos para representar la córnea y la cápsula posterior. La pupila también se modela como un elipse 2D en un espacio 3D.

50 [0049] Para adaptarse a una variación de las diferentes estructuras anatómicas de los ojos, se introduce una OCT preoperatoria para parametrizar una estructura anatómica del ojo y a continuación obtener un espacio limitado por el que pueda navegarse de modo seguro por la punta de la herramienta. Escaneos OCT de volumen en 3D de alta sensibilidad (p. ej., aproximadamente 5,5 kHz) (p. ej., aproximadamente  $10 \times$  aproximadamente  $10 \times$  aproximadamente 9,4 mm en el aire); la profundidad de obtención de imágenes en el agua disminuirá aproximadamente en un factor de 1,35) si se obtienen del segmento anterior, que incluye la córnea, el iris, y la cápsula posterior. Debido a que la estructura anatómica interesada es mayor (p. ej.,  $>$  aproximadamente 9,4 mm a lo largo del eje z) que el rango detector capaz de la OCT, la sonda de OCT transpupilar se mueve hacia arriba y hacia abajo para cubrir todo el segmento anterior del ojo. En la operación C1, el escaneo se realiza primero a una profundidad que cubre la córnea y el iris (Figura 6). A continuación, se toman imágenes de la cápsula posterior y se modela en la operación C2. A continuación, los datos adquiridos se unen para formular todo el segmento anterior en la operación C3.

**[0050]** Operación C1. Traslación de la sonda de OCT transpupilar a lo largo del eje z hasta que el epitelio corneal se localice en el rango de 0 a aproximadamente 3 mm del marco de escaneo B de OCT. Reconstrucción de un modelo de córnea a partir de un escaneo OCT de volumen de alta sensibilidad.

**[0051]** Después de mover la sonda de OCT de tal modo que el epitelio de la córnea quede ubicado en el rango de 0 a aproximadamente 3 mm del marco de escaneo B OCT, se realiza un escaneo de volumen de alta sensibilidad del ojo para modelado. Con un filtrado de ruido adecuado, los valores de intensidad de los datos de volumen 3D de la OCT se convierten en una nube de puntos mediante umbrales binarios automatizados. Los vóxeles “verdaderos” restantes representan parte de los tejidos que causan una reflexión más fuerte que el agua o el líquido vítreo. La segmentación de imágenes de OCT se realiza para extraer la estructura anatómica interesada de los datos de la nube de puntos 3D. Para utilizar la herramienta para la extracción automática del cristalino, es preferible determinar las posiciones de la córnea y el iris con respecto al CI que ya está alineado con el RCM. Si bien pueden considerarse otros enfoques para la segmentación de imágenes OCT de las estructuras anteriores, se desarrolla un procedimiento personalizado que considera el conocimiento a priori de la anatomía del ojo. Por ejemplo, la córnea se encuentra generalmente en la parte superior del ojo y la forma del iris es similar a la de un anillo en espacio 3D. En comparación con otros enfoques que imponen un recurso informático significativo para la segmentación precisa de los tejidos, el procedimiento personalizado puede consumir menos tiempo (p. ej., aproximadamente 1 minuto) para derivar un modelo ocular parametrizado para la generación de trayectorias.

**[0052]** Mediante un ajuste mínimo cuadrado en los tejidos segmentados, se utiliza una superficie parabólica de segundo orden para representar el epitelio corneal junto con el grosor de la córnea. También, el rango de la pupila que encuentra el iris se modela como un elipse 2D en un espacio 3D. Estos modelos parametrizados definen el espacio de la cámara anterior y se utilizarán para planificar la trayectoria quirúrgica en el procedimiento D. Tener en cuenta que, debido al rango efectivo de la fuerza de aspiración proporcionada por la herramienta quirúrgica (p. ej., una pieza manual de irrigación/aspiración (IA)), debe reservarse una distancia entre los tejidos y la herramienta al planificar el trayecto quirúrgico. Por lo tanto, el efecto de un error de pila derivado de la segmentación y el modelado puede aliviarse siempre que la escala de error sea relativamente menor que la distancia.

**[0053]** Tener en cuenta que para mejorar la calidad de una imagen, puede aplicarse material viscoelástico y/o agua sobre la superficie de la córnea para mantener una buena transparencia antes de realizar el escaneo de volumen por OCT.

**[0054]** Operación C2. Traslación de la sonda de OCT transpupilar a lo largo del eje z hasta que la cápsula posterior se localice en el rango de 0 a aproximadamente 3 mm del marco de escaneo B OCT. Reconstrucción de un modelo capsular y de iris a partir de un escaneo OCT de volumen de alta sensibilidad.

**[0055]** Similar a la operación C1, se utiliza una superficie hiperbólica de segundo orden para representar la cápsula posterior. Debido al rango finito de obtención de imágenes de la sonda de OCT, la imagen del iris aparece invertida cuando se desplaza hacia abajo por la sonda de OCT y busca la cápsula posterior. Para evitar la superposición del iris y la cápsula, la sonda de OCT deja de moverse hasta que la cápsula posterior se ubica en el rango de 0 a aproximadamente 3 mm del marco de escaneo B OCT, y el iris invertido se ubica en el rango de aproximadamente 3 mm a aproximadamente 9,4 mm (figura 7). Tener en cuenta que (1) aquí puede aplicarse un programa de software como el utilizado en la operación C1 para derivar un modelo parametrizado de la cápsula posterior porque un segundo derivado de un modelo de superficie polinomial puede distinguir la diferencia entre la córnea (cóncava hacia abajo) y la cápsula posterior (cóncava hacia arriba); y (2) la distancia más cercana entre la sonda de OCT y el iris permite obtener una imagen clara del iris, y el modelo de iris obtenido en la operación C2 generalmente anula el obtenido en la operación C1.

**[0056]** Operación C3. Combinar los resultados obtenidos de las operaciones C1 y C2 basado en el desplazamiento z de la sonda de OCT.

**[0057]** Cuando el dispositivo OCT realiza escaneos B o escaneos de volumen, asume que el medio por el que pasan las señales láser es constante. Sin embargo, esto no es necesariamente cierto durante la cirugía de cataratas. Cuando una señal láser pasa por el epitelio corneal, el índice de refracción n aumentaría de 1 (en el aire) a aproximadamente 1,35 (en el agua). Esto especifica el ajuste de un valor de profundidad (a lo largo del eje z) detectado desde el dispositivo OCT:

$$(1) \quad z' = \begin{cases} z, & z < z_{epi} \\ z_{epi} + \frac{n_{aire}}{n_{agua}}(z - z_{epi}), & z \geq z_{epi} \end{cases}$$

donde  $z_{epi}$  es la profundidad del epitelio corneal, y  $n_{aire}$  y  $n_{agua}$  son los índices de refracción en el aire y el agua, respectivamente.

[0058] De este modo se obtiene un modelo anatómico reconstruido para planificar una trayectoria de extracción de cataratas prequirúrgica (ver la figura 8).

5 Procedimiento D: Extracción automatizada del cristalino con supervisión e intervención en tiempo real

[0059] Descripción general. En este procedimiento, la trayectoria de la punta de la herramienta se deriva primero del modelo ocular y, a continuación, el cirujano la revisa y ajusta (si corresponde). Una vez aprobada, la extracción automática del cristalino se realiza siguiendo la trayectoria previa a la extracción de cataratas y se evalúa periódicamente hasta que el material del cristalino se extrae sustancialmente por completo o el cirujano ordena la interrupción. El cirujano también dispone de monitoreo e intervención en tiempo real durante el procedimiento. El cirujano puede anular el comando y controlar la herramienta quirúrgica, ajustar la velocidad de movimiento de la herramienta, y ajustar con precisión la fuerza de aspiración durante la extracción del cristalino.

15 [0060] Operación D1. Generación de trayectorias basado en el modelo reconstruido del segmento anterior obtenido en el procedimiento C. El cirujano revisa la trayectoria y puede adaptar los parámetros de diseño.

[0061] Con el modelo de la estructura anatómica del ojo, se obtiene una trayectoria prequirúrgica de la punta de la herramienta para la extracción automática del cristalino (ver la figura 9). El diseño de la trayectoria de la punta de la herramienta está asociado con los criterios clínicos para la cirugía de cataratas, las observaciones de la extracción manual del cristalino, y también las características mecánicas del dispositivo IRISS. La complicación más común, la rotura de la cápsula posterior, que se produce entre el 1,8 %-4,4 % de las cirugías de cataratas, puede ocurrir cuando se asigna inadecuadamente la posición de la punta de la herramienta de un instrumento intraocular con respecto a la cápsula posterior o cuando se controla inadecuadamente la fuerza de aspiración cuando está cerca de la cápsula. Por lo tanto, aparte del control de la posición de la punta, la rotación del instrumento y la fuerza de aspiración sirven como dos grados de libertad adicionales para la navegación autónoma.

[0062] Se propone un patrón de diseño con las siguientes características: (1) Patrón de movimiento efectivo diseñado para la extracción y aspiración del cristalino; (2) Prevención de la ruptura de la cápsula posterior al disminuir progresivamente la velocidad del movimiento con la distancia desde la punta de la herramienta hasta la cápsula posterior; y (3) Ángulo de la herramienta y fuerza de aspiración programados dinámicamente en relación con la posición de la punta de la herramienta.

[0063] Diseño de patrones de trayectoria. Se propone un patrón en forma de flor con movimiento de pala como en la figura 10. La forma geométrica en el plano de la pupila está diseñada para desagregar el material conglomerado del cristalino, mientras que el movimiento de inclinación está diseñado para separar el material del cristalino de la cápsula posterior. Dada una posición deseada de la punta de la herramienta,

40 
$$p(t) = [p_x(t) \ p_y(t) \ p_z(t)]^T,$$

entonces

45 
$$\left\{ \begin{array}{l} p_x(t) = c_x + q \cos(\theta(t)) \\ p_y(t) = c_y + q \sen(\theta(t)) \\ p_z(t) = c_z - wa \sen(n\theta(t)) \end{array} \right.$$

55 (2A)

60 donde  $c = [c_x \ c_y \ c_z]^T$  es la coordenada del centro del iris,  $w(\theta)$  es una función de ventana entre [0, 1] de tal modo que la trayectoria comenzará y terminará en  $c$ ,  $a(\theta)$  es una amplitud dependiente de la posición limitada por las distancias a las superficies capsulares anterior y posterior,  $n$  es el número de lóbulos o "pétalos de flores" en el patrón geométrico y  $q(\theta)$  es la bidimensional moción del información sobre herramientas en coordenadas polares especificadas como:

65

$$q(\theta) = (sR - wr)sen^2 \left( \frac{n\theta(t)}{2} \right) + wr \quad (2B)$$

donde  $s(\theta)$  es la escala radial del patrón floral que preserva el espacio de seguridad entre la punta de la herramienta y el iris,  $R$  es el radio de la pupila,  $r$  es el radio interior del patrón floral, y  $\theta(t)$  es el ángulo entre el eje  $x$  y una línea desde  $c$  hasta la punta de la herramienta en el rango  $[0, 2\pi]$ . El valor de  $\theta(t)$  se elige con un muestreo equidistante en coordenadas polares con una velocidad promedio aproximada de la punta de la herramienta de 0,6 mm/s y un tiempo de ciclo de 90 s. Desde una vista superior, el patrón gira cerca del punto de incisión para desagregar un material cortical conglomerado aumentando el recorrido longitudinal. El movimiento de recogida se emplea en una dirección de profundidad para facilitar la separación del cristalino de la cápsula posterior.

**[0064]** Una preponderancia del movimiento en la dirección y corresponde a un movimiento observado en  $d_3$  a partir de datos experimentales principal/subordinado operados por un cirujano. El cambio relativamente gradual en la dirección  $x$ , o en consecuencia un cambio incremental de  $\theta_2$ , también sirve para evitar una saturación en un accionador que acciona  $\theta_2$  ya que el control de posición de  $\theta_2$  está más sujeto a la saturación del accionador debido a una relación de transmisión general relativamente alta. Además, se emplea una restricción estricta en cada junta individual para garantizar que el movimiento del dispositivo quirúrgico robótico no supere sus restricciones. Por ejemplo,  $\theta_1$  está restringido dentro de [aproximadamente -8, aproximadamente 35] grados.

**[0065]** Para separar el cristalino de la cápsula posterior, la herramienta se mueve más lenta y profundamente después de cada ciclo para separar y aspirar el material del cristalino. Por lo tanto, la herramienta se mueve más rápido durante el primer ciclo (aproximadamente la velocidad promedio de la punta de la herramienta: 0,6 mm/s) y a una profundidad conservadora, poco profunda (aproximadamente dentro del 30 % superior del grosor de la bolsa capsular). Cada ciclo subsiguiente progresa con la punta de la herramienta más profunda (aproximadamente un 10 % del grosor del cristalino por ciclo) y más lenta (aproximadamente un -25 % de la velocidad de la punta de la herramienta).

**[0066]** *Rotación de instrumentos.* La pieza manual I/A (Millennium Surgical, mango 92-IA21, punta recta 92-IA225) tiene un puerto de aspiración lateral en la punta. La ruptura de la cápsula posterior puede ocurrir cuando se aspira el material cortical, pero el puerto de aspiración sigue apuntando a una superficie capsular a corta distancia. Por esta razón,  $\theta_4$  está programado de tal modo que el puerto de aspiración se mantiene orientado en dirección opuesta a la cápsula posterior. También, cuando la punta de la herramienta está cerca del ecuador de la bolsa capsular, el vector normal del puerto se dirige hacia un eje virtual por encima del centro del iris  $c$ ,

$$\{(x, y, z) \in \mathbb{R}^3 : x = c_x \text{ y } z = c_z + \Delta z_a\} \quad (3A)$$

donde  $\Delta z_a > 0$  indica la compensación entre el centro del iris y el eje virtual. La rotación del instrumento basado en la posición puede describirse como:

$$\theta_4(t) = atan2(p_x - c_x, p_z - c_z - \Delta z_a) \quad (3B)$$

donde  $Atan2()$  es la función arcotangente con dos argumentos.

**[0067]** *Programación de la fuerza de aspiración.* La fuerza de aspiración se ajusta basado en la distancia a la cápsula posterior para evitar la ruptura de la cápsula posterior. Cuando la punta está cerca de la superficie posterior, la fuerza de aspiración es baja; cuando está lejos, la aspiración aumenta en consecuencia. También es preferible establecer un umbral para los extremos de aspiración de modo que pueda mantenerse efectiva sin dañar los tejidos. Por lo tanto, la aspiración se programa basado en  $\Delta z_p(t)$ , la distancia entre la punta de la herramienta y la cápsula posterior (figura 11). Esto se logra mediante la siguiente programación de aspiraciones basado en el puesto:

$$f_a(t) = f_{a,lb} + (f_{a,ub} - f_{a,lb}) \text{sat} \left[ \frac{\Delta z_p(t) - z_{lb}}{z_{ub} - z_{lb}} \right] \quad (4)$$

donde  $f_a(t)$  es la fuerza de aspiración basado en la posición de la punta de la herramienta;  $( )_{lb}$  y  $( )_{ub}$  son anotaciones abreviadas de los límites inferior y superior de un parámetro;  $\text{sat}( )$  es la función de saturación con dominio y codominio  $[0, 1]$ ; y  $Z_{lb}$  y  $Z_{ub}$  son límites especificados por el usuario en la magnitud de  $\Delta z_p(t)$ . Esta saturación es preferible para evitar que la fuerza de aspiración se vuelva demasiado agresiva o deforme el tejido intraocular, al tiempo que proporciona una fuerza suficiente para continuar aspirando el material del cristalino.

**[0068]** Una vez que se ha obtenido y revisado la trayectoria prequirúrgica, se proyecta una vista superior de la trayectoria de la punta de la herramienta en una vista anterior del ojo en una interfaz gráfica de usuario (GUI). Del mismo modo, una vista lateral de la trayectoria de la punta de la herramienta se proyecta sobre una vista superior del ojo. Si un cirujano solicita algún ajuste, las compensaciones y el redimensionamiento del rango pueden realizarse manualmente.

**[0069]** Tener en cuenta que todavía no se aplica ninguna aspiración en esta etapa, pero la irrigación permanece activada para mantener la presión y, por lo tanto, la integridad de la anatomía del ojo mientras la punta de la herramienta permanece dentro de la cámara anterior.

**[0070]** Operación D2. Seguimiento de la trayectoria prederivada y activación de la fuerza de aspiración programada. El cirujano dispone de monitorización e intervención intraoperatorias en tiempo real.

**[0071]** Durante el seguimiento automático de la trayectoria de extracción de la catarata, se obtienen escaneos B OCT en tiempo real o escaneos localizados que cruzan la punta de la herramienta y se muestran en la GUI para monitorear el progreso quirúrgico (ver las figuras 12 y 13). La sonda de OCT también puede trasladarse para rastrear la cápsula posterior, el material del cristalino, u otras características de interés. La velocidad de marcos de un escaneo B (un intervalo de tiempo entre cada actualización sin guardar los datos) es aproximadamente 8 Hz y se establece mediante el ancho de banda de movimiento del espejo galvo mecánico. La velocidad de marcos de un volumen de escaneo localizado es aproximadamente 1,5 Hz.

**[0072]** Se permiten varias opciones de intervención quirúrgica:

(1) El cirujano puede compensar y cambiar el tamaño del espacio de trabajo de la trayectoria. La trayectoria  $p(t)$  se modifica según el espacio de trabajo ajustado:

$$p'(t) = RS [p(t) - c] + T + c \quad (5)$$

donde  $R$  y  $S$  son matrices de rotación y escalado que representan la deformación del espacio de trabajo,  $T$  es un vector de traslación que representa la traslación del espacio de trabajo, y el centro del iris  $c$  es el centro de redimensionamiento. Esta función es deseable en caso de deformación ocular o colapso corneal porque, en tal caso, la estructura anatómica es diferente a la del inicio de la cirugía.

(2) El cirujano puede modificar la velocidad a la que se navega por la punta de la herramienta o pausar el movimiento manteniendo la misma fuerza de aspiración.

(3) El cirujano puede anular el ángulo de rotación programado del instrumento quirúrgico. A veces es preferible separar un pedazo del cristalino de la cápsula posterior y crear una perturbación que ayude a aspirar materiales del cristalino más grandes.

(4) El cirujano puede indicar al robot que mueva la punta de la herramienta a cualquier punto dentro del espacio de trabajo haciendo clic directamente en las imágenes mostradas. La vista de la cámara determina las coordenadas  $(x, y)$  del objetivo, mientras que la coordenada  $z$  se asigna a partir de escaneos B OCT localizados. Esta función puede usarse para apuntar y eliminar directamente el material flotante del cristalino y las burbujas de aire. En el caso de que un usuario solicite un punto fuera del espacio de trabajo de la herramienta o más allá de los márgenes de seguridad, un procedimiento de bisección determina de manera eficiente el punto límite más cercano al objetivo deseado sin formular ni resolver un problema de optimización convexo. La punta de la herramienta se moverá hacia el punto ordenado y a continuación se detendrá cuando su distancia al límite sea inferior al umbral  $\epsilon$ .

---

**Entradas:** Posición actual  $p_0$ , Posición asignada  $p_{rg}$

**Salida:** Punto asignado factible  $p^*$

5 **Etapa 1:** si  $p_{rg}$  está dentro del espacio de trabajo, **retorno**  $p^* = p_{rg}$

**Etapa 2:**  $\Delta p = p_{rg} - p_0$

10  $(\alpha_{lb}, \alpha_{ub}) = (0, 1)$  y  $p^* = p_0$

**hacer**

$$p_{ant} = p^*$$

15  $\alpha = 1/2 (\alpha_{ub} - \alpha_{lb})$

$$p^* = p_0 + \alpha \Delta p$$

20 **si**  $p^*$  está fuera de los límites,  $\alpha_{ub} = \alpha$

**de lo contrario**  $\alpha_{lb} = \alpha$

**terminar si**

25 mientras que  $(\|p^* - p_{ant}\|_2 > \epsilon)$  o  $(p^*$  está fuera de los límites)

**retorno**  $p^*$

---

30 (5) El cirujano puede solicitar la terminación urgente de la cirugía. El instrumento se retraerá del ojo en, por ejemplo, unos 200 ms.

35 **[0073]** Operación D3. Evaluación de las tomografías computarizadas del segmento anterior cada dos minutos aproximadamente para determinar si debe continuarse con la extracción del cristalino y cómo hacerlo.

40 **[0074]** Evaluación del progreso (p. ej., realizada por un cirujano humano o mediante un procedimiento de visión informático) cada aproximadamente dos minutos pausando el movimiento de la herramienta en una posición de espera y obteniendo un escaneo OCT de volumen (figura 14). Si es preferible, puede realizarse una inspección a simple vista. Se proporcionan múltiples opciones de movimiento para permitir al usuario seleccionar el siguiente modo autónomo basado en el resultado de la evaluación: (1) continuar la trayectoria prederivada si la mayor parte del cristalino aún permanece en el segmento anterior (figura 14(a)) (2) moviéndose a las ubicaciones del cristalino restante si solo hay unas pocas partículas diminutas flotantes (figura 14(b)). La extracción del cristalino se completa cuando prácticamente no queda material cortical en el segmento anterior (figura 14(c)) o no se puede avanzar (a juicio del cirujano, generalmente debido al mal funcionamiento de la herramienta de I/A o a la unión del cristalino a la cápsula posterior).

50 **[0075]** Los procedimientos de automatización se extienden más allá de la operación principal-subordinado para lograr una manipulación de instrumentos de alta precisión. Además, la sólida transformación dinámica de coordenadas es computacionalmente más manejable en comparación con un enfoque de OCT asistido por estéreo para el seguimiento de la punta de la herramienta. En cuanto al uso de la obtención de imágenes por OCT, los escaneos volumétricos tridimensionales intermitentes, asistidos por escaneos B en tiempo real y vistas superiores de la cámara, también permiten una mejor evaluación y orientación de la extracción automática del cristalino.

55 **[0076]** Uso de una sonda de OCT intraocular para guiar la herramienta. En combinación con la sonda de OCT transpupilar, los datos de imágenes intraoperatorias adquiridos de una sonda de OCT intraocular pueden utilizarse para actualizar el modelo anatómico derivado del uso de la sonda de OCT transpupilar y ajustar la trayectoria del movimiento de la herramienta. Además, la funcionalidad de la herramienta puede ajustarse según la distancia de la punta al tejido, así como según el tipo de tejido identificado.

60 **[0077]** En relación con la figura 15 se explica un procedimiento basado en datos de imágenes para determinar el tipo de tejido y la distancia entre el tejido y la sonda de OCT intraocular. La identificación del tejido puede realizarse en una característica anatómica de interés usando la sonda de OCT intraocular. En el caso de una sonda de escaneo A, la identificación puede realizarse a partir de líneas de escaneo A temporales basado en una diferenciación de la intensidad de la señal de retorno entre un tejido de interés y un tejido circundante o un medio líquido circundante (p. ej., solución salina equilibrada, agua desionizada, fluido viscoelástico, u otro fluido quirúrgico

o biológico). Los diferentes tejidos presentan características distintas del escaneo A, lo que facilita el proceso de segmentación e identificación. Como ejemplo, la figura 15 ilustra una diferencia en la intensidad de la señal entre un material cortical y una cápsula posterior durante un procedimiento quirúrgico. El material cortical presenta una cobertura espacial amplia (irregular), una reflexión más baja, y una difusión más alta, mientras que la cápsula posterior exhibe una distribución estrecha (unimodal), una reflexión más alta, y una difusión más baja.

Dispositivo quirúrgico robótico

**[0078]** La figura 16 muestra un dispositivo quirúrgico robótico según algunas realizaciones. El dispositivo incluye un manipulador quirúrgico 1 y un controlador 4. El controlador 4 está conectado al manipulador quirúrgico 1 y a un dispositivo 2 de obtención de imágenes, y dirige el funcionamiento del manipulador quirúrgico 1 y del dispositivo 2 de obtención de imágenes. El controlador 4 puede implementarse como un procesador y una memoria asociada que almacena instrucciones ejecutables por el procesador. El dispositivo 2 de obtención de imágenes incluye un dispositivo de obtención de imágenes OCT, que incluye una sonda de OCT transpupilar.

**[0079]** Como se muestra en la figura 16, el manipulador quirúrgico 1 incluye un par de brazos manipuladores 6 controlables de forma independiente, cada uno de los cuales incluye una pista semicircular 8 en la que se monta el carro 10 de herramientas de forma móvil, y donde el carro 10 de herramientas sostiene uno o más instrumentos quirúrgicos o herramientas 12 que están montados de modo móvil en el carro 10 de herramientas. Cada herramienta quirúrgica 12 está limitada mecánicamente alrededor de un RCM del brazo manipulador 6 en el que está montada la herramienta quirúrgica 12, de tal modo que un eje o línea central de la herramienta quirúrgica 12 se extiende a través del RCM mientras permanece en una región plana especificada basado en la orientación rotacional del brazo manipulador 6. Como se muestra en la figura 16, el dispositivo 2 de obtención de imágenes también incluye una sonda 30 de obtención de imágenes intraoculares, tal como una sonda de OCT intraocular, que se monta junto a una herramienta quirúrgica 12 para adquirir datos de obtención de imágenes intraoperatorias. El movimiento robótico de varios componentes de los brazos manipuladores 6 es accionado por accionadores, tales como motores y la electrónica de accionamiento asociada, según lo dirigido por el controlador 4. Aunque los dos brazos manipuladores 6 se muestran en la figura 16, en otras realizaciones pueden incluirse más de dos o uno solo de tales brazos manipuladores 6.

**[0080]** En la figura 17 se muestra uno solo de los brazos manipuladores 6 según algunas realizaciones. Los brazos manipuladores adicionales 6 pueden configurarse de forma similar como se explica a continuación. El RCM del brazo manipulador 6 se refuerza mecánicamente montando la herramienta quirúrgica 12 en el carro 10 de herramientas, que puede deslizarse a lo largo de la pista semicircular 8, lo que permite la rotación alrededor de  $\hat{Y}$  por  $\theta_2$ . La pista semicircular 8 está montada en una junta giratoria 14, que permite la rotación alrededor de Z por  $\theta_1$ . La pista semicircular 8 y la junta giratoria 14 están alineadas de tal modo que sus ejes de rotación son sustancialmente ortogonales y se cruzan en el RCM. La herramienta quirúrgica 12 está montada de tal modo que su eje o línea central interseca el eje de rotación de la pista semicircular 8 y pasa a través del RCM. De este modo, el movimiento de traslación de entrada y salida de la herramienta 12 se indica como  $d_3$ , y la rotación de la herramienta 12 alrededor de su línea central se indica como  $\theta_4$ . La pista semicircular 8 está montada, a través de la junta giratoria 14, en un vástago giratorio 16 que es accionado para girar mediante un accionador 18, tal como un motor y la electrónica de accionamiento asociada. Un eje de rotación del vástago 16 coincide sustancialmente con el eje de rotación de la junta giratoria 14.

**[0081]** Haciendo referencia nuevamente la figura 16, para permitir la traslación tridimensional de los RCM restringidos mecánicamente, los brazos manipuladores 6 están montados en una etapa de posicionamiento multieje 20 capaz de realizar una traslación XYZ tridimensional. El movimiento de traslación de la etapa 20 es accionado por un conjunto de accionadores, tales como motores y la electrónica de accionamiento asociada.

**[0082]** Como se usa en la presente descripción, los términos singulares “un”, “una”, y “el/la”, pueden incluir referentes plurales, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Por lo tanto, p. ej., la referencia a un objeto puede incluir múltiples objetos a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

**[0083]** Como se usa en la presente memoria, el término “conjunto” se refiere a una colección de uno o más objetos. Así, por ejemplo, un conjunto de objetos puede incluir un solo objeto o varios objetos. Los objetos de un conjunto también pueden denominarse miembros del conjunto. Los objetos de un conjunto pueden ser iguales o diferentes. En algunos casos, los objetos de un conjunto pueden compartir una o más características comunes.

**[0084]** Como se usa en la presente memoria, los términos “conectar”, “conectado”, y “conexión” se refieren a un acoplamiento o enlace operativo. Los objetos conectados pueden acoplarse directamente entre sí o pueden acoplarse indirectamente entre sí, tal como a través de uno o más objetos.

**[0085]** Como se usa en la presente memoria, los términos “sustancialmente” y “aproximadamente” se usan para describir y tener en cuenta pequeñas variaciones. Cuando se usan junto con un evento o circunstancia, los términos se pueden referir a instancias en las que el evento o circunstancia ocurre con precisión, así como también instancias en las que el evento o circunstancia ocurre en una aproximación cercana. Por ejemplo, cuando se usa junto con un

valor numérico, los términos se pueden referir a un intervalo de variación menor o igual a  $\pm 10\%$  de ese valor numérico, tal como menor o igual a  $\pm 5\%$ , menor o igual a  $\pm 4\%$ , menor o igual a  $\pm 3\%$ , menor o igual a  $\pm 2\%$ , menor o igual a  $\pm 1\%$ , menor o igual a  $\pm 0,5\%$ , menor o igual a  $\pm 0,1\%$ , o menor o igual a  $\pm 0,05\%$ . Por ejemplo, un valor numérico puede ser “sustancialmente” o “aproximadamente” el mismo que un segundo valor numérico si el primer valor numérico está dentro del rango de variación inferior que o igual a  $\pm 10\%$  del segundo valor numérico, tal como inferior que o igual a  $\pm 5\%$ , inferior que o igual a  $\pm 4\%$ , inferior que o igual a  $\pm 3\%$ , inferior que o igual a  $\pm 2\%$ , inferior que o igual a  $\pm 1\%$ , inferior que o igual a  $\pm 0,5\%$ , inferior que o igual a  $\pm 0,1\%$ , inferior que o igual a  $\pm 0,05\%$ .

**[0086]** Adicionalmente, las concentraciones, cantidades, proporciones, y otros valores numéricos se presentan a veces en la presente memoria en un formato de rangos. Debe entenderse que tal formato de rangos se usa por conveniencia y brevedad y deberá entenderse de modo flexible para incluir valores numéricos especificados explícitamente como límites de un rango, pero también para incluir todos los valores numéricos individuales o subrangos abarcados dentro de ese rango como si cada valor numérico y subrango se especificara explícitamente. Por ejemplo, debe entenderse que un rango de aproximadamente 1 a aproximadamente 200 incluye los límites citados explícitamente de aproximadamente 1 y aproximadamente 200, pero también que incluye valores individuales tales como aproximadamente 2, aproximadamente 3 y aproximadamente 4, y subrangos tales como de aproximadamente 10 a aproximadamente 50, de aproximadamente 20 a aproximadamente 100, etc.

**[0087]** Si bien la descripción se ha descrito con referencia a las realizaciones específicas de la misma, los expertos en la técnica deben entender que pueden realizarse varios cambios y pueden sustituirse equivalentes sin que se aparten del alcance de la descripción. Además, pueden hacerse muchas modificaciones para adaptar una situación, material, composición de materia, método, operación u operaciones particulares, al objetivo, alcance de la descripción. En particular, aunque ciertos métodos pueden haber sido descritos con referencia a operaciones particulares realizadas en un orden particular, se entenderá que estas operaciones se pueden combinar, subdividir o reordenar para formar un método equivalente sin que se aparte de las enseñanzas de la divulgación. Por consiguiente, excepto que se indique específicamente en la presente memoria, el orden y la agrupación de las operaciones no es una limitación de la descripción.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema quirúrgico que comprende:
  - 5 un dispositivo de obtención de imágenes configurado para adquirir datos de obtención de imágenes de un sitio quirúrgico;
  - un manipulador quirúrgico configurado para sujetar una herramienta quirúrgica; y
  - 10 un controlador conectado al dispositivo de obtención de imágenes y al manipulador quirúrgico, en donde el controlador está configurado para recibir los datos de imágenes del dispositivo de obtención de imágenes y derivar, a partir de los datos de obtención de imágenes, una trayectoria de inserción de la herramienta quirúrgica a través de una incisión en el sitio quirúrgico,
  - 15 en donde el controlador está configurado para derivar la trayectoria de inserción derivando, a partir de los datos de obtención de imágenes, un conjunto de ángulos de inserción para la herramienta quirúrgica a través de la incisión.
2. El sistema quirúrgico de la reivindicación 1, en donde el controlador está configurado para derivar la trayectoria de inserción realizando una transformación de coordenadas entre un marco de referencia del dispositivo de obtención de imágenes y un marco de referencia del manipulador quirúrgico.
3. El sistema quirúrgico de la reivindicación 1, en donde el controlador está configurado para alinear un centro de movimiento mecánico del instrumento quirúrgico de modo que coincida con la incisión.
4. El sistema quirúrgico de la reivindicación 1, en donde el controlador está configurado para derivar la trayectoria de inserción dirigiendo la traslación del dispositivo de obtención de imágenes con respecto a la incisión.
5. El sistema quirúrgico de la reivindicación 1, en donde el controlador está configurado para derivar la trayectoria de inserción derivando un conjunto de distancias indicativas de la extensión del desplazamiento de una punta del instrumento quirúrgico a lo largo de la trayectoria.
6. El sistema quirúrgico de la reivindicación 5, en donde el controlador está configurado para dirigir la traslación del manipulador quirúrgico para trasladar la herramienta quirúrgica a lo largo de una trayectoria de inserción de tejido.
7. El sistema quirúrgico de la reivindicación 5, en donde el controlador está configurado para dirigir la traslación del manipulador quirúrgico para trasladar la herramienta quirúrgica a lo largo de la trayectoria de inserción.
8. El sistema quirúrgico de la reivindicación 7, en donde el controlador está configurado para dirigir una variación de una velocidad de traslación del instrumento quirúrgico en función de la extensión del desplazamiento de la punta del instrumento quirúrgico a lo largo de la trayectoria de inserción.
9. El sistema quirúrgico de la reivindicación 7, en donde el controlador está configurado para dirigir el movimiento del manipulador quirúrgico para mover la punta del instrumento quirúrgico a lo largo de una trayectoria de extracción de tejido.
10. El sistema quirúrgico de la reivindicación 9, en donde el controlador está configurado para derivar la trayectoria de extracción de tejido según un modelo parametrizado del sitio quirúrgico.
11. El sistema quirúrgico de la reivindicación 10, en donde el controlador está configurado para derivar el modelo parametrizado del sitio quirúrgico a partir de los datos de la obtención de imágenes del sitio quirúrgico.
12. El sistema quirúrgico de la reivindicación 11, en donde el modelo parametrizado del sitio quirúrgico especifica un volumen dentro del cual se limita la trayectoria de extracción de tejido.
13. El sistema quirúrgico de la reivindicación 11, en donde el modelo parametrizado del sitio quirúrgico especifica un conjunto de superficies entre las que se limita la trayectoria de extracción de tejido.
14. El sistema quirúrgico de la reivindicación 11, en donde el dispositivo de obtención de imágenes incluye una sonda de obtención de imágenes transpupilares, y el controlador está configurado para derivar el modelo parametrizado del sitio quirúrgico a partir de los datos de obtención de imágenes adquiridos por la sonda de obtención de imágenes transpupilares.

- 5 15. El sistema quirúrgico de la reivindicación 14, en donde el dispositivo de obtención de imágenes incluye además una sonda de obtención de imágenes intraoculares, y el controlador está configurado para actualizar el modelo parametrizado del sitio quirúrgico a partir de los datos de obtención de imágenes adquiridos por la sonda de obtención de imágenes intraoculares.
- 10 16. El sistema quirúrgico de la reivindicación 15, en donde el controlador está configurado para identificar un tejido adyacente a la punta del instrumento quirúrgico a partir de los datos de obtención de imágenes adquiridos por la sonda de obtención de imágenes intraoculares.
- 15 17. El sistema quirúrgico de la reivindicación 15, en donde el controlador está configurado para derivar una distancia entre la punta del instrumento quirúrgico y un tejido adyacente a la punta del instrumento quirúrgico a partir de los datos de obtención de imágenes adquiridos por la sonda de obtención de imágenes intraoculares.
- 20 18. El sistema quirúrgico de la reivindicación 9, en donde el instrumento quirúrgico es un instrumento de aspiración, y el controlador está configurado para dirigir una variación de una fuerza de aspiración del instrumento quirúrgico en función de la posición de la punta del instrumento quirúrgico a lo largo de la trayectoria de extracción de tejido.
- 25 19. El sistema quirúrgico de la reivindicación 9, en donde el controlador está configurado para dirigir una variación de un ángulo de rotación alrededor de una línea central del instrumento quirúrgico en función de una posición de la punta del instrumento quirúrgico a lo largo de la trayectoria de extracción de tejido.
- 30 20. El sistema quirúrgico de la reivindicación 9, en donde el dispositivo de obtención de imágenes incluye una sonda de obtención de imágenes intraoculares, y el controlador está configurado para ajustar la funcionalidad del instrumento quirúrgico según los datos de obtención de imágenes adquiridos por la sonda de obtención de imágenes intraoculares.
- 35 21. El sistema quirúrgico de la reivindicación 9, en donde el controlador está configurado para proporcionar una interfaz de usuario para visualizar el sitio quirúrgico para la monitorización intraoperatoria y para proporcionar una función de anulación para ajustar o terminar el movimiento del instrumento quirúrgico a lo largo de la trayectoria de extracción de tejido.
- 40 22. El sistema quirúrgico de la reivindicación 9, en donde el controlador está configurado para proporcionar una interfaz de usuario para visualizar el sitio quirúrgico para evaluar el progreso quirúrgico.
- 45 23. El sistema quirúrgico de la reivindicación 22, en donde la interfaz de usuario proporciona una función para seleccionar un siguiente modo autónomo según el progreso quirúrgico.
- 50 24. Un controlador para dirigir el funcionamiento del sistema quirúrgico de cualquier reivindicación anterior, que comprende:  
un procesador y una memoria conectados al procesador y que almacenan instrucciones para:  
adquisición directa de datos de obtención de imágenes de un sitio quirúrgico a partir de un dispositivo de obtención de imágenes que incluye una sonda de obtención de imágenes intraoculares;  
derivar, a partir de los datos de obtención de imágenes, una trayectoria de inserción de un instrumento quirúrgico a través de una incisión en el sitio quirúrgico; y  
derivar la trayectoria de inserción derivando, a partir de los datos de obtención de imágenes, un conjunto de ángulos de inserción para la herramienta quirúrgica a través de la incisión.
- 55 25. El controlador de la reivindicación 24, en donde la memoria almacena además instrucciones para dirigir la traslación del instrumento quirúrgico a lo largo de la trayectoria de inserción.
- 60 26. El controlador de la reivindicación 24, en donde la memoria almacena además instrucciones para dirigir la traslación del instrumento quirúrgico a lo largo de una trayectoria de extracción de tejido.
- 65 27. El controlador de la reivindicación 24, en donde la memoria almacena además instrucciones para dirigir el movimiento de una punta del instrumento quirúrgico a lo largo de una trayectoria de extracción de tejido.

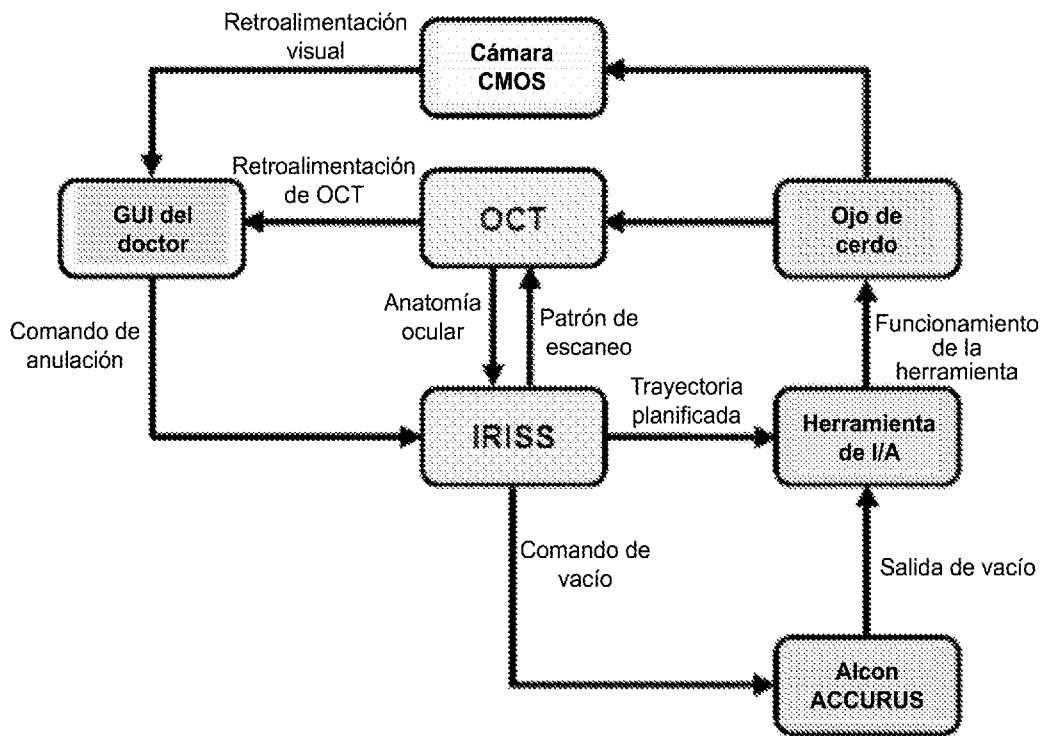


Figura 1A

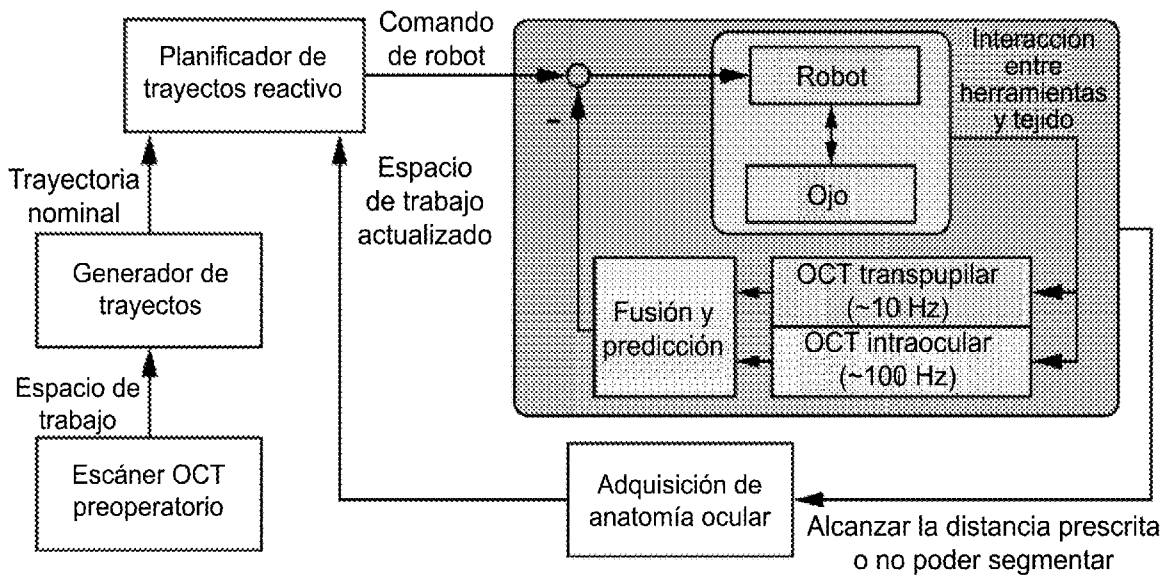


Figura 1B

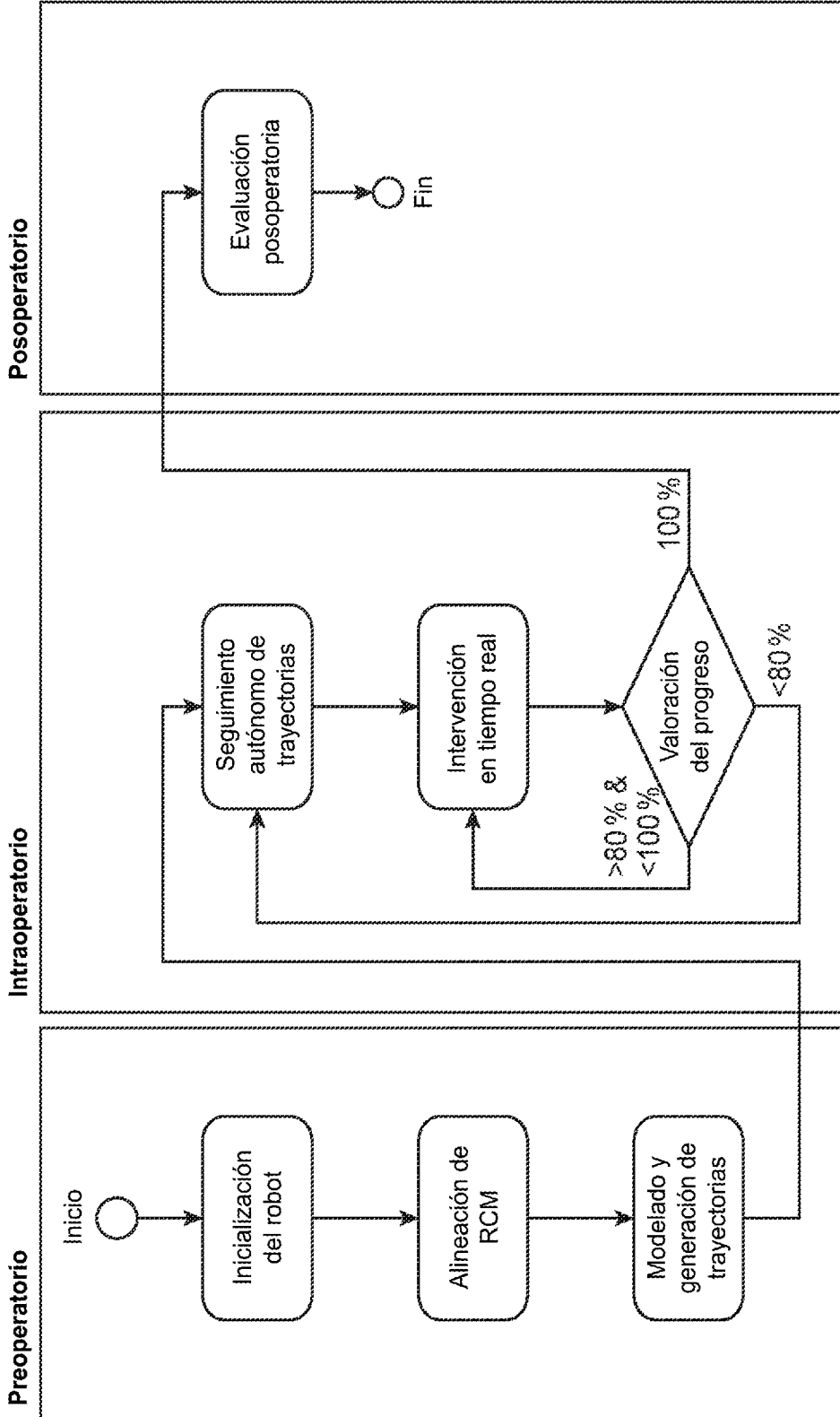


Figura 1C

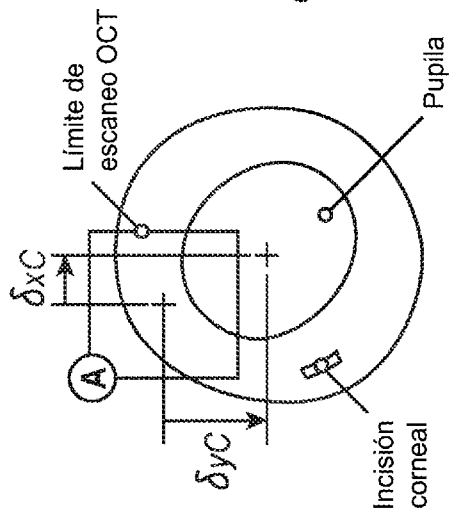


Figura 2A

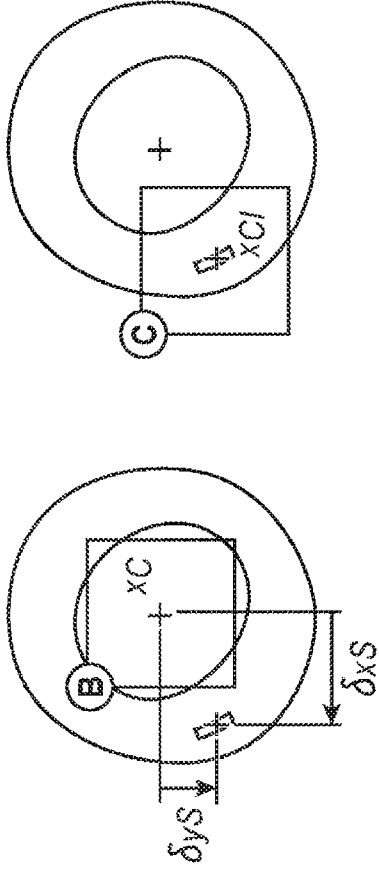


Figura 2B

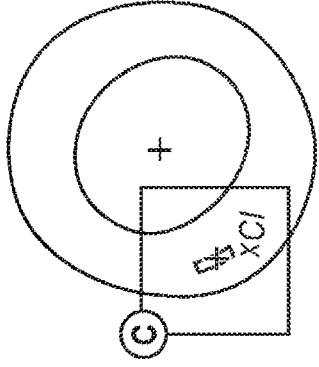


Figura 2C

VISTA SUPERIOR

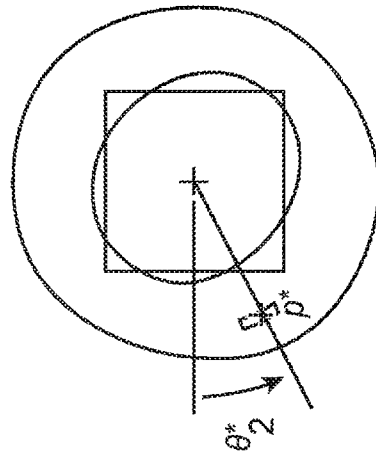


Figura 3A

VISTA LATERAL

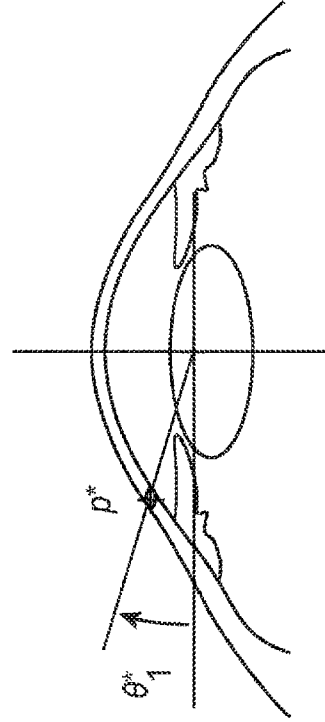


Figura 3B

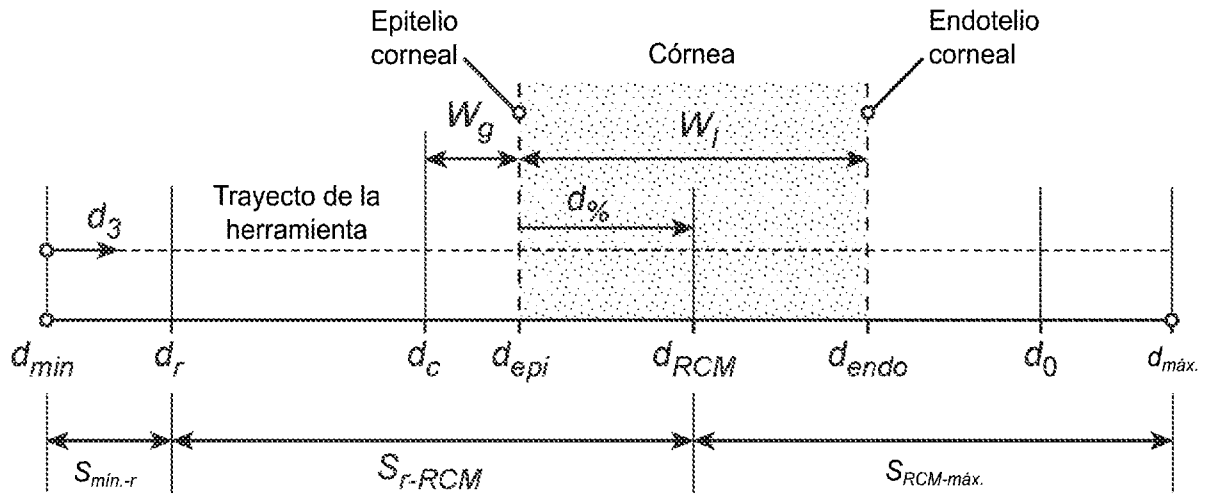


Figura 4

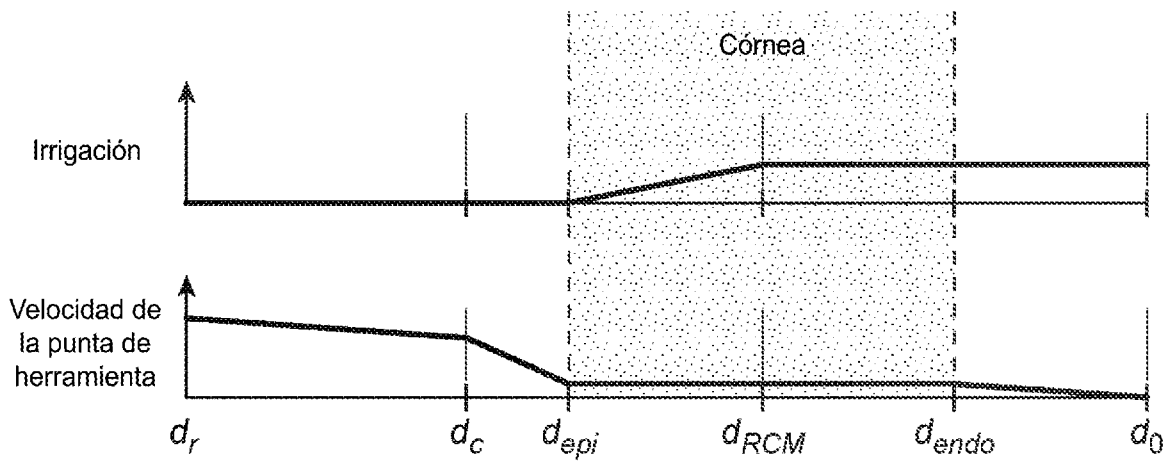


Figura 5

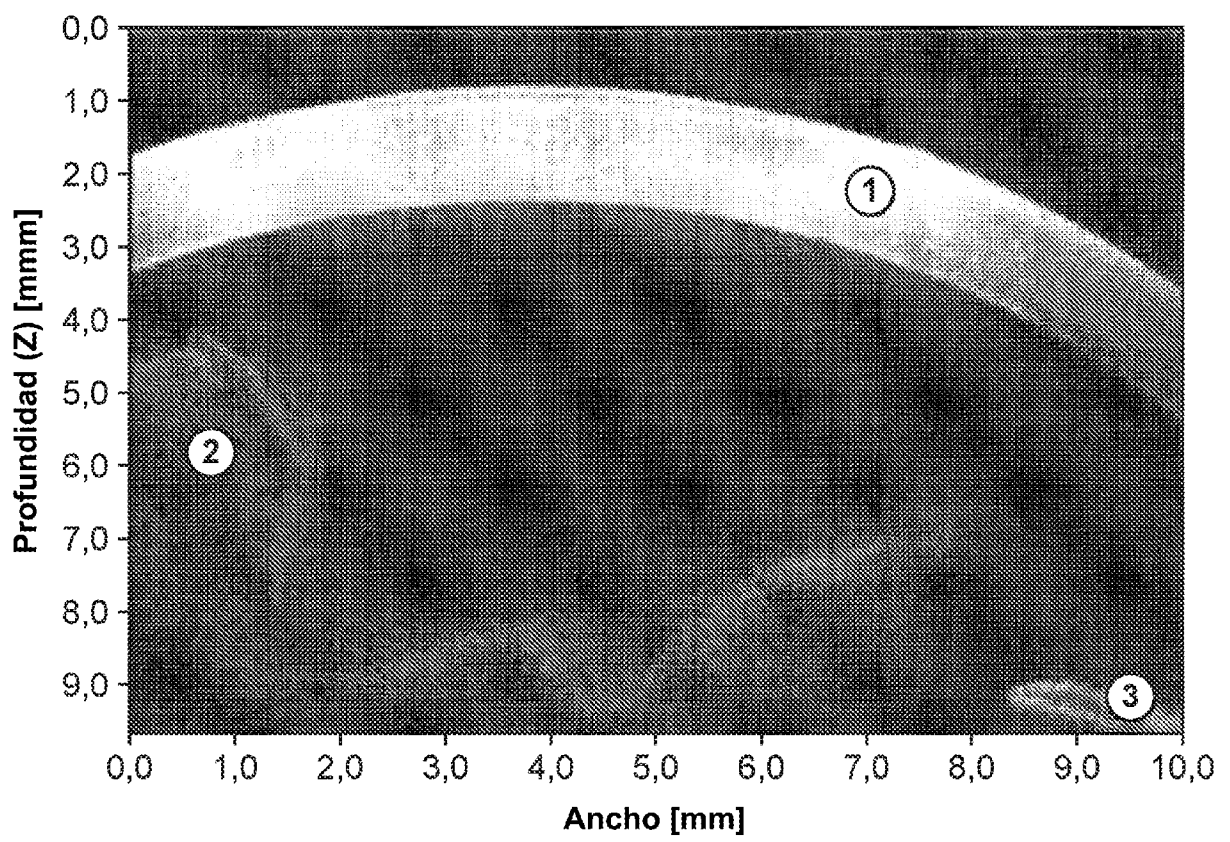


Figura 6

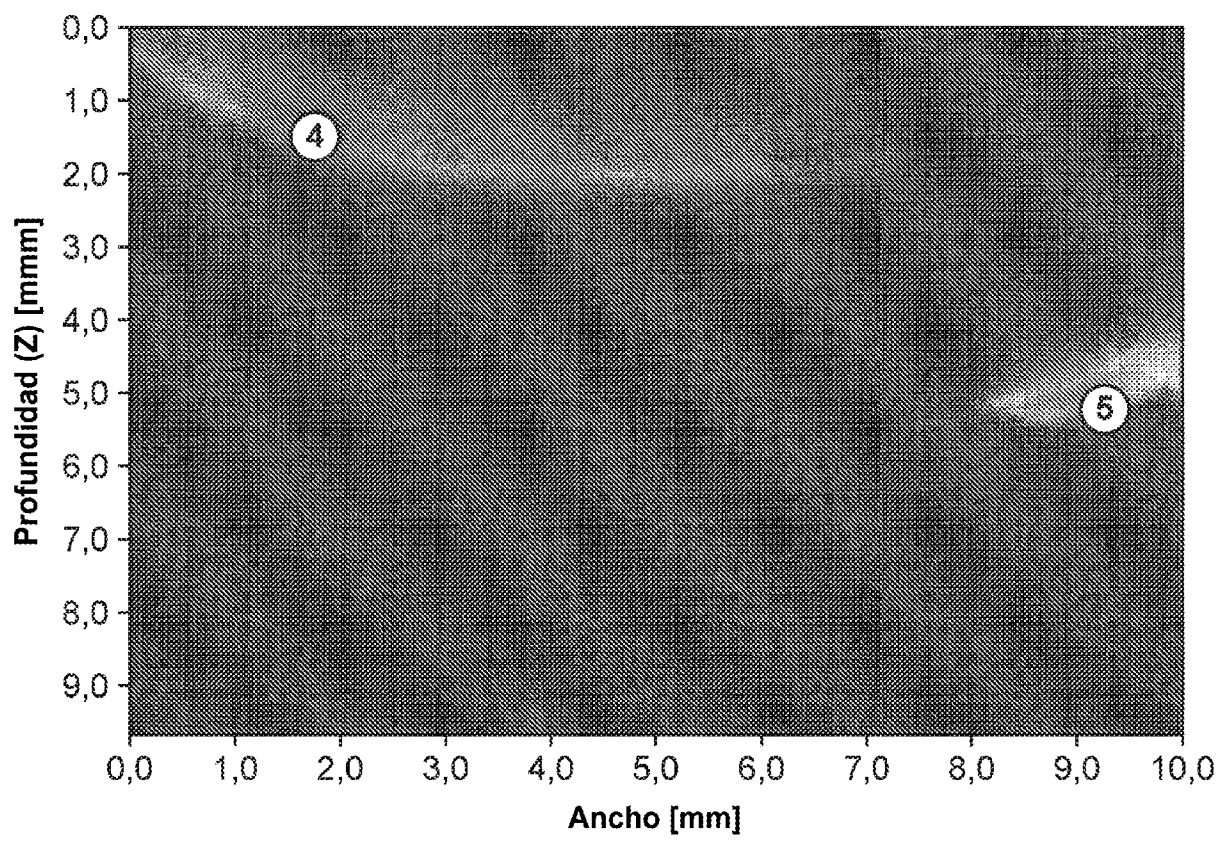


Figura 7

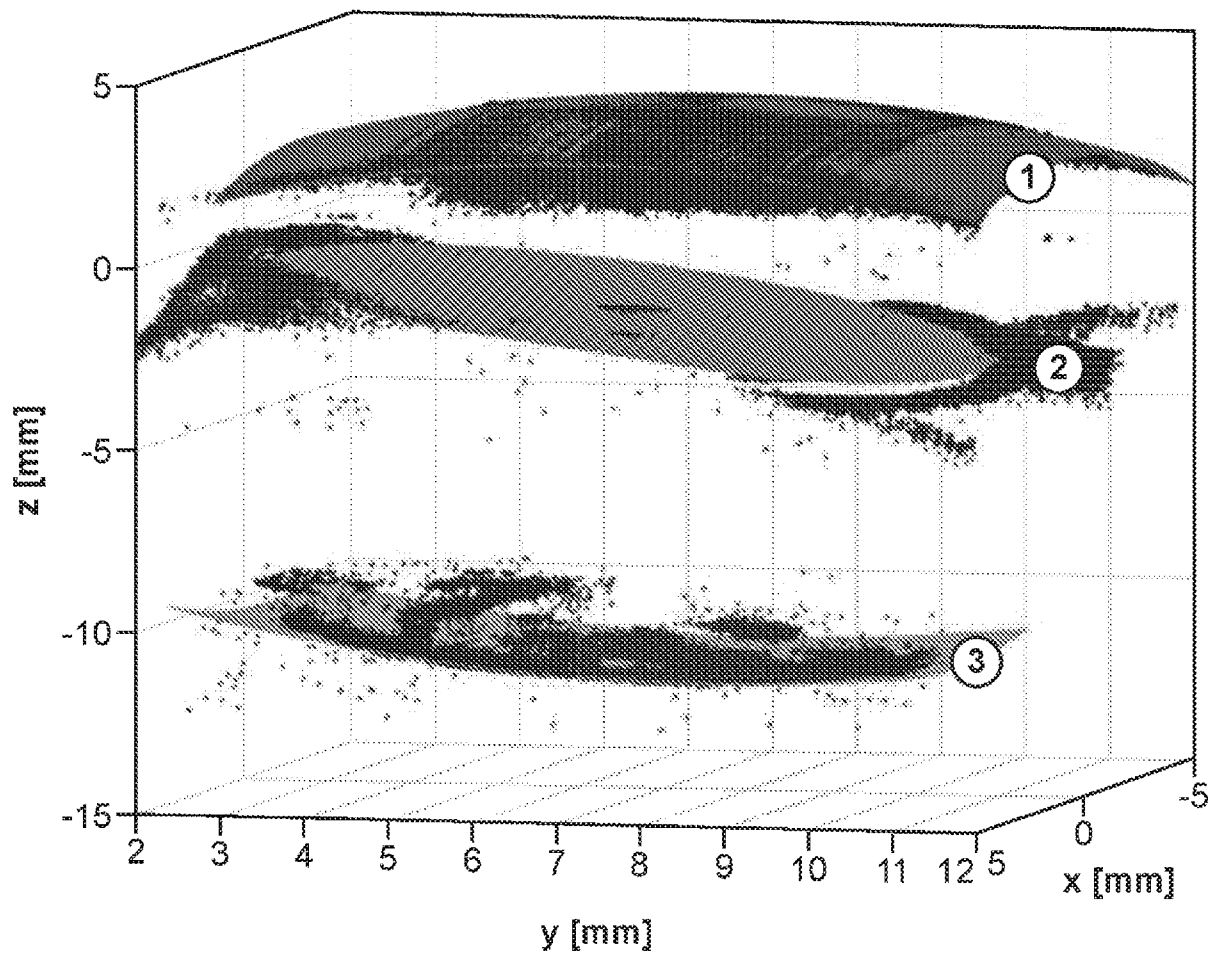


Figura 8

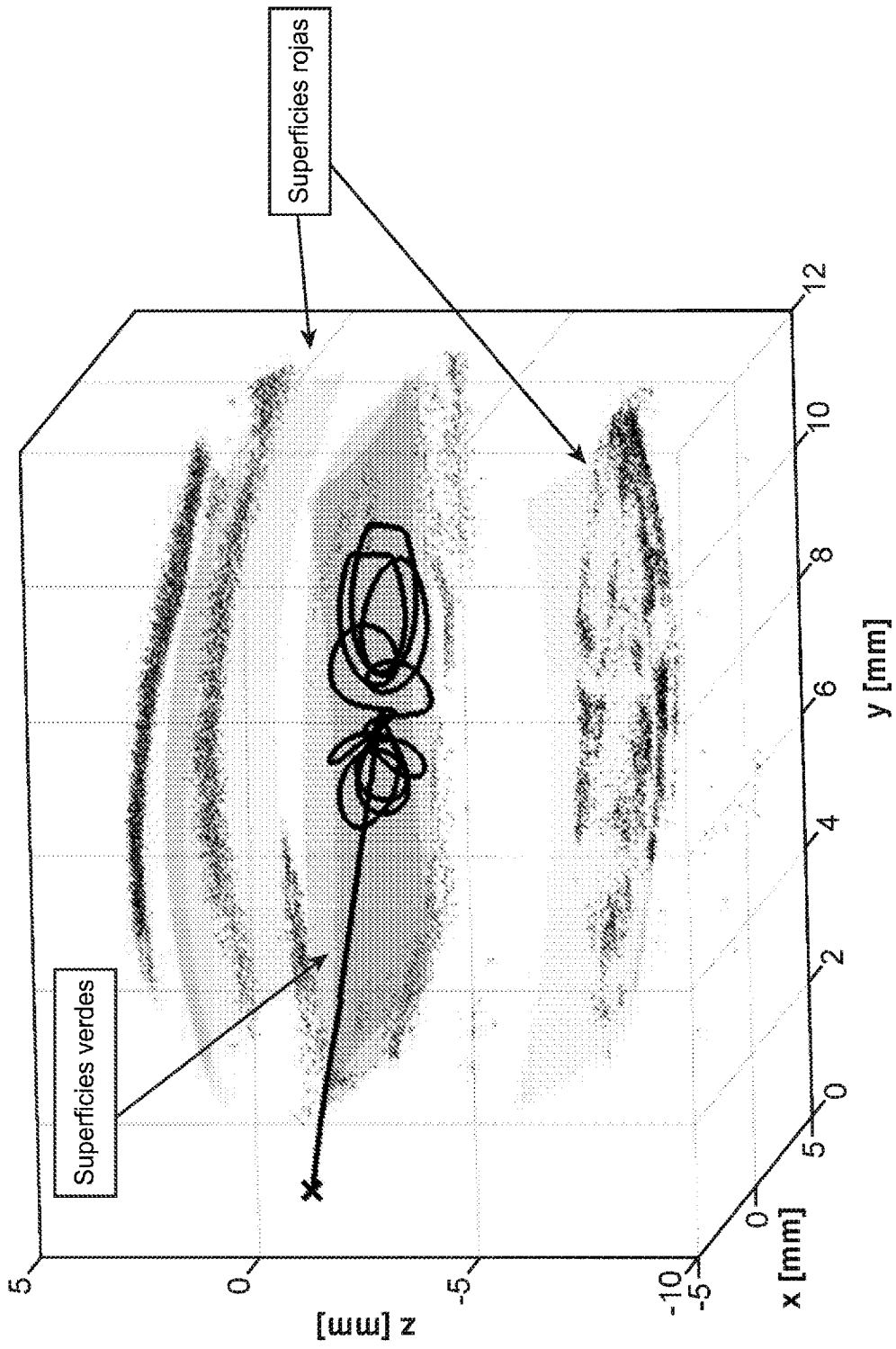


Figura 9A

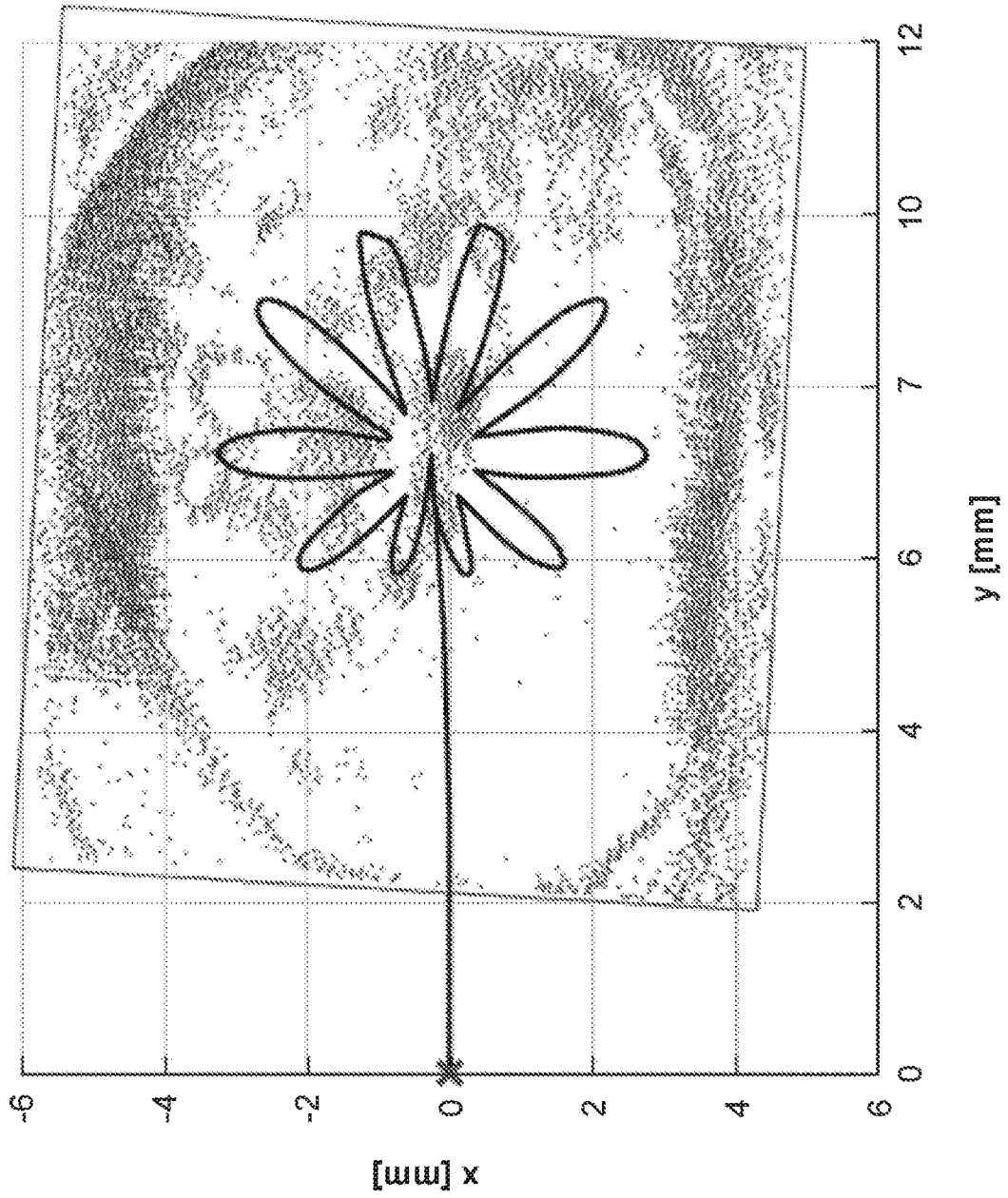


Figura 9B (cont.)

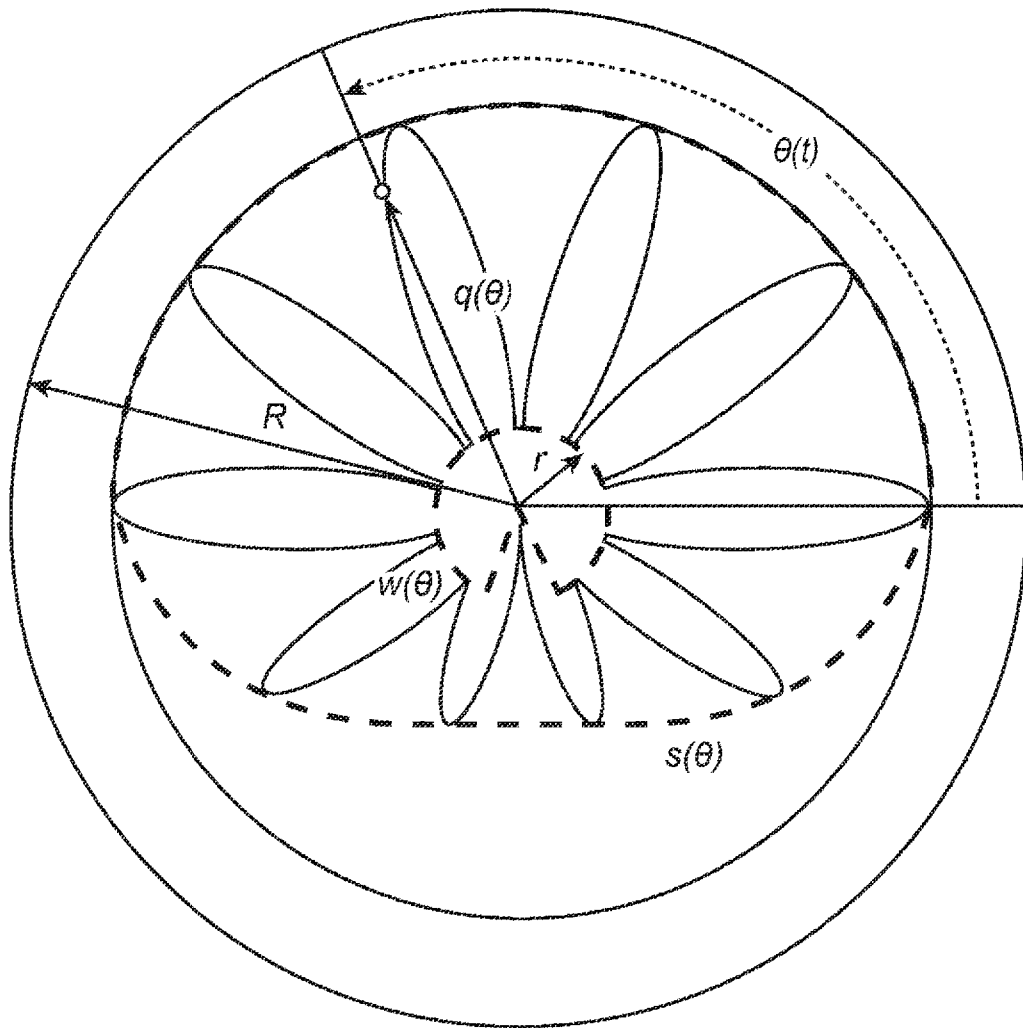


Figura 10

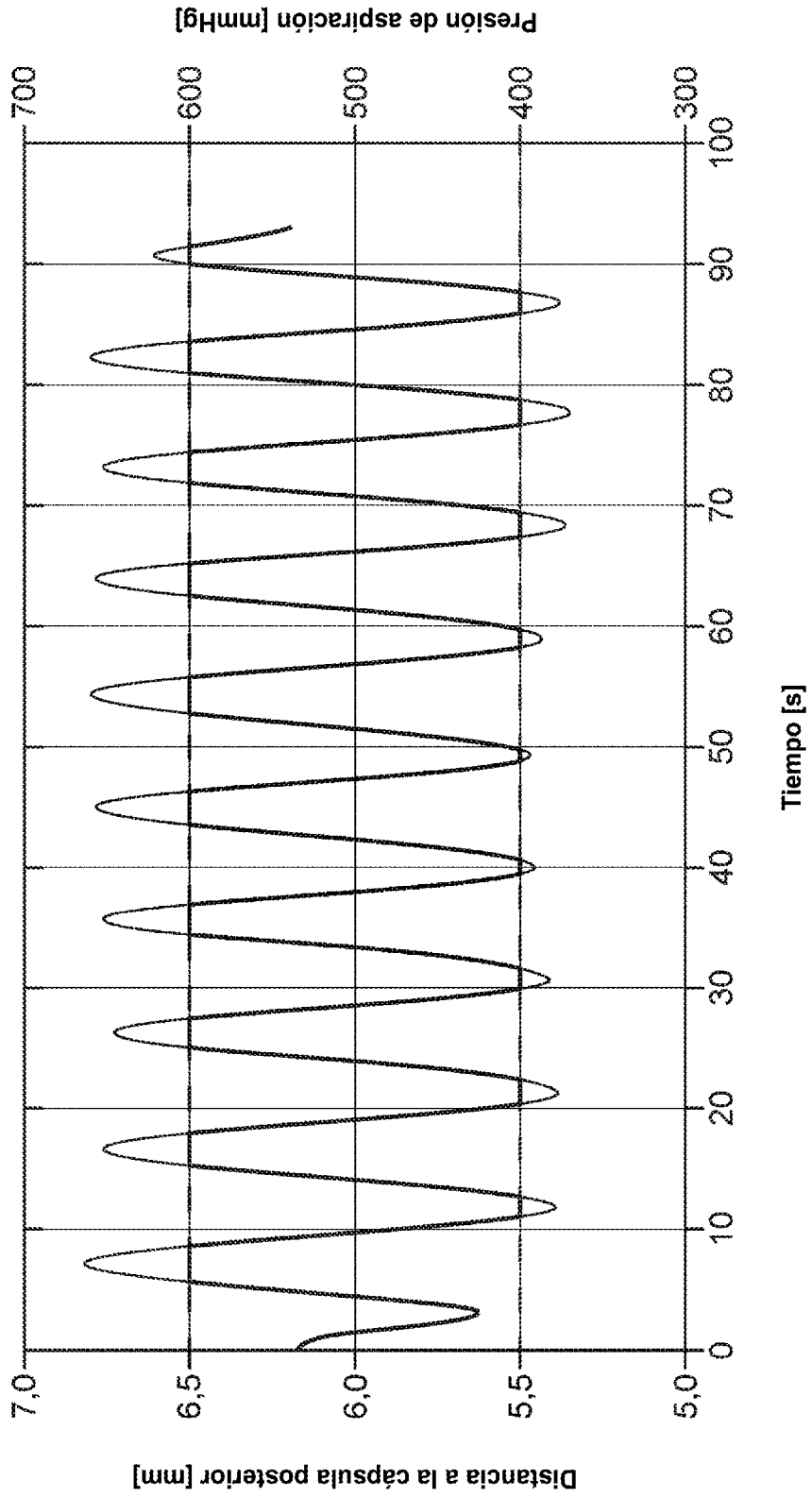


Figura 11

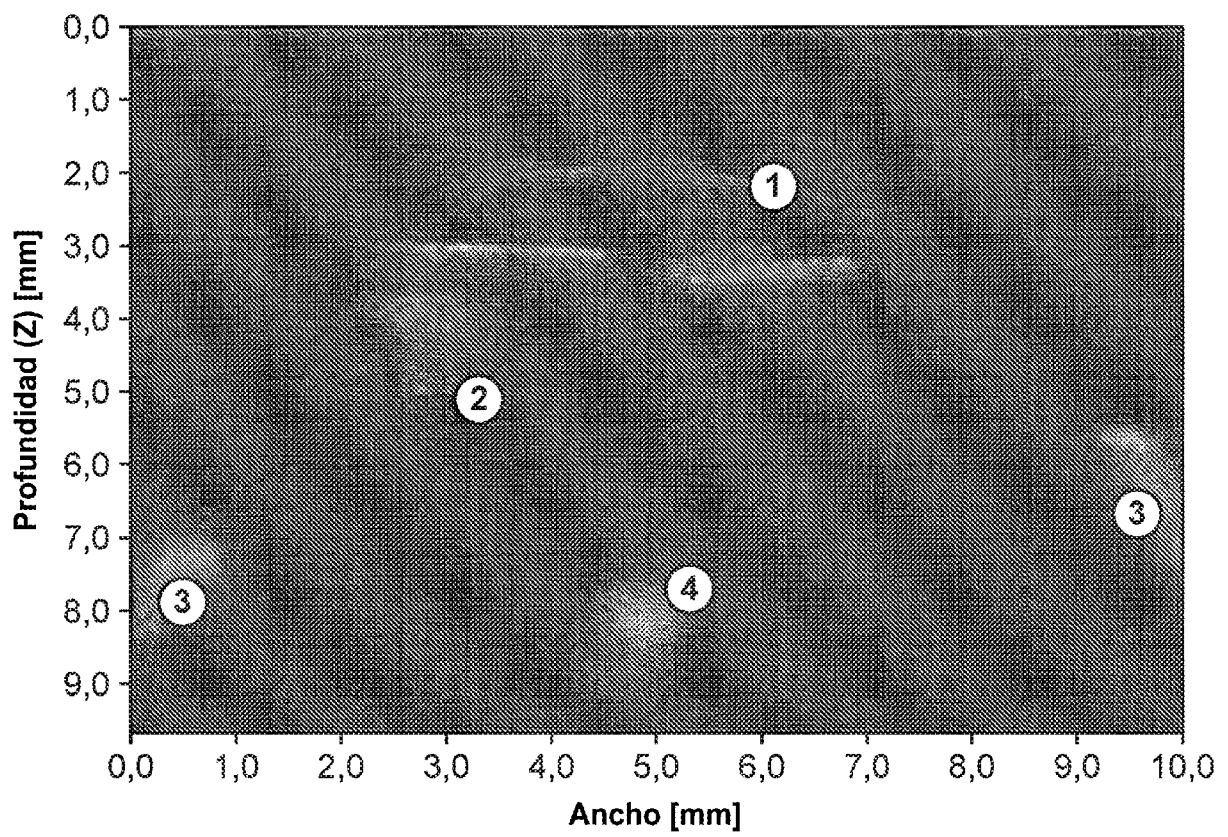


Figura 12

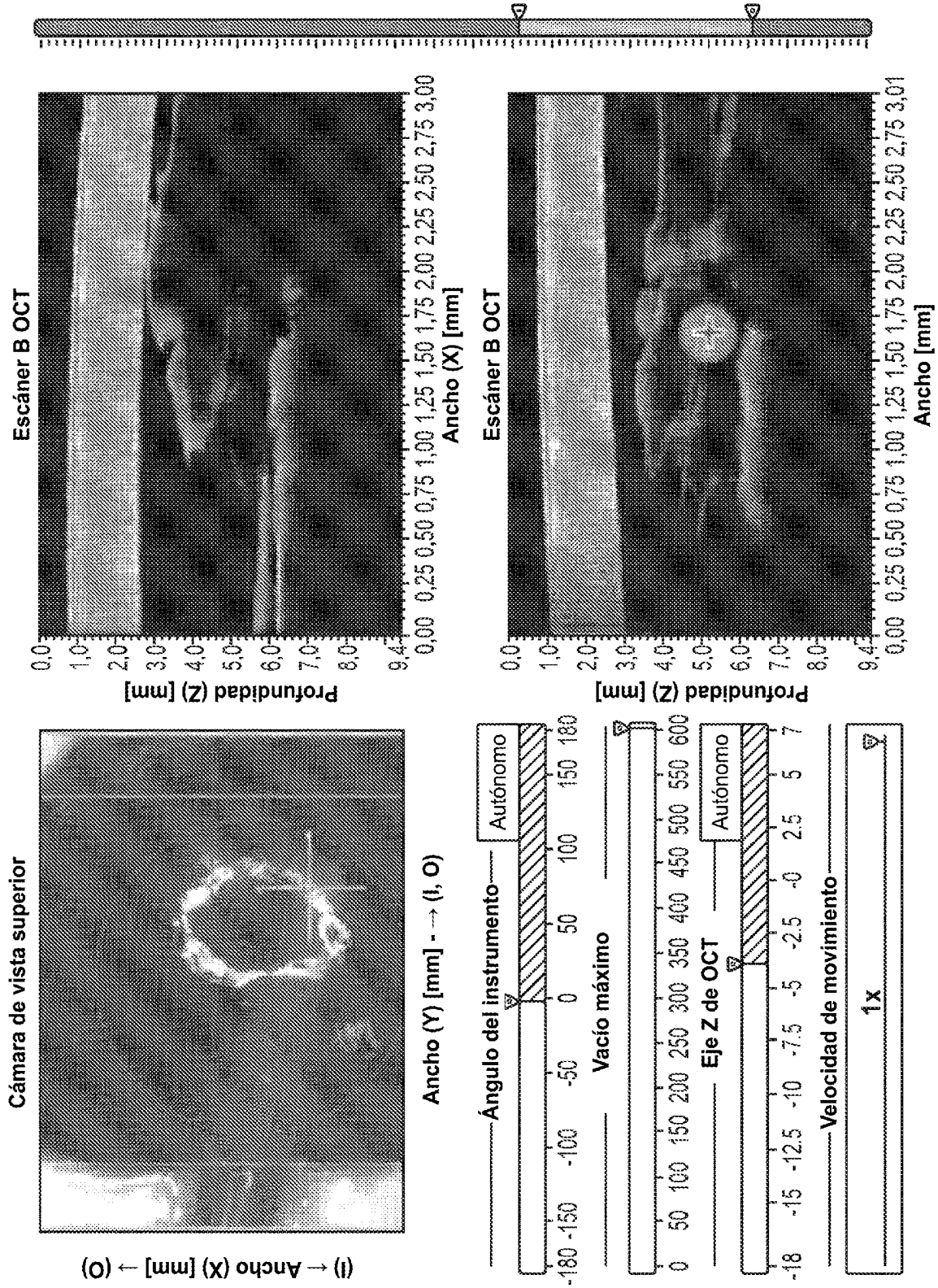


Figura 13



Figura 14A

Figura 14B

Figura 14C

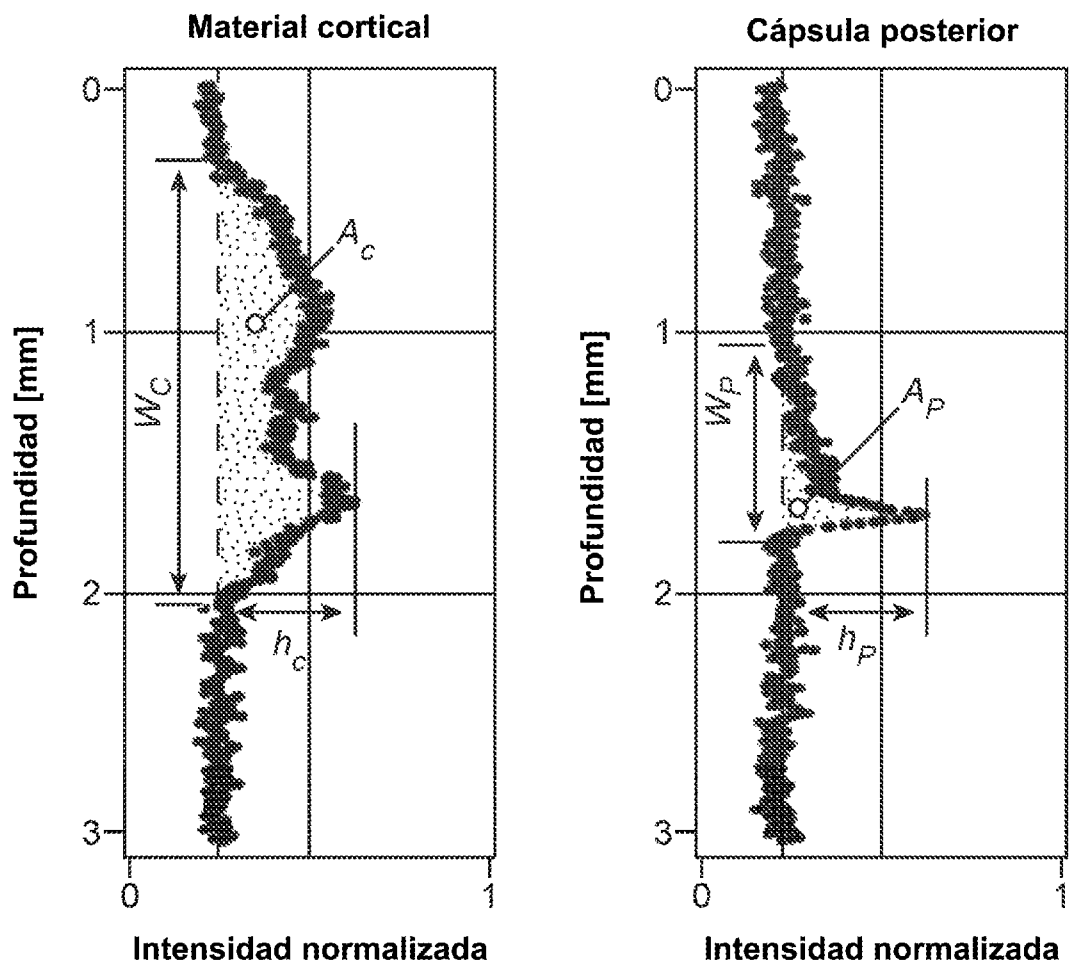


Figura 15

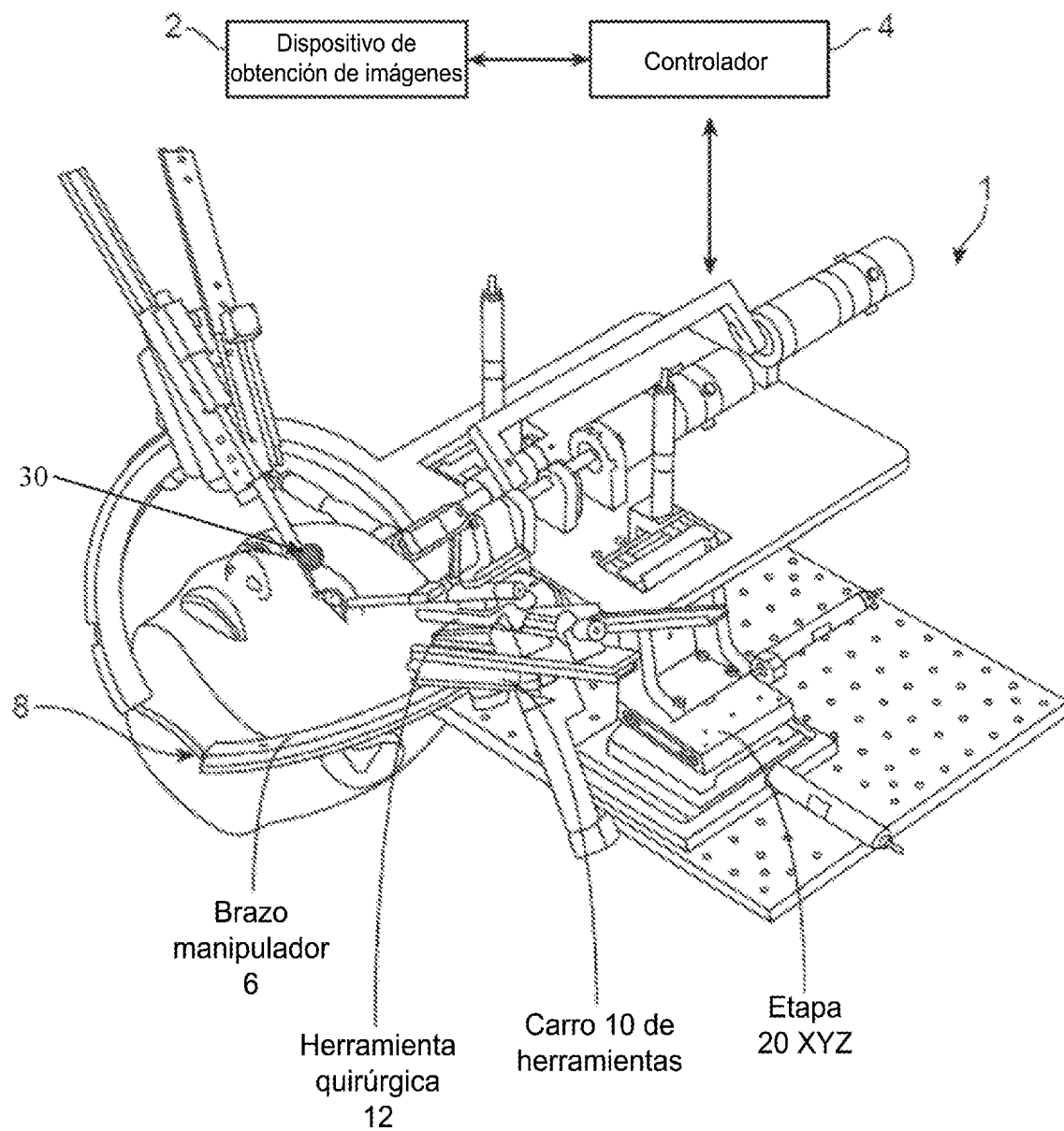


Figura 16

