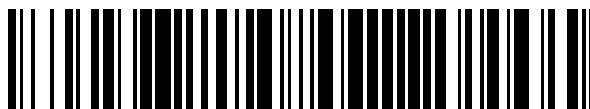


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 687 817**

51 Int. Cl.:

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 1/307 (2006.01)

A61M 25/10 (2013.01)

A61B 17/3203 (2006.01)

A61M 25/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.02.2013** **PCT/US2013/028441**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.09.2013** **WO13130895**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.02.2013** **E 13754453 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.05.2018** **EP 2819599**

54 Título: **Resección y tratamiento de tejido guiado por imagen automatizada**

30 Prioridad:

29.02.2012 US 201261604932 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.10.2018

73 Titular/es:

PROCEPT BIOROBOTICS CORPORATION
(100.0%)
900 Island Drive Suite 101
Redwood City, CA 94065, US

72 Inventor/es:

ALJURI, NIKOLAI;
MANTRI, SURAG;
BAEZ, LUIS;
SURJAN, GEORGE;
SASNETT, MICHAEL W. y
FOOTE, JONATHAN

74 Agente/Representante:

SALVÀ FERRER, Joan

ES 2 687 817 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

Resección y tratamiento de tejido guiado por imagen automatizada

5 REFERENCIA CRUZADA

La presente solicitud PCT reivindica prioridad de la Solicitud de Patente Provisional de Estados Unidos N° de Serie 61/604.932, presentada el 29 de febrero de 2012, titulada "AUTOMATED IMAGE-GUIDED INTRA-ORGAN RESECTION AND TREATMENT"

10 Esta materia de esta solicitud PCT está relacionada con las siguientes patentes y solicitudes de patentes de Estados Unidos del mismo propietario: 12/399.585, presentada el 6 de marzo de 2009, titulada "TISSUE ABLATION AND CAUTERY WITH OPTICAL ENERGY CARRIED IN FLUID STREAM", publicada como US 20090227998; solicitud n° de serie 12/700.568, presentada el 4 de febrero de 2010, titulada "MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES", publicada como US 20110184391; y 7.882.841, concedida el 8 de febrero de 2011, titulada "MINIMALLY INVASIVE METHODS AND DEVICES FOR THE TREATMENT OF PROSTATE DISEASES."

La materia de la presente solicitud también está relacionada con la solicitud PCT PCT/US2011/023781 presentada el 8 de abril de 2007, publicada como WO2011097505 el 8 de noviembre de 2011, titulada "MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES".

ANTECEDENTES

25 El campo de la presente invención se refiere al tratamiento de tejido con energía, y más específicamente al tratamiento de un órgano, tal como la próstata, con energía de corriente de fluido.

Los procedimientos y aparatos anteriores de tratamiento de sujetos, tales como los pacientes, pueden dar lugar a una extirpación peor de lo ideal en algunos casos. Por ejemplo, los procedimientos anteriores de la cirugía de próstata pueden dar lugar a un mayor tiempo de curación y un resultado peor de lo deseable de lo que sería ideal en al menos algunos casos.

Los procedimientos y aparatos de obtención de imágenes de tejidos anteriores pueden ser peores que los ideales para obtener imágenes de un tejido tratado. Por ejemplo, los procedimientos y aparatos de ultrasonido anteriores pueden no ser muy adecuados para tener una vista del tratamiento durante el tratamiento, y la alineación de imágenes de diagnóstico con imágenes de tratamiento puede ser peor que lo ideal. Además, al menos algunos de los procedimientos y aparatos de tratamiento anteriores de tejido pueden no ser muy adecuados para la combinación con los sistemas de imágenes de la técnica anterior. Por lo menos en algunos casos, sería muy útil proporcionar una mejor imagen de los tejidos durante la cirugía, por ejemplo para proporcionar imágenes en tiempo real de los tejidos que permitiría a un usuario ajustar el tratamiento a base de imágenes en tiempo real del tejido. Al menos algunos de los procedimientos y aparatos anteriores para la obtención de imágenes de tejido durante la cirugía pueden ser algo engorrosos de usar, y pueden dar lugar a retrasos en el tratamiento del paciente.

Los procedimientos y aparatos anteriores para el tratamiento de un órgano, tal como la próstata, pueden proporcionar una interfaz de usuario que es algo engorrosa para el usuario, y pueden proporcionar una planificación de la cirugía peor de lo ideal. Además, al menos algunos de los procedimientos y aparatos anteriores para tratar tejido, tal como el tejido de la próstata, pueden ser algo menos precisos de lo que sería ideal. En al menos algunos casos, los procedimientos y aparatos anteriores pueden proporcionar una experiencia al usuario peor de lo ideal. Además, al menos algunas de las interfaces anteriores pueden proporcionar un acoplamiento peor de lo ideal del aparato de tratamiento con las estructuras de tejido.

Los procedimientos mejorados para la resección de tejido se describen en la patente de Estados Unidos N° 7.882.841 y las solicitudes en trámites de Estados Unidos 12/700,568 y US 12/399.585. Los procedimientos y sistemas descritos en esta patente y estas solicitudes de patente se basan en la colocación de una sonda, tal como una sonda uretral, que dirige una corriente de fluido radialmente hacia el exterior para la resección controlada de tejido, tal como los tejidos de próstata y lumbales. Opcionalmente, la corriente de fluido se puede usar para suministrar luz, electricidad, calor u otras fuentes de energía para ayudar en la resección y/o para cauterizar el tejido tratado.

Si bien estos procedimientos son muy eficaces y son un avance significativo sobre los protocolos anteriores de tratamiento de tejidos lumbales, sería deseable proporcionar mejoras para ayudar en la extirpación más precisa de tejido en ambos modos de funcionamiento totalmente automatizado y asistido por un médico. Al menos algunos de estos objetivos se alcanzarán mediante la siguiente divulgación. El documento WO2007/114917 describe un sistema y procedimiento de tratamiento guiado dentro del tejido de próstata maligno. Se utiliza un sistema de obtención de imágenes y de diagnóstico para diferenciar entre el tejido maligno y no maligno de la próstata y la región circundante. El dispositivo de obtención de imágenes adquiere datos de imágenes de la próstata y la región circundante proximal, procesa los datos para diferenciar zonas de malignidad de tejido de tejido no maligno. Un

dispositivo de seccionamiento o dispositivo de ablación recibe las coordenadas de salida de la imagen y define la trayectoria y la cantidad de energía o potencia a liberar en el tejido maligno de la región de la próstata. Un sistema de control determina la energía o potencia a depositar en el tejido maligno durante la ablación, para reducir al mínimo la destrucción del tejido no maligno dentro de la próstata y el tejido circundante.

El documento US2002022869 describe un aparato de tratamiento térmico capaz de irradiar lesiones focalizadas con energía para obtener buenos resultados de tratamiento. Las imágenes de diagnóstico de la lesión se muestran superpuestas sobre las zonas de irradiación láser. El ángulo de emisión láser, la salida y el tiempo pueden configurarse usando una interfaz gráfico de usuario visualizado en un panel táctil.

El documento US4672963 describe un sistema quirúrgico para la destrucción de estructuras interiores no deseadas, incluyendo un dispositivo láser, una sonda ultrasónica y un sistema informático. La sonda ultrasónica proporciona señales de datos que son procesados por el sistema informático para proporcionar una imagen de las estructuras implicadas en el procedimiento de irradiación con láser. El dispositivo láser puede insertarse en el cuerpo y activarse por el sistema informático para proporcionar la radiación capaz de destruir tejido interior. Al calibrar los efectos del dispositivo láser en función de la potencia, el procedimiento quirúrgico puede controlarse mediante la superposición de las imágenes de las regiones ya afectadas por el procedimiento quirúrgico sobre las imágenes previamente proporcionadas por la sonda ultrasónica. Esta reconstrucción de imágenes se puede realizar en tiempo real, proporcionando una información inmediata al médico. Este sistema tiene una aplicación particular en los procedimientos que implican la glándula de la próstata, donde la guía de luz láser se puede insertar de forma intrauretral y la sonda ultrasónica se puede insertar de forma intrauretral o transrectal.

El documento EP1075853 describe un aparato de terapia térmica para el tratamiento de tejido vital irradiando el tejido con un haz de láser. Una unidad de visualización muestra una figura que indica la forma de una parte enferma a calentar en base a la información relativa a la parte enferma. Las zonas de calentamiento están dispuestas en la figura mostrada indicando la forma de la parte mediante el uso de identificadores correspondientes a las condiciones de calentamiento individuales. Las condiciones de calentamiento, tales como la intensidad del láser, el tiempo de irradiación del láser y el ángulo de irradiación del láser se fijan de acuerdo con la información del tamaño/posición de estas zonas de calentamiento. La irradiación de haz láser se realiza mediante el control de la irradiación de acuerdo con las condiciones de calentamiento fijadas. La información relativa a la parte enferma también puede ser introducida en base a una señal ultrasónica de una sonda ultrasónica separada o instalada en la parte de la irradiación láser.

CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCIÓN

La presente invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. En el presente documento se describen procedimientos y aparatos para realizar la resección de tejido, tal como la resección de tejido de próstata, mediante la colocación de una fuente de energía dentro de la uretra. La energía se dirige radialmente hacia el exterior desde la fuente de energía hacia el tejido que puede comprender una pared de la uretra dentro de la próstata. La fuente de energía se mueve para eliminar un volumen predefinido de tejido que rodea el lumen, y el movimiento de la fuente de energía es controlado al menos parcialmente por un controlador automático.

En muchas realizaciones, se prueba una interfaz de usuario que permite al médico ver una imagen del tejido a tratar, por ejemplo tejido de la próstata. La imagen puede comprender una pluralidad de imágenes, y el tratamiento planeado se muestra en una pantalla para el médico. La sonda de tratamiento puede comprender un anclaje y la imagen mostrada en la pantalla puede tener un marcador de imagen de referencia mostrada en la pantalla correspondiente al anclaje. Se muestra el perfil de eliminación de tejido planeado y se puede escalar a la imagen del tejido diana de un órgano, tal como la próstata, y el médico puede ajustar el perfil de tratamiento basado en las imágenes a escala. El perfil de tratamiento puede superponerse simultáneamente en una pluralidad de imágenes del tejido a tratar. En muchas realizaciones, se visualizan las vistas sagitales y axiales del tejido, y se muestra el perfil de tratamiento del volumen predefinido en la sagital y axial con una escala sustancialmente similar a las imágenes, de tal manera que se puede planear el tratamiento.

En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento comprende una conexión acoplada a un anclaje para dirigir con precisión la energía a una ubicación de tejido diana. En muchas realizaciones, la conexión se fija al anclaje con una columna que se extiende entre el anclaje y la conexión para dirigir con precisión la energía al tejido diana cuando el anclaje se coloca en el interior del paciente. La sonda de tratamiento puede comprender una estructura alargada que tiene un canal de trabajo, y la estructura alargada puede comprender un elemento alargado, tal como un eje. La estructura alargada puede comprender la columna para añadir dureza y rigidez, y el anclaje puede estar provisto en un extremo distal de la estructura alargada. Un soporte tal como un tubo de soporte se mueve dentro del canal de trabajo bajo el control de una conexión acoplada a un controlador. La conexión comprende una primera parte fija para proporcionar un marco de referencia y una segunda parte móvil para ayudar al soporte con la rotación y traslación con el fin de dirigir la energía a la ubicación de destino cuando el anclaje se fija a la conexión.

En muchas realizaciones, se muestra en la pantalla un sistema de coordenadas de referencia de la sonda de tratamiento y las imágenes mostradas en la pantalla se asignan al sistema de coordenadas de referencia de la

sonda de tratamiento, lo que hace que sea más fácil para el usuario planificar el tratamiento y garantizar que el tratamiento está correctamente alineado con el tejido. La sonda de tratamiento puede comprender un eje longitudinal y la imagen del tejido y de las estructuras de tejido mostrada en la pantalla puede ser referenciada por el usuario con respecto al sistema de coordenadas de referencia del tratamiento en el eje longitudinal. Se puede mostrar en la pantalla una distancia de resección que se extiende radialmente del perfil con referencia a un radio que se extiende desde el eje longitudinal, y el radio puede variar con un ángulo alrededor del eje, a fin de proporcionar un volumen predefinido que tiene un perfil de corte tridimensional.

Las realizaciones de la invención reivindicada dan a conocer un marcador de corriente de energía que se muestra en las imágenes mostradas en la pantalla, y el marcador de corriente de energía se mueve en la pantalla durante el tratamiento. La posición de la corriente de energía se puede mostrar en las vistas sagital y axial. La posición de la corriente de energía puede variar rotacionalmente a lo largo de la vista axial de manera que corresponda al movimiento de barrido de la corriente de energía alrededor del eje longitudinal de la sonda, y la posición longitudinal de la corriente de energía se puede mover a lo largo de la imagen sagital del tejido y el perfil de tratamiento con el fin de indicar la ubicación de la corriente de energía a lo largo del eje longitudinal del tratamiento. Las imágenes de la corriente de energía en movimiento mostradas en la pantalla se pueden mostrar en tiempo real, con el fin de dar al usuario una indicación del progreso y finalización del tratamiento.

Las imágenes de los tejidos mostrados en la pantalla pueden comprender estructuras de tejido identificables por el usuario, y pueden comprender tejido de un órgano que tiene una estructura de tejido identificable de un órgano, tal como la próstata. La imagen del tejido diana mostrada en la pantalla puede comprender una o más de una representación anatómica del tejido a tratar, una imagen del paciente a tratar, una imagen preoperatoria del tejido a tratar, o una imagen en tiempo real del tejido del paciente cuando se trata el paciente. La imagen del tejido diana mostrada en la pantalla comprende estructura del tejido diana y puede comprender una imagen de un órgano que contiene el tejido diana.

En muchas realizaciones, se obtienen datos tridimensionales del tejido diana del paciente y se pueden mostrar al usuario como una representación tridimensional. Los datos tridimensionales se pueden mostrar en las secciones transversales sagitales y axiales, y las secciones transversales pueden comprender la segmentación del tejido diana. Los datos tridimensionales se pueden obtener en una o más de muchas maneras, y pueden comprender datos de ultrasonidos, datos de imágenes de resonancia magnética, datos de tomografía por emisión de positrones, o datos de tomografía axial computarizada. En muchas realizaciones, se obtienen datos tridimensionales de la próstata y se muestran al usuario las imágenes segmentadas a lo largo de planos sagitales y transversales.

Las imágenes del paciente mostradas en la pantalla se pueden alinear asignadas al sistema de coordenadas de referencia del tratamiento y el perfil de tratamiento asignado se muestra en las imágenes del paciente. Las imágenes del paciente pueden comprender uno o más estructuras de la sonda insertada en el paciente y las estructuras de la sonda en la imagen se pueden identificar con el fin de alinear la imagen con los marcadores del plan de tratamiento que se muestra en la pantalla. La estructura identificada de la imagen del paciente puede comprender un balón de anclaje en una configuración expandida, y el balón puede estar alineado con un marcador de referencia del anclaje del plan de tratamiento.

Pueden disponerse marcadores de referencia adicionales en las imágenes para permitir la planificación del tratamiento, y en muchas realizaciones, estos marcadores de referencia pueden ser verificados antes del tratamiento. Se pueden identificar estructuras adicionales de la imagen del paciente y alinearse con los marcadores de referencia adicionales del plan de tratamiento con el fin de alinear la imagen del paciente con el plan de tratamiento. La imagen de paciente se puede asignar al sistema de coordenadas de referencia de la sonda de tratamiento. Alternativamente o en combinación, el plan de tratamiento que comprende el perfil de tratamiento y el volumen de tratamiento predefinido se puede asignar desde el sistema de coordenadas de referencia de la sonda de tratamiento al sistema de coordenadas de referencia de la imagen del paciente proporcionada por una sonda de obtención de imágenes.

En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes se acoplan con el fin de proporcionar una alineación precisa de la sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes. La sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes se pueden acoplar de muchas maneras. En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes se acoplan con una base común. Alternativamente o en combinación, se pueden disponer imanes para acoplar la sonda de obtención de imágenes a la sonda de tratamiento. Puede extenderse un primer brazo desde la base a la sonda de tratamiento alargada y puede extenderse un segundo brazo desde la base a la sonda de obtención de imágenes alargada. El primer brazo y el segundo brazo pueden comprender cada uno una primera configuración móvil en la que el brazo se puede mover para insertar la sonda en el paciente y una segunda configuración de bloqueo en la que se inhibe el movimiento del brazo. El segundo brazo puede comprender actuadores para permitir el movimiento preciso y el posicionamiento de la sonda de obtención de imágenes con el fin de alinear la sonda de obtención de imágenes con la sonda de tratamiento y el tejido diana.

En muchas realizaciones, se proporcionan sensores de ángulo para determinar una orientación angular de una o

más de las sondas de obtención de imágenes de la sonda de tratamiento. Cada sensor de ángulo se puede conectar a la sonda, por ejemplo fijado a la sonda, de tal manera que el sensor de ángulo se puede utilizar para determinar una orientación del eje alargado de la sonda y la rotación de la sonda alrededor del eje alargado. Cada sensor angular puede comprender uno o más de un goniómetro o un acelerómetro, y puede comprender un sensor de ángulo tridimensional, tal como un acelerómetro tridimensional.

La sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes pueden ser insertadas en el paciente en una o más de muchas maneras. En muchas realizaciones, la sonda de obtención de imágenes se inserta en un primer lado del paciente y la sonda de tratamiento se inserta en un segundo lado del paciente. La sonda de obtención de imágenes puede comprender una sonda de ultrasonidos transrectal insertada desde un lado posterior del paciente y la sonda de tratamiento se inserta en la uretra del paciente desde un lado anterior del paciente.

En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento está configurada para obtener imágenes del tejido diana. La sonda de tratamiento comprende una estructura alargada que tiene un canal de trabajo con las dimensiones para recibir un endoscopio y un soporte de un tubo de soporte, y el soporte está configurado para dirigir y escanear un haz de luz sobre el área de tratamiento para determinar un perfil del tejido extirpado, y el soporte puede estar configurado para liberar una corriente de fluido que comprende una guía de ondas y escanear el patrón de luz de la corriente de fluido que comprende la guía de ondas. El perfil del tejido extirpado se puede determinar sobre la base de las ubicaciones del haz de luz a partir de las imágenes del endoscopio. Alternativamente o en combinación, el soporte puede comprender al menos un transductor acústico para medir la ubicación del tejido restante y proporcionar un perfil de resección del tejido. La ubicación longitudinal del soporte y la orientación angular del soporte se pueden determinar sobre la base de comandos del controlador a la conexión utilizada para posicionar el soporte en relación con el anclaje.

En muchas realizaciones, una válvula está conectada a un extremo proximal de la estructura alargada, y se proporciona una articulación de acoplamiento entre la conexión y la válvula para permitir que la conexión se desacople del paciente cuando la estructura alargada y el anclaje se mantienen situados en el paciente. La válvula comprende una pluralidad de puertos y una pluralidad de canales que se acoplan a la zona de tratamiento, para uno o más del enjuague, insuflación o inflado del balón de anclaje. La válvula que permanece conectada a la estructura alargada que tiene el canal de trabajo cuando la conexión no está conectada tiene muchas ventajas. La estructura alargada puede configurarse de muchas maneras, y la estructura alargada puede comprender una estructura de eje tubular alargada que define un canal de trabajo, una pluralidad de canales y un recubrimiento. El canal de trabajo, la pluralidad de canales y el recubrimiento de la estructura alargada se pueden extender desde la válvula al sitio de trabajo. En muchas realizaciones, la estructura alargada comprende un elemento rígido para añadir dureza y rigidez, tal como una columna que se extiende desde la válvula al anclaje, y la columna puede comprender un elemento tubular duro o rígido. La válvula permite la suministro de fluido a la zona de tratamiento con la estructura alargada con el uno o más canales de suministro de fluido y un recubrimiento que se extiende alrededor de la columna. Al sitio quirúrgico se puede acceder con las herramientas quirúrgicas y un aparato de obtención de imágenes, tal como un endoscopio, cuando el anclaje comprende una configuración expandida. La estructura alargada puede avanzarse al sitio de tratamiento y el anclaje se puede expandir antes de acoplar la conexión a la estructura alargada.

En un primer aspecto, las realizaciones proporcionan un procedimiento para la resección de tejido. El procedimiento comprende colocar una fuente de energía dentro del tejido. La energía se dirige radialmente hacia el exterior desde la fuente de energía hacia el tejido. La fuente de energía se mueve para eliminar un volumen predefinido de tejido, en el que el movimiento de la fuente de energía está controlado al menos parcialmente por un controlador automatizado.

En otro aspecto, las realizaciones proporcionan un procedimiento para la resección de tejido de un órgano, tal como la próstata. Se coloca una fuente de energía dentro de una uretra que tiene un lumen. La energía se dirige radialmente hacia el exterior desde la fuente de energía hacia una pared de la uretra dentro de la próstata. La fuente de energía se mueve para eliminar un volumen predefinido de tejido que rodea el lumen, en el que el movimiento de la fuente de energía está controlado al menos parcialmente por un controlador automático.

En muchas realizaciones, el controlador automatizado controla el movimiento de la fuente de energía en base a un plan predeterminado.

En muchas realizaciones, el controlador automatizado controla el movimiento de la fuente de energía en base a un plan predeterminado.

En muchas realizaciones, el plan predeterminado se entra por un usuario basado en imágenes preoperatorias de la próstata.

En muchas realizaciones, el controlador automatizado controla el movimiento de la fuente de energía basada en la evaluación en tiempo real de la próstata.

En muchas realizaciones, la evaluación en tiempo real comprende la obtención de imágenes intersticiales guiada por

láser.

En muchas realizaciones, la evaluación en tiempo real comprende la medición de la distancia acústica.

5 En muchas realizaciones, la evaluación en tiempo real comprende la diferenciación guiada por sonido intersticial.

En muchas realizaciones, el control automatizado comprende, además, la modulación del ancho de pulso.

En muchas realizaciones, un usuario anula el control automatizado.

10 En realizaciones de la invención reivindicada, se proporciona una imagen de una próstata en una pantalla acoplada a un procesador, siendo la pantalla capaz de ser vista por un usuario. Se recibe una pluralidad de parámetros de entrada correspondiente a una longitud axial y una distancia radial del volumen predefinido de tejido. Un perfil de eliminación de tejido predefinido del volumen predefinido se muestra en la imagen de la próstata en la pantalla en base a la pluralidad de parámetros de entrada.

15 En muchas realizaciones, la pluralidad de parámetros de entrada comprende uno o más de una distancia longitudinal del perfil de eliminación, una distancia radial del perfil de eliminación, una distancia angular del perfil de eliminación alrededor de un eje longitudinal del perfil de eliminación, un eje del perfil de eliminación, una ubicación central del perfil de eliminación, o un perfil de eliminación de entrada definido por el usuario en respuesta al usuario que mueve un puntero sobre la imagen de la próstata.

20 En muchas realizaciones, la imagen de la próstata comprende una vista axial de la próstata y una vista sagital de la próstata, y se muestra una vista axial del perfil de eliminación de tejido predefinido en la vista axial de la próstata y se muestra una vista sagital del perfil de eliminación de tejido en la vista sagital de la próstata.

25 En muchas realizaciones, la vista axial del perfil de eliminación predefinido se ajusta basándose en la distancia radial y la distancia angular del perfil de eliminación predefinido, y la vista axial del perfil de eliminación predefinido se ajusta basándose en la distancia axial y la distancia radial del perfil de eliminación predefinido.

30 En muchas realizaciones, el perfil de eliminación de tejido mostrado en la imagen de la próstata comprende dimensiones escaladas a la imagen de la próstata que se muestra en la pantalla, de tal manera que las dimensiones del perfil de eliminación de tejido que se muestran en la pantalla corresponden a las dimensiones de la imagen de la próstata mostradas en la pantalla.

35 En realizaciones de la invención reivindicada, se muestra un marcador de referencia del tratamiento con la imagen de la próstata y en el que el perfil de eliminación de tejido se muestra en la pantalla en relación con el marcador de referencia del tratamiento basado en la pluralidad de parámetros de entrada.

40 En muchas realizaciones, el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla corresponde a un anclaje conectado a la fuente de energía.

45 En muchas realizaciones, el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla corresponde a un anclaje expandible conectado a la fuente de energía y en el que el anclaje expandible comprende una primera configuración de perfil estrecho dimensionada para su inserción en el lumen y una segunda configuración de perfil ancho para inhibir la etapa a través de la lumen cuando se coloca en el cuello de la vejiga del paciente y en el que el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla comprende una imagen de un anclaje expandible en una configuración de perfil ancho en un extremo superior de la imagen de la próstata.

50 En muchas realizaciones, la imagen de la próstata que se muestra en la pantalla comprende una imagen de la próstata del paciente o una representación anatómica de una próstata adecuada para su uso con una pluralidad de pacientes.

55 En muchas realizaciones, la imagen de la imagen de la próstata del paciente que se muestra en la pantalla comprende una imagen de ultrasonido transrectal de la próstata del paciente.

60 En muchas realizaciones, se identifica una boquilla entre una pluralidad de boquillas para tratar al paciente con una corriente de fluido presurizado en base a la distancia radial de la entrada del perfil de eliminación de tejido en el procesador.

En muchas realizaciones, el tejido se coagula con un haz de luz a una distancia radial y una distancia angular de una parte del perfil de eliminación de tejido posterior a la extirpación del tejido con la corriente de fluido presurizado y en el que la distancia angular corresponde a una parte posterior del perfil de eliminación.

65 En muchas realizaciones, la corriente de fluido comprende una corriente divergente de un fluido sensiblemente incompresible y en el que el haz de luz comprende un haz de luz divergente.

En muchas realizaciones, un eje de tratamiento del volumen de tratamiento predefinido está alineado con un eje del paciente en base a una imagen de la próstata y la energía emitida radialmente desde la sonda.

5 En muchas realizaciones, el eje del volumen predefinido comprende un eje anterior-posterior del volumen de tratamiento y el eje anterior-posterior del volumen de tratamiento está alineado con una dirección anterior posterior del paciente basado en la visualización del tejido y un ángulo de energía emitida radialmente desde la sonda a fin de alinear rotacionalmente la energía de tratamiento emitida desde la sonda con la dirección anterior-posterior del paciente.

10 En muchas realizaciones, la imagen comprende una imagen de ultrasonido que muestra una o más de deflexión del tejido o una corriente de fluido en respuesta a un fluido presurizado suministrado de una boquilla, y el ángulo de la corriente de fluido alrededor de un eje alargado de una sonda de tratamiento se ajusta para alinear el eje de tratamiento con el eje del paciente.

15 En muchas realizaciones, la imagen comprende una imagen óptica que muestra un haz de luz emitido radialmente desde la sonda que ilumina el tejido y en el que el ángulo del haz de luz alrededor de un eje alargado de la sonda de tratamiento se ajusta para alinear el eje de tratamiento con el paciente.

20 Muchas realizaciones comprenden además un procesador, y el procesador comprende instrucciones para el usuario para ajustar un ángulo de la energía emitida radialmente desde la sonda de tratamiento alrededor de un eje alargado de la sonda de tratamiento para alinear la energía emitida radialmente con un eje del paciente, y el procesador comprende instrucciones para introducir el ángulo en respuesta a un comando del usuario cuando el ángulo de la energía está alineado con el eje del paciente, y el procesador comprende instrucciones para hacer girar el eje de tratamiento basado en la entrada del ángulo en el procesador.

25 En muchas realizaciones, un sensor de rotación angular determina una rotación de la sonda de tratamiento alrededor de un eje alargado de la sonda en relación con un eje del paciente, y un eje de tratamiento del volumen de tratamiento predefinido se hace girar en respuesta a la rotación de la sonda de tratamiento y en el que el paciente se coloca sobre un soporte para el paciente de modo que una dirección anterior posterior del paciente está alineada con una dirección de la tracción gravitacional.

En muchas realizaciones, el sensor de rotación angular comprende uno o más de un acelerómetro o un goniómetro.

35 En otro aspecto, las realizaciones proporcionan una resección de tejido. Un soporte tiene un extremo proximal y un extremo distal. Al menos una fuente de energía en el soporte está espaciado proximalmente para ser colocada en el tejido cuando es para liberar la energía radialmente hacia el exterior. Un controlador automatizado controla el movimiento de dicho al menos una fuente de energía para efectuar la extirpación volumétrica de tejido.

40 Las realizaciones de la invención reivindicada proporcionan un aparato de resección de tejido para extirpar tejido de un órgano, tal como la próstata. El aparato comprende un soporte que tiene un extremo proximal y un extremo distal. Al menos una fuente de energía en el soporte está espaciado proximalmente para ser colocada en la uretra cuando es para liberar la energía radialmente hacia el exterior. Un controlador automatizado controla el movimiento de dicho al menos una fuente de energía para efectuar la extirpación volumétrica de tejido.

45 En muchas realizaciones, el controlador automatizado controla el movimiento de la fuente de energía en base a un plan predeterminado.

50 En muchas realizaciones, el plan predeterminado es la entrada por un usuario basado en imágenes preoperatorias de la próstata.

En muchas realizaciones, el controlador automatizado controla el movimiento de la fuente de energía basado en la evaluación en tiempo real de la próstata obtenida de un dispositivo de entrada.

55 En muchas realizaciones, el dispositivo de entrada comprende un dispositivo de obtención de imágenes intersticial guiado por láser.

En muchas realizaciones, el dispositivo de entrada comprende un dispositivo de obtención de imágenes intersticial guiado por láser.

60 En muchas realizaciones, el dispositivo de entrada comprende un detector de diferenciación intersticial guiado por sonido.

65 En muchas realizaciones, el controlador automatizado comprende, además, un dispositivo de modulación ancha de pulsos.

Muchas realizaciones comprenden además medios para el usuario para anular el controlador automatizado.

Las realizaciones de la invención reivindicada comprenden además un procesador que comprende instrucciones configuradas:

para proporcionar una imagen de la próstata en una pantalla visible para un usuario; y
para recibir una pluralidad de parámetros de entrada correspondientes a una longitud axial y una distancia radial del volumen predefinido de tejido;
en el que un perfil de eliminación de tejido predefinido del volumen predefinido se muestra en la imagen de la próstata en la pantalla en base a la pluralidad de parámetros de entrada.

En muchas realizaciones, la pluralidad de parámetros de entrada comprende uno o más de una distancia longitudinal del perfil de eliminación, una distancia radial del perfil de eliminación, una distancia angular del perfil de eliminación alrededor de un eje longitudinal del perfil de eliminación, un eje del perfil de eliminación, una ubicación central del perfil de eliminación o un perfil de eliminación de entrada definida por el usuario en respuesta al usuario que mueve un puntero sobre la imagen de la próstata.

En muchas realizaciones, la imagen de la próstata comprende una vista axial de la próstata y una vista sagital de la próstata, y en la que se muestra una vista axial del perfil de eliminación de tejido predefinido en la vista axial de la próstata y se muestra una vista sagital del perfil de eliminación de tejido en la vista sagital de la próstata.

En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para ajustar la vista axial del perfil de eliminación predefinida basándose en la distancia radial y la distancia angular del perfil de eliminación predefinido y en el que el procesador comprende instrucciones para ajustar la vista axial del perfil de eliminación predefinido basándose en la distancia axial y la distancia radial del perfil de eliminación predefinido.

En muchas realizaciones, el perfil de eliminación de tejido que se muestra en la imagen de la próstata comprende dimensiones escaladas a la imagen de la próstata que se muestra en la pantalla, de tal manera que las dimensiones del perfil de eliminación de tejido que se muestra en la pantalla corresponden a las dimensiones de la imagen de la próstata mostradas en la pantalla.

En realizaciones de la invención reivindicada, el procesador comprende instrucciones para mostrar un marcador de referencia del tratamiento con la imagen de la próstata y para mostrar el perfil de eliminación de tejido en la pantalla en relación con el marcador de referencia del tratamiento basándose en la pluralidad de parámetros de entrada.

En muchas realizaciones, el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla corresponde a un anclaje conectado a la fuente de energía.

En muchas realizaciones, el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla corresponde a un anclaje expandible conectado a la fuente de energía y en el que el anclaje expandible comprende una primera configuración de perfil estrecho con dimensiones para su inserción en el lumen y una segunda configuración de perfil ancho para inhibir la etapa a través del lumen cuando se coloca en el cuello de la vejiga del paciente y en el que el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla comprende una imagen de un anclaje expandible en una configuración de perfil ancho en un extremo superior de una imagen sagital de la próstata.

En realizaciones de la invención reivindicada, el marcador de referencia del tratamiento que se muestra en la pantalla comprende un marcador de referencia fijo, y el procesador comprende instrucciones para mostrar un marcador móvil que se mueve en relación con el marcador de referencia fijo y el perfil de tratamiento para mostrar la ubicación de una corriente de energía a un tejido diana en tiempo real.

En muchas realizaciones, el marcador móvil se muestra en una pluralidad de imágenes, comprendiendo la pluralidad de imágenes una imagen sagital a lo largo de un eje sagital de tratamiento y una imagen axial transversal al eje de tratamiento, y en el que el marcador móvil se mueve a lo largo del eje de tratamiento en la imagen sagital y el marcador móvil gira alrededor del eje en la imagen axial y en el que el marcador de referencia fijo se visualiza en cada una de la pluralidad de imágenes en relación con el marcador móvil.

En muchas realizaciones, la imagen de la próstata que se muestra en la pantalla comprende una imagen de la próstata del paciente o de una representación anatómica de una próstata adecuada para su uso con una pluralidad de pacientes.

En muchas realizaciones, la imagen de la imagen de la próstata del paciente que se muestra en la pantalla comprende una imagen de ultrasonido transrectal de la próstata del paciente.

En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para identificar una boquilla de entre una pluralidad de boquillas para tratar al paciente con una corriente de fluido presurizado basándose en la distancia radial de la entrada del perfil de eliminación de tejido en el procesador.

- En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para coagular el tejido con un haz de luz a una distancia radial y una distancia angular de una parte del perfil de eliminación de tejido posterior a la extirpación del tejido con el vapor de fluido presurizado y en el que la distancia angular corresponde a una parte posterior del perfil de eliminación.
- 5 En muchas realizaciones, la corriente de fluido comprende una corriente divergente de un fluido sensiblemente incompresible y en el que el haz de luz comprende un haz de luz divergente.
- 10 En muchas realizaciones, un eje de tratamiento del volumen de tratamiento predefinido está alineado con un eje del paciente en base a una imagen de la próstata y energía emitida radialmente desde la sonda.
- 15 En muchas realizaciones, el eje del volumen predefinido comprende un eje anterior-posterior del volumen de tratamiento y en el que el eje anterior-posterior del volumen de tratamiento está alineado con una dirección anterior posterior del paciente basándose en la visualización del tejido y un ángulo de energía emitida radialmente desde la sonda a fin de alinear rotacionalmente la energía del tratamiento emitida desde la sonda con la dirección anterior-posterior del paciente.
- 20 En muchas realizaciones, la imagen comprende una imagen de ultrasonido que muestra una o más de deflexión del tejido o una corriente de fluido en respuesta a fluido presurizado suministrado desde una boquilla y en la que se ajusta un ángulo de la corriente de fluido alrededor de un eje alargado de una sonda de tratamiento para alinear el eje de tratamiento con el eje del paciente.
- 25 En muchas realizaciones, la imagen comprende una imagen óptica que muestra un haz de luz emitido radialmente desde la sonda que ilumina el tejido y en el que se ajusta un ángulo del haz de luz alrededor de un eje alargado de la sonda de tratamiento para alinear el eje de tratamiento con el paciente.
- 30 Muchas realizaciones comprenden además un procesador y en el que el procesador comprende instrucciones para que el usuario ajuste un ángulo de la energía emitida radialmente desde la sonda de tratamiento alrededor de un eje alargado de la sonda de tratamiento para alinear la energía emitida radialmente con un eje del paciente y en el que el procesador comprende instrucciones para introducir el ángulo en respuesta a un comando del usuario cuando el ángulo de la energía está alineado con el eje del paciente y en el que el procesador comprende instrucciones para hacer girar el eje de tratamiento basándose en la entrada del ángulo en el procesador.
- 35 En muchas realizaciones, un sensor de rotación angular determina una rotación de la sonda de tratamiento alrededor de un eje alargado de la sonda en relación con un eje del paciente y en el que un eje de tratamiento del volumen de tratamiento predefinido se hace girar en respuesta a la rotación de la sonda de tratamiento y en el que el paciente se coloca sobre un soporte para el paciente, de modo que una dirección anterior posterior del paciente se alinea con una dirección de la tracción gravitacional.
- 40 En muchas realizaciones, el sensor de rotación angular comprende uno o más de un acelerómetro o un goniómetro.
- 45 Muchas realizaciones comprenden además un procesador que comprende instrucciones configuradas: para proporcionar una pluralidad de imágenes de un tejido en una pantalla visible para un usuario, comprendiendo cada imagen de la pluralidad un plano de una representación tridimensional del tejido; para recibir la entrada de datos desde el usuario para definir un perfil de tratamiento lo largo de dicha cada imagen de la pluralidad de imágenes; y para determinar un perfil de tratamiento tridimensional basado en el perfil de tratamiento a lo largo de dicha cada una de la pluralidad de imágenes.
- 50 En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para interpolar entre los perfiles de tratamiento de la pluralidad de imágenes para determinar el perfil de tratamiento tridimensional.
- 55 Muchas realizaciones comprenden además una bomba no pulsátil acoplada al soporte y el controlador automatizado para proporcionar una corriente de energía pulsada que comprende una pluralidad de pulsos secuenciales.
- 60 Muchas realizaciones comprenden además una bomba pulsátil acoplada al soporte y el controlador automatizado para proporcionar una corriente de energía pulsada que comprende una pluralidad de pulsos secuenciales.
- En muchas realizaciones, el controlador automatizado está configurado para mover la corriente de suministro de energía pulsátil, de tal manera que la pluralidad de pulsos secuenciales se superponen en una ubicación diana de tejido a extirpar.
- 65 En muchas realizaciones, el controlador automatizado está configurado para mover la corriente de suministro de energía pulsátil, de tal manera que la pluralidad de pulsos secuenciales no se superponen en una ubicación diana de tejido a extirpar.

- En otro aspecto, las realizaciones proporcionan un aparato para tratar el tejido de un paciente. Una sonda de tratamiento alargada para el tratamiento de un paciente se extiende a lo largo de un eje. La sonda del tratamiento alargada comprende una estructura alargada exterior que tiene un canal de trabajo y un soporte interior giratorio y trasladable dentro del canal de trabajo para posicionar y orientar una fuente de energía para liberar energía hacia un tejido diana. Una sonda de obtención de imágenes alargada, la sonda de obtención de imágenes alargada se extiende a lo largo de un eje. Un acoplamiento acopla la sonda de tratamiento alargada a la sonda de obtención de imágenes alargada cuando se han insertado la sonda de tratamiento alargada y la sonda de obtención de imágenes alargada en el paciente.
- 10 Muchas realizaciones comprenden además una primera conexión conectada al soporte interior y una segunda conexión conectada a la sonda de obtención de imágenes, en la que uno o más controladores están configurados para mover la primera conexión junto con la segunda conexión para mover el soporte interior a lo largo de un eje de tratamiento y mover la sonda de obtención de imágenes a lo largo de un eje de la sonda de obtención de imágenes con el fin de ver la interacción del soporte con el tejido a medida que el soporte se mueve a lo largo del eje.
- 15 En muchas realizaciones, el acoplamiento comprende:
una base;
un primer brazo que se extiende desde la base y está conectado a un extremo proximal de la sonda de tratamiento alargada; y
20 un segundo brazo que se extiende desde la base y está conectado a un extremo proximal de la sonda de obtención de imágenes alargada;
en el que la base soporta la sonda de tratamiento alargada y la sonda de obtención de imágenes alargada cuando el primer brazo comprende una configuración rígida y el segundo brazo comprende una configuración rígida.
- 25 En muchas realizaciones, el segundo brazo comprende un accionador para manipular la sonda de obtención de imágenes bajo control del usuario cuando el primer brazo mantiene una posición y orientación de la sonda de tratamiento alargada.
- 30 En muchas realizaciones, el acoplamiento está configurado para mantener la alineación de la sonda de tratamiento alargada en relación a la sonda de obtención de imágenes alargada cuando la sonda de obtención de imágenes alargada y la sonda de tratamiento alargada se han insertado desde lados opuestos del paciente.
- 35 En muchas realizaciones, el acoplamiento está configurado para mantener una alineación del eje de la sonda de tratamiento alargada con el eje de la sonda de obtención de imágenes alargada cuando la boquilla se hace avanzar de forma proximal y distalmente y se hace girar.
- En muchas realizaciones, el acoplamiento está configurado para alinear el eje de la sonda de tratamiento paralelo con el eje de la sonda de obtención de imágenes.
- 40 En muchas realizaciones, el acoplamiento está configurado para mantener una posición fija y una orientación de la sonda de obtención de imágenes alargada en relación con la sonda de obtención de imágenes alargada.
- 45 En muchas realizaciones, el acoplamiento comprende un brazo rígido acoplado a la sonda de tratamiento alargada y un segundo brazo rígido acoplado a la sonda de obtención de imágenes alargada, el primer brazo rígido acoplado de forma fija al segundo brazo rígido, y en el que la sonda de tratamiento alargada comprende rigidez para inhibir la deflexión transversal al eje de la sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes alargada comprende rigidez para inhibir la deflexión transversal al eje de la sonda de obtención de imágenes alargada.
- 50 En muchas realizaciones, el acoplamiento comprende imanes para mantener una posición y orientación fijas de la sonda de obtención de imágenes alargada en relación con la sonda de obtención de imágenes alargada.
- 55 En muchas realizaciones, el acoplamiento comprende una pluralidad de imanes dispuestos en una pluralidad de posiciones axiales a lo largo de uno o más de la sonda de tratamiento alargada o la sonda de obtención de imágenes alargada.
- 60 En muchas realizaciones, el acoplamiento está configurado para acoplar la sonda de tratamiento alargada a la sonda de obtención de imágenes alargada a través de una pared de un primer lumen que se extiende sobre una parte de la sonda de tratamiento alargada y una pared de un segundo lumen que se extiende sobre una parte de la sonda de obtención de imágenes alargada.
- 65 En muchas realizaciones, la sonda de obtención de imágenes alargada está configurada para la inserción en el recto del paciente y la sonda de tratamiento alargada está configurada para la inserción en la uretra del paciente y en la que el acoplamiento está configurado para alinear la sonda de tratamiento alargada con la sonda de obtención de imágenes alargada cuando la sonda de tratamiento alargada se coloca dentro de la uretra y la sonda de obtención de imágenes alargada se coloca dentro del recto.

En muchas realizaciones, la estructura alargada comprende una columna para añadir rigidez a la sonda de tal manera que la estructura alargada inhibe la deflexión de la sonda transversal al eje.

5 En muchas realizaciones, la sonda de obtención de imágenes alargada comprende al menos una parte distal rígida para inhibir la deflexión de la sonda de obtención de imágenes transversal al eje de la sonda de obtención de imágenes y para fijar la orientación del eje de la sonda de obtención de imágenes alargada en relación con el eje de la sonda de tratamiento alargada.

10 En muchas realizaciones, un procesador está acoplado a la sonda de obtención de imágenes alargada, la sonda de tratamiento alargada y la articulación y en el que el procesador comprende instrucciones para determinar una presión, una ubicación axial y una orientación de la boquilla para realizar la ablación de una ubicación diana del tejido identificado en una imagen de la sonda de obtención de imágenes alargada.

15 En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para determinar la presión, la ubicación axial y la orientación de la boquilla en respuesta a la ubicación diana en la imagen cuando la sonda de tratamiento alargada se ha insertado en un primer lado del paciente y la sonda de obtención de imágenes alargada se ha insertado en un segundo lado del paciente opuesto al primer lado.

20 En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para determinar la presión, la ubicación axial y la orientación de la boquilla en respuesta a la ubicación diana en la imagen cuando la sonda de tratamiento alargada ha sido acoplada a la sonda de obtención de imágenes alargada a través de una pared de un primer lumen y una pared de un segundo lumen que se extienden entre la sonda de tratamiento alargada y la sonda de obtención de imágenes alargada.

25 En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para determinar una primera coordenadas de referencia de la imagen de una primera ubicación diana de entrada de la imagen y una segunda coordenadas de referencia de la imagen de coordenadas de una segunda ubicación diana de entrada de la imagen y las instrucciones para asignar la primera coordenadas de referencia de la imagen de la imagen a una primera coordenadas de referencia diana de la sonda de tratamiento y para asignar la segunda ubicación diana de entrada de la imagen a una segunda coordenadas de referencia diana de la sonda de tratamiento y en el que el procesador comprende instrucciones para determinar presiones y posiciones axiales y de rotación de la boquilla para proporcionar un perfil de corte que se extiende desde la primera ubicación diana de entrada a la segunda ubicación diana de entrada.

35 En otro aspecto, las realizaciones proporcionan un aparato para tratar el tejido de un paciente. Un brazo está acoplado a una base. El brazo comprende una primera configuración móvil y una segunda configuración rígida. Una sonda de tratamiento para tratar a un paciente comprende una estructura alargada exterior que tiene un canal de trabajo y un soporte interior giratorio y trasladable dentro del canal de trabajo par colocar y orientar una boquilla para liberar una corriente presurizada de fluido hacia el tejido. Un procesador comprende instrucciones para rotar y trasladar el soporte para tratar al paciente. Una articulación está acoplada al procesador y la sonda para rotar y trasladar la sonda en respuesta a las instrucciones.

45 En muchas realizaciones, el portador comprende un soporte de intercambio rápido configurado para ser insertado y retirado de un extremo proximal de la estructura alargada exterior y en el que la articulación comprende un tubo de unión alargado giratorio y trasladable que tiene una dimensión interior con dimensiones para recibir el soporte interior y en el que el tubo de unión alargado comprende una estructura de bloqueo para bloquear el soporte de intercambio rápido dentro del tubo de unión alargado cuando el tubo de unión alargado gira y se traslada para tratar el tejido.

50 Muchas realizaciones comprenden además una válvula y una pluralidad de canales, la válvula conectada a un extremo proximal de la estructura alargada exterior, la pluralidad de canales que se extienden a lo largo de la estructura alargada exterior para acoplar un primer puerto de la válvula a un anclaje de balón con una primera canal y para acoplar un segundo puerto de la válvula con una abertura cerca de un extremo distal del fluido alargado exterior para suministrar fluido a un sitio de tratamiento y en la que la válvula comprende una estructura de bloqueo y la articulación comprende una estructura de bloqueo para conectar la articulación con la válvula cuando el balón ha sido inflado.

60 En muchas realizaciones, la estructura alargada comprende una columna acoplada a un anclaje, y en la que la columna se extiende entre el anclaje y la articulación para fijar una distancia desde una primera parte de la articulación con el anclaje cuando la sonda del soporte se hace girar y trasladar con una segunda parte de la articulación para colocar y orientar la boquilla para tratar una ubicación diana del paciente en referencia al anclaje.

65 En muchas realizaciones, la estructura alargada está acoplada a un anclaje, y en la que la estructura alargada se extiende entre el anclaje y la articulación para fijar una distancia a lo largo de la estructura alargada desde una primera parte de la articulación con el anclaje cuando el soporte se hace girar y trasladar con una segunda parte de la articulación para colocar y orientar la boquilla para tratar al paciente.

En muchas realizaciones, la estructura alargada y el soporte están configurados para desviarse a medida que la sonda se inserta en el tejido y en el que la estructura alargada mantiene una longitud de arco sustancialmente constante entre una parte fija de la articulación y el anclaje con el fin de mantener la colocación de la boquilla en relación con el anclaje cuando la boquilla se gira y se traslada a lo largo del eje de la sonda con el soporte para tratar al paciente.

En muchas realizaciones, la articulación comprende una parte de pieza para mano exterior que pueda agarrarse y colocarse con una mano del usuario cuando el brazo comprende una configuración desbloqueada.

En muchas realizaciones, la articulación comprende un soporte acoplado a la sonda de tratamiento y el brazo para soportar la sonda tratamiento y la articulación con el brazo cuando la sonda se ha insertado en el paciente.

En muchas realizaciones, el soporte comprende una o más de una carcasa rígida de la articulación o un marco de la articulación y en el que la carcasa permanece sustancialmente fija con el brazo cuando el paciente es tratado.

En muchas realizaciones, el soporte está acoplado a la sonda de tratamiento para insertar la sonda en el paciente y colocar y orientar la boquilla en una ubicación diana y en el que el soporte está acoplado al brazo y la estructura alargada con el fin de soportar la sonda con la sonda posicionada y orientada dentro del paciente cuando el brazo comprende la configuración rígida.

En muchas realizaciones, el soporte y el brazo son capaces de soportar la articulación y la sonda en una posición y y orientación previstas cuando el brazo comprende la configuración rígida con el fin de fijar la posición de la articulación cuando el paciente es tratado con la boquilla.

En muchas realizaciones, la sonda comprende una estructura alargada y un soporte interior y en la que la articulación está acoplada al soporte para controlar una posición de la boquilla a lo largo de un eje de la estructura alargada y una rotación de la boquilla alrededor del eje de la estructura alargada.

En muchas realizaciones, el aparato está configurado para extraer las células vivas del tejido con el fin de proporcionar las células vivas fuera del paciente.

En muchas realizaciones, el aparato está configurado para extirpar tejido para histología.

En muchas realizaciones, el aparato está configurado para macerar el tejido.

En muchas realizaciones, el aparato está configurado para liberar una corriente de fluido a alta presión en un gas que comprende dióxido de carbono (en adelante "CO₂").

En muchas realizaciones, el aparato comprende una fibra óptica que tiene un radio de curvatura de no más de aproximadamente 5 mm.

En muchas realizaciones, el aparato comprende una fibra óptica que tiene un radio de curvatura de no más de aproximadamente 2 mm.

Aunque las realizaciones descritas en este documento están dirigidas específicamente a tratamiento transuretral de la próstata, ciertos aspectos también se pueden usar para tratar y modificar otros órganos, tales como cerebro, corazón, pulmones, intestinos, ojos, piel, riñón, hígado, páncreas, estómago, útero, ovarios, testículos, vejiga, oído, nariz, boca, tejidos blandos, tales como la médula ósea, tejido adiposo, músculo, tejido glandular y mucosa, tejido espinal y los nervios, cartílago, tejidos biológicos duros, tales como dientes, hueso, así como lúmenes corporales y vías, tales como los senos paranasales, uréter, colon, esófago, vías del pulmón, vasos sanguíneos, y la garganta. Los dispositivos descritos en este documento pueden ser insertados a través de un lumen del cuerpo existente o se pueden insertar a través de una abertura creada en el tejido corporal.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Se obtendrá una mejor comprensión de las características y ventajas de la presente divulgación por referencia a la siguiente descripción detallada que expone realizaciones ilustrativas, en las que se utilizan los principios de la descripción, y los dibujos adjuntos de los que:

La Figura 1 es una ilustración esquemática de un dispositivo adecuado para la realización de una reducción de volumen de tejido prostático intrauretral;

Las figuras 2A-2D ilustran el uso del dispositivo de la figura 1 en la realización de una reducción de volumen de tejido prostático;

La Figura 3 ilustra un dispositivo de tratamiento de tejido prostático específico que incorpora el uso de un plasma de solución salina con radiofrecuencia para la realización de una reducción de volumen de tejido prostático;

- La Figura 4 ilustra una fuente de energía adecuada para uso en los dispositivos descritos, en la que la fuente de energía suministra una corriente de fluido para la resección de tejido;
- La Figura 5 ilustra una fuente de energía adecuada para uso en los dispositivos descritos, en la que la fuente de energía comprende una guía de ondas óptica desviada para suministrar energía láser al tejido prostático;
- 5 La Figura 6 ilustra un dispositivo similar al mostrado en la Figura 5, excepto que la guía de ondas óptica dirige la energía láser en un espejo que desvía lateralmente la energía del láser;
- La Figura 7 ilustra una fuente de energía adecuada para uso en los dispositivos descritos, en la que la fuente de energía comprende un electrodo que sobresale lateralmente que puede acoplarse a la pared uretral y el tejido prostático para liberar energía de radiofrecuencia para la ablación de tejido;
- 10 La Figura 8 es un gráfico de tasas de resección del tejido que muestran presiones críticas;
- La figura 9a es un diagrama de flujo que ilustra la resección selectiva y controlada;
- La figura 9b es un diagrama de flujo que ilustra la resección selectiva, en el que la corriente de fluido está configurada para penetrar la pared uretral antes de la resección del tejido de la próstata;
- La Figura 10a ilustra una corriente de fluido columnar y una corriente de fluido divergente;
- 15 La Figura 10b ilustra una vista en sección transversal de un dispositivo de modificación del tejido configurado para emitir una corriente de fluido columnar;
- La Figura 10c ilustra una vista en sección transversal de un dispositivo de modificación del tejido configurado para emitir una corriente de fluido divergente;
- La figura 11 ilustra un dispositivo de modificación del tejido que utiliza una corriente de fluido para la resección de tejido, en el que la corriente de fluido puede opcionalmente actuar como un conducto para energía electromagnética;
- La figura 12 muestra un componente de la sonda de tratamiento 350 de acuerdo con las realizaciones;
- Las figuras 13A y 13B muestran un sistema que trata a un paciente de acuerdo con las realizaciones;
- La Figura 14A muestra un recubrimiento y válvula de usos múltiples de acuerdo con las realizaciones;
- 25 La Figura 14B muestra los conductos de válvulas de las válvulas como en la figura 14A configurados para la transmisión y recepción de múltiples fluidos mientras que la válvula permanece acoplada al paciente de acuerdo con las realizaciones;
- La Figura 14C muestra los componentes de la sonda de tratamiento y la articulación de acuerdo con las realizaciones;
- La Figura 14D1 muestra el intercambio rápido de un soporte cuando la articulación está acoplada al elemento alargado anclado a una localización diana de un órgano, de acuerdo con las realizaciones;
- 30 La Figura 14D2 muestra la alineación de la punta distal del soporte con el extremo proximal de la articulación para insertar el tubo de soporte como en la figura 14d1;
- Figura 14D3 muestra el soporte avanzado hacia una estructura de bloqueo en el extremo proximal de la articulación como en la Figura 14D1;
- 35 La Figura 14D4 muestra el soporte bloqueado a la articulación como en las figuras 14D1 y 14D2;
- La figura 14E muestra un cistoscopio insertado al menos parcialmente en un elemento alargado para el avance hacia el cuello de la vejiga para ver el tejido de un órgano, tal como la próstata, de acuerdo con las realizaciones;
- La Figura 14F muestra el avance de un elemento alargado en un recubrimiento;
- La Figura 14G muestra una articulación acoplada a un elemento alargado que comprende una columna de acuerdo con las realizaciones;
- 40 La Figura 14H muestra un tubo de soporte y un soporte insertado en el tubo de unión de acuerdo con las realizaciones;
- Las figuras 15 y 16 muestran la auto limpieza con un chorro de fluido de acuerdo con las realizaciones;
- La Figura 17A muestra los componentes de interfaz de usuario en la pantalla del sistema de tratamiento del paciente como en la Figura 13 de acuerdo con las realizaciones;
- 45 Las figuras 17B y 17C muestran un marcador que se mueve en una pluralidad de imágenes en el que el movimiento del marcador corresponde a la posición y la orientación de una corriente de energía de acuerdo con las realizaciones;
- La figura 17D muestra un perfil de corte definido por el usuario de acuerdo con las realizaciones;
- 50 Las figuras 17E y 17F muestran una interfaz de usuario para definir una pluralidad de partes curvadas de un perfil de corte de acuerdo con las realizaciones;
- La figura 18 muestra un modo de configuración del sistema para la entrada del modo de corte de la interfaz del usuario como en la Figura 17A;
- La figura 19 muestra un modo de coagulación seleccionado con la entrada de la interfaz de usuario como en la Figura 17A;
- 55 La Figura 20A muestra la asignación y la alineación de una imagen del paciente con el marco de coordenadas de referencia del tratamiento de acuerdo con las realizaciones;
- La Figura 20B muestra un procedimiento de tratamiento de un paciente de acuerdo con las realizaciones;
- Las Figuras 21A y 21B muestran capturas de pantalla de una segmentación de imágenes 3D utilizadas de acuerdo con los sistemas y procedimientos de realizaciones;
- 60 Las figuras 21C a 21F muestran una pluralidad de imágenes axiales de un tejido diana para definir un plan de tratamiento tridimensional y un perfil de tratamiento definido por el usuario en cada una de una pluralidad de imágenes;
- La Figura 21G muestra una vista sagital del tejido diana y planos de las imágenes axiales de las figuras 21C a 21F;
- 65 La Figura 21H muestra un plan de tratamiento tridimensional basado en la pluralidad de imágenes de las figuras 21A a 21F;

La Figura 21I muestra un perfil de tratamiento de entrada por el usuario de una imagen entre una pluralidad de imágenes;

La Figura 21J muestra los patrones de barrido de la corriente de fluido de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 21K muestra una bolsa sobre una corriente de fluido que comprende un martillo de agua de acuerdo con las realizaciones;

Las Figuras 22A y 22B muestran ilustraciones esquemáticas de una sonda en funcionamiento de acuerdo con los principios de las realizaciones;

La figura 22C muestra un endoscopio colocado en el canal de trabajo del elemento alargado con el soporte para obtener imágenes del tejido cuando el paciente es tratado de acuerdo con las realizaciones;

Las Figuras 23A y 23B muestran un soporte configurado para proporcionar un suministro de chorro integrado de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 24 muestra un soporte que comprende un elemento de suministro de fluido y las consideraciones del diseño del elemento de suministro del fluido de acuerdo con las realizaciones;

Las figuras 25A a 25C muestran la desviación de chorro de acuerdo con las realizaciones;

Las Figuras 26A a 26C muestran el enmascaramiento del chorro de acuerdo con las realizaciones;

Las Figuras 27A y 27B muestran una variación de ángulo del chorro de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 28 muestra múltiples chorros suministrados simultáneamente de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 29 muestra morcelación de acuerdo con las realizaciones;

Las figuras 30 a 31B muestran diseños de tubos individuales de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 32 muestra los medios de registro y localización del sistema de tratamiento con respecto a la anatomía humana de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 33 muestra una pluralidad de estructuras expandibles que comprenden una primera cesta expandible y una segunda cesta expandible de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 34 muestra medios de registrar el sistema con respecto a la anatomía humana de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 35 muestra un balón desechable de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 36 muestra la resección de tejido y el control de profundidad de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 37 muestra la región de arrastre visible en un primer tamaño como se muestra en la Figura 36;

La figura 38 muestra el control de profundidad de la resección de tejido de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 39 muestra una imagen óptica de la región de arrastre "llama" en solución salina como se muestra en la Figura 38 con una presión diferente de la que se muestra en las Figuras 36 y 37, de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 40 muestra la tasa de flujo de la boquilla frente a la profundidad de penetración máxima para una pluralidad de presiones y boquillas de acuerdo con las realizaciones;

La Figura 41 muestra la presión de vuelta de la boquilla frente a la profundidad de penetración máxima de acuerdo con las realizaciones; y

La Figura 42 muestra la tasa de flujo de la boquilla frente a la presión de vuelta para boquillas de 130 micras y boquillas de 150 micras de acuerdo con las realizaciones.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Una mejor comprensión de las características y ventajas de la presente divulgación se obtendrá por referencia a la siguiente descripción detallada que expone realizaciones ilustrativas y a los dibujos adjuntos. Las realizaciones de la invención reivindicada se describen con referencia a las figuras 4 a 7, 13a, 13b y 17a a 19 y en la siguiente descripción relativa a estas figuras.

Aunque la descripción detallada contiene muchos detalles específicos, estos no deben interpretarse como limitantes del alcance de la invención, sino meramente como diferentes ejemplos y aspectos ilustrativos. Debe entenderse que el alcance de la invención incluye otras realizaciones que no se discuten en detalle anteriormente. Pueden realizarse otras modificaciones, cambios y variaciones que serán evidentes para los expertos en la técnica en la disposición, funcionamiento y detalles del procedimiento y el aparato descritos en el presente documento sin apartarse del alcance de la invención, tal como se establece en las reivindicaciones adjuntas.

Las realizaciones descritas en el presente documento se pueden combinar en una o más de muchas maneras para proporcionar una terapia mejorada a un paciente. Las realizaciones descritas se pueden combinar con procedimientos y aparatos anteriores para proporcionar un mejor tratamiento, tal como la combinación con procedimientos conocidos de cirugía de próstata y cirugía de otros tejidos y órganos, por ejemplo. Debe entenderse que una cualquiera o más de las estructuras y etapas que se describen en el presente documento se pueden combinar con cualquiera de una o más estructuras y etapas adicionales de los procedimientos y aparatos, tal como se describe en el presente documento, los dibujos y texto de apoyo proporcionan descripciones de acuerdo con las realizaciones.

Aunque la planificación del tratamiento y definición de los perfiles y volúmenes de tratamiento, como se describen en el presente documento, se presentan en el contexto de la cirugía de la próstata, los procedimientos y aparatos como los descritos en el presente documento pueden usarse para tratar cualquier tejido del cuerpo y cualquier órgano y vaso del cuerpo, tal como cerebro, corazón, pulmones, intestinos, ojos, piel, riñón, hígado, páncreas, estómago, útero, ovarios, testículos, vejiga, oído, nariz, boca, tejidos blandos, tales como la médula ósea, tejido adiposo,

muscular, glandular y tejido de la mucosa, tejido espinal y los nervios, cartílago, tejidos biológicos duros, tales como dientes, hueso, etc., así como lúmenes corporales y vías, tales como los senos paranasales, uréter, colon, esófago, vías de pulmón, vasos sanguíneos y la garganta.

5 Las sondas de obtención de imágenes y de tratamiento, tal como se describen en el presente documento, se pueden combinar en una o más de muchas maneras, y en muchas realizaciones las imágenes del paciente se pueden utilizar para definir un volumen objetivo y un perfil objetivo del volumen de tejido extirpado. El perfil de tejido extirpado se puede planificar para extirpar eficazmente el tejido. Los procedimientos y aparatos para la obtención de imágenes, tal como se describen en el presente documento, se pueden usar para planear beneficiosamente el tratamiento. Alternativamente o en combinación, los procedimientos de obtención de imágenes y aparatos, tal como se describen en el presente documento, pueden utilizarse para modificar el tratamiento en tiempo real a medida que el paciente es tratado, por ejemplo.

15 La región de arrastre visible se puede combinar con las imágenes de las regiones de tejido y de tratamiento mostrados en la pantalla, a fin de proporcionar la confirmación de que se extirpará la cantidad correcta de tejido. En muchas realizaciones, la distancia de la región de arrastre visible corresponde a una profundidad de corte máxima, de tal manera que el cirujano puede seleccionar la profundidad del corte a partir de las imágenes y con el ajuste de parámetros de tratamiento, tales como uno o más de caudal, diámetro de la boquilla o presión.

20 La región de arrastre visible, tal como se describe en el presente documento, comprende la región de cavitación de la corriente de fluido emanada desde la fuente de energía, tal como una boquilla, y la profundidad de resección máxima corresponde a la distancia de la región de arrastre visible. Por región de arrastre visible se quiere decir que el usuario puede visualizar la región de arrastre con obtención de imágenes sensible a la formación de bolsas de cavitación, tales como la obtención de imágenes visibles y por ultrasonido que dispersan las ondas en respuesta a la formación de bolsillos de cavitación.

25 Se puede disponer de una pluralidad de sondas de soporte para permitir al usuario el tratamiento de uno o más de muchos tejidos en una variedad de maneras. Un elemento estructural alargado que tiene un canal de trabajo, de manera que un eje permanece colocado en el paciente cuando una primera sonda de soporte se intercambia con una o más sondas de soporte. En muchas realizaciones, las sondas de soporte se pueden intercambiar rápidamente, mientras una articulación permanece unida de manera fija al elemento alargado anclado a una estructura interior del paciente. Cada una de las sondas de soporte insertadas en el paciente puede identificarse a partir de un plan de tratamiento, por ejemplo.

30 Tal como se usa en el presente documento, un procesador comprende uno o más procesadores, por ejemplo un único procesador, o una pluralidad de procesadores de un sistema de procesamiento distribuido, por ejemplo. Un controlador o procesador, tal como se describe en el presente documento, comprende generalmente un medio tangible para almacenar instrucciones para implementar etapas de un proceso, y el procesador pueden comprender uno o más de una unidad central de procesamiento, matriz lógica programable, matriz de puertas lógicas, o una matriz de puertas programables por campo, por ejemplo.

35 Tal como se utiliza en el presente documento, el plano transversal de una imagen puede denominarse como el plano horizontal de la imagen, el plano axial de la imagen, o el plano transaxial de la imagen. Una imagen a lo largo de un plano axial puede denominarse como una imagen axial.

40 Tal como se utiliza en el presente documento, una sonda abarca un objeto insertado en un sujeto, tal como un paciente.

45 Tal como se utiliza en el presente documento, caracteres similares identifican elementos similares.

50 Tal como se utiliza en el presente documento, una imagen en tiempo real mostrada en una pantalla abarca una imagen que se muestra en pocos segundos del evento mostrado. Por ejemplo, la obtención de imágenes en tiempo real de una estructura de tejido abarca proporcionar la imagen en tiempo real en una pantalla en aproximadamente diez segundos de la imagen que se adquiere.

55 Tal como se utiliza en el presente documento, los términos distal y proximal se refieren a ubicaciones referenciadas desde el aparato, y pueden ser opuestos de las referencias anatómicas. Por ejemplo, una ubicación distal de una sonda puede corresponder a una ubicación proximal de un elemento alargado del paciente, y una ubicación proximal de la sonda puede corresponder a una ubicación distal del elemento alargado del paciente.

60 Control robótico automatizado - donde el movimiento del chorro de agua está motorizado y bajo el control por ordenador con rutinas preseleccionadas - permite resecciones precisas y finamente detalladas no posibles con un control manual. Las ventajas incluyen un menor tiempo requerido para los procedimientos, menos complicaciones, mejores resultados y menos tiempo de entrenamiento necesario para los cirujanos. Muchas de estas mejoras derivan de reducir o eliminar la necesidad de la destreza manual del médico tratante. El control automático permite además aumentar la potencia de corte de la boquilla a niveles no alcanzables con un control totalmente manual. El

sistema puede ser controlado manualmente durante menos partes críticas del procedimiento, por ejemplo, durante la selección inicial de un área sobre la que operar y para los retoques en el corte y cauterización. Incluso durante estas fases menos críticas de los protocolos, la mayor precisión y suavidad proporcionada por el control automatizado pueden proporcionar una reducción y filtrado de jitter manual. Otra ventaja importante es que la automatización permite un ensayo previo o "dry runs" de un procedimiento. Cuando se selecciona una rutina de corte, los límites de zona se pueden seleccionar utilizando una palanca de mando u otro elemento de control para posicionar el láser durante un procedimiento simulado sin corte. Se pueden hacer cambios antes de que comience el corte, por lo que los errores pueden corregirse antes de iniciar el procedimiento en sí.

La automatización de bucle cerrado y en tiempo real son nuevas capacidades proporcionadas por automatización robótica que incluyen el registro del volumen de resección dentro del órgano y la medición in situ de la profundidad y el volumen. Con la capacidad de introducir los datos de la geometría del órgano en el sistema de control, por ejemplo, a partir de una imagen de ultrasonidos u otra imagen preoperatoria o en tiempo real, la zona de corte se puede registrar con precisión dentro del órgano. Esto elimina la imprecisión de los procedimientos manuales con respecto a importantes tolerancias, tales como la proximidad de la resección a la superficie de cápsula y/o al haz neurovascular en la próstata. Además, la forma del propio volumen extirpado puede ser seleccionable y ajustable a partir de un conjunto de rutinas preprogramadas, donde los detalles de cómo controlar el movimiento de corte y la presión se han elaborado de antemano con amplios conocimientos de ingeniería que más tarde se almacenan en la herramienta quirúrgica robótica, lista para el acceso con sólo pulsar un botón por el cirujano. Por ejemplo, la forma extirpada de tejido puede comprender un perfil de tratamiento predefinido, tal como uno o más de cúpula, cúbica, lágrima, o directamente de una representación 3D del volumen objetivo, tal como se describe en el presente documento, y se ilustra a continuación en las dos capturas de pantalla de las Figuras 21A y 21B, por ejemplo. Además, el cirujano puede ajustar los parámetros de corte en tiempo real basándose en la información proporcionada por las imágenes de ultrasonido, lo que añade otra capa de seguridad al sistema.

La materia de las figuras 1 a 11 y el texto correspondiente han sido descritos en: Solicitud de Estados Unidos N° de Serie 12/700.568, presentada el 4 de febrero del 2010, titulada "MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES", publicada como US 2011018439; y la solicitud PCT PCT/US2011/023781 presentada el 8 de abril de 2007, publicada como WO2011097505 el 8 de noviembre de 2011, titulada "MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES".

En referencia a la figura 1, un dispositivo de reducción de volumen de tejido prostático de ejemplo construido de acuerdo con los principios de la presente invención comprende un ensamblaje de catéteres que incluyen generalmente una eje 12 que tiene un extremo distal 14 y un extremo proximal 16. El eje 12 será típicamente una extrusión polimérica que incluye uno, dos, tres, cuatro o más lúmenes axiales que se extienden desde un conector 18 en el extremo proximal 16 a puntos cerca del extremo distal 14. El eje 12 generalmente tendrá una longitud en el intervalo de 15 cm a 25 cm y un diámetro en el intervalo de 1 mm a 10 mm, usualmente de 2 mm a 6 mm. El eje tendrá suficiente resistencia de columna de manera que se puede introducir hacia arriba a través de la uretra masculina, tal como se describe en más detalle a continuación.

El eje incluirá una fuente de energía situada en la región de suministro de energía 20, donde la fuente de energía puede ser uno cualquiera de una serie de componentes específicos, tal como se discute en más detalle a continuación. Distal a la región de suministro de energía, se colocará un balón de anclaje inflable 24 en o muy cerca al extremo distal 14 del eje. El balón estará conectado a través de uno de los lúmenes axiales a una fuente de inflado del balón 26 conectado a través del conector 18. Además de la fuente de energía 22 y la fuente de inflado del balón 26, el conector incluirá además opcionalmente conexiones para una fuente de infusión/lavado 28, una fuente de aspiración (vacío) 30 y/o una fuente de insuflación (CO2 presurizado u otro gas) 32. En la realización de ejemplo, la fuente de infusión o lavado 28 se puede conectar a través de un lumen axial (no mostrado) a uno o más puertos de suministro 34 proximales al anclaje del balón 24 y distales a la región de suministro de energía 20. La fuente de aspiración 30 puede estar conectada a un segundo puerto o abertura 36, generalmente posicionado proximalmente de la región de suministro de energía 20, mientras que la fuente de insuflación 32 puede estar conectada a un puerto adicional 38, también normalmente situado proximal de la región de suministro de energía. Se entenderá que las ubicaciones de los puertos 34, 36, y 38 no son críticas, aunque ciertas posiciones pueden dar lugar a ventajas particulares descritas en este documento, y que los lúmenes y los medios de suministro podrían ser proporcionados por catéteres adicionales, tubos, y similares, por ejemplo incluidos las fundas coaxiales, recubrimientos, y similares que podrían ser colocados sobre el eje 12.

Aunque las presentes realizaciones se describen con referencia a la próstata humana, se entiende que se pueden usar para tratar las próstatas de mamíferos en general. En referencia a las figuras 2A-2D, se introduce el dispositivo de reducción de volumen de tejido prostático 10 a través de la uretra masculina U a una región dentro de la próstata P que se encuentra inmediatamente distal a la vejiga B. La anatomía se muestra en la figura 2A. Una vez que el catéter 10 ha sido colocado de modo que el balón de anclaje 24 está situado justo distal del cuello de la vejiga BN (Figura 2B), el balón puede ser inflado, preferiblemente para ocupar sustancialmente todo el interior de la vejiga, tal como se muestra en la figura 2C. Una vez que el balón de anclaje 24 se infla, se fijará la posición del dispositivo de reducción de volumen de tejido prostático 10 y se estabilizará dentro de la uretra U de modo que la región de suministro de energía 20 está colocada dentro de la próstata P. Se entenderá que el posicionamiento apropiado de

la región de suministro de energía 20 depende sólo del inflado del balón de anclaje 24 dentro de la vejiga. Como la próstata se encuentra inmediatamente proximal al cuello de la vejiga BN, espaciando el extremo distal de la región de suministro de energía muy cerca al extremo proximal del balón, típicamente dentro del intervalo de 0 mm a 5 mm, preferiblemente de 1 mm a 3 mm, la región de suministro se puede colocar correctamente. Después de que el balón de anclaje 24 se haya inflado, la energía puede liberarse en la próstata para reducción de volumen, tal como se muestra por las flechas en la figura 2. Una vez que la energía ha sido suministrada durante un tiempo y sobre una región de superficie deseada, la región de energía se puede detener y la próstata se puede vaciar para aliviar la presión sobre la uretra, tal como se muestra en la figura 2D. En ese momento, se puede suministrar un fluido de lavado a través del puerto 34 y se aspira en el puerto 36, tal como se muestra en la figura 2D. Opcionalmente, después del tratamiento, el área podría cauterizarse usando un balón de cauterización y/o stent que podría colocarse usando un dispositivo de catéteres modificado o separado.

En referencia a las figuras 3-7, se describirá una serie de regiones representativas de suministro de energía. Con referencia a la figura 3, un primer dispositivo de resección de la próstata de ejemplo 110 comprende un eje 112 que tiene un extremo proximal 114 y un extremo distal 116. Una pluralidad de boquillas 118 están montadas sobre el eje 112 en una posición espaciada de forma proximal desde el extremo distal 116 en una distancia en el intervalo de 1 cm a 5 cm. Las boquillas, que son típicamente núcleos cerámicos capaces de generar un plasma o puertos capaces de dirigir un flujo radialmente hacia afuera de fluido conductor de electricidad, pueden estar montadas sobre la estructura 120, lo que permite que las boquillas 118 se muevan radialmente hacia el exterior, tal como se muestra en la línea de trazos en la figura 3. Un anclaje 122, mostrado como un balón inflable, está montado sobre el extremo distal 116 del eje 112 en una posición entre las boquillas 118 y la punta distal 124. La estructura expandible 122 será capaz de ser expandida dentro de la vejiga para anclar el eje 112, de modo que el conjunto de boquillas 118 se encuentra dentro de la próstata, tal como se describe en más detalle a continuación. El eje 112 incluirá lúmenes, vías, hilos conductores eléctricos y similares, a fin de liberar energía y materiales desde el extremo proximal 114 al extremo distal 116 del eje. Por ejemplo, una fuente de energía RF 126 se conectará al eje 112, por lo general a las boquillas 118, a fin de liberar energía RF a un fluido conductor de la electricidad desde la fuente 128 a las boquillas 118, típicamente a través de un lumen dentro del eje 112. Se dispondrán otros lúmenes, canales o conductos con el fin de permitir la aspiración a una fuente de vacío 130 que típicamente está conectada a uno o más puertos de aspiración 132. Pueden disponerse otros conductos dentro del eje 112 con el fin de permitir la introducción de un fluido de lavado, tal como solución salina, desde una fuente 134 a los puertos 136. En otros casos, será posible conectar las fuentes de aspiración y de lavado 130 y 134 a un puerto común de modo que la aspiración y el lavado pueden llevarse a cabo secuencialmente en vez de simultáneamente. Además, opcionalmente, se pueden disponer lúmenes, conductos, o similares, internos, con el fin de conectar una fuente de insuflación 140 a uno o más puertos de insuflación 142 sobre el eje en la región del conjunto 118. Finalmente, se pueden disponer lúmenes, conductos, o similares, internos para la conexión del balón 122 a una fuente de inflado del balón 144.

Tal como se muestra en la Figura 4, una región de suministro de energía de ejemplo 20 puede estar formada por una boquilla de alta presión 200 que es transportada sobre tubo de suministro 380 que está dispuesto dentro del eje 12. El tubo de soporte 380 puede trasladarse axialmente, tal como se muestra por la flecha 204 y/o girarse, tal como se muestra por la flecha 206, de manera que la corriente de fluido 208 que emana de la boquilla 200 pueda escanear o rastrear sobre la totalidad o una parte seleccionada de la uretra dentro de la próstata. Las presiones específicas y otros detalles para dicho tratamiento de agua a alta presión se describen, por ejemplo, en Jian y Jiajun, supra.

Con referencia a la Figura 5, la fuente de energía dentro de la región de suministro de energía 20 puede comprender una guía de ondas o haz de fibras de fibra óptica 220 transportado en el eje rotativo y de traslación 380. La guía de ondas óptica 220 transmite láser u otra energía óptica coherente en un haz 222 que puede escanearse o rastrearse sobre la pared uretral y el tejido prostático mediante la rotación y/o traslación del tubo de soporte 380.

Como se muestra en la Figura 6, la energía laser de una guía de ondas o haz de fibras óptica 230 puede dirigirse axialmente contra un espejo 232, donde la guía de ondas y el espejo están ambos transportados en el tubo de soporte 380 rotativo y de traslación axial. De nuevo, mediante la rotación y/o traslación del tubo de soporte 380, el haz 234 que se emite puede ser escaneado o rastreado sobre la pared uretral.

Con referencia a la figura 7, en otra realización, el tubo rotativo y de traslación axial 380 puede llevar un electrodo 240 que se proyecta lateralmente desde el tubo. El electrodo 240 se adaptará para la conexión a una fuente de energía de radiofrecuencia, de manera que, cuando el electrodo entra en contacto con la pared uretral y el tejido prostático, se puede liberar energía de radiofrecuencia de modo monopolar o bipolar. La energía de radiofrecuencia puede de este modo realizar la ablación del tejido sobre los volúmenes y regiones seleccionadas del tejido prostático. Opcionalmente, cambiando la naturaleza de la energía de radiofrecuencia, el electrodo 240 también podría utilizarse para cauterizar el tejido después de que haya sido tratado.

En una realización, el dispositivo está configurado para extirpar selectivamente el tejido, causando la extirpación de algunas composiciones de tejido y dejando intactas otras composiciones de tejidos. Por ejemplo, la próstata y las regiones cercanas comprenden una variedad de composiciones de tejidos, incluyendo tejido glandular de la próstata, vasos intra-próstata, estroma fibromuscular, tejido capsular, músculos del esfínter, vesículas seminales, etc. Cuando

se trata la BPH u otras afecciones de la próstata, es deseable eliminar el tejido glandular de la próstata y dejar otros tejidos, tales como vasos y tejido capsular, sustancialmente no dañados.

5 Como se hace referencia en el presente documento, el término resección se entiende que incluye cualquier extirpación de tejido, incluyendo la extirpación de uno o más conglomerados de células de tejido, la extirpación de fracciones de células de tejido, etc.

10 Una ventaja de tratar la BPH mediante la resección selectiva de tejido es la menor necesidad (o ninguna necesidad) de cauterización, ya que hay poco o ningún daño a los vasos sanguíneos intra-próstata y como resultado hay un sangrado limitado. Otra ventaja es una menor probabilidad de incontinencia o impotencia, ya que la resección selectiva disminuye el riesgo de perforar o, en cualquier caso, dañar los tejidos circundantes, tales como la cápsula de la próstata, los músculos del esfínter, las vesículas seminales, etc.

15 Cuando se utiliza una corriente de fluido para extirpar el tejido, la resección selectiva de tejido puede llevarse a cabo mediante la variación de uno o más parámetros de la corriente de fluido, tales como la presión dentro de una boquilla u otro elemento de suministro de fluido, o el caudal del fluido en la corriente, de modo que extirpa algunas composiciones de tejido, dejando otras composiciones de tejidos sustancialmente sin daños.

20 En una realización, los parámetros de la corriente de fluido pueden configurarse para dejar los tejidos no diana sustancialmente sin daños, incluso cuando estos tejidos están expuestos a la corriente de fluido durante un período prolongado de tiempo, es decir, típicamente un periodo de tiempo que es suficiente para lograr la resección deseada. En otra realización, los parámetros de la corriente de fluido pueden configurarse para extirpar el tejido diana a una velocidad sustancialmente mayor que el tejido no diana, limitando así el daño al tejido no diana. Tales parámetros se pueden ajustar dependiendo del tejido diana que se va a extirpar selectivamente.

25 En una realización, la velocidad de resección está configurada para ser mayor para el tejido glandular que para el tejido no glandular. La velocidad de resección se puede configurar mediante la alteración de la presión del fluido o mediante el ajuste de otros parámetros de los fluidos, tal como se describe anteriormente. En particular, la velocidad de resección para el tejido glandular puede estar configurado para ser significativamente mayor que la del tejido no glandular, de tal manera que durante el período de tratamiento el tejido no glandular permanece eficazmente sin daños. Por ejemplo, la velocidad de resección del tejido glandular puede estar configurada para ser al menos dos veces la de tejido no glandular. Como otro ejemplo, la velocidad de resección para el tejido glandular se puede configurar para ser al menos 10 veces la del tejido no glandular.

30 Se observa que la resección de tejido tiene una presión crítica (que es una presión inferior a la que el tejido no se extirpa y por encima a la que el tejido se puede extirpar) debido a que el proceso de extirpación implica el desgarramiento del tejido, en el que el tejido se estira en una microescala hasta el punto en el que la matriz de tejido se rompe o se desgarran. Dado que el tejido es elástico, habrá un punto de ruptura crítica. Los diferentes tipos de tejidos tendrán diferentes puntos de ruptura críticos y, por lo tanto, diferentes presiones críticas asociados con los mismos.

35 De hecho, dado un tamaño particular elemento de suministro de fluido (por ejemplo, diámetro de la boquilla), cada tipo de tejido típicamente tiene una presión crítica de la fuente de corriente de fluido (en lo sucesivo también denominada como P_{crit}) por debajo de la cual la velocidad de resección se aproxima a cero y por encima de la cual la velocidad de resección generalmente aumenta monótonamente, y posiblemente de forma exponencial. Específicamente, debido a diferencias en la composición del tejido, la presión de la fuente de corriente de fluido puede estar configurada para extirpar selectivamente un tipo particular de tejido, dejando otros tipos de tejidos con presiones críticas más elevadas generalmente sin daños.

40 Un aspecto importante de la resección de tejido en un entorno con múltiples tejidos de acuerdo con las presentes realizaciones es que es posible operar en un régimen en el que se reseca un tipo de tejido y otro tipo de tejido permanece sustancialmente sin daños. Esto sucede más fuertemente cuando se opera a una presión entre las presiones críticas de los dos tipos de tejidos. Como se observa en la Figura 8, la presión de operación p_0 de la corriente de fluido puede estar configurada para ser mayor que la presión crítica del tejido 1 ($p_0 > p_{crit1}$), de modo que el tejido 1 experimenta una velocidad de resección que es mayor que cero, manteniendo la presión p_0 inferior a la presión crítica del tejido 2 ($p_0 < p_{crit2}$), de manera que el tejido 2 experimenta una velocidad de resección que es sustancialmente próxima a cero. En tal configuración, se dice que la corriente de fluido está configurada para extirpar selectivamente el tejido 1, pero no el tejido 2.

45 En una realización configurada para tratar la HPB, la presión de la fuente de corriente de fluido está configurada para estar por encima de la presión crítica del tejido glandular de la próstata pero por debajo de la presión crítica del tejido no glandular de la próstata. En tal realización, la presión es suficientemente alta para extirpar el tejido glandular, pero demasiado bajo para extirpar sustancialmente o dañar los tejidos no glandulares, tales como los vasos sanguíneos intra-próstata, el estroma fibromuscular, el tejido capsular, etc. En una realización, el fluido está presurizado a una presión dentro del intervalo de aproximadamente 6,89 kPa - 206,84 MPa (1-30.000 psi) antes de salir del elemento de suministro de fluido, más preferiblemente a una presión dentro del intervalo de aproximadamente 344,73 kPa - 10,34 MPa (50 -1.500 psi) y lo más preferiblemente a una presión dentro del

intervalo de aproximadamente 689,47 kPa – 6,894 MPa (100 – 1.000 psi)

El siguiente ejemplo ilustra algunas presiones críticas de tejido para la resección con corriente de fluido. Cabe indicar que las configuraciones siguientes se proporcionan como un ejemplo y no deben interpretarse como limitantes.

EJEMPLO 1: Presiones críticas modo de ejemplo de diferentes composiciones de tejido renal. Las presiones críticas de tejido se midieron en riñones de cerdo. Se eligió tejido renal porque su composición es similar a la del tejido de la próstata. Se utilizó una corriente de fluido columnar de aproximadamente 200 micras de diámetro para la resección de tejido. El tejido glandular (la parte exterior de color rosa del riñón) es muy blanda y fácilmente se desgarrar con la presión del dedo, mientras que el interior del riñón comprende tejido vascular más duro. Se encontró que la presión crítica para el tejido glandular con esta corriente de fluido era de aproximadamente 551,58 kPa (80 psi) y aproximadamente 3,44 MPa (500 psi) para el tejido vascular, tal como se observa en la Tabla 1 a continuación.

Tabla 1 de las diferentes presiones críticas de los tejidos glandulares y vasculares en riñón de cerdo.

Tejido	P _{crit} (psi)
Glandular	80
Vascular	500

Por ejemplo, los experimentos muestran que cuando se realiza la resección de riñón de cerdo usando una boquilla de aproximadamente 200 micras de diámetro con una presión de la fuente de líquido de aproximadamente 3,44 MPa (500 psi), la velocidad de resección sobre una zona de 10 cm es de aproximadamente 1 cm por cada 30 s para el tejido glandular (es decir, la extirpación de 10 cc por cada 30 s), y menos de aproximadamente 0,1 cm por cada 180 s para el tejido vascular, que es aproximadamente una diferencia de sesenta veces en las velocidades de resección. De este modo, dentro del mismo período de tiempo de resección, se extirpó más tejido glandular que tejido vascular. De este modo, el período de tiempo de resección puede estar configurado para permitir la resección de tejido glandular sin daño sustancial al tejido vascular. La velocidad de resección se puede ajustar mediante la variación de la presión de la fuente de fluido y/o el tamaño de la boquilla. Por ejemplo, la velocidad de resección para el tejido glandular se puede ajustar a aproximadamente 1 cc por min, 5 cc por min, 10 cc por minuto, 30 cc por minuto, u otras velocidades. Como se señaló anteriormente, se entiende en este documento que la variación del tamaño de la boquilla puede requerir la variación de la presión de la fuente de fluido con el fin de hacer que la corriente de fluido choque con la fuerza suficiente sobre el tejido para lograr las velocidades de resección deseadas.

La figura 9a es un diagrama de flujo que ilustra un procedimiento para la resección selectiva de la próstata, de acuerdo con una realización. En la etapa 700, el dispositivo se coloca y se ancla en la uretra, tal como se describe anteriormente. En la etapa 701, los diversos parámetros del fluido, tales como la presión de la fuente de fluido, la forma de la corriente de fluido, etc., están configurados para extirpar un tipo de tejido específico, tal como tejido glandular de la próstata. Mediante la configuración de los parámetros del fluido se puede controlar la fuerza del fluido, la velocidad de resección, el tiempo de tratamiento, el área de tejido a extirpar, etc., a fin de lograr una resección controlada y selectiva. Después de configurar los parámetros, en la etapa 702, el dispositivo está configurado para descargar una corriente de fluido para extirpar el tejido diana. En la etapa 703, si se determina que el tratamiento se ha completado, el dispositivo se extrae de la uretra U en la etapa 704.

Sin embargo, si en la etapa 703 se determina que el tratamiento aún no se ha completado, entonces los parámetros de fluido pueden reconfigurarse según sea necesario, tal como se describe en la etapa 701 y el ciclo de etapas se repite hasta que el tratamiento se ha completado. En particular, la reconfiguración de los parámetros del fluido es ventajosa en una realización en la que se desea extirpar dos tipos diferentes de tejidos para un tratamiento completo. En tal realización, los parámetros del fluido se pueden ajustar para tener en cuenta el cambio en el tipo de tejido diana que se va a extirpar.

Normalmente, después de extirpar parte o todo el tejido glandular, otros tipos de tejidos, tales como tejido vascular o capsular se expondrán a la corriente de fluido. Aunque los parámetros de la corriente de fluido están configurados para extirpar selectivamente el tejido glandular, también se contempla que los parámetros de fluido se puedan ajustar de forma dinámica durante el procedimiento de resección para tener en cuenta la exposición gradual de tejido no glandular y para afinar la selectividad de la resección, según sea necesario. Después de reconfigurar así los parámetros de fluido en la etapa 701, entonces en la etapa 702 la corriente de fluido reconfigurada se emite para continuar la resección de tejido y la operación continúa hasta que el tratamiento se haya completado.

Específicamente, se observa que cuando se trata la próstata desde el interior de la uretra, la pared uretral se interpone entre la fuente de la corriente de fluido (tal como una boquilla u otro elemento de suministro de fluido) y el tejido glandular de la próstata diana que va a ser extirpado.

Por lo tanto, en una realización, los parámetros de corriente de fluido están configurados inicialmente para extirpar y penetrar una parte del tejido de la uretra (por ejemplo, la pared uretral). Sin embargo, puesto que la composición de

tejido glandular de la próstata es más débil que la del tejido uretral, es deseable evitar la resección de tejido glandular con la misma fuerza del corriente de fluido que la utilizada para extirpar la pared uretral. Para lograr esto, la corriente de fluido se puede utilizar durante un periodo de tiempo que es suficiente para extirpar y penetrar la pared uretral, y no más tiempo. A continuación, se puede utilizar una corriente de fluido de fuerza reducida para extirpar el tejido glandular de la próstata.

La figura 9b es un diagrama de flujo que ilustra un procedimiento para la resección selectiva de la próstata, en el que la corriente de fluido está configurada para penetrar primero y extirpar la pared uretral, de acuerdo con una realización. En la etapa 801, el dispositivo se coloca y se ancla en la uretra, tal como se describe anteriormente. En la etapa 802, el dispositivo está configurado para descargar una corriente de fluido de la fuerza suficiente para extirpar y penetrar la pared uretral. En la etapa 803, después de que la corriente de fluido haya penetrado la pared de la uretra, la corriente de fluido se ajusta hasta un nivel que reseca selectivamente el tejido prostático deseado, dejando vasos sanguíneos intra-próstata, cápsulas y otros tejidos no glandulares sustancialmente sin daños.

Además, se contempla que la forma de la corriente de fluido también afecta a la resección selectiva. Mientras que la corriente de fluido se muestra a modo de ejemplo en la Figura 10a como una corriente de fluido columnar 333 o corriente de fluido divergente 334, se contempla que la corriente de fluido puede ser de cualquier forma o configuración que permita la resección de acuerdo con las presentes realizaciones. En particular, existen numerosas ventajas tanto en la configuración de la corriente de fluido columnar como en la configuración de la corriente de fluido divergente, tal como se describirá más adelante.

En una configuración de corriente de fluido columnar 333, el dispositivo emite la corriente de fluido como una columna de fluido en forma de varilla sustancialmente centrada que tiene un ángulo de divergencia sustancialmente cero. En una realización, la corriente de fluido columnar está configurada como una corriente de fluido generalmente recta o no divergente. En tal configuración, el dispositivo emite la corriente de fluido sustancialmente como un cilindro u otra forma no divergente, transmitiendo de ese modo energía al tejido sobre un área o tamaño de punto que es en gran medida independiente de la distancia del tejido del elemento de suministro de fluido. Opcionalmente, la corriente de fluido se puede ajustar para converger, por ejemplo si el elemento de suministro de fluido comprende múltiples boquillas o si el fluido contiene burbujas, con el fin de centrar la energía suministrada al tejido.

La Figura 10b muestra una vista en sección transversal del dispositivo que emite una corriente de fluido columnar para modificar un tejido, tal como la próstata. Un elemento alargado 310 (tal como un eje, tal como se describe más arriba) del dispositivo está dispuesto dentro de la uretra U. Un elemento de suministro de fluido 320 dispuesto en el tubo de soporte (no mostrado) dentro del elemento alargado 310 está configurado para emitir una corriente de fluido columnar 333. Tal como se entiende en el presente documento, el elemento de suministro de fluido 320 puede comprender una boquilla, tal como se describe anteriormente, o cualquier otro elemento configurado para emitir fluido. La corriente de fluido columnar 333 está configurada para extirpar tejido, tal como la pared uretral UW y el tejido de la próstata P, dentro de un área de resección RA.

Una característica de la configuración de corriente de fluido columnar es que el área de resección RA permanece sustancialmente constante para una cierta distancia desde el elemento de suministro de fluido 320, puesto que la anchura del área de resección RA es sustancialmente independiente de la distancia al fluido desde el elemento de suministro de fluido 320. Esto es ventajoso porque el área de resección RA sigue centrado y constante a medida que la corriente de fluido 333 se desplaza alejándose del elemento de suministro de fluido 320, transmitiendo de esta manera energía al tejido en un área focal. La concentración de energía dentro de un área de resección RA centrada es particularmente ventajosa cuando se extirpa o penetra a través del tejido, tal como la pared uretral UW. En una realización, la columnaridad de la corriente de fluido se puede variar mediante la introducción de fluctuaciones de presión en la suministro de fluido. Por ejemplo, la columnaridad de la corriente de fluido se puede variar mediante la introducción mecánica y de manera controlable de un objeto generalmente sólido en la trayectoria de suministro del fluido, tal como detrás de una abertura del elemento de suministro de fluido 320 o en la trayectoria de la corriente de fluido después de que salga de una abertura del elemento de suministro de fluido 320. En otro ejemplo, la columnaridad de la corriente de fluido se puede variar mediante la introducción de un elemento vibrante en la trayectoria del fluido, tal como un elemento piezoeléctrico o similar, para crear fluctuaciones de presión.

En otra realización, la corriente de fluido está configurada como una corriente de fluido divergente 334, tal como se observa en la Figura 10a. Una corriente de fluido divergente 334 es una en la que el fluido sale de una fuente de corriente de fluido, tal como el elemento de suministro de fluido 320, y diverge sustancialmente en un cono, en el que la punta del cono está en el origen de la corriente de fluido. La velocidad de resección de una corriente de fluido divergente 334 puede representarse en función de la distancia z desde el elemento de suministro de fluido 320 que emite fluido al tejido a extirpar. Como se muestra en la Figura 10a, $z^{\wedge}$ está más lejos del orificio que $z/$, y en consecuencia la velocidad de resección en $z/$ es mayor que la velocidad de resección en $z^{\wedge}$.

La corriente de fluido divergente 334 se puede caracterizar por el ángulo de divergencia de la corriente de fluido. En una realización, el ángulo de divergencia está configurado para ser de aproximadamente 0-90 grados, más preferiblemente de aproximadamente 2-45 grados, más preferiblemente de aproximadamente 4-20 grados, y lo más preferiblemente de aproximadamente 7 grados, mientras que también se contempla que el ángulo de divergencia

pueda variarse según sea necesario.

Además, la corriente de fluido divergente 334 puede estar caracterizada por la forma en sección transversal de la corriente de fluido. Generalmente, la corriente de fluido divergente 334 tiene un área de sección transversal, o un tamaño de puntos, que aumenta a distancias más lejos de la fuente de corriente de fluido (por ejemplo, el elemento de suministro de fluido 320), lo que reduce proporcionalmente la fuerza de la corriente de fluido por unidad de área. Este aumento del tamaño de punto generalmente da como resultado mayores velocidades de resección de tejido más cerca de la fuente de corriente de fluido.

En una realización, la forma de sección transversal de la corriente de fluido divergente 334 está configurada como un rectángulo generalmente estrecho (para una corriente de fluido en forma de abanico). En otra realización, la forma de sección transversal de la corriente de fluido divergente 334 está configurada como generalmente un círculo (para una corriente de fluido de forma cónica), en el que el área de sección transversal más pequeña está en la fuente de corriente de fluido. Cabe indicar que la forma de sección transversal de la corriente de fluido divergente 334 se puede configurar como cualquier forma que encierre un área no cero (por ejemplo, una elipse o una forma irregular).

La Figura 10c muestra una vista en sección transversal del dispositivo que emite una corriente de fluido divergente para modificar un tejido, tal como la próstata. Un elemento alargado 310 del dispositivo está dispuesto dentro de la uretra U. Un elemento de suministro de fluido 320 dispuesto en el tubo de soporte (no mostrado) dentro del elemento alargado 310 está configurado para emitir una corriente de fluido divergente 334. La corriente de fluido divergente 334 está configurada para extirpar tejido, tal como la pared uretral UW y el tejido de próstata P dentro de un área de resección RA. El área de resección RA cubierto por la corriente de fluido divergente 334 aumenta a medida que la corriente de fluido se desplaza alejándose del elemento de suministro de fluido 320, reduciendo de ese modo proporcionalmente la fuerza de la corriente de fluido por unidad de área.

Una característica de la corriente de fluido divergente 334 es que la anchura de la resección aumenta en función de la distancia desde el elemento de suministro de fluido 320, mientras que la velocidad de resección por unidad de superficie disminuye en función de la distancia desde el elemento de suministro de fluido 320. Esto es porque la energía total suministrada en la corriente de fluido es generalmente constante (sin tener en cuenta cualquier disminución de la velocidad del fluido), aunque la energía se libere sobre un área mayor. Por lo tanto, la energía suministrada por área disminuye, lo cual es un parámetro clave del que depende la velocidad de resección. Por lo tanto, la velocidad de resección por unidad de superficie disminuye en función de la distancia.

Además, en una corriente de fluido divergente 334 la tasa volumétrica de resección puede ser sustancialmente constante en función de la distancia. Es decir, aunque la velocidad de resección por unidad de superficie disminuye, el área total extirpada aumenta proporcionalmente, y por lo tanto el volumen total extirpado permanece sustancialmente constante. Cabe indicar que si la velocidad de resección por superficie en función de la densidad de energía superficial es no lineal y monótonamente creciente con la energía, entonces la velocidad volumétrica de la resección disminuirá en función de la distancia desde el elemento de suministro de fluido 320. Se observa además que cualquier ralentización de las partículas de la corriente de fluido (por ejemplo, gotas de líquido) también disminuirá la velocidad de resección volumétrica en función de la distancia.

Con referencia a la figura 11, el dispositivo comprende un elemento alargado 310, tal como un eje, configurado para ser insertado en una región del cuerpo. El elemento alargado 310 comprende una ventana que expone un tubo de soporte 380 y otros componentes descritos a continuación. La ventana revela un tubo de soporte 380 y un elemento de suministro de fluido a alta presión 320 dispuesto en el tubo de soporte 380. El elemento de suministro de fluido 320 está conectado a una fuente de fluido (no mostrada) a través de un lumen de fluido 390 que suministra fluido desde la fuente al elemento de suministro de fluido 320.

Opcionalmente, cuando el elemento alargado 310 se introduce a través de la uretra, el elemento alargado 310 puede estar cubierto por un recubrimiento u otra cubierta (no mostrado). Cuando está completamente cubierto con el recubrimiento, la ventana está protegida de modo que se reduce el raspado y el daño a la uretra a medida que avanza el elemento alargado 310. Una vez en su lugar, el recubrimiento se retrae, dejando al descubierto la ventana. El tubo de soporte 380 puede entonces girar y avanzar y/o retraerse de manera que el fluido es suministrado a través del elemento de suministro de fluido 320.

Adicional y opcionalmente, el dispositivo puede comprender un elemento protector (no mostrado) que se coloca para cubrir sustancialmente el elemento de suministro de fluido 320, manteniendo un espacio entre el elemento de suministro de fluido 320 y el elemento protector. Esto a cambio mantiene de manera efectiva ese espacio entre el elemento de suministro de fluido 320 y cualquier tejido que pueda impactar sobre el elemento protector. En una realización, el elemento protector es un elemento de tipo lámina sustancialmente plano situado sobre el elemento de suministro de fluido 320. El elemento protector está colocado o conformado, de manera que permite que el tubo de soporte 380 se mueva dentro del elemento alargado 310, según sea necesario. Por ejemplo, el elemento protector puede estar curvado para seguir una curvatura del tubo de soporte 380. El elemento protector comprende una abertura para permitir que la corriente de fluido emitida por el elemento de suministro de fluido 320 se desplace sin

obstáculos a través de la apertura e impacte sobre el tejido. La abertura puede ser circular o puede comprender otras formas. Una ventaja de dicho elemento protector es que protege el elemento de suministro de fluido 320 de ser dañado durante los procedimientos de inserción o extracción y/o durante el tratamiento. Otra ventaja del elemento protector es que, durante o después de la emisión de fluido, los fluidos que vuelven hacia el elemento de suministro de fluido 320 pueden desplazarse a través de la abertura del elemento protector (o a través de otras trayectorias alrededor del elemento protector) y en el espacio entre el elemento protector y el elemento de suministro de fluido 320. Dichos fluidos de retorno pueden entonces canalizarse hacia el exterior de ese espacio de tal manera que la emisión de fluido no está obstruida o impedida por dichos fluidos de retorno.

El elemento protector puede estar configurado además de tal manera que el espacio entre el elemento protector y el elemento de suministro de fluido 320 está en comunicación continua con un lumen de extirpación de residuos a través de un paso del fluido de baja resistencia al flujo. Esto crea un paso de baja resistencia al flujo entre el elemento de suministro de fluido 320 y un destino exterior de dichos residuos, de tal manera que los residuos y fluidos que salen del elemento de suministro de fluido 320 puede salir fácilmente de la región que rodea el elemento de suministro de fluido 320. Baja resistencia en este caso se entiende que significa una resistencia al flujo que es menor en comparación con una resistencia al flujo del elemento de suministro de fluido 320. Esta configuración evita ventajosamente la contrapresión en el elemento de suministro de fluido 320, que de otro modo reduciría el flujo, y de ese modo permite que la corriente de fluido emitida por el elemento de suministro de fluido 320 se desplace sustancialmente sin perturbarse por los residuos y los fluidos de retorno.

El elemento de suministro de fluido 320 puede ser una sola boquilla, una pluralidad de boquillas o un conjunto de boquillas de diversas configuraciones. El elemento de suministro de fluido 320 está configurado para emitir un fluido radialmente hacia el exterior como una corriente de fluido 331, con una fuerza suficiente de modo que al entrar en contacto con el tejido, la corriente de fluido 331 extirpa el tejido. La corriente de fluido 331 puede ser perpendicular al elemento alargado 310 o puede estar configurado para estar en varios ángulos con respecto al elemento alargado 310.

El tubo de soporte 380 puede trasladarse axialmente, girar, oscilar u oscilar rotacionalmente con respecto al elemento alargado 310, de modo que la corriente de fluido 331 puede escanearse o rastrearse para extirpar un área o volumen del tejido deseado. El área o volumen deseado puede ser esférico, cilíndrico o cualquier otra área o volumen predeterminada de forma y dimensión arbitrarias.

Adicional y opcionalmente, cuando el dispositivo no está siendo utilizado para extirpar tejido, el tubo de soporte 380 puede colocarse, de manera que el elemento de suministro de fluido 320 y/o cualquier otro elemento (tal como elementos de visualización o de cauterización) están situados lejos de la ventana, reduciendo de este modo el riesgo de daños a tales elementos, así como reduciendo cualquier riesgo de resección no intencionada del tejido.

El dispositivo comprende además al menos un puerto de insuflación 340 dispuesto en el elemento alargado 310. El puerto de insuflación 340 está conectado a través de uno o más lúmenes a una fuente de insuflación (no mostrada), en el que la fuente de insuflación suministra un fluido 330 en la región del cuerpo a través del puerto de insuflación 340 con el fin de expandir el tejido circundante y crear un espacio de trabajo. El dispositivo comprende además al menos un puerto de extracción 360 para la extirpación de productos de desecho, tales como productos de resección, fluido resección, otros productos residuales o una mezcla de los mismos. El elemento alargado 310 puede incluir lúmenes, vías, hilos conductores eléctricos y similares, configurado para suministrar energía y/o materiales desde el extremo proximal al extremo distal del elemento alargado 310 y/o para eliminar los residuos y productos de desecho, los detalles de los cuales se han descrito anteriormente.

Opcionalmente, además del elemento de suministro de fluido 320, el dispositivo puede comprender un puerto de suministro de energía electromagnética 350 dispuesto en el tubo de soporte 380 y colocado cerca o dentro del elemento de suministro de fluido 320. La energía electromagnética 332 se suministra al puerto de suministro de energía 350 por medio de uno o más conductos 351, tales como fibras ópticas u otros guías de ondas dentro del tubo de soporte 380 y el elemento alargado 310, como también se describe en mayor detalle anteriormente. La energía electromagnética 332 puede ser energía de radiofrecuencia, luz coherente o no coherente, o cualquier otra modalidad de energía electromagnética. El puerto de suministro de energía 350 está configurado para suministrar energía 332 a través del interior de la corriente de fluido 331, de modo que la energía electromagnética 332 puede extirpar el tejido en lugar de, o en combinación con, la resección con el fluido.

Adicional y opcionalmente, las diversas modalidades de energía electromagnética descritas anteriormente pueden estar configuradas para cauterizar el tejido, en combinación con la resección de tejido, o independientemente de la misma. Desde la resección selectiva de tejido, tal como se describe en el presente documento, generalmente causa poco o ningún daño al tejido restante, tal como el tejido vascular, y por lo tanto provoca un sangrado limitado o inexistente, dicha cauterización sólo tiene que utilizarse en una base limitada, en todo caso. Se contempla que cuando la energía electromagnética se suministra al tejido por la corriente de fluido 331 para la cauterización, la presión de la fuente de fluido puede ajustarse para estar generalmente por debajo de la presión crítica para la resección de tejido, de manera que no se extirpa tejido adicional.

Alternativa o adicionalmente, la cauterización puede conseguirse utilizando otros medios, por ejemplo usando un balón de cauterización y/o stent colocado en contacto con el tejido usando un dispositivo de catéter, tal como se describe anteriormente.

5 Además, el dispositivo puede comprender elementos deflectores opcionales, por ejemplo, colocados en el interior o el elemento alargado 310 y lejos de la ventana, configurados para desviar el fluido, emitido por el elemento de suministro de fluido 320, de vuelta hacia el elemento de suministro de fluido 320, eliminando de este modo cualquier residuo que pueda haberse acumulado en el elemento de suministro de fluido 320 y/o puerto de suministro de energía 350 durante la resección de tejido. Además, el elemento de suministro de fluido 320 en combinación con los
10 elementos deflectores puede estar configurado para limpiar una parte de, o sustancialmente la totalidad de, el elemento de suministro de fluido 320, cualquier elemento de visualización o de cauterización y/o el tubo de soporte 380. El elemento deflector puede estar configurado para ser sustancialmente plano o cóncavo. Alternativamente, el elemento deflector se puede configurar con cualquier forma o diseño.

15 Además, el elemento de deflector puede actuar configurado como un elemento de protección para el elemento de suministro de fluido. El elemento de suministro de fluido puede estar colocado en un lugar específico con respecto al elemento de protección que protege la próstata de las emisiones de fluido inesperadas y protege el elemento de suministro de fluido 320 de, por ejemplo, la obstrucción o el taponado por el tejido, especialmente durante la inserción y extracción del organismo.

20 El tubo de soporte 380 comprende un soporte. El soporte puede comprender opcionalmente una estructura tubular. Aunque se hace referencia a un tubo de soporte 380 de acuerdo con las realizaciones, el soporte puede comprender una sección transversal sustancialmente no tubular, por ejemplo una sección transversal rectangular, que se extiende a lo largo de una parte sustancial del soporte, tal como se describe en el presente documento. Por
25 lo tanto, debe entenderse que a pesar del tubo de soporte que se muestra y se describe en los dibujos, el soporte puede comprender un soporte no circular en cada uno de los dibujos y texto de apoyo, tal como se describe en el presente documento.

La figura 12 muestra un componente de la sonda de tratamiento 350 de acuerdo con las realizaciones. Un tubo de soporte 380 comprende una configuración concéntrica de un primer puerto de suministro de fluido y un segundo
30 puerto de suministro de fluido. El elemento de suministro de fluido 320 libera una corriente de fluido 331. La corriente de fluido 331 define un eje que se extiende desde el elemento de suministro de fluido 320 hacia el exterior. La corriente de fluido 331 puede comprender una corriente divergente 334 o una corriente columnar 333, tal como se describe en el presente documento. El elemento de suministro de fluido 320 comprende una boquilla 322. La
35 boquilla 322 puede comprender una sección transversal sustancialmente circular. La boquilla 322 puede comprender un canal interior que tiene la sección transversal circular, en la que el canal interior se extiende cilíndricamente. El canal interior se extiende a lo largo de un eje correspondiente al eje de la corriente de fluido 331.

Dispuesto concéntricamente alrededor del elemento de suministro de fluido 320 está un puerto 340. El puerto 340
40 comprende un canal sustancialmente anular que se extiende circunferencialmente alrededor del elemento de suministro de fluido 320 y la boquilla 322. El puerto 340 puede comprender un puerto de insuflación, tal como se describe en el presente documento. El puerto 340 libera el fluido 330 en una disposición sustancialmente concéntrica con corriente de fluido 331. La disposición sustancialmente concéntrica tiene la ventaja de proporcionar una camisa de protección alrededor del corriente de fluido 331 con un primer fluido 330 que se extiende hacia el
45 exterior desde el puerto 340 para dirigir beneficiosamente la corriente de tratamiento hacia el tejido. Un conducto de energía 351 se extiende desde una fuente de energía, tal como un láser, hacia el elemento de suministro de fluido 320. El conducto de energía puede comprender una fibra óptica o una pluralidad de fibras ópticas acopladas a un láser, por ejemplo. La fibra óptica se puede extender hacia la boquilla 322 y se puede alinear concéntricamente con el eje definido por la boquilla 322 con el fin de proporcionar una transmisión eficiente de energía de la energía de la
50 luz emitida desde la fibra óptica a través de la boquilla 322. Se puede disponer una estructura cerca del extremo distal de la fibra óptica con el fin de alinear la fibra óptica con el canal de la boquilla 322. La alineación concéntrica de la fibra óptica, la boquilla y el puerto 340 puede proporcionar un tratamiento terapéutico del paciente que permite la visualización y el tratamiento del paciente. La liberación de fluido desde el puerto 340 puede comprender un líquido, por ejemplo solución salina, o un gas, por ejemplo CO₂. El fluido liberado a través del puerto 340 puede ser
55 seleccionable por el usuario con la interfaz, tal como se describe en el presente documento.

La corriente de fluido 331 puede proporcionar una guía de ondas ópticas dirigida hacia el tejido. En muchas realizaciones, la corriente de fluido 331 comprende un índice de refracción mayor que el fluido liberado a través del puerto 340. El medio de la guía de ondas puede ser un líquido o gas y el medio de la camisa liberada del puerto 340
60 puede ser un líquido o gas. Un medio intermedio puede estar situado entre la sonda y el tejido diana. El medio del intermedio puede ser un líquido o gas, por ejemplo, uno o más de solución salina, aire o dióxido de carbono. En muchas realizaciones, el medio del intermedio comprende un suministro de fluido desde la boquilla 322 y un suministro de fluido desde el puerto anular 340.

65 Las figuras 13A y 13B muestran un sistema que trata un paciente de acuerdo con las realizaciones. El sistema 400 comprende una sonda de tratamiento 450 y puede comprender opcionalmente una sonda de obtención de imágenes

460. La sonda de tratamiento 450 está acoplada a una consola 420 y una articulación 430. La sonda de obtención de imágenes 460 está acoplada a una consola de obtención de imágenes 490. La sonda de tratamiento del paciente 450 y la sonda de obtención de imágenes 460 se pueden acoplar a una base común 440. El paciente está apoyado con el soporte del paciente 449. La sonda de tratamiento 450 está acoplada a la base 440 con un brazo 442. La sonda de obtención de imágenes 460 está acoplada a la base 440 con un brazo 444.

El paciente se coloca en el soporte del paciente 449, de manera que la sonda de tratamiento 450 y la sonda de ultrasonidos 460 pueden ser insertados en el paciente. El paciente puede ser colocado en una o más de muchas posiciones, tales como prono, supino, en posición vertical, o inclinado, por ejemplo. En muchas realizaciones, el paciente se coloca en una posición de litomía y se puede utilizar estribos, por ejemplo. En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento 450 se inserta en el paciente en una primera dirección en un primer lado del paciente, y la sonda de obtención de imágenes se inserta en el paciente en una segunda dirección en un segundo lado del paciente. Por ejemplo, la sonda de tratamiento se puede insertar desde un lado anterior del paciente en la uretra del paciente, y la sonda de obtención de imágenes se puede insertar de forma transrectal desde un lado posterior del paciente en el intestino del paciente. La sonda de tratamiento y la sonda de obtención de imágenes se pueden colocar en el paciente con uno o más de tejido uretral, tejido de la pared uretral, tejido de próstata, tejido intestinal o tejido de la pared intestinal que se extiende entre ellos.

La sonda de tratamiento 450 y la sonda de obtención de imágenes 460 se pueden insertar en el paciente en una o más de muchas maneras. Durante la inserción, cada brazo puede comprender una configuración sustancialmente desbloqueada, de manera que la sonda se puede girar y trasladar de forma deseable con el fin de insertar la sonda en el paciente. Cuando una sonda se ha insertado en la ubicación deseada, el brazo se puede bloquear. En la configuración bloqueada, las sondas se pueden orientar entre sí en una o más de muchas maneras, tales como en paralelo, con inclinación, horizontal, oblicuo, o no paralelo, por ejemplo. Puede ser útil determinar la orientación de las sondas con sensores de ángulo, tal como se describe en el presente documento, con el fin de asignar los datos de imágenes de la sonda de obtención de imágenes a las coordenadas de referencia de la sonda de tratamiento. Tener los datos de imágenes del tejido asignados al espacio de coordenadas de referencia de la sonda de tratamiento puede permitir la orientación precisa y el tratamiento de tejido identificado para el tratamiento por un operador, tal como el médico.

En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento 450 está acoplada a la sonda de obtención de imágenes 460. Con el fin de alinear el tratamiento con la sonda 450 basándose en imágenes de la sonda de obtención de imágenes 460. El acoplamiento se puede lograr con la base común 440, tal como se muestra. Alternativamente o en combinación, la sonda de tratamiento y/o la sonda de obtención de imágenes pueden comprender imanes para sujetar las sondas en alineación a través del tejido del paciente. En muchas realizaciones, el brazo 442 es un brazo móvil y bloqueable, de tal manera que la sonda de tratamiento 450 puede colocarse en una ubicación deseada en un paciente. Cuando la sonda 450 se ha colocado en la ubicación deseada del paciente, el brazo 442 se puede bloquear con un seguro del brazo 427. La sonda de obtención de imágenes puede acoplarse a la base 440 con el brazo 444, se puede utilizar para ajustar la alineación de la sonda cuando la sonda de tratamiento está en posición bloqueada. El brazo 444 puede comprender una sonda bloqueable y móvil bajo el control del sistema de imágenes o de la consola y de la interfaz de usuario, por ejemplo. El brazo móvil 444 puede ser microaccionable de modo que la sonda de obtención de imágenes 440 se puede ajustar con pequeños movimientos, por ejemplo un milímetro o similar en relación con la sonda de tratamiento 450.

En muchas realizaciones, la sonda de tratamiento 450 y la sonda de obtención de imágenes 460 están acopladas a sensores de ángulos, de modo que el tratamiento puede ser controlado en base a la alineación de la sonda de obtención de imágenes 460 y la sonda de tratamiento 450. Un sensor de ángulos 495 está acoplado a la sonda de obtención de imágenes 450 con un soporte 438. Un sensor de ángulos 497 está acoplado a la sonda de obtención de imágenes 460. Los sensores de ángulo pueden comprender uno o más de muchos tipos de sensores de ángulo. Por ejemplo, los sensores de ángulo pueden comprender goniómetros, acelerómetros y combinaciones de los mismos. En muchas realizaciones, el sensor de ángulos 495 comprende un acelerómetro tridimensional para determinar la orientación de la sonda de tratamiento 450 en tres dimensiones. En muchas realizaciones, el sensor de ángulos 497 comprende un acelerómetro tridimensional para determinar la orientación de la sonda de obtención de imágenes 460 en tres dimensiones. Alternativamente o en combinación, el sensor de ángulos 495 puede comprender un goniómetro para determinar un ángulo de la sonda de tratamiento 450 a lo largo de un eje alargado de la sonda de tratamiento. El sensor de ángulos 497 puede comprender un goniómetro para determinar un ángulo de la sonda de obtención de imágenes 460 a lo largo de un eje alargado de la sonda de obtención de imágenes 460. El sensor de ángulos 495 está acoplado a un controlador 424. El sensor de ángulos 497 de la sonda de obtención de imágenes está acoplado a un procesador 492 del sistema de imágenes 490. Alternativamente, el sensor de ángulos 497 puede estar acoplado al controlador 424 y también en combinación.

La consola 420 comprende una pantalla 425 acoplada a un sistema de procesadores en componentes que se utilizan para controlar la sonda de tratamiento 450. La consola 420 comprende un procesador 423 que tiene una memoria 421. La circuitería de las comunicaciones 422 está acoplada a un procesador 423 y un controlador 422. La circuitería de las comunicaciones 422 está acoplada al sistema de obtención de imágenes 490. La consola 420 comprende componentes de un endoscopio 35 acoplado a un anclaje 24. El control de lavado e infusión 28 está

acoplado a la sonda 450 para controlar la infusión y el lavado. El control de aspiración 30 está acoplado a la sonda 450 para controlar la aspiración. El endoscopio 426 puede ser componentes de la consola 420 y un endoscopio insertable con la sonda 450 para tratar al paciente. El seguro del brazo 427 de la consola 420 está acoplado al brazo 422 para bloquear el brazo 422 o para permitir que el brazo 422 sea libremente móvil para insertar la sonda 450 en el paciente.

La consola 420 puede comprender una bomba 419 acoplada al soporte y una boquilla, tal como se describe en el presente documento.

El procesador, controlador y electrónica y circuitería de control pueden incluir uno o más de muchos componentes adecuados, tales como uno o más procesadores, una o más matrices de puertas programable en campo (FPGA), y uno o más dispositivos de almacenamiento de memoria. En muchas realizaciones, la electrónica de control controla el panel de control de la interfaz gráfica del usuario (en adelante "GUI") para proporcionar una planificación pre-procedimiento de acuerdo con parámetros de tratamiento especificados por el usuario, así como para proporcionar al usuario el control sobre el procedimiento de cirugía.

La sonda de tratamiento 450 comprende un anclaje 24. El anclaje 24 ancla el extremo distal de la sonda 450 mientras se suministra energía a la región de suministro de energía 20 con la sonda 450. La sonda 450 puede comprender una boquilla 200, tal como se describe en el presente documento. La sonda 450 está acoplada al brazo 422 por una articulación 430.

La articulación 430 comprende componentes para mover región de suministro de energía 20 a una ubicación diana deseada del paciente, por ejemplo, basándose en imágenes del paciente. La articulación 430 comprende una primera parte 432 y una segunda parte 434 y una tercera parte 436. La primera parte 432 comprende una parte de anclaje sustancialmente fija. La parte de anclaje sustancialmente fija 432 está fijada a un soporte 438. El soporte 438 puede comprender un marco de referencia de la articulación 430. El soporte 438 puede comprender un chasis o marco o carcasa rígida para acoplar de manera rígida e inflexible el brazo 442 a la sonda de tratamiento 450. La primera parte 432 permanece sustancialmente fija, mientras que la segunda parte 434 y la tercera parte 436 se mueven para dirigir la energía desde la sonda 450 al paciente. La primera parte 432 se fija a la distancia sustancialmente constante 438 al anclaje 434. La distancia sustancialmente fija 438 entre el anclaje 24 y la primera parte fija 432 de la articulación permite que el tratamiento tenga lugar con precisión. La primera parte 434 puede comprender el accionador lineal para colocar con precisión la boquilla a alta presión en la región de tratamiento 20 en una posición axial deseada a lo largo de un eje alargado de la sonda 450.

El eje alargado de la sonda 450 se extiende generalmente entre una parte proximal de la sonda 450 cerca de la articulación 430 hasta un extremo distal que tiene un anclaje 24 fijado al mismo. La tercera parte 436 controla un ángulo de rotación alrededor del eje alargado. Durante el tratamiento del paciente, la distancia 439 entre la región de tratamiento 20 y la parte fija de la articulación varía con una distancia de referencia 439. La distancia 439 se ajusta en respuesta al control por ordenador para establecer una ubicación de destino a lo largo del eje alargado de la sonda de tratamiento con referencia al anclaje 24. La primera parte de la articulación permanece fija, mientras que la segunda parte 434 ajusta la posición de la región de tratamiento a lo largo del eje. La tercera parte de la articulación 436 ajusta el ángulo alrededor del eje en respuesta al controlador 424, de manera que la distancia a lo largo del eje en un ángulo del tratamiento puede ser controlada de forma muy precisa con referencia al anclaje 24. La sonda 450 puede comprender un miembro rígido, tal como una columna, que se extiende entre el soporte 438 y el anclaje 24, de tal manera que la distancia desde la articulación 430 al anclaje 24 permanece sustancialmente constante durante el tratamiento. La sonda de tratamiento 450 está acoplada a componentes de tratamiento, tal como se describe en el presente documento, para permitir el tratamiento con una o más formas de energía, tal como la energía mecánica de un chorro, la energía eléctrica de electrodos o la energía óptica de una fuente de luz, tal como una fuente láser. La fuente de luz puede comprender la luz infrarroja, luz visible o luz ultravioleta. La región de suministro de energía 20 se puede mover bajo el control de la articulación 430, tal como para suministrar una forma deseada de energía a un tejido diana del paciente.

El sistema de obtención de imágenes 490, una memoria 493, la circuitería para comunicaciones 494 y el procesador 492. El procesador 492 en la correspondiente circuitería está acoplado a la sonda de obtención de imágenes 460. Un brazo controlador 491 está acoplado al brazo 444 para colocar con precisión la sonda de obtención de imágenes 460.

La Figura 14A muestra una recubrimiento de usos múltiples y una válvula de acuerdo con las realizaciones. Una válvula 468 está configurada para transmitir una pluralidad de fluidos hacia y desde el sitio de trabajo. La válvula 468 está acoplada rígidamente, por ejemplo fijada, a la columna 452. Un recubrimiento 458 está situado alrededor de la columna 452 y se puede extender hacia dentro hacia la válvula 468. La válvula 468 está acoplada con un elemento de bloqueo 460 para apoyar 438 en la articulación 430. La válvula 468 se puede desacoplar de la articulación 430 y el soporte 438 a fin de eliminar la articulación 430 y el soporte 438 para permitir que se inserten componentes adicionales en el canal de trabajo. Por ejemplo, se puede insertar un endoscopio en el canal de trabajo para extenderse hacia la zona de trabajo del órgano, por ejemplo, la próstata. Una estructura 462 que comprende una parte frontal que se extiende hacia la válvula 468. La estructura 462 está conformada para acoplar la válvula 468 y

permitir la extracción de la estructura 462, la articulación 430 y el soporte 438 cuando el elemento de bloqueo 460 se desacopla. La válvula 468 comprende una estructura 464 para acoplar la parte frontal de la estructura 462. Se disponen una pluralidad de juntas dispuestas en la válvula 468 para permitir la extracción de la estructura 462. Cuando se ha extraído la estructura 462, se puede insertar un endoscopio u otra herramienta quirúrgica en el espacio de trabajo y avanzar hacia el sitio de tratamiento. Por ejemplo, se puede avanzar un endoscopio hacia el sitio de tratamiento para que sea el área de tratamiento. La válvula comprende una pluralidad de puertos que se acoplan al sitio de tratamiento para permitir que el fluido se transmita y extraiga del sitio de tratamiento. Por ejemplo, cuando un endoscopio ha sido colocado en el sitio de tratamiento, el elemento de bloqueo y la válvula permiten la extracción de la articulación y las sondas de tratamiento, de manera que la válvula 468 permanece acoplada al recubrimiento 458 y la columna 452 dentro del paciente.

En muchas realizaciones, las sondas de tratamiento y los soportes, tal como se describen en el presente documento, por ejemplo, soportes tubulares, pueden insertarse y extraerse mientras el elemento de bloqueo 460 se acopla a la articulación 430 y el soporte 438. Esta configuración de la articulación, el elemento de bloqueo y el soporte permite que las sondas se extraigan rápida y fácilmente y se reinserten para proporcionar tratamientos beneficiosos.

El recubrimiento de usos múltiples y la válvula, tal como se describen en el presente documento, tienen la ventaja de permitir que el recubrimiento, la válvula, la columna y el anclaje permanezcan unidos al paciente mientras se emplean instrumentos quirúrgicos adicionales. El elemento de bloqueo interactúa con múltiples instrumentos que permitan las operaciones de colocación, visualización y "aquablation" y "aquabeam", sin reintroducción o movimiento con respecto al tejido. Los múltiples conductos sellados permiten que los puertos de recubrimiento se utilicen para transmitir el flujo o la presión de diferentes fluidos dentro o en paralelo al canal de trabajo. El canal de trabajo se puede utilizar para el acceso de visualización a la anatomía a través de tecnología existente de endoscopios rígidos o flexibles. El canal de trabajo tiene un amplio hueco para acomodar muchos tipos de herramientas y permitir la libre circulación de tejidos y fluidos. Se pueden utilizar dispositivos de suministro de energía alternativos dentro del recubrimiento o canal de trabajo, tal como se describe en el presente documento.

En muchas realizaciones el canal de trabajo está dimensionado para permitir una pluralidad de soportes dentro del canal de trabajo. Por ejemplo, un soporte de endoscopio dentro del canal de trabajo y un soporte de sonda de tratamiento, tal como se describen en el presente documento, dentro del canal de trabajo con el fin de permitir la visualización del sitio de tratamiento, mientras la sonda de tratamiento realiza operaciones "aquablation" y "aquabeam", tal como se describen en el presente documento.

La Figura 14B muestra los conductos para válvula de la válvula configurados para transmitir y recibir múltiples fluidos mientras que la válvula se mantiene acoplada a la paciente. La válvula está acoplada a una pluralidad de puertos 456. La pluralidad de puertos 456 puede comprender un puerto de fluido auxiliar 456A, un puerto de presión de balón 456B y un puerto de extirpación de tejido 456C. Un recubrimiento 458 se extiende circunferencialmente alrededor de la columna 452. La columna 452 y el recubrimiento 458 pueden estar acoplados de forma rígida a la parte de la válvula y proporcionan conexiones y canales acoplados a la parte de la válvula. Un canal 467, por ejemplo un canal tubular, está conectado al puerto 456B para permitir el inflado del balón. Un canal 469 se puede definir con el recubrimiento 458. El canal 469 se puede acoplar al puerto 456A para proporcionar un fluido auxiliar a la zona de tratamiento. El puerto 456C para permitir la extirpación de tejido puede acoplarse al canal principal de trabajo 465. El principal canal de trabajo 465 se puede extender desde el puerto 456C al sitio de tratamiento. Está dispuesta una pluralidad de juntas 466 para separar los puertos de tratamiento y canales, tal como se describen en el presente documento. La válvula 468 se puede desacoplar de la articulación 430 y el soporte 438 y permitir la presión de inflado del balón que ha de aplicarse a través del puerto 456B. Se puede disponer un fluido auxiliar a través del puerto 456A, por ejemplo, con el fin de limpiar el canal de trabajo 465. Esta configuración de la válvula permite que la columna 452 y el anclaje 24 permanezcan en su lugar cuando se han insertado otros instrumentos en el canal de trabajo.

La pluralidad de conductos de válvula, tal como se describe en el presente documento, permiten la recogida de tejidos para dirigirlos a través del canal de trabajo con amplio hueco 469 para reducir las obstrucciones del flujo. La presión del balón puede transmitirse desde un ajuste ipo luer a la punta distal del anclaje con tubos de pequeño diámetro, por ejemplo, tubos que definen el canal 467. Se transmite un fluido auxiliar entre el recubrimiento y la columna a la zona de tratamiento con el canal 469.

La Figura 14C muestra componentes de la sonda tratamiento y la articulación desmontados antes de su uso. La articulación 430 comprende una carcasa 410 y una cubierta 412. La cubierta 412 puede colocarse en la parte inferior de la carcasa 410. La cubierta y la carcasa pueden comprender materiales rígidos para añadir rigidez. La carcasa y la cubierta se pueden dimensionar de manera que comprenda una pieza manual que contiene la articulación 430. La articulación 430 comprende una estructura tubular alargada que comprende un engranaje 433 para acoplarse con otro engranaje 434 de la articulación. El engranaje 434 se puede colocar en un carro móvil 413. La estructura tubular alargada puede comprender una segunda parte móvil 436 de la articulación. La carcasa 410 puede comprender el soporte 438 de la articulación. El engranaje 433 permanece conectado a la estructura tubular alargada 431 cuando se desmonta la articulación. La parte móvil de la articulación 430 puede comprender el engranaje 433, el

engranaje 434 y el carro móvil 413 con el fin de avanzar la estructura alargada 431 distalmente cuando se conecta a la segunda parte móvil 436, tal como se muestra con las flechas 418. La cubierta 412 comprende bridas 416. Cuando la cubierta se coloca en la carcasa, la estructura alargada puede bloquearse en la posición 431 en la articulación.

El elemento alargado 310 comprende una columna 452, tal como se describe en el presente documento, y se muestra cubierta con un recubrimiento 458. El recubrimiento 458 comprende un canal para recibir el elemento alargado 310. El elemento alargado 310 comprende el canal de trabajo y se puede insertar en el recubrimiento 458 de manera que el elemento alargado está cubierto con el recubrimiento 458. El recubrimiento 458 y el elemento alargado 310 se muestran conectados a la válvula 468, tal como se describe en el presente documento.

El recubrimiento 458 se puede insertar en el paciente antes de la inserción del elemento alargado 310. En muchas realizaciones, el recubrimiento 458 está acoplado a la válvula 468 cuando se inserta en el paciente.

El elemento alargado 310 está configurado para deslizarse dentro del recubrimiento 458 de tal manera que el elemento alargado 310 y el recubrimiento comprenden una configuración bloqueada. El elemento alargado 310 comprende la estructura 411 configurada para acoplarse a la carcasa 410 de la articulación, de manera que el elemento alargado 310 y la carcasa 410 permanecen fijados sustancialmente cuando la estructura alargada 431 se mueve, tal como se describe en el presente documento.

En muchas realizaciones, la carcasa 410 incluye también un soporte 438. El soporte 438 puede comprender una parte sustancialmente no móvil de la articulación 430, tal como se describe en el presente documento. La articulación 430 puede comprender un carro móvil 433 para mover el soporte 382 cuando la carcasa 410 que comprende el soporte 438 permanece bloqueado al brazo y es sustancialmente no móvil, tal como se describe en el presente documento.

En muchas realizaciones, la estructura 411 del elemento alargado 310 comprende una estructura de bloqueo para formar una articulación bloqueada con la carcasa 410 y la cubierta 412.

En muchas realizaciones, la válvula 468 está conectada al recubrimiento 458 y puede fijarse al recubrimiento para la inserción del recubrimiento 458 en el paciente e inflar el anclaje del balón 24 con la válvula 468, tal como se describe en el presente documento. El elemento alargado 310 que comprende la columna 452 puede entonces ser insertado en el recubrimiento 458. La válvula 468 y la estructura 411 comprenden estructuras de bloqueo 417 para bloquear la válvula al elemento alargado 310 cuando el elemento alargado 310 se ha insertado en la válvula 468 y el recubrimiento 458. Puede presionarse un accionador 415 por el usuario para desbloquear la válvula 468 del elemento alargado 310.

La estructura tubular alargada 431 de la articulación 430 comprende estructuras para recibir el tubo de soporte 380. Una abertura 409 de la estructura tubular alargada 431 está dimensionada para recibir el tubo de soporte 380. Se muestra una estructura de conexión 408 en el extremo proximal de la articulación y comprende una estructura de bloqueo 406 para recibir un saliente 404 de la estructura de conexión 405 del tubo de soporte 380.

La figura 14D1 muestra un intercambio rápido de un tubo de soporte 380 cuando la articulación 430 está acoplada al elemento alargado 310 anclado a una ubicación diana de un órgano. El elemento alargado 410 puede ser insertado o extraído de la articulación por el usuario. El elemento alargado 380 puede avanzarse en la abertura 409 cerca de la estructura de conexión 405 de la estructura tubular alargada 431.

La sonda de obtención de imágenes 460 se puede montar sobre una segunda articulación y configurarse para moverse con la boquilla del soporte 382 para obtener imágenes de la interacción de la corriente de energía del soporte 382 cuando el tejido es tratado. Las imágenes del tratamiento pueden comprender imágenes axiales e imágenes sagitales de la sonda de obtención de imágenes 460. La articulación puede estar acoplada al controlador o procesador (o ambos), tal como se describe en el presente documento, para mover la sonda de obtención de imágenes 460 de forma sincrónica a lo largo del eje con el soporte 382 y la boquilla del soporte, por ejemplo. La sonda de obtención de imágenes 460 puede comprender una sonda de ultrasonido transrectal y el soporte 482 puede comprender un componente de la sonda de tratamiento 450, tal como se describe en el presente documento.

La Figura 14D2 muestra la alineación de la punta distal del soporte 382 con la abertura 409 del extremo proximal de la estructura tubular alargada 431 para insertar el tubo de soporte 380, tal como en la Figura 14D1.

La Figura 14D3 muestra el soporte avanzado hacia una estructura de bloqueo 406 en el extremo proximal de la articulación como en la Figura 14D1. La estructura de bloqueo 406 está dimensionada para recibir un saliente 404 con el fin de formar una articulación bloqueada 402.

La Figura 14D4 muestra el tubo de soporte 380 bloqueado a la articulación 430 como en las figuras 14D1 y 14D2. El saliente 404 se ha insertado en una abertura de la estructura de bloqueo 406 para formar la articulación bloqueada. La articulación puede ser desbloqueada mediante la manipulación del usuario.

La figura 14E muestra un cistoscopio insertado al menos parcialmente en un recubrimiento 458 para el avance hacia la ubicación de anclaje de un órgano. La ubicación de anclaje puede comprender el cuello de la vejiga para visualizar el tejido de un órgano, tal como la próstata. El recubrimiento 458, tal como se describe en el presente documento, puede avanzarse hasta una ubicación diana con la visión del cistoscopio colocado dentro del canal de trabajo del elemento alargado 310. Cuando se coloca, el anclaje 24, tal como un balón, puede inflarse con un puerto de la válvula 468 acoplado al recubrimiento, tal como se describe en el presente documento.

Hay al menos dos formas de visualización posibles con las realizaciones, tal como se describen en el presente documento. 1) El cistoscopio está bloqueado dentro del recubrimiento 458. El propósito puede ser ver la próstata y después finalmente dejar el recubrimiento como un canal seguro para guiar el elemento alargado 310 que comprende la columna 452 en el paciente, en muchas realizaciones sin tener visualización directa. El extremo distal del recubrimiento se alinea cerca del cuello de la vejiga. 2.) Una vez que el elemento alargado 310 está bloqueado en el recubrimiento 458, se puede utilizar un ureteroscopio para visionar el paciente. El ureteroscopio se puede insertar en el interior del mismo canal por el que va el soporte 380, por ejemplo, al canal compartido.

La Figura 14F muestra el avance de un elemento alargado 310 en un recubrimiento 458. La válvula 468 en el extremo proximal del recubrimiento 458 puede comprender una estructura de bloqueo para recibir una estructura de bloqueo en el extremo proximal del elemento alargado 310. El elemento alargado 310 puede avanzarse en el recubrimiento 458 de tal manera que se acoplan los elementos de bloqueo en el recubrimiento 458 y el elemento alargado 310.

La Figura 14G muestra una articulación 430 acoplada a un elemento alargado 310 que comprende una columna 452. La articulación está configurada para recibir el soporte 382 y el tubo de soporte 380, tal como se describe en el presente documento.

La Figura 14H muestra un tubo de soporte y un soporte insertado en el tubo de unión en una configuración bloqueada, tal como se describe en el presente documento.

Las figuras 14A a 14H muestran un procedimiento de tratamiento de un paciente, según las realizaciones, y cada una de estas figuras muestra una o más etapas opcionales del procedimiento.

Las figuras 15 y 16 muestran la autolimpieza con un chorro de fluido, tal como se describe en el presente documento. El chorro de fluido, por ejemplo corriente de fluido, tal como se describe en el presente documento, se puede utilizar para limpiar el canal de trabajo y aclarar el tejido u otros puertos dentro del recubrimiento con múltiples funciones. La autolimpieza puede ser automatizada o puede realizarse manualmente. Además, la intensidad del chorro de agua puede reducirse para limpiar las cámaras de láser u otros dispositivos accesorios sin tener que extraer los dispositivos del canal de trabajo. Por ejemplo, puede dimensionarse un endoscopio para ajustarse dentro del canal de trabajo o, alternativamente, puede dimensionarse un endoscopio para ajustarse dentro del canal de trabajo con la articulación desacoplada y permitir el lavado y limpieza del canal de trabajo. Alternativamente o en combinación, el soporte 382 que puede comprender el tubo de soporte 380 se puede ser dimensionar para ajustarse dentro del canal de trabajo junto con un endoscopio con el fin de permitir la limpieza del endoscopio.

En muchas realizaciones la autolimpieza puede emplearse con la sonda que comprende el soporte 382 que puede comprender el tubo de soporte 380 situado dentro del canal de trabajo. El elemento alargado 310 que comprende el recubrimiento y la columna puede contener el soporte 382 que puede comprender el tubo de soporte 380 a lo largo de una parte sustancial del soporte. El soporte 382 puede comprender una parte con extremo rectangular o una parte con extremo tubular y puede comprender una parte que tiene una geometría cilíndrica y tubular, por ejemplo. La corriente de fluido suministrada desde el soporte 382 se puede extender hasta una distancia 457 con divergencia, por ejemplo. Alternativamente, la corriente de fluido puede comprender una corriente de fluido columnar. Se puede controlar un ángulo de la corriente de fluido 453 con la articulación de manera que gire la corriente de fluido durante la limpieza. La corriente de fluido puede aumentar o disminuir en términos de presión.

El chorro de fluido se puede utilizar para limpiar el canal de trabajo y aclarar el tejido u otras partes dentro del recubrimiento con múltiples funciones. Esto puede ser automatizado o realizarse manualmente. Además, la intensidad del chorro de agua puede reducirse para limpiar la cámara láser u otros dispositivos accesorios sin tener que extraer los dispositivos del canal de trabajo.

La Figura 17A muestra los componentes de interfaz de usuario 500 en la pantalla 425 del sistema 400. La pantalla 425 puede comprender una pantalla táctil, por ejemplo, de forma alternativa o en combinación, la pantalla 425 puede estar acoplada con un dispositivo señalador, un teclado y otros dispositivos de entrada por el usuario conocidos que funcionan con sistemas procesadores. La interfaz 500 comprende una pestaña de operación 502, una pestaña de control de CO2 504 y una pestaña de configuración del sistema 506. La interfaz del usuario 500 incluye botones 507 en la pantalla para ajustar hacia arriba o hacia abajo los valores de entrada en el sistema informático. Se proporciona un botón de interrupción 503 en la interfaz del usuario para que el usuario detenga el tratamiento del paciente. Se proporciona un botón de inicio 501 para que el usuario inicie el tratamiento del paciente. La interfaz de

usuario 500 comprende una imagen 510 de un órgano, tal como una próstata. La imagen 510 mostrada puede ser una imagen de uno o más de muchos órganos, tal como se describe en el presente documento. La imagen 510 puede comprender, por ejemplo, una imagen de una próstata de una imagen anatómica correspondiente a una próstata de un paciente. La imagen 510 se muestra en una vista en sección transversal transaxial axial que tiene una orientación anterior y posterior, la imagen 510 se muestra también a lo largo del eje longitudinal. La vista sagital de la imagen 510 a lo largo del eje longitudinal muestra el anclaje 24 y un lumen, tal como la uretra. La imagen 510 puede comprender una imagen del paciente a tratar, por ejemplo, una imagen ultrasónica del paciente. La imagen 510 puede mostrarse en vistas axiales y sagitales con la imagen ultrasónica dimensionada de manera que se corresponda con los perfiles de tratamiento que se muestran en la pantalla 425.

Se muestra un perfil de tratamiento 520 en las vistas axial y sagital. El perfil de tratamiento 520 corresponde a un perfil de tejido a extraer en la superficie restante después de la extracción. El perfil de tratamiento 520 comprende un radio 522 que se extiende desde una ubicación central de referencia hasta una parte exterior del límite de tejido cortado. El perfil de tratamiento 520 comprende un componente exterior 524 que se extiende circunferencialmente alrededor de un eje del tratamiento. El perfil de tratamiento 520 se extiende desde un primer extremo 526 próximo a la vejiga y el anclaje hasta un segundo extremo 528 hacia la uretra. Las imágenes del perfil de tratamiento mostradas en la pantalla comprenden una pluralidad de referencias para alinear el tratamiento con la anatomía del paciente. Un eje 530 corresponde a una ubicación central del tratamiento y se extiende axialmente a lo largo de un lumen del paciente, tal como la uretra. El eje de tratamiento 530 puede corresponder a una referencia anatómica del paciente, tal como la uretra o la vía por la que se introduce el instrumento en el paciente. Se muestra una referencia angular 532 que se extiende desde el eje central del perfil de tratamiento hasta un límite radial exterior del perfil de tratamiento 534. El componente angular 532 corresponde a una ubicación posterior anterior en el componente del paciente y se extiende desde la parte anterior a la posterior a la posición 534 para proporcionar y permitir la alineación con el paciente. Tal como puede verse en la vista sagital, una ubicación de referencia del tratamiento 536 corresponde a una ubicación adyacente al anclaje inflable, tal como un balón 24. La ubicación de referencia 536 correspondiente al anclaje expandible se muestra alineado con el extremo 526 del perfil de tratamiento 20 en el que el perfil de tratamiento se muestra alineado con el eje 451 de la sonda de tratamiento.

La interfaz de usuario 500 comprende una pluralidad de entradas. La pluralidad de entradas puede comprender una o más de las siguientes entradas, tal como se describe en el presente documento.

Una pluralidad de parámetros de entrada angular 550 puede comprender la entrada 552 y la entrada 554, por ejemplo. La orientación angular se puede ajustar de manera que se alinee con una dirección posterior anterior del paciente que se extiende entre el eje 530 y el marcador 534. La entrada 552 puede utilizarse para ajustar la orientación angular del tratamiento alrededor del eje 530, por ejemplo, cuando el paciente y la sonda están alineados en ángulos ligeramente diferentes. Una entrada 552 alinea el centro del perfil de tratamiento en grados de rotación alrededor del eje. Una entrada 554 proporciona un ángulo de barrido desde un extremo angular a otro, por ejemplo, un ángulo de barrido puede comprender un ángulo menor de 360°, por ejemplo, 240°. El ángulo de barrido se extiende generalmente alrededor del eje de tratamiento anterior-posterior y se extiende desde el eje de tratamiento posterior del tratamiento del extremo anterior en una distancia de aproximadamente la mitad del ángulo de barrido, por ejemplo, barriendo 120° en la primera dirección y barriendo 120° en una dirección opuesta desde el eje de tratamiento posterior anterior. En muchas realizaciones, el ángulo de barrido se limita a menos de 360 grados para evitar el barrido de la corriente de fluido en la columna.

La posición angular de la corriente se puede mostrar en tiempo real en la pantalla con una salida 556 de la posición angular en grados. El ángulo de salida puede mostrarse en la pantalla como una línea de color en movimiento, por ejemplo verde, que barre alrededor del eje 530.

Puede utilizarse una pluralidad de parámetros de entrada 560 para determinar la extensión de tratamiento a lo largo del eje 451 y el eje 530. Una entrada 562 determina una ubicación del perfil de tratamiento en relación con el anclaje expandible 24. Una entrada 564 determina una duración del tratamiento a lo largo de eje 451 y el eje 530. La entrada 564 puede comprender una distancia longitudinal del tratamiento que se extiende desde un primer extremo 524 a un segundo extremo 528. Una entrada 570 puede determinar un radio del perfil de tratamiento alrededor del eje 530. La entrada 570, una distancia radial del eje 530 radialmente hacia el exterior hasta un límite exterior del perfil de tratamiento 524. El radio puede comprender una distancia radial en milímetros, tal como la distancia de 10 mm por ejemplo. Alternativamente, el radio puede determinarse con la potencia de una bomba que puede ajustarse con valores arbitrarios de 1 a 10, por ejemplo.

Una entrada del modo de selección 508 puede permitir al usuario configurar la interfaz de un modo de corte a un modo de coagulación, por ejemplo. En el modo de corte, se pueden proporcionar muchas de las entradas para el tratamiento con el fin de determinar y alinear el tratamiento con el paciente. En el modo de corte, tal como se muestra, el usuario es capaz de visualizar la extensión del tratamiento con respecto a la anatomía del paciente y de formular y mejorar la estrategia de tratamiento. El usuario puede establecer un perfil de corte que tiene una superficie de perfil predeterminada y un volumen de extracción predeterminado.

La interfaz del paciente comprende salidas adicionales para el usuario para determinar el tratamiento apropiado, por

ejemplo, un tiempo restante en el tratamiento puede permitir al usuario determinar el tiempo del tratamiento y el tiempo restante en el tratamiento, por ejemplo, una salida 580 muestra el tiempo restante en segundos. Una salida 582 comprende un volumen estimado de extirpación de tejido, el volumen estimado de tejido extirpado se puede determinar en base al perfil de tratamiento. También se puede determinar la profundidad radial estimada de la extirpación y una salida 584 puede mostrar la profundidad radial estimada de la extirpación. La profundidad estimada de extirpación puede comprender el radio de entrada de la entrada 570, alternativamente, la profundidad estimada puede corresponder a una profundidad estimada de la potencia de una bomba de entrada 570. Una entrada de botón de inicio 501 permite a un usuario iniciar el tratamiento cuando el médico está satisfecho con el tratamiento del paciente. Cuando se utiliza la insuflación, por ejemplo insuflación con un gas, tal como CO₂, se puede establecer una presión de insuflación con una entrada 586. Alternativamente, si se utiliza líquido tal como se describe en el presente documento, como un segundo o primer fluido en combinación con otro líquido, la presión de insuflación puede fijarse a cero o desconectarse. En muchas realizaciones, la insuflación puede fijarse a cero en un primer modo, tal como el modo de corte y ajustarse a un valor apropiado en un segundo modo, tal como el modo de coagulación.

Las figuras 17B y 17C muestran un marcador que se mueve sobre una pluralidad de imágenes en las que el movimiento del marcador corresponde a la posición y orientación de una corriente de energía. La corriente de energía puede comprender una corriente de fluido desde la boquilla tal como se describe en el presente documento. Se muestra un marcador radial 557 en la imagen axial en relación con el perfil de resección 520. Se muestra un marcador longitudinal 559 en la imagen sagital en relación al perfil de resección 520. El marcador radial 557 se muestra en un primer ángulo en la Figura 17B y un segundo ángulo en la figura 17C para indicar el ángulo de la corriente de fluido desde el soporte tal como se describe en el presente documento, por ejemplo. A medida que avanza el tratamiento, el marcador longitudinal 559 puede moverse a lo largo del eje de tratamiento de la imagen sagital para indicar la posición longitudinal de la boquilla en el soporte a medida que el marcador radial 557 barre en rotación alrededor del eje en la imagen axial.

La figura 17D muestra un perfil de resección definido por el usuario 520. La interfaz del usuario puede configurarse con instrucciones del procesador para permitir al usuario definir una pluralidad de puntos del perfil de tratamiento, e interpolar entre los puntos, tal como se describe en el presente documento.

Las figuras 17E y 17F muestran una interfaz de usuario para definir una pluralidad de partes curvadas de un perfil de corte. Una primera entrada móvil de usuario 551 puede configurarse para moverse a lo largo de la pantalla para definir una primera parte curvada del perfil 520, y una segunda entrada móvil de usuario 553 puede configurarse para moverse a lo largo de la pantalla para definir una segunda parte curvada del perfil 520, y las instrucciones del procesador se pueden configurar para interpolar entre la primera parte curvada y la segunda parte curvada para definir el perfil 529 que se extiende entre la primera parte curvada y la segunda parte curvada, por ejemplo. Un primer extremo 526 del perfil de tratamiento se puede ajustar en base a la entrada por el usuario y un segundo extremo 528 se puede ajustar sobre en base a la entrada por el usuario, tal como se describe en el presente documento. El usuario puede deslizar la primera entrada móvil 551 para determinar la forma curvada de la primera parte en base al anclaje del perfil de corte con el extremo 526 y la ubicación de la entrada móvil 551 en la pantalla. Por ejemplo, la primera forma curvada puede determinarse con un trazado spline que se extiende desde la primera entrada hasta el extremo 526 restringido con ángulos en el extremo 526 y la entrada móvil 551. La segunda entrada móvil 553 se puede mover de manera similar para definir la segunda curvada forma de la segunda parte, por ejemplo.

La figura 18 muestra un modo de configuración del sistema 506 para la entrada de modo de corte 508. Cuando la configuración del sistema se establece, el usuario puede establecer varios parámetros para el tratamiento antes del tratamiento o durante el tratamiento con el fin de alinear el perfil de tratamiento con un paciente y para asegurar que la sonda de tratamiento 450 corte el tejido como se pretende. Una o más entradas 590 permiten al usuario alinear el tratamiento pretendido con la sonda colocada en el paciente. Una o más entradas 590 pueden comprender una entrada 591 para poner a cero el tratamiento y alinear el eje de tratamiento con un eje del paciente, por ejemplo el perfil de tratamiento posterior anterior pretendido puede alinearse en una dirección anterior posterior del paciente de tal manera que un eje posterior anterior del perfil de tratamiento se alinea con un eje posterior anterior del paciente. La entrada 591 se puede ajustar en base a una o más mediciones, por ejemplo, una medición de obtención de imágenes ultrasónicas para determinar que la sonda está correctamente alineada con el paciente. Alternativamente o en combinación, la entrada 591 se puede ajustar en base a sensores de ángulo, tal como se describe en el presente documento. Una o más entradas 590 pueden comprender una entrada 592 para poner a cero el tratamiento en la dirección axial y alinear la sonda de tratamiento con un objetivo anatómico deseado del paciente. La entrada 592 permite la alineación del eje longitudinal con la ubicación diana pretendida del paciente, por ejemplo si la sonda de tratamiento 450 se ha colocado suficientemente lejos o demasiado profunda el botón de cero z puede presionarse, de manera que la entrada 592 pone a cero el tratamiento en la ubicación anatómica correcta.

El modo de configuración del sistema también se puede utilizar para ajustar y calibrar el sistema. Por ejemplo, una entrada 598 puede permitir que el ángulo cero de un primer sensor de ángulo, por ejemplo, un sensor de ángulo de la sonda de tratamiento 450 se fije a cero y se alinee correctamente. Una entrada 599 puede utilizarse para fijar el

sensor de la sonda de obtención de imágenes a un ángulo apropiado, por ejemplo, para calibrar la sonda de obtención de imágenes.

Una entrada 595 puede permitir que un usuario seleccione un tipo de sonda de entre una pluralidad de tipos de sondas, por ejemplo el tipo de sonda puede comprender una pluralidad de tipos de boquillas, por ejemplo, un cuarto tipo de boquilla puede comprender un diámetro de boquilla más estrecha para permitir el tratamiento en una mayor distancia radial desde el eje de la sonda de tratamiento 450. En el modo de configuración del sistema para un perfil determinado un usuario puede seleccionar una pluralidad de tipos de sonda a fin de determinar un tiempo restante, un volumen estimado y una profundidad estimada en base a la sonda identificada y, por ejemplo, el tamaño de la boquilla de la sonda seleccionada.

A modo de ejemplo, las pantallas y parámetros de entrada que se muestran en las Figuras 17A y 18 se pueden referir a una pantalla de corte divergente en el que un primer fluido comprende un líquido y el segundo fluido comprende un líquido. Alternativamente, se puede utilizar un gas para proporcionar una camisa protectora alrededor de un haz de tratamiento en una corriente de tratamiento con el fin de ampliar la distancia de corte efectiva de la sonda de tratamiento 450. El sistema puede comprender instrucciones con el fin de realizar una parte del tratamiento con una configuración del primer fluido y el segundo fluido y una segunda configuración del primer fluido y el segundo fluido para cortar una segunda parte del tratamiento con un gas protector de la corriente de tratamiento.

En muchas realizaciones en la que el ángulo de barrido se limita a menos de 360 grados para evitar la columna, tal como se describe en el presente documento, se puede realizar un primer tratamiento en una primera orientación angular de la sonda alrededor del eje, la sonda hace girar para mover la columna fuera de la trayectoria con el fin de exponer la parte no tratada con la corriente, y se realiza un segundo tratamiento. Se puede medir el ángulo de la sonda para el primer tratamiento se puede medir, y se puede medir el ángulo de la sonda para el segundo tratamiento y se puede hacer girar el tratamiento para tratar la parte no tratada en base al primer y segundo ángulos. Por ejemplo, el primer tratamiento puede comprender un barrido de 240 grados, y el segundo tratamiento puede comprender un barrido de 120 grados, de manera que el tratamiento total se extiende sustancialmente alrededor del eje de la sonda y a un ángulo mayor que se proporcionaría si la columna no girara para exponer la parte no tratada. La sonda se puede girar hasta un segundo ángulo medido, por ejemplo, 70 grados, y el segundo tratamiento realizado con un barrido de 120 grados. La ubicación en el centro se puede ajustar con la entrada 552 o software, de manera que el segundo tratamiento se alinea con la parte no tratada.

La figura 19 muestra un modo de coagulación seleccionado con la entrada 508. Con la pestaña de operación seleccionada con la entrada 502, se puede ajustar el tratamiento para la coagulación. La coagulación puede proporcionarse de muchas maneras, por ejemplo, con una corriente divergente o una corriente columnar y combinaciones de las mismas. En muchas realizaciones, puede ser deseable tratar sólo una parte del perfil de tratamiento con la coagulación. Por ejemplo, una parte posterior de un órgano, por ejemplo, la próstata, puede tratarse de manera selectiva con la coagulación. El trabajo en relación con las realizaciones sugiere que el tratamiento posterior puede dar lugar a un poco más de hemorragia potencialmente y puede ser ventajoso en algunas realizaciones para tratar selectivamente una parte posterior de la anatomía de un paciente, por ejemplo, la próstata. En el modo de coagulación con un rayo láser, los parámetros de entrada del tratamiento son similares a los descritos anteriormente con respecto a corte. El ángulo de barrido se puede ajustar con la entrada 554, por ejemplo, a un valor de 100° en el que el ángulo de barrido para la coagulación es menor que el ángulo de barrido para el corte. El tiempo de tratamiento restante 580 puede mostrarse y el usuario también puede ver un volumen de tratamiento, por ejemplo, un volumen de coagulación. Se permite que el usuario seleccione la potencia del láser con una entrada 575 y también para posicionar el tratamiento de manera similar a lo que se hizo con el corte y la extensión angular puede ser menor y la extensión longitudinal puede ser menor o mayor, por ejemplo.

El perfil de tratamiento de entrada puede ser de entrada en una o más de muchas maneras, por ejemplo, puede proporcionarse la imagen del órgano a tratar, por ejemplo, la próstata, y el usuario puede dibujar un perfil de tratamiento pretendido en una vista axial y una vista sagital del paciente. La imagen mostrada puede comprender una imagen anatómica correspondiente a la anatomía de una población generalizada o, alternativamente, las imágenes mostradas pueden comprender imágenes del paciente. El sistema de procesadores comprende instrucciones para asignar y transformar el perfil de tratamiento de referencia en la imagen del paciente a la máquina de coordenadas de referencia de la sonda de tratamiento 450 y la articulación 430 y el anclaje 24, tal como se describe en el presente documento. En muchas realizaciones, las imágenes que se muestran al usuario se escalan para corresponderse con el perfil de tratamiento de modo que el perfil de tratamiento que se muestra en la imagen del órgano anatómico tratado corresponde a y se alinea con las dimensiones del tratamiento de la imagen. Esto permite al usuario determinar y colocar con precisión el perfil de tratamiento previsto en el paciente.

La Figura 20A muestra la asignación y la alineación de una imagen del paciente con el marco de coordenadas de referencia del tratamiento. La imagen 510 del órgano puede obtenerse en una o más de las muchas maneras tal como se describe en el presente documento. La imagen puede comprender un marco de referencia de la imagen, por ejemplo, que comprende las coordenadas de referencia X, Y y Z. La sonda de tratamiento 450 comprende un marco de referencia del tratamiento, por ejemplo coordenadas de referencia cilíndricas R, Z, theta. La orientación de los ejes de las sondas se puede determinar tal como se describe en el presente documento. Puede identificarse una

- referencia de marcador 536, tal como el anclaje de la sonda de tratamiento, a partir de la imagen con el fin de alinear las dos imágenes con un punto de referencia conocido común. Los puntos de la imagen del marco de referencia de la imagen se pueden asignar al marco de coordenadas de referencia y se muestran en la pantalla, basándose en la ubicación del punto de referencia identificado y la orientación de las sondas. Un punto en la imagen que tiene una
- 5 coordenada de referencia de imagen (X1, Y1, Z1) se puede asignar al marco de referencia del tratamiento para proporcionar una ubicación de referencia del tratamiento (R1, Z1, T1). De manera similar, se puede realizar una representación tridimensional del tejido del paciente, por ejemplo.
- Se puede realizar la representación tridimensional del tejido del órgano diana y se puede utilizar la representación tridimensional para proporcionar un perfil tridimensional del órgano diana. Por ejemplo, se pueden disponer una
- 10 pluralidad de vistas sagitales y una pluralidad de vistas axiales del perfil tridimensional del órgano y el usuario puede trazar el perfil de tratamiento objetivo en cada una de la pluralidad de vistas sagitales y cada una de la pluralidad de vistas axiales con el fin de proporcionar un tratamiento personalizado del paciente. En muchas realizaciones, el procesador comprende instrucciones para interpolar el perfil de tratamiento entre las vistas sagitales y axiales a fin
- 15 de proporcionar un perfil de tratamiento tridimensional asignado. En muchas realizaciones, proporcionar un tratamiento adicional de la próstata medialmente puede proporcionar una extirpación de tejido adicional y se puede utilizar la asignación, tal como se describe en el presente documento, para proporcionar una extirpación adicional de partes mediales del tejido de la próstata.
- En muchas realizaciones, el usuario puede identificar una pluralidad de puntos de un perfil de tratamiento en la imagen del tejido del paciente, y la pluralidad de puntos se asignan a las coordenadas de referencia del tratamiento y se muestra en la pantalla de modo que el usuario puede verificar que las coordenadas del tratamiento del perfil de tratamiento mostradas en la pantalla tratan el tejido diana como está previsto por el usuario.
- 20 La Figura 20B muestra un procedimiento 600 de tratamiento de un paciente.
- En una etapa 602, se proporciona una sonda de tratamiento calibrada, tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 605, se proporciona una imagen de un órgano (por ejemplo próstata), tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 607, se proporciona una estructura de referencia de una sonda de tratamiento, tal como se describe en el presente documento.
- 35 En una etapa 610, la estructura de referencia está alineada con la imagen del órgano, tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 612, las coordenadas de la imagen del órgano se asignan a las coordenadas de referencia del tratamiento, tal como se describe en el presente documento.
- 40 En una etapa 615, las coordenadas de la imagen se escalan para que coincida con las coordenadas de referencia del tratamiento, tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 617, las imágenes del órgano alineado con la estructura de referencia se muestran tal como se describe en el presente documento.
- 45 En una etapa 620, se reciben los parámetros de entrada del tratamiento tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 622, el perfil de la resección de tejido se determina basándose en los parámetros de entrada tal como se describe en el presente documento.
- 50 En una etapa 625, el perfil de resección de tejido se muestra en vistas del órgano tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 627, el perfil de resección de tejido y la ubicación se ajustan en base a las imágenes tal como se describe en el presente documento.
- 55 En una etapa 630, los parámetros de resección se determinan tal como se describe en el presente documento.
- En una etapa 632, se identifica una boquilla de tratamiento entre una pluralidad de boquillas de tratamiento tal como se describe en el presente documento.
- 60 En una etapa 633, se identifica un soporte de entre una pluralidad de soportes tal como se describe en el presente documento.
- 65

En una etapa 635, se selecciona un tipo corriente de fluido como columnar o divergente tal como se describe en el presente documento.

5 En una etapa 637, se seleccionan un primer fluido y un segundo fluido tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 640, se inserta una sonda de tratamiento en el paciente tal como se describe en el presente documento.

10 En una etapa 642, se bloquea un brazo de sonda de tratamiento tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 645, se inserta una sonda de obtención de imágenes en el paciente tal como se describe en el presente documento.

15 En una etapa 650, se bloquea una sonda de obtención de imágenes tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 657, se mueve una sonda de obtención de imágenes en relación con la sonda de tratamiento tal como se describe en el presente documento.

20 En una etapa 660, la alineación de la sonda de tratamiento con el paciente se determina tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 662, la orientación de la sonda de tratamiento se mide tal como se describe en el presente documento.

25 En una etapa 665, la orientación de una sonda de tratamiento se mide tal como se describe en el presente documento.

30 En una etapa 667, el tratamiento planificado se ajusta basándose en la alineación del paciente tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 668, el paciente es tratado tal como se describe en el presente documento.

35 En una etapa 670, el tejido tratado con el tratamiento planificado se forma en imágenes y se ve tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 672, el chorro de arrastre de la llama fluida se observa tal como se describe en el presente documento.

40 En una etapa 675, se observa la interacción del chorro de arrastre de la llama fluida tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 677, se extirpa tejido adicional en base a las imágenes vistas, tal como se describe en el presente documento.

45 En una etapa 680, se ajusta el tratamiento tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 682, el elemento alargado y el recubrimiento se giran alrededor del eje alargado para girar la columna, tal como se describe en el presente documento.

50 En una etapa 685, se miden un ángulo de rotación del elemento alargado y la columna tal como se describe en el presente documento.

55 En una etapa 687, el perfil de tratamiento se hace girar alrededor del eje basándose en el ángulo medido. Por ejemplo, el perfil de tratamiento se puede girar alrededor del eje alargado del perfil de tratamiento correspondiente al eje alargado del elemento alargado y la columna y el recubrimiento, tal como se describe en el presente documento.

En una etapa 690, se trata una parte del órgano bloqueado tal como se describe en el presente documento por la columna.

60 En una etapa 695, el tratamiento se ha completado tal como se describe en el presente documento.

65 Aunque las etapas anteriores muestran el procedimiento 600 de tratamiento de un paciente de acuerdo con las realizaciones, un experto en la materia reconocerá muchas variaciones basadas en la enseñanza descrita en este documento. Las etapas pueden realizarse en un orden diferente. Las etapas pueden añadirse o eliminarse. Algunas de las etapas pueden comprender subetapas. Muchas de las etapas pueden repetirse tan a menudo como sea

beneficioso para el tratamiento.

Una o más de las etapas del procedimiento 600 se pueden realizar con la circuitería, tal como se describe en el presente documento, por ejemplo una o más de la circuitería de procesador o lógica, tales como matriz lógica programable o matriz de puertas programables por campo. La circuitería puede programarse para proporcionar una o más de las etapas del procedimiento 600, y el programa puede comprender instrucciones de programa almacenadas en una memoria legible por ordenador o etapas programadas de la circuitería lógica, tales como matriz lógica programable o matriz de puertas programables por campo, por ejemplo.

Las figuras 21A y 21B muestran las capturas de imágenes de órganos, por ejemplo, imágenes de ultrasonido transrectal de próstata a partir del software de segmentación 3D según las realizaciones.

Las imágenes bidimensionales que se muestran en el lado derecho de las Figuras 21A y 21B, respectivamente. Las imágenes tridimensionales de la próstata se muestran a la derecha e izquierda de las figuras 21A y 21B, respectivamente. Las imágenes bidimensionales en el lado derecho de las Figuras 21A y 21B muestran ejemplos de planos transversales y sagitales, respectivamente, de las representaciones de próstata tridimensionales que se muestran con las imágenes de la izquierda de las Figuras 21A y 21B. La imagen transversal también puede denominarse como imagen horizontal, imagen axial o imagen transaxial, tal como se describe en el presente documento. Cabe indicar que la segmentación del plano sagital de la próstata se representa de color gris claro y la segmentación del plano axial de la próstata se representa de color gris claro.

Estas imágenes segmentadas se pueden disponer en la pantalla para el usuario para planificar el tratamiento del órgano con imágenes de tratamiento superpuestas con la imagen del órgano, tal como se describe en el presente documento, tal como los perfiles de tratamiento superpuestos sobre la imagen de la próstata.

Las imágenes mostradas en las Figuras 21A y 21B se pueden disponer en la pantalla 425 del interfaz 500. Por ejemplo, las imágenes axiales y sagitales se pueden disponer en la pantalla, tal como se describe en el presente documento.

Las figuras 21C a 21F muestran una pluralidad de imágenes axiales 525 de un tejido diana para definir un plan de tratamiento tridimensional y un perfil de tratamiento definido por el usuario en cada una de la pluralidad de imágenes. La interfaz de usuario comprende una primera pestaña 527 para seleccionar una vista de corte Z y una segunda pestaña 529 para seleccionar una vista Y, de una representación tridimensional de un tejido diana, tal como un órgano que puede comprender la próstata. La vista de corte Z puede corresponder a una imagen sagital del tejido diana y la vista de corte Y puede corresponder a una vista axial del tejido diana. La pluralidad de imágenes axiales comprende una primera imagen 525A en un primer marco z 523. El marco z 523 puede corresponder a una ubicación a lo largo de un eje atravesado por la vista de corte y, y cada marco z puede corresponder a una ubicación de la imagen axial a lo largo del eje z. El primer marco z puede ser uno o más de los muchos marcos.

Cada imagen 510 comprende un perfil de tratamiento de entrada por el usuario 520. El perfil de tratamiento de entrada por el usuario puede comprender una pluralidad de puntos que son ajustables por el usuario en la imagen para definir el perfil de tratamiento. La primera pluralidad de imágenes 525A muestra el perfil de tratamiento parcialmente posicionado por el usuario y una pluralidad de puntos marcadores del perfil de tratamiento 521 todavía están por colocar en la ubicación del tejido diana por el usuario. El usuario puede ajustar la ubicación de los puntos con la interfaz de usuario, por ejemplo con un dispositivo señalador o pantalla táctil. El procesador tal como se describe en el presente documento comprende instrucciones para recibir la pluralidad de puntos entrados por el usuario. La pluralidad de puntos puede comprender pequeños marcadores móviles del usuario, tales como círculos, puntos o X, y la pluralidad de puntos se puede conectar con líneas en una o más de muchas maneras, tales como con una interpolación lineal correspondiente a las líneas rectas en la pantalla o splines correspondiente a líneas curvas que se muestran en la pantalla a fin de conectar los marcadores, por ejemplo.

Una segunda imagen 525B de la pluralidad de imágenes a una segunda profundidad se muestra en la pantalla tal como se describe en el presente documento. La segunda imagen 525B comprende puntos 521 alineados con la imagen por el usuario con el fin de definir el perfil de tratamiento 520 en la segunda ubicación a lo largo del eje z correspondiente al tratamiento.

Una tercera imagen 525C de la pluralidad de imágenes a una tercera profundidad se muestra en la pantalla tal como se describe en el presente documento. La tercera imagen 525C comprende puntos 521 alineados con la imagen por el usuario con el fin de definir el perfil de tratamiento 520 en la tercera ubicación a lo largo del eje z correspondiente al tratamiento.

Una cuarta imagen 525D de la pluralidad de imágenes a una cuarta profundidad se muestra en la pantalla tal como se describe en el presente documento. La cuarta imagen 525C comprende puntos 521 alineados con la imagen por el usuario con el fin de definir el perfil de tratamiento 520 en la cuarta ubicación a lo largo del eje z correspondiente al tratamiento.

La Figura 21G muestra una vista sagital del tejido diana y los planos de las imágenes axiales de las figuras 21C a 21F. La vista en corte z puede seleccionarse con la pestaña 527 a fin de mostrar una vista sagital del tejido diana. La pluralidad de imágenes 525 se muestra como líneas que se extienden a través de la vista sagital.

La Figura 21H muestra un perfil de tratamiento tres dimensiones basado en la pluralidad de imágenes de las Figuras 21A a 21F. El plan de tratamiento tridimensional puede comprender una representación tridimensional del perfil de tratamiento tridimensional 520. El perfil de tratamiento tridimensional 520 puede determinarse en una o más de muchas maneras. El perfil de tratamiento tridimensional puede obtenerse por interpolación entre la pluralidad de puntos 521 que definen el perfil de tratamiento de cada imagen, por ejemplo por interpolación lineal de splines. Alternativamente o en combinación, el perfil de tratamiento tridimensional puede determinarse en base a un ajuste polinómico a los puntos de superficie 521, por ejemplo.

La Figura 21I muestra un perfil de tratamiento de entrada por el usuario de una imagen entre una pluralidad de imágenes tal como se describe en el presente documento. El usuario puede ajustar la pluralidad de puntos 521 en una o más de muchas maneras, y el usuario puede determinar el perfil de tratamiento basado en la necesidad del paciente. El perfil de tratamiento se puede seleccionar a fin de no extenderse a un límite exterior de una estructura de tejido, por ejemplo una estructura exterior de un órgano, tal como una próstata, tal como se muestra en la Figura 21I.

La Figura 21J muestra los patrones de rastreo de la corriente de fluido tal como se describe en el presente documento. La corriente de fluido puede comprender una corriente de fluido por pulsos o continuo. El patrón de rastreo puede estar basado en las presiones críticas, tal como se describe en el presente documento, a fin de eliminar un primer tejido e inhibir la extirpación de un segundo tejido. En muchas realizaciones, la corriente de fluido comprende una pluralidad de impulsos 810 de una bomba, tal como una bomba de pistones, y los pulsos comprenden una frecuencia y ciclo de trabajo. En muchas realizaciones, el ciclo de trabajo se corresponde con no más de aproximadamente el 50%. La pluralidad de pulsos 810 comprende un primer pulso 812 y un segundo pulso 814. La llama fluida puede comprender un tamaño aproximado de sección transversal en la ubicación del tejido que se rastrea. En base a las enseñanzas descritas en el presente documento, un experto en la técnica reconocerá que la llama fluida comprende una anchura máxima de la sección transversal a aproximadamente $\frac{1}{2}$ de la longitud de la llama fluida. En el lugar donde la llama fluida impacta sobre el tejido, la llama fluida comprende un tamaño de sección transversal 848.

El patrón de rastreo de la corriente de fluido que comprende la llama fluida es a lo largo de un eje Z y el ángulo 844. El ángulo 844 puede corresponder al tiempo 845, por ejemplo cuando la velocidad de barrido angular permanece sustancialmente constante. La llama fluida se rastrea a lo largo de la trayectoria de rastreo 846. La trayectoria de rastreo 846 puede corresponder a la velocidad del soporte 382 a lo largo del eje Z y la rotación del soporte 382 alrededor del eje Z, por ejemplo.

Los pulsos pueden estar separados de tal manera que una pluralidad de pulsos secuenciales golpean una ubicación 830 de tejido. La pluralidad de pulsos secuenciales puede ser eficaz en la extirpación de un primer tipo de tejido cuando se inhibe la extirpación de un segundo tipo de tejido.

Alternativamente o en combinación con las presiones críticas tal como se describe en el presente documento, el trabajo en relación con las realizaciones sugiere que la velocidad de extirpación puede estar relacionada con un tiempo de relajación de un tejido diana. La llama fluida puede estar configurada para detenerse en un punto 830 de tejido para una duración mayor que el tiempo de relajación del tejido, de tal manera que el tejido puede deformarse más allá de un umbral y eliminarse.

En muchas realizaciones, la pluralidad de pulsos 820 impacta sobre la ubicación de tejido 830 con una duración entre pulsos que es menor que un tiempo de relajación del tejido de la deformación elástica del tejido a fin de eliminar el tejido. En muchas realizaciones, un primer tejido a eliminar comprende un primer tiempo de relajación mayor que el tiempo entre los pulsos, y el segundo tejido para el que se inhibe la extirpación comprende un segundo tiempo de relajación del tejido menor que el tiempo entre pulsos a fin de inhibir la extirpación del segundo tejido.

A medida que se extrae el tejido hacia el perfil de tratamiento final deseado, el tamaño de la llama fluida puede disminuir sustancialmente cerca de la punta distal de la llama, de tal manera que el tamaño de la llama fluida por pulsos que impacta sobre el perfil extirpado disminuye sustancialmente la extirpación del tejido.

En base a las enseñanzas descritas en el presente documento, un experto en la materia puede determinar el movimiento de rastreo del soporte 382 y la boquilla para extirpar tejido a un perfil objetivo con la llama fluida, tal como se describe en el presente documento.

La Figura 21K muestra una bolsa en una corriente de fluido. La corriente de fluido puede comprender la corriente columnar o corriente divergente, tal como se describe en el presente documento. En muchas realizaciones, la bolsa se coloca sobre una corriente de fluido que comprende una corriente pulsada con el fin de comprender un martillo de agua. La bolsa puede estar fabricada de uno o más de muchos materiales y puede comprender un elastómero, por

ejemplo. El interior de la bolsa puede estar acoplado al soporte 382, y el exterior de la bolsa se puede acoplar al canal de trabajo para eliminar el material. La bolsa tiene la ventaja de proteger el tejido del alto caudal del fluido y puede proporcionar una presión más uniforme. El tejido fragmentado se puede recoger a través de medios pasivos o activos, por ejemplo a través de un tubo de recogida exterior o el canal de trabajo.

Las Figuras 22A y 22B muestran ilustraciones esquemáticas de una sonda que funciona de acuerdo con los principios de las realizaciones, tal como se describen en el presente documento, a fin de proporcionar una determinación en tiempo real del perfil de eliminación de tejido 520. La Figura 22A muestra la corriente de fluido columnar 331 y la Figura 22B muestra la corriente divergente 334, cada una de las cuales es adecuada para la combinación con la resección de tejido guiada por imágenes, tal como se describe en el presente documento.

Obtención de imágenes 3D guiada por láser intersticial (en el interior del tejido y/o en el interior de un órgano con o sin líquido y con o sin un chorro de agua): utilizar el punto del láser sobre la superficie interior de la próstata para determinar la profundidad de un corte. Es decir, conocer la posición axial y rotacional de la boquilla, y dado que el punto se encuentra en un radio de la boquilla, localizar el punto en la imagen de la cámara produce una distancia única de punto a boquilla. Rastreando el láser y utilizando el procesamiento de imágenes para encontrar el punto, se puede producir una imagen completa del volumen dentro de la próstata. Combinando esto con los datos geométricos del órgano, el volumen extirpado puede visualizarse dentro del órgano en 3D. Alternativamente, usando el láser para medir la distancia entre él mismo y la superficie objetivo, se puede recrear una réplica tridimensional exacta de la zona que se ha escaneado.

Medición de distancia acústica

Mediante la colocación de un transductor acústico en el ensamblaje cerca del chorro de agua será posible medir la distancia a lo largo del chorro de agua hasta el plano de tejido golpeado por el chorro. Rastreando el chorro entonces se permite la representación tridimensional de la cavidad. Se puede disponer al menos un transductor 392 en el tubo de soporte 380. La diferenciación tisular guiada por sonido intersticial (en el interior del tejido y/o en el interior de un órgano en entornos de fluido/gas): las frecuencias audibles producidas por la interfaz de chorro-tejido pueden permitir la diferenciación del tejido. El control del comportamiento acústico en esta interfaz puede añadir una característica de control de la profundidad al sistema; esto puede mejorar la seguridad para evitar que el chorro penetre en la cápsula de la próstata. El sensor podría estar unido a la punta o en cualquier lugar a lo largo de eje de la sonda/recubrimiento.

Modulación de la anchura de pulso de la columna de agua: la modulación de la frecuencia a la que el agua está o no en circulación puede permitir al usuario estimar la distancia de la boquilla al tejido bajo visualización de la cámara. La frecuencia se puede fijar a un tamaño predeterminado de columna (por ejemplo, 5 mm) o el usuario podría ajustarla para que coincida con la altura entre la boquilla y el tejido, tal como se muestra en la Figura 22A. Alternativamente, el diámetro del chorro en la interfaz chorro-tejido puede determinar la distancia desde la boquilla suponiendo las características de divergencia de alta presión de la boquilla sean las definidas como se muestra en la Figura 22B.

Dicho al menos un transductor 392 puede comprender un transductor acústico para recibir señales acústicas del tejido. En algunas realizaciones, al menos un transductor 392 transmite señales acústicas para la obtención de imágenes de ultrasonido. Dicho al menos un transductor puede comprender una pluralidad de transductores. Se puede disponer un segundo transductor acústico se puede proporcionar en el tubo de soporte 380 a una o más de las señales acústicas de recepción o transmisión para la obtención de imágenes de ultrasonidos de la sonda al tejido. Dicho al menos un transductor 392 puede comprender un conjunto de ultrasonidos para proporcionar la obtención de imágenes axiales y transversales, tal como se describe en el presente documento, por ejemplo.

La figura 22C muestra un endoscopio 394 colocado en el canal de trabajo del elemento alargado 310 con el soporte 382 para obtener imágenes del tejido. El endoscopio 394 se puede utilizar para obtener imágenes del perfil de tejido, tal como se describe en el presente documento. Por ejemplo, se puede utilizar una corriente de fluido para iluminar el tejido con láser apuntando con la corriente de fluido, por ejemplo corriente de fluido columnar 331. El ángulo conocido y la ubicación axial de la corriente de fluido se pueden utilizar con la ubicación de la imagen del endoscopio para determinar el perfil de la superficie del tejido.

Las Figuras 23A y 23B muestran un soporte configurado para proporcionar un suministro de chorro integrado. El soporte 382 que puede comprender un tubo de soporte 380 comprende un conducto de suministro de energía 351, tal como una fibra óptica. Se dispone un bloque de alineación para alinear la fibra óptica con el elemento de suministro de fluido. La fibra óptica se puede doblar para proporcionar un ángulo de curvatura adecuado para el suministro de energía óptica al extremo de la fibra óptica.

La configuración de la fibra óptica, el orificio de chorro y el orificio de alineación proporcionan la capacidad de chorro integrada. El orificio de chorro se puede formar en una boquilla que comprende una sección cónica sólida invertida que define un canal cónico para recibir el fluido para formar la corriente de fluido y para recibir luz de la fibra óptica. El orificio de alineación se puede formar en una estructura de alineación y comprende una sección cónica

sólida invertida que define un canal cónico para recibir la fibra y el canal cónico se extiende a un canal cilíndrico que tiene un diámetro dimensionado para recibir la fibra óptica. En muchas realizaciones, el canal cónico comprendido del orificio de alineación comprende un ángulo para recibir la fibra, de tal manera que la fibra puede avanzar a lo largo del canal cónico y a través del canal cilíndrico sin dañar la fibra óptica. En muchas realizaciones, la fibra óptica, incluyendo el revestimiento, comprende un diámetro menor que el canal cilíndrico del orificio de alineación, de manera que la fibra óptica puede avanzar a lo largo de la sección cilíndrica sin dañar la fibra. La sección plana del bloque de alineación puede sostener la fibra para inhibir el movimiento de la fibra a lo largo del eje longitudinal de la fibra cuando la punta de la fibra se mantiene en alineación con la parte cilíndrica del canal del orificio de chorro.

La boquilla que comprende el orificio de chorro y la estructura de alineación que comprende el orificio de alineación pueden comprender cada una una joya ("jewel") que tiene la sección cónica y la sección cilíndrica, tal como se describe en el presente documento.

En muchas realizaciones, la parte del canal cilíndrico del orificio de alineación sostiene la fibra óptica en alineación con un hueco que se extiende alrededor de al menos una parte de la fibra óptica. La parte de canal cilíndrico del orificio de alineación se extiende a lo largo de un eje una distancia suficiente para alinear la fibra óptica con el orificio de chorro con el hueco que se extiende entre la fibra y la parte de canal cilíndrico del orificio de alineación a lo largo de al menos una parte de la fibra y la parte de canal cilíndrica.

El orificio de chorro y el orificio de alineación están separados axialmente una distancia suficiente de manera que el líquido que pasa a través del orificio de chorro puede suministrar una corriente fluida de energía con el flujo predecible, por ejemplo con el fin de formar la corriente columnar con baja presión y la corriente de corte divergente con alta presión. En muchas realizaciones, una distancia 351D se extiende entre una superficie superior de la estructura que define la parte de canal cilíndrico del orificio de alineación y el extremo inferior del canal cilíndrico del orificio de chorro. La distancia 351D está dimensionada de manera que el haz de luz emitido desde la fibra óptica diverge a fin de permitir la transmisión de energía de al menos aproximadamente el 80% a través del orificio de chorro, por ejemplo al menos aproximadamente el 90% a través del orificio de alineación, y de manera que se puede proporcionar el flujo predecible. En muchas realizaciones, la distancia 351D está dentro de un intervalo de aproximadamente 200 μm a aproximadamente 2,5 mm, por ejemplo dentro de un intervalo de aproximadamente 0,5 mm a aproximadamente 2 mm, por ejemplo.

Un bloque de alineación está acoplado a la fibra óptica y el bloque de alineación comprende una superficie para acoplarse a la fibra óptica en el que la superficie que se acopla a la fibra comprende un radio de curvatura que puede ser de menos de 5 mm, por ejemplo no más de 2 mm, para permitir que las dimensiones en sección transversal de la punta del soporte 382 sean tales para pasar a través del canal de trabajo con un intercambio rápido, tal como se describe en el presente documento.

El bloque de alineación puede acoplarse a la fibra óptica a fin de retener la fibra óptica. La superficie de acoplamiento curvada del bloque de alineación se acopla a la fibra óptica y retiene la fibra óptica en su posición. La superficie de acoplamiento inferior del bloque comprende también una parte de canal alargado sustancialmente no curvada proximal a la parte curvada para acoplarse a la fibra y fijar la posición de la fibra dentro de la sonda, por ejemplo mediante el mantenimiento de la fibra entre el bloque y una superficie superior de la parte inferior del soporte 382.

El chorro de fluido puede utilizarse a alta presión para la ablación, por ejemplo, un chorro de fluido, o a baja presión, por ejemplo, columnar para la transmisión de un haz óptico. La fibra óptica se puede doblar, guiar y alinear mediante el posicionamiento del bloque de alineación y el orificio de alineación para conseguir una alineación deseada. Se puede conseguir un radio de curvatura corto y tenso mediante el posicionamiento y la fijación de la fibra óptica de esta manera. La cavitación y otros efectos del chorro de fluido pueden alterarse mediante la variación de la posición relativa y la orientación de los orificios de alineación del chorro.

La corriente de fluido liberado del elemento de suministro de fluido puede comprender una corriente divergente 334, tal como se muestra en la figura 23A, o una corriente columnar 333, tal como se muestra en la figura 23B. La corriente divergente 334 se puede proporcionar mediante la disposición de una presión más alta al elemento de suministro. A presión elevada, el chorro de fluido divergirá, por ejemplo, cuando el primer fluido es un líquido y el segundo fluido es un líquido. Alternativamente, se puede disponer una baja presión para proporcionar la corriente columnar 333, tal como se muestra. La corriente columnar 333 se puede proporcionar cuando el fluido suministrado es un líquido y el líquido se libera en un gas, y el líquido puede ser suministrado con una baja presión en un intervalo de 13,79 kPa a 689,47 kPa (2 a 100 psi), por ejemplo en un intervalo de 34,47 kPa a 172,37 kPa (5 a 25 psi). A baja presión, el fluido columnar que comprende la corriente columnar 333 se puede utilizar como un dispositivo de puntero para señalar el haz de láser para la alineación. Alternativamente o en combinación, la corriente de fluido columnar se puede utilizar para calentar el tejido, por ejemplo, para calentar con una o más de la ablación, la vaporización o la coagulación, por ejemplo.

La corriente divergente 334 puede disponerse mediante el aumento de la presión a la boquilla para la extirpación de tejido con la corriente divergente, tal como se describe en el presente documento. La fibra óptica del soporte 382

que puede comprender un tubo de soporte 380 puede doblarse para proporcionar una configuración de perfil estrecho del soporte 382. Por ejemplo, la fibra óptica se puede doblar con un radio dentro de un intervalo de aproximadamente 1 a 10 mm, para ejemplo, dentro de un intervalo de aproximadamente 2 a 5 mm. Esta flexión de la fibra óptica puede permitir que la energía de luz se libere y se transmita con una alta eficiencia desde una fuente de luz al tejido diana deseado. También el extremo terminal de la fibra óptica puede alinearse de manera que la luz emitida desde la fibra óptica está dirigida sustancialmente a través del canal definido con la boquilla que suministra la corriente de fluido. Se puede utilizar una estructura de alineación que comprende un orificio de alineación para alinear la fibra óptica con el orificio de chorro del elemento de suministro de fluido.

La Figura 24 muestra un soporte 382 que comprende un elemento de suministro de fluido y consideraciones del diseño del elemento de suministro de fluido. El diseño del orificio de chorro del elemento de suministro de fluido se puede configurar en una o más de muchas maneras. Las características de ablación por el chorro de fluido se pueden variar mediante la variación de la geometría del orificio de chorro. Por ejemplo, la variación del ángulo del cono dará lugar a un aumento o disminución de la cavitación que se produce en la salida de la boquilla. El diseño del orificio de chorro puede comprender un cono en uno o más de la entrada o la salida del orificio. El ángulo del cono puede variar de 0 a 180 grados, por ejemplo. La variación del diámetro del orificio y la longitud del orificio pueden dar lugar a una variación en la contrapresión de la boquilla y la velocidad de salida de la corriente de fluido. La región de arrastre resultante varía con cada uno de estos parámetros. La región de arrastre puede comprender una nube de burbujas de cavitación generadas por la boquilla. La profundidad de penetración en el tejido se puede predecir y controlar en base a la longitud de la región de arrastre. En muchas realizaciones, la región de arrastre se puede visualizar con la obtención de imágenes por ultrasonidos u ópticas en combinaciones de las mismas. La región de arrastre corresponde a una región en la que se produce cavitación, lo que permite a la región de arrastre ser visualizada y se puede referir como una llama fluida. El corte calculado de la región de arrastre puede permitir la extirpación de tejido con daño tisular mínimo. En muchas realizaciones, el cono presenta ángulos dentro de un intervalo de aproximadamente 40 grados a aproximadamente 80 grados. La relación de la longitud de orificio con el diámetro interior del orificio puede estar dentro de un intervalo de aproximadamente 1 a 10, por ejemplo, dentro de un intervalo de aproximadamente 4 a 7. Un experto en la materia puede diseñar un orificio de chorro para tratar el tejido, al como se describe en el presente documento, basándose en las enseñanzas proporcionadas en el presente documento.

Las figuras 25A a 25C muestran la desviación de chorro de acuerdo con las realizaciones. Se puede disponer un deflector 710 en el extremo distal del soporte 382. La desviación del chorro se puede lograr de una o más de muchas maneras. El chorro de fluido puede desviarse para lograr diferentes ángulos de corte, por ejemplo. Alternativamente o en combinación, los chorros de fluido desviados o diversificados se pueden utilizar para limpiar el canal de trabajo y los dispositivos auxiliares, por ejemplo. La desviación de la corriente de fluido puede accionarse manualmente o robóticamente a través de cables de tracción, neumática, hidráulica, enlaces mecánicos y otros medios, por ejemplo. El deflector puede ser desplazable bajo control por ordenador y el deflector puede comprender un cardán para variar la desviación de la corriente de fluido con respecto al eje longitudinal del soporte 382. La Figura 25A muestra la desviación de la corriente de fluido a un primer ángulo en relación con el eje longitudinal. Y la Figura 25B muestra la desviación de la corriente de fluido en un segundo ángulo con el eje longitudinal. La Figura 25C muestra la rotación de la corriente de fluido alrededor del eje longitudinal con la corriente de fluido desviado en el segundo ángulo.

Las figuras 26A a 26C muestran el enmascaramiento del chorro de acuerdo con las realizaciones. El enmascaramiento del chorro de fluido se puede utilizar para conseguir diferentes áreas de corte, por ejemplo en una única ubicación o múltiples ubicaciones. Un mecanismo de enmascaramiento puede accionarse manualmente o mediante un robot a través de cables de tracción, neumática, hidráulica, enlaces mecánicos y otros medios, por ejemplo. En muchas realizaciones, un tubo hipo se extiende a lo largo del soporte 382 a fin de permitir la conformación de la máscara en el extremo distal del soporte 382. Una máscara 720 comprende una primera configuración 722, tal como se muestra en la figura 26A. Tal como se muestra en la figura 26B, la máscara 720 comprende una segunda configuración en la que la máscara se ha ajustado para proporcionar un ángulo más amplio de la corriente de fluido de liberación. La Figura 26C muestra una tercera configuración 726 de la máscara.

Las realizaciones de la máscara, tal como se describe en el presente documento, pueden permitir la rotación de la máscara alrededor del eje longitudinal para ángulos de rotación mayores de 360 grados. Por ejemplo, se puede utilizar una pluralidad de rotaciones. La pluralidad de configuraciones de máscara puede permitir esculpir el tejido diana a un perfil pretendido deseado y puede permitir la extirpación rápida del tejido con velocidades de barrido que permiten proporcionar un perfil liso. La forma de la máscara puede permitir la extirpación del tejido en masa con un ángulo de divergencia grande para tejido próximo a la máscara. Para el tejido más lejos de la máscara el ángulo se puede disminuir a fin de proporcionar una divergencia del chorro disminuida para alcanzar el tejido en un lugar más alejado de la máscara.

Las Figuras 27A y 27B muestran la variación del ángulo del chorro de acuerdo con las realizaciones. El ángulo del chorro de fluido y el rayo láser se pueden fijar en diferentes ángulos para lograr un corte o coagulación. Dicho uno o más de corte o coagulación puede dirigirse a una única ubicación o varias ubicaciones, por ejemplo. Doblar puede ayudar en el reconocimiento de tejido cerca de un anclaje expandible, tal como un balón, o reducir el riesgo de

contacto accidental con el tejido no deseado. El ángulo del chorro se puede variar en una o más de muchas maneras. Por ejemplo, se puede disponer una pluralidad de soportes 730 y cada uno de los soportes puede comprender el soporte 382 que tienen estructuras y componentes para el tratamiento, tal como se describe en el presente documento. Cada uno de la pluralidad de soportes 730 puede proporcionar un ángulo de corriente de fluido diferente. Por ejemplo, un primer soporte puede proporcionar un primer ángulo 732. Un segundo soporte puede proporcionar un segundo chorro a lo largo del segundo ángulo 734 y un tercer soporte puede proporcionar un tercer ángulo 736, tal como se muestra. La pluralidad de sondas puede comprender un conjunto de sondas, por ejemplo, tres o más sondas en las que cada sonda está configurada para dirigir uno o más del ángulo de chorro o el rayo láser en un ángulo. Por ejemplo, un primer ángulo 732 puede extenderse sustancialmente perpendicular al eje alargado y el tercer ángulo 736 puede dirigirse hacia un extremo distal de la sonda con el fin de extirpar tejido medial, por ejemplo tejido de la próstata.

En muchas realizaciones, se puede disponer una pluralidad de sondas en las que uno o más chorros salen del dispositivo axialmente al tejido diana inmediatamente distal del dispositivo.

La Figura 28 muestra una pluralidad de chorros suministrados simultáneamente de acuerdo con las realizaciones. La pluralidad de chorros del soporte 382 puede comprender un chorro primario 740 y un chorro secundario 744 conectados con el canal de suministro 742. El canal de suministro 742 puede comprender un canal de suministro común.

Se pueden emplear múltiples chorros para lograr la ablación y coagulación simultáneas. Esto se puede lograr mediante la utilización de un canal de suministro único o múltiples canales de suministro. En el caso de un canal de suministro único, se puede purgar una pequeña cantidad de presión para alimentar el chorro secundario. Además, se puede utilizar un puntero láser de una fuente de energía baja para el chorro secundario para ayudar en el reconocimiento del tejido, mientras se utiliza el chorro primario para la ablación.

En muchas realizaciones, el chorro secundario se puede utilizar para dirigir un haz de luz para coagular el tejido y el chorro primario se puede utilizar para limpiar el tejido, mientras que el chorro secundario se utiliza como una guía de onda.

En muchas realizaciones, el chorro primario se puede utilizar para desbridar el tejido, mientras que el chorro secundario se utiliza para coagular el tejido.

La Figura 29 muestra morcelación de acuerdo con las realizaciones. En muchas realizaciones, la morcelación puede lograrse simultáneamente con ablación con características estructurales, tales como cuchillas en la sonda o la columna, por ejemplo. Si se integra en la sonda, la morcelación se puede inducir de forma automática por el movimiento de la sonda. La succión de vacío se puede utilizar junto con o de forma independiente con morcelación física para aumentar el flujo de recogida. La combinación de morcelación física por ejemplo, con una estructura de barrena y vacío se puede utilizar para regular la presión intraorgánica.

El portador 382 se puede extender a una parte del extremo distal que tiene uno o más chorros, tal como se describe en el presente documento. Las características de morcelación pueden proporcionarse próximamente con respecto a los chorros y las características de morcelación pueden estar contenidas dentro del canal de trabajo, por ejemplo, con una estructura en forma de barrena para extraer el tejido.

La Figura 30 muestra un diseño de tubo único de acuerdo con las realizaciones. El diseño de tubo único puede comprender un elemento de suministro de fluido, tal como una joya con orificio 762. Una curva variable 760 permite que se doble un radio, por ejemplo, cuando el soporte 382 se hace avanzar dentro de los canales de trabajo. Se acopla un fluido al orificio en el extremo del soporte 382. El fluido puede comprender líquido o gas y el orificio en el extremo distal se puede configurar en una o más de las muchas maneras, tal como se describe en el presente documento. Las Figuras 31A y 31B muestran un diseño de tubo único de acuerdo con las realizaciones. Un fluido, tal como un líquido o gas, se puede acoplar con un láser, tal como se describe en el presente documento. El láser puede emitir energía electromagnética transmitida a lo largo de un conducto de energía 351, tal como una fibra óptica, tal como se describe en el presente documento. Se puede disponer una curva variable 760 cerca del elemento de suministro de fluido, tal como una joya con orificio 762 en el extremo distal. La fibra óptica puede alinearse con las estructuras, tal como se muestra en la Figura 31B. Por ejemplo, se puede utilizar una guía de fibra para localizar la fibra óptica coaxialmente con el orificio del chorro de fluido.

El diseño de un tubo único de acuerdo con las realizaciones de las figuras 30, 31A y 31B puede proporcionar muchas ventajas. Por ejemplo, el tamaño y la complejidad del envase se pueden reducir ampliamente cuando se utiliza un diseño de tubo único. Las características de flujo laminar interno se pueden mejorar con un diseño de un tubo único, ya que la trayectoria del fluido puede ser más continua que con otros diseños, por ejemplo. La joya con orificio puede estamparse en su lugar o puede soldarse con láser una pequeña cubierta para retener la joya. La integración de fibra óptica se puede lograr mediante el uso de una estructura interna de alineación de fibras. El ángulo y el radio de curvatura se pueden variar a fin de permitir el reconocimiento de tejido alternativo o para la fabricación. Se pueden emplear múltiples chorros para equilibrar las trayectorias de reacción del chorro y se cortan

más de un lugar al mismo tiempo. Por ejemplo, se pueden utilizar chorros opuestos. Se puede añadir un chorro adicional para accionar el movimiento de rotación del catéter, por ejemplo.

El tamaño pequeño del envase puede permitir que la aplicación tome la forma de un pequeño catéter. Esto puede permitir el uso de introductores e instrumentos rígidos y flexibles previamente disponibles comercialmente. Las formas de la punta distal pueden preformarse con un ángulo de curvatura determinado para acceder a un volumen de tejido.

La Figura 32 muestra medios de registro y localización del sistema de tratamiento con respecto a la anatomía humana de acuerdo con las realizaciones. Una pluralidad de anclajes expandibles 770 comprende un primer anclaje expandible 772 y un segundo anclaje expandible 774. El primer anclaje expandible 772 puede comprender un balón, por ejemplo, y el segundo anclaje expandible 774 puede comprender un segundo balón, por ejemplo. La primera estructura expandible puede configurarse para expandirse en el cuello de la vejiga, y la segunda estructura expandible puede configurarse para expandirse dentro de la uretra con el fin de contener el movimiento del dispositivo.

La Figura 33 muestra una pluralidad de estructuras expandibles que comprende una primera cesta expandible 776 y una segunda cesta expandible 778. La cesta expandible puede ser permeable o no permeable y puede expandirse para permitir el anclaje. La cesta no permeable puede inhibir el flujo de fluido a través de la uretra, mientras que la cesta expandible permeable puede permitir el flujo de fluido a través de la uretra y entre la uretra y la vejiga.

La pluralidad de estructuras expandibles puede tener la ventaja de limitar el movimiento de la sonda, tanto desde la vejiga hacia la uretra como también el movimiento desde la uretra hacia el cuello de la vejiga, a fin de bloquear de manera efectiva el anclaje en el lugar.

La Figura 34 muestra medios de registro del sistema con respecto a la anatomía humana. Por ejemplo, una pluralidad de anclajes expandibles 770 puede comprender un primer anclaje expandible 777 y un segundo anclaje expandible 779. El primer anclaje expandible 777 puede comprender un balón o una cesta, por ejemplo. El anclaje expandible 777 se utiliza para colocarse contra una pared posterior de la vejiga. El segundo anclaje expandible se coloca en el cuello de la vejiga. El primer anclaje expandible y el segundo anclaje expandible pueden bloquear la posición de la sonda con el fin de inhibir el movimiento. Se pueden aplicar fuerzas opuestas de forma manual o mediante control robótico.

En algunas realizaciones, se puede aplicar una fuerza de oposición entre el primer anclaje expandible y el segundo anclaje expandible a fin de empujar el primer anclaje expandible hacia la pared de la vejiga y del segundo anclaje expandible hacia el cuello de la vejiga.

Se puede disponer un anclaje adicional en las realizaciones de acuerdo con las enseñanzas descritas en el presente documento. Por ejemplo, se puede utilizar un medio de succión para el anclaje. Alternativamente, se pueden utilizar sensores para el movimiento del paciente. Se puede utilizar un brazo para el anclaje. Se pueden disponer abrazaderas en las aristas para el anclaje. Se pueden utilizar fuerzas magnéticas para mantener el sistema en su lugar. Se puede disponer un accesorio al tejido con succión. Cada uno de estos proporcionan ejemplos no limitativos de medios de anclaje de acuerdo con las realizaciones descritas en este documento.

La Figura 35 muestra un balón desechable de acuerdo con las realizaciones. El balón desechable 780 se puede enroscar en un extremo distal del soporte 382. El balón desechable puede comprender roscas interiores en la punta del balón. La rosca interior 782 puede acoplarse a roscas externas 784. El acoplamiento enroscado entre el balón y el soporte puede permitir que el balón sea extraído después del tratamiento y el soporte 382 se pueda esterilizar. Puede disponer un agujero de inflado. El orificio de inflado 786 permite el inflado del balón 780 cuando el balón 780 se ha acoplado con rosca en la punta distal. El balón desechable se puede esterilizar individualmente. El acoplamiento enroscado del balón se puede proporcionar a una pieza manual o al soporte, tal como se describe en el presente documento. Se puede conseguir el sellado con el anillo O y el acoplamiento enroscado. Se puede disponer un balón capaz de conseguir una proporción de 1 a 7 de colapsado a inflado.

La Figura 36 muestra la resección de tejido y el control de la profundidad de acuerdo con las realizaciones. Se muestra una imagen de ultrasonido de un paciente en vivo. La Figura 37 muestra una llama fluida visible en solución salina. La llama fluida visible en solución salina corresponde a la región de arrastre del chorro, tal como se describe en el presente documento. La visibilidad de la llama fluida de la región de arrastre está provista de cavitación de pequeñas burbujas que pueden producir la dispersión de la luz o la dispersión acústica a fin de producir la llama fluida de la región de arrastre visible con obtención de imágenes por ultrasonidos u obtención de imágenes ópticas, por ejemplo. La ventaja de la región de arrastre visible puede ser para un médico visualizar la distancia del tratamiento y comparar esta distancia con ultrasonido. La Figura 37 muestra la región de arrastre visible a 11 milímetros, el mismo tamaño que se muestra en la Figura 36. La similitud sustancial de la distancia de la región de arrastre corresponde a la distancia de la resección y extracción del tejido. Este resultado experimental que muestra la visualización de la región de arrastre puede proporcionar un tratamiento más seguro. Meramente a modo de ejemplo, los parámetros de flujo utilizados con las imágenes mostradas en las Figuras 36 y 37 comprenden una

caudal de aproximadamente 130 mililitros por minuto y una contrapresión de boquilla de aproximadamente 18,61 MPa (2.700 psi). La configuración de la boquilla sobre el soporte comprende un primer líquido emitido con una corriente divergente, tal como se describe en el presente documento, en un segundo líquido a fin de proporcionar la corriente divergente. El segundo fluido comprende un líquido.

Un médico en el tratamiento de un paciente puede utilizar un ultrasonidos para paciente en vivo, por ejemplo, ultrasonidos transrectal (en adelante "TRUS"), tal como se describe en el presente documento. El médico puede aplicar los ultrasonidos en la región de arrastre de la punta de la sonda. Esto se puede utilizar para determinar los parámetros apropiados para tratar al paciente. Por ejemplo, el médico puede ajustar la presión a fin de limitar la profundidad de penetración de la punta de la sonda, de manera que la punta de la sonda no suministra energía para causar el corte fuera del órgano, por ejemplo, más allá del saco del órgano, tal como el saco de la próstata. La imagen de la Figura 36 muestra en el lado izquierdo de la imagen una estructura correspondiente a un balón expandible y las flechas muestran la dimensión de 11 milímetros. La Figura 37 es una imagen óptica que muestra una distancia similar de la región de arrastre. El movimiento de barrido de la corriente que se muestra en la figura 36 se puede utilizar para ajustar el tratamiento a contener dentro de la próstata.

La figura 38 muestra el control de profundidad de la resección de tejido de acuerdo con las realizaciones. Los ultrasonidos al paciente en vivo del paciente se muestran en la figura 38 similar a la Figura 37, pero con un aumento de la contrapresión de la corriente a la boquilla.

La figura 39 muestra una imagen óptica de la llama fluida en solución salina que muestra la región de arrastre con una presión diferente. Los parámetros de flujo de presión de las figuras 38 y 39 comprenden un caudal aproximado de 205 mililitros por minuto y la contrapresión de la boquilla de aproximadamente 39,71 MPa (5760 psi). La profundidad de la resección de tejido correspondiente es de aproximadamente 16 milímetros. La imagen por ultrasonidos del paciente en vivo muestra una región de arrastre de 16 milímetros similar a la región de arrastre vista ópticamente. El movimiento de barrido de la sonda y la corriente de fluido emitida desde la sonda, tal como se ven en el lado izquierdo de la imagen, se pueden utilizar para ajustar los parámetros de flujo y la presión con el fin de tratar al paciente de manera segura con las imágenes de ultrasonido de la región de arrastre.

La figura 40 muestra el caudal de la boquilla frente a la profundidad de penetración máxima para una pluralidad de presiones y boquillas. Se muestra el caudal en mililitros por minuto. La profundidad de penetración máxima también se muestra en función del caudal. La boquilla de 130 micras muestra una profundidad de penetración de tejido con diamantes y la boquilla de 150 micras se muestra con X. La profundidad de penetración del tejido se puede utilizar en base a las enseñanzas descritas en el presente documento para establecer los parámetros de caudal para el tratamiento. Por ejemplo, para un tratamiento a una profundidad de penetración máxima de 12 milímetros o una boquilla de 130 micrómetros, se selecciona un caudal de 150 mililitros por minuto. Del mismo modo, para la boquilla de 150 micras, se selecciona un caudal de 200 mililitros por minuto. Un experto en la materia puede construir un software para identificar automáticamente una boquilla para el tratamiento basado en profundidad y también para identificar un caudal adecuado para el tratamiento basado en la profundidad. Además, el caudal se puede variar basándose en el perfil de tejido, tal como se describe en el presente documento. Por ejemplo, perfiles de tratamiento del tejido basado en imágenes axiales y sagitales, tal como se describe en el presente documento.

La Figura 41 muestra la contrapresión de la boquilla (1000 psi = 6,89 MPa) frente a la profundidad de penetración máxima. La penetración máxima en milímetros se muestra en función de la presión de la boquilla en psi para la boquilla de 130 micras y la boquilla de 150 micras. En base al tamaño de boquilla y la profundidad de penetración del tejido identificados, el software o el usuario pueden identificar una presión de la boquilla apropiada para tratar al paciente.

La Figura 42 muestra el caudal de la boquilla frente a la contrapresión para una boquilla de 130 micras y una boquilla de 150 micras. Se muestran la presión y caudal. Para un caudal, el caudal se muestra en mililitros por minuto y la presión se muestra en psi. El caudal puede ser de aproximadamente 100 mililitros por minuto a aproximadamente 250 mililitros por minuto, y la presión puede estar por debajo de 6,89 MPa (1.000 psi) hasta un máximo de 25,58 MPa (4000 psi) o, por ejemplo, de 55,16 MPa (8000 psi). En realizaciones específicas, la caudal con una boquilla de diámetro más grande es aproximadamente lineal con la presión y el caudal con la boquilla de 130 micras es aproximadamente lineal con la presión. Estas relaciones de caudal y la presión se pueden utilizar para configurar adecuadamente la presión para el tratamiento para el caudal deseado. Además, estas relaciones de presión-caudal pueden ser no lineal cuando el rango se expande a valores más bajos, o valores superiores, o ambos. Alternativamente o en combinación, las relaciones de presión-caudal pueden ser no lineales cuando se utilizan diferentes boquillas con diferentes características, por ejemplo.

Un experto en la material puede utilizar dicha una o más de la presión de la boquilla, la profundidad de corte y caudales para extirpar tejido hasta un perfil y el volumen predefinidos, tal como se describe en el presente documento.

Aunque se han mostrado y descrito en el presente documento realizaciones preferidas de la presente descripción, será obvio para los expertos en la técnica que tales realizaciones se proporcionan solamente a modo de

ejemplo. Numerosas variaciones, cambios y sustituciones serán evidentes para los expertos en la materia sin apartarse del alcance de la presente descripción. Debe entenderse que se pueden emplear diversas alternativas a las realizaciones de la presente divulgación descritas en este documento sin apartarse del alcance de la presente invención que se define por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Aparato de resección de la próstata que comprende:
 un soporte (380) que tiene un extremo proximal y un extremo distal;
 5 al menos una fuente de energía (126; 220; 240) en el soporte (380) a colocar en la uretra cuando se suministra energía radialmente hacia fuera;
 medios para proporcionar parámetros de entrada;
 medios de salida para proporcionar datos a una pantalla;
 un controlador automatizado (424) para controlar el movimiento de dicha al menos una fuente de energía para
 10 efectuar la eliminación volumétrica de tejido; y
 un procesador (423) que comprende instrucciones configuradas para:
 proporcionar una imagen de una próstata en una pantalla (425) visible a un usuario;
 recibir una pluralidad de parámetros de entrada correspondientes a una longitud axial y una distancia radial
 de un volumen predefinido de tejido para el tratamiento;
 15 mostrar en la pantalla (425) un perfil de eliminación de tejido predefinido del volumen predefinido en la
 imagen de la próstata en la pantalla (425) en base a la pluralidad de parámetros de entrada; y
 mostrar un marcador de referencia del tratamiento que comprende un marcador de referencia fijo y un
 marcador móvil en la imagen de la próstata, en el que el perfil de eliminación de tejido se muestra en la
 20 pantalla (425) en relación con el marcador de referencia fijo y el marcador móvil y en el que el marcador móvil
 se mueve en relación con el marcador de referencia fijo y el perfil de tratamiento para mostrar una ubicación y
 la orientación de dicha al menos una fuente de energía a un tejido diana durante el tratamiento.
2. Aparato, según la reivindicación 1, en el que la pluralidad de parámetros de entrada comprende uno o más de una
 25 distancia longitudinal del perfil de eliminación, una distancia radial del perfil de eliminación, una distancia angular del
 perfil de eliminación alrededor de un eje longitudinal del perfil de eliminación, un eje del perfil de eliminación, una
 ubicación central del perfil de eliminación, o un perfil de eliminación de entrada definido por el usuario en respuesta
 al usuario que mueve un puntero sobre la imagen de la próstata.
3. Aparato, según la reivindicación 2, en el que la imagen de la próstata comprende una vista axial de la próstata y
 30 una vista sagital de la próstata, y en el que una vista axial del perfil de eliminación de tejido predefinido se muestra
 en la vista axial de la próstata y una vista sagital del perfil de eliminación de tejido se muestra en la vista sagital de la
 próstata.
4. Aparato, según la reivindicación 3, en el que el procesador (423) comprende instrucciones para ajustar la vista
 35 axial del perfil de eliminación predefinido basándose en la distancia radial y la distancia angular del perfil de
 eliminación predefinido y en el que el procesador (423) comprende instrucciones para ajustar la vista axial del perfil
 de eliminación predefinido basándose en la distancia axial y la distancia radial del perfil de eliminación predefinido.
5. Aparato, según la reivindicación 1, en el que el perfil de eliminación de tejido que se muestra en la imagen de la
 40 próstata comprende dimensiones escaladas a la imagen de la próstata mostrada en la pantalla (425), de manera que
 las dimensiones del perfil de eliminación de tejido mostrado en la pantalla (425) corresponden a las dimensiones de
 la imagen de la próstata que se muestra en la pantalla (425).
6. Aparato, según la reivindicación 1, en el que el marcador móvil se muestra en una pluralidad de imágenes,
 45 comprendiendo la pluralidad de imágenes una imagen sagital a lo largo de un eje sagital de tratamiento y una
 imagen axial transversal al eje de tratamiento, y en el que el marcador móvil se mueve a lo largo del eje de
 tratamiento en la imagen sagital y el marcador móvil gira alrededor del eje en la imagen axial y en el que el marcador
 de referencia fijo se muestra en cada una de la pluralidad de imágenes en relación con el marcador móvil.
7. Aparato, según la reivindicación 1, en el que la imagen de la próstata que se muestra en la pantalla (425)
 50 comprende una imagen de la próstata del paciente o una representación anatómica de una próstata adecuada para
 su uso con una pluralidad de pacientes.
8. Aparato, según la reivindicación 7, en el que la imagen de la imagen de la próstata del paciente que se muestra
 55 en la pantalla (425) comprende una imagen de ultrasonido transrectal de la próstata del paciente.
9. Aparato, según la reivindicación 1, en el que el procesador (423) comprende instrucciones para identificar una
 boquilla de entre una pluralidad de boquillas para tratar al paciente con una corriente de fluido presurizado en base a
 una distancia radial de la entrada del perfil de eliminación de tejido en el procesador (423).
- 60 10. Aparato, según la reivindicación 1, en el que el aparato está configurado para alinear un eje de tratamiento del
 volumen predefinido de tejido con un eje del paciente en base a una imagen de la próstata y energía emitida
 radialmente desde el portador.
- 65 11. Aparato, según la reivindicación 10, en el que el eje del volumen predefinido de tejido comprende un eje anterior-
 posterior del volumen predefinido de tejido y en el que el aparato está configurado para alinear el eje anterior-

posterior del volumen de tejido con una dirección anterior posterior del paciente basándose en la visualización del tejido y un ángulo de energía emitida radialmente desde el soporte con el fin de alinear rotacionalmente la energía de tratamiento emitida desde el portador con la dirección anterior-posterior del paciente.

- 5 12. Aparato, según la reivindicación 11, en el que la imagen comprende una imagen de ultrasonido que muestra una o más de deflexión del tejido o una corriente de fluido en respuesta a un fluido presurizado liberado de una boquilla y en el que el aparato está configurado para ajustar un ángulo de la corriente de fluido alrededor de un eje alargado del portador para alinear el eje de tratamiento con el eje del paciente.
- 10 13. Aparato, según la reivindicación 1, en el que el procesador (423) comprende instrucciones configuradas para:
proporcionar una pluralidad de imágenes de un tejido en la pantalla (425) visible para un usuario, comprendiendo cada imagen de la pluralidad un plano de una representación tridimensional del tejido;
recibir la entrada del usuario para definir un perfil de tratamiento a lo largo de dicha cada imagen de la pluralidad de imágenes; y
- 15 determinar un perfil de tratamiento tridimensional basado en el perfil de tratamiento a lo largo de dicha de cada una de la pluralidad de imágenes.
- 20 14. Aparato, según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el aparato está configurado para extraer células vivas del tejido con el fin de proporcionar las células vivas fuera del paciente.

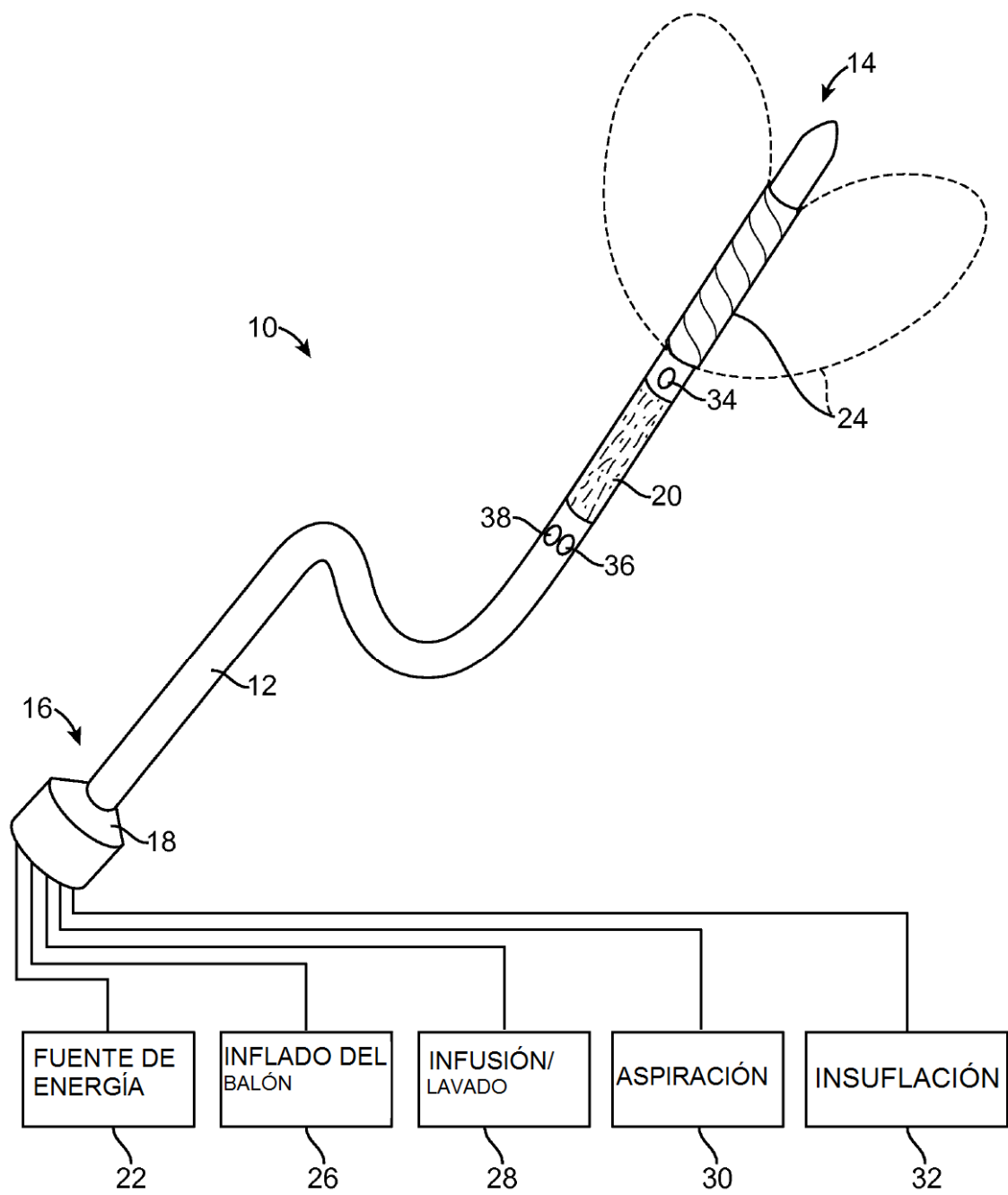


Figura 1

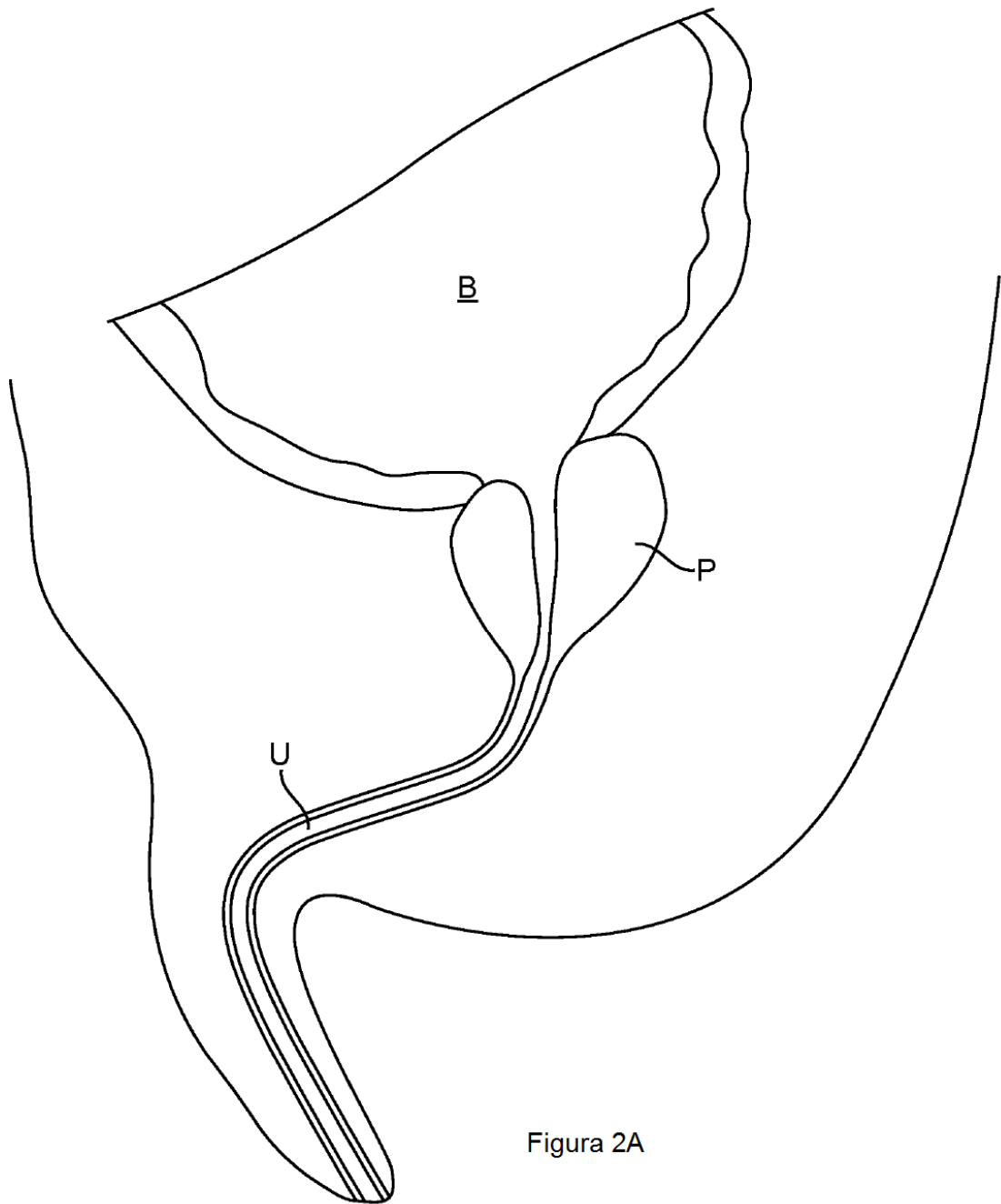
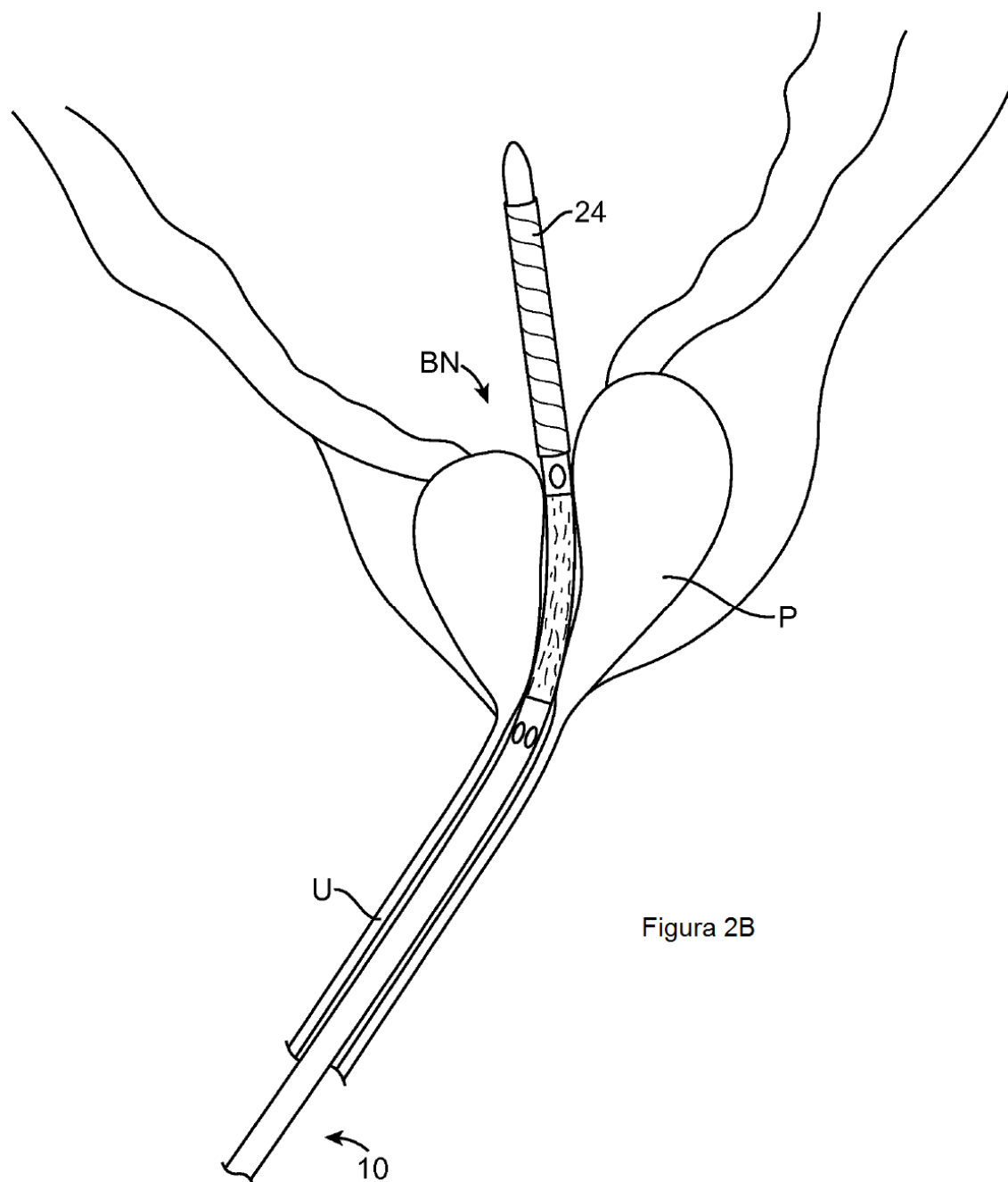
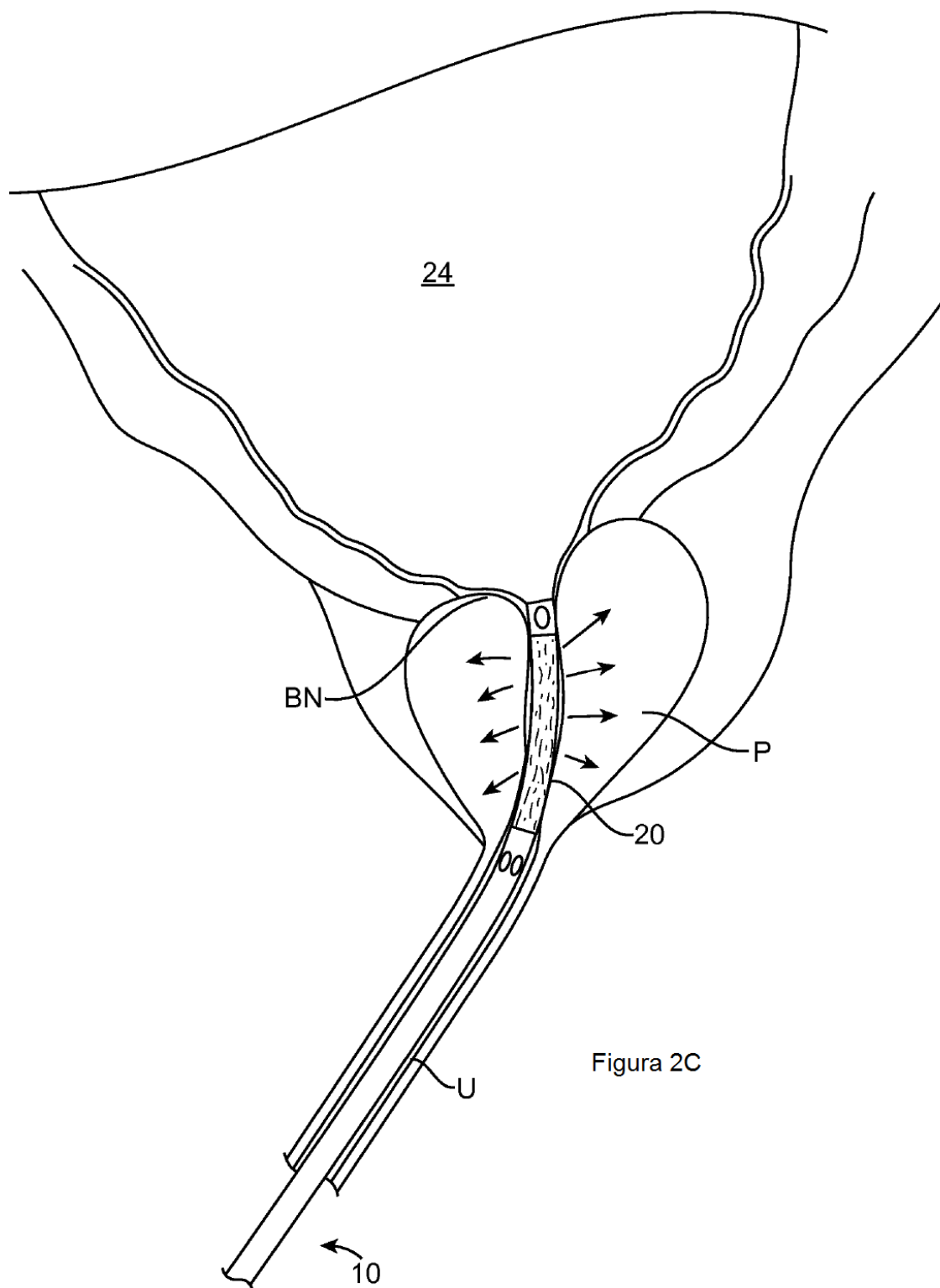


Figura 2A





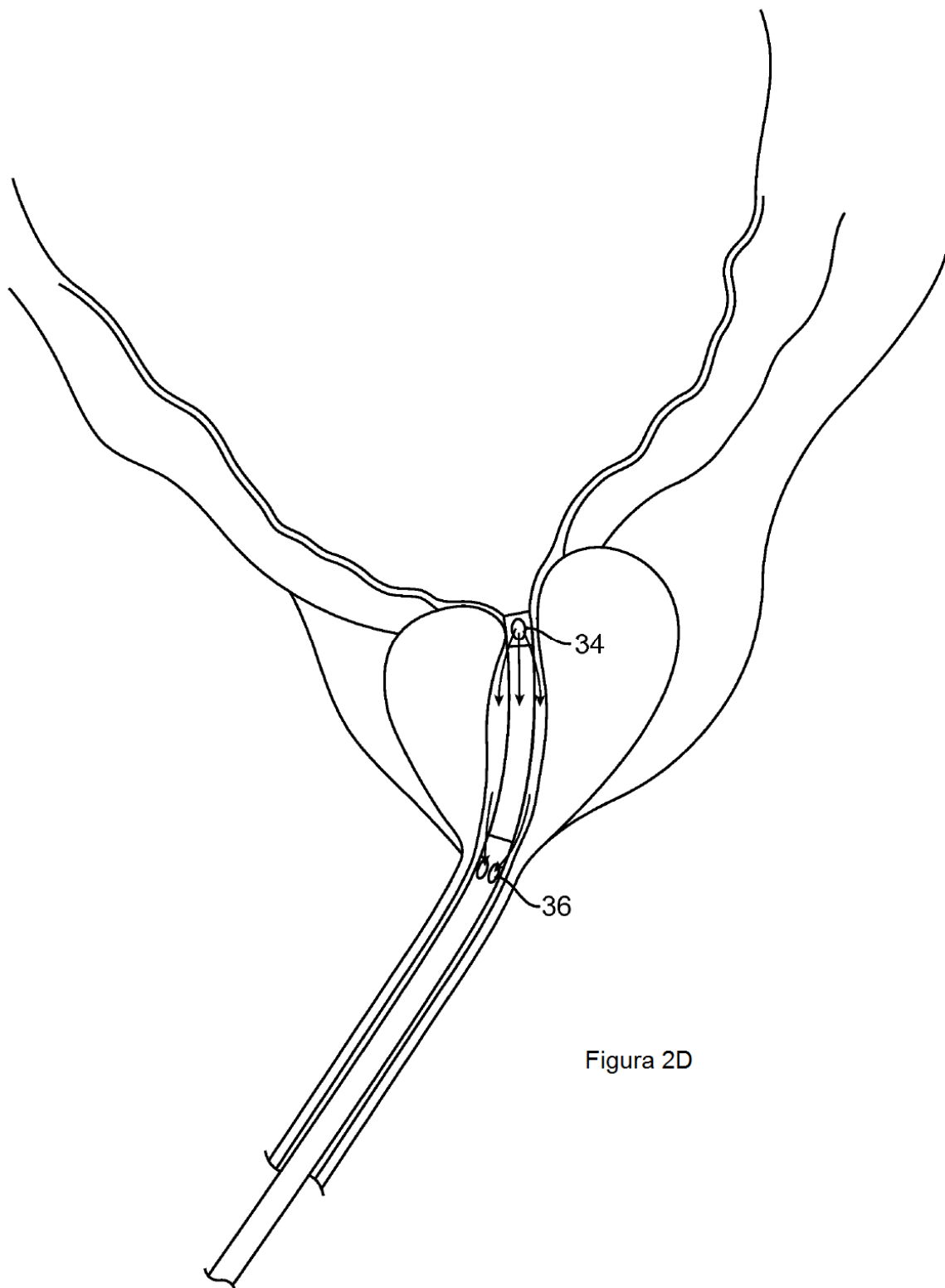


Figura 2D

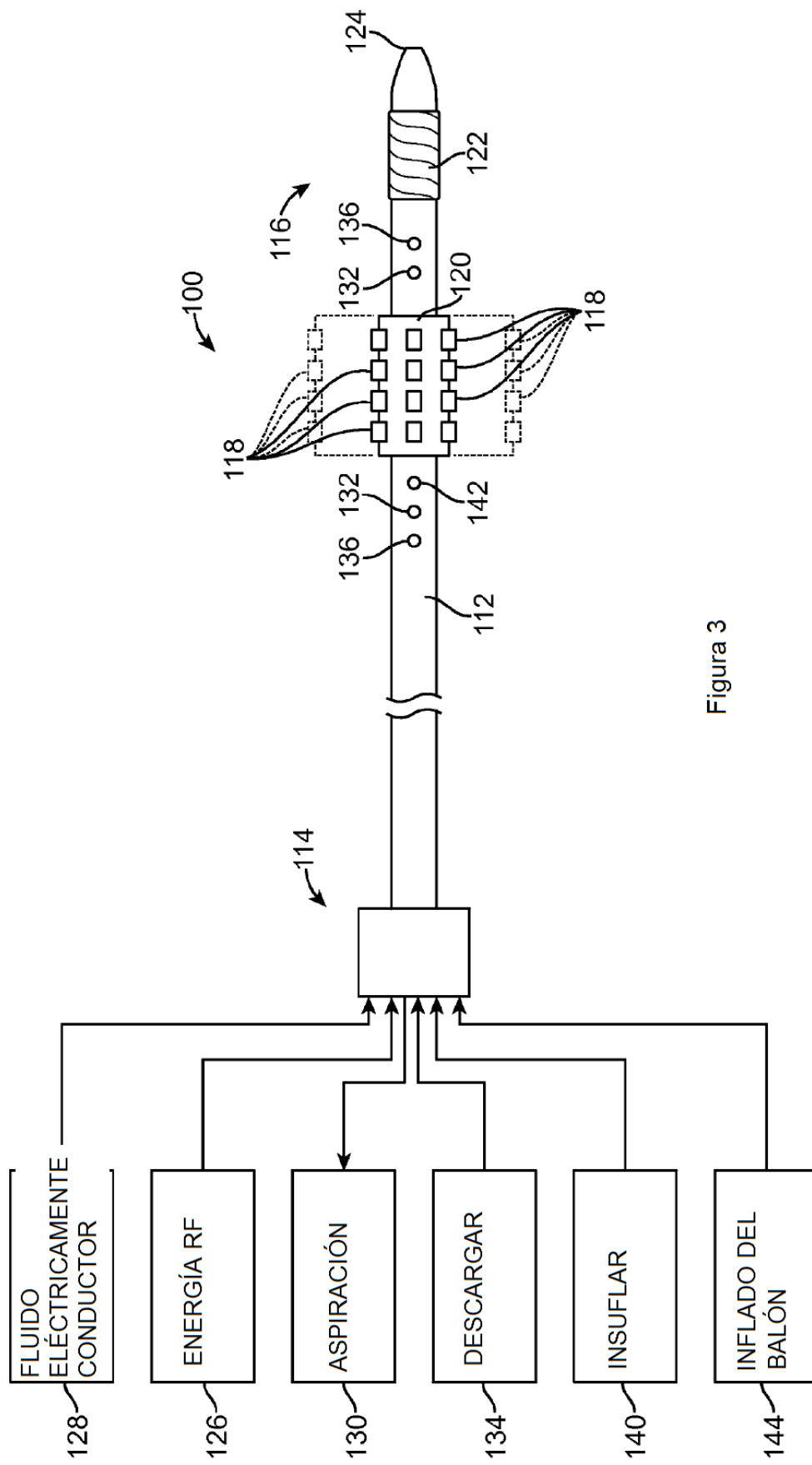


Figura 3

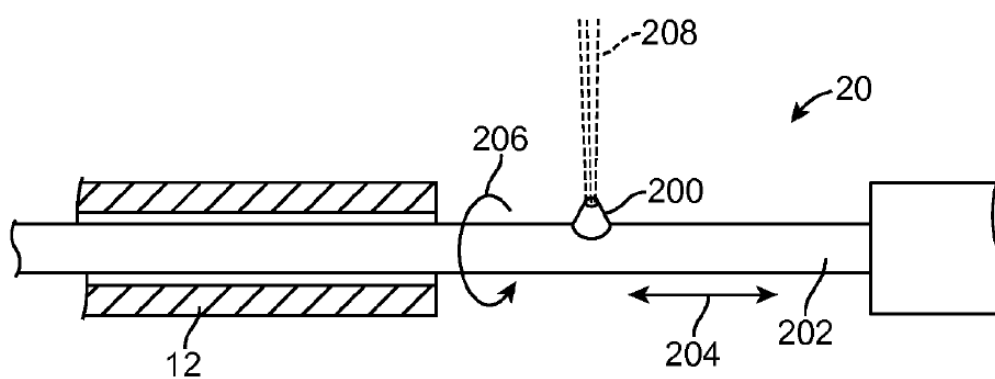


Figura 4

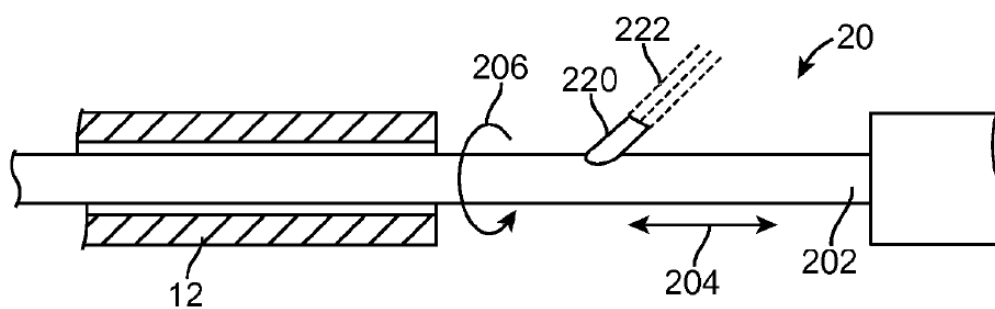


Figura 5

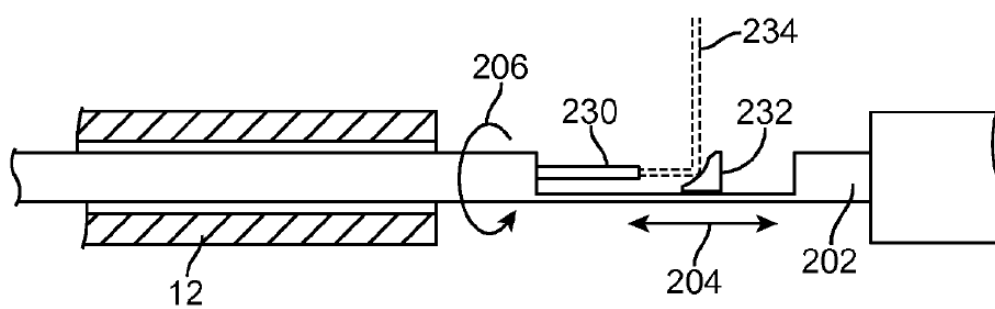


Figura 6

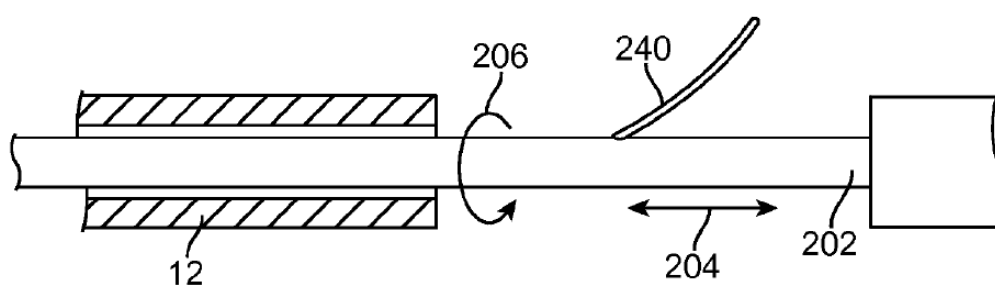


Figura 7

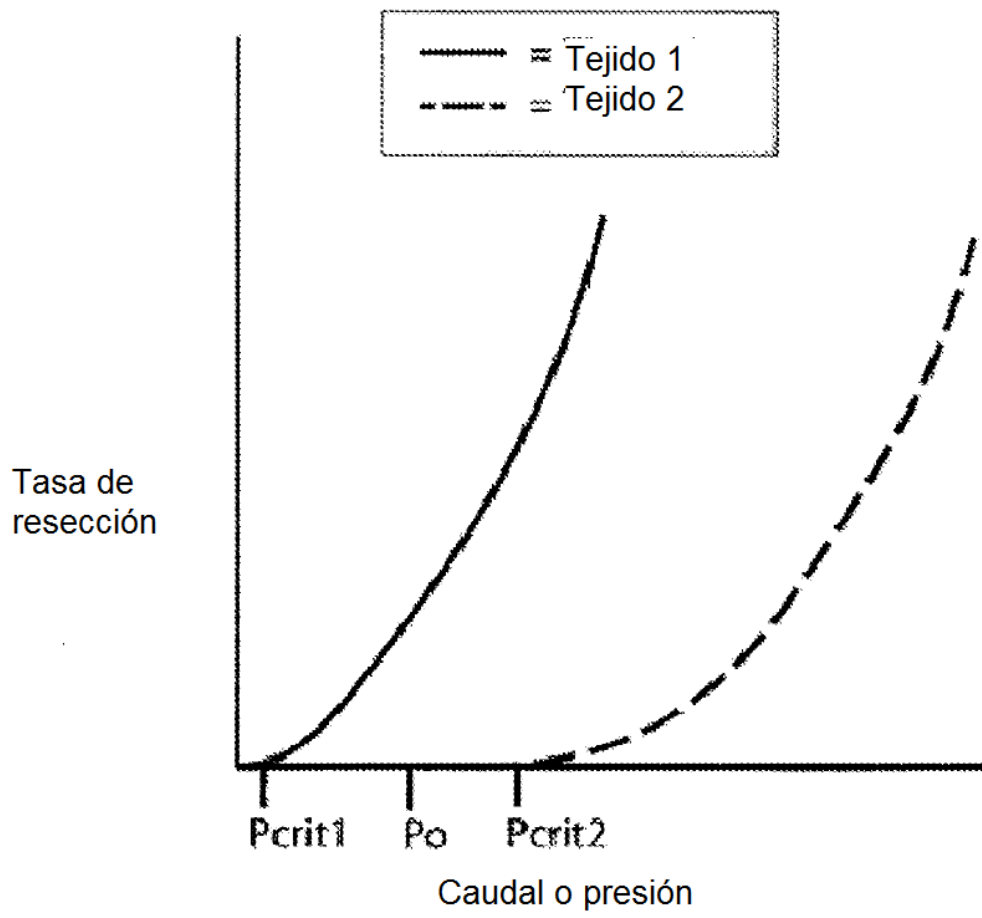


Figura 8

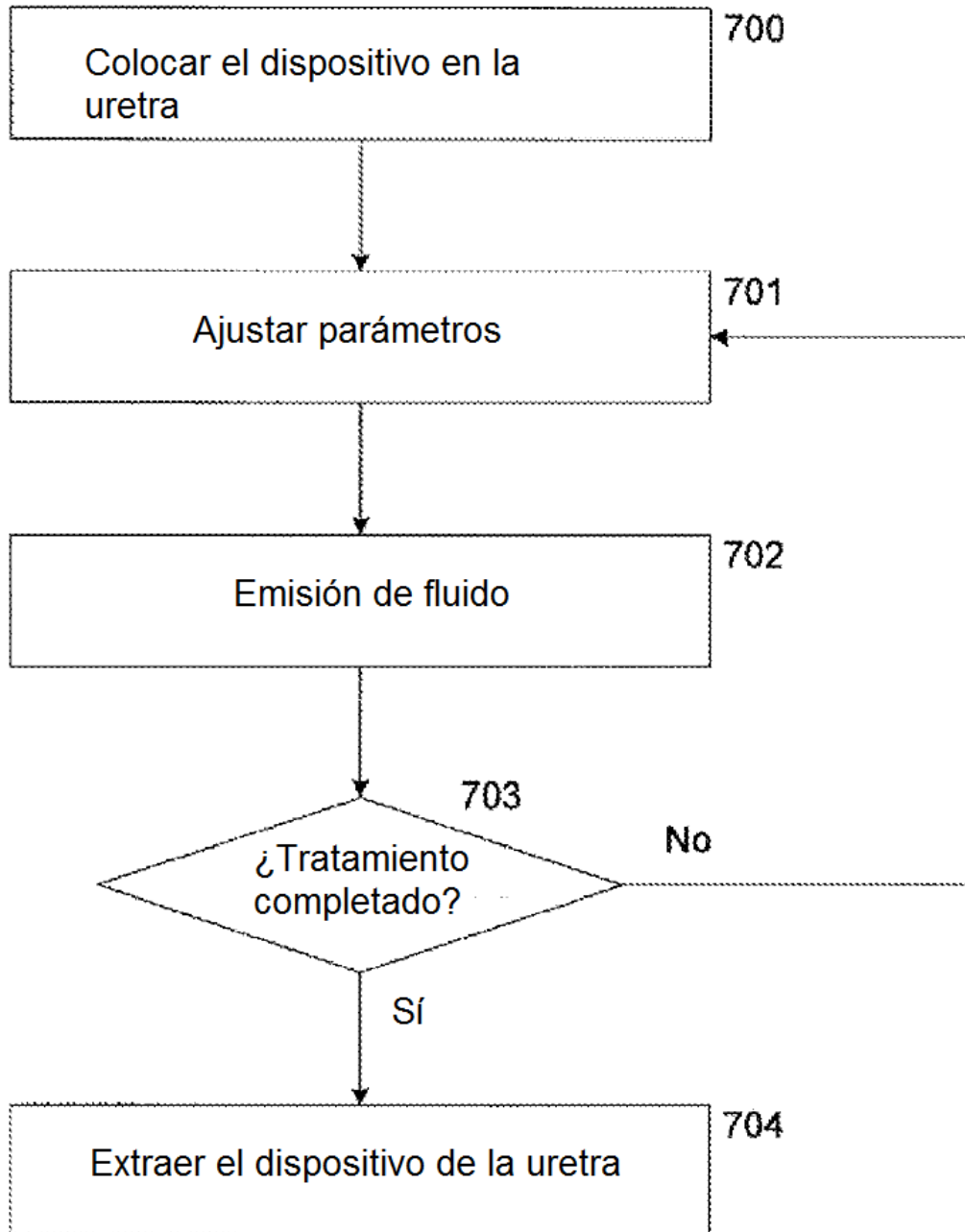


Figura 9a

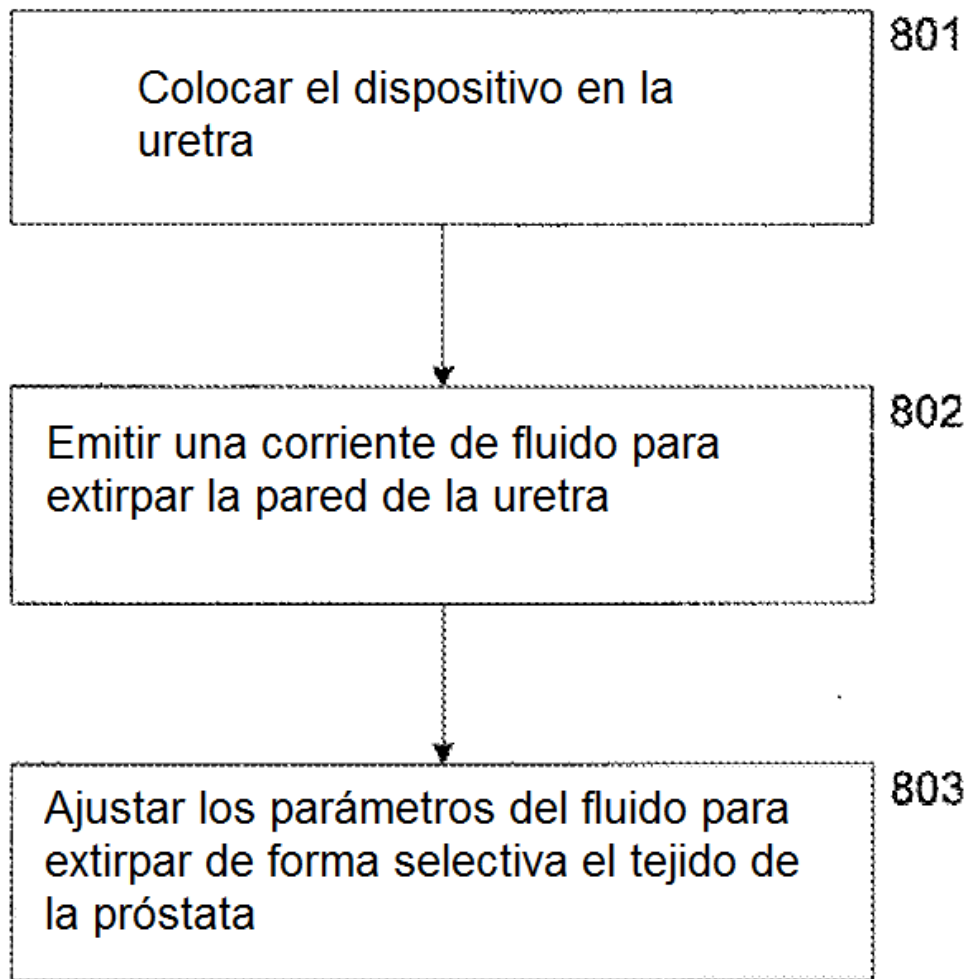


Figura 9b

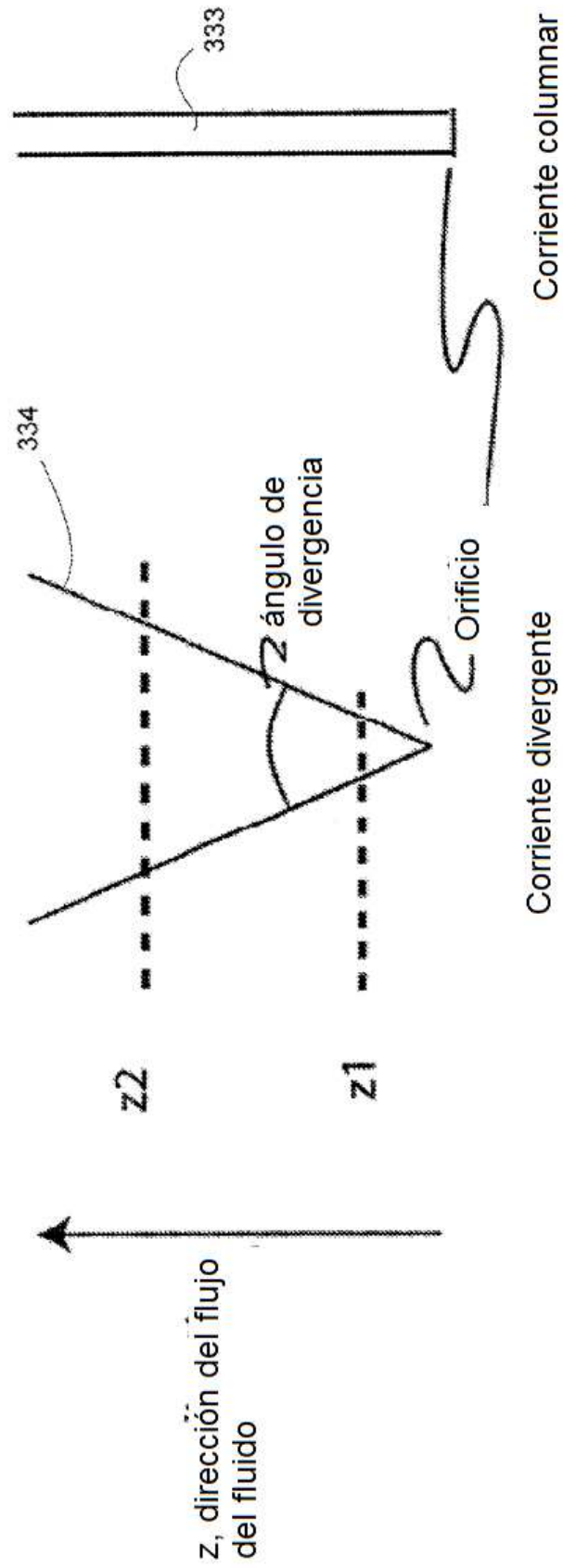


FIG. 10a

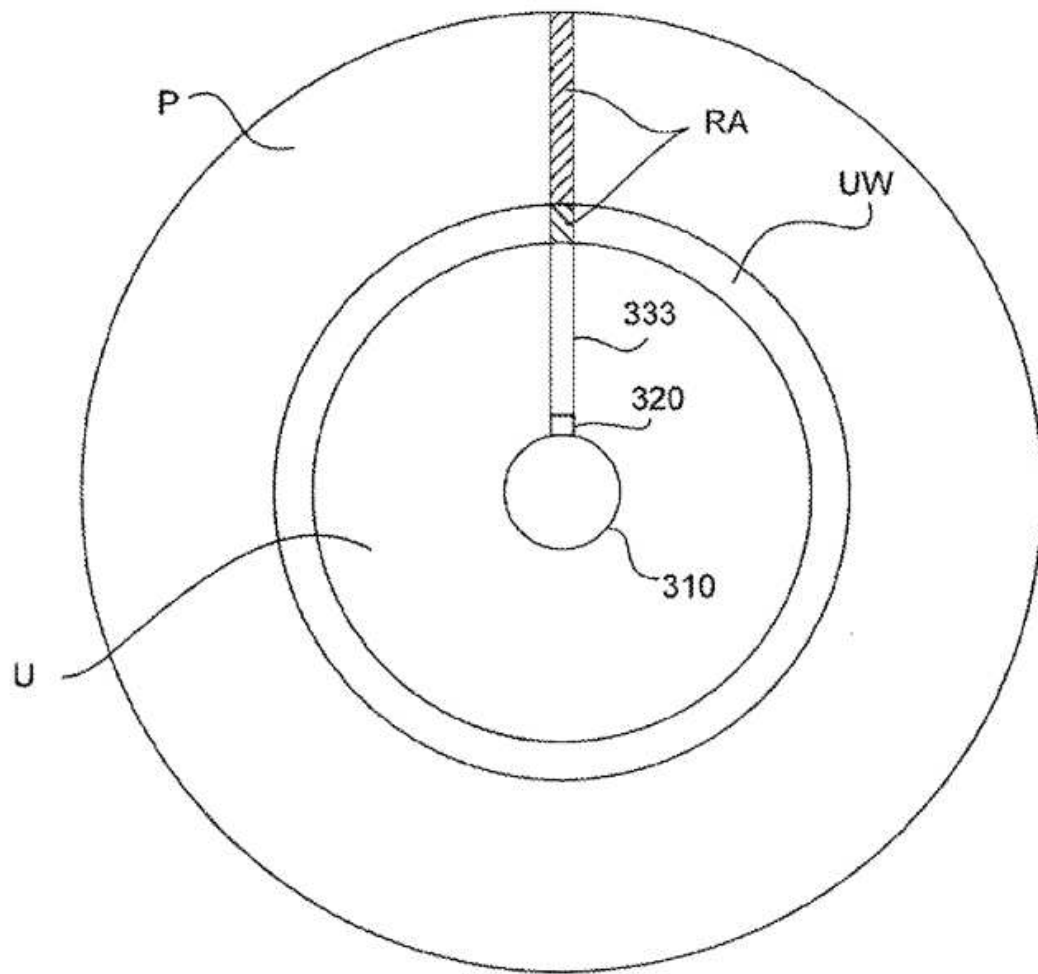


Figura 10b

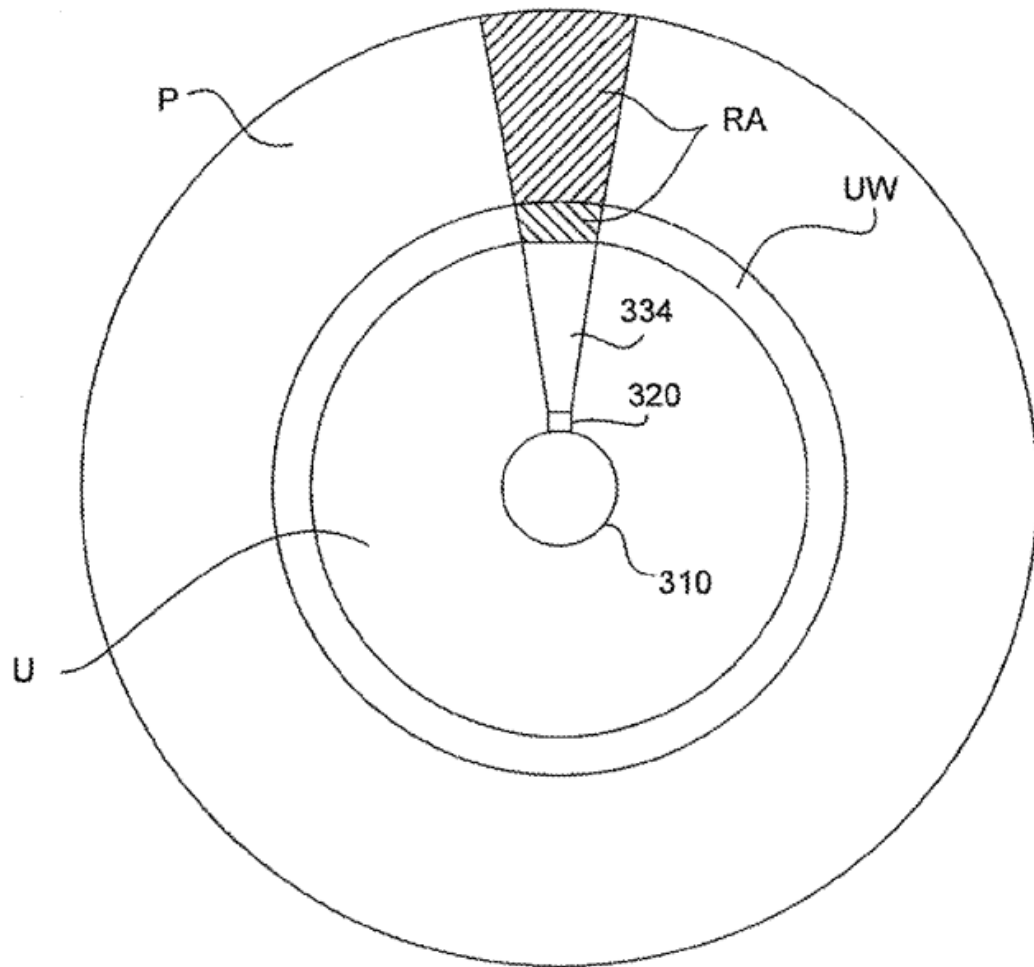


Figura 10c

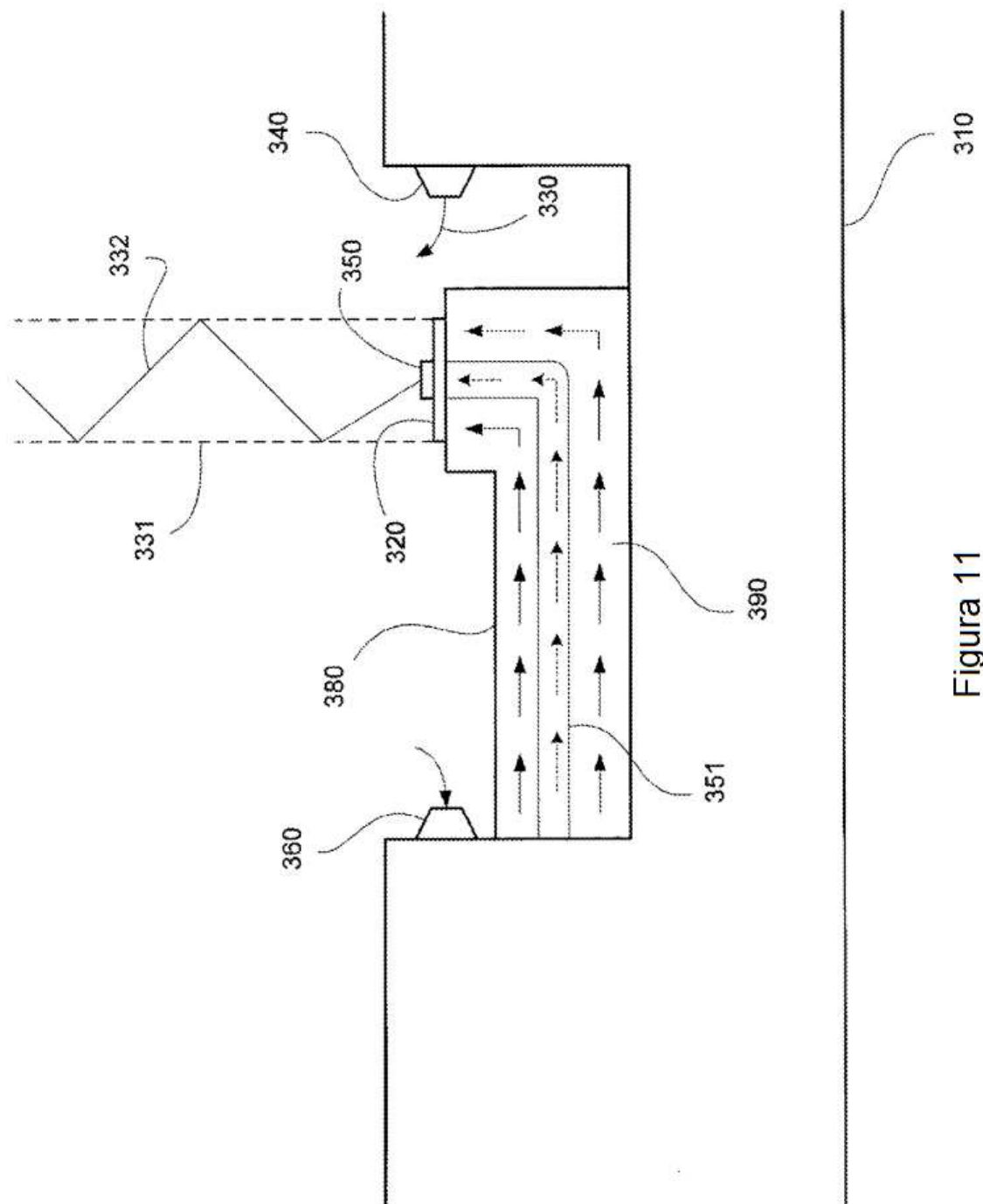


Figura 11

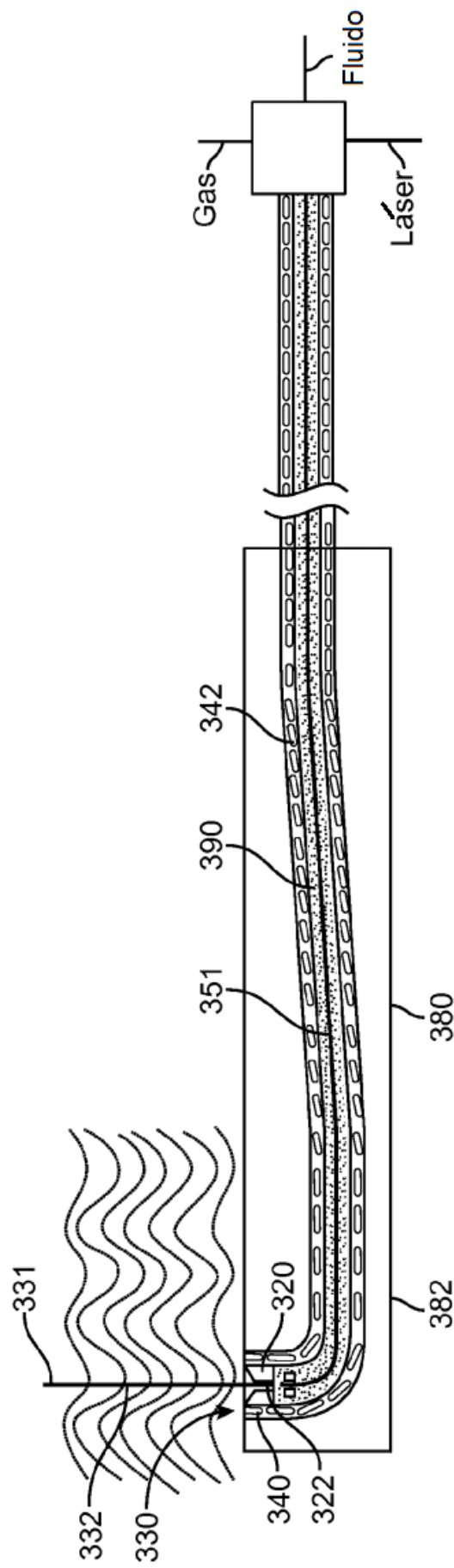
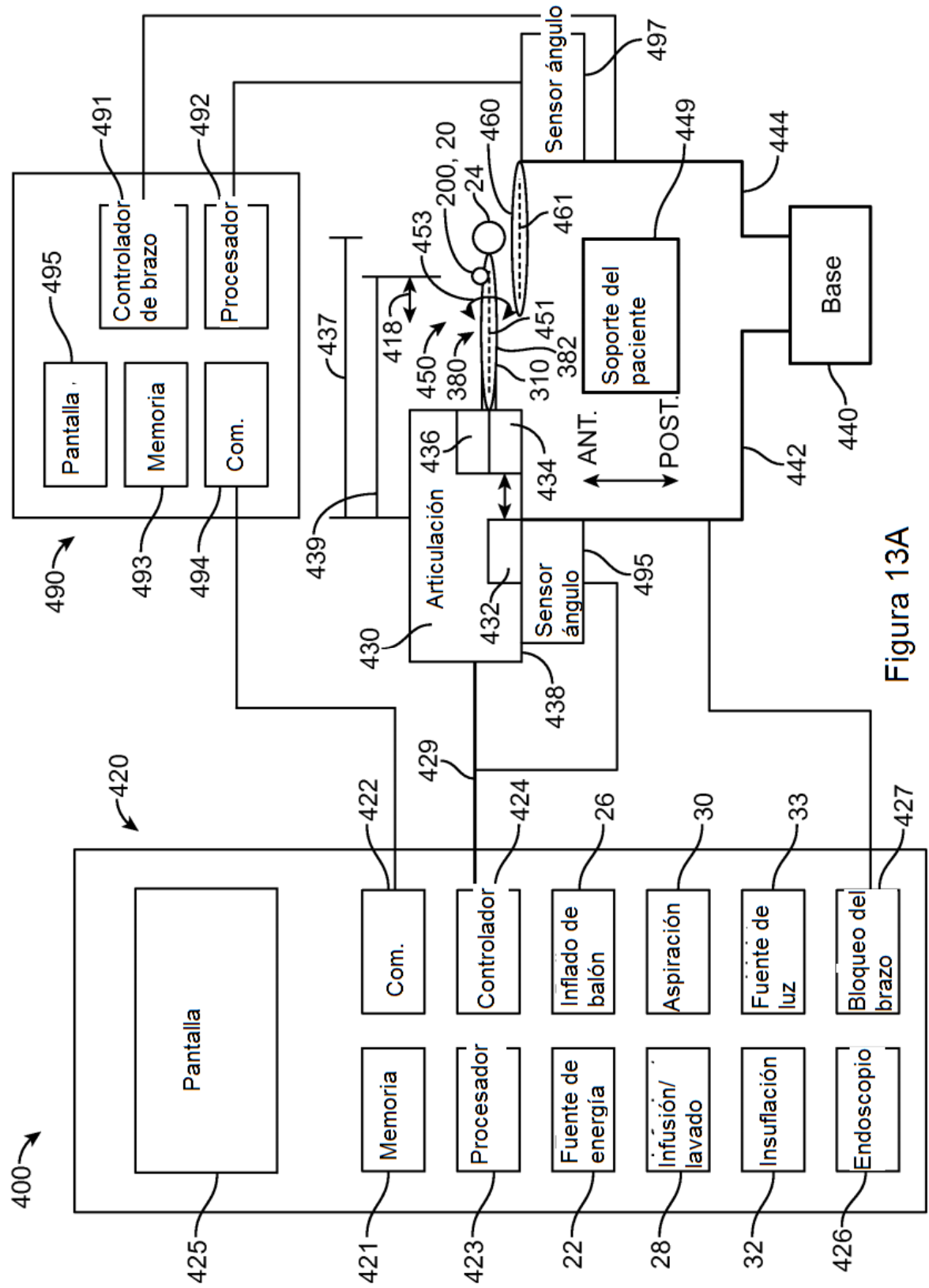


Figura 12



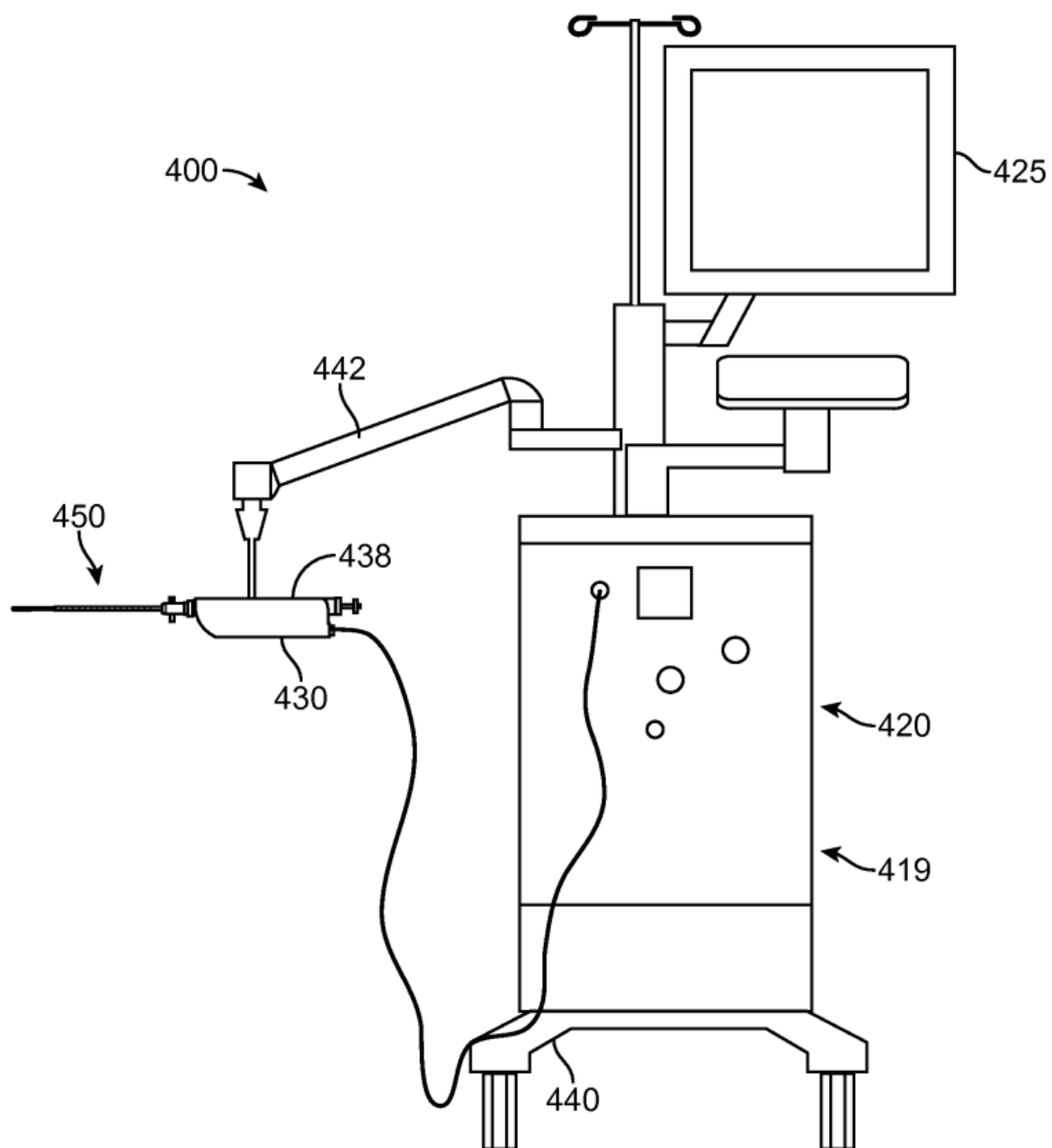


Figura 13B

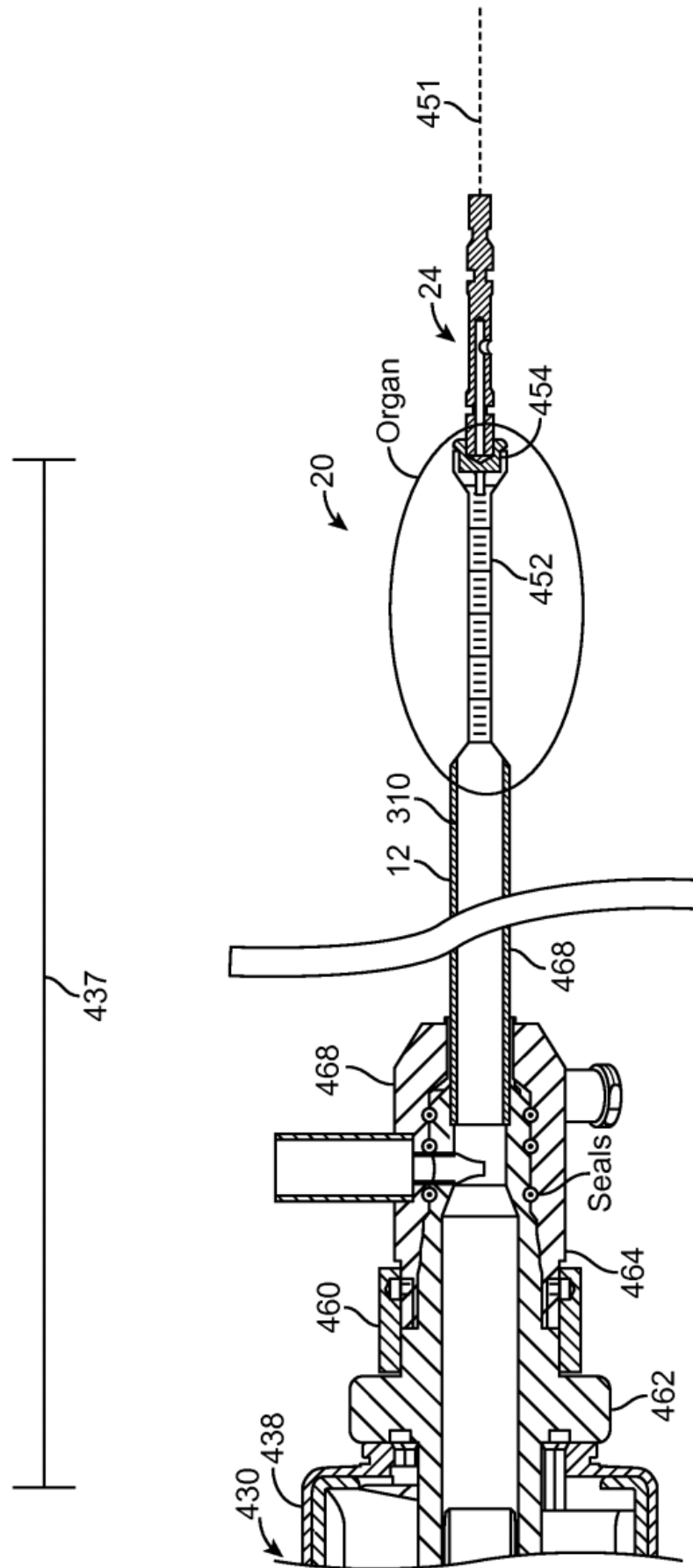


Figura 14A

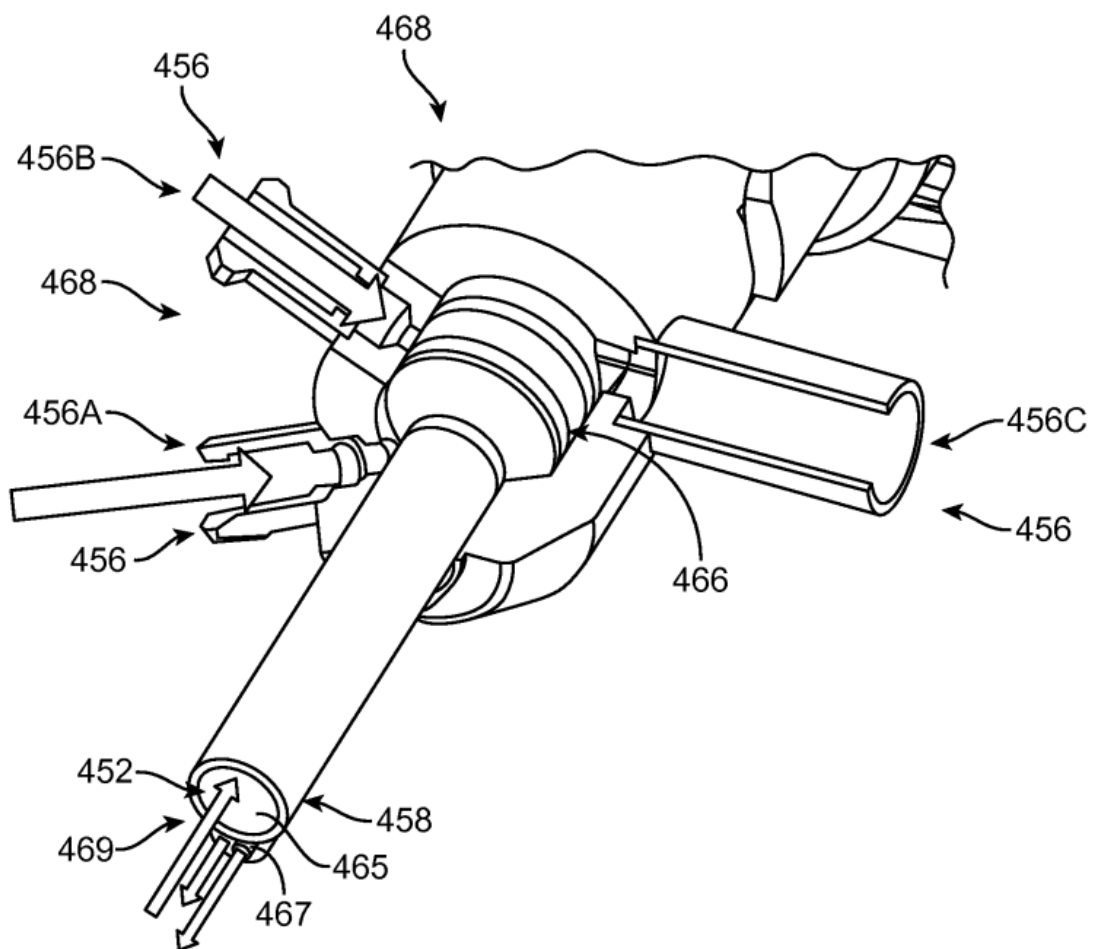


Figura 14B

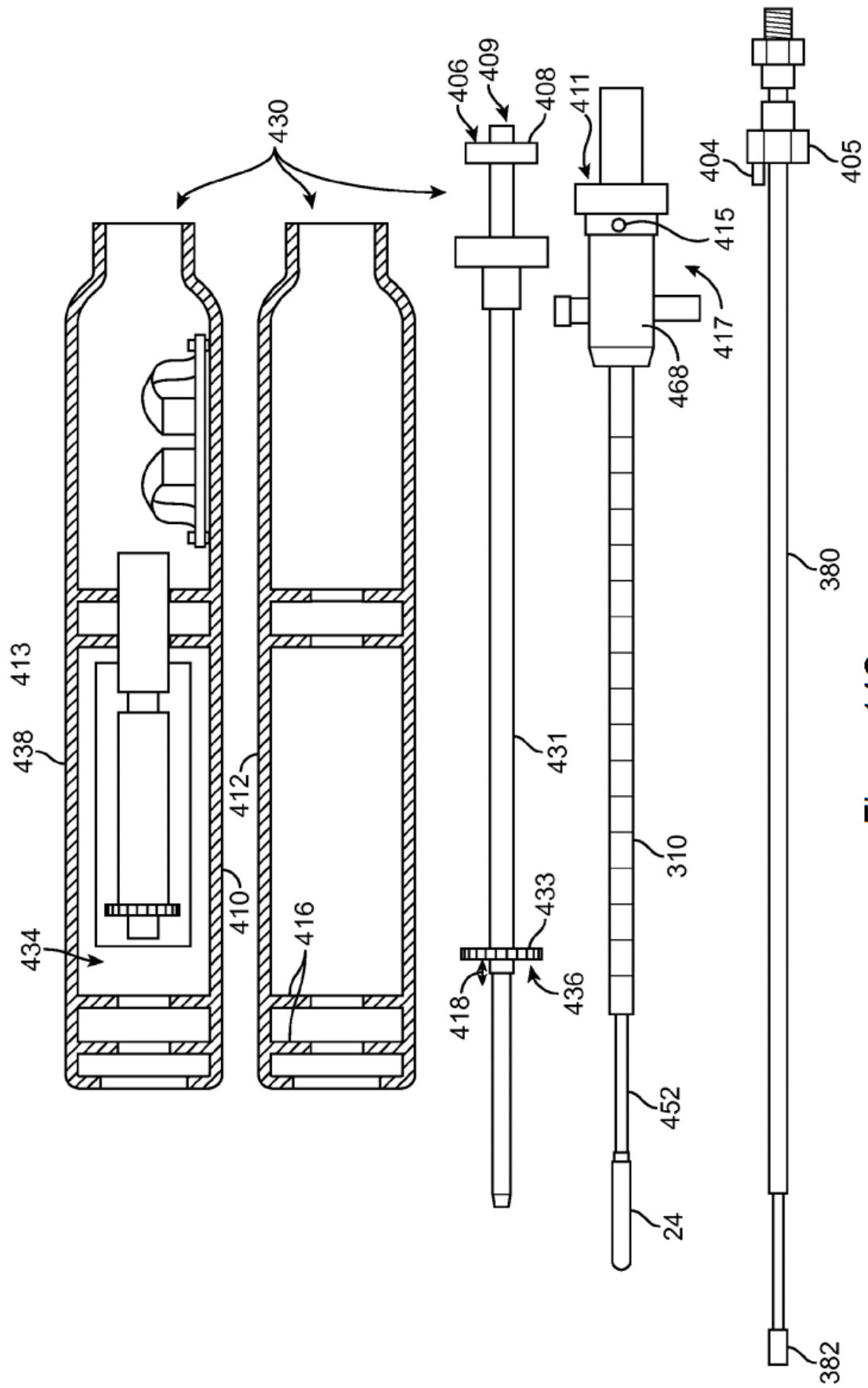


Figura 14C

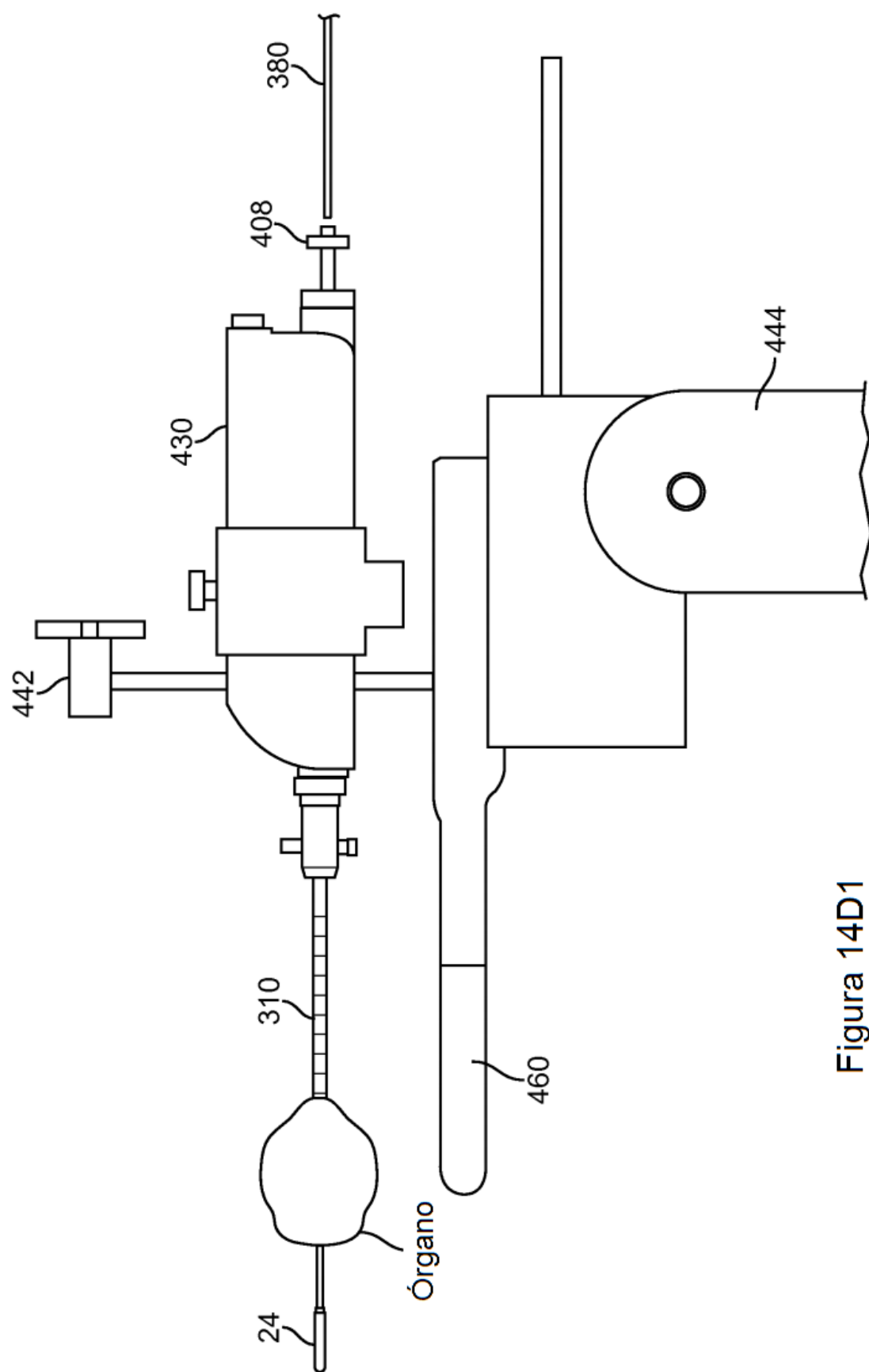


Figura 14D1

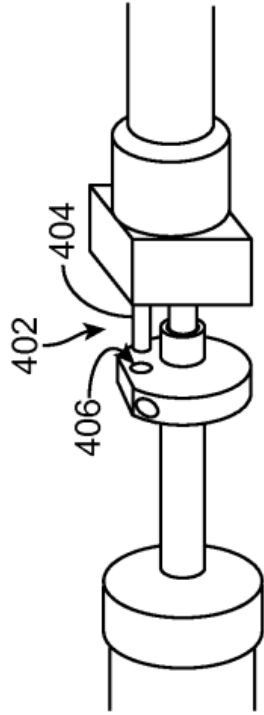


Figura 14D3

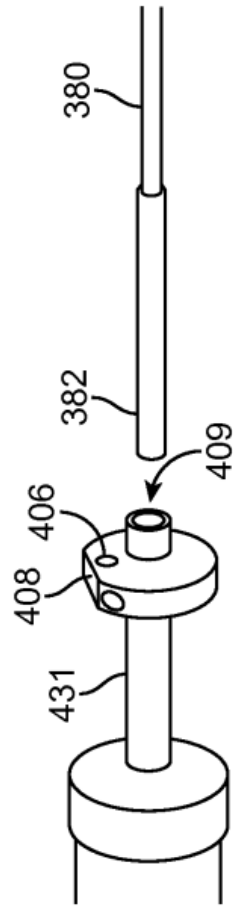


Figura 14D2

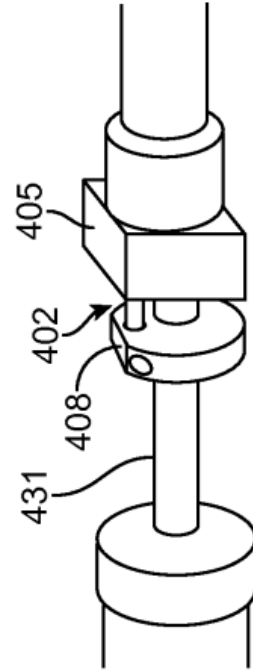


Figura 14D4

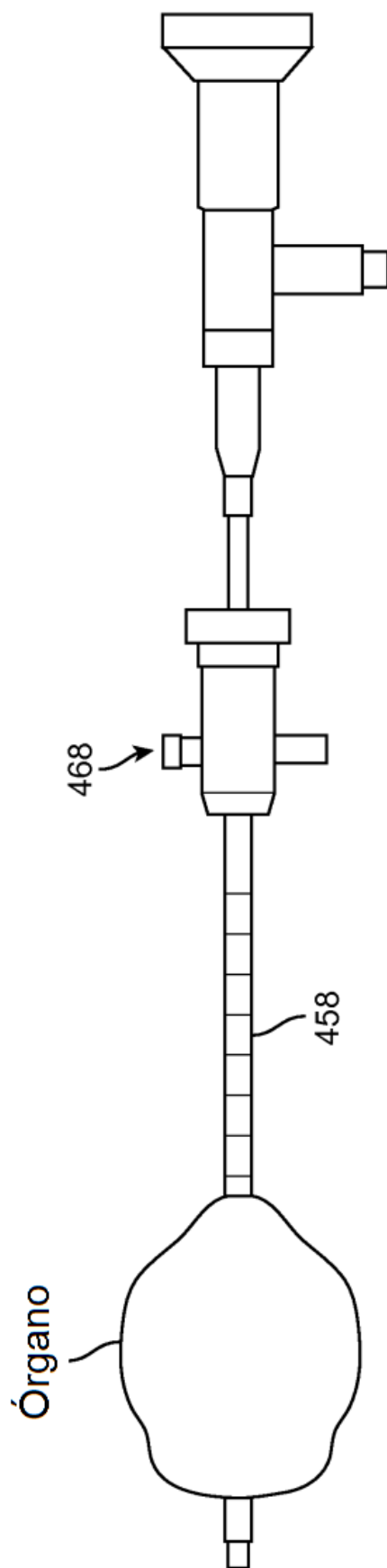


Figura 14E

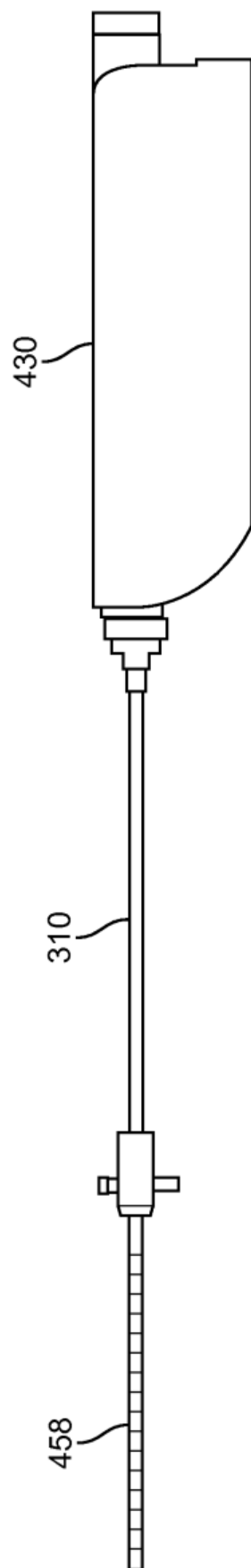


Figura 14F

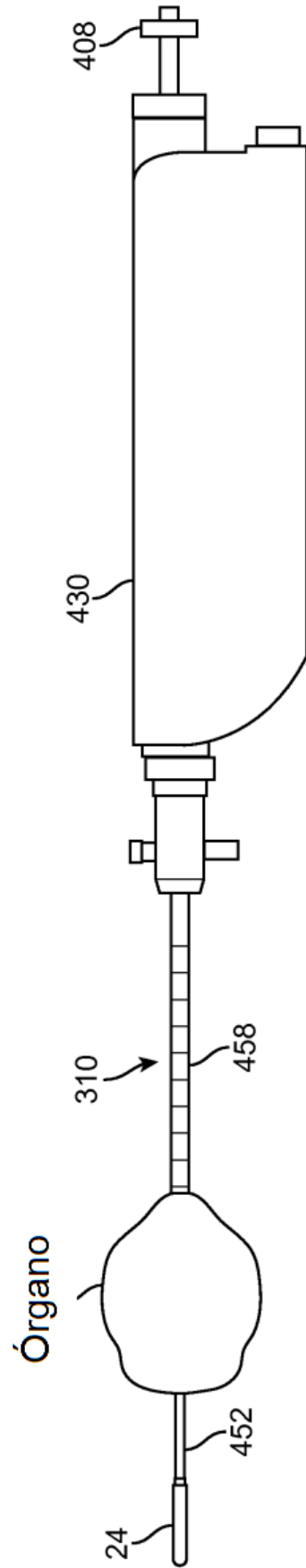


Figura 14G

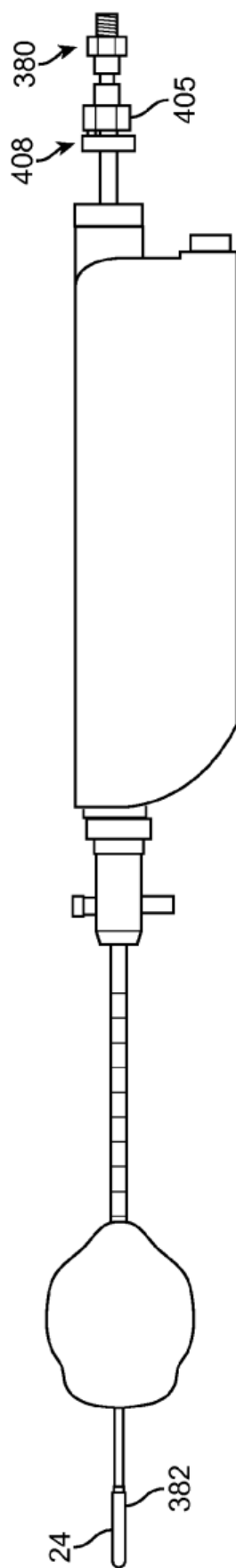


Figura 14H

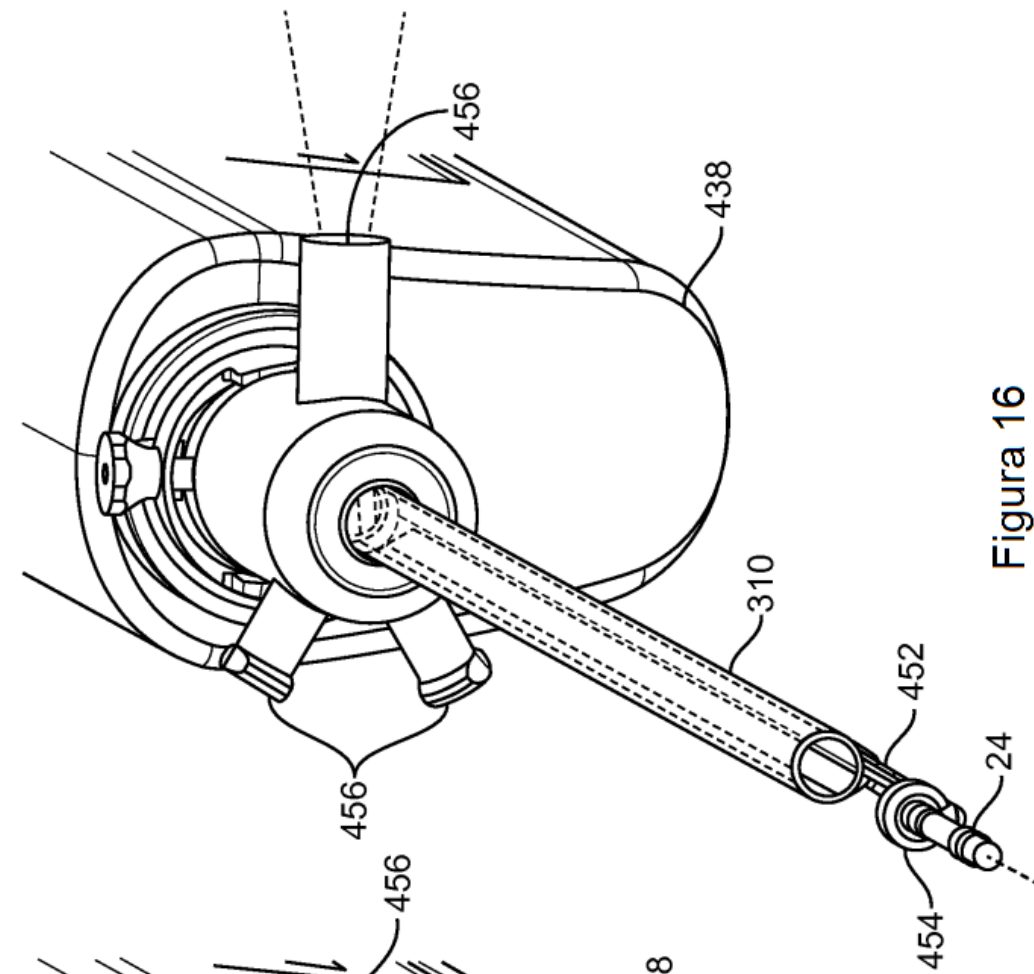


Figura 16

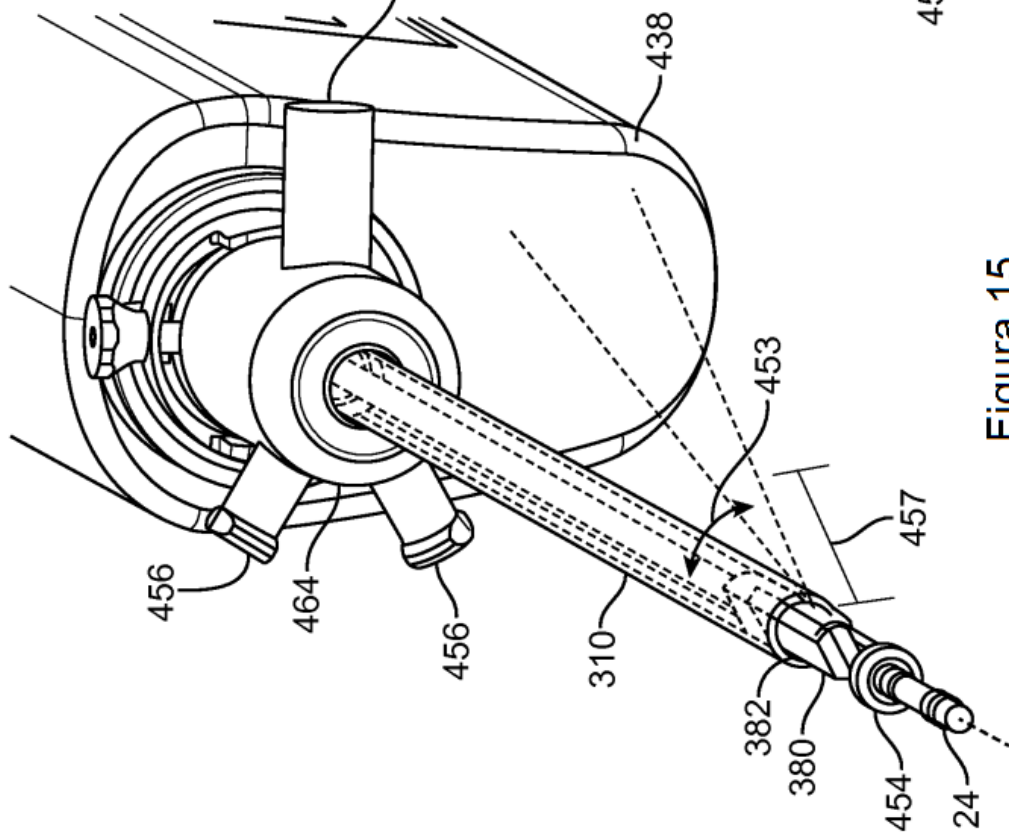


Figura 15

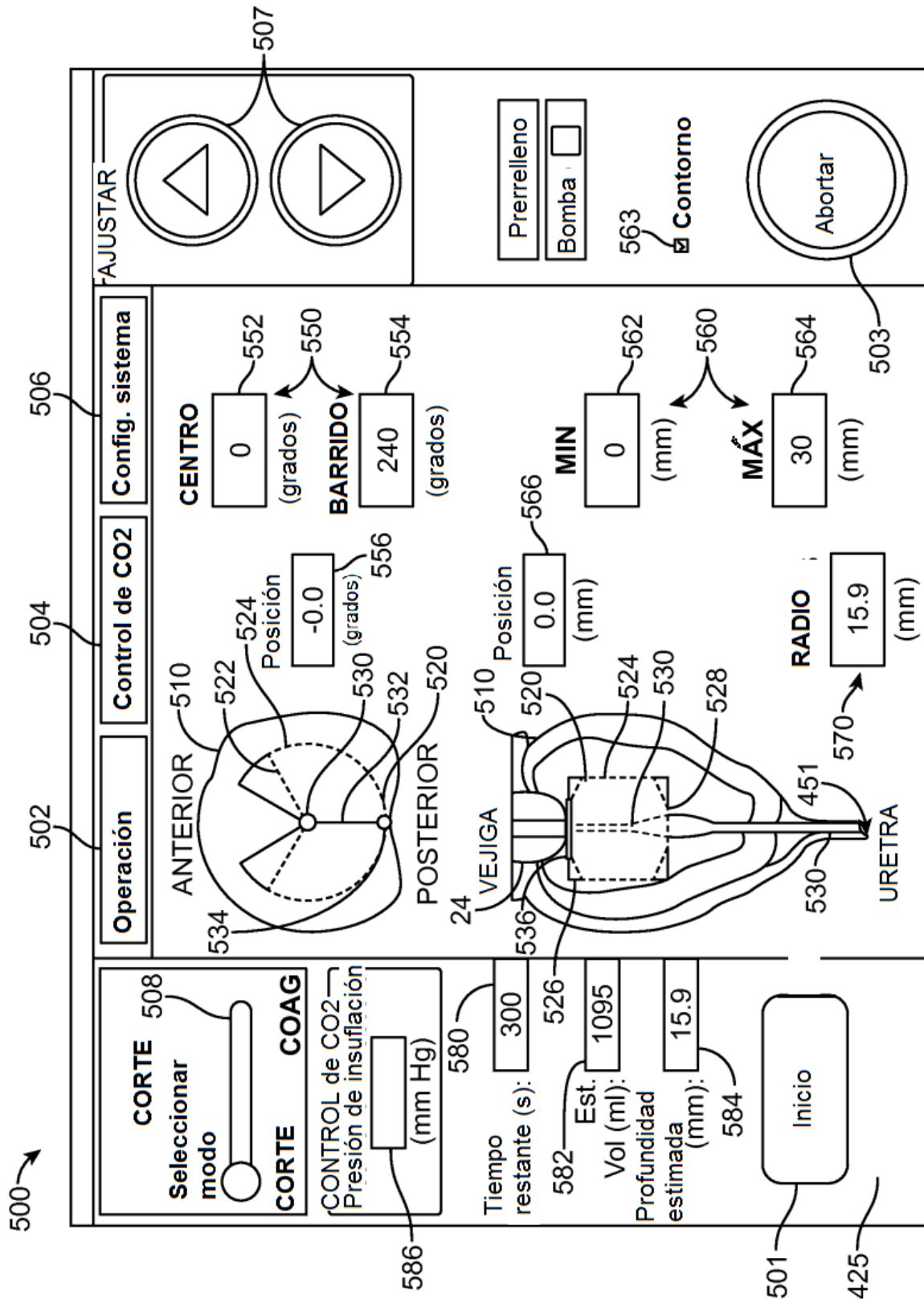


Figura 17A

Posición

CORTE Seleccionar modo CORTE COAG CONTROL de CO2 Presión de insuflación -2.3 (mm Hg)		Operación Plan Control de CO2 Config. sistema		AJUSTAR ▲ ▶	
ANTERIOR 557 Posición -52.0 (grados) 520 POSTERIOR		CENTRO 0 (grados) BARRIDO 180 (grados)		▲ ⌂ ▼ Prerrelleno Bomba ☐ ☐ Contorno Abortar	
VEJIGA 6.1 (mm) 559 520 URETRA		MIN 0 (mm) MÁX 30 (mm)		POTENCIA DE LA BOMBA 10 (1-10)	
Tiempo restante (s): 40 Volumen estimado (ml): 147 Profundidad estimada (mm): 9.0 Inicio					

Figura 17B

CORTE Seleccionar modo CORTE COAG Control de CO2 Presión de insuflación -2.3 (mm Hg)	Operación Plan Control de CO2 ANTERIOR 557 Posición 59.2 (grados) 520 POSTERIOR	Config. de sistema CENTRO 0 (grados) BARRIDO 180 (grados)	AJUSTAR  
Tiempo restante (s): 40 volumen estimado : 147 (ml): Profundidad estimada 9.0 (mm) Inicio	VEJIGA Posición 6.1 (mm) 559 520 URETRA	MIN 0 (mm) MÁX 30 (mm) POTENCIA DE BOMBA 10 (1-10)	   Prerrelleno Bomba ☐ ☐ Contorno
			

Figura 17C

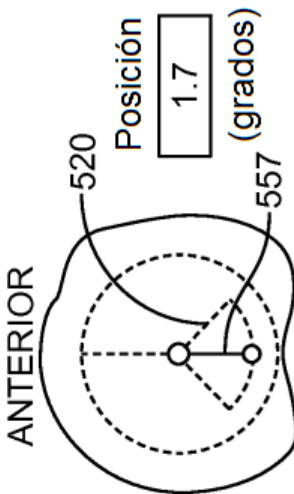
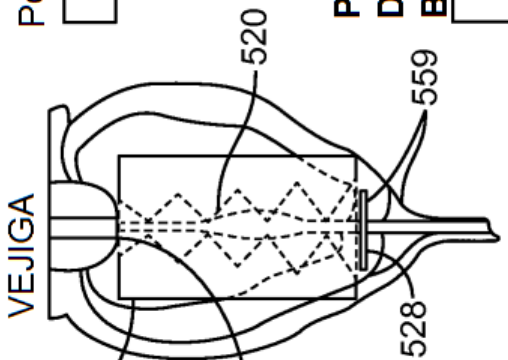
CORTE		Operación Plan	Control CO2	Config. sistema	AJUSTAR
Seleccionar modo ☐ CORTE ☐ COAG				CENTRO 0 (grados)	
CONTROL CO2 Presión insuflación 0.0 (mm Hg)		BARRIDO 90.0 (grados)		Prerrelleno	Bomba ☐
Tiempo restante (s): 0.0		Posición 30.9 (mm)		MIN 0.0 (mm)	☐ Contorno
Volumen estimado (ml): 0.0				POTENCIA DE BOMBA 3 (1-10)	
Inicio		MAX 30.0 (mm)		Abortar	

Figura 17D

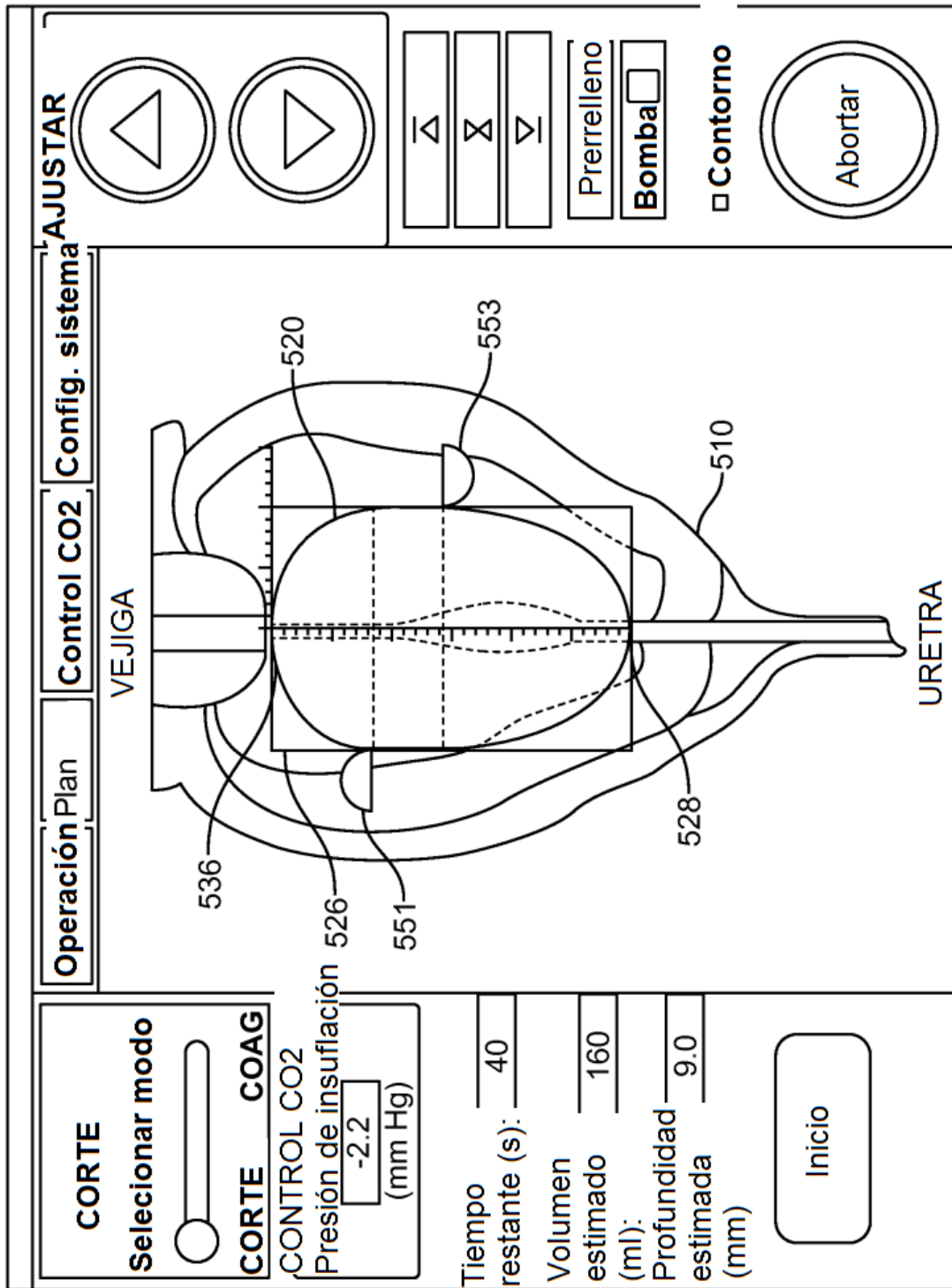


Figura 17E

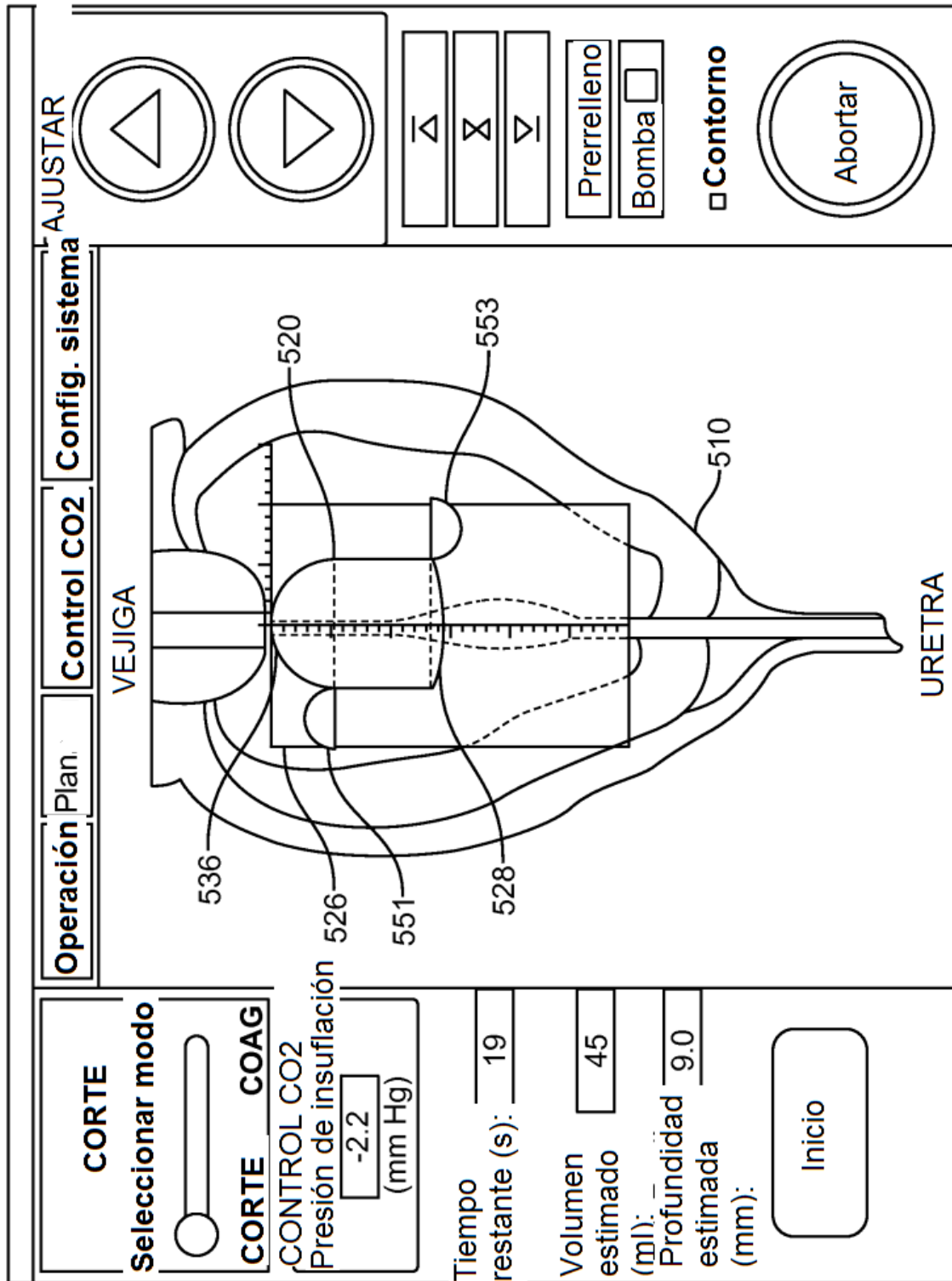


Figura 17F

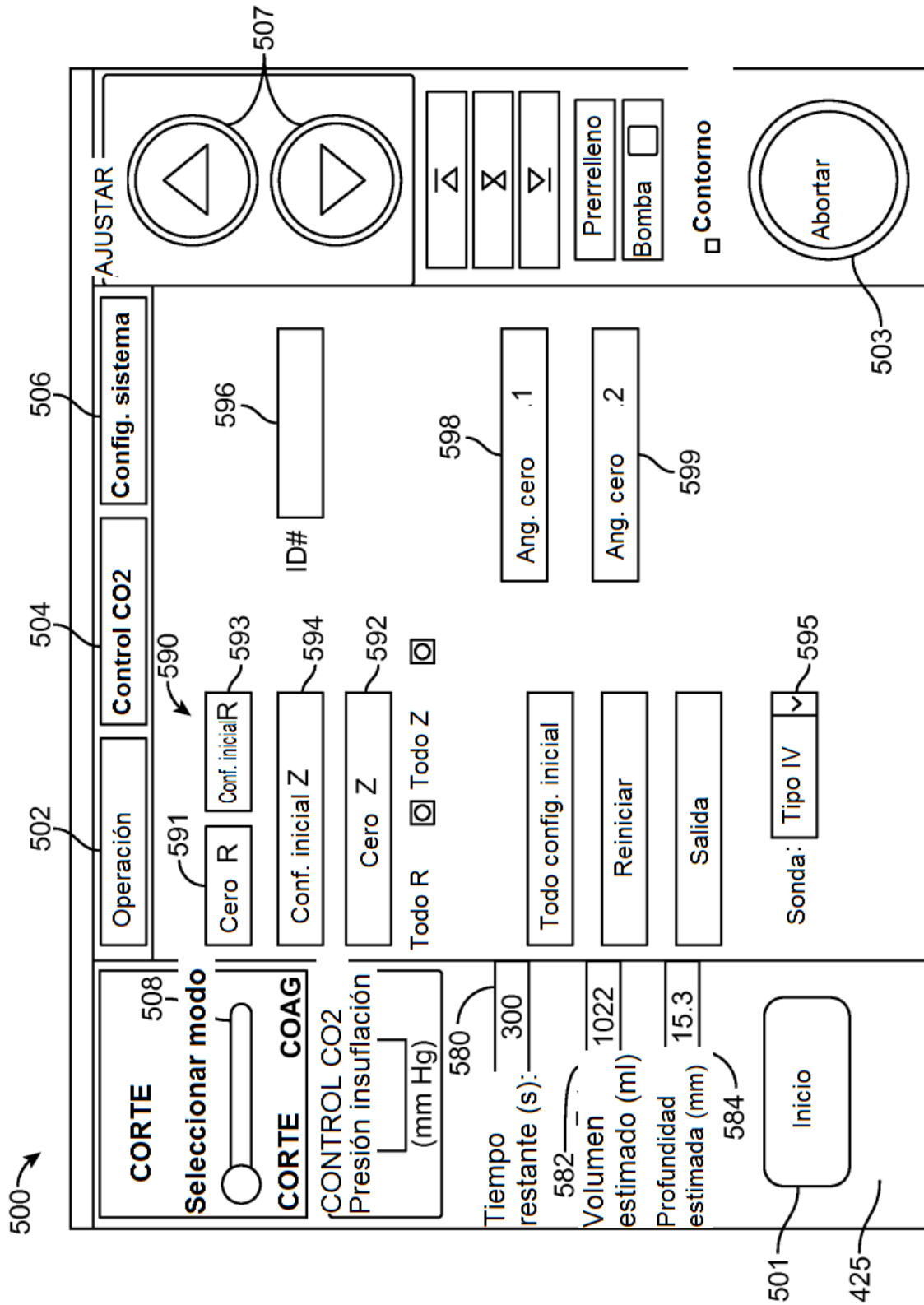


Figura 18

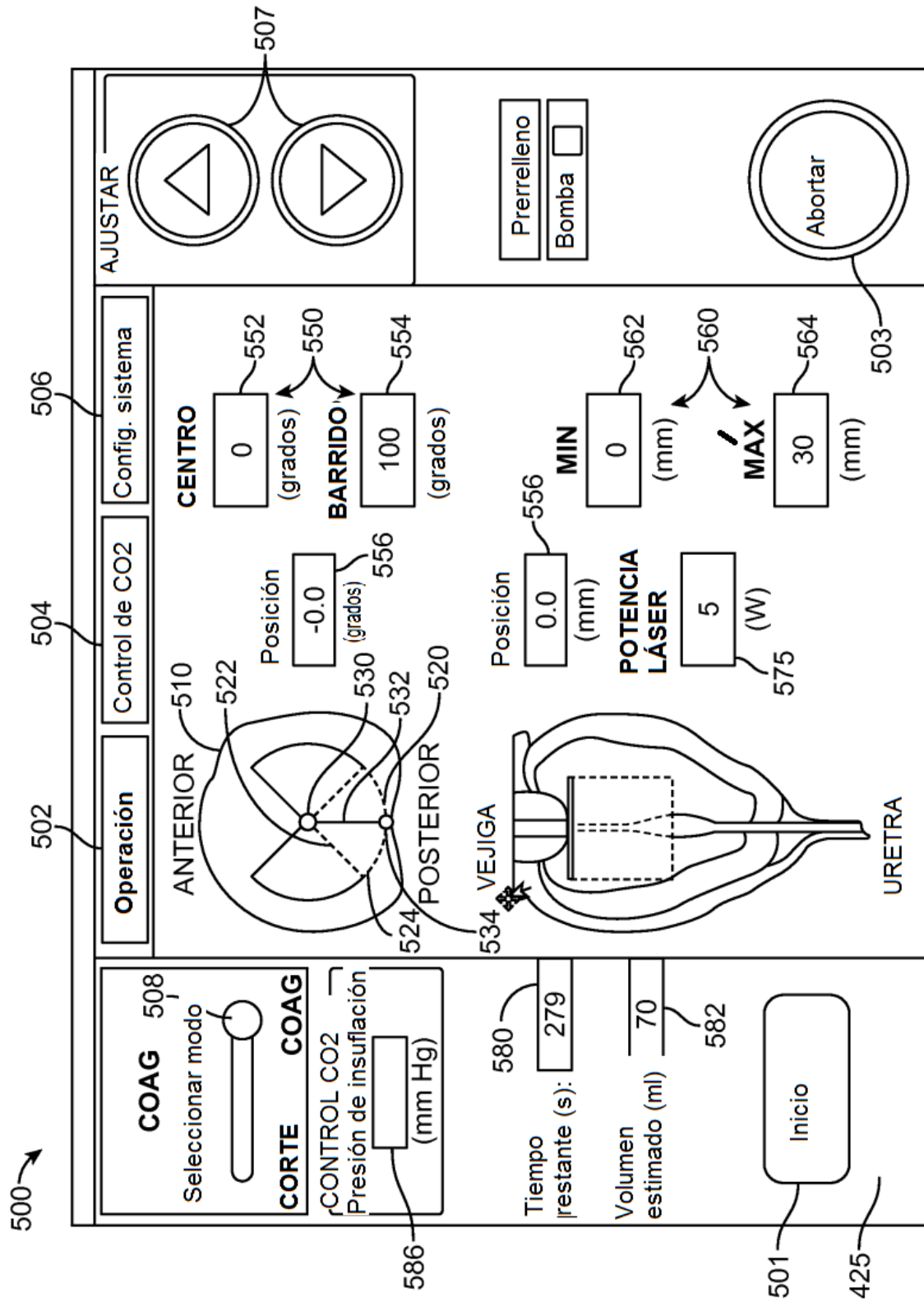


Figura 19

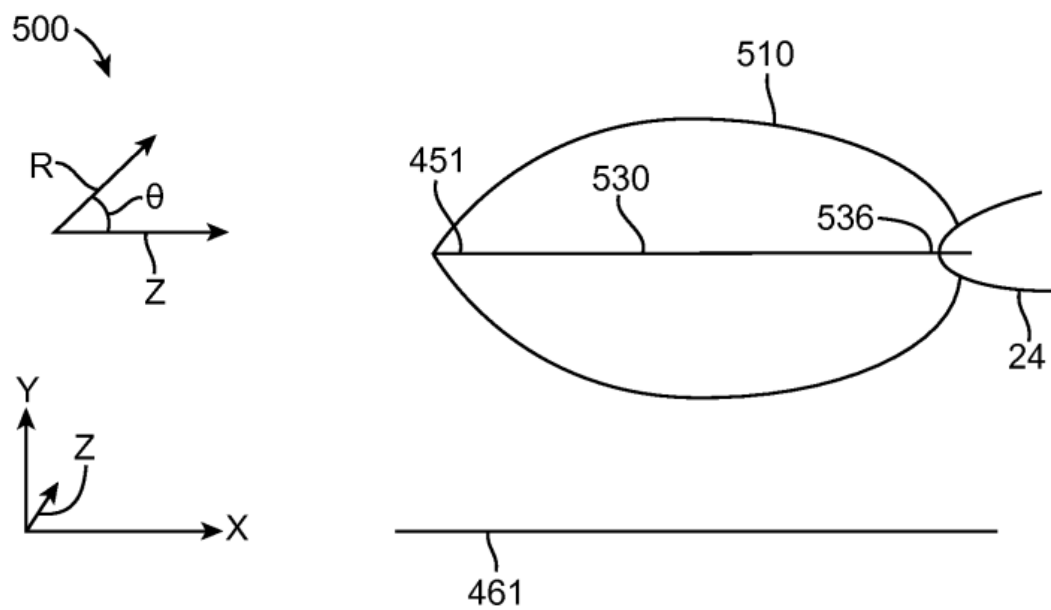


Figura 20A

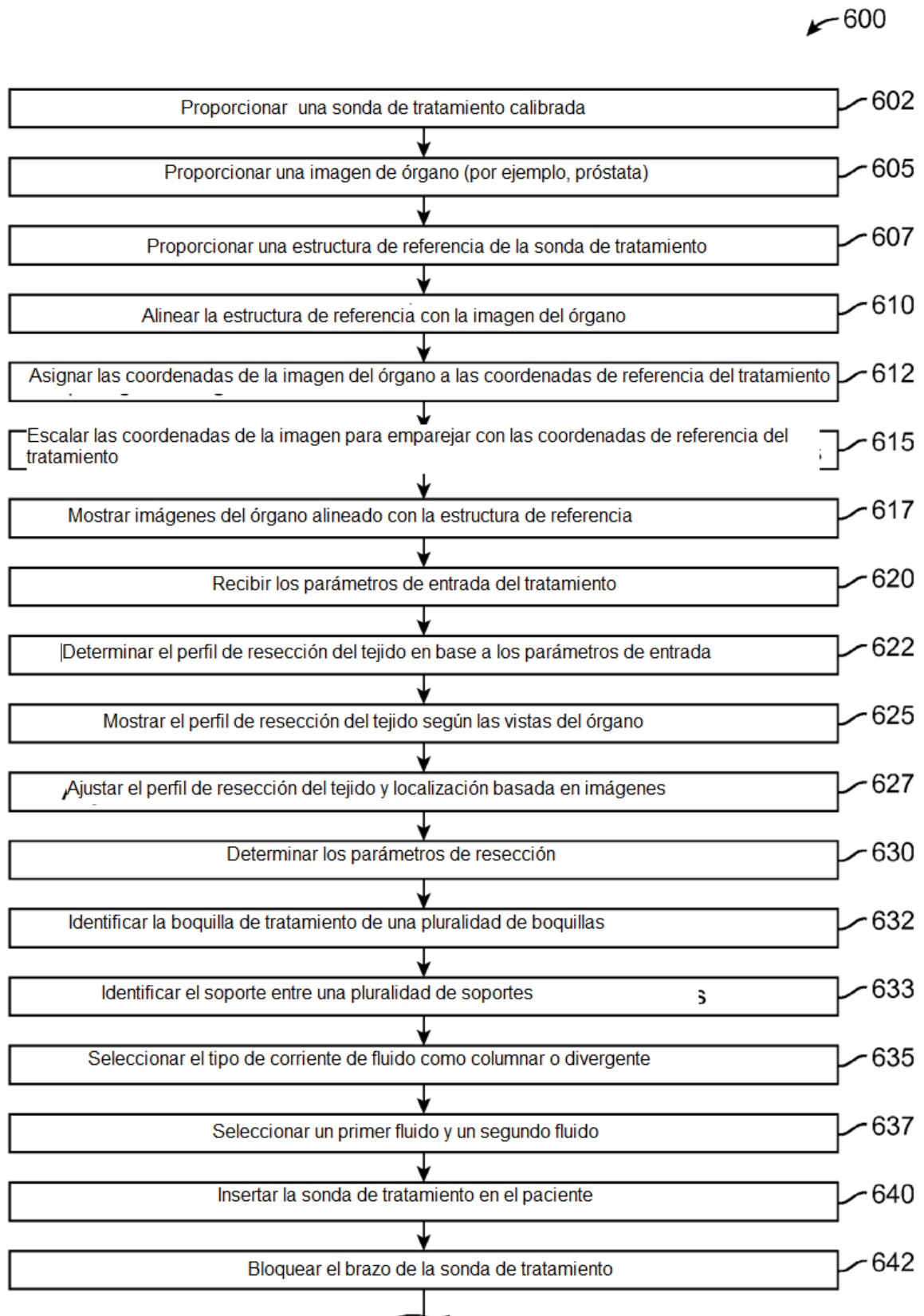


Figura 20B

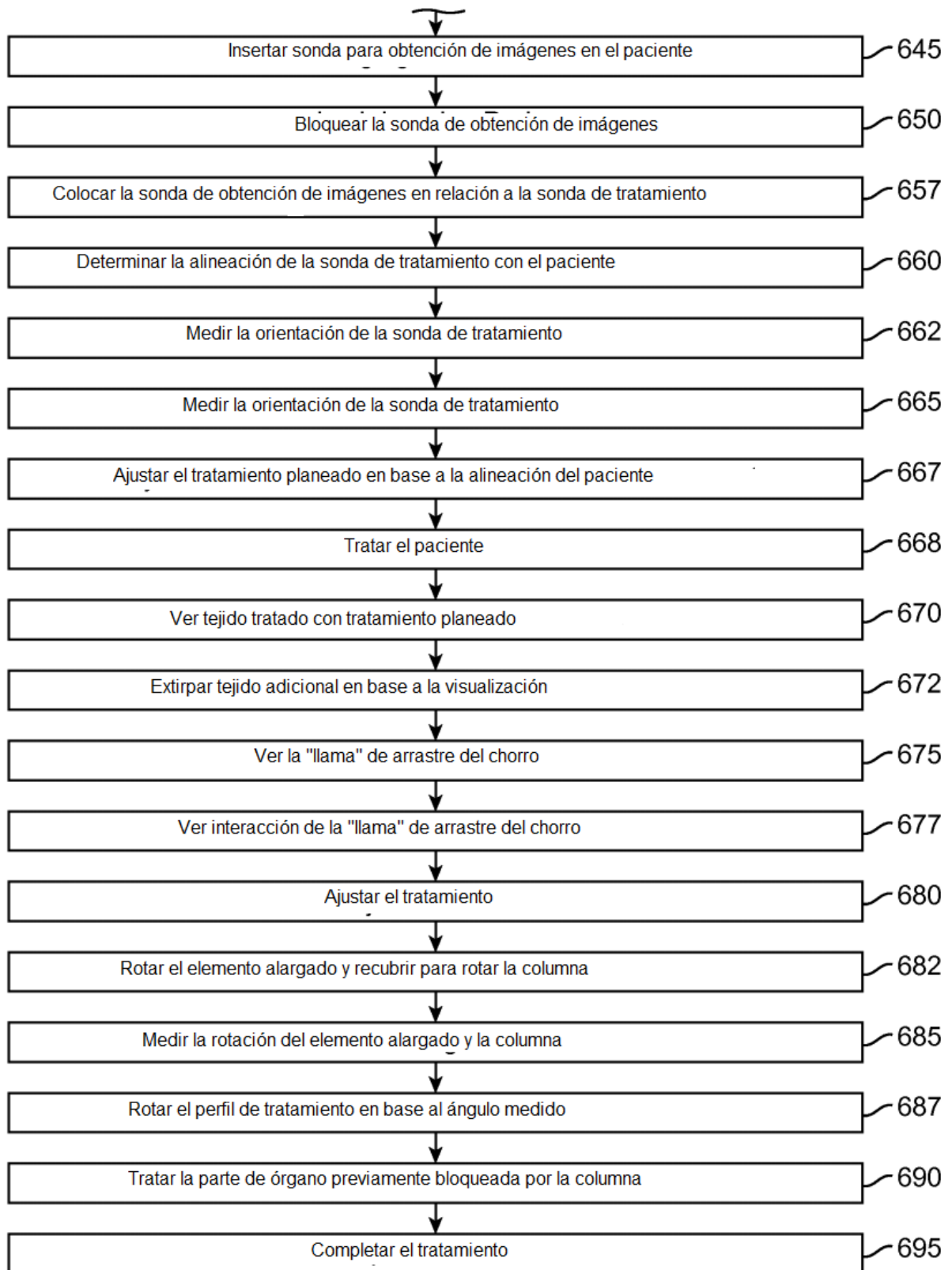


Figura 20B (cont.)

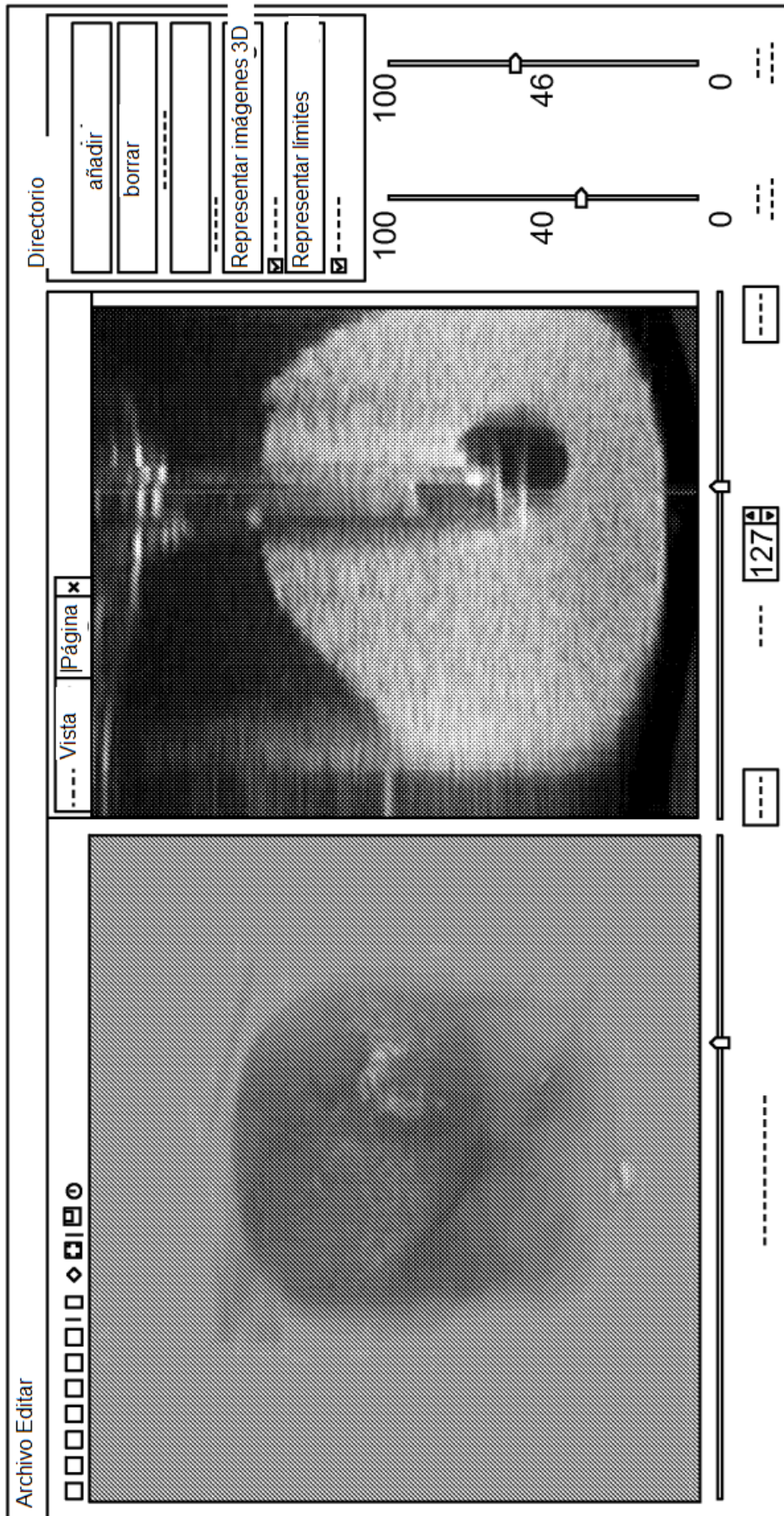


Figura 21A

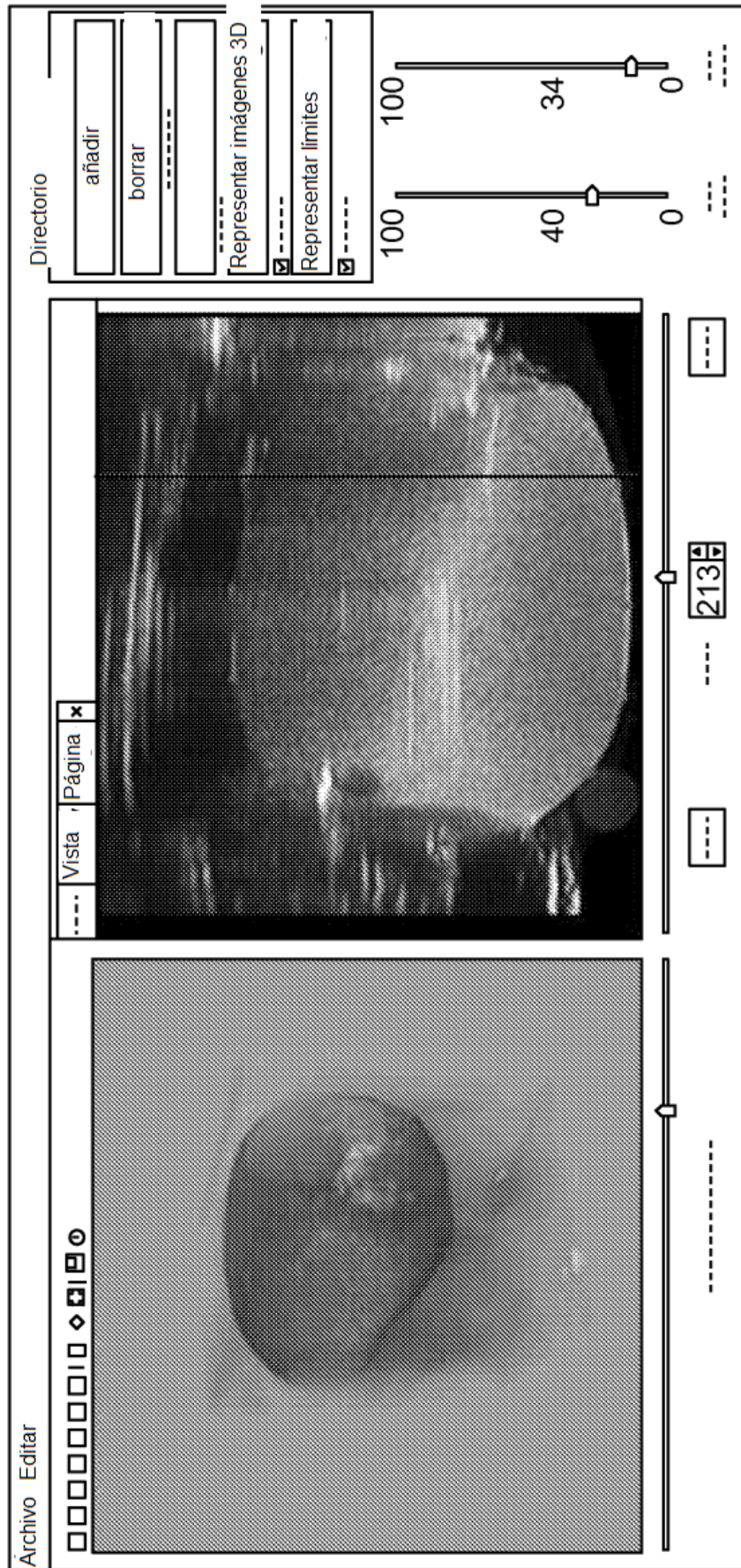


Figura 21B

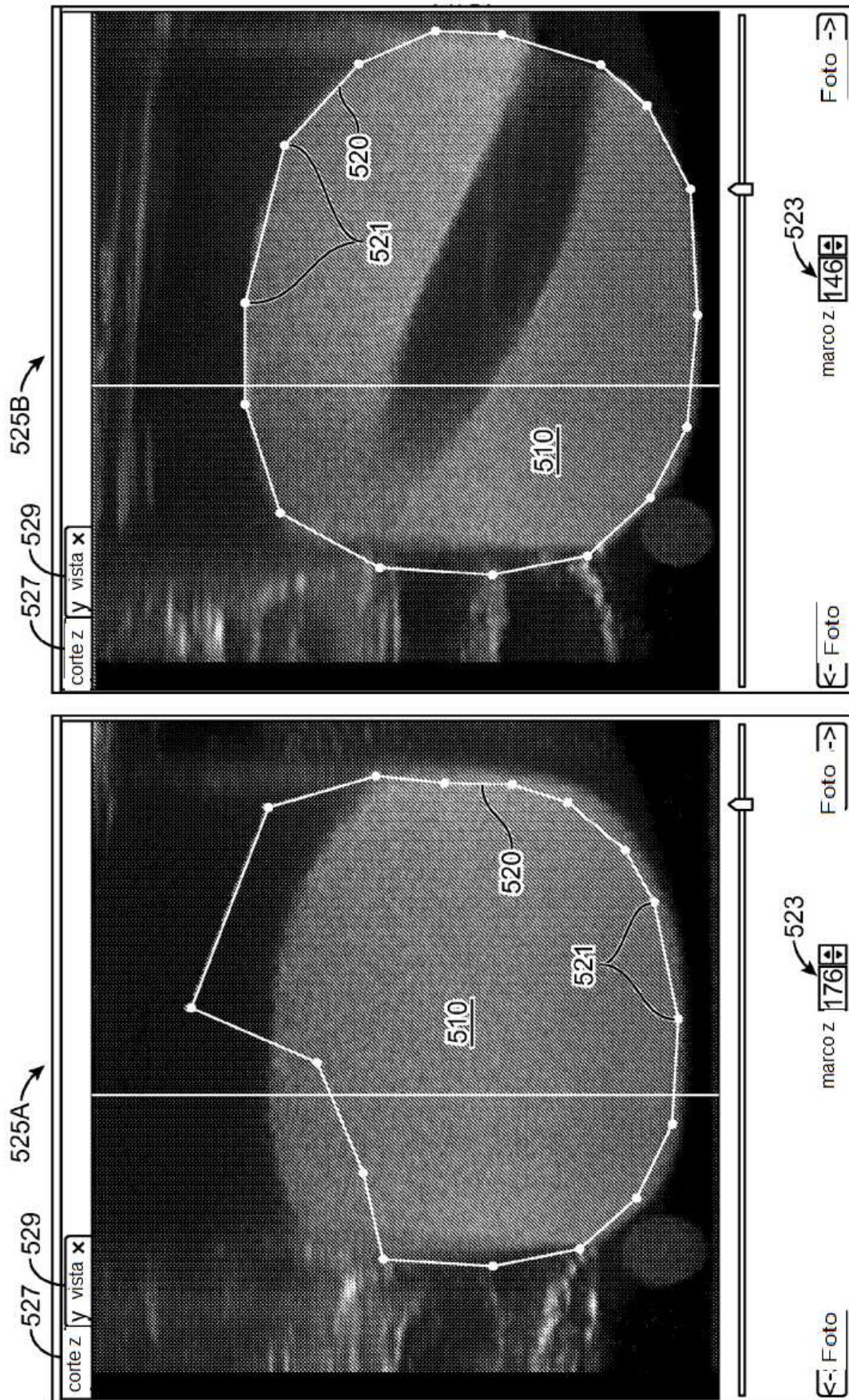


Figura 21D

Figura 21C

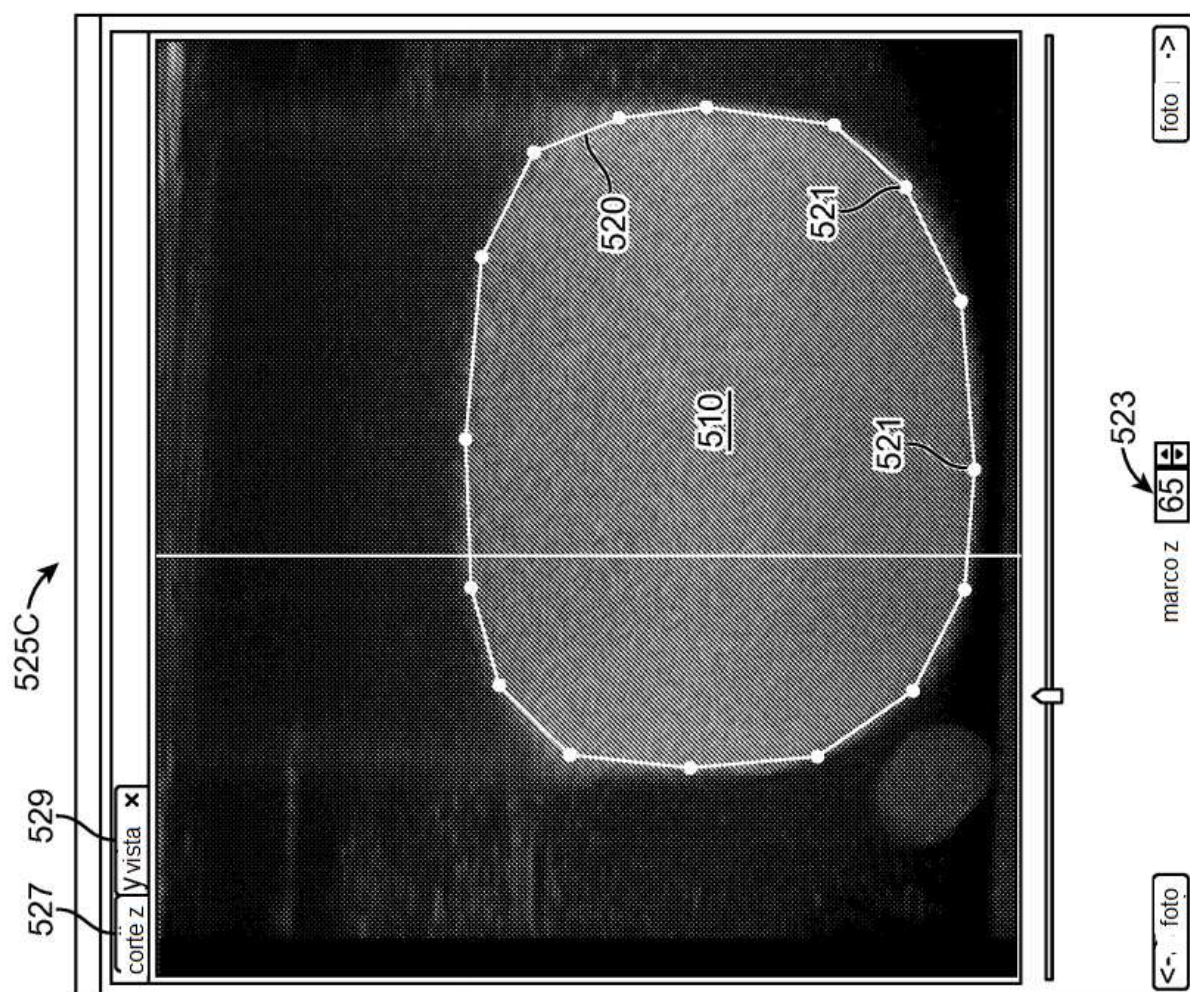


Figura 21E

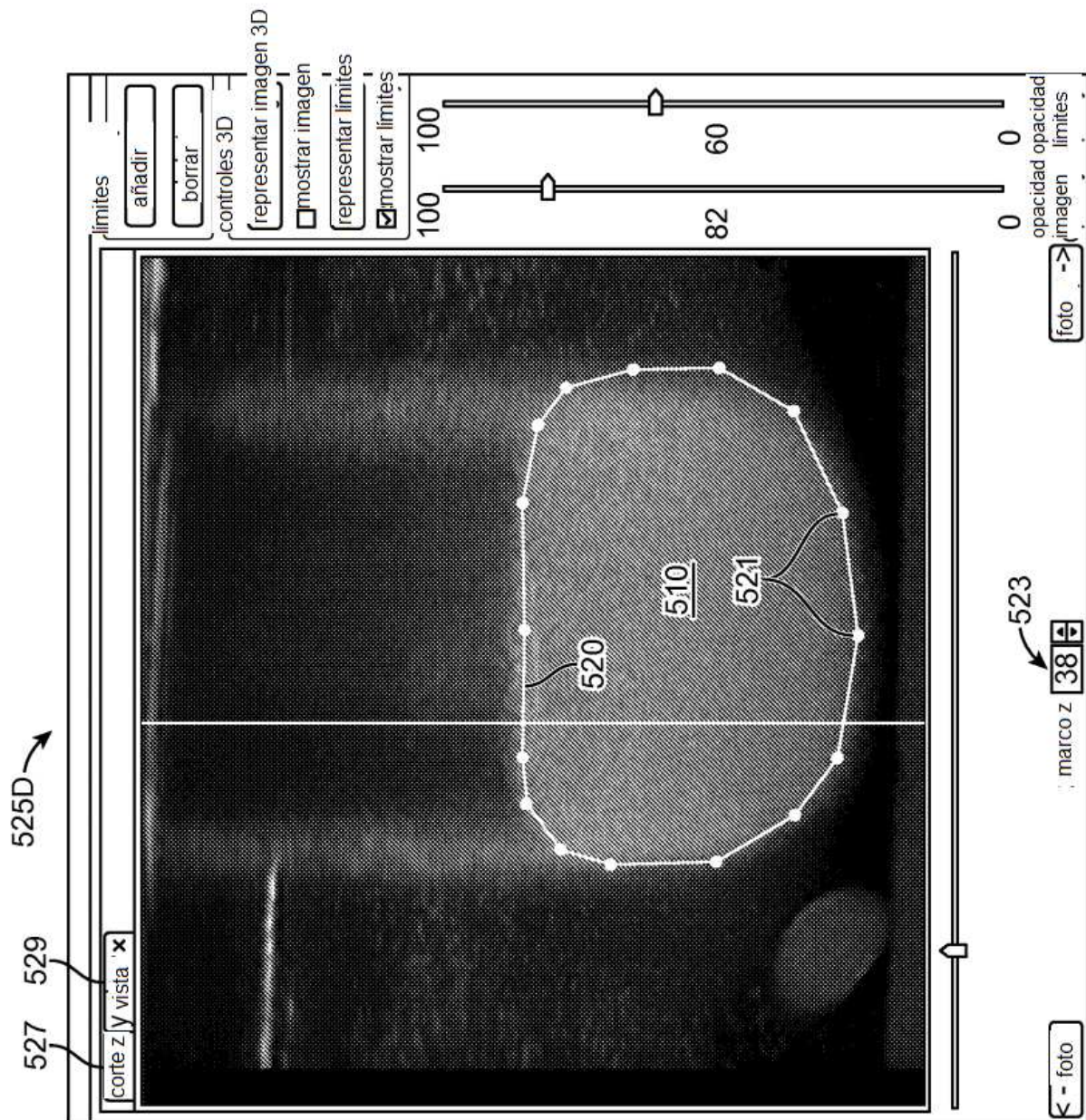


Figura 21F

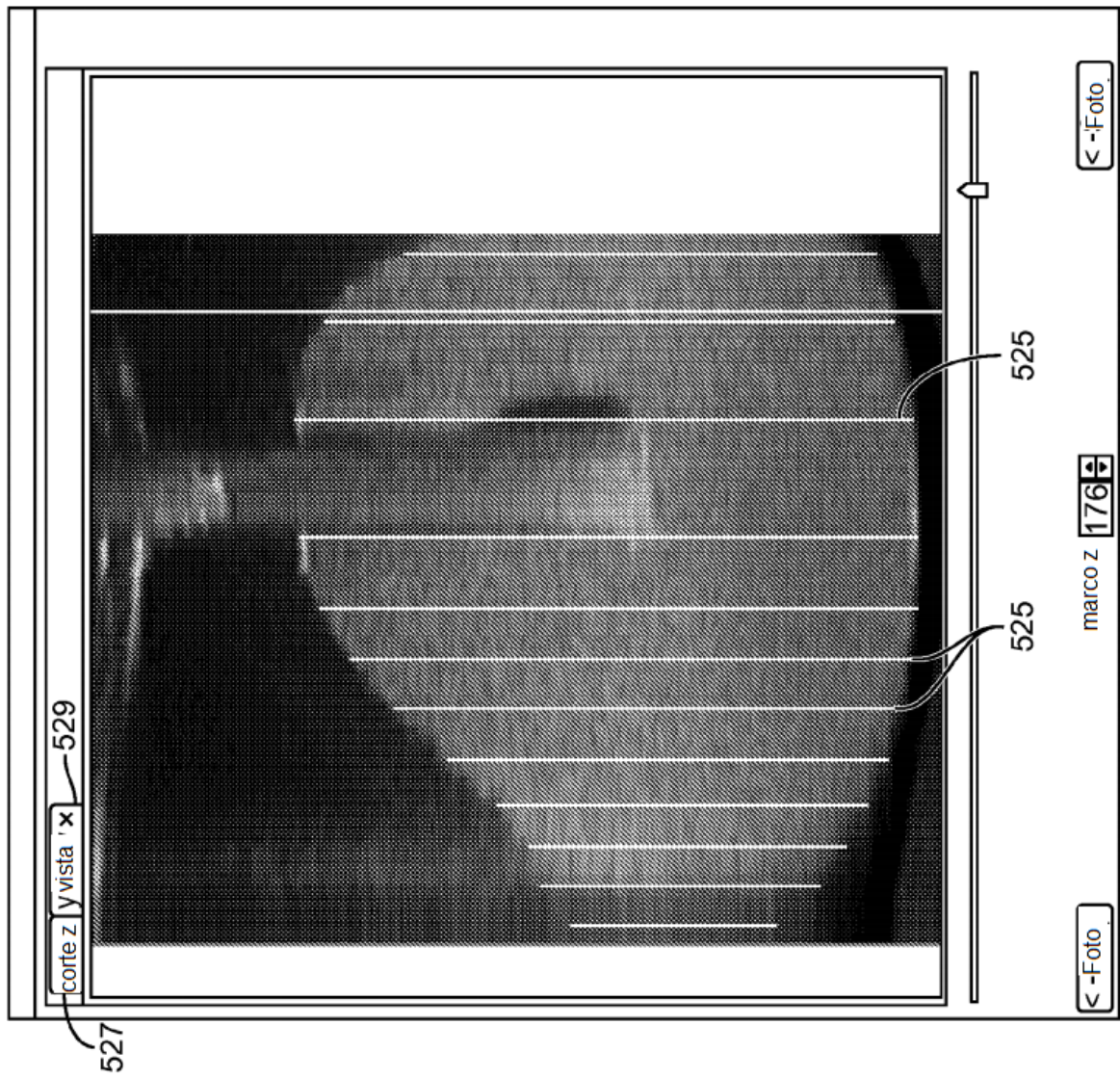


Figura 21G

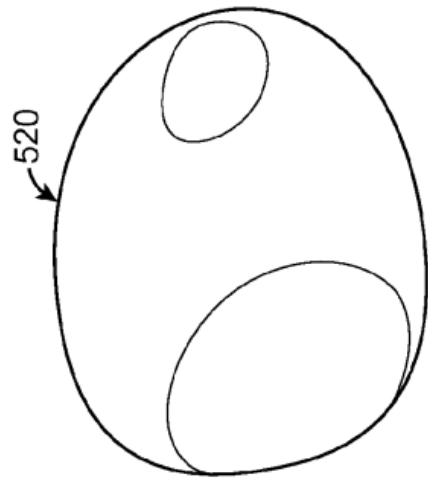


Figura 21H

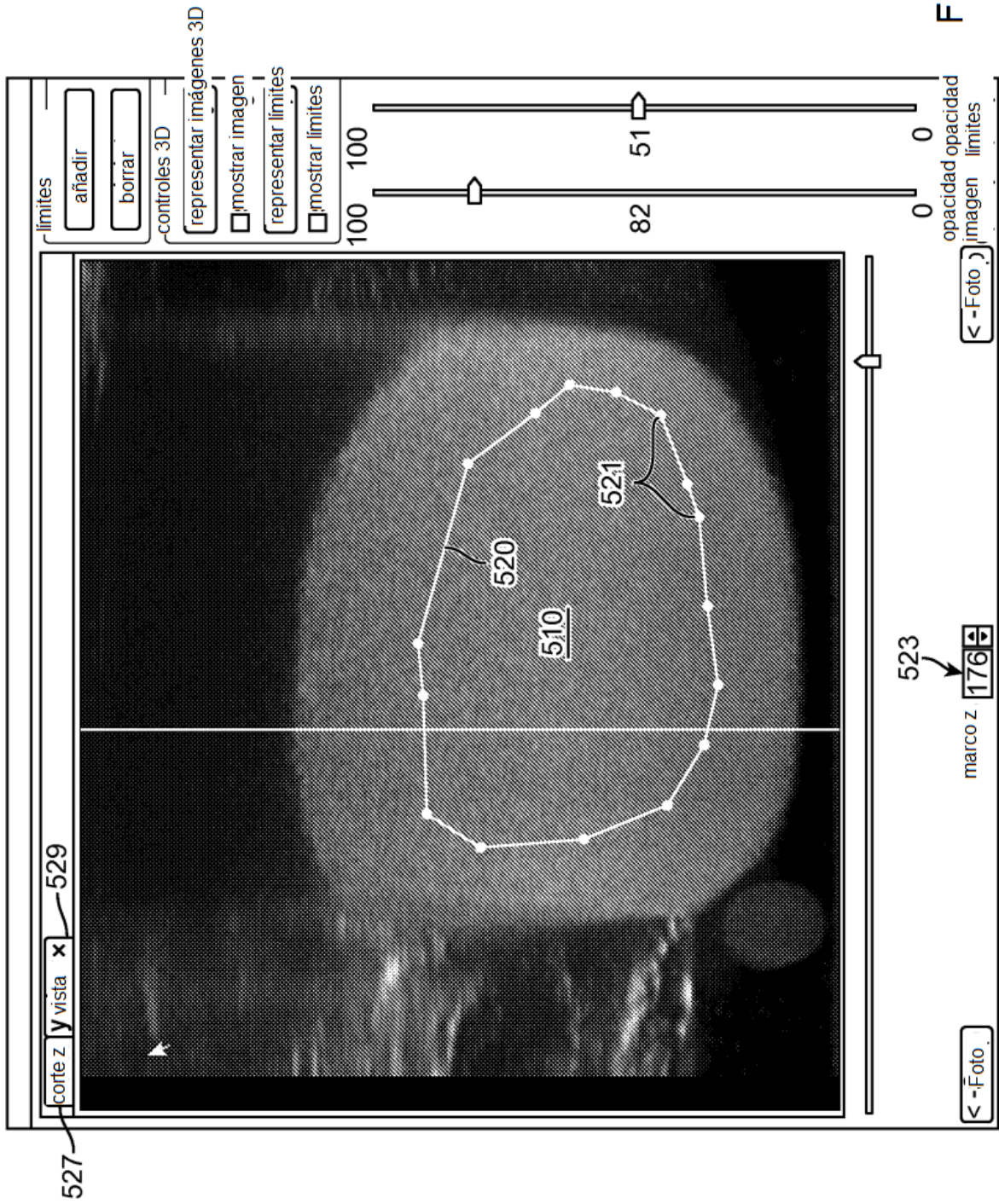


Figura 21I

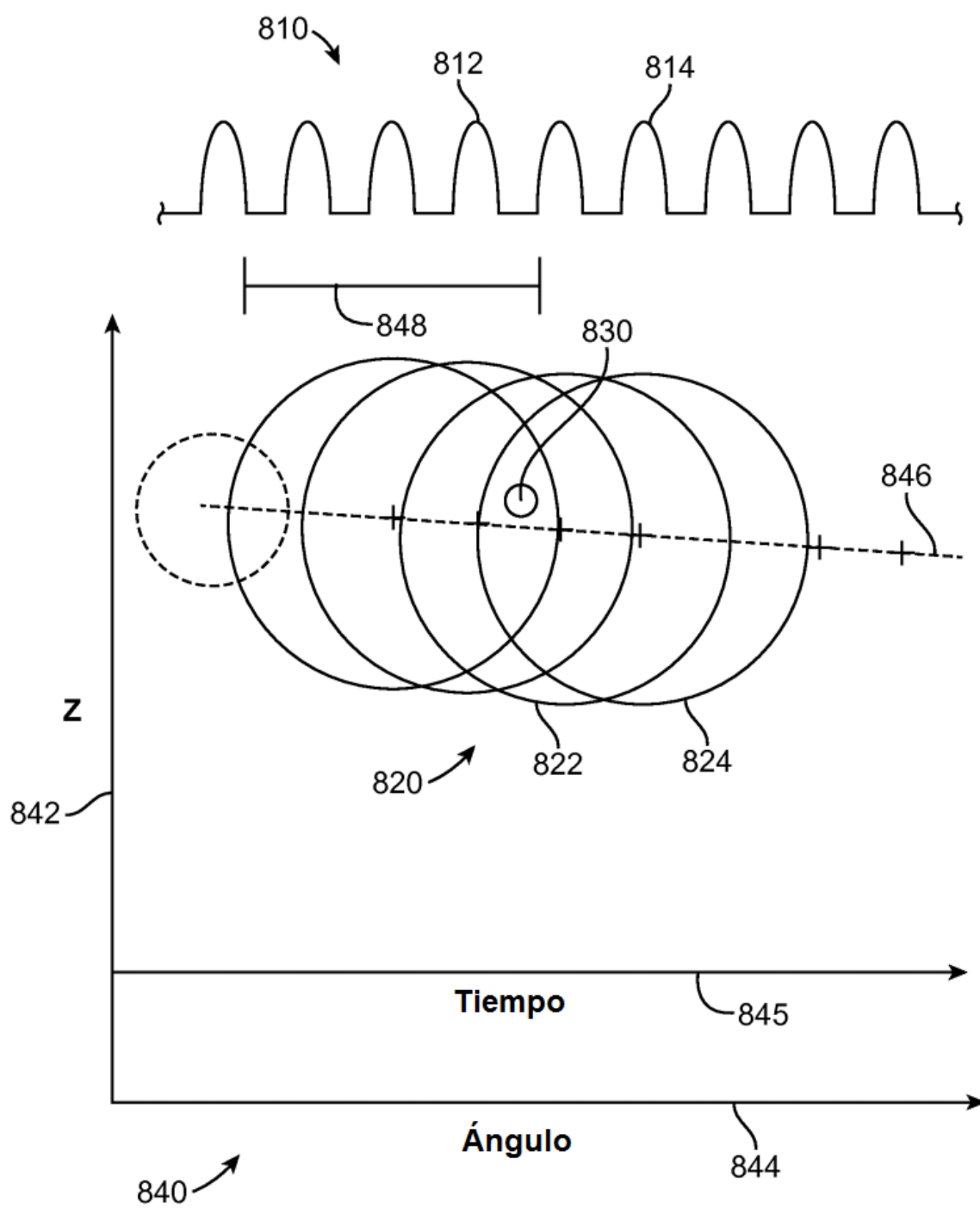


Figura 21J

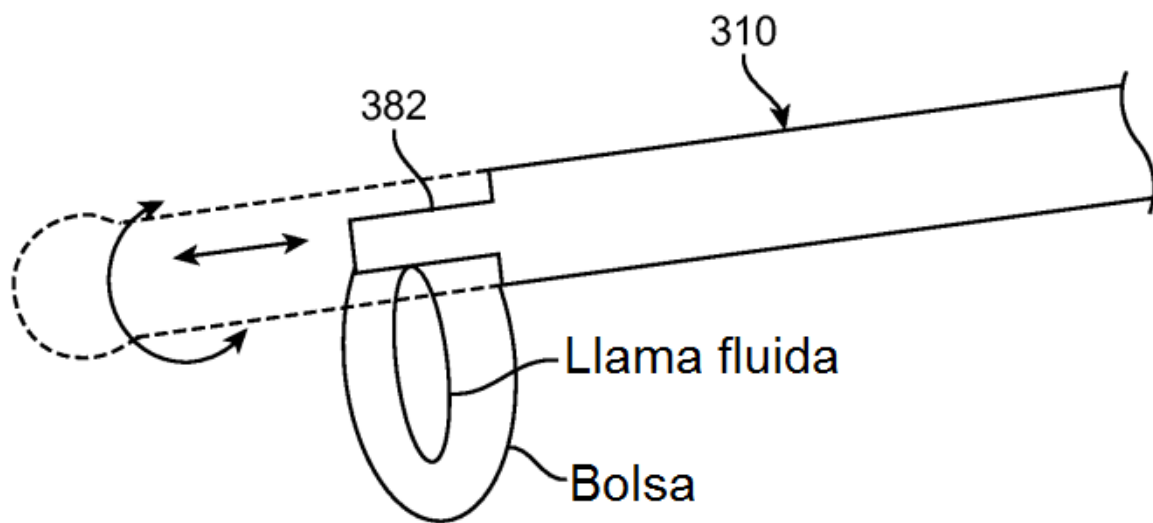


Figura 21K

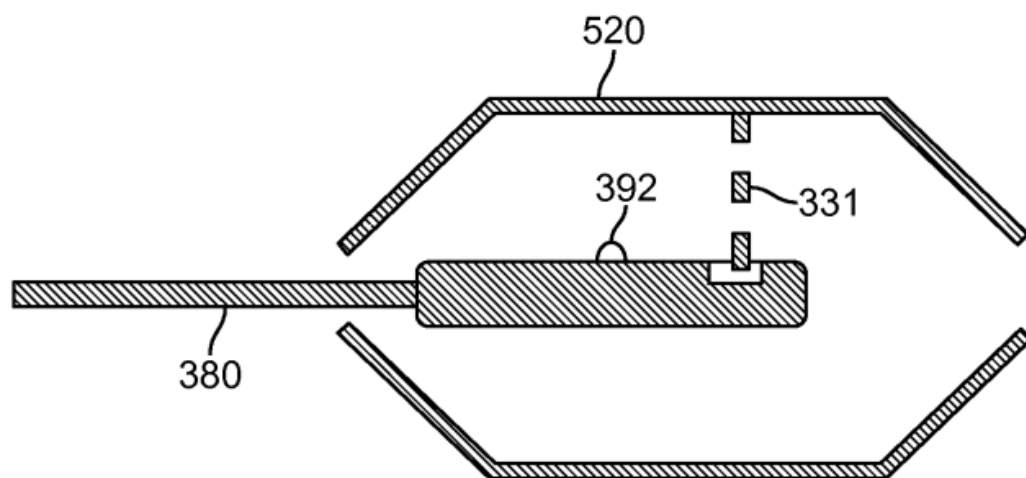


Figura 22A

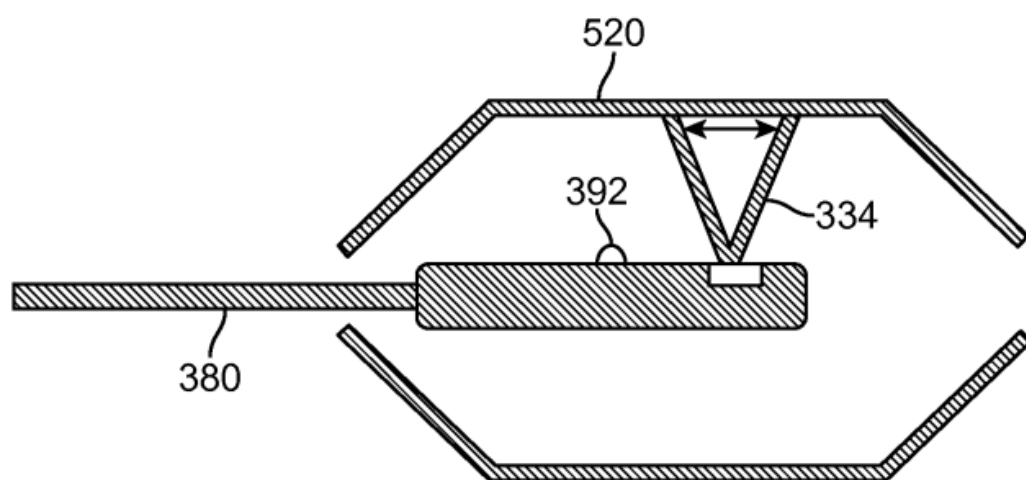


Figura 22B

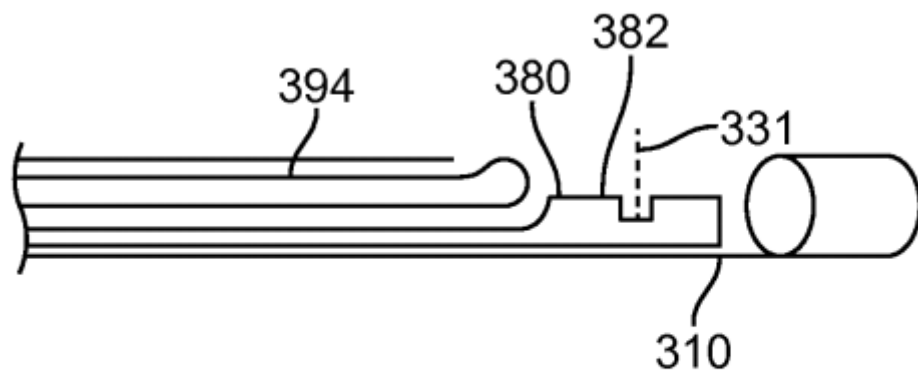


Figura 22C

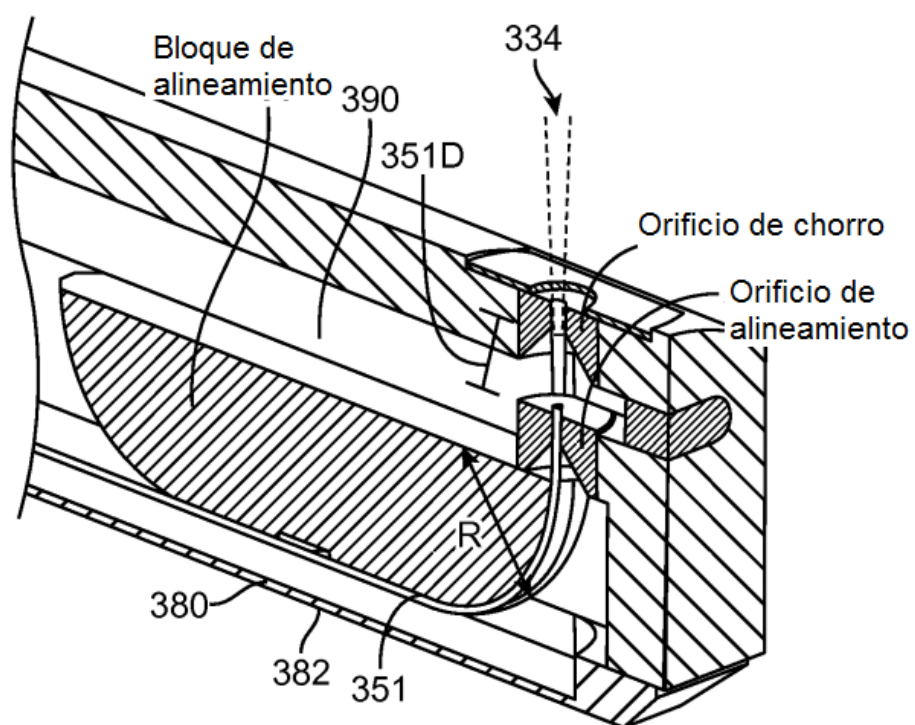


Figura 23A

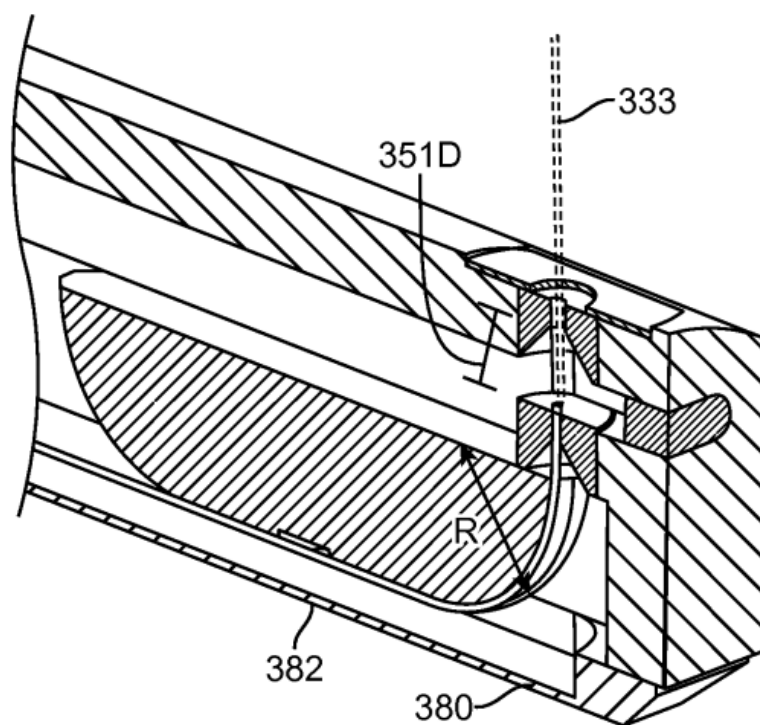


Figura 23B

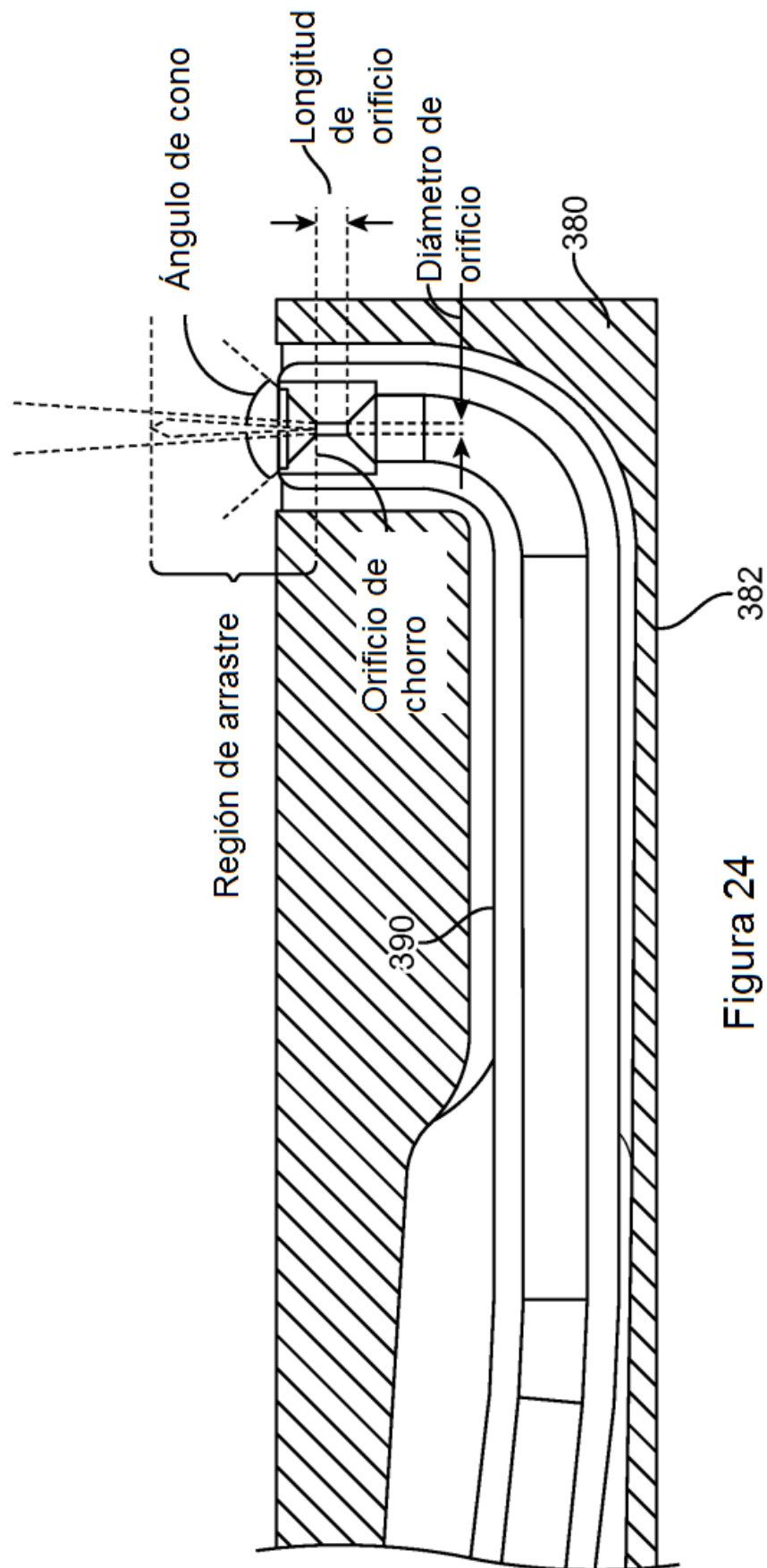


Figura 24

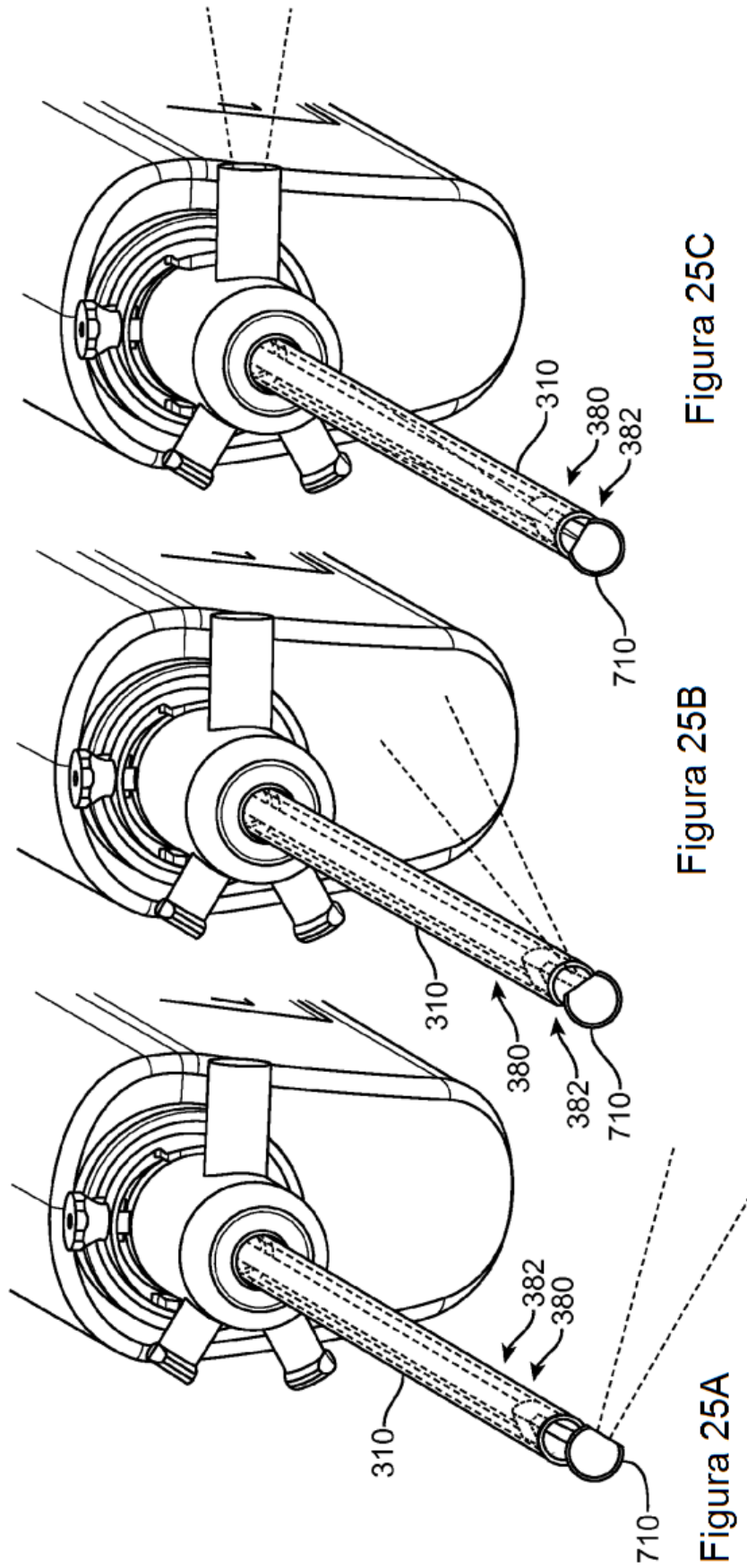


Figura 25C

Figura 25B

Figura 25A

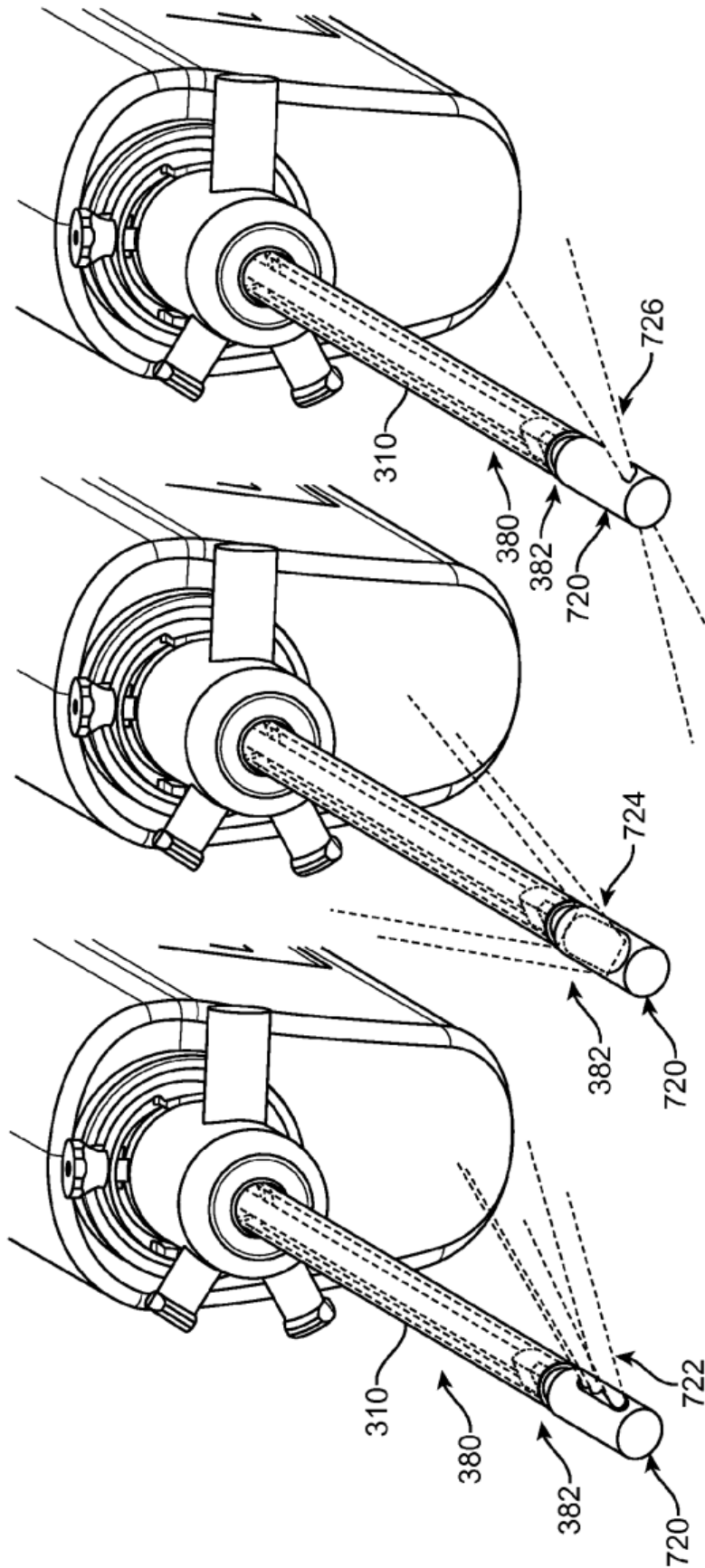


Figura 26C

Figura 26B

Figura 26A

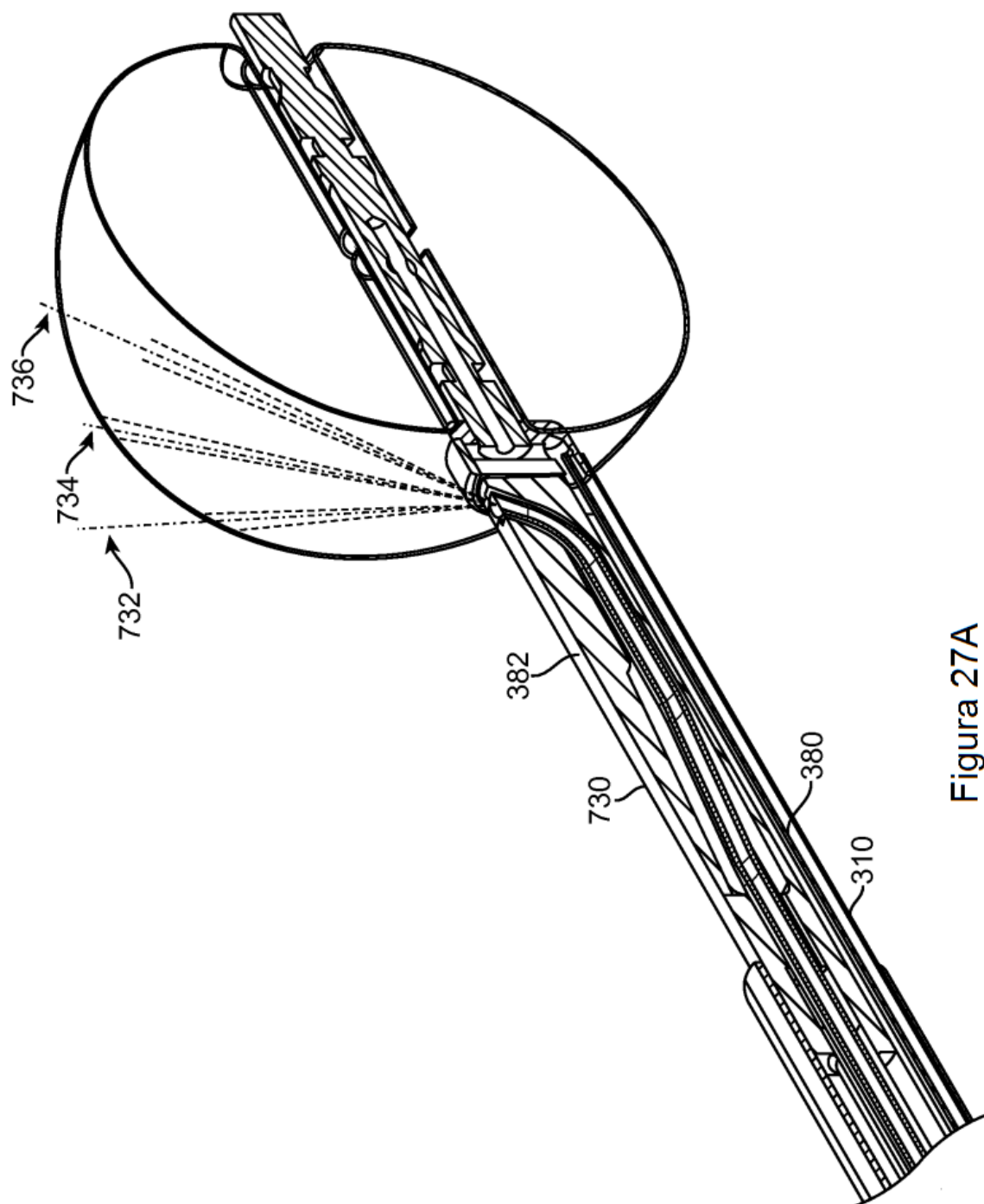


Figura 27A

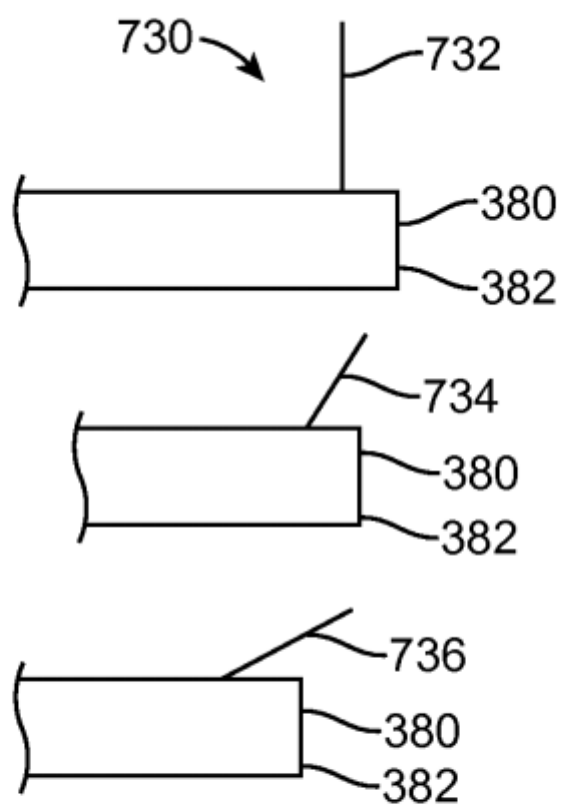


Figura 27B

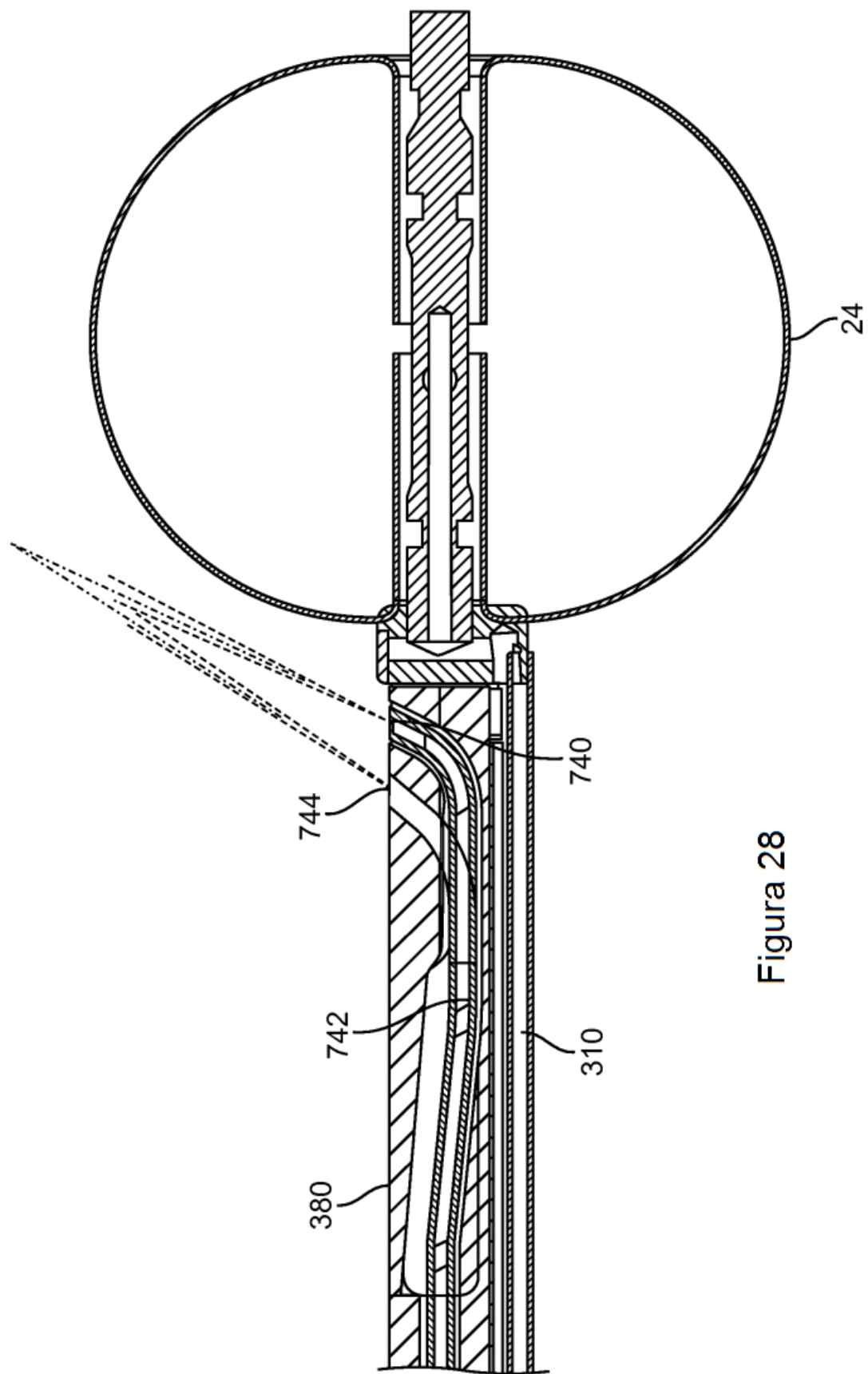


Figura 28

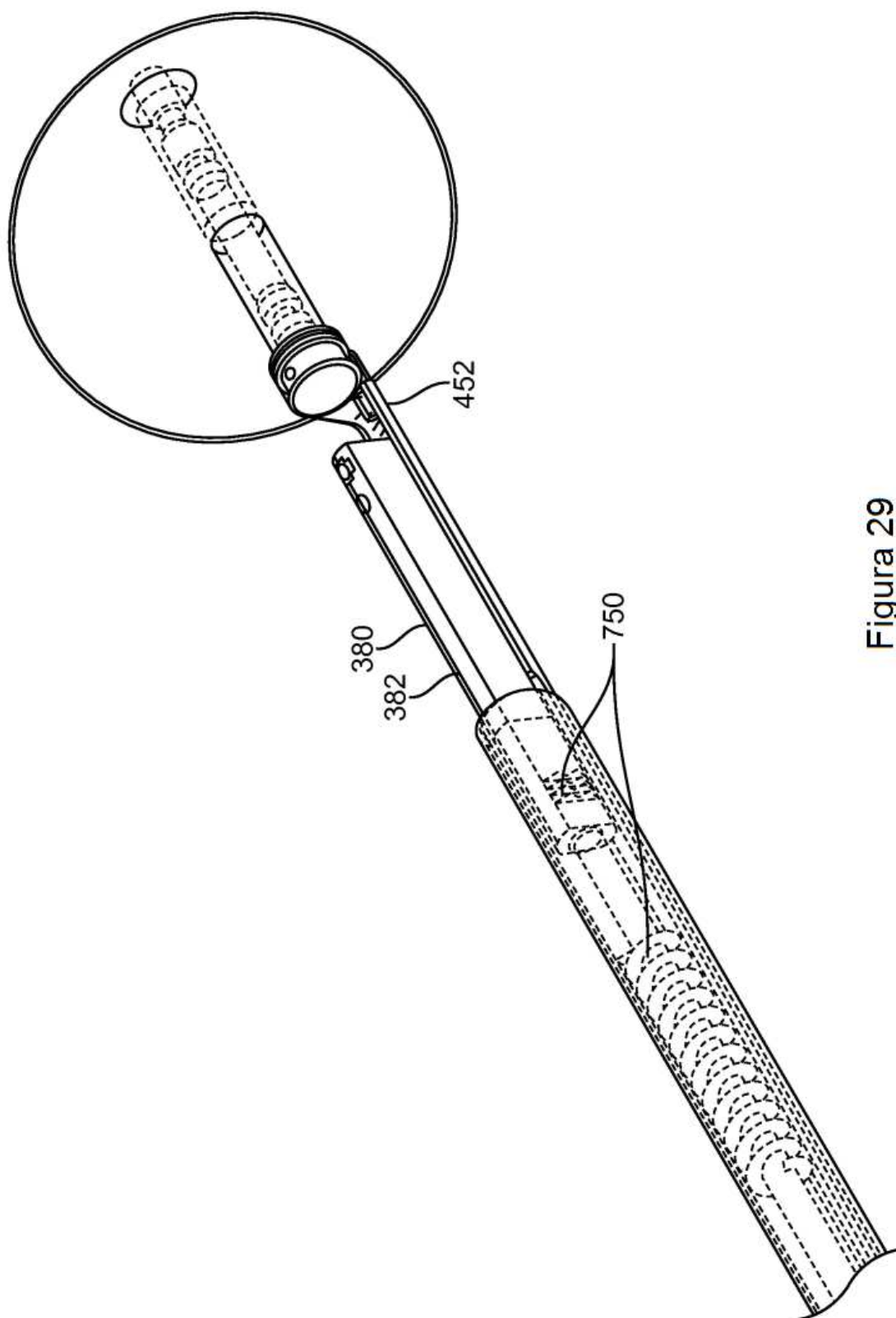


Figura 29

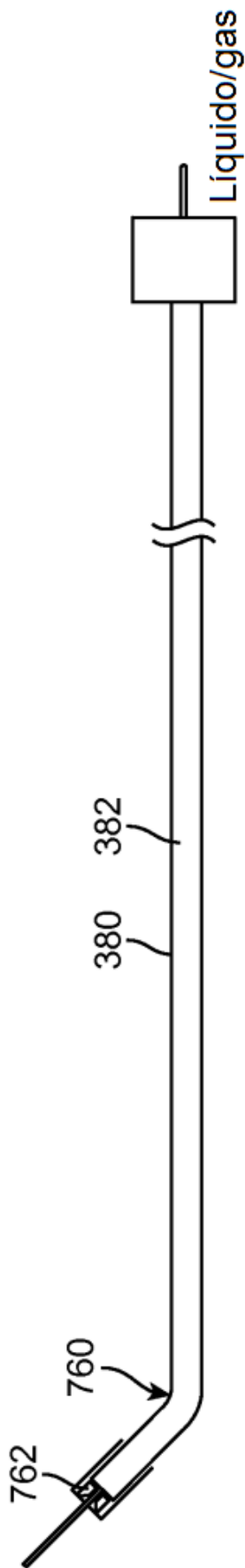


Figura 30

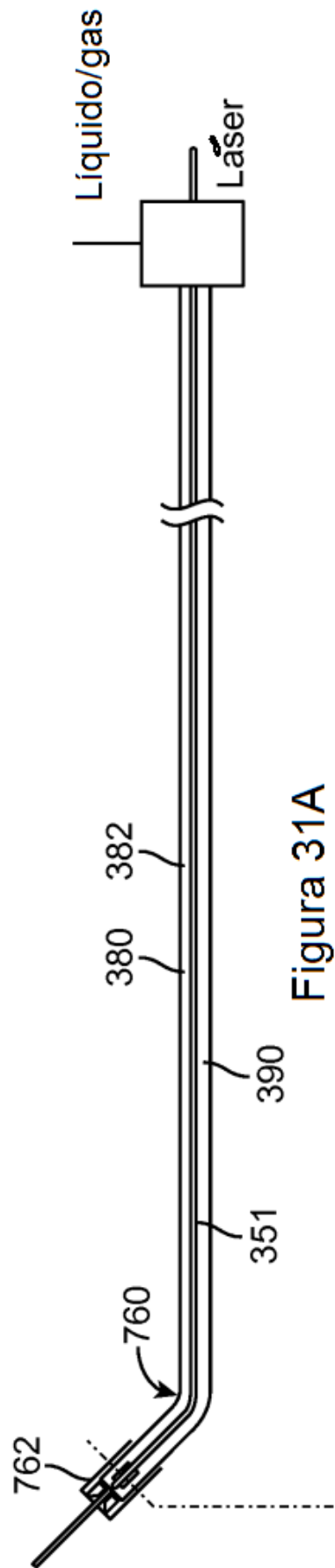


Figura 31A

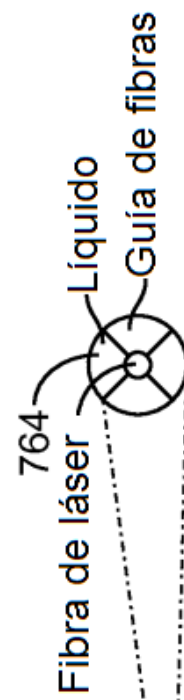


Figura 31B

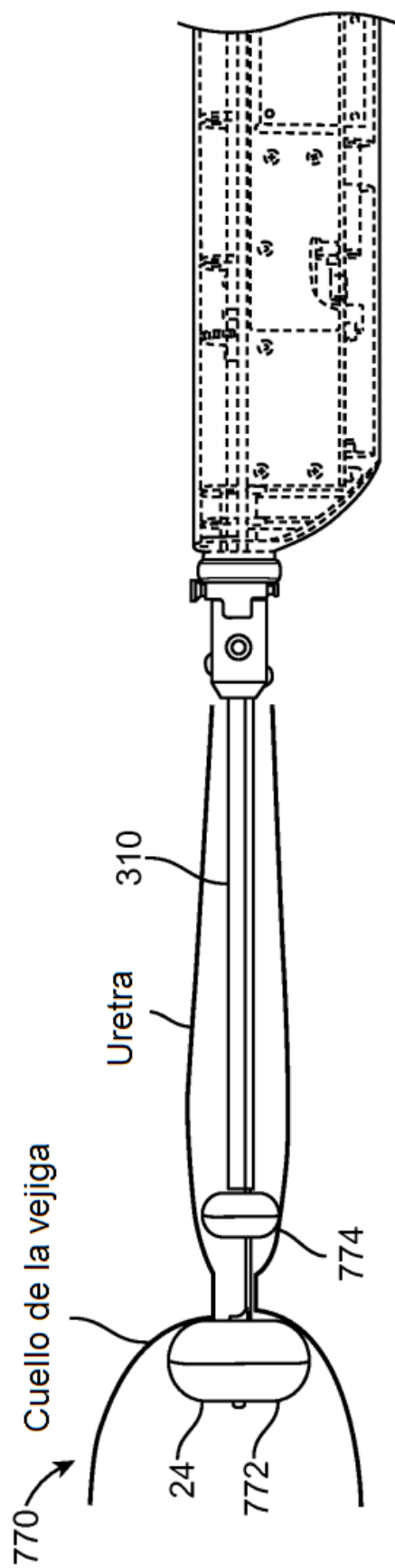


Figura 32

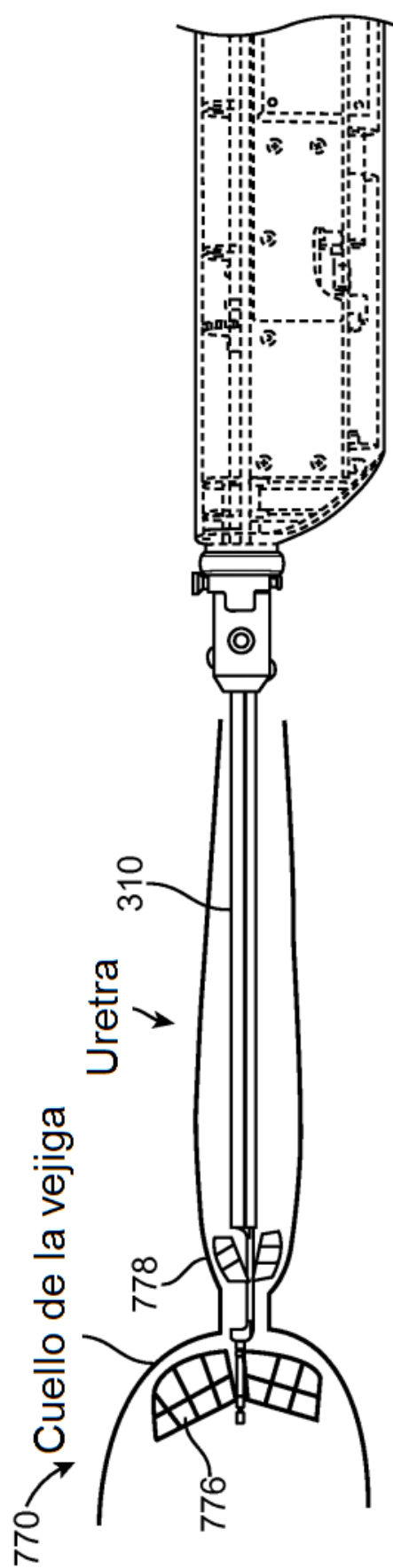


Figura 33

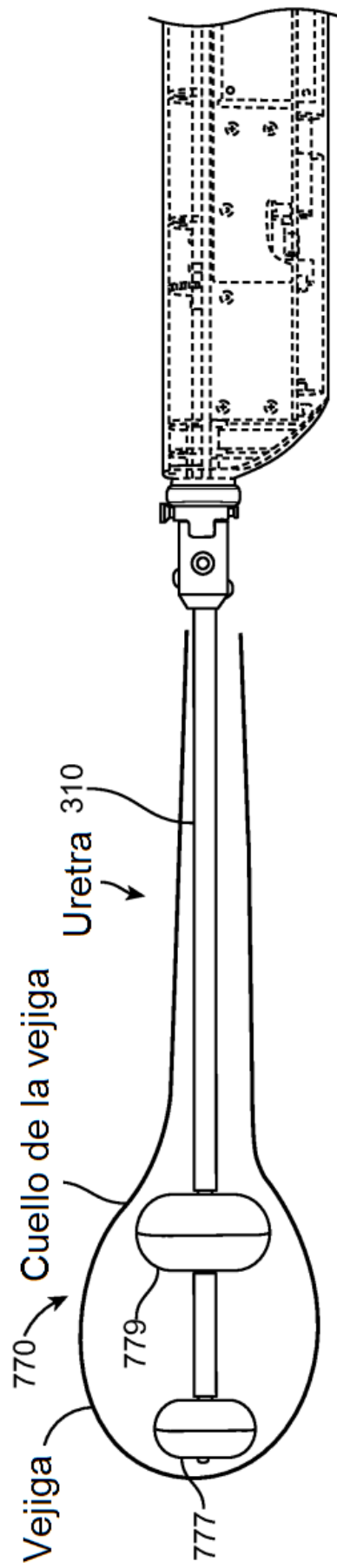


Figura 34

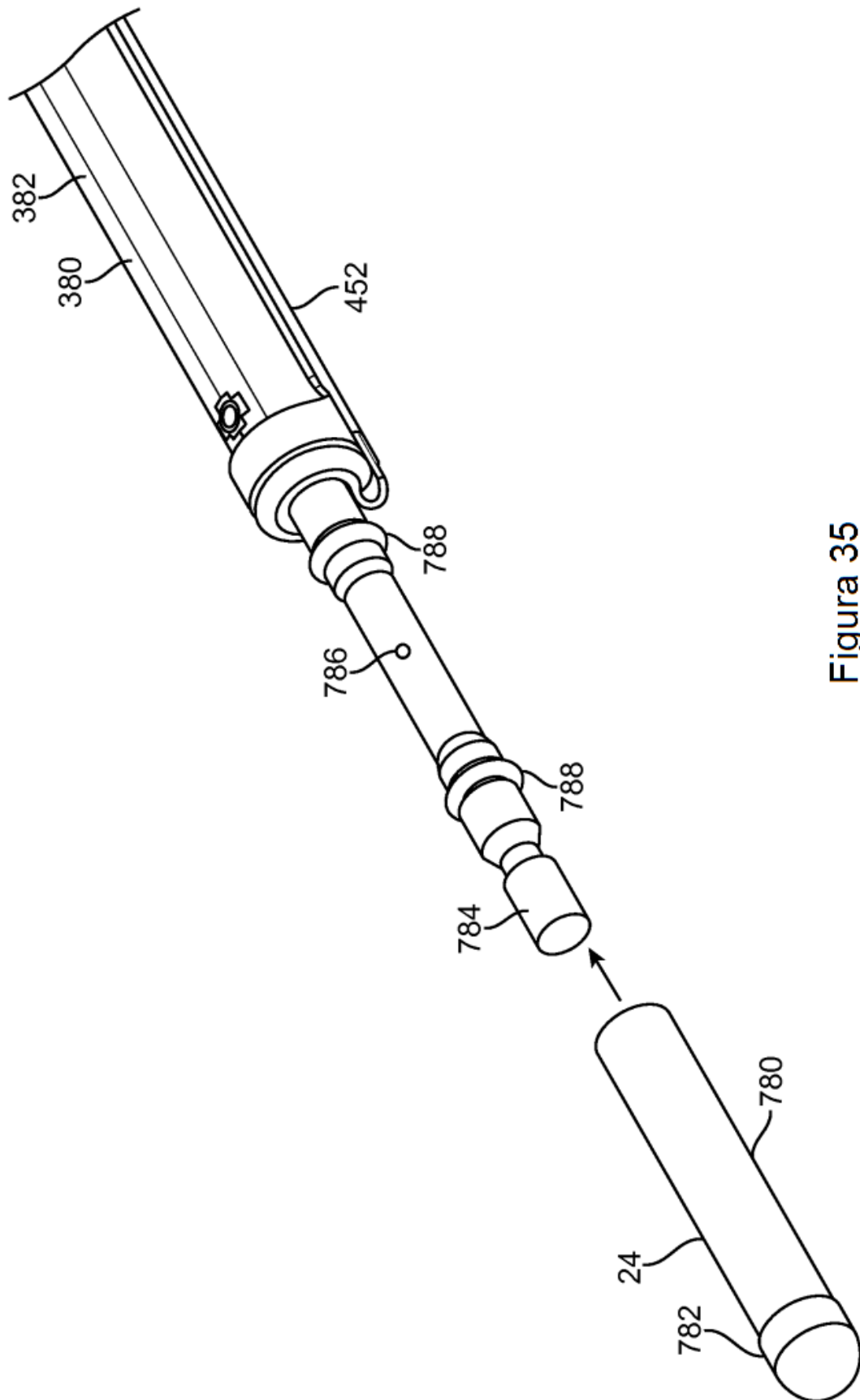


Figura 35

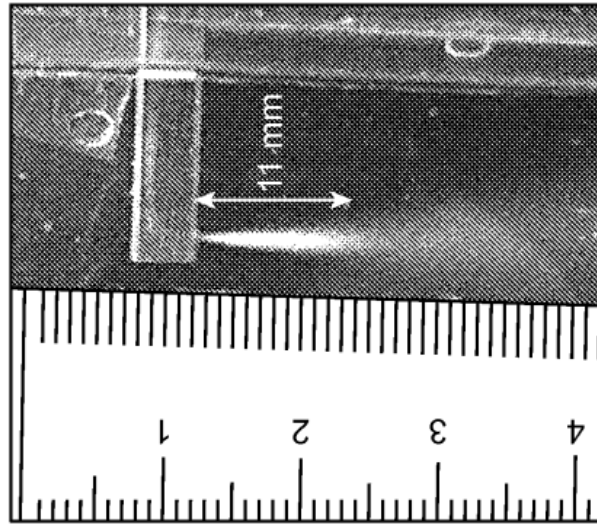


Figura 37



Figura 36

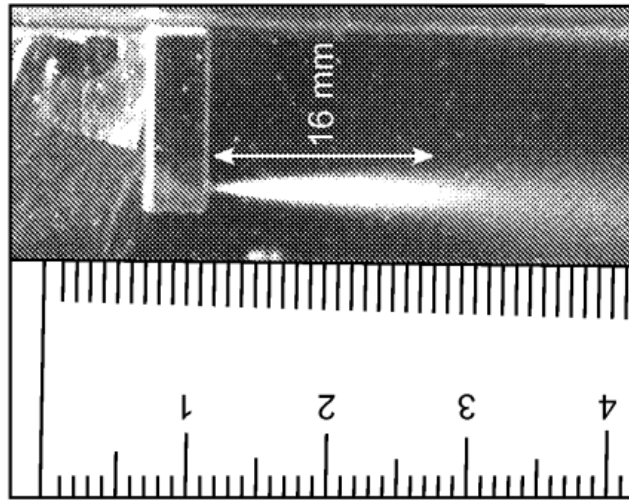


Figura 39

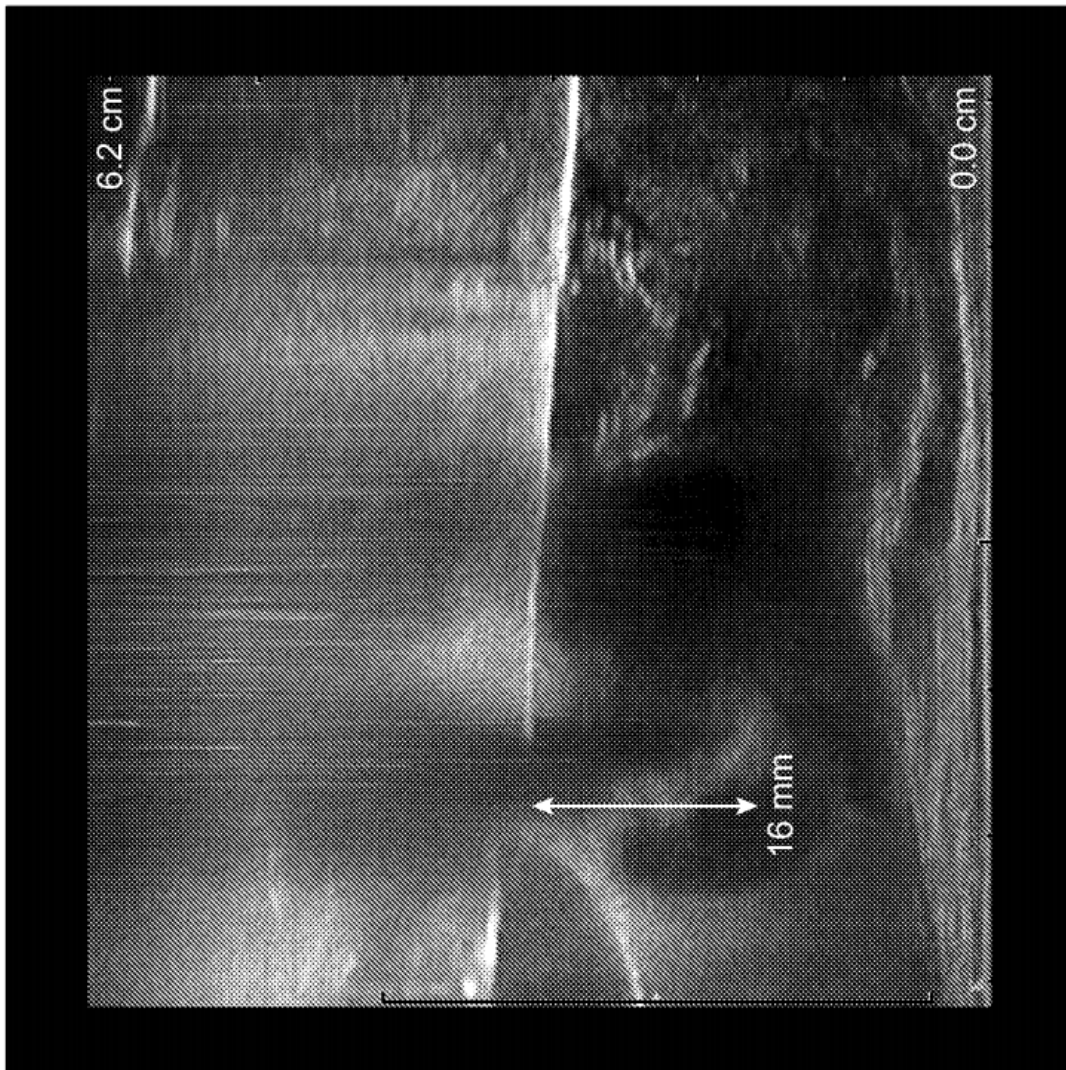


Figura 38

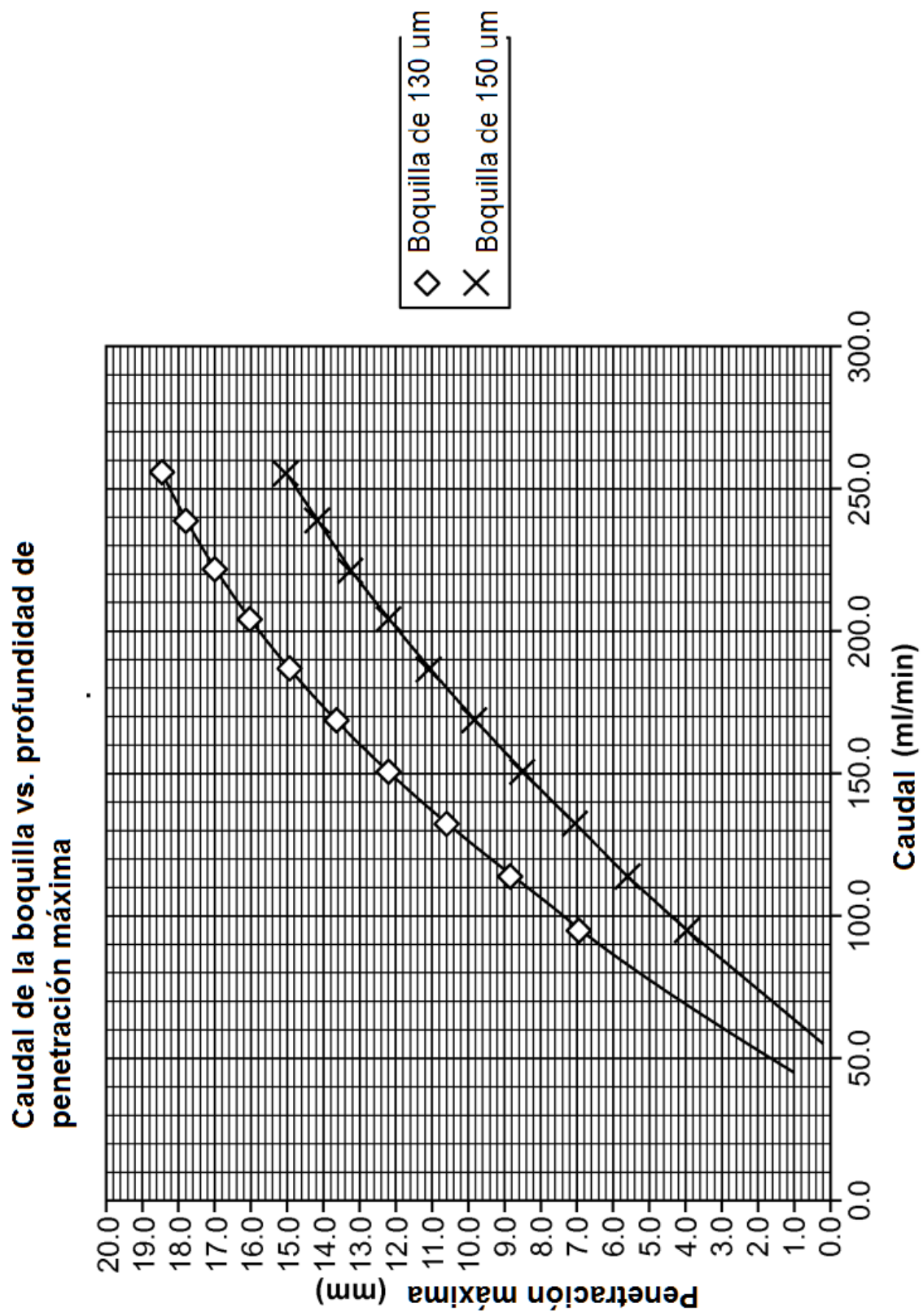


Figura 40

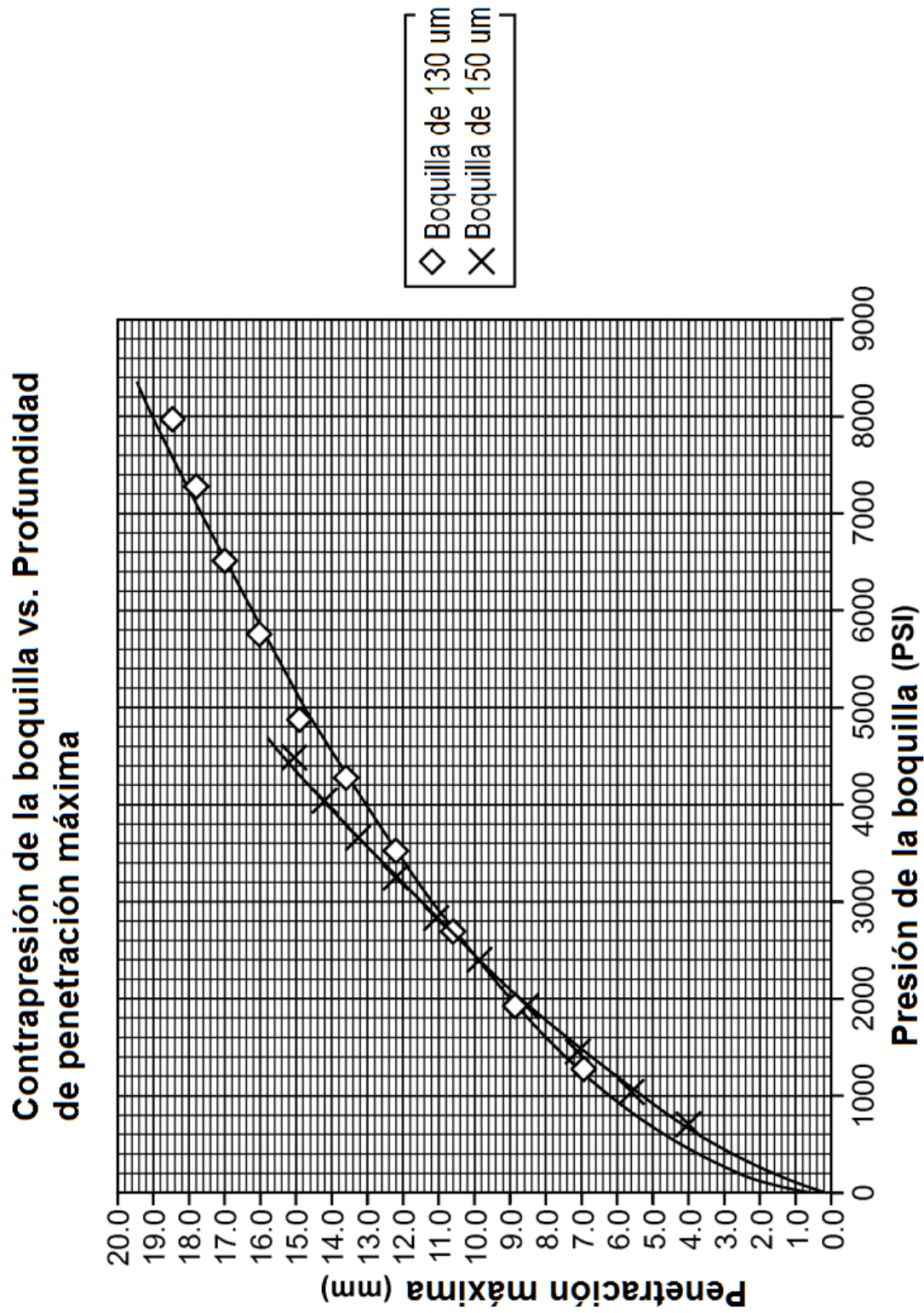


Figura 41

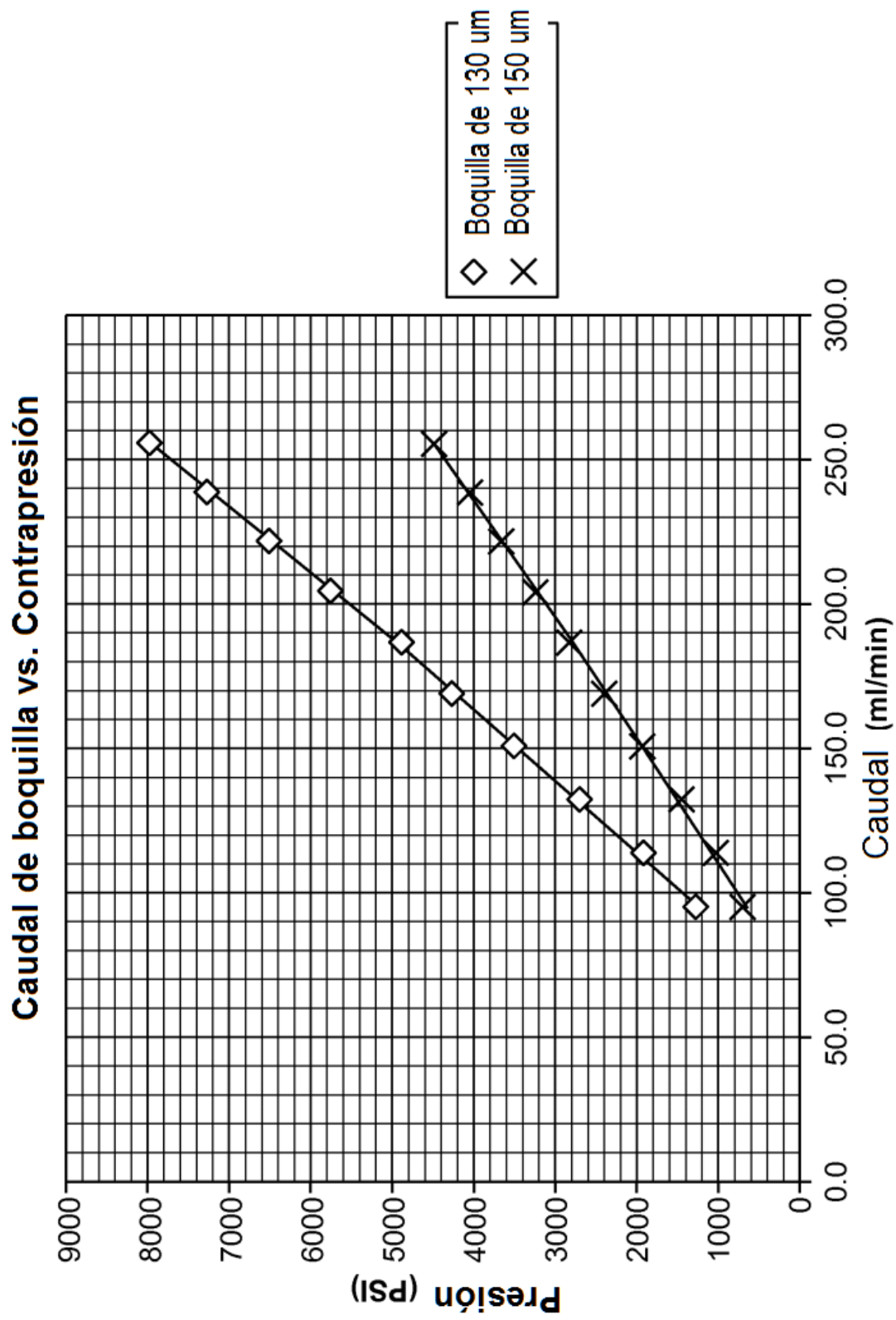


Figura 42