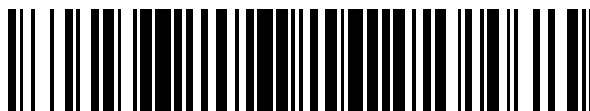


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 677 145**

51 Int. Cl.:

A61B 17/3205 (2006.01)

A61B 17/42 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

A61B 1/303 (2006.01)

A61M 31/00 (2006.01)

A61B 1/018 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.01.2013 PCT/US2013/022559**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.07.2013 WO13110073**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.01.2013 E 13738378 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.04.2018 EP 2804550**

54 Título: **Dispositivo médico**

30 Prioridad:

20.01.2012 US 201261589168 P

19.04.2012 US 201261635803 P

13.06.2012 US 201261659312 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
30.07.2018

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC SCIMED, INC. (100.0%)
One Scimed Place
Maple Grove, MN 55311, US**

72 Inventor/es:

**GERMAIN, AARON y
TRUCKAI, CSABA**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 677 145 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

Dispositivo médico

5 **Referencia cruzada con solicitudes relacionadas**

La presente solicitud reivindica el beneficio de la solicitud de provisional de Estados Unidos n.º 61/589.168 (n.º de expediente del mandatario 41878-718.101), presentada el 20 de enero de 2012; la solicitud de provisional de Estados Unidos n.º 61/635.803 (n.º de expediente del mandatario 41878-720.101), presentada el 19 de abril de 2012; y la solicitud de provisional de Estados Unidos n.º 61/659.312 (n.º de expediente del mandatario 41878-720.102), presentada el 13 de junio de 2012.

Antecedentes de la invención

15 **1. Campo de la invención**

La presente invención se refiere a sistemas para la resección y extracción de tejido fibroide uterino, pólipos y otros tejidos uterinos anormales.

20 Los fibromas uterinos son tumores no cancerosos que se desarrollan en la pared del útero. Dichos fibromas afectan a un gran porcentaje de la población femenina, y algunos estudios indican que hasta el 40 por ciento de la población femenina global adolece de fibromas. Los fibromas uterinos pueden crecer con el tiempo hasta alcanzar varios centímetros de diámetro, y los síntomas pueden incluir menorragia, disfunción reproductiva, presión pélvica y dolor.

25 Un tratamiento actual de los fibromas es la resección histeroscópica o miomectomía, que implica el acceso transcervical al útero con un histeroscopio junto con la inserción de un instrumento de resección, a través de un canal de trabajo en el histeroscopio. El instrumento de resección puede ser un cortador de tejido mecánico o un dispositivo de resección electroquirúrgico, tal como un lazo de corte. En las patentes de Estados Unidos n.º 7.226.459; 6.032.673 y 5.730.752, y la solicitud de patente publicada de Estados Unidos 2009/0270898, se dan a conocer dispositivos mecánicos de corte. En la patente de Estados Unidos n.º 5.906.615 se da a conocer un dispositivo de resección electroquirúrgica. Adicionalmente, la patente de Estados Unidos n.º 6.159.160 da a conocer un sistema para la infusión controlada de fluido en una cavidad corporal al tiempo que se controla la presión dentro de la cavidad corporal, mediante un sensor de presión.

35 Si bien la resección histeroscópica puede ser efectiva a la hora de eliminar fibromas uterinos y pólipos, los instrumentos de resección pueden conllevar una dificultad de cara a controlar el instrumento en el canal de trabajo del histeroscopio. Habitualmente, el instrumento de resección puede tanto rotar como trasladarse axialmente dentro del canal de trabajo. Si bien puede ser necesaria la rotación del instrumento durante el uso, sería preferible que durante el uso el instrumento de resección permanezca axialmente estacionario con respecto al histeroscopio, en particular con aquellos instrumentos de resección tubular que presentan una ventana. Por lo tanto, lo que se necesita es un sistema que permita que el instrumento de resección gire libremente al tiempo que se inhibe el desplazamiento axial en relación con el histeroscopio, para proporcionar una resección y extirpación efectivas del tejido fibroide y polipoide a través del histeroscopio.

45 **Sumario de la invención**

La presente invención proporciona sistemas para extirpar y eliminar tejidos diana del cuerpo de un paciente, tales como fibroides, pólipos y tejido anormal del útero. El tejido se extirpa y se captura en una sonda, catéter u otro dispositivo de eliminación de tejido, y se expulsa del dispositivo de captura mediante la vaporización de un líquido, habitualmente un líquido, adyacentemente al tejido capturado para expulsar el tejido del dispositivo, habitualmente a través de una luz de extracción u otro tipo presente en un cuerpo o vástago del dispositivo. En realizaciones a modo de ejemplo, el dispositivo de eliminación de tejido comprende una cuchilla alternativa o similar, pudiendo hacerse avanzar la cuchilla más allá de una ventana situada en el dispositivo con el fin de extirpar una tira de tejido, y capturar la misma dentro de un volumen o receptáculo interior del dispositivo. En el dispositivo también está presente un líquido u otro fluido expandible, y para provocar una expansión rápida del fluido se aplica energía al mismo, por ejemplo mediante vaporización, para expulsar la tira de tejido cortada a través de la luz de extracción. De esta manera pueden reducirse las dimensiones de la luz de extracción, en particular en las zonas distales del dispositivo en las que el tamaño tiene una importancia clave.

60 La invención se define en la reivindicación 1. La invención se ilustra en las figuras 15 y 16 de la solicitud. Un sistema histeroscópico mejorado comprende un histeroscopio que tiene un cuerpo principal, acoplado a una porción de extensión. La porción de extensión, habitualmente un vástago, está configurada para extenderse transcervicalmente hasta la cavidad uterina de una paciente. Un primer, segundo y tercer canales se extienden desde el cuerpo principal hasta un extremo distal de la porción de extensión, que habitualmente está formada dentro de una pared o estructura tubular de la porción de extensión. Puede acoplarse una fuente de fluido a un extremo proximal del primer canal, y puede acoplarse un sensor de presión a un extremo proximal del segundo canal. Una sonda de resección

de tejido está configurada para su introducción a través del tercer canal. Se incluye al menos una característica de resistencia que está configurada para proporcionar un nivel seleccionado de resistencia al deslizamiento axial de la sonda, a través del tercer canal, al tiempo que permite la rotación de la sonda dentro del tercer canal.

5 La característica de resistencia puede comprender un tercer canal no lineal, es decir un tercer canal que tiene una línea central no lineal. Habitualmente, la línea central no lineal es una línea central curva, y la línea central curva se extiende a lo largo de un intervalo de 4 cm a 8 cm. La línea central curva generalmente tiene un radio en el intervalo de 150 mm a 900 mm. En otros aspectos, la línea central curva tiene un extremo proximal que está descentrado por una distancia en el intervalo de 2 mm a 5 mm con respecto a una línea central hipotética del tercer canal, si fuera
10 recta.

Alternativamente, la característica de resistencia puede comprender retenes formados en una pared del vástago de la sonda, y unos elementos de enganche con retén situados dentro de un componente del endoscopio.

15 En otras realizaciones, el sensor de presión puede ser desechable. El segundo canal puede tener un área de sección transversal superior a $0,5 \text{ mm}^2$, a menudo superior a $1,0 \text{ mm}^2$.

El sistema de la presente invención puede comprender adicionalmente un controlador acoplado a la fuente de fluido, y adaptado para controlar selectivamente flujos a la cavidad uterina a través del primer canal, con una velocidad de
20 entre 0 ml/min y 750 ml/min. El controlador puede acoplarse al sensor de presión y puede estar adaptado para controlar selectivamente la presión en la cavidad uterina, a cualquier nivel entre 0 mm Hg y 150 mm Hg. El controlador puede estar adaptado adicionalmente para controlar selectivamente flujos procedentes de la cavidad uterina, a través del tercer canal de la sonda, con cualquier velocidad de entre 0 ml/min y 750 ml/min.

25 En un segundo aspecto de la presente invención, un sistema para acceder a una cavidad uterina comprende un cuerpo alargado que se extiende longitudinalmente alrededor de un primer eje, desde un extremo de mango a través de una porción de vástago, hasta un extremo distal. Un primer, segundo y tercer canales se extienden desde el extremo de mango hasta una zona distal de la porción de vástago. Una fuente de fluido de presión positiva está en comunicación con el primer canal, y un sensor de presión está acoplado de manera desprendible a un extremo
30 proximal del segundo canal. El tercer canal tiene una línea central curva, y está configurado para flujos de salida de fluido a través del mismo.

El sistema puede comprender adicionalmente una válvula de descarga de presión en el extremo de mango, y el tercer canal puede estar configurado para recibir una herramienta alargada.
35

En un tercer aspecto de la presente invención, un método para extirpar fibroides o pólipos en un útero comprende introducir transcervicalmente en el útero un extremo distal de una porción de extensión de un histeroscopio. Se hace avanzar un instrumento de resección a través de un canal curvo del histeroscopio, de modo que un extremo de resección del instrumento se extienda desde un extremo distal de la porción de extensión. Se pone el extremo de
40 resección del instrumento en contacto con un fibroma o pólipo, mientras el instrumento permanece dentro del canal curvo. La curvatura proporciona ventajosamente una resistencia contra el desplazamiento axial del vástago del instrumento de resección, con respecto al canal, mientras el extremo de resección está haciendo contacto. Sin embargo, la resistencia es tal que el canal curvo no inhibe sustancialmente la rotación, lo que resulta deseable.

45 **Breve descripción de los dibujos**

La FIG. 1 es una vista en planta de un conjunto que incluye un histeroscopio y un dispositivo de resección de tejido, correspondiente a la invención, que se inserta a través del canal de trabajo del histeroscopio.

La FIG. 2 es una vista en perspectiva esquemática de un sistema de administración de fluidos, que se usa para dilatar el útero y para ayudar en la resección y extracción electroquirúrgicas de tejido.
50

La FIG. 3 es una vista en sección transversal del vástago del histeroscopio de la FIG. 1, que muestra varios canales en el mismo.

La FIG. 4 es una vista lateral esquemática del extremo de trabajo del dispositivo de resección electroquirúrgica de tejido de la FIG. 1, que muestra una funda exterior y una funda interior alternativa, y una disposición de
55 electrodos.

La FIG. 5 es una vista en perspectiva esquemática del extremo de trabajo de la funda interior de la FIG. 4, que muestra su borde de electrodo.

La FIG. 6A es una vista esquemática transversal de una porción de funda exterior, una funda interior de resección con RF y una ventana receptora de tejido de la funda exterior.

La FIG. 6B es una vista esquemática de una porción terminal distal de otra realización de una funda interior de resección con RF.
60

La FIG. 7A es una vista en sección transversal de la funda interior de resección con RF de la FIG. 6B, tomada por la línea 7A-7A de la FIG. 6B.

La FIG. 7B es otra vista en sección transversal de la funda interior de resección con RF de la FIG. 6B, tomada por la línea 7B-7B de la FIG. 6B.
65

- La FIG. 8 es una vista esquemática de una porción terminal distal de otra realización de la funda interior de resección con RF.
- La FIG. 9A es una vista en sección transversal de la funda de resección con RF de la FIG. 8, tomada por la línea 9A-9A de la FIG. 8.
- 5 La FIG. 9B es una vista en sección transversal de la funda de resección con RF de la FIG. 8, tomada por la línea 9B-9B de la FIG. 8.
- La FIG. 10A es una vista en perspectiva del extremo de trabajo del dispositivo de resección de tejido de la FIG. 1, con la funda alternativa de resección con RF en una posición no extendida.
- La FIG. 10B es una vista en perspectiva del dispositivo de resección de tejido de la FIG. 1, con la funda alternativa de resección con RF en una posición parcialmente extendida.
- 10 La FIG. 10C es una vista en perspectiva del dispositivo de resección de tejido de la FIG. 1, con la funda alternativa de resección con RF en una posición totalmente extendida a través de la ventana receptora de tejido.
- La FIG. 11A es una vista en sección del extremo de trabajo del dispositivo de resección de tejido de la FIG. 10A, con la funda alternativa de resección con RF en una posición no extendida.
- 15 La FIG. 11B es una vista en sección del extremo de trabajo de la FIG. 10B, con la funda alternativa de resección con RF en una posición parcialmente extendida.
- La FIG. 11C es una vista en sección del extremo de trabajo de la FIG. 10C, con la funda alternativa de resección con RF en una posición completamente extendida.
- La FIG. 12A es una vista en sección ampliada del extremo de trabajo del dispositivo de resección de tejido de la FIG. 11B, con la funda alternativa de resección con RF en una posición parcialmente extendida, que muestra el campo de RF en un primer modo de RF y la resección de tejido por plasma.
- La FIG. 12B es una vista en sección ampliada del extremo de trabajo de la FIG. 11C, con la funda alternativa de resección con RF casi completamente extendida, y que muestra el cambio de los campos de RF a un segundo modo de RF, desde el primer modo de RF mostrado en la FIG. 12.
- 20 La FIG. 12C es una vista en sección ampliada del extremo de trabajo de la FIG. 11C, con la funda alternativa de resección con RF una vez más casi completamente extendida, y que muestra la vaporización explosiva de un volumen de fluido capturado para expulsar un tejido extirpado en la dirección proximal.
- La FIG. 13 es una vista en perspectiva ampliada de una porción del extremo de trabajo de la FIG. 12C, que muestra una cámara interior y un elemento sobresaliente estriado.
- 30 La FIG. 14 es una vista en sección del extremo de trabajo de la FIG. 12C, que muestra una cámara interior y una variación del elemento sobresaliente.
- La FIG. 15 es una vista en planta de otro sistema de eliminación de fibromas que incluye un endoscopio y un dispositivo de resección de tejido electroquirúrgico, que se inserta a través de un canal curvo de trabajo del histeroscopia.
- 35 La FIG. 16 es una vista transversal del histeroscopia de la FIG. 15, que muestra un componente adaptador desechable que soporta un conjunto de junta sellante, y que muestra adicionalmente un canal de trabajo con una porción curva en el cuerpo principal del endoscopio.
- La FIG. 17 es una vista en sección de una porción de mango de un endoscopio, que tiene un canal con sección transversal expandida que proporciona un depósito de fluido, y un mecanismo de válvula de descarga de solenoide para la descarga rápida de fluido del sistema, para reducir la presión de la cavidad uterina.
- 40 La FIG. 18 es una sección transversal de la porción de mango de la FIG. 17, tomada por la línea 18-18 de la FIG. 17.
- La FIG. 19 es una vista en sección de una porción de mango de otro endoscopio similar al de la FIG. 17.
- La FIG. 20A es una vista esquemática de un canal de flujo anular y un depósito de fluido en la porción de mango de endoscopio de las FIGS. 17-19.
- 45 La FIG. 20B es una vista esquemática de un canal anular de flujo en una porción de mango de endoscopio, sin el depósito de fluido de la variación de las FIGS. 17-19.
- La FIG. 21 es una vista en sección de una porción de mango de otro endoscopio similar al de las FIGS. 17-18, con un sensor óptico.
- 50 La FIG. 22 es una vista en sección de una porción de mango de otro endoscopio similar al de las FIGS. 17-18, con una válvula de descarga de presión pasiva.

Descripción detallada de la invención

- 55 La FIG. 1 ilustra un conjunto que comprende un endoscopio 50 que se usa para histeroscopia, junto con un dispositivo de resección de tejido 100 que se extiende a través de un canal de trabajo 102 del endoscopio. El endoscopio o histeroscopia 50 tiene un mango 104 acoplado a un vástago alargado 105, que tiene un diámetro de 5 mm a 7 mm. El canal de trabajo 102 del mismo puede ser redondo, con forma de D, o tener cualquier otra forma adecuada. El vástago 105 del endoscopio está configurado adicionalmente con un canal óptico 106 y con uno o más canales de entrada/salida de fluido 108a, 108b (FIG. 3), que se comunican con unos conectores de válvula 110a, 110b configurados para el acoplamiento con una fuente de entrada de fluido 120 a los mismos, u opcionalmente una fuente de presión negativa 125 (FIGS. 1-2). La fuente de entrada de fluido 120 es un componente de un sistema de administración de fluidos 126, como se conoce en la técnica (FIG. 2), que comprende un recipiente de fluido 128 y un mecanismo de bomba 130 que bombea fluido a través del histeroscopia 50, hacia la cavidad uterina. Como se puede observar en la FIG. 2, el sistema de administración de fluidos 126 incluye adicionalmente la fuente de presión negativa 125 (que puede comprender una fuente de succión para pared de quirófano) acoplada al dispositivo de
- 60
- 65

resección de tejido 100. El mango 104 del endoscopio incluye una porción de extensión en ángulo 132, con una óptica, a la que puede acoplarse operativamente una cámara videoscópica 135. También está acoplada una fuente de luz 136 a un acoplamiento 138 para luz, situado en el mango del histeroscopio 50. El canal de trabajo 102 del histeroscopio está configurado para la inserción y manipulación del dispositivo de extirpación y extracción de tejido 100, por ejemplo para tratar y eliminar tejido fibroide. En una realización, el vástago 105 del histeroscopio tiene una longitud axial de 21 cm, y puede comprender una amplitud de 0° o una amplitud de 15° a 30°.

Aún con referencia a la FIG. 1, el dispositivo de resección de tejido 100 tiene un conjunto 140 de vástago muy alargado, configurado para extenderse a través del canal de trabajo 102 del histeroscopio. Un mango 142 del dispositivo de resección de tejido 100 está adaptado para manipular el extremo de trabajo electroquirúrgico 145 del dispositivo. En uso, el mango 142 puede manipularse tanto giratoria como axialmente, por ejemplo para orientar el extremo de trabajo 145 para extirpar un tejido fibroide o polipoide diana. El dispositivo de resección de tejido 100 tiene subsistemas acoplados a su mango 142, para permitir la resección electroquirúrgica del tejido diana. Un generador de radiofrecuencia o fuente de RF 150 y un controlador 155 están acoplados a al menos un electrodo de RF, soportado por el extremo de trabajo 145 como se describirá en detalle a continuación. En una realización mostrada en la FIG. 1, un cable eléctrico 156 y la fuente de presión negativa 125 están acoplados operativamente a unos conectores 158 y 159 en el mango 142. El cable eléctrico acopla la fuente de RF 150 al extremo de trabajo 145 electroquirúrgico. La fuente de presión negativa 125 comunica con un canal de extracción de tejido 160 situado en el conjunto 140 de vástago del dispositivo 100 de extracción de tejido (FIG. 4).

La FIG. 1 ilustra adicionalmente una carcasa de junta sellante 162 que soporta una junta sellante flexible 164, soportada por el mango 104 de histeroscopio para sellar el vástago 140 del dispositivo de resección de tejido 100 en el canal de trabajo 102, para evitar las fugas de fluido de dilatación desde una cavidad uterina.

En una realización, como se muestra en la FIG. 1, el mango 142 del dispositivo de resección de tejido 100 incluye un motor 165 para mover alternativamente, o mover de otro modo, un componente de resección del extremo de trabajo 145 electroquirúrgico, como se describirá a continuación. El mango 142 incluye opcionalmente uno o más botones 166 de accionamiento, para accionar el dispositivo. En otra realización, puede usarse un interruptor de pedal para operar el dispositivo. En una realización, el sistema incluye un interruptor o mecanismo de control para proporcionar una pluralidad de velocidades de movimiento alternativo, por ejemplo 1 Hz, 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz y hasta 8 Hz. Adicionalmente, el sistema puede incluir un mecanismo para mover y bloquear la funda alternativa de resección, en una posición no extendida y en una posición extendida. Adicionalmente, el sistema puede incluir un mecanismo de accionamiento de una única carrera alternativa.

Con referencia a las FIGS. 1 y 4, un dispositivo de resección electroquirúrgica de tejido tiene un conjunto 140 de vástago alargado, que se extiende alrededor del eje longitudinal 168, que comprende una primera funda o funda exterior 170 con un paso o luz 172 en la misma, que aloja una segunda funda o una funda interior 175 que puede moverse alternativamente (y, opcionalmente, rotar u oscilar) en la luz 172 para extirpar tejido, como se conoce en la técnica de tales dispositivos tubulares de resección. En una realización, la ventana receptora de tejido 176 de la funda exterior 170 tiene una longitud axial que varía entre 10 mm y 30 mm, y se extiende alrededor de la funda exterior 170 en un ángulo radial de aproximadamente 45° a 210°, con respecto al eje 168 de la funda. Las fundas interior y exterior 170 y 175 pueden comprender un material de acero inoxidable, de paredes delgadas, y funcionar como electrodos de polaridad opuestos, tal como se describirá en detalle a continuación. Las FIGS. 6A-8 ilustran unas capas aislantes soportadas por las fundas interior y exterior 170 y 175 para limitar, controlar y/o evitar flujos de corriente eléctrica no deseados entre ciertas porciones de la funda. En una realización, una funda exterior 170 de acero inoxidable tiene un D.E. de 3,63 mm y un D.I. de 3,38 mm, y con una capa aislante interior (descrita a continuación) la funda tiene un D.I. nominal de aproximadamente 3,17 mm. En esta realización, la funda interior 175 de acero inoxidable tiene un D.E. de aproximadamente 3,05 mm y un D.I. de aproximadamente 2,84 mm. La funda interior 175 con una capa aislante exterior tiene un D.E. nominal de aproximadamente 3,12 mm a 3,15 mm, para poder moverse alternativamente en la luz 172. En otras realizaciones, las fundas exterior e interior pueden estar fabricadas con metal, plástico, cerámica o una combinación de los mismos. La sección transversal de las fundas puede ser redonda, ovalada, o de cualquier otra forma adecuada.

Como puede observarse en la FIG. 4, el extremo distal 177 de la funda interior 175 comprende un primer electrodo de polaridad con un borde de electrodo 180 de resección distal, alrededor del cual puede generarse plasma. El borde de electrodo 180 también puede describirse como un electrodo activo durante la resección de tejido, ya que el borde de electrodo 180 presenta entonces un área superficial sustancialmente más pequeña que el electrodo de polaridad opuesta o de retorno. En una realización de la FIG. 4, las superficies expuestas de la funda exterior 170 comprenden el segundo electrodo de polaridad 185, que puede describirse así como electrodo de retorno ya que, durante su uso, dicha superficie de electrodo presenta un área superficial sustancialmente mayor en comparación con el área superficial funcionalmente expuesta del borde de electrodo 180 activo.

En un aspecto, la funda interior 175 o de resección tiene una luz interior de extracción de tejido 160 con un primer y segundo diámetros interiores, que están adaptados para extirpar electroquirúrgicamente volúmenes de tejido rápidamente - y después extraer de manera consistente las tiras de tejido extirpado a través de la luz 160 muy alargada, sin obstruir la misma. Con referencia las FIGS. 5 y 6A, puede observarse que la funda interior 175 tiene

una primera porción 190A de diámetro que se extiende desde el mango 142 (FIG. 1) hasta una zona distal 192 de la funda 175, en donde la luz de extracción de tejido pasa a tener una segunda luz 190B de diámetro más pequeño, con un diámetro reducido que se indica con B, que está definida por el elemento de funda de electrodo 195 que proporciona el borde de electrodo 180. La longitud axial C de la luz 190B de sección transversal reducida puede variar de aproximadamente 2 mm a 20 mm. En una realización, el primer diámetro A es de 2,84 mm, y el segundo diámetro B reducido es de 2,54 mm. Como se muestra en la FIG. 5, la funda interior 175 puede ser de acero inoxidable eléctricamente conductor, y la porción de electrodo de diámetro reducido también puede comprender un elemento de funda de electrodo 195 de acero inoxidable, que esté soldado en su sitio mediante una soldadura 196 (FIG. 6A). En otra realización alternativa, el electrodo y el elemento de funda de electrodo 195 de diámetro reducido comprenden un tubo de tungsteno que puede encajarse a presión en el extremo distal 198 de la funda interior 175. Las FIGS. 5 y 6A ilustran adicionalmente las capas aislantes 202 y 204 de interfaz soportadas por la primera y segunda fundas 170 y 175, respectivamente. En la FIG. 6A, la funda exterior 170 está revestida con un material aislante 200 de pared delgada, tal como PFA u otro material descrito a continuación. De forma similar, la funda interior 175 tiene una capa aislante exterior 202. Estos materiales de revestimiento pueden ser lubricantes, así como eléctricamente aislantes, para reducir la fricción durante el movimiento alternativo de la funda interior 175.

Las capas aislantes 200 y 202 descritas anteriormente pueden comprender un material polimérico lubricante, hidrófobo o hidrófilo. Por ejemplo, el material puede comprender un material biocompatible tal como PFA, TEFLON®, politetrafluoroetileno (PTFE), FEP (etilenopropileno fluorado), polietileno, poliamida, ECTFE (etilenoclorotrifluoroetileno), ETFE, PVDF, cloruro de polivinilo o silicona.

Con referencia a la FIG. 6B, se ilustra otra variación de la funda interior 175 en una vista esquemática, junto con un volumen de tejido sometido a resección con el borde de electrodo 180 de plasma. En esta realización, como en otras realizaciones de la presente divulgación, la fuente de RF opera en parámetros operativos seleccionados para crear un plasma alrededor del borde de electrodo 180 de la funda de electrodo 195, como es conocido en la técnica. Así, el plasma generado en el borde de electrodo 180 puede crear una trayectoria P de resección y extirpación en el tejido 220, y es adecuado para extirpar tejido fibroide y otros tejidos uterinos anormales. En la FIG. 6B, la porción distal de la funda interior 175 incluye un anillo cerámico 222, adyacente al borde distal 180 de la funda de electrodo 195. El anillo cerámico 222 tiene la función de confinar la formación de plasma alrededor del borde de electrodo 180 distal, y la función adicional de evitar que el plasma entre en contacto con la capa aislante 202 de polímero situada sobre la funda interior 175, durante el funcionamiento, dañando la misma. En un aspecto de la invención, la trayectoria P efectuada en el tejido 220 con el plasma del borde de electrodo 180 proporciona una trayectoria P que tiene una anchura extirpada, que se indica con W, en donde dicha anchura W de la trayectoria es sustancialmente amplia debido a la vaporización del tejido. Esta eliminación y vaporización del tejido en la trayectoria P es sustancialmente diferente al efecto de corte de un tejido similar con un borde afilado de cuchilla, como en diversos dispositivos de la técnica anterior. Un borde afilado de cuchilla puede dividir el tejido (sin cauterización), pero ejerce una fuerza mecánica sobre el tejido y puede evitar el corte de un fragmento de tejido con una sección transversal grande. Por el contrario, el plasma del borde de electrodo 180 puede vaporizar el tejido con una trayectoria P sin aplicar fuerza sustancial alguna sobre el tejido, para, de este modo, extirpar fragmentos de tejido en tiras con mayores secciones transversales. Adicionalmente, el efecto de resección con plasma reduce la sección transversal de la tira de tejido 225, recibida en la luz 190B de extracción de tejido. La FIG. 6B representa la entrada en la luz 190B de una tira de tejido 225 que presenta dicha sección transversal menor que la luz, debido a la vaporización del tejido. Adicionalmente, la sección transversal del tejido 225, cuando entra en la luz 190A de mayor sección transversal, resulta en un espacio libre 196 aún mayor alrededor de la tira de tejido 225. Así, la resección del tejido con el borde de electrodo 180 de plasma, junto con la transición de la luz de extracción de tejido 160 desde la sección transversal (190B) más pequeña a la sección transversal (190A) más grande, puede reducir significativamente o eliminar la posibilidad de que sucesivas tiras de tejido 225 extirpado obstruyan la luz. Los dispositivos mecánicos de corte de la técnica anterior, con tales luces de extracción de tejido de pequeño diámetro, habitualmente presentan problemas de obstrucción por tejido.

En otro aspecto, la fuente de presión negativa 125, acoplada al extremo proximal de la luz de extracción de tejido 160 (véanse las FIGS. 1 y 4), también ayuda a aspirar y desplazar tiras de tejido 225 en la dirección proximal hasta un depósito de recogida (no mostrado), situado fuera del mango 142 del dispositivo.

Las FIGS. 7A-7B ilustran el cambio en el diámetro de la luz de la funda de resección 175 de la FIG. 6B. La FIG. 8 ilustra el extremo distal de una variación de la funda de resección 175', que está configurado con un elemento de electrodo de resección 195' que es parcialmente tubular, en contraste con el elemento tubular de electrodo 195 previamente descrito (FIGS. 5 y 6A). Las FIGS. 9A-9B ilustran nuevamente el cambio en la sección transversal de la luz de extracción de tejido, entre la zona 190B' de sección transversal reducida y la zona 190A' de sección transversal aumentada de la funda de resección 175' de la FIG. 8. Así, la funcionalidad permanece igual tanto si el elemento de electrodo de resección 195' es tubular como parcialmente tubular. En la FIG. 8A, se muestra una variación del anillo cerámico 222', que solo se extiende parcialmente alrededor de la funda 175 para cooperar con el ángulo radial del elemento de electrodo de resección 195'. Adicionalmente, la variación de la FIG. 8 ilustra cómo el anillo cerámico 222' tiene un diámetro exterior mayor que la capa aislante 202. Así, puede reducirse la fricción ya que la corta longitud axial del anillo cerámico 222' interconecta con y desliza contra la capa aislante de interfaz 200, alrededor de la superficie interior de la luz 172 de la funda exterior 170.

En general, un aspecto de la invención comprende un dispositivo de resección y extracción de tejido (FIGS. 10A-11C) que incluye una primera y segunda fundas concéntricas que tienen un eje, y en donde la segunda funda (interior) 175 tiene una luz de extracción de tejido que se extiende axialmente por la misma, y en donde la segunda funda 175 puede moverse entre unas posiciones axialmente no extendida y extendida con respecto a una ventana receptora de tejido 176 de la primera funda 170, para extirpar tejido, y en donde la luz de extracción de tejido 160 tiene una primera y una segunda secciones transversales. La segunda funda 175 tiene un extremo distal configurado como un borde de electrodo 180 de plasma, para extirpar el tejido dispuesto en la ventana receptora de tejido 176 de la primera funda 170. Adicionalmente, el extremo distal de la segunda funda, y más en particular el borde de electrodo 180, está configurado para crear en el tejido una trayectoria sustancialmente ancha de ablación por plasma. En general, el dispositivo de extracción de tejido está configurado con una luz de extracción de tejido 160 que tiene una porción terminal distal, con una sección transversal reducida que es más pequeña que una sección transversal de las porciones medial y proximal de la luz 160.

En un aspecto de la invención, con referencia a las FIGS. 7A-7B y 9A-9B, la luz de extracción de tejido 160 tiene un área de sección transversal reducida en la zona de luz 190A, próxima a la punta de plasma o borde de electrodo 180, en donde dicha sección transversal reducida es inferior al 95 %, 90 %, 85 % o 80 % del área de la sección transversal de las porciones medial y proximal 190B de la luz de extracción de tejido, y en donde la longitud axial de la luz de extracción de tejido es al menos 10 cm, 20 cm, 30 cm o 40 cm. En una realización del dispositivo de resección de tejido 100 para la resección y extracción histeroscópicas de fibroides (FIG. 1), el conjunto 140 de vástago del dispositivo de resección de tejido tiene una longitud de 35 cm.

Las FIGS. 10A-10C ilustran el extremo de trabajo 145 del dispositivo de resección de tejido 100, con la funda de resección alternativa o funda interior 175 en tres posiciones axiales diferentes, con respecto a la ventana receptora de tejido 176 de la funda exterior 170. En la FIG. 10A, la funda de resección 175 se muestra en una posición retraída o no extendida, en la que la funda 175 está en su límite de movimiento proximal y está preparada para avanzar distalmente a una posición extendida para, de este modo, extirpar electroquirúrgicamente un tejido posicionado en la ventana 176 y/o succionado hacia la misma. La FIG. 10B muestra la funda interior 175 desplazada y avanzada distalmente hasta una posición parcialmente avanzada o medial, con respecto a la ventana receptora de tejido 176. La FIG. 10C ilustra la funda interior 175 completamente avanzada y extendida hasta el límite distal de su movimiento, en donde el electrodo 180 de ablación por plasma se ha extendido más allá del extremo distal 226 de la ventana receptora de tejido 176, momento en el cual se corta la tira de tejido 225 extirpado del volumen 220 de tejido, y se captura en la zona de luz 190A de sección transversal reducida.

Con referencia a las FIGS. 10A-10C, las FIGS. 11A-11C y las FIGS. 12A-12C, otro aspecto de la invención comprende mecanismos de "desplazamiento de tejido" proporcionados por múltiples elementos y procesos para "desplazar" y mover las tiras de tejido 225 (FIG. 12A) en la dirección proximal, por la luz 160 de la funda interior 175, para asegurar así que el tejido no obstruya la luz de la funda interior 175. Como puede observarse en la FIG. 10A y en las vistas ampliadas de las FIGS. 11A-11C, un mecanismo de desplazamiento de tejido comprende un elemento sobresaliente 230 que se extiende proximalmente desde la punta distal 232, que está unido de manera fija a la funda exterior 170. El elemento sobresaliente 230 se extiende proximalmente a lo largo del eje central 168 en una cámara distal 240, definida por la funda exterior 170 y la punta distal 232. En una realización representada en la FIG. 11A, el elemento sobresaliente 230 en forma de vástago comprende, en un primer aspecto funcional, un empujador mecánico que funciona para empujar proximalmente una tira de tejido 225 capturada, desde la luz 190B de sección transversal pequeña de la funda interior 175, a medida que la funda interior 175 se mueve hasta su posición completamente avanzada o extendida.

En un segundo aspecto funcional, la cámara 240 del extremo distal de la funda 170 está configurada para capturar un volumen de fluido salino 244 de dilatación (FIG. 12A), contenido en el espacio de trabajo, y en donde los electrodos de RF existentes del extremo de trabajo 145 están configurados adicionalmente para vaporizar explosivamente el fluido 244 capturado, para generar unas fuerzas proximalmente dirigidas sobre las tiras de tejido 225 extirpadas y dispuestas en la luz 160 de la funda interior 175 (FIGS. 12B y 12C). Ambos elementos y procesos funcionales (mecanismos de desplazamiento de tejido) pueden aplicar una fuerza mecánica sustancial sobre las tiras de tejido 225 capturadas, por medio de la vaporización explosiva de líquido en la cámara 240, y puede servir para mover las tiras de tejido 225 en la dirección proximal por la luz de extracción de tejido 160. Se ha observado que el uso de una combinación de múltiples elementos y procesos funcionales puede eliminar virtualmente la potencial obstrucción, por tejido, de la luz de extracción de tejido 160.

Más en particular, las FIGS. 12A-12C ilustran secuencialmente los aspectos funcionales de los mecanismos de desplazamiento de tejido, y la posterior vaporización explosiva de fluido capturado en la cámara 240. En la FIG. 12A, se muestra la funda interior 175 alternativa en una posición medial, avanzando distalmente, en donde el plasma del borde de electrodo 180 de resección está extirpando una tira de tejido 225 dispuesta dentro de la luz 160 de la funda interior 175. En las FIGS. 12A-12C puede observarse que el sistema opera en un primer y segundo modos electroquirúrgicos, correspondientes al intervalo de movimiento alternativo y axial de la funda interior 175 con respecto a la ventana receptora de tejido 176. Como se usa en el presente documento, el término "modo electroquirúrgico" se refiere a cuál de los dos electrodos de polaridad opuestos funciona como "electrodo activo", y

cuál de ellos funciona como “electrodo de retorno”. Los términos “electrodo activo” y “electrodo de retorno” se usan de acuerdo con la convención en la técnica, en donde un electrodo activo tiene un área superficial menor que el electrodo de retorno, enfocándose de este modo la densidad de energía de RF alrededor de dicho electrodo activo. En el extremo de trabajo 145 de las FIGS. 10A-11C, el elemento de electrodo 195 de resección y su borde de electrodo 180 deben comprender el electrodo activo para enfocar la energía alrededor del electrodo, para generar el plasma de resección de tejido. Tal plasma energético de alta intensidad, en el borde de electrodo 180, resulta necesario a lo largo de una carrera X, indicada en la FIG. 12A-12B, para extirpar el tejido. El primer modo se produce a lo largo de una longitud axial de recorrido de la funda interior 175, cuando atraviesa la ventana receptora de tejido 176, momento en el cual toda la superficie exterior de la funda exterior 170 comprende el electrodo de retorno, indicado con el número 185. En la FIG. 12A se indican generalmente los campos eléctricos CE en el primer modo de RF.

La FIG. 12B ilustra el momento en el que el avance o extensión distal de la funda interior 175 cruza completamente la ventana receptora de tejido 176 (FIG. 12A). En este momento, la funda de electrodo 195 y su borde de electrodo 180 quedan confinados dentro de la cámara 240 de paredes principalmente aisladas, definida por la funda exterior 170 y la punta distal 232. En este momento, el sistema está configurado para cambiar al segundo modo de RF, en el que los campos eléctricos CE cambian con respecto a los descritos anteriormente en el primer modo de RF. Como puede observarse en la FIG. 12B, en este segundo modo el área 250 de superficie interior limitada (FIG. 12C) de la punta distal 232, que interconecta con la cámara 240, funciona como electrodo activo y la porción terminal distal de la funda interior 175, expuesta a la cámara 240, actúa como electrodo de retorno. En este modo, se producen densidades de energía muy elevadas alrededor de la superficie 250, y dicho campo eléctrico CE contenido puede vaporizar de forma explosiva e instantánea el fluido 244 capturado en la cámara 240. La expansión del vapor de agua puede ser espectacular, y ejercer así unas fuerzas mecánicas y una presión de fluido tremendas sobre la tira de tejido 225, para mover la tira de tejido en la dirección proximal por la luz de extracción de tejido 160. La FIG. 12C ilustra dicha vaporización explosiva o expansiva del fluido 244 de dilatación capturado en la cámara 240, y muestra adicionalmente la expulsión de la tira de tejido 225 en la dirección proximal por la luz 160 de la funda interior 175.

La FIG. 14 muestra las correspondientes áreas superficiales de los electrodos activo y de retorno en el intervalo de movimiento extendido de la funda interior 175, ilustrando de nuevo que el área superficial de la superficie terminal distal 250 no aislada es pequeña en comparación con la superficie 255 de la funda de electrodo, que comprende el electrodo de retorno.

Aún con referencia a las FIGS. 12A-12C, se ha observado que puede configurarse un único ajuste de potencia en la fuente de RF 150 y el controlador 155 para, (i), crear plasma en el borde de electrodo 180 de la funda de electrodo 195 para extirpar tejido en el primer modo, así como para, (ii), vaporizar explosivamente el fluido 244 de dilatación capturado en el segundo modo. Adicionalmente, se ha observado que el sistema puede funcionar con la conmutación automática de los modos de RF al llegar a velocidades adecuadas de movimiento alternativo, que van de 0,5 ciclos por segundo a 8 o 10 ciclos por segundo. En ensayos efectuados en banco, se ha observado que el dispositivo de resección de tejido anteriormente descrito puede extirpar y extraer tejido a una velocidad de 2 gramos/min a 8 gramos/min, sin la potencial obstrucción de la luz de extracción de tejido 160 por parte de las tiras de tejido 225. En estas realizaciones, la fuente de presión negativa 125 también está acoplada a la luz de extracción de tejido 160, para ayudar a aplicar fuerzas de extracción de tejido.

De particular interés resulta que la cámara de captura de fluido 240, definida por la funda 170 y la punta distal 232, puede diseñarse para que tenga un volumen, un área superficial expuesta de los electrodos, una longitud y una geometría seleccionados para optimizar la aplicación de las fuerzas de expulsión sobre las tiras de tejido 225 extirpadas. En una realización, el diámetro de la cámara es de 3,175 mm y la longitud es de 5,0 mm, lo que, teniendo en cuenta el elemento sobresaliente 230, proporciona un volumen de fluido capturado de aproximadamente 0,040 ml. En otras variaciones, el volumen de fluido capturado puede variar de 0,004 a 0,080 ml.

En un ejemplo, para calentar a la temperatura de vapor de agua un volumen de fluido capturado de 0,040 ml contenido en una cámara 240, desde la temperatura ambiente, con una eficacia de conversión del 100 % de vaporización instantánea, serían necesarios 103 julios. En funcionamiento, dado que un julio es una unidad de $W \cdot s$, y el sistema oscila a 3 Hz, la potencia requerida sería del orden de 311 W para una conversión completa e instantánea a vapor de agua. En la transición de fases se produciría una correspondiente expansión teórica de 1700x, lo que resultaría instantáneamente en una cifra de hasta 1723,7 bar (1 bar x 1700), aunque, debido a las pérdidas de la eficiencia y a la expansión no instantánea, las presiones reales serían mucho menores. En cualquier caso, las presiones son sustanciales y pueden generar unas fuerzas de expulsión suficientes para expulsar las tiras de tejido 225 capturadas.

Con referencia a la FIG. 12A, la cámara interior 240 puede tener una longitud axial de aproximadamente 0,5 mm a 10 mm, para capturar un volumen de líquido que varíe de aproximadamente 0,004 ml a 0,010 ml. En la FIG. 12A puede observarse que la pared interior de la cámara 240 tiene una capa aislante 200, que limita así el área superficial 250 del electrodo expuesta a la cámara 240. En una realización, la punta distal 232 es de acero inoxidable y está soldada a la funda exterior 170. Un elemento de puntal 248 está soldado a la punta 232, o mecanizado como una característica de la misma. En esta realización, el elemento sobresaliente 230 es una

cerámica no conductora.

La FIG. 13 muestra la sección transversal del elemento sobresaliente 230 de cerámica, que puede estar estriado, y que en una realización tiene tres elementos estriados 260 y tres correspondientes surcos axiales 262 en su superficie. Es posible cualquier número de estrías, canales o similares, por ejemplo de 2 a aproximadamente 20. El diseño estriado proporciona aumenta el área de sección transversal disponible en el extremo proximal del elemento sobresaliente 230, para empujar la tira de tejido 225, al tiempo que los tres surcos 262 permiten que el chorro de vapor de agua, dirigido proximalmente, incida sobre el tejido expuesto a los surcos 262. En una realización, la longitud axial D (FIG. 12A) del elemento sobresaliente 230 está configurada para empujar el tejido completamente fuera de la zona 190B de sección transversal reducida del elemento de funda de electrodo 195. En otra realización, el volumen de la cámara 240 está configurado para capturar un líquido que, al vaporizarse explosivamente, proporcione un volumen de gas (vapor de agua) suficiente para expandirse hacia y ocupar al menos el volumen definido por un 10 % de la longitud total del canal de extracción 160 del dispositivo, al menos un 20 % del canal de extracción 160, a menudo al menos un 40 % del canal de extracción 160, a veces al menos un 60 % del canal de extracción 160, otras veces al menos un 80 % del canal de extracción 160, y a veces al menos el 100 % del canal de extracción 160.

Como puede deducirse de las FIGS. 12A a 12C, el fluido 244 de dilatación contenido en el espacio de trabajo repone el fluido capturado en la cámara 240, a medida que la funda interior 175 se mueve en la dirección proximal o hacia su posición no extendida. Así, cuando la funda interior 175 se mueve nuevamente en la dirección distal para extirpar el tejido, la cámara interior 240 se llena con fluido 244, que queda nuevamente contenido y disponible para su vaporización explosiva, como se describió anteriormente, cuando la funda interior 175 cierra la ventana receptora de tejido 176. En otra realización puede proporcionarse una válvula unidireccional en la punta distal 232, para aspirar fluido directamente a la cámara interior 240 sin la necesidad de que el fluido se desplace a través de la ventana 176.

En otra realización, pueden programarse la fuente de RF 150 y el controlador 155 para que modulen los parámetros de suministro de energía durante la carrera X y la carrera Y, en las FIGS. 12A-12C, para proporcionar la energía óptima para (i) la resección por plasma con el borde de electrodo 180, y (ii) la vaporización explosiva del fluido capturado en la cámara 240.

Cabe observar que, aunque una fuente de RF es adecuada para provocar la vaporización explosiva del volumen de fluido capturado, puede usarse cualquier otra fuente de energía, que estará dentro del alcance de la invención, tal como un transductor de ultrasonido, HIFU, una fuente láser o de energía lumínica, una fuente de microondas o una fuente de calor resistiva.

La FIG. 15 es una vista lateral de un sistema de eliminación de fibromas similar al de la FIG. 1, que incluye un endoscopio 300 configurado para su uso en histeroscopia y un dispositivo de resección de tejido 305 con RF, configurado para su introducción a través del canal de trabajo del endoscopio 300.

En la FIG. 15 puede observarse que el dispositivo de resección tiene unas fundas interior y exterior 170 y 175, y un motor 306 situado en el mango 308 mueve alternativamente la funda interior 175 axialmente con respecto a la ventana 176. El canal de extracción de tejido 160 situado en la funda interior 175 se extiende a través del mango 308, en comunicación con un accesorio de conexión rápida 310. Una fuente de presión negativa acoplada a un tubo flexible de extracción (no mostrado) puede estar conectada al accesorio 310, para de este modo transportar tejido y fluido extirpado hasta un depósito de recogida (véase la FIG. 1). El motor 306 está acoplado a un cable eléctrico 311, que se extiende hasta una fuente eléctrica 312 y el controlador 315.

En las FIGS. 15 y 16, puede observarse que el endoscopio 300 es similar al endoscopio de las FIGS. 1 y 3, excepto por que el endoscopio 300 de las FIGS. 15-16 difiere en que (i) el endoscopio tiene una configuración diferente del canal de trabajo 320, que está curvado para proporcionar una resistencia predeterminada al deslizamiento del vástago de una herramienta de resección por el canal, y (ii) el endoscopio tiene un tipo diferente de componente adaptador desechable 322, que soporta un accesorio 324 de conexión rápida para los fines descritos a continuación.

Más en particular, las FIGS. 15-16 muestran que el endoscopio 300 tiene un mango o cuerpo principal 325 de metal, que está acoplado a una porción de extensión 328 o vástago. El vástago alargado 328 puede tener un diámetro que varía de 5 mm a 10 mm, y, en una realización es de 6,2 mm. El vástago 328 del endoscopio tiene una longitud axial de 15 a 35 cm, y el endoscopio 300 puede tener una amplitud de 0° o una amplitud de 15° a 30°.

El vástago 328 del endoscopio tiene un canal óptico 106 y un primer y segundo canales 108a y 108b de flujo de fluido, como se muestra en el endoscopio de la FIG. 3. Los canales 108a y 108b de flujo (FIG. 3) se comunican con unos conectores Luer 332a y 332b (véanse las FIGS. 15-16). Una fuente de entrada de fluido 120 (FIG. 2) está acoplada al primer conector 332a y al canal 108a. Un sensor de presión 335 está acoplado al segundo conector 332b y al canal 108b. El sensor de presión 335 está adaptado para medir la presión intracavitaria real (como se describe más adelante), y para enviar continuamente señales de presión al controlador 315.

El cuerpo principal 325 del endoscopio 300 incluye la porción de extensión en ángulo 336 con óptica, y un

prisma 337 que proporciona una trayectoria LP de luz para permitir de este modo la visualización a través del canal óptico 106. Puede acoplarse una cámara videoscópica al extremo proximal 338 de la porción de extensión en ángulo 336. Una fuente de luz está acoplada al conector de luz 342 en el cuerpo principal 325 del endoscopio.

5 En las FIGS. 15-16, puede observarse que el endoscopio 300 incluye un componente adaptador 322 desmontable y desechable, que soporta una primera y segunda juntas sellantes 346 y 348 que están configuradas para sellar el canal de trabajo 320, cuando un vástago de herramienta de resección está situado en el canal o en la ausencia del mismo en el canal 320. La junta sellante 348 más distal puede comprender una junta sellante de pico de pato, o su equivalente, que selle el canal cuando no haya un vástago de herramienta en el canal 320. La junta sellante 346
10 más proximal comprende una junta sellante elastomérica con un orificio 350, que puede estirarse e incidir sobre un vástago de herramienta dispuesto en el canal 320. En una variación mostrada en la FIG. 16, el componente desechable 322 puede estar moldeado con plástico y puede acoplarse de forma desprendible al cuerpo principal 325 del endoscopio mediante un fiador 352 en J. Puede proporcionarse una junta tórica 354 en una interfaz entre el cuerpo principal 325 y el componente desechable 322. Puede usarse cualquier accesorio adecuado para acoplar el
15 componente desechable 322 al cuerpo principal 325, tal como roscas, fiadores en J, etc. La FIG. 16 muestra adicionalmente que el componente adaptador desechable 322 tiene una cámara interior 353 con un volumen de fluido sustancial, que puede estar opcionalmente configurada con una válvula de descarga de presión manual o automática, como se describirá adicionalmente a continuación en realizaciones relacionadas.

20 Con referencia nuevamente a las FIGS. 15 y 16, se ha observado que la porción curva 355A del canal de trabajo 320 sirve para proporcionar resistencia al deslizamiento axial no deseado de un vástago de herramienta de resección, cuando está en uso, al tiempo que no proporciona ninguna resistencia a la rotación del vástago de dispositivo de resección. En uso, se manipula el dispositivo de resección 305 electroquirúrgica como se muestra en general en las FIGS. 1, 4, 10A-14 y 15, para extirpar el tejido simplemente al presionar la ventana terminal de trabajo
25 176 sobre una zona de tejido diana, junto con una ligera rotación del extremo de trabajo mientras se extirpa el tejido. Durante el uso, para extirpar tejido no será necesario mover axialmente hacia delante y hacia atrás el extremo de trabajo del dispositivo de resección con RF de la FIG. 15, como es habitual con los lazos de resección con RF comercializados conocidos de la técnica anterior. Por esta razón, la configuración del canal curvo de trabajo 355A mostrada en las FIGS. 15-16 proporciona un aumento deseado de la resistencia al deslizamiento axial del vástago
30 de dispositivo de resección, en el endoscopio, que ayuda a evitar que los médicos utilicen la combinación de la presente invención (dispositivo de resección RF y endoscopio) de la manera comúnmente asociada con los lazos de resección con RF de la técnica anterior. El vástago del dispositivo de resección 305 con RF también está configurado para que sea adecuadamente flexible, para cooperar con el canal curvo de trabajo. Se ha observado que un canal curvo de trabajo como el descrito en el presente documento no impide al/la médico/a girar el vástago
35 de dispositivo de resección en el canal de trabajo 320, lo que también resulta ventajoso.

En las FIGS. 15 y 16, una realización del endoscopio 300 tiene un canal de trabajo 320 con una porción curva o no recta 355A, con un eje curvo 356A que se extiende a través del cuerpo principal 325, y una porción recta de canal 335B con un eje recto 356B que se extiende longitudinalmente a través de la porción de vástago del endoscopio
40 328. La porción curva de canal 355A puede extenderse sobre una longitud AA, que varía de aproximadamente 4 cm a 8 cm y en una realización es de aproximadamente 5 cm. La porción curva de canal 355A puede tener un radio R que varía de aproximadamente 150 mm a 900 mm. En una realización, el eje central 356A de la porción curva de canal 355A en la cara proximal 360 del cuerpo principal 325 está descentrada una distancia con una dimensión DD, que puede ser de aproximadamente 2 mm a 5 mm (véase la FIG. 16) con respecto al eje central hipotético 355B de la porción recta de canal 335B, si se extiende hasta la cara proximal 360 del cuerpo principal 325. En una
45 realización, la dimensión DD de descentramiento es de 2,0 mm. En una realización, la superficie de al menos la porción curva de canal 355A del cuerpo principal 325 de metal puede tener un revestimiento de nitruro de titanio o de oro, que puede proteger el canal ante los daños durante la vida útil del endoscopio.

50 En otra realización (no mostrada), el canal de trabajo 320 de un endoscopio 300 similar al de la FIG. 15 puede ser recto o curvo, y puede usar un mecanismo alternativo para proporcionar resistencia al deslizamiento axial de un vástago de herramienta. En una variación, puede usarse un conjunto de compresión conocido en la técnica para apretar un elemento de interferencia contra el vástago de herramienta en el canal de trabajo, por ejemplo para comprimir radialmente hacia dentro una junta tórica. La FIG. 15 ilustra otro mecanismo que puede usarse para
55 indicar o para resistir el deslizamiento axial de un vástago de herramienta por el canal de trabajo. Como puede observarse en la FIG. 15, el dispositivo de resección RF tiene una funda 370 de refuerzo dispuesta alrededor del extremo proximal 372 de la funda exterior 170. La funda 370 de refuerzo puede tener una longitud de 4 a 6 cm, y está configurada con unos surcos anulares o retenes 375, entre 5 y 50 de los mismos, que cooperan con un elemento de resorte (no mostrado) en el componente adaptador 322 para enganchar con los retenes 375, para
60 proporcionar información táctil al/la médico/a en relación con el deslizamiento axial del vástago de herramienta.

En general, el endoscopio 300 comprende un cuerpo principal 325 y una porción extendida de vástago 328, que se extiende longitudinalmente hasta un extremo distal, un primer canal que se extiende desde el extremo de mango hasta el extremo distal, que puede acoplarse a una fuente de entrada de fluido, un segundo canal que se extiende desde el extremo de mango hasta el extremo distal, configurado para la salida de fluido y/o la recepción de un dispositivo de resección con RF, en donde el segundo canal tiene una primera porción recta y una segunda porción curva, y un componente desechable que soporta al menos una junta sellante acoplada de forma desprendible al cuerpo principal del endoscopio y al segundo canal. En una variación, el dispositivo tiene un primer y segundo elementos de sellado soportados en el componente desechable, configurados para sellar el segundo canal con o sin un vástago de herramienta dispuesto en el mismo. En una variación, un tercer canal está configurado para su acoplamiento con un sensor de presión 335 (véanse las FIGS. 15-16). Un cuarto canal está configurado a modo de canal óptico, para visualizar la cavidad uterina. Un quinto canal está configurado como una guía de luz que se extiende desde el cuerpo principal del endoscopio hasta el extremo distal de la porción extendida de vástago 328. El endoscopio puede tener un sensor de presión 335 que esté configurado para enviar señales de presión a un controlador 315, para controlar las entradas y las salidas de fluido a través del endoscopio para controlar así la presión del fluido en la cavidad uterina. El controlador puede estar acoplado operativamente a las fuentes de entrada y salida de fluido para, de manera simultánea, (i) controlar la presión dentro de la cavidad uterina mediante la modulación de las fuentes de presión positiva y negativa, y (ii) controlar los parámetros operativos del dispositivo de resección electroquirúrgica. El controlador 315 puede estar adaptado para controlar selectivamente los flujos a la cavidad uterina, a través de un canal de flujo, a cualquier velocidad entre 0 ml/min y 750 ml/min. En otro aspecto de la invención, el controlador 315 puede estar adaptado para controlar selectivamente la presión en la cavidad uterina a cualquier nivel entre 0 mm Hg y 150 mm Hg. El controlador 315 puede estar adaptado para controlar selectivamente los flujos de salida procedentes de la cavidad uterina, a través de un canal del sistema, a cualquier velocidad entre 0 ml/min y 750 ml/min. En una variación, el sensor de presión 335 (FIG. 15) es desechable y está acoplado de forma desprendible a un extremo proximal de un canal, que tiene un área de sección transversal superior a 0,1 mm², superior a 0,5 mm² o superior a 1,0 mm².

Las FIGS. 17 y 18 ilustran otra variación del endoscopio 500 que está configurado para su uso en histeroscopia, que incluye mecanismos y sistemas para controlar la presión en una cavidad uterina durante un procedimiento de eliminación de fibromas. En una variación, el endoscopio 500 y el sistema están adaptados para reducir automáticamente la presión intracavitaria dentro de un intervalo de tiempo predeterminado, después de alcanzar un punto de referencia de presión intracavitaria. El punto de referencia predeterminado puede ser 50 mm Hg, 60 mm Hg, 70 mm Hg, 80 mm Hg, 90 mm Hg, 100 mm Hg, 110 mm Hg, 120 mm Hg, 130 mm Hg, 140 mm Hg, 150 mm Hg, 160 mm Hg, 170 mm Hg o 180 mm Hg. En una variación, la presión predeterminada es 150 mm Hg. El intervalo predeterminado puede estar en una escala de entre 1 segundo y 10 segundos, y en una variación es 5 segundos. En otra variación el sistema incluye una válvula de descarga de presión, para liberar la presión a un máximo predeterminado que puede estar en el intervalo de 150 mm Hg a 200 mm Hg, y que en una variación es 200 mm Hg. De particular interés, el sistema está adaptado para responder a una medición de la presión intracavitaria "real", medida por un sensor de presión en comunicación fluidica directa con la cavidad uterina. En la técnica anterior, los sistemas de administración de fluidos que están adaptados para liberar la presión intracavitaria al llegar a un punto de referencia predeterminado utilizan solo una presión intracavitaria "estimada", que se estima mediante un algoritmo de software basándose en señales relacionadas con las entradas de fluido, que se comunican a un controlador de flujo. Dichos sistemas y algoritmos de la técnica anterior no son capaces de medir con precisión la presión intracavitaria "real".

En las FIGS. 17-18 puede observarse que el endoscopio 500 tiene características estándar que incluyen un canal 508 de visualización, un canal de luz que comprende fibras ópticas en la porción de vástago 512, un canal de trabajo 510 y uno o más canales de entrada o salida de fluido. La porción de vástago 512 del endoscopio se extiende alrededor del eje longitudinal central 515. El cuerpo del endoscopio puede reutilizarse y esterilizarse, como es conocido en la técnica. Un mango o porción de cuerpo principal 516 del endoscopio está acoplado con el vástago 512, y soporta un ocular 517 y unos conectores Luer (no mostrados) que se comunican con un primer y segundo canales para las entradas y salidas de fluido, como se describió anteriormente. La referencia 518 indica un conector para luz.

Como puede observarse adicionalmente en la FIG. 17, un endoscopio proximal o componente adaptador 520 comprende un cuerpo adaptador desechable, que puede fijarse al extremo proximal del cuerpo principal del endoscopio. El componente adaptador 520 puede fijarse mediante roscas, fiadores en J o accesorios de encaje a presión en la interfaz 522, en una configuración que alinee rotacionalmente el canal o porción de luz del componente 520 con el canal del cuerpo principal 505 del endoscopio.

En un aspecto de la invención, el extremo proximal 524 del componente adaptador 520 está configurado como una porción de acoplamiento de un accesorio de conexión rápida 525. El accesorio de conexión rápida 525 y la junta tórica 528 pueden usarse para acoplar un tubo de salida 530 directamente al extremo proximal del conjunto 500 de endoscopio, para permitir utilizar el sistema en un modo de diagnóstico. Un modo de diagnóstico consiste en que el/la médico/a lleve a cabo un procedimiento de diagnóstico antes de usar una sonda de resección. Así, cuando a través del endoscopio no está insertada una sonda de resección, el/la médico/a puede conectar el tubo de retorno de solución salina directamente al accesorio de conexión rápida 525 y hacer circular fluido de distensión a través del

canal de entrada en el dispositivo de endoscopio, y hacia fuera a través del canal de trabajo y el tubo de salida acoplado a la conexión rápida 525, para dilatar la cavidad uterina y permitir la visualización de la misma.

El componente adaptador 520 soporta adicionalmente unas juntas sellantes 530a y 530b, que comprenden juntas sellantes para (i) evitar salidas de fluido a través del canal de trabajo y el adaptador cuando no hay una herramienta de resección dispuesta en el endoscopio, y para (ii) proporcionar una junta sellante alrededor de un vástago de herramienta de resección cuando dicha herramienta está dispuesta en el endoscopio. Estas juntas sellantes 530a y 530b pueden estar integradas en un componente o estar separadas, como se muestra en una variación en la FIG. 17.

En un aspecto de la invención, como se describió anteriormente, el conjunto de endoscopio incluye un sistema de válvula configurado para reducir automáticamente la presión de la cavidad uterina, dentro de un intervalo de tiempo predeterminado después de haber alcanzado un punto de referencia de la presión intracavitaria. En una variación, como se indicó anteriormente, la presión predeterminada es 150 mm Hg y el intervalo predeterminado es 5 segundos. En una variación, una válvula de descarga 540 de tipo solenoide está operativamente acoplada a un controlador 545, y está adaptada para liberar del sistema (conjunto de endoscopio) al menos un volumen predeterminado de fluido de distensión dentro de un intervalo de tiempo predeterminado, para asegurar una descarga muy rápida de presión en la cavidad uterina. En una variación, el volumen predeterminado es de al menos 0,1 cc, 0,5 cc, 1 cc, 2 cc, 3 cc, 5 cc o 10 cc en 1 segundo para liberar la presión intracavitaria. El controlador 545 recibe señales de presión desde un sensor de presión acoplado directamente a un canal de salida del endoscopio, como se describió previamente. El controlador 545 también puede estar configurado para cerrar la válvula de descarga 540 tras un intervalo de tiempo predeterminado, durante el cual la presión intracavitaria estará por debajo del punto de referencia, pudiendo ser dicho intervalo de al menos 1 segundo, 2 segundos, 5 segundos o 10 segundos.

En una variación mostrada esquemáticamente en la FIG. 17, el componente adaptador 520 está configurado para transportar el solenoide o válvula de descarga 540, que está acoplada a un controlador 545 del sistema a través de un cable 546. La válvula de descarga 540 de solenoide también puede incluir un sensor de presión 548A integrado, acoplado al controlador 545 del sistema a través del cable 546, en donde una señal de presión accionará entonces la válvula 540 de solenoide al llegar a la presión predeterminada, para liberar fluido del canal interior hacia el entorno para reducir la presión intracavitaria. El sensor de presión 548A se comunica con la cavidad uterina a través del fluido en el canal de trabajo 510 (alrededor de una herramienta en el canal 510), para detectar directamente la presión en la cavidad uterina.

En otra variación mostrada en la FIG. 19, se muestra un sensor de presión 548B independiente que se comunica con un canal de flujo 552 independiente en el vástago 512 del endoscopio, para permitir la medición directa de la presión de la cavidad uterina. Una vez más, el sensor de presión 548B está conectado operativamente al controlador 545.

En otra variación, una señal de un nivel seleccionado de alta presión, procedente de un sensor de presión, puede finalizar el suministro de energía de RF o el movimiento alternativo/giratorio de un dispositivo de resección. En otra variación, una señal de un nivel seleccionado de alta presión, procedente de un sensor de presión, puede desencadenar un cambio en los flujos de entrada y salida causados por un componente de bomba del sistema de administración de fluidos.

En las FIGS. 17 y 18 puede observarse que el interior del adaptador 520 y el interior de la porción 516 de cuerpo principal del endoscopio están configurados con un espacio abierto coincidente o porción de canal expandido 550 con eje descentrado, que permite el funcionamiento óptimo de la válvula de descarga 540 de solenoide. Tal como puede observarse en la FIG. 19, se muestra una sonda o vástago de herramienta 555 de un dispositivo de resección tras haber sido introducido a través del endoscopio 500, y el vástago 555 tiene una dimensión que ocupa una sección transversal sustancial del canal de trabajo 510 que recibe la herramienta. En la variación de las FIGS. 17 y 19, se introduce el vástago 555 de herramienta, en orden, (i) a través del extremo proximal 524 del adaptador 520 y a través del canal 560 que presenta el eje longitudinal 565 en la porción proximal del adaptador, que tiene una longitud AA, (ii) a través del interior de la porción de canal expandido 550 con eje descentrado del adaptador 520 y de la porción proximal del mango 516, que tiene un diámetro D2, y (iii) a través del canal distal 510 (diámetro D3) de la porción de vástago 512 de endoscopio. Como puede observarse en las FIGS. 17-18, el diámetro D1 del canal 560 está dimensionado para albergar una funda 564 de refuerzo que se extiende alrededor de una porción proximal del vástago 555 de sonda, adyacente al mango 566 de la sonda de resección 100 (véase la FIG. 1). Con referencia a la FIG. 17, puede observarse que el canal 560 se extiende a lo largo del eje 515 y que la porción de canal 550 con eje descentrado se extiende a lo largo de los ejes centrales 570a, 570b y 570c, y que el canal distal 510 se extiende a lo largo del eje 575.

La FIG. 19 representa el vástago de herramienta 555 dispuesto dentro del conjunto de endoscopio, y puede observarse que el volumen de la porción de canal 550 con eje descentrado permite el funcionamiento óptimo de la válvula de descarga 540 de solenoide, ya que la válvula se interconecta con un volumen sustancial de una columna de fluido que se extiende hasta la cavidad uterina. Como puede observarse esquemáticamente en las

FIGS. 20A y 20, la válvula de descarga 540 interconecta con un gran volumen de fluido 576 en el canal 550 con eje descentrado, que comunica con la cavidad uterina a través de un menor volumen de fluido en el espacio anular 577 alrededor del vástago 555, en el canal distal alargado 510, que se extiende a través del conjunto. Como puede deducirse fácilmente, la descarga de fluido desde la porción de canal 550 responde a la diferencia de presión entre la porción de canal 550 interior y el entorno exterior, lo que, al abrir la válvula de descarga 540, puede dar como resultado una descarga muy rápida de fluido como se describió anteriormente. En una variación, el volumen del canal 550 con eje descentrado es al menos 1 cc, 5 cc o 10 cc, y la velocidad de descarga de fluido puede ser de al menos 0,1 cc, 0,5 cc, 1 cc, 2 cc, 3 cc, 5 cc o 10 cc dentro de 1 segundo, para liberar la presión en la cavidad uterina. A continuación, la diferencia de presión entre la porción de canal 550 y la cavidad uterina dará como resultado una reducción instantánea de la presión en la cavidad uterina.

En otro aspecto de la invención, con referencia a las FIGS. 20A-20B, el volumen de fluido 576 en el canal expandido 550 con eje descentrado es necesario para evitar picos de presión transitorios en el sensor de presión 548A, que pueden generarse debido al movimiento axial del vástago 555 de la sonda en el conjunto. Puede deducirse fácilmente que, si en la variación de la FIG. 20B se mueve axialmente el vástago de herramienta 555, podrían producirse efectos transitorios sobre cualquier sensor de presión que esté en contacto fluido con el pequeño espacio anular 577.

En otro aspecto de la invención, el pequeño espacio anular 577 puede verse transitoriamente invadido al flexionar el conjunto durante el uso, o por residuos de mucosa, sangre y/o tejido que obstruyan el espacio anular 577. Así, el volumen de fluido 576 en el canal expandido 550 con eje descentrado proporciona, en efecto, un depósito de fluido en el que pueden asentarse o circular mucosidades, restos de tejido, etc., y se reduce la posibilidad de que los residuos queden atrapados en la trayectoria de flujo a través de la válvula de descarga 540. Si se coloca un sensor de presión en el canal 550, el volumen de fluido 576 en el canal 550 con eje descentrado funciona adicionalmente como un depósito de almacenamiento temporal contra cambios transitorios en la sección transversal del espacio anular 577, debidos a la flexión del dispositivo. A partir de la FIG. 20B puede deducirse que un sensor 540' situado en un espacio anular 577' (sin el volumen 576 del depósito de almacenamiento temporal de la FIG. 20A) puede conllevar una interfaz de sensor obstruida o fluctuaciones en las señales de presión, que irían en detrimento de la operación del sistema.

Con referencia a la FIG. 21, otra realización tiene un sensor óptico 580 en el canal expandido 550 con eje descentrado, que coopera con una marca 585 en el vástago 555 de la sonda para determinar la ubicación axial del vástago 555 con relación al sensor. En una variación, el sistema de detección de posición está acoplado operativamente al controlador 545 para finalizar el suministro de RF a la sonda en caso de que el/la médico/a retirara el extremo de trabajo de la sonda dentro del canal de trabajo 510 mientras la energía de RF está aún activada. El contacto del borde de resección de plasma con el endoscopio podría dañar el endoscopio.

En otra variación, que hace referencia a la FIG. 22, puede disponerse una válvula 590 de descarga de presión pasiva en el componente 520, para liberar la presión al alcanzar una presión predeterminada, por ejemplo al menos 150 mm Hg, 160 mm Hg, 170 mm Hg, 180 mm Hg, 190 mm Hg o 200 mm Hg. Esta válvula de descarga pasiva puede usarse en combinación con el solenoide operado por el controlador.

En otra variación, puede disponerse un sensor de temperatura en el componente 520 para medir la temperatura del fluido en el canal 550, a modo de mecanismo de seguridad adicional.

Cabe observar que en cualquier realización de las FIGS. 17-22 puede proporcionarse un sensor de presión en comunicación con la cámara expandida 550 con eje descentrado, en la ubicación de la válvula de descarga de presión mostrada en las FIGS. 17-22.

Aunque anteriormente se han descrito en detalle realizaciones particulares de la presente invención, debe comprenderse que la presente descripción tiene meramente efectos ilustrativos y que la anterior descripción de la invención no es exhaustiva. Las características específicas de la invención se muestran en algunos dibujos y no en otros, y esto es solo por conveniencia y cualquier característica puede combinarse con otra de acuerdo con la invención. Diversas variaciones y alternativas serán evidentes para los expertos en la materia. Tales alternativas y variaciones están destinadas a quedar dentro del alcance de las reivindicaciones. Las características particulares que se presentan en las reivindicaciones dependientes pueden combinarse, y están dentro del alcance de la invención. La invención también abarca realizaciones como si las reivindicaciones dependientes estuvieran escritas alternativamente en un formato de reivindicaciones múltiples dependientes, con referencia a otras reivindicaciones independientes.

El objetivo de la presente invención se refiere, entre otros, a los siguientes aspectos:

1. Un sistema histeroscópico mejorado, que comprende:

un histeroscopio que tiene un cuerpo principal acoplado a una porción de extensión, en donde la porción de extensión está configurada para extenderse transcervicalmente hasta la cavidad uterina de una paciente;

- un primer, segundo y tercer canales que se extienden desde el cuerpo principal hasta un extremo distal de la porción de extensión;
 una fuente de fluido, que puede acoplarse a un extremo proximal del primer canal;
 un sensor de presión, que puede acoplarse a un extremo proximal del segundo canal; y
 una sonda de resección de tejido, configurada para su introducción a través del tercer canal, en donde la mejora comprende al menos una característica de resistencia, configurada para proporcionar un nivel seleccionado de resistencia al deslizamiento axial de la sonda a través del tercer canal, al tiempo que se permite la rotación de la sonda dentro del tercer canal.
- 5
- 10 2. El sistema del aspecto 1, en donde la característica de resistencia comprende una línea central no lineal del tercer canal.
3. El sistema del aspecto 2, en donde el tercer canal tiene una línea central curva.
- 15 4. El sistema del aspecto 3, en donde la línea central curva se extiende a lo largo de una longitud en el intervalo de 4 cm a 8 cm.
5. El sistema del aspecto 3, en donde la línea central curva tiene un radio en el intervalo de 150 mm a 900 mm.
- 20 6. El sistema del aspecto 3, en donde la línea central curva tiene un extremo proximal que está descentrado por una distancia en el intervalo de 2 mm a 5 mm con respecto a una línea central hipotética del tercer canal, si fuera recto.
- 25 7. El sistema del aspecto 1, en donde la característica de resistencia comprende retenes formados en la sonda y elementos de enganche con retén, dentro de una porción del endoscopio.
8. El sistema del aspecto 1, en donde el sensor de presión es desechable.
- 30 9. El sistema del aspecto 1, que comprende adicionalmente un controlador acoplado a la fuente de fluido y adaptado para controlar selectivamente flujos a la cavidad uterina, a través del primer canal, a una velocidad de entre 0 ml/min y 750 ml/min.
- 35 10. El sistema del aspecto 9, en donde el controlador está acoplado al sensor de presión y está adaptado para controlar selectivamente la presión en la cavidad uterina a cualquier nivel entre 0 mm Hg y 150 mm Hg.
11. El sistema del aspecto 9, en donde el controlador está adaptado para controlar selectivamente flujos desde la cavidad uterina a través del tercer canal, a cualquier velocidad de entre 0 ml/min y 750 ml/min.
- 40 12. El sistema del aspecto 1, en donde el segundo canal tiene un área de sección transversal superior a 0,5 mm².
13. El sistema del aspecto 12, en donde el segundo canal tiene un área de sección transversal superior a 1,0 mm².
- 45 14. Un sistema para acceder a la cavidad uterina, que comprende:
- un cuerpo alargado que se extiende longitudinalmente alrededor de un primer eje desde un extremo de mango, a través de una porción de vástago, hasta un extremo distal con un primer, segundo y tercer canales que se extienden desde el extremo de mango hasta una zona distal de la porción de vástago;
 una fuente de fluido de presión positiva, en comunicación con el primer canal;
 un sensor de presión, acoplado de forma desprendible a un extremo proximal del segundo canal;
 en donde el tercer canal tiene una línea central curva y está configurado para la salida de fluido a través del mismo.
- 50
- 55 15. El sistema del aspecto 14, que comprende adicionalmente una válvula de descarga de presión en el extremo de mango.
16. El sistema del aspecto 14, en donde el tercer canal está configurado para recibir una herramienta alargada.
- 60 17. Un método para extirpar tejido fibroide y/o polipoide en un útero, comprendiendo dicho método:
- introducir transcervicalmente en el útero un extremo distal de una porción de extensión del histeroscopio;
 hacer avanzar un instrumento de resección a través de un canal curvo del histeroscopio, de modo que un extremo de corte del instrumento de resección se extienda desde un extremo distal de la porción de extensión;
 poner en contacto el extremo de resección del instrumento de resección contra un fibroma o pólipo, mientras
- 65

ES 2 677 145 T3

el instrumento de resección permanece dentro del canal curvo;
en donde la curvatura proporciona resistencia al desplazamiento axial del instrumento de resección con respecto al canal, mientras el extremo de resección está haciendo contacto.

- 5 18. El método del aspecto 17, que comprende adicionalmente hacer girar el instrumento de resección dentro del canal curvo, en donde el canal curvo no inhibe sustancialmente tal rotación.
- 10 19. El método del aspecto 17, en donde el canal curvo se extiende a lo largo de una longitud en el intervalo de 4 cm a 8 cm.
20. El método del aspecto 17, en donde el canal curvo tiene una línea central con un radio en el intervalo de 150 mm a 900 mm.
- 15 21. El método del aspecto 17, en donde el canal curvo tiene una línea central en su extremo proximal que está descentrada por una distancia en el intervalo de 2 mm a 5 mm, desde una línea central hipotética del canal si fuera recto.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema histeroscópico, que comprende:

- 5 un histeroscopio (300) que tiene un cuerpo principal (325), acoplado a una porción de extensión (328), en donde la porción de extensión está configurada para extenderse transcervicalmente hasta la cavidad uterina de una paciente;
- un primer, segundo y tercer canales (102, 106, 108a, 108b, 320) que se extienden desde el cuerpo principal hasta un extremo distal de la porción de extensión;
- 10 una fuente (120) de fluido, que puede acoplarse a un extremo proximal del primer canal;
- un sensor de presión (335), que puede acoplarse a un extremo proximal del segundo canal; y
- una sonda de resección de tejido (305), configurada para su introducción a través del tercer canal, en donde el tercer canal tiene una porción recta de canal (335B), que se extiende longitudinalmente a través de la porción de extensión, y una porción proximal de canal (355A) que se extiende a través del cuerpo principal;

15 **caracterizado por que:**

la porción proximal de canal (355A) está configurada para proporcionar un nivel seleccionado de resistencia al deslizamiento axial de la sonda de resección de tejido (305), a través del tercer canal, al tiempo que se permite la rotación de la sonda dentro del tercer canal, debido a que un eje central (356A) de la porción proximal de canal del tercer canal está descentrado y no es paralelo con respecto a un hipotético eje central (356B) de la porción recta de canal del tercer canal, en una cara proximal (360) del cuerpo principal.

2. El sistema de la reivindicación 1, en donde la porción proximal del tercer canal tiene una línea central no lineal.

3. El sistema de la reivindicación 2, en donde la línea central no lineal es una línea central curva.

4. El sistema de la reivindicación 3, en donde la línea central curva se extiende a lo largo de una longitud en el intervalo de 4 cm a 8 cm.

5. El sistema de la reivindicación 3, en donde la línea central curva tiene un radio en el intervalo de 150 mm a 900 mm.

6. El sistema de la reivindicación 1, en donde el sensor de presión es desechable.

7. El sistema de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente un controlador (315) acoplado a la fuente de fluido y adaptado para controlar selectivamente flujos a la cavidad uterina, a través del primer canal, a una velocidad de entre 0 ml/min y 750 ml/min.

8. El sistema de la reivindicación 7, en donde el controlador está acoplado al sensor de presión y está adaptado para controlar selectivamente la presión en la cavidad uterina, a cualquier nivel entre 0 mm Hg y 150 mm Hg.

9. El sistema de la reivindicación 7, en donde el controlador está adaptado para controlar selectivamente flujos desde la cavidad uterina a través del tercer canal, a cualquier velocidad de entre 0 ml/min y 750 ml/min.

10. El sistema de la reivindicación 1, en donde el segundo canal tiene un área de sección transversal superior a 0,5 mm², opcionalmente superior a 1,0 mm².

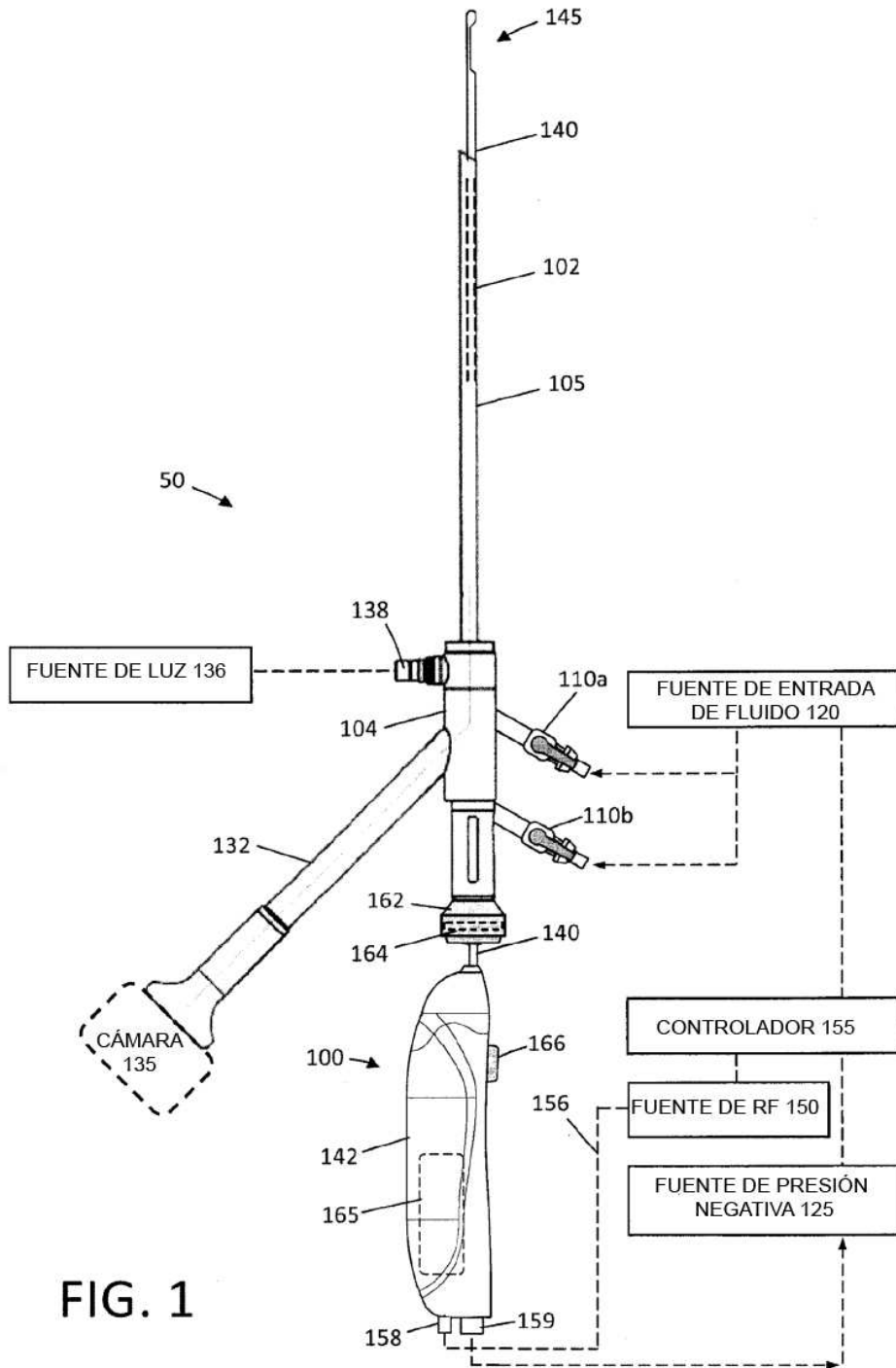


FIG. 1

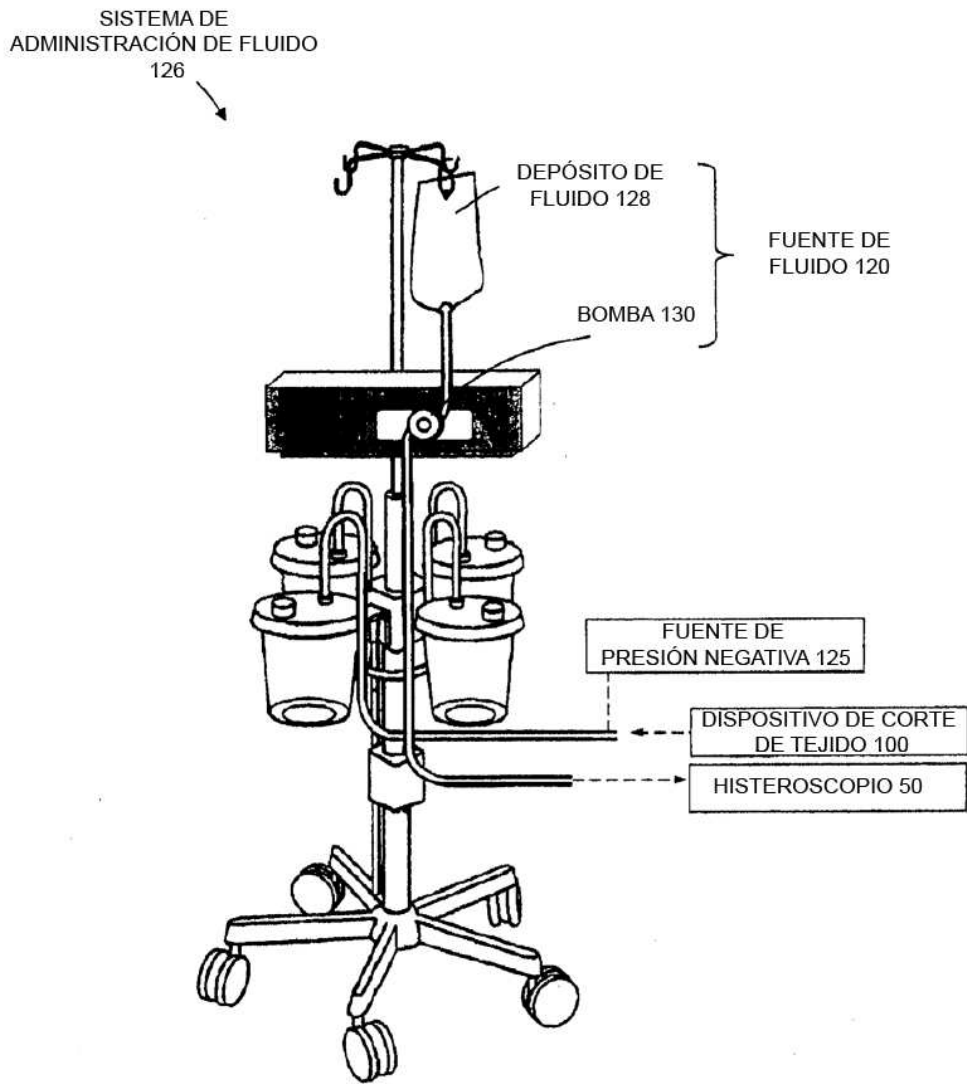


FIG. 2

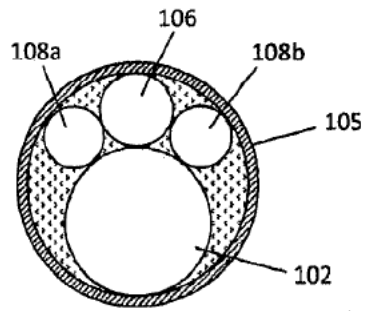


FIG. 3

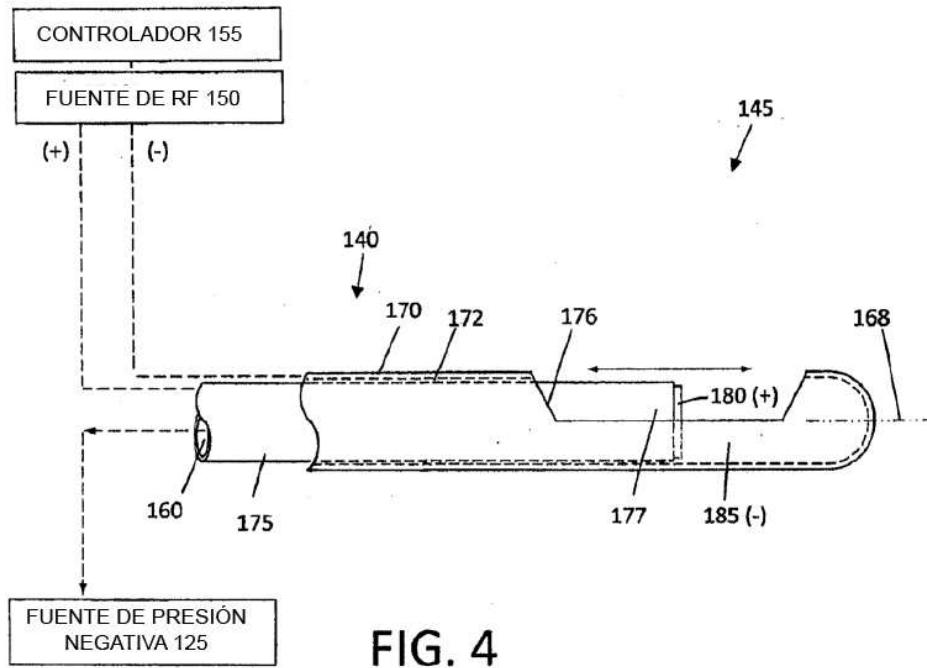


FIG. 4

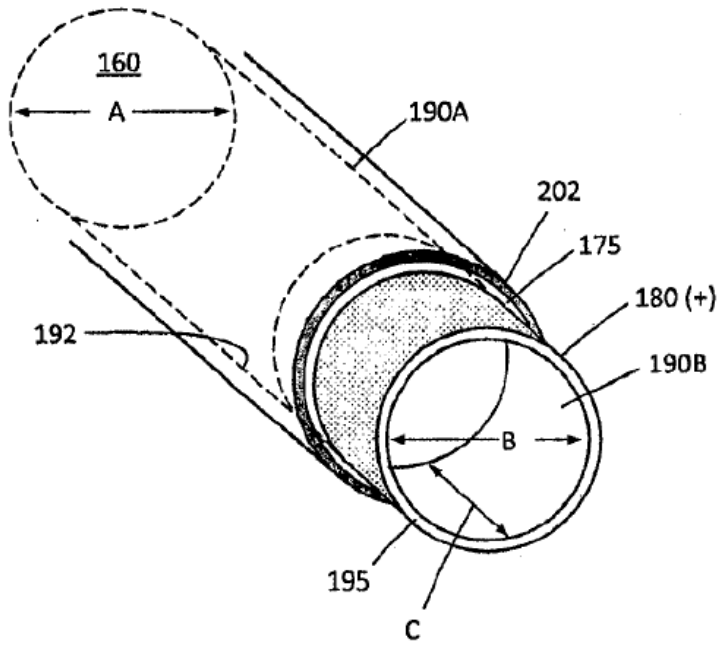


FIG. 5

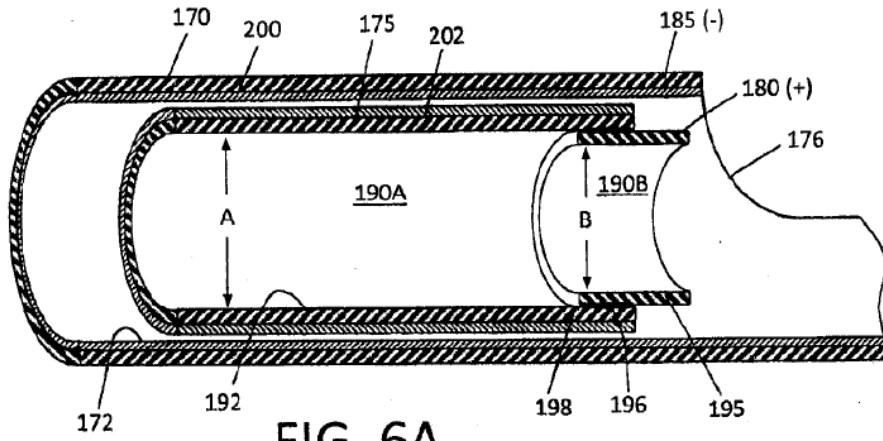


FIG. 6A

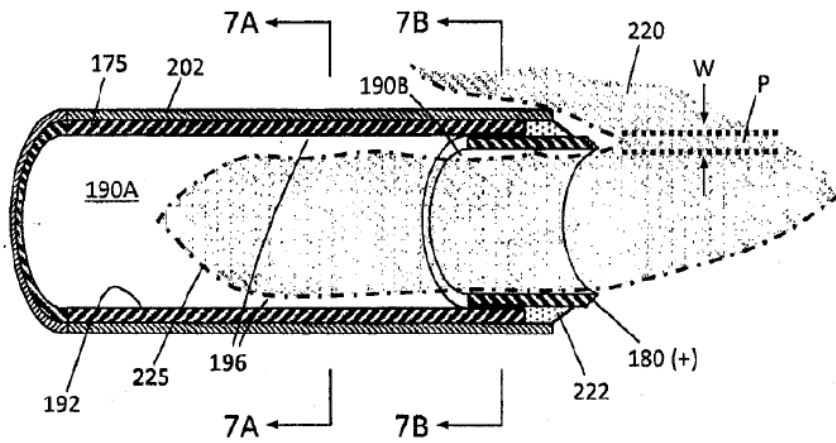


FIG. 6B

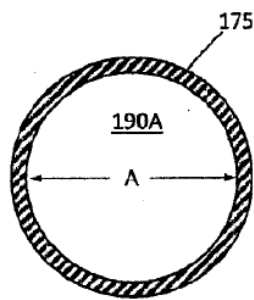


FIG. 7A

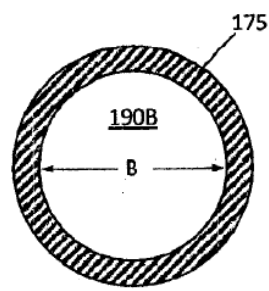


FIG. 7B

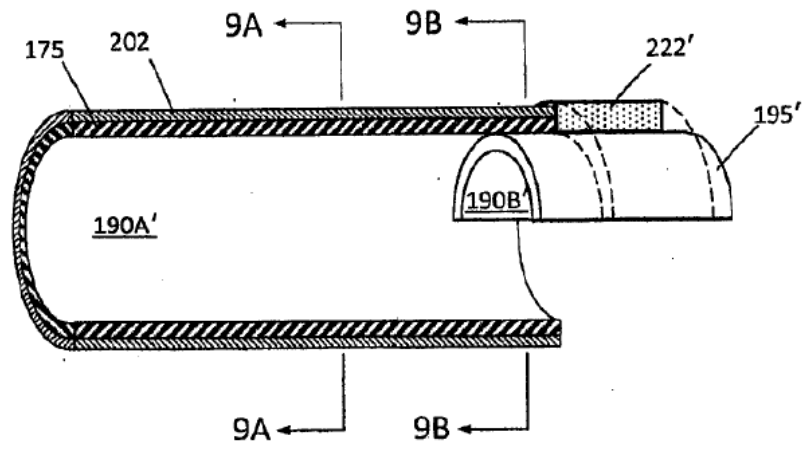


FIG. 8

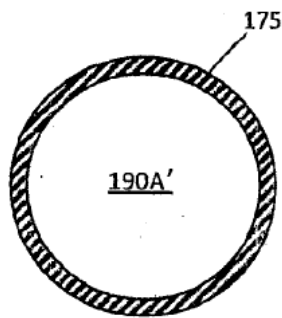


FIG. 9A

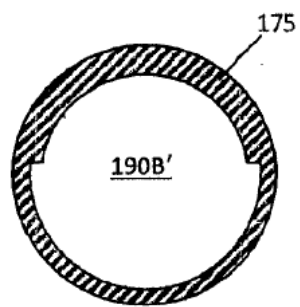


FIG. 9B

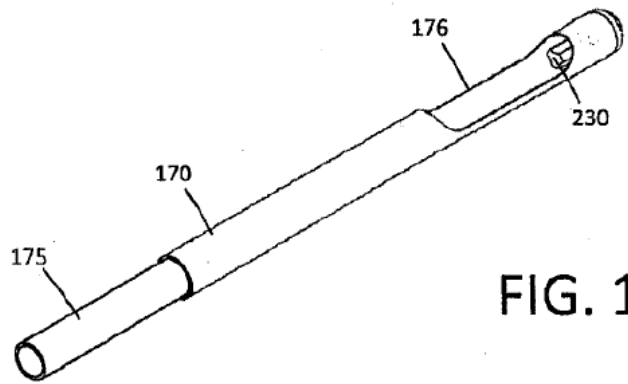


FIG. 10A

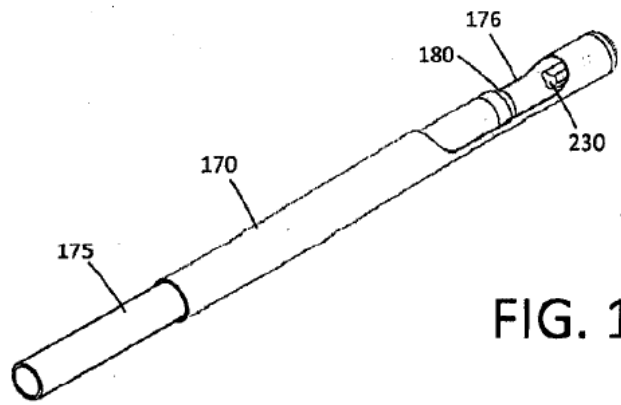


FIG. 10B

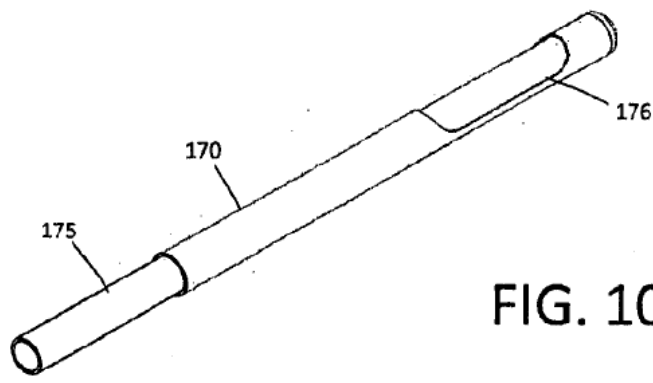
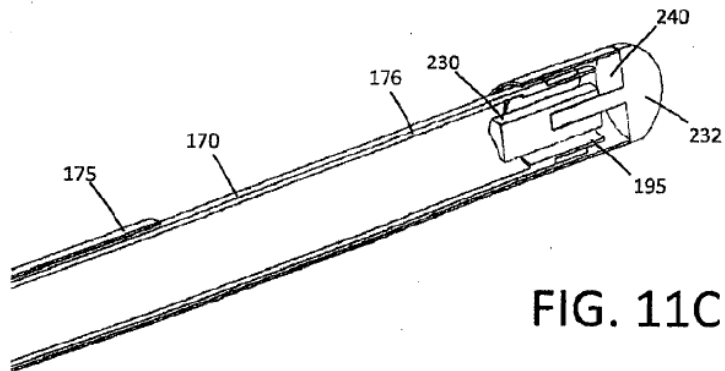
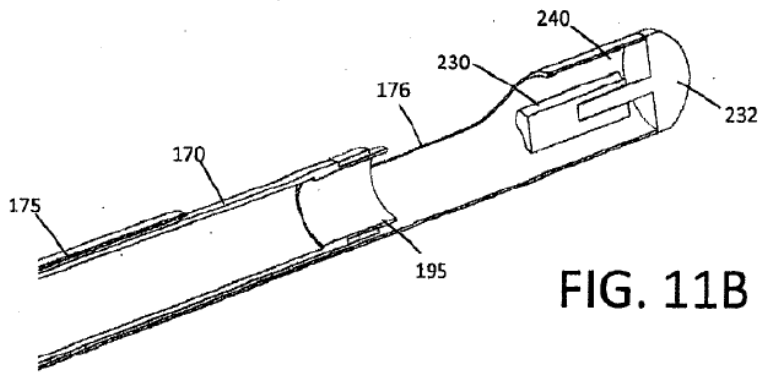
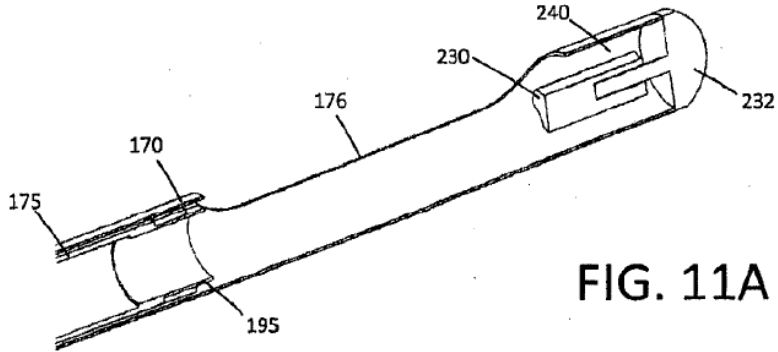
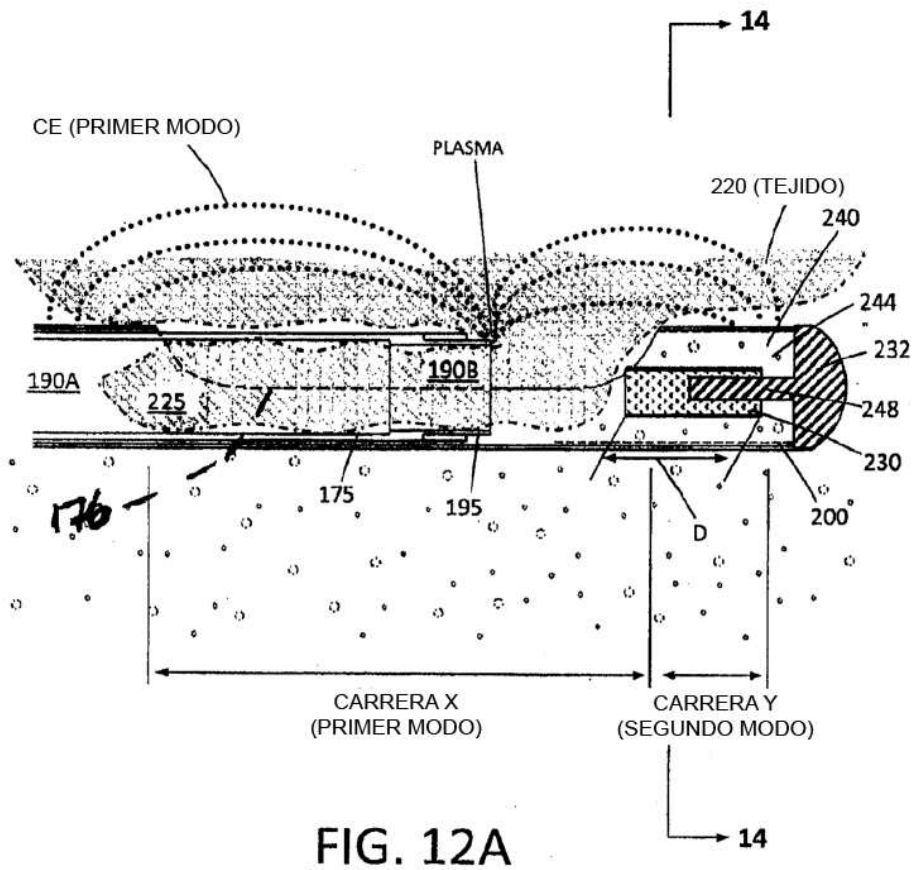


FIG. 10C





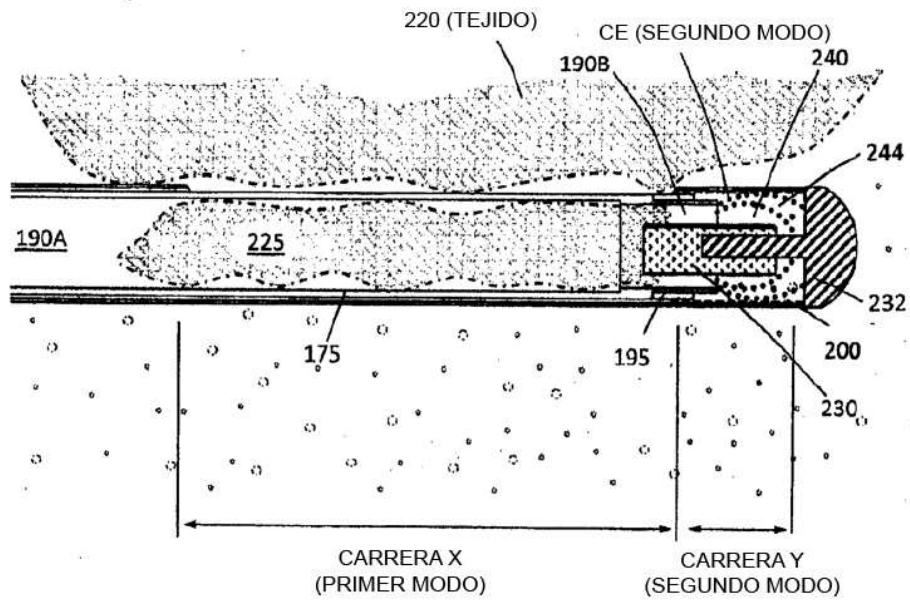


FIG. 12B

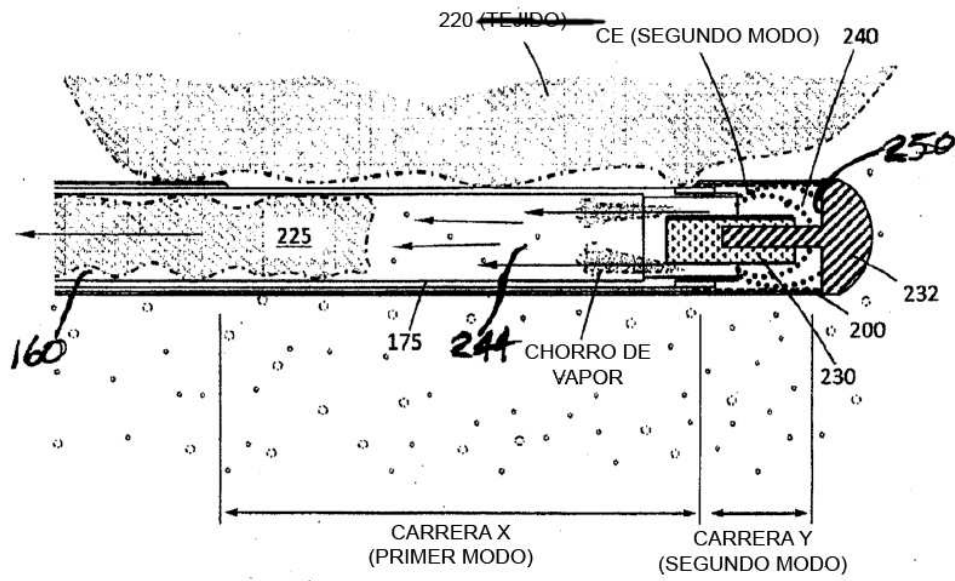


FIG. 12C

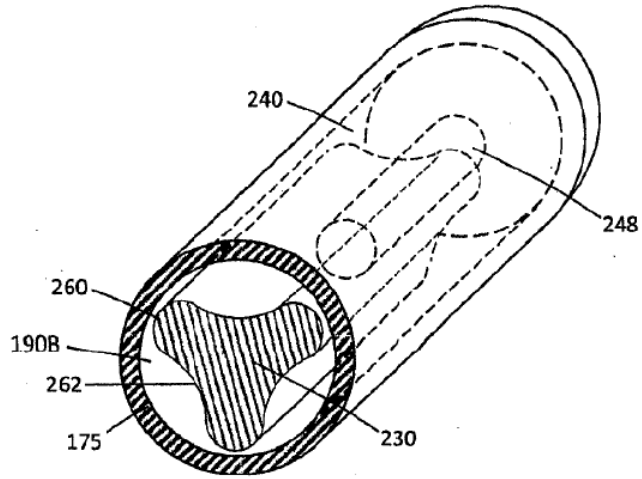


FIG. 13

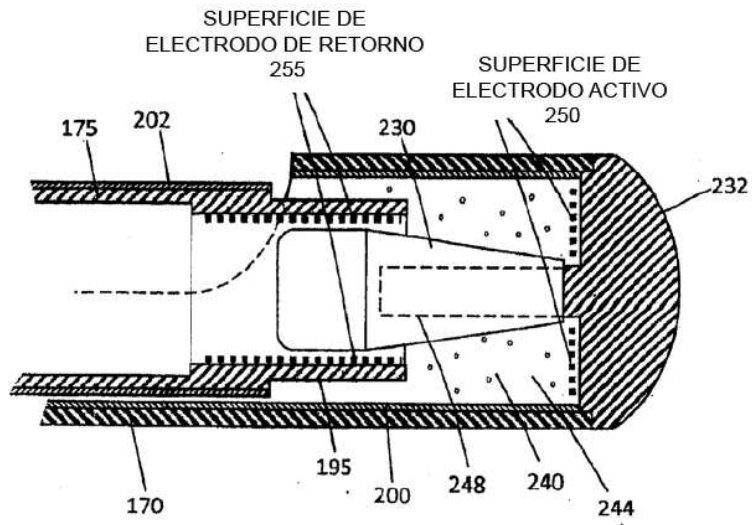


FIG. 14

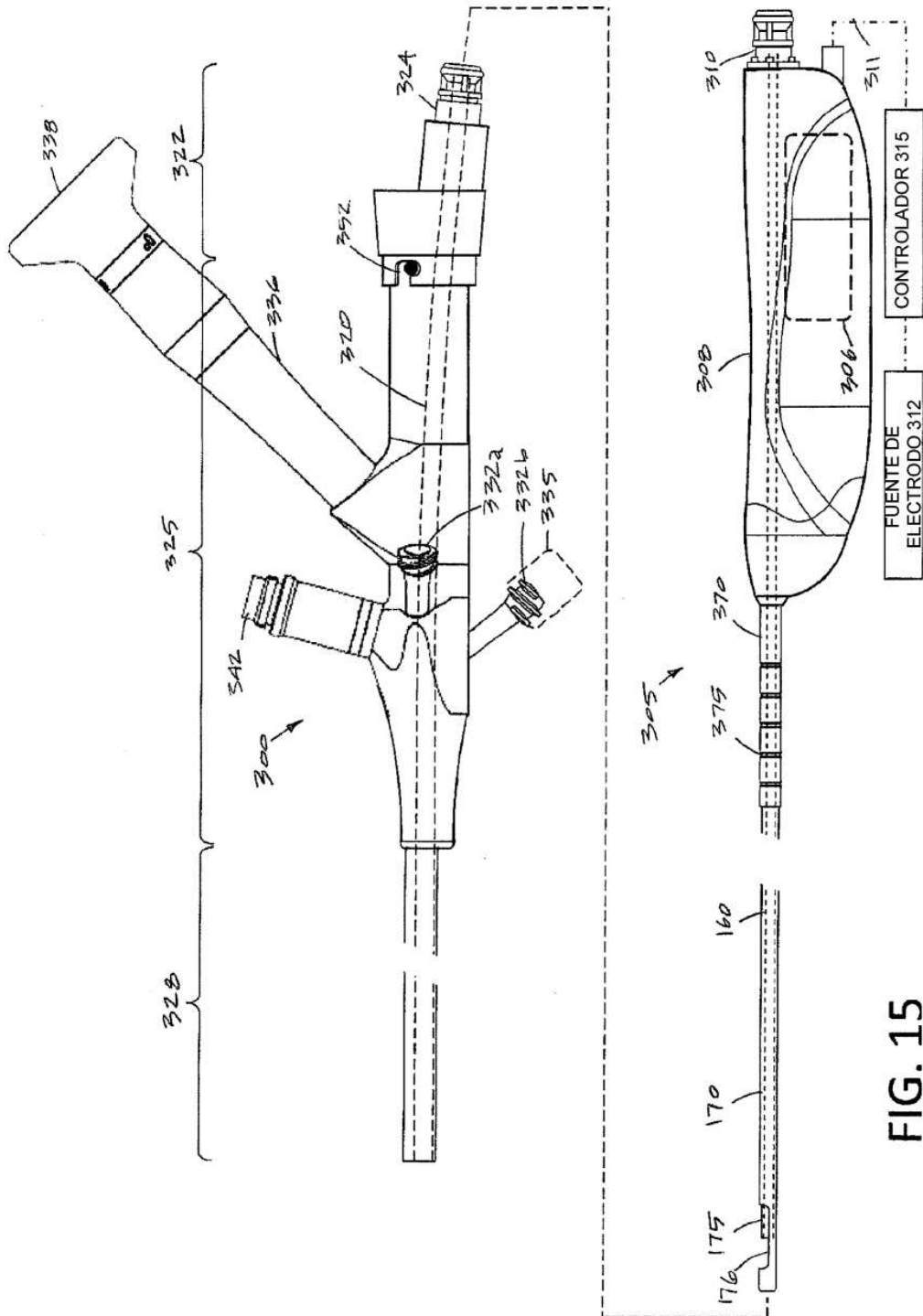


FIG. 15

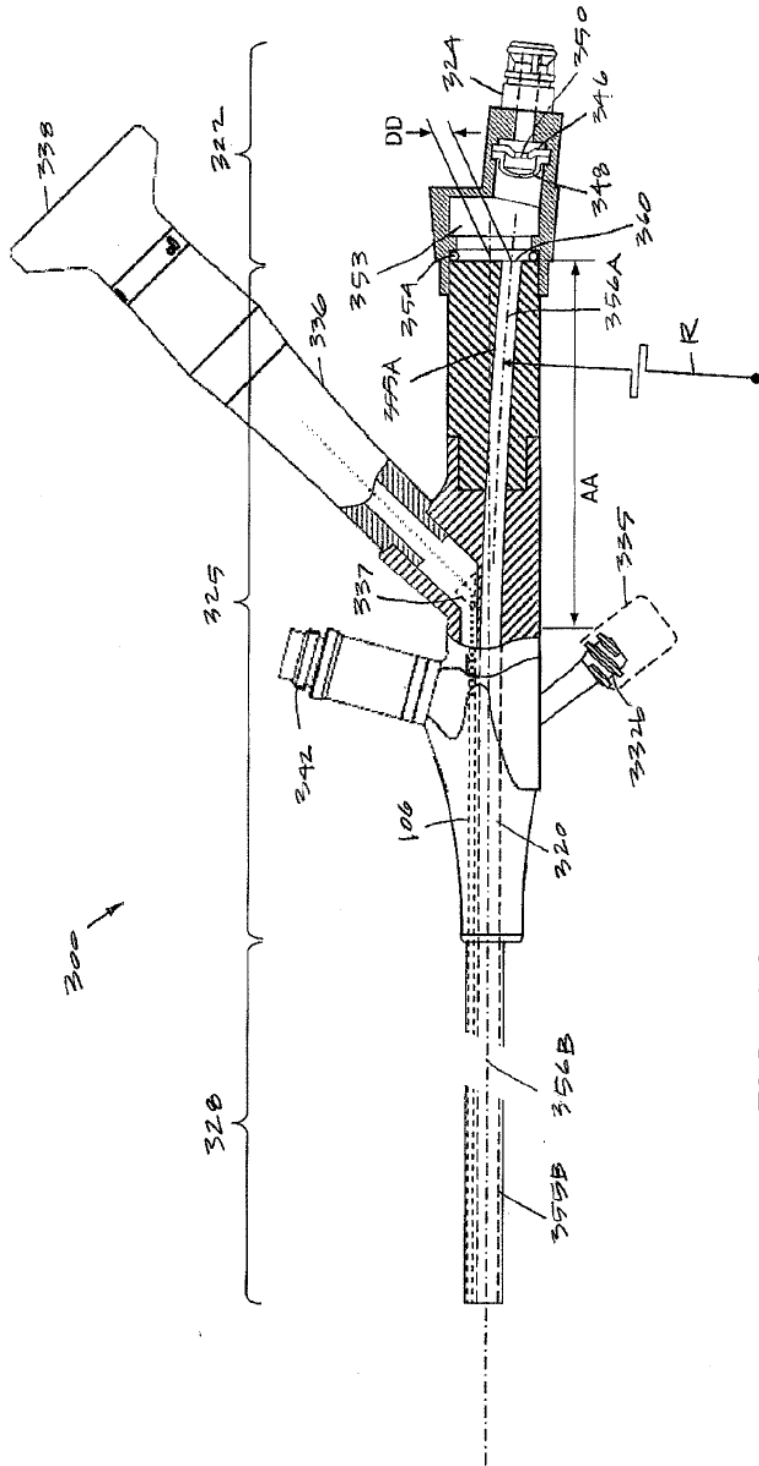


FIG. 16

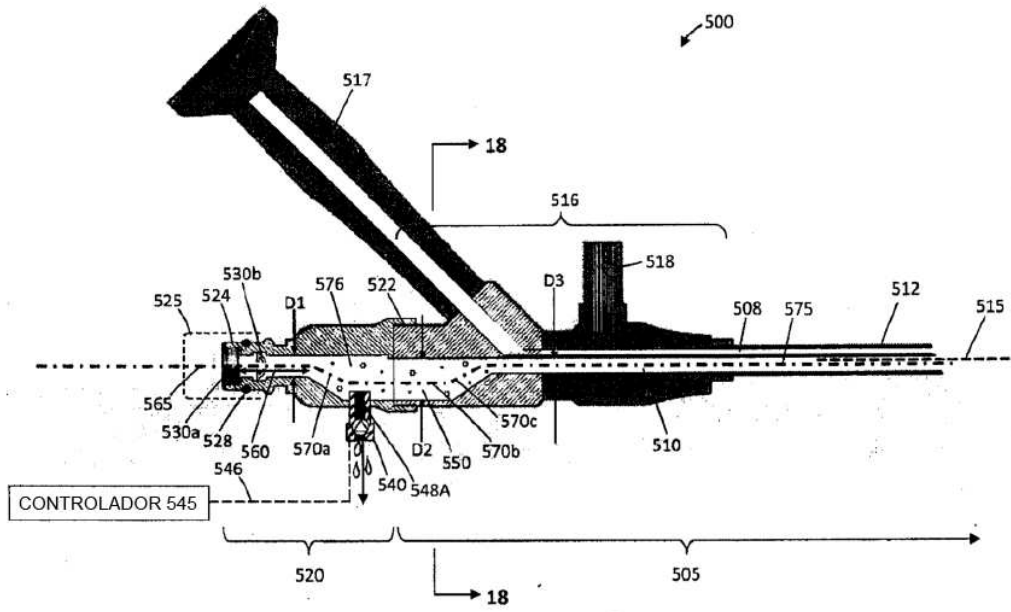


FIG. 17

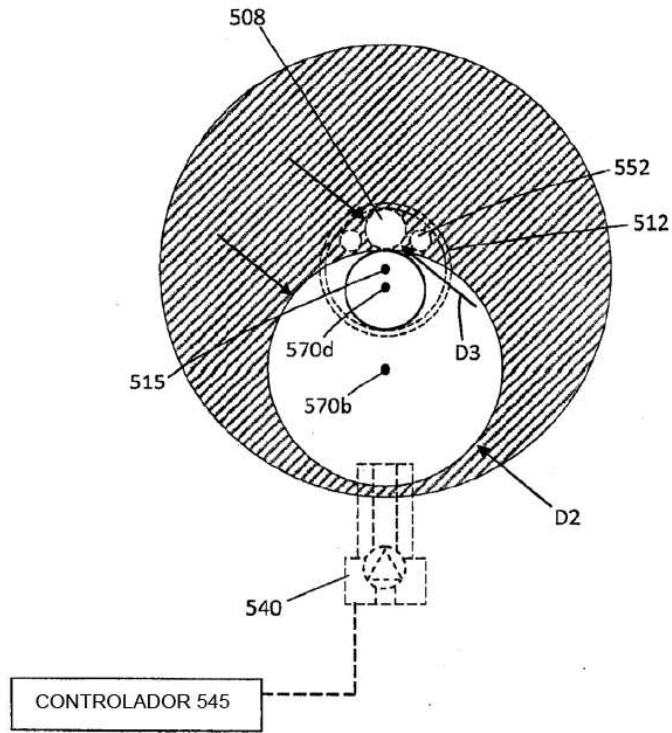


FIG. 18

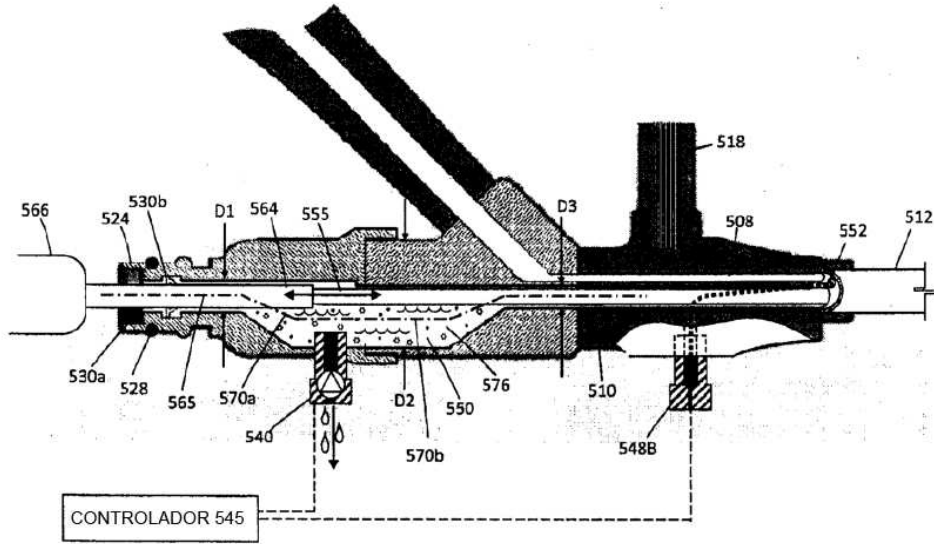


FIG. 19

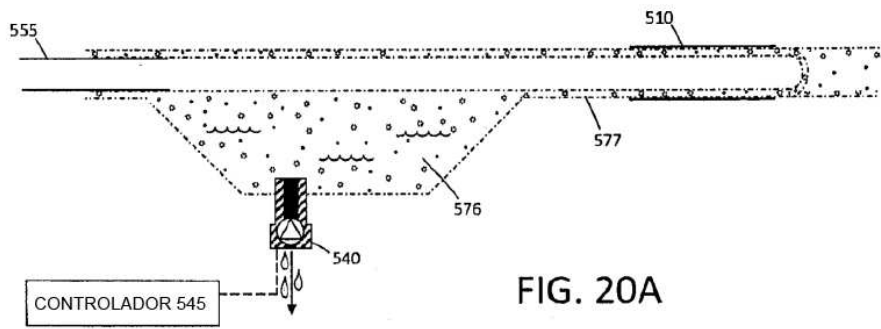


FIG. 20A

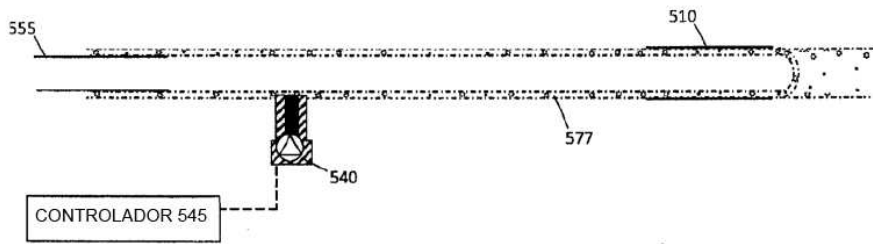


FIG. 20B

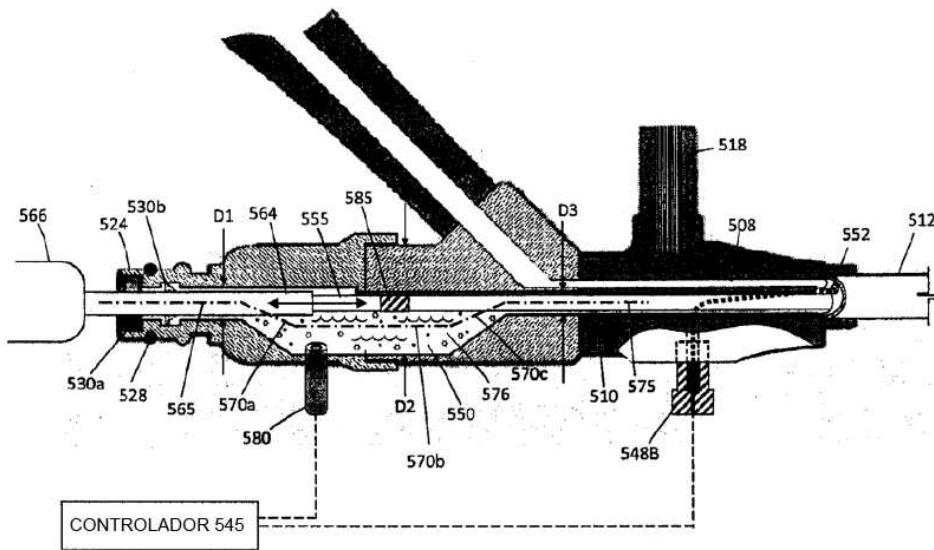


FIG. 21

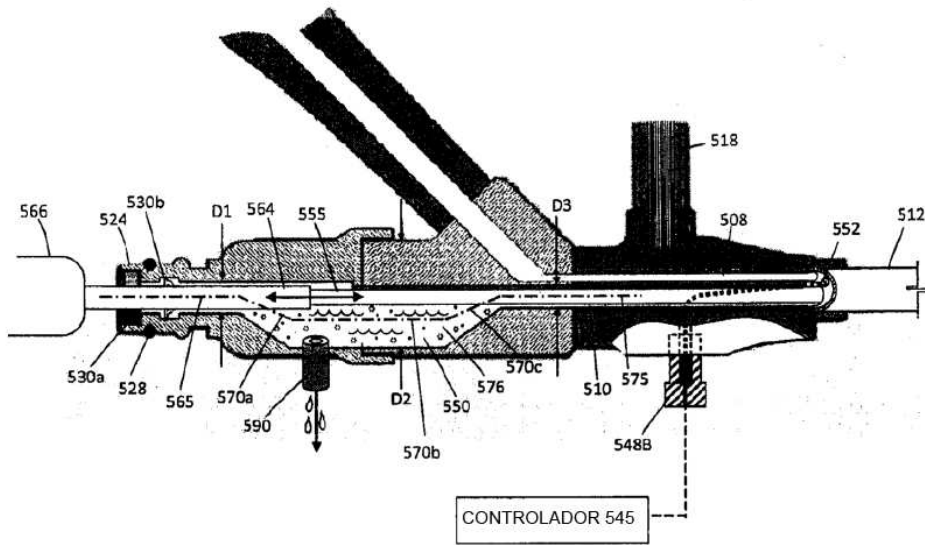


FIG. 22