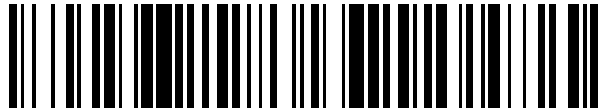


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 772 716**

51 Int. Cl.:

<b>A61B 18/14</b>	(2006.01)
<b>A61B 18/18</b>	(2006.01)
<b>H01P 1/06</b>	(2006.01)
<b>A61B 18/12</b>	(2006.01)
<b>H01P 5/08</b>	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.10.2016 PCT/EP2016/074947**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **27.04.2017 WO17067910**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.10.2016 E 16784848 (0)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.12.2019 EP 3364903**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico**

30 Prioridad:

**19.10.2015 GB 201518468**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**08.07.2020**

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)**  
**Creo House Unit 2, Beaufort Park, Beaufort Park**  
**Way**  
**Chepstow, Wales, NP16 5UH, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER;**  
**MORRIS, STEVEN;**  
**BURN, PATRICK;**  
**TURNER, LOUIS;**  
**ULLRICH, GEORGE y**  
**WEBB, DAVID**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

**ES 2 772 716 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**

Instrumento electroquirúrgico

**5 Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para aplicar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas a un tejido biológico. En particular, la presente invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico de este tipo en el que la punta de instrumento del instrumento es giratoria con respecto a un cable de alimentación coaxial del instrumento. En la práctica, la presente invención puede pasar a través de un canal de instrumento de un dispositivo de alcance quirúrgico, como un endoscopio, gastroscopio, neuroscopio, laparoscopio, etc. La rotación de la punta del instrumento en el extremo distal del endoscopio puede controlarse en el extremo proximal del endoscopio.

**15 Antecedentes de la invención**

Los instrumentos electroquirúrgicos son instrumentos que se utilizan para suministrar energía de radiofrecuencia y/o frecuencia de microondas a un tejido biológico, para fines tales como cortar tejido biológico o coagular sangre. La energía de radiofrecuencia y/o frecuencia de microondas se suministra al instrumento electroquirúrgico utilizando una línea de transmisión, como un cable coaxial, guía de onda, línea de microtira o similar.

Se conoce el uso de cables coaxiales para suministrar energía de microondas a lo largo de un canal de instrumento de un dispositivo de alcance quirúrgico a un instrumento electroquirúrgico en el extremo distal de ese canal. Dichos cables de alimentación coaxial normalmente comprenden un conductor interno cilíndrico sólido o flexible, una capa tubular de material dieléctrico alrededor del conductor interno, y un conductor tubular externo alrededor del material dieléctrico. El conductor dieléctrico y/o externo puede ser estructuras de múltiples capas.

En general, se forma una conexión eléctrica entre los conductores interno y externo del cable de alimentación coaxial y los elementos conductores correspondientes de la punta de un instrumento (también conocido aquí como un efector final) al soldar un conductor como un trozo de alambre o papel de aluminio al conductor interno/externo y al elemento conductor correspondiente. De este modo, la energía de radiofrecuencia y/o la energía de frecuencia de microondas pueden comunicarse desde el cable de alimentación coaxial a la punta del instrumento para su entrega al tejido biológico.

Los instrumentos electroquirúrgicos se han utilizado junto con endoscopios, por ejemplo para cortar o extirpar una pequeña porción de tejido en el tracto gastrointestinal (GI). En este contexto, el instrumento electroquirúrgico se pasa a través de un canal de instrumento del endoscopio, para que la punta del instrumento sobresalga del extremo distal del endoscopio donde puede ponerse en contacto con el tracto GI.

El documento GB2487199 divulga un instrumento electroquirúrgico que incluye una articulación rotatoria coaxial, en donde la articulación se manipula usando uno o más cables de guía montados en un mecanismo mecánico.

El documento EP1013228 divulga un dispositivo de electrodo para terapia de coagulación por microondas en el que la dirección de su punta de electrodo puede controlarse mediante la operación en su región proximal. El dispositivo comprende: una pieza de mano provista de un eje rígido de soporte hueco que se extiende hacia un extremo distal, un soporte móvil provisto en el extremo distal del eje de soporte y que lleva sobre él un electrodo, un cable coaxial que está conectado en su extremo proximal a un conector coaxial y que se extiende a través del eje de soporte y está conectado en el soporte móvil al electrodo, en donde: (a) el soporte móvil comprende uno o más enlaces que rodean el cable coaxial y están conectados longitudinalmente al extremo distal del eje del soporte, de modo que el soporte móvil puede doblarse y estirarse en un solo plano, y (b) el dispositivo de electrodo comprende un miembro rígido elástico fijado en uno de sus extremos al lado de deflexión de uno de los enlaces más distales que componen el soporte móvil y que se extiende a través del eje de soporte y conectado de este modo en su extremo proximal a una sección de control de la pieza de mano en que el miembro rígido elástico se puede estirar y empujar hacia atrás en el extremo proximal de la pieza de mano.

**55 Sumario de la invención**

Los presentes inventores se han dado cuenta de que en algunos procedimientos electroquirúrgicos es ventajoso rotar la punta de instrumento de un instrumento electroquirúrgico, por ejemplo, una punta de instrumento de un instrumento electroquirúrgico que se ha pasado a través del canal de instrumento de un dispositivo de alcance quirúrgico. Normalmente, dicho instrumento electroquirúrgico tiene un eje flexible que se extiende a lo largo del canal de instrumento y termina en la punta del instrumento en su extremo distal. El eje flexible puede ser un manguito que define una luz para transportar componentes del dispositivo, como un cable coaxial para transportar energía de RF y/o microondas, fluido para entrega o enfriamiento en la punta del instrumento, líneas de control para accionar partes móviles de la punta del instrumento, etc.

5 En algunos casos, la rotación de la punta del instrumento se puede lograr girando todo el instrumento electroquirúrgico alrededor de un eje central del mismo. Sin embargo, puede ser difícil controlar la orientación de la punta del instrumento al girar todo el instrumento electroquirúrgico, particularmente si el eje flexible u otros componentes están fijos en el extremo proximal del dispositivo. Por ejemplo, la rotación del cable coaxial puede estar restringida por su conexión a un generador electroquirúrgico.

10 En la práctica, la fricción entre la superficie interna del canal del instrumento y el eje resiste la rotación del eje, lo que puede hacer que el eje gire a lo largo de su eje. Por consiguiente, puede que no sea posible lograr una rotación de 1:1 debido a la acumulación de par. La resistencia experimentada por el eje puede aumentar con la longitud del dispositivo, especialmente si las tolerancias son ajustadas. Por ejemplo, un colonoscopio de 1,8 m de largo con un canal de instrumento de 2,8 mm de diámetro que lleva un eje que tiene un diámetro exterior de 2,6 mm. Este efecto puede ser más pronunciado si el eje transporta múltiples componentes que le dan una forma de sección transversal irregular.

15 Los presentes inventores se han dado cuenta de que existe la necesidad de un instrumento electroquirúrgico en el que la orientación rotacional de una punta del instrumento (o efector final) del instrumento pueda controlarse independientemente de la orientación rotacional del eje flexible.

20 Los presentes inventores se han dado cuenta de que esto se puede lograr proporcionando un instrumento electroquirúrgico en el que haya una conexión giratoria entre un cable de alimentación coaxial y una punta del instrumento (o el efector final), en donde la conexión giratoria permite la rotación de la punta del instrumento con respecto al cable de alimentación coaxial mientras se mantienen las conexiones eléctricas necesarias para permitir la entrega de energía de microondas y RF, y al proporcionar medios para rotar la punta del instrumento con respecto al cable de alimentación coaxial. El cable de alimentación coaxial puede estar contenido, por ejemplo, fijado dentro de un manguito flexible. Los medios para rotar pueden actuar para rotar la punta del instrumento en relación con, por ejemplo, alrededor de un eje, del manguito flexible.

Según la presente invención, se proporciona un aparato electroquirúrgico como se especifica en la reivindicación 1.

30 El aparato electroquirúrgico según la presente invención puede ser opcionalmente como se especifica en una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 5.

### Breve descripción de los dibujos

35 Ahora se discutirán realizaciones de la presente invención, únicamente a modo de ejemplo, haciendo referencia a las figuras adjuntas, en las que:

- 40 las figs. 1A a 1D ilustran un método de fabricación de una conexión giratoria utilizada en una realización de la presente invención;
- las figs. 2A y 2B ilustran una conexión giratoria adicional utilizada en una realización adicional de la presente invención;
- las figs. 3A y 3B muestran diversas configuraciones de un modelo de trabajo de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención;
- 45 las figs. 4 y 5 muestran diversas configuraciones de un modelo de trabajo de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención;
- la fig. 6 es una ilustración esquemática de una punta de instrumento según una realización de la presente invención;
- la fig. 7 es una ilustración esquemática de una punta de instrumento de acuerdo con una realización adicional de la presente invención;
- 50 la fig. 8 es una ilustración esquemática de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención;
- la fig. 9 es un boceto de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención;
- la fig. 10 es una ilustración esquemática de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención;
- 55 la fig. 11 es una ilustración esquemática ampliada de la porción del instrumento electroquirúrgico de la fig. 10 mostrado con el círculo en la fig. 10;
- la fig. 12 es una ilustración esquemática de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización adicional de la presente invención.

### 60 Descripción detallada de las realizaciones preferidas y otras características opcionales de la invención

Las figs. 1A a 1D ilustran un método de fabricación de una conexión giratoria utilizada en una realización de la presente invención.

65 Como se muestra en las figs. 1A a 1D, se está formando una conexión giratoria entre un cable de alimentación

coaxial 1 y un segundo cable de alimentación coaxial 3. Cada uno de los cables de alimentación coaxial 1, 3 comprende un conductor interno cilíndrico sólido, un conductor externo tubular que es coaxial con el conductor interno y lo rodea, y un material dieléctrico que separa los conductores interno y externo.

5 En la realización de la fig. 1, el cable de alimentación coaxial 1 y el segundo cable de alimentación coaxial 3 son del mismo tipo de cable coaxial, específicamente el cable coaxial Sucoform® 047. En este tipo de cable coaxial, el conductor interno tiene un diámetro externo de 0,31 mm, la capa de material dieléctrico tiene un diámetro externo de 0,94 mm y el conductor externo tiene un diámetro externo de 1,2 mm. Este tipo de cable coaxial tiene una impedancia característica de 50 Ω. El conductor central es un alambre de cobre plateado, el dieléctrico es PTFE y el conductor externo es trenza de cobre sumergida en estaño.

10 Como es evidente, en otras realizaciones, puede usarse otro tipo de cable coaxial, y/o el cable coaxial y el segundo cable coaxial pueden ser diferentes tipos de cable coaxial con diferentes dimensiones y/o impedancias características.

15 Como se muestra en la figura 1B, se ha omitido o eliminado una sección del material dieléctrico y el conductor externo del cable de alimentación coaxial 1 para dejar un extremo distal sobresaliente 5 del conductor interno que sobresale del extremo distal del cable de alimentación coaxial 1. De forma similar, se ha omitido o eliminado una sección del material dieléctrico y el conductor externo del segundo cable de alimentación coaxial 3 para dejar un extremo proximal sobresaliente 7 del conductor interno del segundo cable de alimentación coaxial (el segundo conductor interno) que sobresale del extremo proximal del cable de alimentación coaxial 1.

20 Como se muestra en las figs. 1A y 1C, se forma una conexión eléctrica giratoria entre los conductores internos del cable de alimentación coaxial 1 y el segundo cable de alimentación coaxial 3 proporcionando un primer manguito metálico conductor 9 sobre los extremos sobresalientes 5, 7 de los conductores internos. El primer manguito metálico conductor 9 es un tubo metálico con un diámetro elegido de modo que los extremos sobresalientes 5, 7 de los conductores internos se reciban de forma giratoria en el tubo metálico y entren en contacto con el tubo metálico para formar una conexión eléctrica entre ellos. En esta realización, el primer manguito metálico conductor 9 tiene un ajuste de interferencia con los extremos sobresalientes 5, 7 de los conductores internos.

25 En esta realización, el primer manguito metálico conductor 9 tiene un diámetro exterior de 0,59 mm y una longitud de 2,5 mm. Por supuesto, en otras realizaciones, estas dimensiones pueden ser diferentes.

30 Así, el conductor interno y el segundo conductor interno pueden girar uno con respecto al otro mientras se mantiene una conexión eléctrica entre ellos debido a la conexión giratoria proporcionada por el primer manguito metálico conductor 9.

35 Como se muestra en las figs. 1A, 1C y 1D, se forma una conexión eléctrica giratoria entre el conductor externo 11 del cable de alimentación coaxial 1 y el conductor externo 13 del segundo cable de alimentación coaxial 3 (el segundo conductor externo) proporcionando un segundo manguito metálico conductor 15 sobre los extremos de los conductores externos 11, 13. Como se muestra en la fig. 1C, el segundo manguito metálico conductor 15 se puede colocar sobre los extremos de los conductores externos 11, 13 deslizándolo a lo largo de uno de los cables de alimentación coaxial 1, 3 hasta que se coloca sobre los extremos de los conductores externos 11, 13.

40 El segundo manguito metálico conductor 15 es un tubo metálico con un diámetro elegido de modo que los extremos de los conductores externos 11, 13 se reciban de forma giratoria en el tubo metálico y entren en contacto con el tubo metálico para formar una conexión eléctrica entre ellos. En esta realización, el segundo manguito metálico conductor 15 tiene un ajuste de interferencia con los extremos de los conductores externos 11, 13.

45 En esta realización, el segundo manguito metálico conductor 15 tiene un diámetro interno de 1,15 mm. Por supuesto, en otras realizaciones, el diámetro puede ser diferente.

50 Así, los conductores externos 11, 13 del cable de alimentación coaxial 1 y el segundo cable de alimentación coaxial 3 pueden rotar uno con respecto al otro mientras se mantiene una conexión eléctrica entre ellos debido a la conexión giratoria proporcionada por el segundo manguito metálico conductor 15.

55 Así, la combinación del primer y segundo manguitos metálicos conductores 11, 13 proporciona una conexión giratoria entre el cable de alimentación coaxial 1 y el segundo cable de alimentación coaxial 3 que permite que el segundo cable de alimentación coaxial 3 gire en relación con el cable de alimentación coaxial 1, mientras se mantiene una conexión eléctrica entre el cable de alimentación coaxial 1 y el segundo cable de alimentación coaxial 3.

60 La energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas se puede transmitir desde el cable de alimentación coaxial 1 al segundo cable de alimentación coaxial 3 a través de la conexión giratoria debido a las conexiones eléctricas giratorias proporcionadas por el primer y segundo manguitos metálicos conductores 9, 15.

65 El primer y segundo manguitos metálicos conductores 9, 15 forman una línea de transmisión coaxial para transportar

la energía de radiofrecuencia y/o energía de microondas con aire como material dieléctrico. En otras realizaciones, se puede proporcionar un material de relleno dieléctrico entre el primer y el segundo manguito metálico conductor 9, 15.

5 En una realización de la presente invención, el segundo cable de alimentación coaxial 3 puede estar conectado a una punta del instrumento y puede transmitir energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas desde el cable de alimentación coaxial 1 a la punta del instrumento. Por ejemplo, la punta del instrumento puede tener un primer elemento conductor conectado eléctricamente al segundo conductor interno y un segundo elemento conductor conectado eléctricamente al segundo conductor externo. Así, la punta del instrumento puede girar en  
10 relación con el cable de alimentación coaxial 1 mediante la conexión giratoria. Las conexiones eléctricas se pueden lograr con conductores eléctricos tales como alambres u hojas conductoras que están conectadas a los elementos conductores de la punta del instrumento y a los conductores mediante adhesivo conductor, como la soldadura.

15 El cable de alimentación coaxial 1 puede tener un conector en un extremo proximal del mismo para conectar el cable de alimentación coaxial 1 a un generador electroquirúrgico para suministrar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas. Por ejemplo, el conector puede ser un conector de extremo de cable coaxial convencional.

20 Tener aire como material dieléctrico entre el primer y el segundo manguito metálico conductor 9, 15 como en la fig. 1 aumentará la impedancia característica de la articulación rotacional en relación con la impedancia de los cables de alimentación coaxial 1,3. La falta de coincidencia de impedancia entre los cables de alimentación coaxial 1,3 y la articulación rotacional conducirá a la reflexión de parte de la energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas. Por lo tanto, en una realización, los extremos sobresalientes 5, 7 de los conductores internos pueden tener un diámetro aumentado, y el primer manguito metálico conductor 9 puede tener un diámetro interno  
25 correspondientemente mayor. Así, la impedancia de la articulación rotacional disminuirá, para que esté más cerca de la impedancia de los cables de alimentación coaxial 1,4. De forma ideal, la impedancia de la articulación rotacional sería la misma que la impedancia de los cables de alimentación coaxial, por ejemplo 50 ohmios.

30 Las propiedades eléctricas de la articulación rotacional ilustrada en las figs. 1A a 1D se describen ahora.

La impedancia característica  $Z_0$  de una línea de transmisión coaxial está aproximadamente dada por la ecuación (1).

$$Z_0 \cong 138 \sqrt{\frac{\mu_r}{\epsilon_r}} \log_{10} \frac{b}{a} \quad (1)$$

35 Dónde  $\mu_r$  es la permeabilidad relativa del material dieléctrico,  $\epsilon_r$  es la permitividad relativa del material dieléctrico,  $b$  es el diámetro interno del conductor externo y  $a$  es el diámetro externo del conductor interno. La relación  $\frac{b}{a}$  se puede obtener utilizando los respectivos radios del conductor externo y el conductor interno.

40 La atenuación de la energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas debido a la articulación rotacional se da en la ecuación (2).

$$\alpha_T = \alpha_c + \alpha_d \quad (2)$$

45 Dónde  $\alpha_T$  es la atenuación total de la articulación rotacional,  $\alpha_c$  es la atenuación debida al primer y segundo manguitos metálicos conductores 9, 15 en la articulación rotacional y  $\alpha_d$  es la atenuación debida al dieléctrico (aire en la fig. 1) en la articulación rotacional.

La atenuación debida al conductor se da en la ecuación (3).

$$\alpha_c = 13,6 \frac{\delta_s \sqrt{\epsilon_r} \left(1 + \frac{b}{a}\right)}{\lambda_0 \times b \times \ln \frac{b}{a}} \text{ dB/m} \quad (3)$$

50 Dónde  $\delta_s$  es la profundidad de la piel de la energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas dentro de los manguitos metálicos conductores primero y segundo 9, 15,  $\epsilon_r$  es la permitividad relativa,  $\lambda_0$  es la longitud de onda del espacio libre,  $b$  es el diámetro interno del conductor externo y  $a$  es el diámetro externo del

conductor interno.

La atenuación debida al dieléctrico se da en la ecuación (4)

$$\alpha_d = 27,3 \frac{\sqrt{\epsilon_r}}{\lambda_0} \tan \delta \text{ dB/m} \quad (4)$$

5

En la realización ilustrada en la fig. 1, el primer manguito metálico conductor 9 tiene un diámetro exterior de 0,59 mm y una longitud de 2,5 mm. El segundo manguito metálico conductor 15 tiene un diámetro interno de 1,15 mm.

10 Con el aire como material dieléctrico entre el primer y el segundo manguito metálico conductor 9, 15, la impedancia y la atenuación debidas a los conductores de la articulación rotacional se dan en las ecuaciones (5) y (6).

$$Z_0 = 138 \sqrt{\frac{1}{1,00059}} \log \frac{0,575}{0,295} = 39,88 \Omega \quad (5)$$

$$\alpha_c = 13,6 \frac{(0,86 \times 10^{-6}) \sqrt{1} (1 + \frac{0,575}{0,295})}{0,0517 \times 0,575 \times \ln \frac{0,575}{0,295}} = 1,738 \text{ dB/m} \quad (6)$$

15 Asumiendo que la articulación rotacional llena de aire tiene  $\tan \delta = 0$ , la atenuación debida al dieléctrico se da en la ecuación (7).

$$\alpha_d = 27,3 \frac{\sqrt{1,00059}}{0,0517} \times 0 = 0 \quad (7)$$

20 Relacionar estas ecuaciones con la longitud específica del primer manguito metálico conductor 9 de 2,5 mm en esta realización particular conduce a la ecuación (8).

$$\alpha = \alpha_c + \alpha_d = 1,738 \text{ dB/m}$$

$$\alpha = \frac{1,738 \text{ dB}}{m} \times 0,0025 \text{ m} = 0,004346 \text{ dB} \quad (8)$$

25 La ecuación (8) proporciona la pérdida asociada dentro de la sección del manguito giratorio de 2.5 mm de longitud. Este cálculo no tiene en cuenta ningún pequeño desajuste de impedancia entre la impedancia de línea característica y la articulación rotacional. El ligero desajuste aumentará la pérdida de inserción debido al aumento de la reflexión, pero en las pruebas se descubrió que este aumento es insignificante.

30 Se puede proporcionar una capa de aislamiento entre el primer y segundo manguitos metálicos conductores 9, 15 para evitar la ruptura eléctrica del aire entre los manguitos metálicos 9, 15 durante el funcionamiento con energía de radiofrecuencia del instrumento. Por ejemplo, el aislamiento puede ser cinta Kapton o PTFE.

35 En una realización, el primer manguito metálico conductor 9 puede estar fijado a los extremos sobresalientes 5, 7 de los conductores internos. El primer manguito metálico conductor 9 puede estar hecho de un material elásticamente deformable, de modo que el primer manguito metálico conductor 9 se deforma elásticamente (por ejemplo, se tuerce bajo torsión) cuando el segundo cable de alimentación coaxial 3 gira con respecto al cable de alimentación coaxial 1. Así, el primer manguito metálico conductor 9 puede proporcionar una fuerza de desvío rotacional sobre el segundo cable de alimentación coaxial 3 haciendo que regrese a una orientación rotacional inicial en la que el primer manguito metálico conductor 9 no se deforma. Así, el primer manguito metálico conductor 9 puede actuar como un resorte de retorno.

45 Como es evidente, en otras realizaciones de la presente invención, se puede proporcionar un tipo diferente de conexión giratoria. Son posibles muchos tipos diferentes de dicha conexión giratoria. Los métodos específicos para controlar la rotación de un instrumento electroquirúrgico en el extremo distal de las disposiciones ilustradas en las figs. 1A a 1D se discuten a continuación.

Las figs. 2A y 2B ilustran una conexión giratoria adicional utilizada en una realización adicional de la presente invención.

5 Como se ilustra en las figs. 2A y 2B, en esta realización, el cable de alimentación coaxial 1 está conectado a una punta de instrumento electroquirúrgico 17 mediante una línea de transmisión flexible 19. Flexible significa que la línea de transmisión puede deformarse, por ejemplo torcerse o doblarse, sin romperse ni dañarse permanentemente. Por ejemplo, se puede torcer bajo torsión.

La línea de transmisión flexible 19 comprende un sustrato de microondas flexible 21. Por ejemplo, el sustrato de microondas flexible 21 podría ser sustrato de microondas RFlex de Rogers Corporation.

10 La línea de transmisión flexible 19 conecta eléctricamente el conductor interno 22 del cable de alimentación coaxial 1 a un primer elemento conductor 23 en una parte inferior de la punta del instrumento 17 y también conecta eléctricamente el conductor externo 25 a un segundo elemento conductor 27 en un lado superior (opuesto) de la punta del instrumento 17. Así, la línea de transmisión flexible 19 está configurada para transportar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas desde el cable de alimentación coaxial 1 al primer y segundo elementos conductores 23, 27 de la punta del instrumento 17, para el suministro al tejido en contacto con la punta del instrumento 17.

20 La conexión eléctrica entre el conductor interno 22 y el primer elemento conductor 23 se logra mediante un primer camino conductor formado a lo largo de la línea de transmisión flexible 19 que está conectada eléctricamente al conductor interno 21 y al primer elemento conductor 23 por un adhesivo conductor como la soldadura 29. El primer camino conductor puede estar formado de metal, y puede estar impreso en una superficie del sustrato de microondas flexible 21, por ejemplo en una parte inferior del sustrato de microondas flexible 21.

25 De forma similar, la conexión eléctrica entre el conductor externo 25 y el segundo elemento conductor 27 se logra mediante un segundo camino conductor 31 formado a lo largo de la línea de transmisión flexible 19 que está conectada eléctricamente al conductor externo 25 y al segundo elemento conductor 27 por un adhesivo conductor como la soldadura 29. El segundo camino conductor 31 puede estar formado de metal, y puede estar impreso en la superficie opuesta del sustrato de microondas flexible 21, por ejemplo en un lado superior del sustrato de microondas flexible.

30 En esta realización, la punta del instrumento 17 comprende un cuerpo plano hecho de un material dieléctrico 33 que separa el primer elemento conductor 23 en una primera superficie del mismo del segundo elemento conductor 27 en una segunda superficie del mismo, estando la segunda superficie orientada en la dirección opuesta a la primera superficie.

35 El primer y segundo caminos conductores pueden estar hechos de cobre. Los caminos conductores primero y segundo pueden imprimirse en la línea de transmisión flexible.

40 En una realización como se muestra en las figs. 2A y 2B, la línea de transmisión flexible 19 se divide en dos partes 19a, 19b adyacentes a la punta del instrumento 17. La primera parte 19a tiene el segundo camino conductor 31 en una superficie superior de la misma y la segunda parte 19b tiene el primer camino conductor en una superficie inferior de la misma. La división de la línea de transmisión flexible 19 puede lograrse usando una línea de transmisión flexible laminada 19 que comprende dos capas de material laminadas juntas, y deslaminando las dos capas de material adyacentes a la punta del instrumento 17 para dividir la línea de transmisión flexible 19 en dos partes como se ilustra en la FIG. 2.

50 Sin embargo, en otras realizaciones, la línea de transmisión flexible 19 no se divide de esta manera. En su lugar, se pueden proporcionar porciones de conector adicionales para conectar los caminos conductores en el sustrato flexible a sus respectivos terminales en la punta del instrumento.

En esta realización, la línea de transmisión flexible 19 es sustancialmente plana y sustancialmente lisa cuando está en una configuración inicial (no retorcida). La línea de transmisión flexible tiene la forma de una tira flexible (retorcible).

55 Como la línea de transmisión flexible 19 es flexible, si la punta del instrumento 17 gira con respecto al cable de alimentación coaxial 1, la línea de transmisión flexible 19 permite la rotación por deformación. Específicamente, la línea de transmisión flexible 19 estará bajo torsión y se retorcerá cuando la punta del instrumento 17 gire en relación con el cable de alimentación coaxial 1. Así, la línea de transmisión flexible 19 constituye una conexión giratoria entre el cable de alimentación coaxial 1 y la punta del instrumento 17 que permite la rotación de la punta del instrumento 17 en relación con el cable de alimentación coaxial 1, mientras se mantienen las conexiones eléctricas entre los conductores interno/externo 22, 25 del cable de alimentación coaxial 1 y el primer/segundo elemento conductor 23, 27 de la punta del instrumento 17. La energía de radiofrecuencia y/o la energía de frecuencia de microondas se pueden transportar desde el cable de alimentación coaxial 1 a la punta del instrumento 17 a través de la línea de transmisión flexible 19 durante la rotación de la punta del instrumento 17 en relación con el cable de alimentación coaxial.

La línea de transmisión flexible 19 puede ser elásticamente elástica. Dicho de otra forma, cuando la línea de transmisión flexible se deforma girando la línea de transmisión flexible 19, puede proporcionar una fuerza de desvío para devolver la línea de transmisión flexible a una orientación original (por ejemplo, plana). Así, la línea de transmisión flexible 19 también puede funcionar como un resorte de retorno para devolver la punta del instrumento 17 a una posición de rotación inicial en la que la línea de transmisión es sustancialmente plana cuando la punta del instrumento 17 se gira desde la posición inicial.

La línea de transmisión flexible 19 puede tener un recubrimiento, cubierta u otro sello para evitar que el líquido entre en contacto con las conexiones o caminos eléctricos. Por ejemplo, la línea de transmisión flexible 19 puede comprender una capa o revestimiento de material aislante, como un material de goma o polímero, en una o más de sus superficies, para evitar que el líquido entre en contacto con una conexión o camino eléctrico de la línea de transmisión flexible 19. Como alternativa, se pueden proporcionar sellos adyacentes a cada extremo axial de la línea de transmisión flexible 19 para evitar que el líquido entre en contacto con la línea de transmisión flexible 19.

En algunas realizaciones, la línea de transmisión flexible puede ser una microtira flexible. En dichas realizaciones, la línea de transmisión flexible comprende una tira conductora plana separada de un plano de tierra por una capa dieléctrica de sustrato. La microtira puede fabricarse utilizando tecnología de placa de circuito impreso. El plano de tierra y la tira conductora plana pueden estar conectadas eléctricamente a uno de los elementos conductores primero y segundo de la punta del instrumento. En dichas realizaciones, se puede evitar que la tira conductora plana y el plano de tierra entren en contacto con el líquido mediante un recubrimiento, cubierta u otro sello como se describió anteriormente. Como se describe anteriormente, la capa dieléctrica de sustrato puede ser una estructura laminada que se puede dividir adyacente a la punta del instrumento para permitir la conexión eléctrica de la microtira flexible a elementos conductores en superficies opuestas de la punta del instrumento.

En realizaciones alternativas, la línea de transmisión flexible puede ser una línea de banda flexible. En dichas realizaciones, la línea de transmisión flexible comprende un conductor central formado dentro de una capa dieléctrica de sustrato que se intercala entre planos de tierra en lados opuestos de la capa dieléctrica de sustrato. Tal disposición tiene la ventaja de que el conductor central no puede entrar en contacto con el líquido porque está rodeado por la capa dieléctrica, por lo tanto, puede no ser necesario proporcionar más barreras para evitar que el líquido entre en contacto con la línea de transmisión flexible. Con esta estructura, al formar la conexión eléctrica con la punta del instrumento, los planos de tierra pueden terminarse a una distancia predeterminada antes del extremo distal de la línea de transmisión flexible.

En la realización ilustrada en las figs. 2A y 2B, la línea de transmisión flexible 19 conecta directamente el cable de alimentación coaxial 1 a la punta del instrumento 17. Sin embargo, esto no es esencial. Por ejemplo, la línea de transmisión flexible 19 puede retroceder desde la punta del instrumento y puede proporcionarse una línea de transmisión coaxial adicional entre la línea de transmisión flexible 19 y la punta del instrumento 17, para espaciar la línea de transmisión flexible 19 de las otras partes en el extremo distal de la disposición del cable. Sin embargo, es ventajoso tener la línea de transmisión flexible 19 cerca de la punta del instrumento 17 para permitir un control adecuado de la rotación de la punta del instrumento 17. Además, en realizaciones donde la punta del instrumento 17 tiene una estructura plana, por ejemplo como se muestra en las figs. 2A y 2B, es ventajoso que la línea de transmisión flexible 19 conecte directamente el cable de alimentación coaxial 1 a la punta del instrumento 17, porque la línea de transmisión flexible 19 convierte la estructura redonda/cilíndrica del cable de alimentación coaxial 1 en la estructura plana/lisa de la punta del instrumento 17.

Como es evidente, en otras realizaciones, la línea de transmisión flexible puede ser diferente a la mostrada en las figs. 2A y 2B o descrita anteriormente. La característica importante es que la línea de transmisión flexible proporciona las conexiones eléctricas necesarias y permite la rotación de la punta del instrumento en relación con el cable de alimentación coaxial.

En otras realizaciones, se puede proporcionar un tipo diferente de conexión giratoria entre el cable de alimentación coaxial 1 y la punta del instrumento respecto a las ilustradas en las figs. 1A a 2B. La característica importante es que la conexión giratoria proporciona las conexiones eléctricas necesarias y permite la rotación de la punta del instrumento en relación con el cable de alimentación coaxial.

Ahora se analizarán los mecanismos para provocar la rotación de la punta de un instrumento en relación con un cable de alimentación coaxial y los mecanismos para proporcionar un desvío de rotación a la punta del instrumento. Aunque los mecanismos de rotación y desvío se combinan juntos en la realización que se describe a continuación, otras realizaciones de la presente invención pueden tener solo uno de estos mecanismos específicos, por ejemplo, solo el mecanismo de rotación o solo el mecanismo de desvío.

Las figs. 3A a 5 muestran diversas configuraciones de un modelo de un instrumento electroquirúrgico 35 de acuerdo con una realización de la presente invención. Como se muestra en las figs. 3A a 5, el instrumento 35 comprende una punta del instrumento 37 y un cable de alimentación coaxial 39 que está fijado a la punta del instrumento 37. En la práctica, la punta del instrumento 37 comprenderá primeros y segundos elementos conductores para suministrar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas al tejido biológico en contacto con la punta del



instrumento 37. Por ejemplo, la punta del instrumento puede tener una estructura similar a la de la punta del instrumento ilustrada en la fig. 2A.

5 En la práctica, el cable de alimentación coaxial 39 se fija a la punta del instrumento 37 mediante un conductor interno del cable de alimentación coaxial 39 que se fija mediante adhesivo conductor tal como soldadura a un primero de los elementos conductores de la punta del instrumento 37, y mediante un conductor externo del cable de alimentación coaxial 39 que se fija mediante adhesivo conductor, tal como soldadura, a un segundo de los elementos conductores (posiblemente a través de conductores adicionales como alambre o papel de aluminio).

10 Así, la punta del instrumento 37 no puede girar en relación con el cable de alimentación coaxial 39.

15 El cable de alimentación coaxial 39 (o al menos parte del cable de alimentación coaxial 39) se recibe dentro de una carcasa tubular 41. Por ejemplo, la carcasa tubular 41 puede ser un tubo flexible de plástico o polímero. El cable de alimentación coaxial 39 puede alimentarse a lo largo de la carcasa tubular 41. El cable de alimentación coaxial 39 puede girar en relación con la carcasa tubular 41. Dicho de otra forma, el cable de alimentación coaxial 39 no está fijo en relación con la carcasa tubular 41. En la fig. 5 la carcasa tubular 41 se muestra opaca, y es probable que lo sea en la práctica.

20 La punta del instrumento 37 está montada de forma giratoria en un extremo distal de la carcasa tubular 41. Dicho de otra forma, parte de la punta del instrumento 37 se recibe en el extremo distal de la carcasa tubular 41 y puede girar en relación con la carcasa tubular 41. Esto puede lograrse mediante la punta del instrumento 37 que tiene un eje o una porción de vástago en el extremo proximal del mismo que está conformada para ser recibida en el extremo distal de la carcasa tubular de modo que pueda girar dentro. Como alternativa, una parte tubular puede estar fijada alrededor de una parte externa de un eje o porción de vástago de la punta del instrumento, en donde la parte tubular se recibe dentro del extremo distal de la carcasa tubular 41 y puede girar en relación con la carcasa tubular 41.

25 Así, tanto la punta del instrumento 37 como el cable de alimentación coaxial 39 forman una parte distal del instrumento 35 que puede girar en relación con la carcasa tubular 41.

30 Puede proporcionarse una parte de tope en la punta del instrumento 37, o en el extremo distal de la carcasa tubular 41, para evitar que la punta del instrumento se mueva axialmente fuera del extremo distal de la carcasa tubular. También se puede proporcionar un sello en una parte de la punta del instrumento 37, para evitar la entrada de fluido en la carcasa tubular 41. Por ejemplo, se puede proporcionar un sello en o alrededor de una parte de un eje o porción de vástago de la punta del instrumento 37 que se recibe en la carcasa tubular 41.

35 Como se muestra en las figs. 3A a 4, también se proporciona un resorte 43 en la carcasa tubular 41. El resorte 43 es un resorte de torsión helicoidal que se coloca alrededor del exterior del cable de alimentación coaxial 39.

40 Un primer extremo del resorte 43 está fijado a la carcasa tubular 41. En esta realización, el primer extremo del resorte 43 se fija a la carcasa tubular 41 al fijarse a una parte de anillo 45 que se fija a una superficie interna de la carcasa tubular 41. Un segundo extremo del resorte 43 está fijado a la parte distal del instrumento 35. Específicamente, el segundo extremo del resorte está conectado a una porción de faldón 47 que se extiende axialmente desde la punta del instrumento 37 hacia el extremo proximal del instrumento 35. La parte del faldón 47 es integral con la punta del instrumento 37 y gira junto con la punta del instrumento 37.

45 Así, si la parte distal del instrumento 35 que comprende la punta del instrumento 37, la porción de faldón 47 y el cable de alimentación coaxial 39 se hace girar dentro de la carcasa tubular 41 hacia la derecha en la fig. 3A, el resorte helicoidal de torsión 43 se tuerce porque su segundo extremo gira con la parte distal mientras que su primer extremo está fijado a la carcasa tubular 41. Así, la energía mecánica se almacena en el resorte helicoidal de torsión 43. Esta energía mecánica almacenada hace que el resorte helicoidal de torsión 43 ejerza una fuerza de desvío rotacional en la parte distal que desvía la parte distal para que gire en la dirección opuesta, es decir, hacia la izquierda en la fig. 3A.

50 Así, el resorte helicoidal de torsión 43 funciona como un resorte de restablecimiento que proporciona una fuerza para restablecer la parte distal a una posición/orientación rotacional inicial cuando la parte distal se gira lejos de esa posición/orientación rotacional.

55 En la práctica, el cable de alimentación coaxial 39 se conectará a un cable de alimentación coaxial adicional mediante una conexión giratoria como la ilustrada en las figs. 1A a 1D y descrita anteriormente, para que la energía de radiofrecuencia y/o la energía de frecuencia de microondas se puedan transportar al cable de alimentación coaxial 39 (y, por lo tanto, a la punta del instrumento 37) desde el cable de alimentación coaxial adicional y de modo que el cable de alimentación coaxial 39 (y, por lo tanto, la parte distal del instrumento 35) puede girar en relación con el cable de alimentación coaxial adicional. En la práctica, el cable de alimentación coaxial adicional se conectará a un generador electroquirúrgico para generar y suministrar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas.

El instrumento comprende un elemento de tope configurado para evitar la rotación de la parte distal en una dirección de rotación particular (a la izquierda en la fig. 3A) cuando la parte distal contacta con el elemento de tope. Así, el elemento de tope puede evitar que el desvío rotacional provoque que la parte distal gire en la dirección rotacional particular más allá de una posición rotacional particular, por ejemplo, una orientación inicial de rotación inicial de la parte distal. El elemento de tope y/o el resorte 43 pueden configurarse de modo que el resorte 43 aplique una fuerza de desvío a la parte distal cuando la parte distal está en una posición inicial en contacto con el elemento de tope. Así, para rotar la parte distal lejos de la posición inicial, se debe aplicar fuerza para superar el desvío rotacional.

Como es evidente, un método de desvío similar al ilustrado en la fig. 3A puede usarse con otros tipos de conexión giratoria entre la punta del instrumento y el cable de alimentación coaxial principal (el cable de alimentación coaxial que normalmente está conectado a un generador electroquirúrgico). Por ejemplo, el cable de alimentación coaxial 39 en la fig. 3A podría reemplazarse con una línea de transmisión flexible, por ejemplo como se ilustra en las figs. 2A y 2B y se ha descrito anteriormente, que está conectada (preferiblemente fija) al cable de alimentación coaxial principal. El resorte helicoidal de torsión 43 podría colocarse alrededor de la línea de transmisión flexible, o alrededor de otra parte de la parte distal del instrumento 35, para que se logre el mismo efecto de desvío cuando se gira la punta del instrumento y se tuerce la línea de transmisión flexible.

Como alternativa, en otras realizaciones, la fuerza de desvío puede ser proporcionada por parte de la conexión giratoria, como se discutió anteriormente en relación con las figs. 1A a 2B (por ejemplo, porque la línea de transmisión flexible es elásticamente elástica) y, por lo tanto, el resorte 43 en la fig. 3A puede omitirse en estas realizaciones (esta configuración se discute con más detalle a continuación en referencia a la fig. 9).

La fuerza de desvío puede ser proporcionada por otro elemento elástico, como un manguito elástico, en lugar de por el resorte 43.

Como es evidente, en otras realizaciones adicionales puede que no haya necesidad o deseo de una fuerza de desvío rotacional en la punta del instrumento, y por lo tanto el resorte 43 en la fig. 3A también puede omitirse en estas realizaciones. Tal realización se discute a continuación en relación con las figs. 10 y 11.

Ahora se describirá un mecanismo para girar la punta del instrumento 37.

En la fig. 3A, la punta del instrumento 37 se gira usando un elemento accionador 49 en forma de una varilla 49 que se alimenta hacia abajo de la carcasa tubular 41 y que puede ser movido axialmente a lo largo de la carcasa tubular 41 por un operador del instrumento 35. Como se comenta a continuación, en algunas realizaciones, la varilla 49 puede ser una aguja del instrumento para inyectar fluido tal como solución salina en el tejido adyacente a la punta del instrumento.

Como se ve mejor en la fig. 3B, el instrumento comprende una parte de guía 51 que tiene un canal de guía 53 a través del cual se alimenta el elemento accionador 49. La parte de guía 51 evita que el elemento de accionamiento 49 se mueva lateralmente por el desvío rotacional que se aplica a la parte distal. Específicamente, la parte de guía 51 restringe el movimiento del elemento accionador 49 para que solo pueda moverse en la dirección axial con respecto a la parte de guía 51. En esta realización, la parte de guía 51 es un anillo fijado a una superficie interna de la carcasa tubular 41 y que rodea el cable de alimentación coaxial 39. Como se muestra en la figura 3B, el anillo tiene un canal de guía axial 53 a través del cual se alimenta el elemento accionador 49. Así, el elemento accionador 49 puede moverse axialmente con respecto al anillo pero no puede moverse lateralmente porque está obligado a permanecer dentro del canal de guía 53.

El canal de guía axial 53 puede comprender un segmento del anillo que se omite o se corta (por lo que no es un anillo completo) o un orificio o canal formado en, o a través, del anillo.

La parte distal giratoria del instrumento 35 comprende una interfaz para convertir el movimiento axial del elemento accionador 49 en movimiento giratorio de la parte distal.

En esta realización, la interfaz comprende una superficie de leva de la punta del instrumento. La superficie de leva es un borde helicoidal elevado 55 (o borde en espiral) que se extiende de manera helicoidal (o en espiral) alrededor de al menos parte de una superficie externa de la punta del instrumento 37 y a lo largo de al menos parte de la longitud de la punta del instrumento. El borde helicoidal 55 puede formarse cortando u omitiendo una porción conformada adecuadamente de la superficie externa de la punta del instrumento 37 (por ejemplo, para formar un canal de leva).

El borde helicoidal elevado 55 está configurado de manera que está en contacto con un extremo distal 56 del elemento accionador 49 a medida que el elemento accionador 49 se mueve axialmente a lo largo del instrumento 35 hacia la punta del instrumento 37, de modo que el extremo distal del elemento accionador 49 se desliza a lo largo del borde helicoidal elevado 55 y obliga a la punta del instrumento 37 a girar.

En algunas realizaciones, el borde helicoidal 55 puede tener una superficie curva, como un canal o ranura, para

cooperar mejor (por ejemplo, recibir o enganchar) con el extremo distal del elemento accionador 49.

5 A medida que el elemento accionador 49 se mueve axialmente a lo largo del instrumento 35, el extremo distal 56 del elemento accionador 49 contacta con el borde helicoidal elevado 55 en la punta del instrumento 37. El elemento accionador 49 solo puede moverse libremente en la dirección axial debido a la parte de guía 51. Se evita que la punta del instrumento 37 se mueva axialmente, por ejemplo, mediante otra parte de tope que impide el movimiento axial de la punta del instrumento 37, pero es libre de girar dentro de la carcasa tubular 41. Así, la acción del extremo distal del elemento accionador 49 que contacta y aplica fuerza al borde helicoidal elevado 55 hace que el borde helicoidal elevado 55 se desplace lateralmente, de modo que el elemento accionador 49 continúa moviéndose axialmente y deslizándose a lo largo del borde helicoidal elevado 55 de modo que la punta del instrumento 37 comienza a girar. En la fig. 3A la punta del instrumento girará hacia la derecha (en el sentido de las agujas del reloj desde el punto de vista del extremo proximal del instrumento 35) a medida que el elemento accionador 49 se mueve progresivamente axialmente hacia la punta del instrumento 37.

15 Donde la punta del instrumento 37 está desviada hacia la posición inicial como se discutió anteriormente, la rotación de la punta del instrumento 37 está en contra del desvío rotacional y conduce a que la energía se almacene en el elemento de desvío (por ejemplo, el resorte 43). Así, se necesita mantener una fuerza sobre el elemento accionador 49 para superar el desvío rotacional para seguir girando la punta del instrumento 37, de lo contrario, el desvío de rotación actuará para devolver la punta del instrumento 37 a su orientación rotacional inicial y, en consecuencia, el elemento accionador 49 se desplazará axialmente hacia atrás a lo largo del instrumento mediante la rotación del borde helicoidal elevado 55.

25 La rotación de la punta del instrumento 37 continúa con un desplazamiento axial progresivo del elemento accionador 49 hasta que el extremo distal del elemento accionador 49 pasa un extremo distal del borde helicoidal elevado 55. A partir de entonces, el movimiento axial adicional del elemento accionador 49 hacia la punta del instrumento 37 no causa ninguna rotación adicional de la punta del instrumento 37. Donde la punta del instrumento 37 está desviada rotacionalmente hacia su posición inicial, el borde helicoidal elevado 55 actúa sobre el eje del elemento accionador 49, que no puede moverse hacia los lados porque la parte de guía 55 evita que el desvío rotacional haga que gire la punta del instrumento 37. Así, el desvío rotacional es incapaz de girar la punta del instrumento 37 de regreso a su orientación rotacional inicial hasta que el elemento accionador 49 se retrae al punto donde su punta distal está nuevamente en contacto con el borde helicoidal elevado 55.

35 El elemento accionador 49 puede comprender una aguja del instrumento 35 que se usa para inyectar fluido, como solución salina, en tejido biológico en contacto con la punta del instrumento 37. En instrumentos electroquirúrgicos conocidos, tales agujas se han provisto al ser alimentadas por un tubo dentro de la carcasa tubular. Dichas agujas pueden moverse axialmente a lo largo de la carcasa tubular, por ejemplo para extender o retraer una punta de aguja de la aguja en el extremo distal del instrumento. Así, el extremo distal de la aguja puede usarse para contactar con la trayectoria helicoidal (superficie de leva) de la punta del instrumento como se describe anteriormente, para que el movimiento axial de la aguja se pueda usar para provocar la rotación de la punta del instrumento. La utilización del componente de aguja existente del instrumento electroquirúrgico de esta manera de doble propósito elimina la necesidad de proporcionar un elemento accionador adicional 49 y, por lo tanto, da como resultado un instrumento electroquirúrgico más simple y más eficiente. La orientación de la punta del instrumento puede no ser importante durante el proceso de inyección con la aguja. La inyección puede realizarse primero, y luego la orientación de la punta del instrumento puede controlarse durante la electrocirugía retrayendo posteriormente la aguja hasta un punto donde la punta de la aguja contacte con la superficie de leva de la punta del instrumento. Como alternativa, la inyección puede llevarse a cabo después de controlar la orientación rotacional de la punta del instrumento durante electrocirugía.

50 Una vez que el extremo distal de la aguja ha pasado un extremo distal de la superficie de leva, el movimiento axial adicional de la aguja para inyectar fluido en el tejido no afectará a la orientación de la punta del instrumento. Después de usarse para inyectar líquido en el tejido, la aguja se puede retraer hasta que su punta esté en contacto con la superficie de leva (borde helicoidal elevado 55), y la aguja se puede mover en cualquier dirección axial para controlar la rotación en sentido horario y antihorario de la punta del instrumento 37.

55 En una realización, la ruta helicoidal (superficie de leva) está configurada (p. ej., se establece su posición y/o longitud y/o inclinación) de modo que cuando el extremo distal del elemento accionador pasa el extremo distal de la ruta helicoidal, la punta del instrumento se orienta con el elemento accionador colocado adyacente a una superficie lateral y/o una superficie inferior de la punta del instrumento. Esta puede ser una posición ventajosa para colocar el elemento accionador, particularmente donde el elemento accionador es una aguja del instrumento como se describió anteriormente.

65 Cuando el elemento accionador 49 se retrae progresivamente hacia atrás a lo largo del instrumento 35, la fuerza de desvío que presiona el borde helicoidal elevado 55 en contacto con el extremo distal del elemento accionador 49 hace que la punta del instrumento 37 gire progresivamente, en la dirección opuesta a antes, de vuelta hacia su orientación inicial. Así, la orientación rotacional de la punta del instrumento 37 se puede controlar de forma fácil y precisa y volver a su posición inicial cuando el elemento accionador 49 se retrae.

Como es evidente, el mismo mecanismo de accionamiento de rotación descrito anteriormente se puede utilizar con diferentes tipos de conexión giratoria, por ejemplo con la conexión giratoria de línea de transmisión flexible ilustrada en las figs. 2A y 2B y descrita anteriormente (esta configuración se discute a continuación en referencia a la fig. 7).

5 Además, el mecanismo de accionamiento de rotación descrito anteriormente puede usarse con otros tipos de desvío rotacional.

En algunas realizaciones puede ser innecesario proporcionar el desvío rotacional para devolver la punta del instrumento a su orientación rotacional inicial. En cambio, la interacción entre el elemento accionador y la punta del instrumento puede ser tal que el movimiento axial del elemento accionador lejos de la punta del instrumento haga que gire la punta del instrumento, en la dirección opuesta a antes, de vuelta hacia su orientación rotacional inicial. Por ejemplo, el elemento accionador puede comprender un seguidor en forma de una protuberancia que se recibe en un canal helicoidal formado en la punta del instrumento y que recorre (sigue) el canal helicoidal, de modo que el movimiento axial del elemento accionador en cualquier dirección provoca la rotación de la punta del instrumento en sentido horario o antihorario.

10

15

Las figs. 6 y 7 muestran ejemplos de puntas de instrumentos usadas en realizaciones de la presente invención con más detalle. En la figura 6, la superficie de leva (borde helicoidal elevado 55) está expuesta y, por lo tanto, es visible. En contraste, en la fig. 7 la superficie de leva (borde helicoidal elevado 55) está encerrada en un casco de la punta del instrumento y, por lo tanto, no es visible. Sin embargo, un agujero de salida 57 en un extremo distal del borde helicoidal elevado 55 a través del cual el elemento accionador puede sobresalir desde el extremo de la punta del instrumento es visible en la fig. 7. El orificio de salida 57 está adyacente a una superficie lateral de la punta del instrumento, para que el elemento accionador (por ejemplo, una aguja) salga de la punta del instrumento adyacente a la superficie lateral de la punta del instrumento. Se puede proporcionar un sello en o alrededor de la superficie de leva y/o el agujero de salida 57 para evitar la entrada de fluido en la carcasa tubular.

20

25

En ambas realizaciones de las figs. 6 y 7, las puntas del instrumento tienen porciones de eje o vástago 59 que se extienden axialmente para ser recibidas en un extremo distal de una carcasa tubular, como se ha analizado anteriormente.

30

35

La fig. 8 es una ilustración esquemática de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la presente invención. Muchas de las características mostradas en la fig. 8 se han descrito en detalle anteriormente, así que aquí solo se repite una descripción concisa de esas características. Debe entenderse que las propiedades específicas de las características mostradas en la fig. 8 puede ser iguales a las propiedades específicas de las características correspondientes descritas anteriormente en relación con las figs. 1 a 7.

En la fig. 8 la punta del instrumento 61 tiene la configuración mostrada en la fig. 6, con una superficie de leva (borde helicoidal elevado expuesto 63) formado en una parte de su superficie externa.

40

45

La punta del instrumento 61 está fijada a un cable de alimentación coaxial 65 para transportar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas a la punta del instrumento. Un conductor interno 67 del cable de alimentación coaxial 65 sobresale de un extremo distal del cable de alimentación coaxial 65 para contactar con un primer elemento conductor en una superficie superior de la punta del instrumento 61. De forma similar, un conductor externo del cable de alimentación coaxial 65 está conectado a un segundo elemento conductor en una superficie inferior de la punta del instrumento 61.

La punta del instrumento 61 y el cable de alimentación coaxial 65 se reciben dentro de una carcasa tubular 69, mostrada como transparente en la fig. 8 para facilitar la comprensión.

50

La punta del instrumento 61 está montada de forma giratoria en el extremo distal de la carcasa tubular 69, de modo que la punta del instrumento y el cable de alimentación coaxial 65 pueden girar con respecto a la carcasa tubular 69. Esto se consigue mediante la recepción rotatoria de un eje de la porción de vástago de la punta del instrumento 61 en el extremo distal de la carcasa tubular 69.

55

60

El cable de alimentación coaxial 65 está conectado de forma giratoria a otro cable de alimentación coaxial 71 por una conexión giratoria 72, como se ilustra en las figs. 1A a 1D, lo que permite la rotación entre el cable de alimentación coaxial 65 y el cable de alimentación coaxial adicional 71 mientras permite la transmisión de energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas entre ambos. Así, la punta del instrumento 61 y el cable de alimentación coaxial 65 se pueden girar dentro de la carcasa tubular 69 en relación con la línea de transmisión coaxial adicional 71.

La superficie de leva/borde helicoidal elevado 63 se coloca para contactar con un extremo distal de una aguja 73 del instrumento cuando la aguja 73 se mueve axialmente a lo largo del instrumento hacia la punta del instrumento 61. Así, el movimiento axial de la aguja 73 hacia la punta del instrumento 61 de modo que un extremo distal de la aguja contacte y aplique fuerza al borde helicoidal elevado 63 provoca la rotación de la punta del instrumento 61 como se describe en detalle anteriormente.

65

La aguja 73 está configurada para inyectar fluido en el tejido adyacente a la punta del instrumento 61.

La aguja 73 se recibe de forma deslizante en un tubo de guía de aguja 75 que pasa a lo largo de una ranura 77 en un anillo de guía 79 que está fijado a la carcasa tubular 69. La ranura 77 del anillo de guía 79 restringe el movimiento de la aguja 73 de modo que solo puede moverse en la dirección axial con respecto a la carcasa tubular 69, y no de lado.

El instrumento comprende además una funda elástica 81, por ejemplo de silicona, que se fija a la parte distal giratoria y a la carcasa tubular 69, directa o indirectamente. Así, cuando la punta del instrumento 61 gira con respecto a la carcasa tubular 69, la funda elástica se pone bajo tensión y almacena energía. La funda elástica actúa así como un resorte de retorno que desvía rotacionalmente la parte distal (y, por lo tanto, la punta del instrumento 61) para volver a una orientación rotacional inicial cuando se gira lejos de la orientación rotacional inicial, como se describe en detalle anteriormente en relación con las figs. 3A y 3B.

En la fig. 8, la aguja 73 se muestra en una posición en la que se ha movido axialmente a lo largo de la disposición de modo que el extremo distal de la aguja 71 esté distal del extremo distal de la punta del instrumento. En esta configuración, la fuerza de desvío que actúa para rotar la punta del instrumento 61 no puede causar la rotación de la punta del instrumento 61, porque el eje de la aguja 73 impide la rotación de la punta del instrumento 61.

La fig. 9 es un boceto de un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización adicional de la presente invención. El mecanismo para accionar la rotación de la punta del instrumento utilizado en esta realización es el mismo que en las figs. 3A a 8, de modo que su descripción no se repite y se usan los mismos números de referencia. La principal diferencia en esta realización es que la conexión giratoria es igual (o similar) a la que se muestra en las figs. 2A y 2B. Dicho de otra forma, se forma una conexión giratoria entre la punta del instrumento 61 y el cable de alimentación coaxial 71 por una línea de transmisión flexible 19 como se describió anteriormente. Como en las figs. 2A y 2B, la línea de transmisión flexible 19 transporta la energía de radiofrecuencia y/o la energía de frecuencia de microondas desde el cable de alimentación coaxial 71 hasta la punta del instrumento 61.

La línea de transmisión flexible 19 es elástica, de modo que cuando la aguja se desplaza axialmente a lo largo del instrumento para contactar con el borde helicoidal elevado/superficie de leva 63 y gira la punta del instrumento 61, la línea de transmisión flexible 19 está torcida y almacena energía mecánica debido a esta torsión. La línea de transmisión flexible retorcida 19 proporciona entonces una fuerza de restauración sobre la punta del instrumento 61 que actúa para girar la punta del instrumento 61 en la dirección opuesta de vuelta a su configuración inicial.

Por lo tanto, la línea de transmisión flexible 19 permite la rotación entre la punta del instrumento 61 y el cable de alimentación coaxial 71 y también actúa como un resorte de retorno para devolver la punta del instrumento 61 a una posición de rotación inicial cuando la punta del instrumento 61 gira en relación con el cable de alimentación coaxial 71 lejos de esa posición inicial.

Por lo tanto, la tira de transmisión flexible 19 puede reemplazar tanto el segundo cable de alimentación coaxial como el resorte en las realizaciones ilustradas en las figs. 3A a 8. Las otras características de esta realización y las ventajas correspondientes pueden ser las mismas que las otras características de las realizaciones ilustradas en las figs. 3A a 8.

Como es evidente, en otras realizaciones, también se puede proporcionar un resorte de torsión alrededor de la línea de transmisión flexible para proporcionar la fuerza de desvío en lugar de, o además de, la fuerza de desvío proporcionada por la línea de transmisión flexible 19 en la fig. 9.

La fig. 10 muestra una realización que tiene un mecanismo alternativo para controlar la rotación de la parte distal del instrumento. La siguiente descripción se refiere principalmente al mecanismo de rotación. Este mecanismo de rotación puede combinarse con cualquiera de las conexiones giratorias descritas anteriormente en relación con las realizaciones descritas anteriormente, y esta realización puede tener cualquiera de las características de las realizaciones descritas anteriormente, donde sea compatible.

La realización ilustrada en la fig. 10 comprende un cable de alimentación coaxial principal 83, un extremo proximal del cual estará conectado en la práctica a un generador para suministrar energía de frecuencia de microondas o radiofrecuencia. En la fig. 10, el extremo distal 85 del cable de alimentación coaxial principal 83 no está conectado a nada. En la práctica, el extremo distal 85 del cable de alimentación coaxial principal 83 estará conectado de manera giratoria a una parte distal giratoria del instrumento mediante una conexión giratoria como se describió anteriormente en relación con una cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente. Por ejemplo, el extremo distal 85 del cable de alimentación coaxial principal 83 puede estar conectado de forma giratoria a un cable coaxial distal mediante una conexión giratoria como se ilustra en las figs. 1A a 1D. El cable coaxial distal se puede fijar así a la punta de un instrumento, de modo que la punta del instrumento y el cable coaxial distal puedan girar juntos en relación con el cable de alimentación coaxial principal 83 a través de la conexión giratoria como una parte distal giratoria del instrumento (por ejemplo, como se describe anteriormente).

5 La realización ilustrada en la fig. 10 tiene una porción de manguito tubular 86 que rodea el extremo distal 85 del cable de alimentación coaxial principal 83. En la práctica, la porción de manguito tubular 86 se fijará a la parte distal giratoria del instrumento, por ejemplo directamente fijado a la punta del instrumento, de modo que la porción de manguito tubular 85 gira junto con la parte distal giratoria del instrumento. La porción de manguito tubular se puede denominar alternativamente como una porción de faldón o una porción cilíndrica hueca. En la práctica, no es esencial que la porción de la manguito tenga una forma tubular o cilíndrica.

10 En la realización ilustrada en la fig. 10, la rotación de la parte distal del instrumento y, por lo tanto, la rotación de la punta del instrumento, se logra causando la rotación de la porción de manguito 86 desplazando axialmente un elemento accionador 87 que está acoplado a la porción de manguito 86 como se describe a continuación. El elemento accionador 87 tiene forma de varilla o cable y, por ejemplo, puede ser una aguja para inyectar líquido en el tejido adyacente a la punta del instrumento.

15 El elemento accionador 87 no puede moverse en ninguna dirección que no sea una dirección axial con respecto al cable de alimentación coaxial principal 83 mediante una guía de accionador 89 (guía de aguja). La guía de accionador 89 comprende un miembro tubular o en forma de anillo fijado al cable de alimentación coaxial principal 83 (y/o a una carcasa externa) que tiene un canal axial o ranura en la que el accionador se recibe de forma deslizante. Así, el elemento accionador 87 es capaz de moverse solo en la dirección axial con respecto al cable de alimentación coaxial principal 83.

20 El elemento accionador 87 tiene una porción helicoidal 91, en donde el accionador está formado, o doblado en, una forma helicoidal. La porción helicoidal 91 está dispuesta alrededor de la superficie exterior del cable de alimentación coaxial principal 83.

25 La porción de manguito tubular 86 tiene un seguidor 93 adyacente a su extremo proximal que sigue una trayectoria helicoidal definida por la porción helicoidal 91 a medida que el elemento accionador 87 se mueve axialmente con respecto al cable de alimentación coaxial principal 83. Como se muestra más claramente en la vista ampliada de la fig. 11, el seguidor 93 comprende un anillo fijado a una superficie interna de la porción de manguito tubular 86 que rodea el cable de alimentación coaxial principal 83 y que tiene un canal o ranura 95 a través de la cual pasa la porción helicoidal 91 del elemento accionador 87.

30 Se evita que la porción de manguito tubular se mueva axialmente con respecto al cable de alimentación coaxial principal 83, por ejemplo por uno o más topes axiales. Por lo tanto, a medida que el elemento accionador 87 se mueve axialmente, el movimiento axial de la porción helicoidal del accionador a través del canal o ranura 95 del seguidor 93, que no puede moverse axialmente, provoca la rotación del seguidor 93, dependiendo la dirección de rotación de la dirección axial de movimiento del elemento accionador 87. La rotación del seguidor 93 provoca la rotación de la porción de manguito tubular 86, porque están fijados juntos. Además, la rotación de la porción de manguito tubular 86 provoca la rotación del extremo distal del instrumento, debido a que la porción de manguito tubular 86 está fijada al extremo distal del instrumento, por ejemplo fijándose directamente a la punta del instrumento. Así, el movimiento axial del elemento accionador 87 provoca la rotación de la punta del instrumento, dependiendo la dirección de rotación de la punta del instrumento de la dirección axial de movimiento del elemento accionador 87.

45 Una diferencia importante entre esta realización y las realizaciones descritas anteriormente es que la interacción entre la porción helicoidal 91 y el seguidor 93 es tal que el movimiento del elemento accionador 87 en cualquier dirección axial provoca la rotación de la punta del instrumento. Por ejemplo, el movimiento del elemento accionador 87 en la dirección axial distal puede provocar la rotación en el sentido de las agujas del reloj de la punta del instrumento, mientras que el movimiento del elemento accionador 87 en la dirección axial proximal puede provocar la rotación en sentido antihorario (en sentido contrario al reloj) de la punta del instrumento, o al revés.

50 Así, con esta realización, no es necesario proporcionar un medio de desvío para devolver la punta del instrumento a una posición rotacional predeterminada una vez que ha sido girada por el movimiento axial del elemento accionador 87, porque la punta del instrumento puede en su lugar volver a su posición de rotación inicial moviendo el elemento accionador 87 axialmente de regreso a una posición axial inicial. Dicho de otra forma, el elemento accionador 87 puede usarse para rotar la punta del instrumento en cualquier dirección.

60 Se pueden mantener conexiones eléctricas adecuadas entre el cable de alimentación coaxial principal 83 y la punta del instrumento durante la rotación proporcionando una conexión giratoria entre el extremo distal 85 del cable de alimentación coaxial principal 83 y la punta del instrumento, por ejemplo, con una conexión giratoria como se describe anteriormente en relación con una cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente.

65 Tal y como se muestra en las figs. 10 y 11, puede estar presente una funda exterior para encerrar el cable de alimentación coaxial principal 83, el accionador 87 y los otros componentes ilustrados en las figs. 10 y 11.

Un instrumento electroquirúrgico según una realización adicional de la presente invención se ilustra en la fig. 12. La

realización de la fig. 12 tiene un mecanismo diferente para lograr la rotación de una punta de instrumento de un instrumento electroquirúrgico a las realizaciones descritas anteriormente.

5 En la realización de la fig. 12, una punta de instrumento electroquirúrgico 97 está fijada en el extremo distal de un cable de alimentación coaxial 99, para que la punta del instrumento 97 no pueda girar en relación con el cable de alimentación coaxial 99. Los conductores interno y externo del cable de alimentación coaxial 99 están conectados a elementos conductores respectivos de la punta del instrumento 97, por ejemplo como se describe anteriormente en relación con las realizaciones descritas anteriormente.

10 El cable de alimentación coaxial 99 está ubicado dentro de una carcasa tubular o funda 101. Unos cojinetes 103 se colocan entre el cable de alimentación coaxial 99 y la funda 101, de modo que el cable de alimentación coaxial 99 sea giratorio dentro de la funda 101. En la realización mostrada en la fig. 12 se proporcionan dos cojinetes 103, uno adyacente al extremo proximal de la funda 101 y uno adyacente al extremo distal de la funda 101. Sin embargo, en otras realizaciones, los cojinetes 103 pueden ubicarse de manera diferente, y/o pueden proporcionarse cojinetes  
15 adicionales 103. Por ejemplo, proporcionar cojinetes adicionales 103 a los cojinetes 103 mostrados en la fig. 12 puede asegurar una rotación suave del cable de alimentación coaxial 99 dentro de la funda 101, por ejemplo, cuando la funda 101 y, por lo tanto, el cable de alimentación coaxial 99 están doblados. Sin la provisión de más cojinetes 103, es posible que, en algunas circunstancias, el cable de alimentación coaxial 99 pueda entrar en contacto con la funda 101 cuando la funda 101 está doblada, limitando la rotación del cable coaxial 99 dentro de la funda 101.

20 La presencia de los cojinetes 103 significa que la punta del instrumento 97 se puede girar en relación con la funda 101 haciendo girar todo el cable de alimentación coaxial 99 dentro de la funda 101 en relación con la funda 101. Se puede usar cualquier tipo de cojinete adecuado como el cojinete 103, por ejemplo, cojinetes de elementos rodantes que incluyen elementos rodantes como cojinetes de bolas o cojinetes de escobillas.

25 Se puede proporcionar un sello adyacente al extremo distal de la funda 101 para evitar la entrada de fluido en la funda 101.

30 Los cojinetes 103 pueden tener cortes circunferenciales parciales, canales o aberturas alineadas axialmente para permitir que una aguja de inyección de fluido en el tejido adyacente a la punta del instrumento 97 se alimente a lo largo de la funda 101.

Según la invención, en cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente, la punta del instrumento es un resonador de media onda/sección de media onda. Dicho de otra forma, la punta del instrumento tiene una longitud  
35 que es sustancialmente igual a  $\frac{\lambda}{2}$ , donde  $\lambda$  es la longitud de onda de la energía de frecuencia de microondas que tiene una frecuencia predeterminada en la punta del instrumento. La frecuencia predeterminada puede ser de 5,8 GHz. Así, la punta del instrumento puede ser esencialmente transparente a la impedancia de la carga de tejido.

40 Con tal punta de instrumento, también se puede proporcionar una sección de adaptación de impedancia para hacer coincidir una impedancia de la carga de tejido en la punta del instrumento con la impedancia del cable de alimentación coaxial a la frecuencia predeterminada. La sección de adaptación de impedancia puede comprender un transformador de impedancia. La longitud del transformador de impedancia puede ser sustancialmente igual a  $(2n + 1)\frac{\lambda}{4}$ , donde  $n$  es un número entero mayor o igual a cero y  $\lambda$  es la longitud de onda de la energía de  
45 frecuencia de microondas en el transformador de impedancia a la frecuencia predeterminada. El transformador de impedancia puede hacer coincidir una parte real de la impedancia de la carga de tejido con una parte real de la impedancia del cable de alimentación coaxial.

50 La sección de adaptación de impedancia puede comprender además una sección de línea de transmisión coaxial entre el transformador de impedancia y un extremo proximal de la punta del instrumento. La sección de la línea de transmisión coaxial puede tener una longitud configurada para eliminar efectivamente una parte reactiva (imaginaria) de la impedancia de la carga de tejido. En este caso, el transformador de impedancia puede hacer coincidir una parte real de la impedancia de la carga de tejido modificada por la sección de la línea de transmisión coaxial con la parte real de la impedancia del cable de alimentación coaxial.

55 La impedancia de la sección de la línea de transmisión coaxial puede ser la misma que la impedancia del cable de alimentación coaxial, por ejemplo 50 ohmios.

60 En una disposición alternativa para hacer coincidir una impedancia de la carga de tejido en la punta del instrumento con la impedancia del cable de alimentación coaxial a la frecuencia predeterminada, una impedancia característica de la punta del instrumento puede ser sustancialmente igual a una impedancia característica del cable de alimentación coaxial. Además, la parte distal puede comprender una sección de adaptación de impedancia para hacer coincidir la impedancia característica del cable de alimentación coaxial con la impedancia de una carga de tejido en contacto con la punta del instrumento a la frecuencia predeterminada de energía de frecuencia de microondas. La sección de adaptación de impedancia puede comprender una longitud de línea de transmisión

coaxial conectada a un extremo proximal de la punta del instrumento, y un trozo cortocircuitado. De nuevo, la corta longitud de la línea de transmisión coaxial puede eliminar esencialmente un componente reactivo (imaginario) de la impedancia de la carga de tejido, y el trozo cortocircuitado puede hacer coincidir la impedancia real restante con la impedancia de la línea de alimentación coaxial.

- 5 En una disposición alternativa para hacer coincidir una impedancia de la carga de tejido en la punta del instrumento con la impedancia del cable de alimentación coaxial a la frecuencia predeterminada, la adaptación de la impedancia se puede lograr con un sintonizador de dos o tres trozos.



**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato electroquirúrgico para aplicar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas a un tejido biológico, comprendiendo el aparato:

5 una parte distal que comprende una punta de instrumento (37) para aplicar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas a un tejido biológico, en donde la punta del instrumento (37) comprende un primer elemento conductor y un segundo elemento conductor;  
 10 un cable de alimentación coaxial (39) que comprende un conductor interno, un conductor externo tubular coaxial con el conductor interno, y un material dieléctrico que separa los conductores interno y externo, siendo el cable de alimentación coaxial (39) para transportar energía de radiofrecuencia y/o energía de frecuencia de microondas a la parte distal; y  
 15 un generador conectado a un extremo proximal del cable de alimentación coaxial (39), estando el generador configurado para suministrar energía de frecuencia de microondas, que tiene una longitud de onda predeterminada  $\lambda$ , al cable de alimentación coaxial (39);  
 en donde:

20 el conductor interno está conectado eléctricamente al primer elemento conductor y el conductor externo está conectado eléctricamente al segundo elemento conductor, a través de una conexión giratoria entre la parte distal y el cable de alimentación coaxial (39), que permite la rotación de la parte distal con respecto al cable de alimentación coaxial (39) alrededor de un eje central de la parte distal;  
 el aparato comprende un accionador (49) para hacer girar la parte distal en una primera dirección de rotación con respecto al cable de alimentación coaxial (39); y

25 **caracterizado porque** una longitud de la punta del instrumento (37) es igual a  $\frac{\lambda}{2}$ .

2. El aparato electroquirúrgico según la reivindicación 1, en donde la frecuencia predeterminada es 5,8 GHz.

30 3. El aparato electroquirúrgico según la reivindicación 1, en donde la parte distal comprende un transformador de impedancia que hace coincidir una impedancia característica de la línea de transmisión coaxial con una impedancia característica de una carga de tejido en contacto con la punta del instrumento (37) a la frecuencia predeterminada.

4. El aparato electroquirúrgico según la reivindicación 3, en donde una longitud del transformador de impedancia es igual a  $(2n + 1) \frac{\lambda}{4}$ , donde  $n$  es un número entero mayor o igual a cero y  $\lambda$  es la longitud de onda de la energía de  
 35 frecuencia de microondas en el transformador de impedancia a la frecuencia predeterminada.

5. El aparato electroquirúrgico según la reivindicación 3 o la reivindicación 4, en donde la parte distal comprende además una sección de línea de transmisión coaxial entre el transformador de impedancia y un extremo proximal de la punta del instrumento (37).

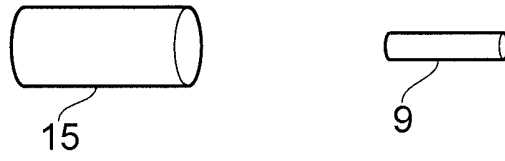


FIG. 1A



FIG. 1B

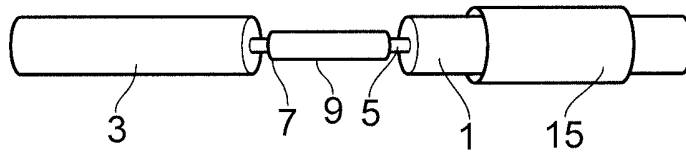


FIG. 1C

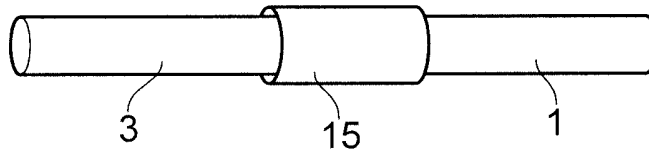


FIG. 1D

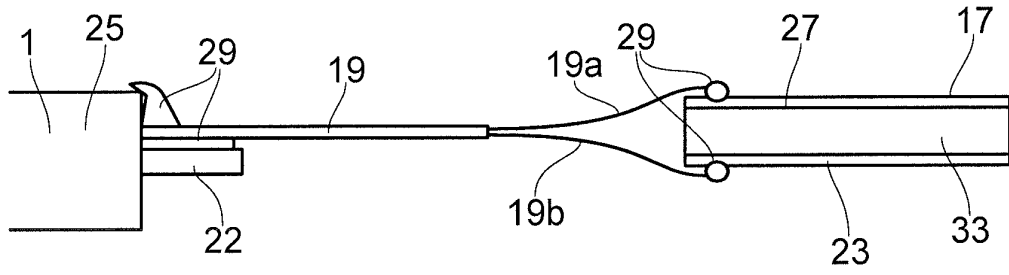


FIG. 2A

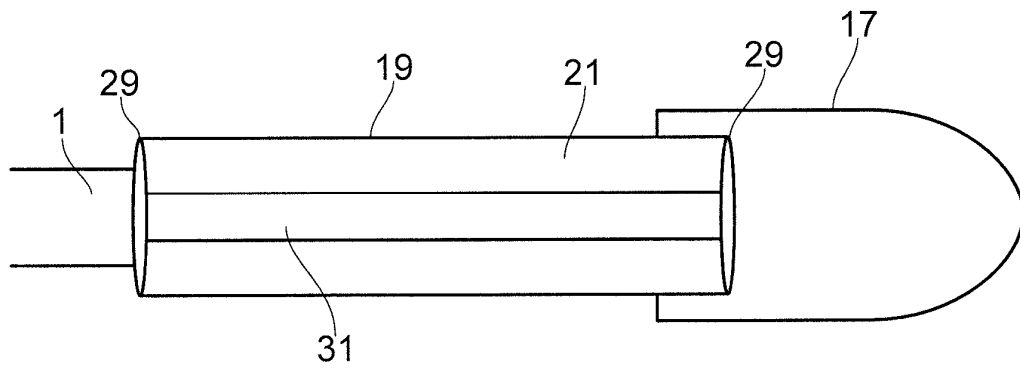


FIG. 2B

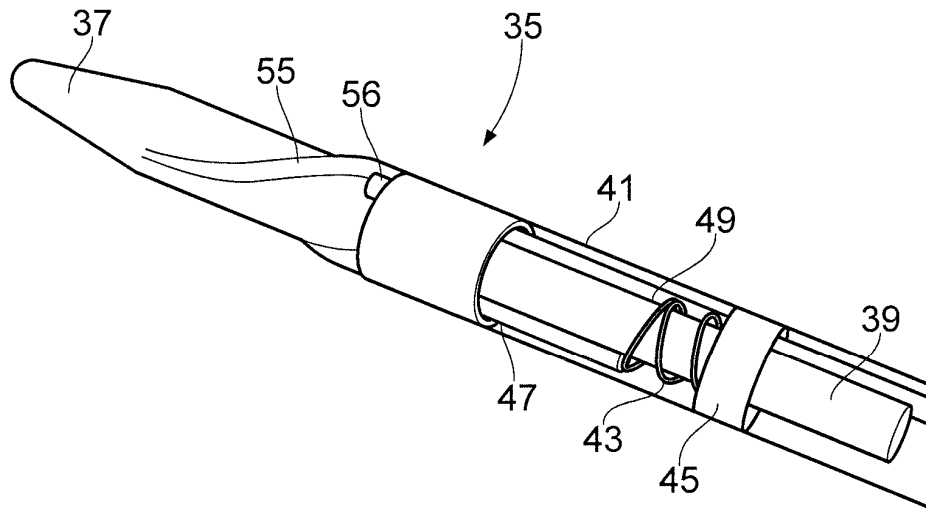


FIG. 3A

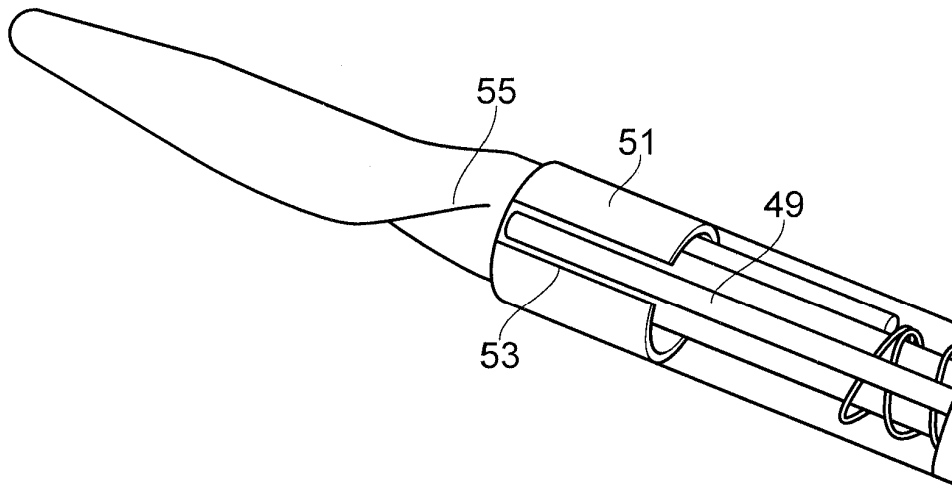


FIG. 3B

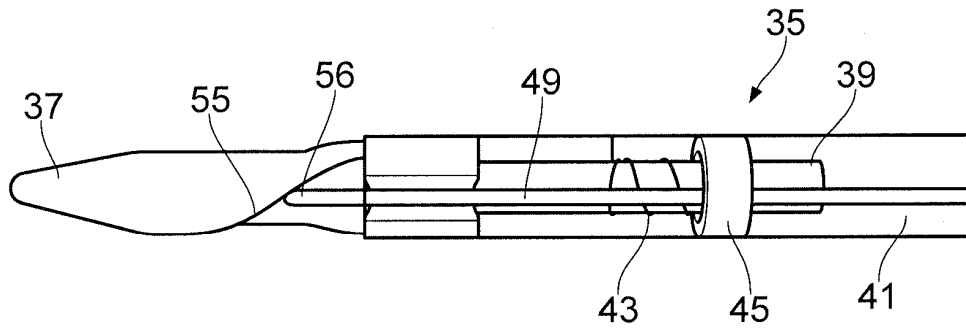


FIG. 4

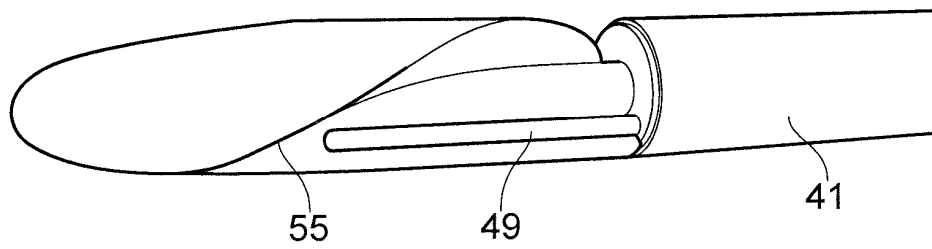


FIG. 5

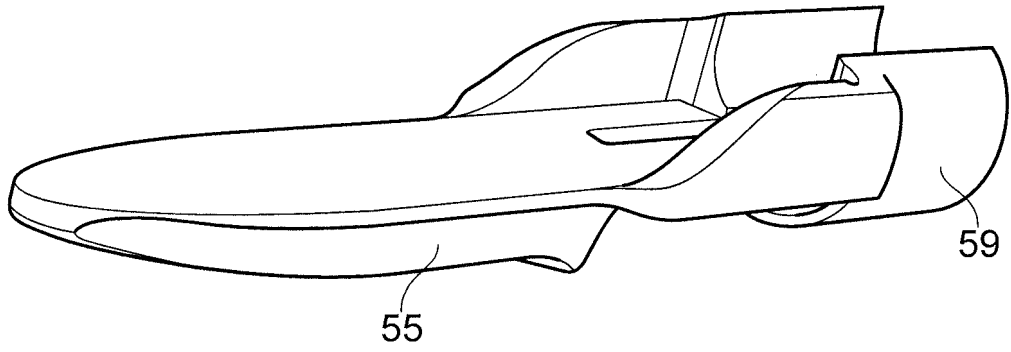


FIG. 6

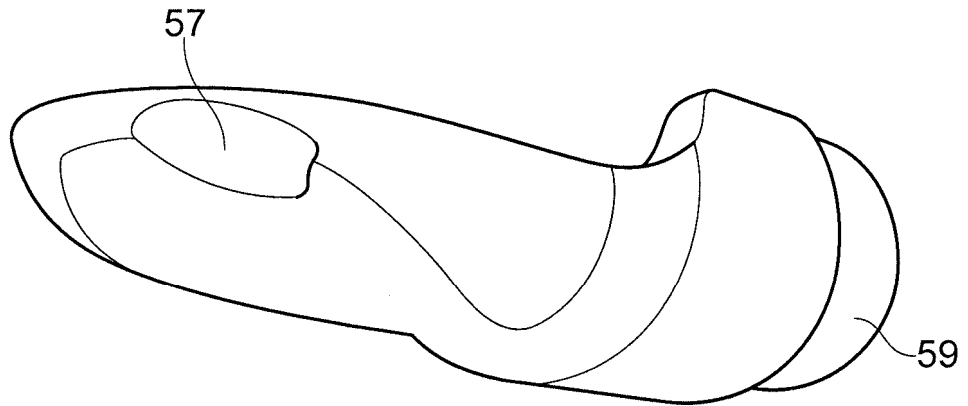


FIG. 7

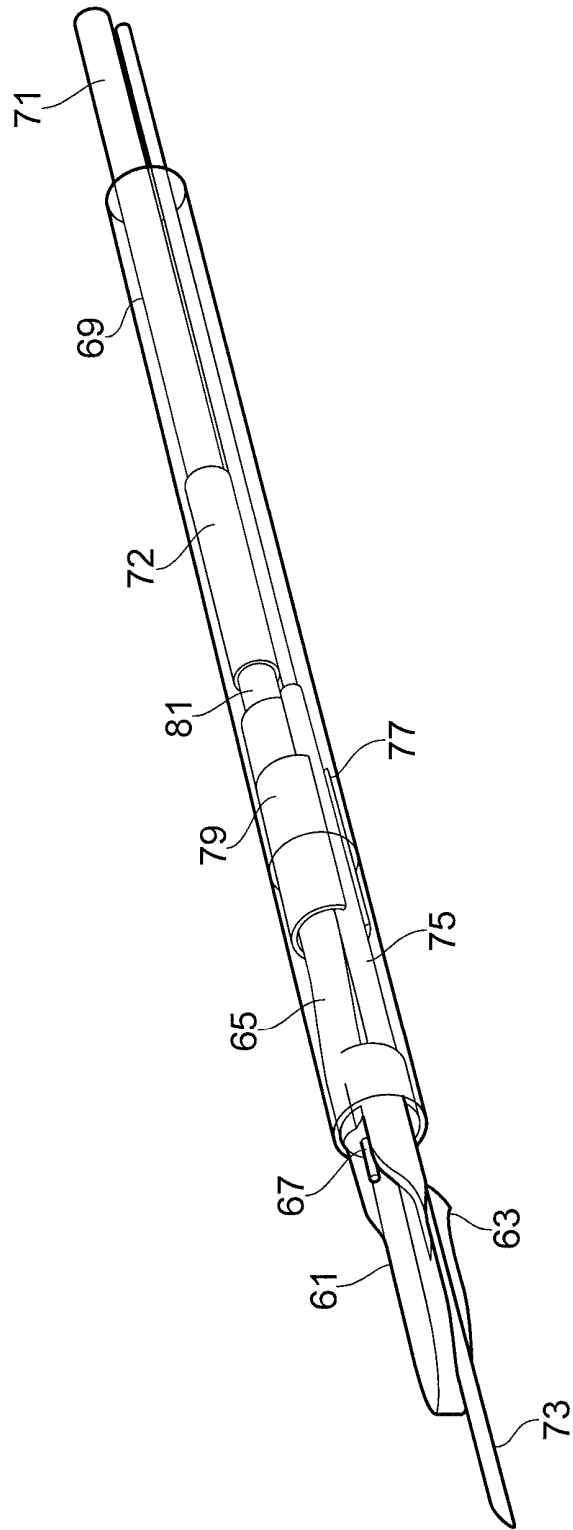


FIG. 8

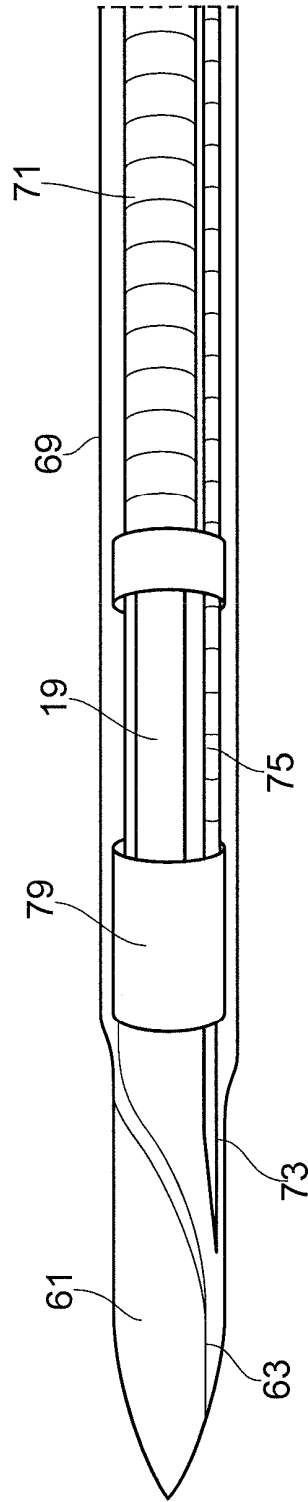
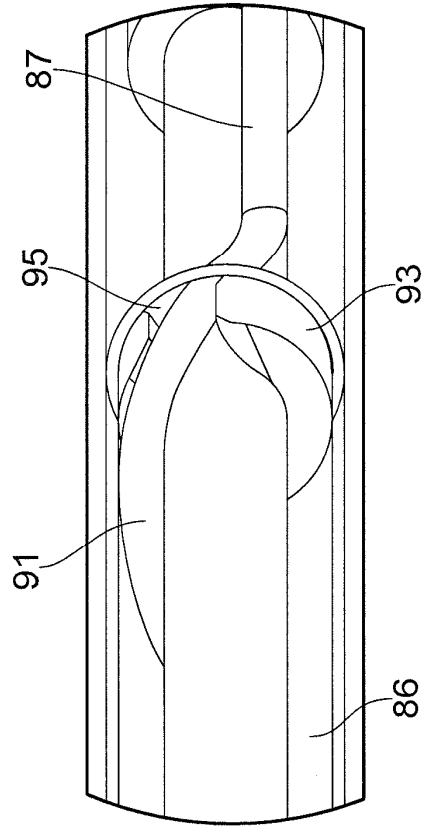
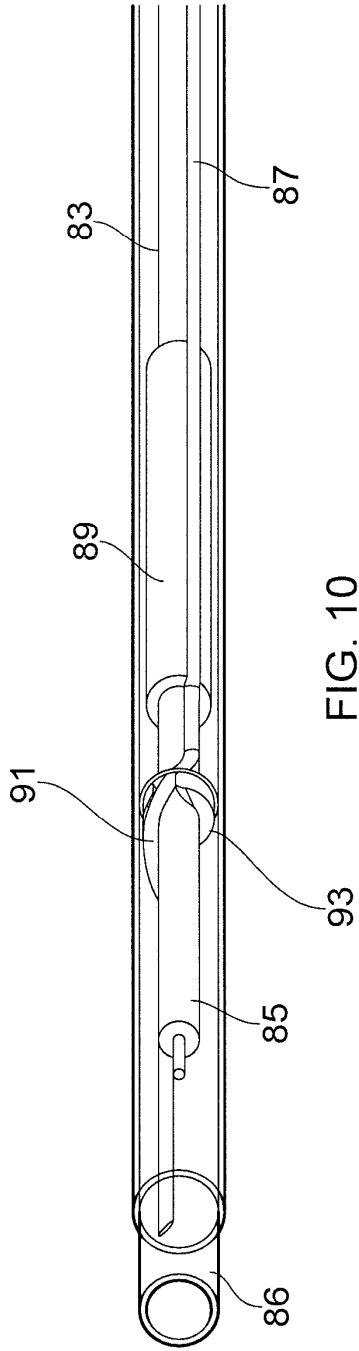


FIG. 9





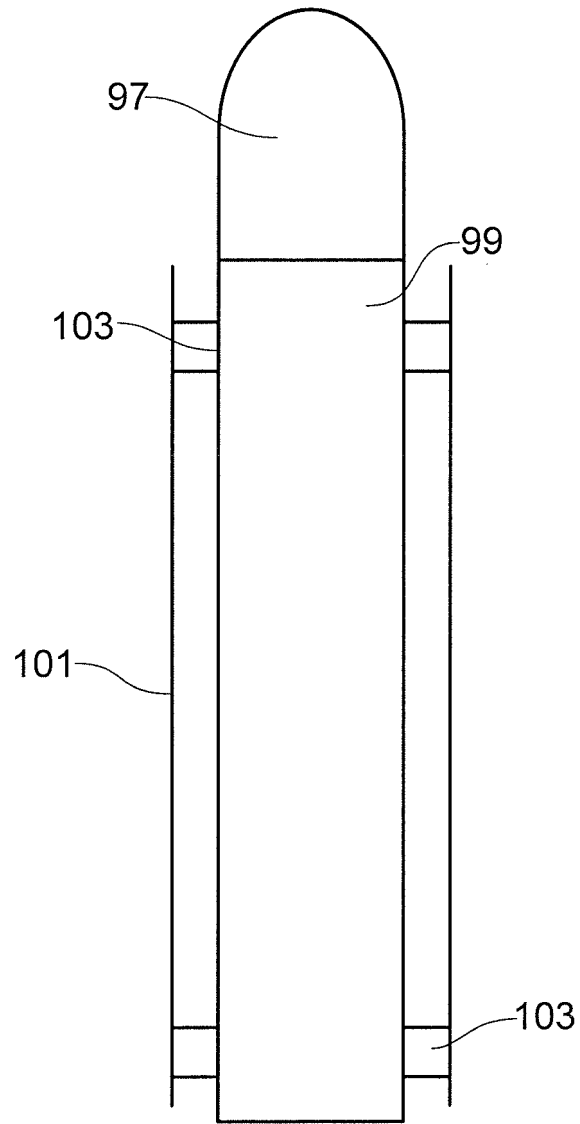


FIG. 12