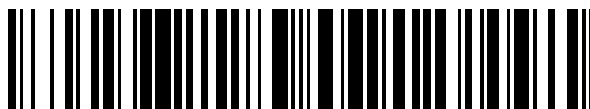


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 779 801**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **02.03.2017** **PCT/EP2017/054899**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.09.2017** **WO17149072**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.03.2017** **E 17708260 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.02.2020** **EP 3422981**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico con varias modalidades de tratamiento**

30 Prioridad:

04.03.2016 GB 201603744

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

19.08.2020

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 PAUL;
PRESTON, SHAUN;
AMOA, FRANCIS;
WHITE, MALCOLM;
TSIAMOULOS, ZACHARIAS y
SAUNDERS, BRIAN

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 779 801 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 con varias modalidades de tratamiento

5 Campo de la invención

La invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para contener hemorragias durante procedimientos quirúrgicos. En particular, la invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico que es capaz de funcionar en varios modos distintos, de modo que el médico que está operando puede elegir el modo como respuesta a un suceso determinado sin tener que cambiar de instrumento.

Antecedentes de la invención

La coagulación con plasma de argón (CPA) es una técnica quirúrgica conocida para controlar las hemorragias superficiales sin que sea necesario el contacto físico entre la sonda quirúrgica, que suministra el plasma, y la lesión. La CPA se puede utilizar en cualquier tipo de procedimiento quirúrgico, por ejemplo, en cirugía abierta o en procedimientos laparoscópicos. La CPA también se puede realizar de manera endoscópica, mediante la cual un chorro de gas argón se dirige a través de una sonda que pasa a través de un endoscopio. La ionización del gas argón a medida que se emite crea el plasma que provoca la coagulación.

También se sabe que la energía de microondas se puede utilizar para llevar a cabo la coagulación en tejidos más profundos.

También se sabe administrar medicamentos líquidos, como adrenalina, en la zona de la hemorragia, con el fin de estrechar los vasos sanguíneos durante hemorragias graves.

El documento GB 2487199A divulga la técnica anterior pertinente.

Sumario de la invención

En su forma más general, la presente invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que es capaz de funcionar de manera selectiva en cualquiera de: i) un modo generador de plasma para la coagulación superficial, ii) un modo de radiación no ionizante para una coagulación más profunda, por ejemplo, utilizando energía de microondas, y iii) un modo de administración de líquido, para transportar líquido hasta una zona de tratamiento, por ejemplo, para estrechar los vasos sanguíneos con el fin de que un médico pueda tomar el control de la hemorragia. Estos modos de funcionamiento pueden facilitarse en un instrumento quirúrgico que está configurado físicamente para aplicar presión en un vaso o tejido, es decir, para actuar como taponamiento y contener la hemorragia. La invención en sí se define en la reivindicación independiente adjunta 1. Otras realizaciones preferidas se divulgan en las reivindicaciones dependientes.

El instrumento electroquirúrgico de la invención puede ser apropiado para su uso en cualquier tipo de procedimiento, por ejemplo, cirugía abierta (como la hepatectomía), cirugía laparoscópica, etc. Por ejemplo, el instrumento puede dimensionarse para que quepa dentro del canal de un instrumento de un dispositivo de exploración quirúrgico, por ejemplo, un endoscopio, laparoscopio o dispositivo similar.

Esto se consigue, en líneas generales, con un primer electrodo y un segundo electrodo, que pueden mantener entre ellos un campo eléctrico generador de plasma en presencia de un flujo de gas, y con un canal de líquido en comunicación fluida con una punta de sonda. Más específicamente, para facilitar los tres modos de funcionamiento comentados anteriormente, un primer aspecto de la presente invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que tiene una sonda alargada, que comprende: una línea de transmisión coaxial para transmitir radiofrecuencia (RF) y/o radiación electromagnética (EM) de microondas; una punta de sonda en un extremo distal de la línea de transmisión coaxial para recibir la energía de microondas y/o RF; un canal de líquido para transportar el líquido hasta la punta de la sonda; y un canal de gas para transportar el gas hasta la punta de la sonda; en donde la línea de transmisión coaxial incluye un conductor interno, un conductor externo y un primer material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo, en donde la punta de la sonda comprende un segundo material dieléctrico que tiene un canal de la punta de sonda que discurre a su través, estando el canal de la punta de la sonda en comunicación fluida con el canal de líquido y terminando en una abertura en su extremo distal; en donde la punta de la sonda incluye un primer electrodo, conectado al conductor interno de la línea de transmisión coaxial, y un segundo electrodo, conectado al conductor externo de la línea de transmisión coaxial, pudiendo funcionar el primer y el segundo electrodo, de forma selectiva, en un modo generador de plasma o en un modo de radiación no ionizante, en donde, en el modo generador de plasma, el primer y segundo electrodos están dispuestos alrededor de una trayectoria de flujo de gas procedente del canal de gas, mediante lo que la energía de RF y/o EM de microondas procedente de la línea de transmisión coaxial se puede suministrar para incidir en y mantener un plasma térmico o no térmico del gas suministrado a lo largo de la trayectoria de flujo, y en donde, en el modo de radiación no ionizante, al menos uno del primer electrodo y del segundo electrodo está configurado como estructura de antena radiante para emitir un campo EM de microondas hacia el exterior de la punta de la sonda.

En uso, el instrumento se puede utilizar en cualquiera de los tres modos de funcionamiento comentados anteriormente. En el modo generador de plasma, el gas se suministra a través del canal de gas y la energía de RF y/o de microondas se utiliza para incidir en y mantener el plasma del gas. La energía de RF se puede suministrar como pulso inicial que incida en el plasma, mientras que la energía de microondas se puede suministrar después de este pulso inicial para mantener el plasma. En el modo de radiación no ionizante, la energía de microondas se puede suministrar hacia la punta de la sonda en ausencia de gas. En este modo, la estructura de antena radiante emite un campo EM de microondas. En el modo de administración de líquido, se suministra un líquido a lo largo del canal de líquido y a través de la abertura hasta una zona de tratamiento. Preferentemente, esto se realiza en ausencia de gas y de energía de RF/microondas.

El instrumento puede funcionar de forma selectiva en un modo de suministro de RF, en el que la energía de RF se asocia al dispositivo entre el primer electrodo y el segundo electrodo. La energía de RF se puede suministrar de forma separada o simultánea con la energía EM de microondas, por ejemplo, cuando el dispositivo está en el modo de radiación no ionizante.

El primer electrodo y el segundo electrodo pueden moverse el uno con respecto al otro para adoptar distintas configuraciones durante el modo generador de plasma y el modo de radiación no ionizante, respectivamente. Por ejemplo, el primer electrodo se puede mover a lo largo de un eje longitudinal de la sonda alargada para proyectarse más allá de un extremo distal del segundo electrodo cuando funcione en el modo no ionizante. El movimiento relativo de los electrodos se puede producir automáticamente después de que el usuario seleccione un modo de funcionamiento determinado.

El canal de gas y el canal de líquido son dos trayectorias que, preferentemente, están separadas, es decir, no están en comunicación fluida entre sí antes de alcanzar un extremo distal del instrumento. Ya sea uno o ambos del canal de líquido y el canal de gas pueden situarse dentro de la línea de transmisión coaxial, es decir, un conducto que reside dentro del diámetro externo del conductor externo. Por ejemplo, el canal de líquido y/o el canal de gas pueden estar conformados por un conducto longitudinal a través del primer dieléctrico. En otro ejemplo, el conductor interno puede estar hueco, es decir, tener a su través uno o más conductos longitudinales. Así, el canal de líquido y/o el canal de gas pueden situarse dentro del conductor interno de la línea de transmisión coaxial. Esta distribución puede permitir realizar un dispositivo más compacto.

En esta memoria descriptiva, "microondas" puede usarse ampliamente para indicar un rango de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, pero preferentemente el rango de 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias específicas que se han contemplado son las siguientes: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. En cambio, esta memoria descriptiva utiliza "radiofrecuencia" o "RF" para indicar un rango de frecuencia que es, al menos, tres órdenes de magnitud menor, por ejemplo, hasta 300 MHz, preferentemente de 10 kHz a 1 MHz.

Para transportar la energía de RF sin rupturas, el material dieléctrico que separa los conductores interno y externo de la línea de transmisión coaxial pueden tener una resistencia dieléctrica mayor (es decir, un campo eléctrico de ruptura mayor) que la necesaria si solo se transmite la energía de microondas a lo largo de la línea coaxial. Esto se puede realizar usando una única capa de material dieléctrico con la resistencia dieléctrica apropiada, para su uso, tanto con la energía de RF como de microondas, por ejemplo, de poliimida (por ejemplo, Kapton®) o una cerámica apropiada que tenga una constante dieléctrica mayor que 3,0 a 1 MHz. En otra realización, el primer material dieléctrico puede comprender una estructura dieléctrica multicapa que incluye una primera capa, conformada a partir de un material dieléctrico que tiene una primera resistencia dieléctrica, y una segunda capa, conformada a partir de un material dieléctrico que tiene una segunda resistencia dieléctrica, siendo menor la segunda resistencia dieléctrica que la primera resistencia dieléctrica. Se puede seleccionar que el material dieléctrico de la segunda capa sufra una pérdida menor de energía de microondas, es decir, que tenga una constante dieléctrica menor de 2,1 y una tangente de pérdida menor de 0,0003 (preferentemente igual a o menor de 0,0001) a la frecuencia de la energía EM de microondas. La primera capa puede ser más fina que la segunda capa. La primera capa puede servir de protección frente a las rupturas cuando se transporta energía de RF. El grosor de la primera capa se selecciona, preferentemente, para garantizar un aumento poco significativo de la pérdida dieléctrica. La estructura multicapa puede comprender una tercera capa conformada a partir de material dieléctrico con una tercera resistencia dieléctrica, que es mayor que la segunda resistencia dieléctrica y que puede ser la misma que la resistencia de la primera capa. La tercera capa puede situarse sobre el lado opuesto de la segunda capa mirando desde la primera capa. En un ejemplo, la estructura multicapa puede comprender un par de capas de Kapton® que intercalan una capa de PTFE expandido. En otro ejemplo, la estructura multicapa puede comprender un par de capas de propileno-etileno fluorado (FEP) que intercalan una capa de espuma de polietileno (por ejemplo, Eccostock® PP).

La línea de transmisión coaxial puede tener un diámetro externo de no más de 10 mm y, más preferentemente, de no más de 5 mm. Más preferentemente, la línea de transmisión coaxial puede tener un diámetro externo de no más de 2,5 mm, de modo que la sonda alargada se puede colocar dentro del canal de un endoscopio. El material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo no puede tener más de 1 mm de grosor y, más preferentemente, no más de 0,5 mm de grosor. La constante dieléctrica del material dieléctrico puede ser de no más de 5 y, más preferentemente, de no más de 3, y lo más preferentemente, de no más de 2,5. El material dieléctrico

puede ser politetrafluoroetileno (PTFE). Al menos uno de los conductores interno o externo puede estar hecho con plata. El grosor de los conductores interno y externo puede ser de no más de 50 micrómetros y, preferentemente, de no más de 25 micrómetros, y lo más preferentemente, de no más de 10 micrómetros. Estos grosores son suficientes para transmitir la energía de RF y EM de microondas a lo largo de la línea de transmisión coaxial y lo

5 suficientemente reducidos para permitir que el conductor interno disponga de uno o más conductos conformados a su través.

La punta de la sonda puede estar configurada físicamente para aplicar presión en una zona de hemorragia durante el tratamiento. Por ejemplo, la punta de la sonda puede tener un extremo proximal conectado al extremo distal de la

10 línea de transmisión coaxial, y un extremo distal opuesto al extremo proximal, que está conformado con un contorno suave, puede aplicar un punto de presión en un área objetivo. El canal de la punta de la sonda se une al extremo proximal y al extremo distal. La abertura se encuentra en el extremo distal del canal de la punta de la sonda.

La punta de la sonda se puede conectar a la línea de transmisión coaxial de cualquier manera apropiada, por

15 ejemplo, mediante engaste, soldadura blanda, adhesivos, etc.

La estructura de antena radiante puede ser una estructura monopolar, formada por el primer electrodo, o puede ser una antena dipolar, formada por el primer electrodo y el segundo electrodo. La estructura de antena radiante puede comprender una estructura conductora de electricidad, formada bien por el primer electrodo, el segundo electrodo o

20 una combinación del primer electrodo y el segundo electrodo. La estructura conductora puede situarse sobre la superficie de la punta de la sonda y también puede integrarse, al menos parcialmente, en el material.

Para poder emitir un campo de microondas isotrópico cilíndrico, la estructura conductora y/o toda la punta de la sonda pueden tener simetría cilíndrica (en el presente documento, "eje de simetría" se refiere al eje de simetría cilíndrica, a no ser que se indique lo contrario). Esto garantiza que, durante el uso de la sonda, la orientación del campo de microondas no dependa de la rotación de la punta de la sonda alrededor del eje de simetría. El eje longitudinal del canal de la punta de la sonda (es decir, un eje alineado con el eje de la línea de transmisión coaxial) es preferentemente paralelo al eje de simetría de la propia punta de la sonda. Más preferentemente, el eje de simetría de la punta de la sonda es el mismo que el eje longitudinal del canal de la punta de la sonda, de modo que

25 el canal de la punta de la sonda está situado en el centro de la punta de la sonda cuando se observa a lo largo del eje de simetría de la punta de la sonda. La punta de la sonda puede ser abovedada, cónica, troncocónica o con forma de esfera. Alternativamente, la punta de la sonda puede incluir una sección cilíndrica, conformada de manera integral con una sección de extremo distal hemisférica. Cuando la punta de la sonda se conecta a la línea de transmisión coaxial, la línea de transmisión coaxial (al menos en la región cercana al extremo distal) y el canal de la

35 punta de la sonda pueden tener, sustancialmente, el mismo eje longitudinal.

El segundo material dieléctrico es, preferentemente, un material de poca pérdida y mecánicamente resistente. En este caso, "de baja pérdida" se refiere a un material a través del cual pueden pasar las microondas sin una pérdida sustancial de energía dirigida hacia el material. Preferentemente, el segundo material dieléctrico es lo

40 suficientemente rígido para que se pueda aplicar presión mecánica sobre la zona de una hemorragia durante el uso del instrumento y sin que se produzca una deformación sustancial de la punta de la sonda. El segundo material dieléctrico puede ser PEEK o una cerámica apropiada, por ejemplo, Macor®. Tras el primer material dieléctrico puede continuar el segundo material dieléctrico.

Para funcionar en el modo generador de plasma, se puede generar un gran campo eléctrico que incida sobre el plasma mediante la creación de un estado de gran impedancia, bien para la energía de RF como para la energía EM de microondas, en la punta de la sonda. Esto se puede conseguir seleccionando la geometría adecuada del primer y segundo electrodos. Por ejemplo, una pieza de material dieléctrico aislante, como cuarzo u otro material con una pérdida baja similar, puede colocarse entre el primer y el segundo electrodos. El material dieléctrico aislante puede

50 ser el mismo que el segundo material dieléctrico que conforma la punta de la sonda y también puede continuar tras este.

En el modo generador de plasma, la energía de RF recibida en la punta de la sonda puede utilizarse para incidir sobre el plasma y puede ser recibida como pulso de alta tensión. El pulso de alta tensión puede ser un período predeterminado de energía de RF de onda continua (OC), es decir, puede comprender un conjunto de ciclos de RF (es decir, una pluralidad), por ejemplo, una primera ráfaga de 1 ms de ondas sinusoidales a una frecuencia de 100 kHz. La energía de microondas se puede usar para mantener el plasma, es decir, para suministrar potencia en el plasma y que mantenga su estado de ionización. Esta también puede recibirse en forma de pulsos. El plasma puede recibir estos impulsos de forma repetida para producir un haz de plasma cuasi-continuo. La ventaja de esta

60 distribución de los dispositivos que solo usa energía de RF es que el plasma no se desintegrará debido a la carga capacitiva o cambio de un entorno seco a uno húmedo. Dese el modo generador (y conservador) de plasma, el instrumento electroquirúrgico también puede cambiar a un modo de emisión de microondas apropiado para producir una coagulación más profunda, donde la estructura conductora conformada por el primer y/o segundo electrodo puede actuar como la estructura de antena de microondas radiante comentada anteriormente.

Es conveniente que el calentamiento (preferentemente, el calentamiento interno) y, por tanto, la coagulación se

produzcan en el extremo distal de la punta de la sonda y alrededor de los laterales de la punta de la sonda. El calentamiento debería ser lo suficientemente fuerte en el extremo distal de la punta de la sonda, ya que, si el calentamiento más fuerte se produce el extremo proximal, la reducción del calentamiento hacia el extremo distal podría provocar un calentamiento no uniforme a lo largo de la longitud de la punta de la sonda. Para obtener el calentamiento más fuerte en el extremo distal de la punta de la sonda, a través de una estructura de línea de transmisión, se introduce energía de microondas/RF en parte de la estructura conductora (conformada por uno o ambos del primer y segundo electrodos) que está situada en o cerca del extremo distal de la punta de la sonda. La conexión en el extremo proximal es posible, aunque no es la conveniente ya que, en uso, puede haber algo de atenuación de la potencia entre el extremo proximal y el extremo distal debido a que el tejido biológico que toca la estructura absorbe la energía de microondas/RF.

En una realización, la punta de la sonda puede incluir una estructura helicoidal conductora de electricidad. La estructura helicoidal conductora de electricidad puede incluir un primer electrodo helicoidal externo y un electrodo helicoidal interno que tiene el mismo paso que el primer electrodo helicoidal externo, conectado a la línea de transmisión coaxial en un punto de alimentación situado en o cerca del extremo proximal de la punta de la sonda. El primer electrodo helicoidal externo se dispone sobre la superficie externa de la punta de la sonda y el electrodo helicoidal interno se dispone radialmente hacia dentro, desde el primer electrodo helicoidal externo, y se puede integrar en el material dieléctrico de la punta de la sonda, al menos parcialmente por debajo de la superficie externa.

Una estructura de guía de ondas o de la línea de transmisión está conformada entre el electrodo helicoidal interno y primer el electrodo helicoidal externo. Por consiguiente, el primer electrodo helicoidal externo y el electrodo helicoidal interno pueden conformarse con tiras de material conductor, en donde el electrodo helicoidal interno tiene un diámetro más pequeño que el primer electrodo helicoidal externo y sigue una trayectoria sustancialmente paralela a este, para así garantizar la superposición significativa entre las superficies enfrentadas (internas) del primer electrodo helicoidal externo y del electrodo helicoidal interno, con el fin de transportar energía de RF o EM de microondas entre medias. Juntos, el electrodo helicoidal interno y el primer electrodo helicoidal externo pueden conformar una línea de transmisión helicoidal de microtira, que está adaptada para transportar la energía desde un punto de alimentación, en el extremo proximal de la punta de la sonda, hasta el extremo distal de la punta de la sonda.

En una configuración alternativa, la estructura helicoidal conductora de electricidad comprende un primer electrodo helicoidal y un segundo electrodo helicoidal, conformados con una relación axialmente desplazada sobre la superficie externa de la punta de la sonda. El primer electrodo helicoidal y el segundo electrodo helicoidal están aislados eléctricamente entre sí para conformar una línea de transmisión coplanaria.

La impedancia de la estructura helicoidal conductora de electricidad, conformada por los dos electrodos helicoidales en la distribución de microtira o coplanaria comentadas anteriormente, puede adaptarse a la línea de transmisión axial. Esto se puede realizar usando un transformador de adaptación o seleccionando la geometría de la estructura para que su impedancia característica sea de aproximadamente 50 Ω .

Además de la línea de transmisión de microtira para conducir la energía EM al extremo distal de la punta de la sonda, un segundo electrodo helicoidal externo, diametralmente opuesto al primer electrodo helicoidal externo, se puede disponer sobre la superficie externa de la punta de la sonda. En apariencia, el segundo electrodo helicoidal externo, diametralmente opuesto, discurre paralelo al primer electrodo helicoidal externo en un desplazamiento axial fijo, de modo que las bobinas del primer y segundo electrodos se alternen entre sí. El segundo electrodo helicoidal externo puede ser idéntico a, o sustancialmente idéntico al primer electrodo helicoidal externo. En su extremo distal, el segundo electrodo helicoidal externo puede conectarse al electrodo helicoidal interno, de modo que cuando se transmita energía de microondas o RF al extremo distal de la punta de la sonda por medio de la línea de transmisión helicoidal de microtira, las señales de microondas o RF correspondientes se pueden excitar entre el primer y segundo electrodos helicoidales externos, que después volverán hacia el extremo proximal de la punta de la sonda, a lo largo de los espacios helicoidales entre el primer y segundo electrodos helicoidales externos. La conexión entre los extremos distales del electrodo helicoidal interno y del segundo electrodo helicoidal externo no cubre la abertura de la punta de la sonda, de modo que no se obstruye. En este caso, el electrodo helicoidal interno está conectado al conductor interno y el primer electrodo helicoidal externo está conectado al conductor externo en un punto de alimentación situado en el extremo distal de la punta de la sonda. El extremo proximal del segundo electrodo helicoidal externo está abierto para evitar los cortocircuitos de los electrodos.

Para poder llevar a cabo los procesos, como el de coagulación con plasma de argón (CPA) y otros, es necesario que una salida del canal de gas se ubique en una posición en la que el gas que sale del canal de gas pase por una región entre el primer electrodo y el segundo electrodo, donde se puede formar el campo eléctrico de gran energía. Así, cuando se crea un campo eléctrico de gran energía entre el primer electrodo y el segundo electrodo, el gas que pasa a través de dicho campo eléctrico se ionizará para crear el plasma. La separación del primer y segundo electrodos determina la magnitud del campo eléctrico. En la estructura helicoidal comentada anteriormente, la separación de los electrodos helicoidales puede variar a lo largo de la hélice, para así controlar dónde se produce la creación de plasma, es decir, creando zonas de ionización preferidas.

Se puede definir un canal de gas con una sección transversal anular por medio de una camisa externa, situada por fuera de la superficie externa de la línea de transmisión coaxial. En este caso, el canal de gas está definido por el espacio entre la superficie interior de la camisa y la superficie externa de la línea de transmisión coaxial. Se pueden emplear separadores para garantizar que haya la suficiente separación entre la camisa y la línea de transmisión coaxial, y así garantizar que pase a través una cantidad de gas suficiente sin obstáculos. Como alternativa, la superficie interior de la camisa puede estar en contacto con la superficie externa de la línea de transmisión coaxial y los canales de gas se pueden conformar como agujeros a través de la pared de la propia camisa.

En el extremo proximal del canal de gas puede haber un puerto de entrada para conectarlo a una fuente de gas, tal como un depósito de gas presurizado. La fuente de gas puede ser una fuente de argón o de cualquier otro gas apropiado, por ejemplo, dióxido de carbono, helio, nitrógeno, una mezcla de aire y uno cualquiera de estos gases, es decir, 10 % de aire/90 % de helio. En el extremo distal del canal de gas, el gas introducido en el puerto de entrada del extremo proximal del canal se introduce por la superficie del primer y segundo electrodos helicoidales externos, de modo que el plasma puede recibir impulsos del gran campo eléctrico entre los electrodos.

En otra realización (en el presente documento, denominada "configuración anular"), el primer electrodo puede tener forma de cubierta conductora sobre la superficie interna del canal de la punta de la sonda, que puede conformarse como una extensión longitudinal del conductor interno. El segundo electrodo puede tener forma de anillo conductor sobre la superficie externa del segundo material dieléctrico de la punta de la sonda. El anillo conductor está conectado eléctricamente al conductor externo, preferentemente, por una tira de material conductor situada sobre la superficie externa del segundo material dieléctrico. Preferentemente, el primer y segundo electrodos están aislados eléctricamente entre sí para evitar que haya un cortocircuito entre ellos.

En la configuración anular, para que el gran campo eléctrico generado entre el primer electrodo y el segundo electrodo incida en el plasma, el canal de gas debe tener su extremo distal en o cerca de la región entre el primer electrodo y el segundo electrodo, por ejemplo, usando la distribución de camisa externa descrita anteriormente, o haciéndolo de otra manera. Para administrar un líquido en un área objetivo de tejido biológico, el canal de líquido también puede estar en comunicación fluida con el canal de la punta de la sonda.

Por consiguiente, en una realización alternativa, para separar el canal de gas del canal de líquido, se puede situar una estructura de varias luces dentro del canal hueco conformado por el conductor interno de la línea de transmisión coaxial. En una realización de la estructura de varias luces, se puede definir un canal de líquido central, que está rodeado por uno o más canales de gas periféricos, separados del canal de líquido por una o más paredes divisorias. Un extremo distal de la estructura de varias luces tiene una abertura de salida de líquido y, al menos, una abertura de salida de gas, donde termina el canal de líquido y, al menos, un canal de gas respectivamente. El diámetro externo de la estructura de varias luces no es mayor que el diámetro del canal hueco definido por el conductor interno de la línea de transmisión coaxial. En otra realización, puede haber un revestimiento protector sobre la superficie interior del conductor interno de la línea de transmisión coaxial. En este caso, la estructura de varias luces se sitúa dentro del canal hueco conformado por la superficie interna del revestimiento interno. La estructura de varias luces puede extraerse del canal en el que está situada, con el fin de poder utilizar distintas estructuras para diferentes procedimientos, dependiendo de los requisitos del procedimiento en cuestión. Una superficie de extremo distal de la estructura de varias luces puede situarse en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial. En este caso, para que el gas salga del canal de gas hacia una región que está situada entre el primer electrodo y el segundo electrodo, puede proporcionarse un canal de salida de gas entre el canal de gas, que termina en una abertura de salida de gas, sobre la superficie externa del conductor externo o sobre la superficie externa de la punta de la sonda. El canal de salida de gas está orientado preferentemente de forma oblicua con respecto al canal de gas. El canal de salida de gas puede pasar a través de uno o más del conductor interno, el conductor externo, el primer material dieléctrico y el segundo material dieléctrico. Puede haber una pluralidad de canales de salida de gas.

Dependiendo de la manera en que se suministra el gas hacia el instrumento, puede ser necesario guiar el gas hacia una corriente apropiada para que sea efectivo. Esto se puede conseguir conformando los canales de gas periféricos de la(s) abertura(s) de salida de gas para que dirijan el gas hacia la ubicación deseada, por ejemplo, hacia una región donde los dos electrodos están muy juntos (es decir, hacia una región de ionización preferente comentada anteriormente). El caudal del gas también puede alterarse ajustando las áreas en sección transversal de los canales de gas (siendo preferentemente constante el área en sección transversal de cada canal de gas a lo largo de la mayor parte de su longitud) y el área en sección transversal de las aberturas de salida de gas y, en particular, el tamaño del área en sección transversal de las aberturas de salida de gas con respecto al área en sección transversal del canal o canales de gas. Por ejemplo, para aumentar el caudal de la abertura de salida de gas, el área en sección transversal de la abertura de salida de gas puede ser menor que el área en sección transversal del canal de gas que termina con esta.

En otra realización, el primer electrodo y el segundo electrodo pueden tener forma de una primera tira conductora y de una segunda tira conductora sobre la superficie externa de la punta de la sonda. La primera y segunda tiras conductoras están situadas, preferentemente, sobre los laterales opuestos de la abertura. Las tiras pueden estar pensadas para que, cuando se observe hacia abajo el eje longitudinal del canal de la punta de la sonda, las dos tiras parezcan sustancialmente rectas y/o sustancialmente paralelas. La primera tira conductora está conectada al

conductor interno y la segunda tira conductora está conectada al conductor externo. Preferentemente, la primera tira conductora y la segunda tira conductora están aisladas eléctricamente entre sí para evitar que se produzca un cortocircuito entre ellas. En esta distribución, el canal de gas puede proporcionarse como parte de una estructura de varias luces, como la descrita anteriormente, o como resultado de una separación entre la camisa y el conductor externos. La distancia entre las tiras conductoras puede reducirse a medida que se aproximan al extremo distal del dispositivo, para así crear la ionización preferente en la punta distal.

En otra realización, el primer electrodo puede tener forma de primera tira conductora sobre la superficie externa del segundo material dieléctrico, comprendiendo la primera tira conductora una primera extremidad y una segunda extremidad, que se sitúan en ambos lados de la superficie externa del segundo material dieléctrico, encontrándose en el extremo distal de la punta de la sonda. La primera tira conductora puede conformarse envolviendo una tira de material conductor alrededor de la punta de la sonda. La primera tira conductora está conectada, preferentemente, al conductor interno de la línea de transmisión coaxial, en el extremo distal de la punta de la sonda. Por consiguiente, en esta realización, es preferible que el conductor interno de la línea de transmisión coaxial y, más preferentemente, toda la línea de transmisión coaxial, se extienda hasta el extremo distal de la punta de la sonda. Una estructura de conexión conductora puede situarse en el extremo distal de la punta de la sonda, con el fin de conectar el conductor interno con la primera tira conductora. En esta realización, el segundo electrodo puede tener forma de segunda tira conductora, situada sobre una superficie externa del segundo material dieléctrico. La segunda tira conductora está situada preferentemente en una posición que está, aproximadamente, a medio camino entre la primera extremidad y la segunda extremidad de la primera tira conductora, sobre la superficie externa de la punta de la sonda. Más preferentemente, la segunda tira conductora se retira 90 grados de cada una de la primera extremidad y la segunda extremidad de la primera tira conductora. El segundo electrodo también puede incluir una tercera tira conductora, dispuesta sobre la superficie externa de la punta de la sonda, en una posición opuesta a la segunda tira conductora. Preferentemente, la tercera tira conductora está situada en una posición que está, aproximadamente, a medio camino entre la primera extremidad y la segunda extremidad de la primera tira conductora, opuesta a la segunda tira conductora. Como la segunda tira conductora, la tercera tira conductora se retira, preferentemente, 90 grados de cada una de la primera extremidad y la segunda extremidad de la primera tira conductora. La segunda y tercera tiras conductoras están conectadas, preferentemente, por sus extremos proximales, al conductor externo de la línea de transmisión coaxial. Preferentemente, el conductor externo de la línea de transmisión coaxial tiene un primer y segundo salientes conductores, que se sitúan diametralmente opuestos entre sí, en una posición en o cerca del extremo proximal de la punta de la sonda. Los extremos proximales de cada una de la segunda y tercera tiras conductoras se conectan a los extremos externos del primer y segundo salientes conductores con el fin de conectarlos eléctricamente al conductor externo de la línea de transmisión axial. En una realización como la descrita anteriormente, la superficie externa de la punta de la sonda está dividida en cuatro regiones aproximadamente iguales, cada una acotada por dos de la primera, segunda y tercera tiras conductoras. Después, en uso, se puede crear un campo eléctrico entre cada par adyacente de tiras conductoras, permitiendo que el plasma se forme alrededor de toda la superficie externa de la punta de la sonda, en el modo generador de plasma. En una realización alternativa, el canal de líquido y el canal de gas pueden ser el mismo canal.

El líquido se puede suministrar desde la punta de la sonda a través de un canal hueco, por ejemplo, de una aguja hipodérmica con un primer extremo y un segundo extremo, pasando la aguja a través de la abertura en el extremo distal del canal de la punta de la sonda. El primer extremo de la aguja puede estar en comunicación fluida con el canal de líquido, de modo que el líquido del canal líquido puede entrar por la aguja y el segundo extremo de la aguja puede estar pensado para suministrar líquido hasta un área objetivo situada por fuera del canal de la punta de la sonda. El uso de una aguja permite aplicar un flujo controlado y constante en un área objetivo. La aguja puede extenderse por toda la longitud del canal de líquido.

Adicionalmente, la aguja puede ajustarse entre una posición retraída y una posición expuesta, en donde, cuando la aguja está en una posición expuesta, el segundo extremo de la aguja se encuentra fuera de la punta de la sonda, es decir, en contacto con, o muy cerca del área objetivo, y cuando la aguja está en la posición retraída, el segundo extremo de la aguja permanece dentro de la punta de la sonda. Como alternativa, cuando la aguja está en una posición retraída, el segundo extremo de la aguja puede retraerse completamente dentro de la línea de transmisión coaxial o del canal de líquido al que está conectada la punta de la sonda. Para efectuar el ajuste de la aguja entre las posiciones expuesta y retraída, el instrumento electroquirúrgico puede estar provisto de un medio de ajuste de aguja, por ejemplo, se puede conectar un cable guía en o cerca del primer extremo de la aguja, pasando el cable guía a lo largo del canal de líquido, de modo que el ajuste de la aguja se pueda controlar desde el extremo proximal del canal de líquido. Esto permite ajustar la aguja mientras el dispositivo está en uso. También se puede conectar un tubo de alimentación de aguja al primer extremo de la aguja para suministrar a la aguja un líquido que se administrará en un área objetivo. De esta manera, la administración de un líquido se puede controlar con más cuidado y no es necesario inundar todo el canal con líquido para poder administrarlo, lo que puede resultar en un uso más económico del líquido.

Para que sea más estable, al menos parte de la aguja puede situarse dentro del canal de la punta de la sonda y puede fijarse a una pared del canal de la punta de la sonda. La aguja puede situarse en una estructura de guía de aguja sobre una pared del canal de punta de la sonda para garantizar que, durante el ajuste entre las posiciones expuesta y retraída, el eje longitudinal de la aguja no cambia su orientación con respecto al eje longitudinal del canal

de la punta de la sonda. Esto permite un mayor control durante el ajuste de la aguja y, por ejemplo, puede garantizar que la aguja no raspe lateralmente el tejido biológico durante el ajuste mientras el instrumento está en uso. Cuando una superficie interna del canal de la punta de la sonda incluye un material conductor, la aguja está preferentemente aislada de dicho material conductor, por ejemplo, gracias a una capa de material aislante (por ejemplo, Kapton® o PTFE) que puede cubrir toda la superficie interna de la cubierta conductora, o alternativamente, cubrir solo la parte donde la aguja hace contacto con dicha superficie interna. En caso de que el primer y segundo electrodos formen una distribución coaxial generadora de plasma, en vez de la superficie interna del canal de la punta de la sonda, la superficie interna del segundo electrodo es la superficie de interés para los objetivos de este párrafo.

El diámetro más grande de la aguja puede ser más pequeño que el diámetro más pequeño de la abertura o del canal de la punta de la sonda. En este caso, se puede proporcionar un tapón para formar un sello hermético a los fluidos entre la aguja y la pared del canal de la punta de la sonda. Un sello de este tipo puede permitir la inyección de líquido en un área objetivo desde la aguja cuando el líquido está en una posición expuesta, pero evitar el contraflujo de sangre y otros fluidos corporales hacia la punta de la sonda cuando la aguja está en la posición retraída, es decir, el sello puede comprender una válvula de una sola vía. El tapón puede estar conformado a partir de un material no rígido o deformable elásticamente que tapone la abertura, de modo que cuando la aguja está en una posición expuesta, el tapón ejerce presión hacia adentro, sobre la superficie externa de la aguja, para así formar un sello hermético a los fluidos, y cuando la aguja está en una posición retraída, la naturaleza elásticamente deformable del tapón garantiza que no haya ningún orificio presente a través del tapón, es decir, los sellos cierran el orificio a través del que puede pasar la aguja. El extremo más externo del tapón puede quedar a ras de la superficie de la punta de la sonda y puede tener una forma que conforme una superficie continua. Alternativamente, el tapón puede colocarse dentro del canal de la punta de la sonda, estando su extremo más externo separado de la abertura. El tapón puede estar hecho con cualquier material resistente, por ejemplo, silicona, PEEK o PTFE.

Al seleccionar las dimensiones del instrumento, se establece un equilibrio entre los grosores de las capas que conforman la línea de transmisión axial y el diámetro del hueco definido por la superficie interna del conductor interno, que tiene el objetivo de minimizar las pérdidas de energía del sistema mientras se proporcionan los caudales apropiados de gas y líquido.

La línea de transmisión coaxial puede tener un diámetro externo de no más de 10 mm y, más preferentemente, de no más de 5 mm. Más preferentemente, la línea de transmisión coaxial puede tener un diámetro exterior de no más de 2,5 mm. Así, la sonda alargada puede dimensionarse para que quepa dentro del canal del instrumento de un dispositivo de exploración quirúrgico, como un endoscopio, laparoscopio o dispositivo similar. El primer material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo no puede tener más de 1 mm de grosor y, más preferentemente, no más de 0,5 mm de grosor. La constante dieléctrica del primer material dieléctrico puede ser de no más de 5 y, más preferentemente, de no más de 3, y lo más preferentemente, de no más de 2,5. El primer material dieléctrico puede ser politetrafluoroetileno (PTFE) expandido o de baja densidad, es decir, un material con una matriz de PTFE que contiene burbujas de aire, como Plastolon®. También se pueden usar otros materiales, como nailon o poliuretano.

Las propiedades del primer material dieléctrico, por ejemplo, el grosor y la constante dieléctrica, se pueden seleccionar para que este pueda soportar una tensión pico de RF de al menos 400 V, y preferentemente de 800 V. Este nivel de protección frente a rupturas lo puede proporcionar el primer material dieléctrico individualmente. Sin embargo, en algunos ejemplos, se puede proporcionar una capa adicional de un material de resistencia dieléctrica mayor (por ejemplo, Kapton®).

La punta de la sonda puede tener un diámetro máximo igual a o inferior al diámetro externo de la línea de transmisión coaxial. Para poder manejar el instrumento fácilmente, especialmente en los ejemplos donde se inserta a través del canal de instrumento de un dispositivo de exploración quirúrgica, la longitud axial de la punta de la sonda es preferentemente igual a o inferior a 10 mm.

La estructura conductora de electricidad que conforma la estructura de antena radiante puede ser flexible, es decir, capaz de doblarse a medida que el instrumento se manipula hasta su posición. Si esta estructura es flexible, entonces hay menos limitaciones en cuanto a su configuración. La estructura conductora de electricidad puede configurarse como un resonador de media longitud de onda o como un resonador de un cuarto de longitud de onda.

Al menos uno de los conductores interno o externo puede estar hecho con plata. El grosor de los conductores interno y externo puede ser de no más de 50 micrómetros y, preferentemente, de no más de 25 micrómetros, y lo más preferentemente, de no más de 10 micrómetros. Estos grosores son suficientes para transmitir energía de microondas a lo largo de la línea de transmisión coaxial, pero son tan pequeños como sea posible para maximizar el tamaño del hueco definido por una superficie interna del conductor interno hueco.

La aguja tiene preferentemente un diámetro de no más de 1 mm y, más preferentemente, de no más de 0,5 mm, para así poder pasar a través del canal de líquido y, también, para minimizar la cantidad de espacio necesario para la aguja. En algunas realizaciones, el diámetro del canal de líquido puede ser sustancialmente el mismo que el diámetro de la aguja, para así poder conseguir un ajuste hermético entre los dos. Aunque el objetivo principal del

canal de líquido y la aguja es suministrar líquido en una zona de tratamiento, se puede suministrar un gas a través del canal de líquido, por ejemplo, para enjuagar la aguja. En algunas circunstancias, el gas se puede suministrar a través de la aguja al mismo tiempo que se aplica energía de microondas. En esta situación, puede ser posible que la energía de microondas incida en el plasma del gas. Este ejemplo puede proporcionar una fuente de plasma adicional más focalizada que la utilizada en el modo generador de plasma comentado anteriormente.

En términos generales, el instrumento electroquirúrgico tiene tres modos principales de funcionamiento:

- i) Modo de administración de líquido, donde el líquido del canal de líquido se administra en una zona objetivo a través de la abertura de la punta de la sonda.
- ii) Modo de radiación no ionizante, donde la estructura conductora conformada por el primer y segundo electrodos actúa como estructura de antena radiante, para así emitir energía de RF y/o EM de microondas hacia el tejido biológico circundante.
- iii) Modo generador de plasma, donde la energía de RF se utiliza para generar un campo eléctrico entre el primer y segundo electrodos, que incide en el plasma de un gas que pasa a través y/o entre el primer y segundo electrodos, y donde la energía de microondas se suministra para mantener el plasma.

Un segundo aspecto de la invención proporciona un aparato electroquirúrgico para llevar a cabo la coagulación, que tiene: un generador de señales de microondas para generar energía EM de microondas; un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar energía EM de radiofrecuencia con una frecuencia inferior a la frecuencia EM de microondas; un instrumento electroquirúrgico, como el descrito anteriormente, conectado para recibir la energía EM de microondas/RF; una estructura de alimentación, para transportar la energía EM de microondas/RF hasta la sonda, incluyendo la estructura de alimentación un canal de microondas para conectar la línea de transmisión coaxial al generador de señales de microondas y un canal de RF para conectar la línea de transmisión coaxial al generador de señales de RF, una alimentación de gas, conectada para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico, y una alimentación de líquido, conectada para suministrar el líquido al instrumento electroquirúrgico, en donde el aparato puede funcionar: en un modo generador de plasma para la coagulación de la superficie, mediante el que la energía EM de microondas y la energía de RF suministradas hacia la punta de la sonda están pensadas para que incidan y mantengan un plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos; y en un modo de radiación no ionizante, mediante el que la energía EM de microondas suministrada hacia la punta de la sonda está pensada para emitir un campo EM no ionizante hacia afuera, desde la punta de la sonda, para coagular el tejido; y en un modo de administración de líquido, mediante el que el líquido se suministra hasta un área objetivo a través de la alimentación de líquido, el canal de líquido y la abertura en el extremo distal del canal de la punta de la sonda.

En una realización preferida, existe un mecanismo colocado para garantizar que solo uno de los tres modos de funcionamiento anteriores esté activo en cualquier momento determinado. Además, se prefiere que los tres modos estén disponibles fácilmente para que cambiar entre ellos se pueda efectuar de forma rápida. Con una aguja que es ajustable, para poder colocarla en la posición retraída cuando no es necesario administrar un líquido, se puede garantizar que la aguja no quede expuesta durante períodos en los que el instrumento está en el modo de emisión de microondas o en el modo de generación de plasma. Preferentemente, el instrumento incluye un mecanismo de bloqueo, para así limitar de forma física el uso del modo de emisión de microondas o del modo de generación de plasma mientras la aguja esté en la posición expuesta. Esto puede incluir un mecanismo de cambio, que está configurado para que una conexión eléctrica, necesaria para la emisión de microondas o la generación de plasma, solo se establezca cuando la aguja esté en la posición retraída. Preferentemente, no se suministra potencia a la punta de la sonda si la aguja está en la posición expuesta.

Por ejemplo, en una realización, para evitar la emisión de un campo de microondas cuando la aguja está en la posición expuesta, el conductor interno de la línea de transmisión coaxial puede tener un espacio axial y la aguja o el medio de ajuste de la aguja puede incluir un anillo conductor, pensado para cerrar el espacio axial del conductor interno cuando la aguja está en la posición retraída. Cuando la aguja está hacia la posición expuesta, el anillo conductor también se mueve para no seguir cerrando el espacio del conductor interno, lo que rompe la conexión eléctrica y, por lo tanto, se deja de suministrar potencia a la punta de la sonda, evitando la emisión del campo de microondas.

El aparato también puede funcionar en un modo de coagulación de RF, donde la energía de RF se aplica entre el primer electrodo y el segundo electrodo para coagular el tejido. El modo de coagulación de RF se puede usar antes del modo de radiación no ionizante, es decir, mientras la impedancia del tejido sigue a un nivel relativamente bajo.

La energía de RF se puede suministrar con la energía de microondas durante el modo de radiación no ionizante para aumentar el efecto de coagulación. Se ha descubierto que el suministro constante de RF, por ejemplo, durante más de 6,5 segundos, deriva en un gran aumento de la impedancia en la punta del instrumento. Después, el instrumento electroquirúrgico se comporta como un atizador caliente, que proporciona energía solo en el tejido inmediatamente adyacente a la punta, en vez de a una profundidad deseada. Para abordar este problema, cuando funciona en el modo de radiación no ionizante, el instrumento descrito en el presente documento puede funcionar para cambiar de un suministro de energía de RF a energía microondas cuando la impedancia de la punta alcanza un límite

predeterminado, tal como 200 Ω .

Puede haber una pluralidad de esquemas de funcionamiento seleccionables para el modo de radiación no ionizante, en donde:

- 5 1) Para la coagulación poco profunda, solo se puede suministrar energía de RF de 1 a 2 segundos. Esto puede ser útil en procedimientos en el tubo digestivo inferior.
- 2) Para la coagulación de profundidad media, solo se puede suministrar energía de microondas, por ejemplo, a 10 W, de 2 a 6 segundos.
- 10 3) Para la coagulación más profunda, se puede usar un esquema en el que va la secuencia 1 seguida de la secuencia 2 anterior. De esta forma, la coagulación más profunda es posible porque el efecto de las microondas se ve mejorado cuando hay menos absorción en el tejido inmediatamente adyacente a la punta. El cambio de la secuencia 1 a la secuencia 2 también se puede inducir cuando se detecta una impedancia límite en la punta. Como alternativa, el cambio se puede inducir cuando se detecte que se suministraría más potencia usando la
- 15 energía de microondas que la energía de RF, por ejemplo, cuando la potencia de RF cae por debajo de los 10 W. Esta secuencia puede ser útil para las hemorragias digestivas altas.

Se puede emplear otra secuencia de tratamiento más compleja, por ejemplo:

- 20 Intervalo de tiempo 1: 100 % energía de RF
- Intervalo de tiempo 2: 20 % de energía de microondas, 80 % de energía de RF
- Intervalo de tiempo 3: 40 % energía de microondas, 60 % de energía de RF
- Intervalo de tiempo 4: 80 % de energía de microondas, 20 % de energía de RF
- Intervalo de tiempo 5: 100 % energía de microondas.

25 Adicionalmente, la combinación o intercalación de la RF con la energía de microondas puede ser beneficioso en otros procedimientos, como la extirpación de tumores.

30 El aparato electroquirúrgico puede incluir una estructura transformadora de la impedancia, para garantizar que la impedancia se adapte entre la línea de transmisión coaxial y la estructura de alimentación para garantizar un suministro óptimo de potencia.

La estructura transformadora de la impedancia puede incluir: una alimentación entrada del generador de señales para recibir señales desde el generador de señales de RF/microondas; una salida del transformador, pensada para 35 suministrar señales hacia la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico; y una sección de adaptación de la impedancia, situada entre la alimentación de entrada del generador de señales y la salida del transformador, que tiene una impedancia y dimensiones seleccionadas para adaptarse a la impedancia entre el puerto de entrada y el puerto de salida. La impedancia de la sección de adaptación de la impedancia se selecciona preferentemente calculando la media geométrica de las impedancias de la alimentación de entrada del generador de 40 señales y la línea de transmisión axial del instrumento electroquirúrgico, y preferentemente, tiene una longitud igual a un múltiplo impar (por ejemplo, 1, 3 o 5 veces) de un cuarto de la longitud de onda de la energía de microondas recibida en la alimentación de entrada del generador de señales (en el presente documento, "una longitud de onda" se utiliza para hacer referencia a la longitud de onda proporcionada por el generador de señales, a no ser que el contexto claramente indique lo contrario).

45 Preferentemente, la estructura del transformador de impedancia incluye un canal hueco, que tiene un puerto de entrada de líquido/gas en un extremo, y que se encuentra con la sección de adaptación de impedancia en el otro extremo, estando el canal hueco configurado para suministrar líquido o gas en el canal de líquido y el canal de gas del instrumento electroquirúrgico de la presente invención, a través de la sección de adaptación de la impedancia. La 50 sección de adaptación de la impedancia tiene, preferentemente, forma de línea de transmisión coaxial de adaptación de la impedancia.

El canal hueco, la sección de adaptación de la impedancia y la alimentación de entrada del generador de señales pueden encontrarse en una intersección, y si es así, la distancia entre la intersección y la salida del transformador es 55 preferentemente un cuarto de una longitud de onda (o un múltiplo impar de esta).

Sobre el canal hueco puede haber una estructura obturadora para garantizar que la energía de microondas no pasa a lo largo del canal hueco y, más específicamente, para garantizar que la energía de microondas que entra en la estructura del transformador de impedancia solo puede propagarse a lo largo de la estructura de adaptación de la 60 impedancia. La estructura obturadora puede incluir un espacio de aire circular alrededor de todo el canal hueco, pensado para impulsar un circuito abierto. El plano del espacio de aire circular es preferentemente perpendicular al eje longitudinal del canal hueco, en el punto del espacio de aire, aunque puede tener un borde escalonado o gradual que minimice el aumento del diámetro externo del instrumento. El espacio de aire puede tener una longitud igual a un número impar de cuartos de longitud de onda. La estructura obturadora está situada preferentemente a una 65 distancia de media longitud de onda desde la intersección. Más preferentemente, el canal hueco incluye un segundo espacio de aire circular, situado a media longitud de onda del primero, en dirección opuesta a la intersección.

La estructura obturadora permite configurar el instrumento como un circuito abierto en el extremo proximal, lo que permite suministrar la energía de RF.

El instrumento electroquirúrgico puede conectarse a la estructura de alimentación, a la alimentación de gas y a la alimentación líquida a través de una empuñadura, que el usuario del aparato electroquirúrgico puede hacer funcionar manualmente. El transformador de impedancia comentado anteriormente, si es necesario, puede formar parte de la empuñadura. Sin embargo, si el cable de alimentación tiene la misma impedancia característica que el generador (por ejemplo, 50 Q), no es necesario el transformador.

El aparato puede comprender un circuito de generación de señales de incidencia, pensado para suministrar un pulso (o pulsos) de energía EM de radiofrecuencia hacia la punta de la sonda y, así, generar el gran campo eléctrico entre el primer electrodo y el segundo electrodo a través de la trayectoria de flujo de gas para incidir sobre el plasma, en donde el circuito de generación de señales de incidencia incluye circuitería de control, pensada para utilizar un rasgo detectable de un pulso de radiación EM de microondas sobre el canal de microondas para desencadenar la generación del pulso de radiación EM de radiofrecuencia. Así, la radiación EM de radiofrecuencia se utiliza para incidir en el plasma, mientras que la radiación EM de microondas se utiliza para mantener el plasma. Mediante la coordinación del suministro de un pulso de incidencia de RF con un pulso de radiación EM de microondas, como se ha descrito anteriormente, el aparato puede incidir en el plasma con mayor seguridad.

Aunque el instrumento puede estar pensado para generar plasma térmico, también puede estar pensado para generar un plasma no térmico de esterilización. En la distribución de generación de plasma coaxial, descrita anteriormente, donde el diámetro interno del primer electrodo de dentro de la distribución coaxial tiene un diámetro de entre 3 mm y 5 mm, y un tubo de cuarzo que encaja bien dentro de un grosor de pared de entre 0,25 mm y 1 mm, y donde el diámetro externo del segundo electrodo es de entre 0,75 mm y 4 mm (permitiendo que haya un espacio para que fluya el gas en la región entre el conductor interno y la pared interna del tubo de cuarzo), puede producirse un plasma no térmico apropiado para la desinfección o esterilización haciendo funcionar el generador en modo pulsátil con un ciclo de trabajo de menos del 40 %, es decir, del 28 %. En una realización, la potencia RMS de un solo pulso de microondas es de 50 W y el tiempo de actividad del pulso es de 40 ms, dentro de un período total de 140 ms, es decir, la potencia promedio suministrada en el plasma es de 14,28 W a 2,45 GHz. Cuando, en esta configuración, se utiliza un pulso de incidencia de RF, la duración del pulso de incidencia de RF es de aproximadamente 1 ms y la frecuencia de las oscilaciones sinusoidales es de 100 kHz. La amplitud es de aproximadamente 1 kV pico (707 Vrms). La potencia de RF es inferior al 10 % de la potencia de microondas. El pulso de RF se sincroniza con la ráfaga o pulso de microondas y se desencadena en el borde ascendente de la ráfaga o pulso de microondas.

Para producir el plasma térmico, el ciclo de trabajo puede aumentar, es decir, hasta el 50 % o a onda continua (OC) y/o puede aumentar el nivel de potencia de RMS, es decir, a 75 W o 100 W para esta geometría de aplicador en particular (si la geometría se reduce o aumenta, entonces la potencia de microondas y la amplitud del pulso de incidencia de RF se ajustaría en consecuencia). La razón de potencia de RF y microondas permanecerá, preferentemente, constante, es decir, a menos del 10 % y posiblemente igual a o a menos del 1 %, para el plasma térmico y no térmico.

Disponer de la capacidad para realizar la esterilización en el extremo distal del instrumento puede ser particularmente ventajoso para desinfectar el canal de instrumento de los elementos de exploración. Dicho de otra forma, el plasma no térmico se emite cuando el instrumento se extrae del elemento de exploración (por ejemplo, del endoscopio o instrumento similar) para tratar la superficie interna del instrumento. Mientras que para este proceso se prefiere el plasma no térmico, también puede ser posible conseguir la esterilización suministrando solo radiación de microondas o RF no ionizante, es decir, en ausencia de gas.

La función de esterilización del plasma no térmico también se puede utilizar para esterilizar las cavidades corporales antes o después del tratamiento. Cuando el dispositivo se utiliza para esterilizar o limpiar los instrumentos, por ejemplo, los endoscopios o gastroscopios, este se puede configurar para producir una combinación de plasma no térmico y de radiación de microondas no ionizante. El dispositivo también puede configurarse para producir un plasma no térmico, plasma térmico y radiación de microondas no ionizante cuando se utiliza en procedimientos NOTES o cuando es ventajoso poder llevar a cabo la coagulación, esterilización del tejido corporal y coagulación profunda de los vasos sanguíneos grandes o sangrantes.

Breve descripción de los dibujos

A continuación, se describirán las realizaciones de la presente invención haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1A es una vista en sección transversal esquemática y longitudinal de parte de la línea de transmisión coaxial y de la punta de sonda, según una primera realización de la presente invención, estando la aguja está en una posición expuesta;

la figura 1B es una vista en sección transversal esquemática y longitudinal de parte de la línea de transmisión coaxial y de la punta de sonda, según una primera realización de la presente invención, estando la aguja está en una posición retraída;

la figura 2 es una vista en sección transversal esquemática y longitudinal de parte de la línea de transmisión coaxial y de la punta de sonda, según una segunda realización de la presente invención, estando la aguja está en una posición expuesta;

la figura 3 es una vista en sección transversal esquemática y longitudinal de parte de la línea de transmisión coaxial y de la punta de sonda, según una tercera realización de la presente invención, estando la aguja está en una posición expuesta;

las figuras 4A y 4B son diagramas esquemáticos de una estructura dieléctrica multicapa que se pueden usar en la línea de transmisión coaxial en todas las realizaciones de la presente invención;

la figura 5 muestra una vista axial que mira hacia abajo del canal de la punta de la sonda, con una configuración de punta de sonda que se puede emplear en las realizaciones de la presente invención;

la figura 6 muestra una vista axial que mira hacia abajo del canal de la punta de la sonda, con una configuración de punta de sonda que se puede emplear en las realizaciones de la presente invención;

la figura 7A muestra una vista en perspectiva de parte de una antena helicoidal que puede utilizarse en las realizaciones de la presente invención;

la figura 7B muestra una vista en perspectiva de una punta de sonda, que se puede utilizar en las realizaciones de la presente invención;

la figura 8 muestra una configuración de una carga hepática y de la punta de la sonda, que se pueden utilizar en realizaciones de la presente invención, que se usa para ejecutar una simulación;

de la figura 9A a la 9D se muestran los resultados de la estimulación en función de la configuración mostrada en la figura 8;

la figura 10 muestra otra configuración de una carga hepática y de la punta de la sonda, que se pueden utilizar en realizaciones de la presente invención, que se usa para ejecutar una simulación;

de las figuras 11A a la 11D se muestran los resultados de la estimulación en función de la configuración mostrada en la figura 10;

las figuras 12A-D muestran una configuración alternativa de la punta de la sonda, según otra realización de la presente invención, y representa la absorción de alimentación cuando dicha punta de sonda se coloca a un lado de la carga hepática;

la figura 13 es una vista esquemática de una estructura transformadora de la impedancia, que puede utilizarse en las realizaciones de un instrumento electroquirúrgico que incorpora el instrumento electroquirúrgico de la presente invención;

las figuras 14A y 14B son dibujos en perspectiva del transformador de impedancia mostrado esquemáticamente en la figura 13;

la figura 15 es un dibujo en perspectiva que muestra un recorte de las estructuras obturadoras mostradas en las figuras 13 y 14A; y

la figura 16 es un gráfico que muestra los reflejos/transmisiones en las interfaces de la estructura transformadora de impedancia mostrada de la figura 13 a la 15.

Descripción detallada de las realizaciones

De la figura 1 a la 3 se muestran secciones transversales longitudinales de las distintas realizaciones de la presente invención, que presentan distintas configuraciones mediante las cuales se puede proporcionar gas en la región entre el primer y el segundo electrodos, para que así el plasma reciba impulsos entre los electrodos en presencia de un campo eléctrico elevado. De la figura 5 a la 7b se muestran las distribuciones del material conductor sobre la punta de la sonda, que forman la estructura de antena radiante y el primer y segundo electrodos en las distintas realizaciones de la presente invención. Se observa que estas distribuciones de la punta de la sonda se pueden emplear con cualquiera de las estructuras de suministro de gas mostradas de la figura 1 a la 3.

La figura 1A muestra una sección transversal longitudinal de una parte de una línea de transmisión coaxial 2 y de una punta de la sonda 4, unidas en una interfaz 16. La línea de transmisión coaxial 2 recibe una entrada de microondas y/o de RF desde una estructura de alimentación (no mostrada) hasta la izquierda del dibujo, como se muestra con la flecha. El líquido (por ejemplo, la adrenalina o solución salina) también se introduce en la línea de transmisión coaxial desde la misma dirección. La línea de transmisión coaxial 2 está definida por un conductor externo 6 y un conductor interno cilíndrico hueco 8, ambos formados por un material conductor como la plata. Un primer material dieléctrico 10 separa el conductor externo 6 del conductor interno 8, tanto espacial como eléctricamente. La superficie interna del conductor interno 8 define un canal 14. Sobre la superficie externo del conductor externo 6 hay una camisa externa 27, que está separada de la superficie externa del conductor externo 6. Esta separación se puede mantener utilizando separadores entre la camisa 27 y la superficie externa del conductor externo 6. El espacio definido por la camisa 27 y por el conductor externo 6 forma el canal de gas 28 en la presente realización. En el extremo distal del canal de gas 28, hay conectada una fuente de gas, como una fuente de argón, para suministrar gas hacia el canal de gas 28. El extremo distal del canal de gas 28 está situado en o cerca de la interfaz 16 de la punta de la sonda 4 y del canal coaxial 2. Después, el gas que sale del canal fluye por la superficie externa de la punta de la sonda 4, como se muestra con las flechas G.

En vez de estar hecho de un solo material, en las figuras 4A y 4B se muestran estructuras alternativas del material dieléctrico 10. En la figura 4A, el material dieléctrico 10' es una estructura de doble capa. La capa 10a' es una fina capa de material dieléctrico que tiene una resistencia dieléctrica (es decir, una tensión de ruptura elevada) y la capa 10b' es una capa más gruesa de material dieléctrico que presenta una baja pérdida dieléctrica (es decir, tiene una tangente δ baja). En combinación, las capas permiten la propagación de la energía EM de microondas con una baja pérdida al tiempo que protegen frente a las rupturas cuando se suministra la energía de RF. La figura 4B muestra una estructura tricapa del material dieléctrico. En la figura 4B, las finas capas 10a" y 10c" están hechas con un material dieléctrico que tiene una gran resistencia dieléctrica, y una capa más gruesa 10b" está hecha con un material con una resistencia y pérdida dieléctricas menores. Las capas 10a" y 10c" pueden estar hechas con el mismo material dieléctrico, pero también pueden estar hechas con distintos materiales dieléctricos. Las distribuciones mostradas en las figuras 4A y 4B pueden utilizarse en las líneas de transmisión coaxial de cualquiera de las realizaciones mostradas en los dibujos.

La punta de la sonda 4 está conectada a la línea de transmisión coaxial 2 en la interfaz 16. La punta de la sonda 4 tiene un segundo material dieléctrico 22, que se conforma con una forma abovedada simétrica y cilíndrica, discurriendo un canal de la punta de la sonda central 18 a lo largo de su eje de simetría. El extremo más a la derecha del canal de punta de la sonda 18 define una abertura 20. El conductor interno 8 se extiende longitudinalmente hacia el canal de la punta de la sonda para conformar el primer electrodo, que tiene forma de cubierta conductora sobre la superficie interna del canal de la punta de la sonda 18. En el extremo distal del canal de la punta de la sonda 18, la superficie de extremo de la cubierta conductora 25 queda expuesta hacia el área objetivo.

Una aguja hipodérmica 24 está situada dentro del canal de líquido 14. La aguja 24 tiene un primer extremo 24a y un segundo extremo 24b. Hay un cable guía rígido 32 conectado al primer extremo 24a de la aguja 24. El cable guía 32 se usa para mover la aguja 24 hacia la izquierda y hacia la derecha, en la vista de la figura 1A, es decir, hacia delante y hacia atrás a lo largo del canal de líquido 14. Un tapón 33 está situado en la abertura 20 del canal de la punta de la sonda 18. El tapón 33 se puede deformar elásticamente para permitir la formación de un sello hermético a los fluidos con la superficie interna de la cubierta conductora. El tapón 33 tiene una abertura que lo atraviesa, a través de la que puede pasar la aguja 24. Cuando la aguja 24 pasa a través del tapón 33 y el segundo extremo 24b de la aguja 24 sobresale del tapón 33, queda expuesta en uso hacia el área objetivo del tejido biológico. Después, la aguja 24 queda en una posición expuesta. En esta posición, cuando se introduce un líquido por el primer extremo 24a de la aguja 24, a través del canal de líquido 14, puede salir por el segundo extremo 24b de la aguja al área circundante para realizar un tratamiento u otra cosa.

El cable guía 32 se puede usar para atraer la aguja 24 desde la posición representada en la figura 1A, hasta la posición que se muestra en la figura 1B. En la figura 1B, la aguja 24 se retira, de tal manera que el segundo extremo 24b de la aguja se sitúa dentro de la región de suministro de líquido 28 de la punta de la sonda 18 y, por tanto, no sigue expuesta en el área circundante. Esta es la posición retraída. Cuando la aguja 24 está en esta posición, la naturaleza elásticamente deformable del tapón 33 garantiza que se sella a sí mismo, evitando que el líquido que hay dentro del canal de la punta de la sonda 18 escape hacia los alrededores, y evitando que el líquido u otra materia del entorno se introduzca por el canal de la punta de la sonda 18 y contamine su contenido. El tapón puede incluir una válvula de una vía que permite el paso de la aguja. La aguja también puede incluir una válvula de una vía para inhibir el flujo de retorno hacia el canal de líquido. Desde la posición retraída de la aguja 24, que se muestra en la figura 1B, el cable guía 32 puede usarse para empujar la aguja a través del tapón 33 y devolverla a la posición expuesta que se muestra en la figura 1A.

En uso, en el modo generador de plasma, la energía de RF de la línea de transmisión coaxial 2 es recibida en la punta de la sonda 4. Así, se genera un campo eléctrico entre la superficie expuesta de la cubierta conductora 25 y el conductor externo 6. Por lo tanto, cuando el gas sale del canal de gas 28, como se muestra con las flechas G, debido a que está en presencia del campo eléctrico generado entre la superficie de extremo de la cubierta conductora 25 y la superficie externa del conductor externo 6, que respectivamente constituyen el primer y el segundo electrodos, el plasma puede recibir impulsos por toda la superficie externa de la punta de la sonda 4. El conductor externo 6 puede tener uno o más elementos de extensión distal o pestaña 6a, que se extiende por parte de la superficie del material dieléctrico 22 hacia la cubierta conductora 25. Puede haber dos o más pestañas, con un espacio de la superficie dieléctrica expuesta entre cada par de pestañas adyacentes. Estas características tienen el efecto de reducir el espacio entre el primer electrodo y el segundo electrodo en determinadas áreas de la punta de la sonda. Esto aumenta la resistencia del campo dieléctrico en estas áreas para crear regiones privilegiadas de ionización. El espacio entre el primer y el segundo electrodos en estas regiones puede ser inferior a 0,5 mm. Los elementos de extensión o pestañas pueden tener cualquier forma.

La figura 2 muestra una realización alternativa. La estructura de la línea de transmisión coaxial 2 y la punta de la sonda 4 es la misma, no obstante, en la realización mostrada en la figura 2, hay una estructura de varias luces 15 adicional, situada dentro del canal de líquido 14. La estructura de varias luces 15 consiste en una pieza cilíndrica alargada de material flexible que tiene varios agujeros que discurren a su través. Un canal de líquido cilíndrico y alargado 17a discurre a lo largo del eje central de la estructura de varias luces 15 y está rodeado por seis canales de gas periféricos 17b más pequeños, que se distribuyen de manera uniforme alrededor del canal de líquido 17a y que son idénticos (véase, por ejemplo, la figura 5). En uso, el canal de líquido 17a está conectado, en su extremo

proximal, a una fuente de líquido, tal como una fuente de adrenalina, y los canales de gas 17b están conectados a una fuente de gas, como el argón. En el presente documento, la superficie externa de la estructura de varias luces 15 está a ras de la superficie interna del conductor interno 8. La superficie interna del conductor interno 8 también puede tener un revestimiento protector, pero este no se muestra en el presente dibujo. Cerca del extremo distal de la estructura de varias luces 15 hay un punto de bifurcación 26a, donde un canal de salida de gas 26 se bifurca oblicuamente desde el canal principal de gas 17b. El canal de salida de gas 26 pasa a través del conductor interno 8, por parte del primer material dieléctrico 10 y por el segundo material dieléctrico 22 de la punta de la sonda 4. También puede pasar a través de cualquier pestaña de extensión distal del conductor externo que esté presente sobre el material dieléctrico 22.

Debido a la poca anchura del canal de salida de gas 26, solo es necesaria una pequeña abertura en el conductor interno 8 y, por lo tanto, su capacidad de transportar la energía de microondas/RF no se ve comprometida. El canal de salida de gas 26 termina en una abertura de salida de gas 26b en la superficie externa de la punta de la sonda 4. De esta manera, en vez de salir del canal de la punta de la sonda 18 a través de la abertura 20, el gas puede pasar a través del canal de salida de gas 26 y salir a través de la abertura 26b, permitiendo que la trayectoria de flujo del gas se localice de forma relativamente central en la región entre el conductor externo 6 y la superficie expuesta de la cubierta conductora 25.

En uso, en el modo generador de plasma, la energía de RF de la línea de transmisión coaxial 2 es recibida en la punta de la sonda 4. Así, se genera un campo eléctrico entre la superficie expuesta de la cubierta conductora 25 y la superficie externa del conductor externo 6. El gas (por ejemplo, argón) sale del canal de salida de gas 26, a través de la abertura 26b, hacia la región del campo eléctrico elevado y, por tanto, el plasma puede recibir impulsos en la punta de la sonda 4. La energía EM de microondas se suministra para mantener el plasma.

La figura 3 muestra otra realización alternativa de la presente invención. Esta realización se diferencia de las mostradas en los dibujos anteriores en la estructura de la distribución del canal de gas/canal de líquido. Como en la realización de la figura 2, esta realización también incluye una estructura de varias luces 15 en el canal 14, definida por la superficie interna del conductor interno 8. De nuevo, como en la figura 2, la estructura de varias luces 15 incluye una pluralidad de agujeros, incluyendo un canal de líquido central 17a y una pluralidad de canales de gas periféricos 17b (véase la figura 5). En esta realización, tanto la estructura de varias luces 15 como el conductor interno 8 se extienden pasada la interfaz 16 por todo el extremo de la punta de la sonda 4, terminando también en la abertura 20. Una aguja hipodérmica 24 se coloca en el canal de líquido 17a y tiene un primer extremo 24a y un segundo extremo 24b. Como en las realizaciones previamente descritas, hay presente un tapón 33 en el canal de líquido 17a, para así detener el flujo de retorno del líquido hacia el canal de líquido 17a y, también, para detener el líquido que se escapa hacia el área objetivo cuando la aguja está en la posición retraída (no se muestra). Se observa que existen otras realizaciones en donde el canal de líquido 17a tiene sustancialmente el mismo diámetro que la aguja hipodérmica 24, de modo que la superficie externa de la aguja 24 descansa a ras de la superficie interna del canal de líquido 17a. En dichas realizaciones, no es necesario el tapón, ya que el contacto entre la aguja 24 y el canal de líquido 17a es suficiente para conformar el sello hermético.

De forma similar a las realizaciones anteriores, durante el funcionamiento en el modo generador de plasma, la energía de RF recibida en la punta de la sonda genera un campo eléctrico elevado entre la superficie externa del conductor externo 6 y la superficie de extremo expuesta 25 del conductor interno 8, que se extiende (junto con la estructura de varias luces 15) hacia el extremo de la punta de la sonda 4. Así, cuando el gas sale del canal de gas 17b en la región de la abertura 20 y fluye por la superficie externa de la punta de la sonda 4, el plasma puede recibir impulsos como resultado del campo eléctrico elevado. La energía EM de microondas se suministra para mantener el plasma.

Las tres realizaciones descritas anteriormente también pueden funcionar en el modo de administración de líquido. En este modo, el líquido se suministra a través del canal de líquido 17a hasta el primer extremo 24a de la aguja 24. Después, el líquido puede pasar a través del canal hueco de la aguja 24 y salir de la aguja 24 por su segundo extremo 24b, para así entrar en el área objetivo. La aguja se puede extender hasta la posición expuesta para suministrar el líquido, pero también puede ser posible suministrar el líquido (por ejemplo, para enjuagar la zona de tratamiento) cuando la aguja está en la posición retraída.

En el modo de administración de líquido, el instrumento puede estar pensado para inhibir o impedir el suministro de energía EM de microondas o de RF hacia la línea de transmisión coaxial 2.

En un modo de radiación no ionizante, cuando la energía de microondas (posiblemente en combinación con la energía de RF) se transporta a través de la línea de transmisión coaxial 2 hasta la punta de la sonda 4, el primer y/o segundo electrodos están configurados para actuar como estructura de antena radiante. En las realizaciones mostradas de la figura 1 a la 3, la parte del conductor interno 8 que se extiende hacia la punta de la sonda 4 puede actuar como antena monopolar cilíndricamente simétrica, que emite un campo de microondas a través del segundo material dieléctrico 22. El segundo material dieléctrico 22 puede conformar un radiador para la energía EM de microondas. En un ejemplo, el segundo material dieléctrico 22 puede estar configurado como un transformador de impedancia de cuarto de longitud de onda para adaptar la impedancia característica del cable a la impedancia del

tejido.

De la figura 5 a la 7 se muestran distribuciones del material conductor sobre la superficie externa de la punta de la sonda 4, que forman configuraciones alternativas para las pestañas de extensión del conductor externo comentado anteriormente, que forman el primer electrodo y el segundo electrodo.

En la figura 5, se muestra una configuración de anillo de la punta de la sonda 4, que mira hacia abajo del eje longitudinal del canal de la punta de la sonda 18. Se observa el extremo distal de la estructura de varias luces 15, que muestra las aberturas que terminan el canal de líquido central 17a y los canales de gas periféricos 17b. Rodeando la estructura de varias luces 15 está el conductor interno 8, cuya superficie expuesta 25 se puede ver en la presente vista. Esta está rodeada por el segundo material dieléctrico 22 y por el conductor externo 6. Dispuesto sobre la superficie del segundo material dieléctrico 22 hay un conductor adicional en forma de anillo conductor 29. El anillo conductor 6 está conectado eléctricamente al conductor externo 8 por la tira de conexión 29a. En esta realización, la superficie expuesta 25 del conductor interno 8 corresponde al primer electrodo y el anillo conductor 26 corresponde al segundo electrodo.

Cuando la energía de RF se transporta hacia la punta de la sonda 4, se genera un campo eléctrico elevado entre la superficie expuesta 25 del conductor interno 8 y el anillo conductor 29. Así, cuando el gas sale de los canales de gas 17b y entra en la región del campo eléctrico elevado, el plasma puede recibir impulsos. La configuración de anillo puede utilizarse igual de bien con la distribución mostrada en las figuras 1A y 1B, en donde el canal de gas está conformado por una camisa 27 sobre el exterior de la línea de transmisión coaxial 2.

La realización alternativa mostrada en la figura 6 es similar a la mostrada en la figura 5, exceptuando porque, en vez de con una configuración en anillo, el primer y segundo electrodos que conforman la estructura conductora se proporcionan respectivamente en forma de una primera tira conductora 45 y de una segunda tira conductora 46. La primera tira conductora 45 está conectada eléctricamente a la superficie expuesta 25 del conductor interno 8. La segunda tira conductora 46 está conectada eléctricamente al conductor externo 6. Además, la primera tira conductora 45 debe quedar aislada eléctricamente por medio de un espacio u otro elemento, para así conformar el conductor externo 6 e impedir un cortocircuito entre el conductor interno 8 y el conductor externo 6. Cuando la energía de RF se transporta hacia la punta de la sonda 4, se genera un campo eléctrico elevado entre la primera tira conductora 45 y la segunda tira conductora 46. Así, cuando el gas sale de los canales de gas 17b y entra en la región del campo eléctrico elevado, el plasma puede recibir impulsos cuando fluye de nuevo por la superficie externa de la punta de la sonda 4. La configuración de la tira puede utilizarse igual de bien con la distribución mostrada en las figuras 1A y 1B, en donde el canal de gas está conformado por una camisa 27 sobre el exterior de la línea de transmisión coaxial 2.

En los ejemplos de las figuras 5 y 6, la estructura de antena radiante utilizada en el modo de radiación no ionizante es la misma que en los ejemplos anteriores, es decir, una parte del conductor interno 8 que se extiende hacia la punta de la sonda 4 actúa como antena monopolar cilíndricamente simétrica.

La figura 7A es una vista que muestra el extremo proximal de una antena helicoidal 100, que puede conformar el primer y segundo electrodos y la estructura conductora de la presente invención. En el dibujo, la dirección desde el extremo proximal 100a hasta el extremo distal 100b de la antena helicoidal es paralela a la del eje z, como se muestra en la esquina inferior derecha del dibujo.

En la figura 6 se muestran un primer electrodo helicoidal externo 102 y un electrodo helicoidal interno 104. El electrodo helicoidal interno 104 tiene el mismo paso que el primer electrodo helicoidal externo 102 y tiene un diámetro más pequeño, de modo que discurre directamente por debajo y paralelo a este. Los extremos proximales de los dos electrodos helicoidales 102, 104 reciben energía de microondas/RF desde la línea de transmisión coaxial en el punto de alimentación 108, mostrado por la línea y el cono. El primer electrodo helicoidal externo 102 y el electrodo helicoidal interno 104, juntos, conforman una línea de transmisión de microtira helicoidal, con una impedancia de 50 Ω (en presencia de un dieléctrico de alúmina, véase la descripción de los dibujos de más adelante).

La figura 7B muestra una vista de una punta de sonda 111 que tiene la antena helicoidal 100 apoyada sobre ella. La punta de la sonda 111 consiste en un material dieléctrico cilíndrico 112, que en este caso es alúmina, que tiene un agujero cilíndrico a su través, que conforma el canal de la punta de la sonda 115, que discurre desde un extremo proximal hasta un extremo distal en la dirección z, como se muestra. El canal de la punta de la sonda termina en su extremo distal con la abertura 116. La abertura no presenta obstáculos, de modo que un canal de líquido (no mostrado) u otra herramienta puede pasar a través de la punta de la sonda 111 para su uso sobre un área objetivo (tampoco se muestra).

Además del primer electrodo helicoidal externo 102 y del electrodo helicoidal interno 104, también hay apoyado un segundo electrodo helicoidal externo 106 sobre el material dieléctrico 112. El segundo electrodo helicoidal externo 106 es diametralmente opuesto al primer electrodo helicoidal externo 102, pero tiene el mismo paso. En la figura 7B, el primer y segundo electrodos helicoidales externos 102, 106 y el electrodo helicoidal interno 104 tienen un paso de

3,3 mm. En la figura 7B solo se ve una superficie de extremo distal del electrodo helicoidal interno 104b, pues el electrodo helicoidal interno 104 está integrado dentro del material dieléctrico 112, discurriendo directamente por debajo del primer electrodo helicoidal externo 102. En el extremo distal del material dieléctrico 112, el extremo distal del segundo electrodo helicoidal externo 106 y el extremo distal del electrodo helicoidal interno 104 están conectados por el elemento de conexión 117. El elemento de conexión 117 es una pieza con forma de disco de material conductor, por ejemplo, cobre, que tiene un orificio 119 en el centro para que se encuentre con la abertura 116, y así, que no presente obstáculos.

Durante el funcionamiento, la energía de microondas/RF se introduce en el extremo proximal de la línea de transmisión de la microtira helicoidal, conformada por el primer electrodo helicoidal externo 102 y el electrodo helicoidal interno 104. Cuando la energía de microondas/RF alcanza el extremo distal, una señal de microondas/RF se excita entre el primer y el segundo electrodos helicoidales externos y se propaga a lo largo de la superficie de la antena. Cuando la punta de la sonda 111 está conectada a la línea de transmisión coaxial, que tiene un canal de gas situado a su alrededor (no mostrado), por ejemplo, en una camisa separada de la línea de transmisión coaxial, el primer y segundo electrodos helicoidales externos 102, 106 y los espacios entre medias 110 residen en la trayectoria de flujo del gas que sale del canal de gas. Un pulso de incidencia de RF hace que haya un campo eléctrico entre el primer y segundo electrodos helicoidales externos 102, 106, que ioniza el gas para generar un plasma. La energía EM de microondas se suministra para mantener el plasma.

La figura 8 muestra un modelo utilizado para simular el efecto de una antena helicoidal 100, como se muestra en las figuras 7A y 7B, cuando se coloca en un extremo contra una carga hepática 120. El material dieléctrico 112 del modelo es de cerámica de alúmina, un dieléctrico fuerte y no poroso con buenas propiedades de ruptura. La constante dieléctrica es de 9,4 y su tangente de pérdida es de 0,0004 a 5,8 GHz, lo que representa un material de pérdida muy baja en las frecuencias de microondas empleadas. Una hélice de cobre (es decir, la antena helicoidal 100) se modeló sobre el exterior de un cilindro de alúmina con un diámetro de 3,3 mm, que es de 7,5 mm de largo. El paso de la hélice es de 3,3 mm y la anchura del cobre, medida en una dirección paralela al eje del cilindro, es de 0,9 mm. Las tiras de cobre del modelo mostrado son de 0,1 mm de grosor pero, en la práctica, podrían ser tan finas como 0,003 mm. Se modeló una segunda hélice de cobre diametralmente opuesta (es decir, rotada 180°) a partir de la primera hélice de cobre. Esto dio como resultado dos hélices de cobre enrolladas entre sí, con un espacio de 0,75 mm entre medias (en la dirección paralela al eje del cilindro). El espacio puede ser menor, por ejemplo, igual a o inferior a 0,6 mm, o igual a o inferior a 0,5 mm. El espacio puede variar a lo largo de la longitud de la antena para definir las zonas de ionización preferente.

El diámetro interno del cilindro de alúmina (es decir, el diámetro del canal de la punta de la sonda) fue de 2,5 mm. Dentro de este se modeló un cilindro interno de alúmina con un diámetro de 2,3 mm, con un orificio con un diámetro de 0,6 mm en el centro. El orificio del centro puede utilizarse para guiar una aguja (por ejemplo, una aguja de acero de diámetro de 0,5 mm) o una herramienta quirúrgica en miniatura o fibroscopio (por ejemplo, para la extirpación de tejido). Se modeló una hélice de cobre interna sobre el cilindro de alúmina interno, que tenía un ancho de 0,35 mm en la dirección axial y un paso de 3,3 mm. La hélice de cobre interna está situada exactamente por debajo del centro de la anchura de una de las hélices de cobre externas.

El extremo distal de la hélice de cobre interna se conectó al extremo distal de la hélice de cobre, debajo del cual no reside directamente.

La antena helicoidal hecha con las tres hélices de cobre recibió una alimentación de 50 Ω en su extremo proximal, entre la hélice interna y la primera hélice de cobre y una terminación entre los extremos proximales de las dos hélices externas. Se creó una carga hepática que se utilizó para determinar la absorción de potencia alrededor de la herramienta. La carga hepática representa la carga de sangre que puede encontrarse el dispositivo durante el funcionamiento normal, de modo que esta simulación da indicaciones acerca de los patrones de coagulación esperados, que se pueden conseguir mediante el uso de la herramienta de esta manera. En la simulación mostrada, el extremo distal de la punta de la sonda está insertado 2 mm en la carga hepática.

De la figura 9A a la 9C se muestran las gráficas de la absorción de potencia de la carga hepática, alrededor del extremo distal de la punta de la sonda, como se muestra en la figura 8 en las tres orientaciones distintas, dos en sección transversal longitudinal de la punta de la sonda y la otra en sección transversal axial. En general, estas gráficas muestran que entre el 60 y 70 % de la potencia de microondas es absorbida por la carga hepática. La figura 9D muestra los resultados de las simulaciones de la pérdida de retorno a diferentes profundidades de penetración de la punta de la sonda en la carga hepática. A 5,8 GHz, se puede observar que la pérdida de retorno mejora de 4 a 5 dB a medida que la inserción aumenta de 0 (línea A) a 2,5 mm (línea F).

La figura 10 muestra la configuración de una simulación alternativa, en donde la punta de la sonda se inserta por un lateral 1 mm en una carga hepática idéntica a la de la figura 8. De la figura 11A a la 11C se muestran las gráficas de la absorción de potencia de la carga hepática, alrededor de la punta de la sonda, cuando se coloca a un lado de la carga hepática. Estas gráficas muestran que la antena helicoidal puede producir un campo de microondas sustancialmente uniforme en torno a la punta de la sonda. La figura 11D muestra los resultados de las simulaciones de la pérdida de retorno a diferentes profundidades de penetración de la punta de la sonda en la carga hepática. A

5,8 GHz, se puede observar que la pérdida de retorno mejora de 4 a 7 dB (lateralmente) a medida que la inserción aumenta de 0 (línea G) a 1,5 mm (línea K).

Los resultados de la colocación a un lado o en un extremo de la antena helicoidal 100 muestran que esta 100 puede funcionar eficazmente como estructura de antena emisora de microondas, además de poder incidir y mantener el plasma en los espacios helicoidales entre el primer y el segundo electrodos helicoidales externos.

La figura 12A muestra una configuración alternativa de la punta de la sonda 200. El primer electrodo en esta configuración consiste en una primera tira conductora 202, que incluye una primera extremidad 202a y una segunda extremidad 202b. La punta de la sonda 200 está formada por una sección cilíndrica 212a y por una sección hemisférica 212b. La tira conductora 202 está envuelta en torno a la punta de la sonda 200 para que vaya desde su extremo proximal 206, a lo largo del lado de la sección cilíndrica 212a, por la sección hemisférica 212b, a través del extremo distal de la punta de la sonda y simétricamente hacia atrás por el otro lado. En el extremo distal 208 del canal de la punta de la sonda 200, la tira conductora está conectada eléctricamente a través de una estructura conductora 210 al conductor externo de la línea de transmisión coaxial. La segunda tira conductora 204 forma parte del segundo electrodo. La segunda tira conductora 204 está situada sobre la porción cilíndrica 212a de solo la punta de la sonda 200. La segunda tira conductora 204 está situada en una posición que está 90 grados retirada de la primera extremidad 212a y de la segunda extremidad 202b de la primera tira conductora 202, para así bisecar la región curvada de la superficie externa de la punta de la sonda 200 situada entre medias. Aunque no se ve en la figura 12A, el segundo electrodo también incluye una tercera tira conductora que está situada opuesta a la segunda tira conductora 204, para así bisecar la región entre la primera y la segunda extremidades 202a, 202b de la primera tira conductora 202 sobre el lado opuesto de la punta de la sonda 200. Un canal de aguja 203 también discurre longitudinalmente a lo largo de la punta de la sonda 200.

La figura 12B ilustra con mayor detalle la conexión entre el conductor externo 214 de la línea de transmisión coaxial 216 y el extremo proximal de la segunda (o tercera) tira conductora 202. Una proyección conductora 205 se extiende radialmente desde el conductor externo 214, terminando en la superficie cilíndrica externa 213 del segundo material dieléctrico. Así, la superficie de extremo expuesta de la proyección conductora 205 proporciona un punto de conexión eléctrica para conectar eléctricamente el conductor externo 214 a la segunda tira conductora 202, que está situada sobre la superficie cilíndrica externa 213. Hay una distribución similar circunferencialmente opuesta a la proyección conductora 205 mostrada en la figura 12B, para conectarla a la otra tira conductora que forma parte del segundo electrodo.

Las figuras 12C y 12D muestran las gráficas de absorción de potencia cuando la estructura de la punta de la sonda mostrada en las figuras 12A y 12B está colocada a un lado dentro de la carga hepática.

La figura 13 muestra un conjunto 50, diseñado para permitir que la energía EM de microondas y de RF se introduzca en una geométrica que incluye uno o más canales para transportar instrumentos quirúrgicos, gas o fluido hasta una zona de tratamiento. El conjunto 50 comprende una alimentación de entrada del generador de señales 52 para conectarla a un generador de señales (no mostrado), a una sección transformadora de impedancia 54 y a dos obturadores 62a, 62b para garantizar una buena adaptación y un suministro óptimo de potencia a través de la línea de transmisión coaxial 2, que forma parte del instrumento electroquirúrgico de la presente invención. A la izquierda del todo, el puerto 53 se puede conectar a una fuente de líquido y/o a una fuente de gas (no mostrada) para introducir líquido y/o gas en el conducto 55, desde donde puede pasar hacia el instrumento electroquirúrgico de la presente invención, por ejemplo, a través de uno o más conductos de o adyacentes a la línea de transmisión coaxial 2. En este ejemplo, la línea de transmisión coaxial incluye un conductor interno hueco para transportar líquido.

La sección de transformación de la impedancia 54 puede tener una geometría seleccionada, de modo que así, su impedancia adapta la impedancia del generador de señales a la impedancia de la línea de transmisión coaxial 2. Esta impedancia se calcula usando la siguiente fórmula, donde $Z_{adaptada}$ es la impedancia de la sección de transformación de la impedancia 54, $Z_{coaxial}$ es la impedancia de la línea de transmisión coaxial 2 y Z_{GS} es la impedancia del generador de señales:

$$Z_{adaptada} = \sqrt{Z_{coaxial} Z_{GS}}$$

El conjunto 50 incluye dos obturadores 62a, 62b. Los obturadores 62a, 62b consisten en un anillo lleno de aire 64 orientado perpendicular al eje longitudinal del conjunto 50 y que tiene un radio que es un cuarto de la longitud de donde de las microondas que deben suministrarse hacia el instrumento, que es de aproximadamente 12,9 mm a 5,8 GHz. Esta estructura impide que las microondas, en la alimentación de entrada 52, se "dividan" en la intersección en T, para así garantizar que solo sean transportadas hacia la línea de transmisión coaxial 2. El espacio de aire 64 impulsa un circuito abierto en este punto. La presencia de dos obturadores 62a, 62b, que están separados entre sí la mitad de una longitud de onda (aproximadamente 25,8 mm a 5,8 GHz) y de la intersección 66 la mitad de una longitud de onda, garantiza que toda la estructura hacia la izquierda de la intersección 66, como se muestra en la figura 13, parezca un circuito abierto independientemente de lo que esté conectado al puerto 53 a la derecha del todo. Así pues, no pasan microondas a través del canal hueco 55.

La alimentación de entrada de generación de señales 52 está conectada perpendicular al eje longitudinal (en este caso, la dirección +z) del conjunto 50, un cuarto de longitud de onda alejada de la intersección 66 con la línea de transmisión coaxial 2, para proporcionar una sección de adaptación de cuarto de onda entre la impedancia de la alimentación de entrada del generador de señales 52 y la línea de transmisión coaxial 2.

5 Las figuras 14A y 14B muestran una vista en perspectiva de la estructura transformadora de la impedancia. La carcasa 68 de la realización mostrada está hecha con latón. La forma externa de la carcasa 68 no tiene un efecto electromagnético a 5,8 GHz, siempre y cuando el latón tenga, al menos, un grosor de un micrómetro. Otros materiales adecuados para la carcasa incluyen aluminio, oro, plata y cobre. La figura 15 muestra un recorte en
10 perspectiva de uno de los obturadores 62a de la carcasa 68.

La figura 16 es una gráfica que muestra el reflejo en cada puerto y la transmisión entre cada par de puertos. El puerto 1 es la conexión con la alimentación de entrada del generador de señales 52, el puerto 2 es la conexión con la línea de transmisión coaxial 2 y el puerto 3 es el extremo del canal hueco aislado 55 de la derecha. Las líneas
15 S21, S12 proporcionan la transmisión desde la línea de transmisión coaxial 2 hasta la alimentación de entrada del generador de señales, y viceversa, y muestra un 99,3 % (-0,03 dB) de transmisión a 5,8 GHz. La línea S11 representa la potencia reflejada en la alimentación de entrada del generador de señales 52, y la línea S22 representa la potencia reflejada por la línea de transmisión coaxial 2, que son ambas del 0,07 % (-32 dB). Con las líneas S32 y S31 se muestra la potencia de fuga desde el extremo del canal hueco aislado 55 es de menos del
20 0,0016 % (-48 dB) desde la línea de transmisión coaxial 2 o la alimentación de entrada del generador de señales 52, respectivamente.

Así, la estructura transformadora de la impedancia mostrada demuestra un rendimiento excelente a las frecuencias en cuestión.
25

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico que tiene una sonda alargada, que comprende:

- 5 una línea de transmisión coaxial para transportar radiación electromagnética (EM) de microondas y/o de radiofrecuencia (RF);
una punta de sonda en un extremo distal de la línea de transmisión coaxial para recibir la energía de microondas y/o RF;
un canal de líquido para transportar el líquido hasta la punta de la sonda; y
 - 10 un canal de gas para transportar el gas hasta la punta de la sonda; en donde la línea de transmisión coaxial incluye un conductor interno, un conductor externo y un primer material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo,
en donde la punta de la sonda comprende un segundo material dieléctrico rígido que tiene un canal de punta de la sonda que discurre a su través, estando el canal de la punta de la sonda en comunicación fluida con el canal de líquido y terminando en una abertura en su extremo distal,
 - 15 en donde la punta de la sonda incluye un primer electrodo, conectado al conductor interno de la línea de transmisión coaxial, y un segundo electrodo, conectado al conductor externo de la línea de transmisión coaxial, comprendiendo cada uno del primer electrodo y del segundo electrodo una estructura conductora sobre una superficie externa de la punta de la sonda y pudiendo funcionar de forma selectiva en un modo generador de plasma o en un modo de radiación no ionizante,
 - 20 en donde, en el modo generador de plasma, el primer y el segundo electrodos están dispuestos alrededor de una trayectoria de flujo de gas procedente del canal de gas y sobre la superficie externa de la punta de la sonda, mediante lo cual, la energía EM de microondas y/o de RF procedente de la línea de transmisión coaxial se puede suministrar para incidir en y mantener un plasma térmico o no térmico en el gas suministrado a lo largo de la
 - 25 trayectoria de flujo, y
en donde, en el modo de radiación no ionizante, al menos uno del primer electrodo y del segundo electrodo está configurado como estructura de antena radiante para emitir un campo EM de microondas hacia el exterior de la punta de la sonda.
- 30 2. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 1, en donde el canal de gas y el canal de líquido comprenden trayectorias separadas que no están en comunicación fluida entre sí.
3. Un instrumento electroquirúrgico según las reivindicaciones 1 o 2, en donde uno o ambos del canal de líquido y el canal de gas están situados dentro de la línea de transmisión coaxial, y
- 35 en donde el canal de gas comprende un conducto longitudinal a través del primer material dieléctrico, y el canal de líquido comprende un canal longitudinal que discurre a través del conductor interno.
4. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el primer material dieléctrico comprende una estructura dieléctrica multicapa que tiene una primera capa, configurada para proteger contra las rupturas cuando transporta energía de RF, y una segunda capa, configurada para soportar la propagación de baja pérdida de la energía EM de microondas, y
- 40 en donde la primera capa puede soportar una tensión pico de RF de 800 V y la segunda capa tiene una tangente de pérdida igual a o inferior a 0,0001.
- 45 5. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde la punta de la sonda tiene un extremo proximal conectado al extremo distal de la línea de transmisión coaxial, y un extremo distal opuesto al extremo proximal, que está conformado con un contorno suave, puede ser apropiado para aplicar un punto de presión en un área objetivo.
- 50 6. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde la estructura de antena radiante comprende: una estructura monopolar, formada por el primer electrodo, o una estructura conductora que tiene simetría cilíndrica.
7. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el primer electrodo comprende una parte del conductor interno que se extiende a través de la punta de la sonda, y
- 55 en donde la estructura conductora del primer electrodo está conectada eléctricamente a un extremo distal de la parte del conductor interno que se extiende a través de la punta de la sonda.
8. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 7, en donde la estructura conductora del segundo electrodo está conectada eléctricamente al conductor externo y está aislada eléctricamente del conductor interno.
- 60 9. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 8, en donde el segundo electrodo comprende un anillo conductor sobre la superficie externa de la punta de la sonda, estando el anillo conductor conectado eléctricamente al conductor externo.
- 65 10. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 8, en donde el primer electrodo comprende una primera

tira conductora sobre la superficie externa de la punta de la sonda, y el segundo electrodo comprende una segunda tira conductora sobre la superficie externa de la punta de la sonda.

11. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 8, en donde el primer electrodo comprende una primera tira conductora, situada sobre la superficie externa de la punta de la sonda, incluyendo la primera tira conductora una primera extremidad y una segunda extremidad, que están dispuestas sobre los lados opuestos de la punta de la sonda, coincidiendo las primera y segunda extremidades en el extremo distal de la punta de la sonda, y en donde el segundo electrodo comprende una segunda tira conductora que está situada sobre la superficie externa de la punta de la sonda, en una posición entre la primera extremidad y la segunda extremidad de la primera tira conductora, en donde el segundo electrodo incluye, además, una tercera tira conductora, que está situada sobre un lado opuesto de la superficie externa de la punta de la sonda con respecto a la segunda tira conductora, y en donde el conductor externo de la línea de transmisión coaxial incluye unas primera y segunda proyecciones conductoras en su extremo distal, para conectarse de forma eléctrica, respectivamente, a los extremos proximales de la segunda y tercera tiras conductoras.

12. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el primer y el segundo electrodos comprenden una estructura helicoidal conductora de electricidad.

13. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 12, en donde:

el primer electrodo es un electrodo helicoidal interno,
el segundo electrodo es un primer electrodo helicoidal externo,
el electrodo helicoidal interno tiene un diámetro menor que el primer electrodo helicoidal externo,
el electrodo helicoidal interno sigue la misma trayectoria que el primer electrodo helicoidal externo, y
el primer electrodo helicoidal externo y el electrodo helicoidal interno forman una estructura de línea de transmisión para transportar la energía EM de microondas y RF desde el extremo proximal de la punta de la sonda hasta el extremo proximal de la punta de la sonda,

en donde el primer electrodo helicoidal externo está sobre una superficie externa de la punta de la sonda y el electrodo helicoidal interno está dispuesto directamente por debajo del primer electrodo helicoidal externo, y está al menos parcialmente integrado en la punta de la sonda, e incluye además un segundo electrodo helicoidal externo sobre la superficie externa de la punta de la sonda, diametralmente opuesto al primer electrodo helicoidal externo, y tiene el mismo paso, en donde el segundo electrodo helicoidal externo está conectado eléctricamente al electrodo helicoidal interno en un extremo distal, de modo que la energía de microondas/RF recibida en el extremo distal de la punta de la sonda desde la estructura de la línea de transmisión deriva en que las señales de microondas/RF correspondientes se exciten entre el primer electrodo helicoidal externo y el segundo electrodo helicoidal externo para generar un campo eléctrico entre medias.

14. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 12, en donde la estructura helicoidal conductora de electricidad comprende un primer electrodo helicoidal y un segundo electrodo helicoidal, conformados con una relación axialmente desplazada sobre la superficie externa de la punta de la sonda, estando el primer y el segundo electrodos helicoidales aislados eléctricamente entre sí para conformar una línea de transmisión coplanaria.

15. Un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, en donde el canal de la punta de la sonda contiene una aguja hueca, que tiene un primer extremo en comunicación fluida con el canal de líquido y un segundo extremo, opuesto al primer extremo, para dispensar líquido hacia un área objetivo.

16. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 15, en donde la aguja se puede ajustar entre:

una posición retraída, en la que el segundo extremo de la aguja se encuentra dentro del canal de la punta de la sonda o el canal de líquido, y
una posición expuesta, en la que el segundo extremo de la aguja se encuentra fuera del canal de la punta de la sonda, pasada la abertura en su extremo distal.

17. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 16, que comprende un medio para prevenir el suministro de energía de microondas o de RF hacia la punta de la sonda cuando la aguja esté en la posición expuesta, en donde el medio incluye un mecanismo de cambio, configurado para romper una conexión eléctrica con la punta de la sonda cuando la aguja esté en la posición expuesta, y en donde el conductor interno de la línea de transmisión coaxial tiene un espacio axial, y en donde la aguja está acoplada para moverse con un elemento de cierre conductor de electricidad que puede moverse entre una posición de conexión, donde proporciona la conexión eléctrica por el espacio axial cuando la aguja está en la posición retraída, y una posición de aislamiento, donde expone el espacio axial cuando la aguja está en la posición expuesta.

18. Un aparato electroquirúrgico para llevar a cabo la coagulación, que tiene:

un generador de señales de microondas para generar energía EM de microondas;
 un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar energía EM de radiofrecuencia con una frecuencia inferior a la frecuencia EM de microondas;
 un instrumento electroquirúrgico según cualquier reivindicación anterior, conectado para recibir la energía EM de radiofrecuencia y la energía EM de microondas;
 una estructura de alimentación para transportar la energía EM de radiofrecuencia y la energía EM de microondas a la sonda, incluyendo la estructura de alimentación

un canal de microondas para conectar la línea de transmisión coaxial al generador de señales de microondas,
 un canal de RF para conectar la línea de transmisión coaxial al generador de señales de RF,
 una alimentación de gas, conectada para suministrar gas al instrumento electroquirúrgico, y
 una alimentación de líquido, conectada para suministrar líquido al instrumento electroquirúrgico,

en donde el aparato puede funcionar de forma selectiva:

en un modo generador de plasma para la coagulación de superficie, mediante el cual, la energía EM de microondas y la energía de RF suministradas hacia la punta de la sonda están pensadas para que incidan y mantengan un plasma de gas entre el primer y el segundo electrodos;

en un modo de radiación no ionizante, mediante el cual, la energía EM de microondas suministrada hacia la punta de la sonda está pensada para emitir un campo EM no ionizante hacia afuera, desde la punta de la sonda, para coagular el tejido; y

en un modo de administración de líquido, mediante el cual, el líquido se suministra hasta un área objetivo a través de la alimentación de líquido, el canal de líquido y la abertura en el extremo distal del canal de la punta de la sonda.

19. Un aparato electroquirúrgico según la reivindicación 18, que puede operar selectivamente en un modo de coagulación de RF, donde la energía de RF se aplica entre el primer electrodo y el segundo electrodo para coagular el tejido.

20. Aparato electroquirúrgico según las reivindicaciones 18 o 19, en donde, en el modo de radiación no ionizante, la energía EM de radiofrecuencia se suministra con la energía de microondas para aumentar el efecto de coagulación.

21. Un aparato electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 18 a 20, que comprende una unidad de generación de señales de incidencia, pensada para hacer que un pulso de energía EM de radiofrecuencia sea suministrado hacia la punta de la sonda para generar un campo eléctrico entre el primer electrodo y el segundo electrodo para incidir sobre el plasma que está entre medias.

22. Un aparato electroquirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 18 a 21, que comprende un conjunto para adaptar la impedancia entre la estructura de alimentación y la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico, comprendiendo el conjunto:

una alimentación entrada del generador de señales para recibir señales desde el generador de señales de RF/microondas;

una salida del transformador, pensada para suministrar señales hacia la línea de transmisión coaxial del instrumento electroquirúrgico; y

una sección de adaptación de la impedancia, situada entre la alimentación de entrada del generador de señales y la salida del transformador, y que tiene unas dimensiones y una impedancia seleccionadas para adaptar la impedancia entre la alimentación de entrada del generador de señales y la línea de transmisión coaxial,

en donde el conjunto incluye un canal hueco, que tiene un puerto de entrada de líquido/gas en un extremo, y que se encuentra con la sección de adaptación de impedancia en el otro extremo, estando el canal hueco pensado para suministrar líquido y gas en el canal de líquido y el canal de gas del instrumento electroquirúrgico a través de la sección de adaptación de la impedancia.

23. Un instrumento electroquirúrgico según la reivindicación 32, en donde el conjunto comprende una estructura obturadora, situada sobre el canal hueco, en el lado opuesto de la alimentación de entrada del generador de señales con respecto a la sección de adaptación de la impedancia, y

en donde una distancia que separa la estructura obturadora y una intersección entre el canal hueco y la alimentación de entrada del generador de señales es igual a la mitad de una longitud de onda de la energía de microondas recibida en la alimentación de entrada del generador de señales.

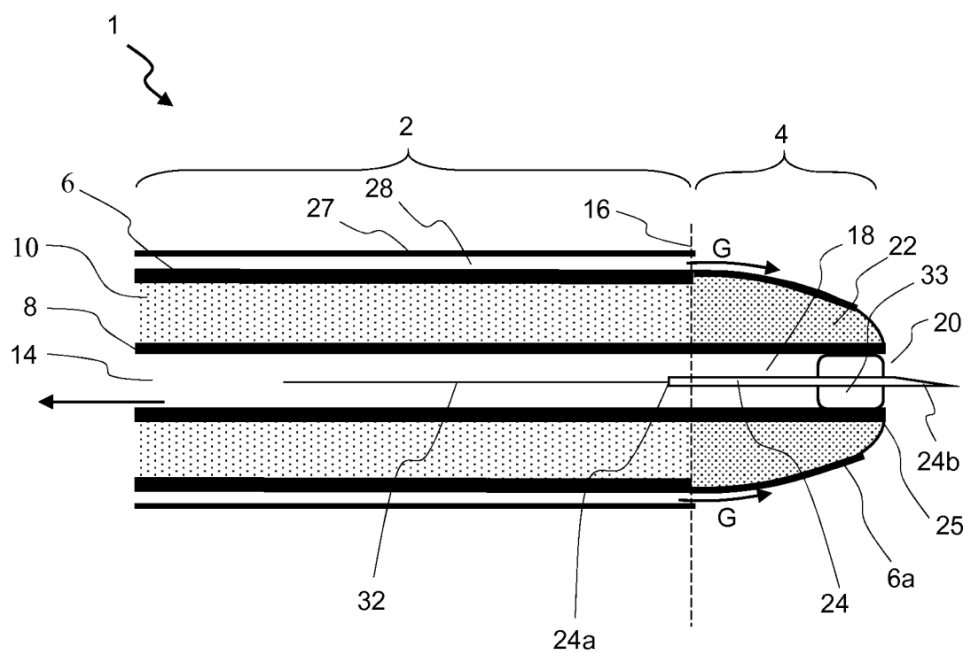


Fig. 1A

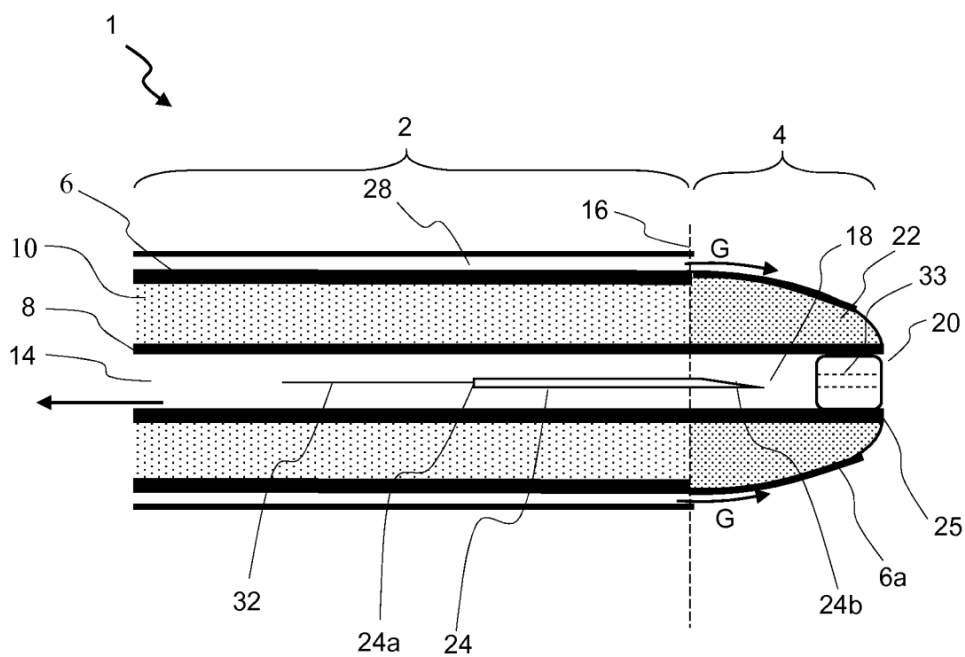


Fig. 1B

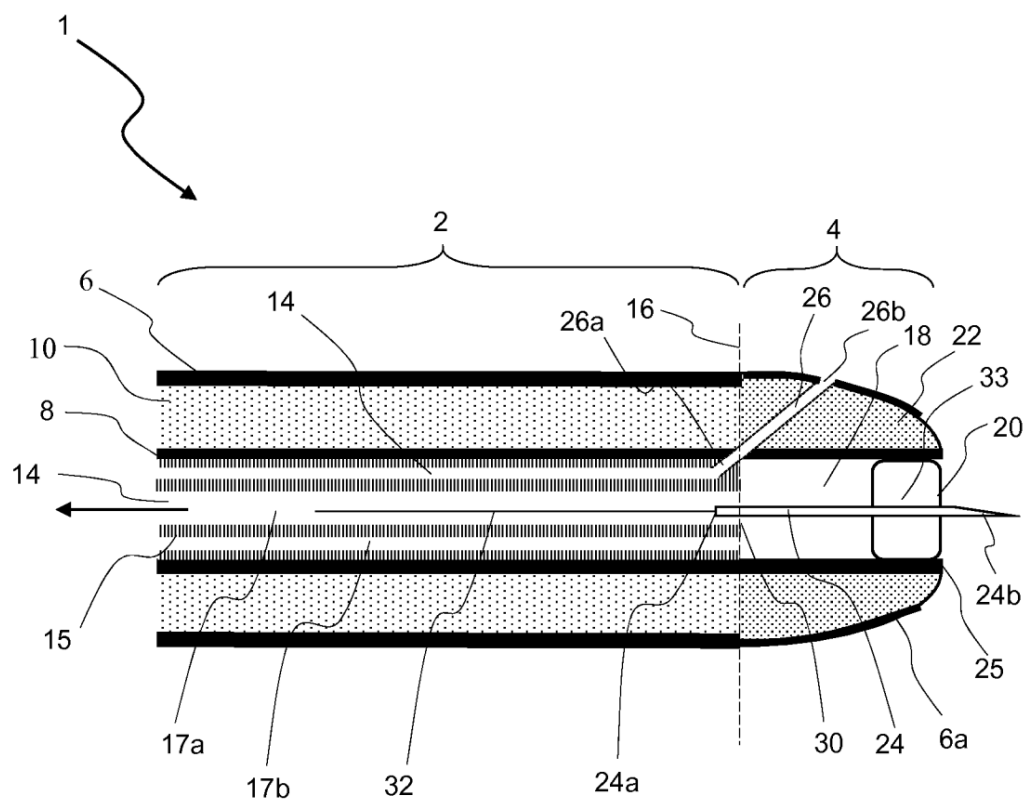


Fig. 2

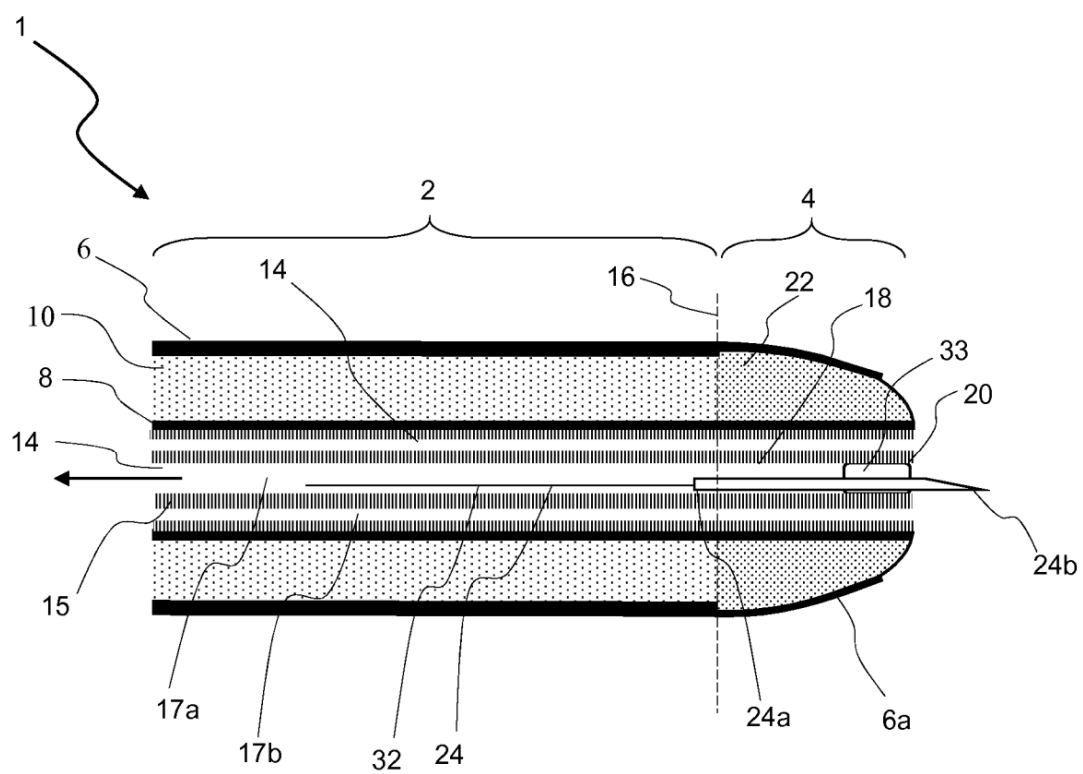


Fig. 3

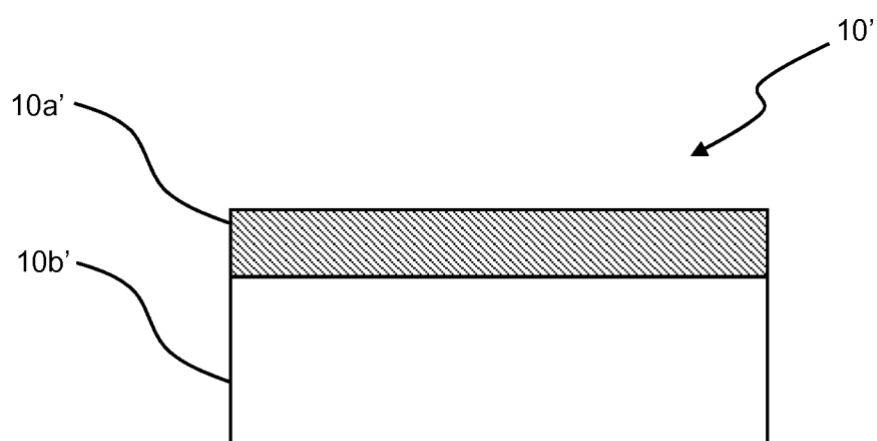


Fig. 4A

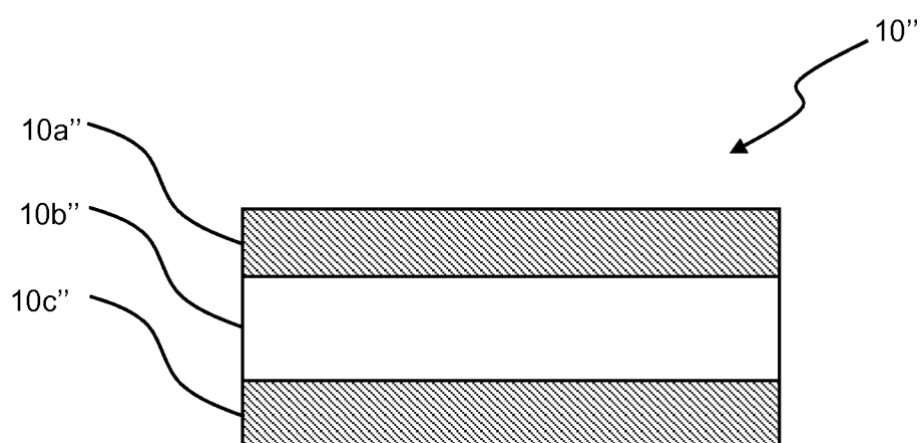


Fig. 4B

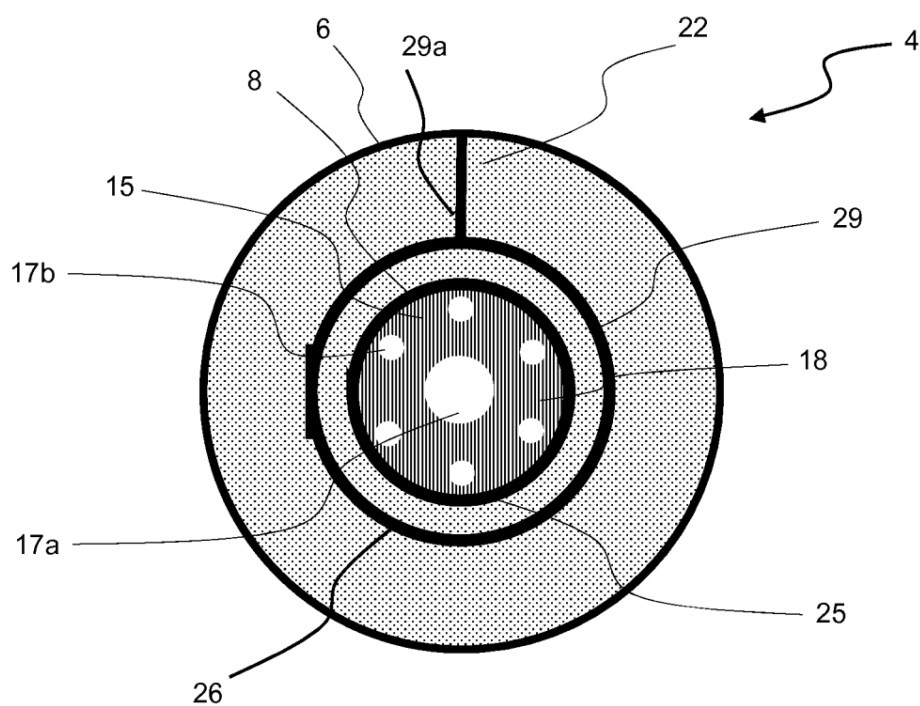


Fig. 5

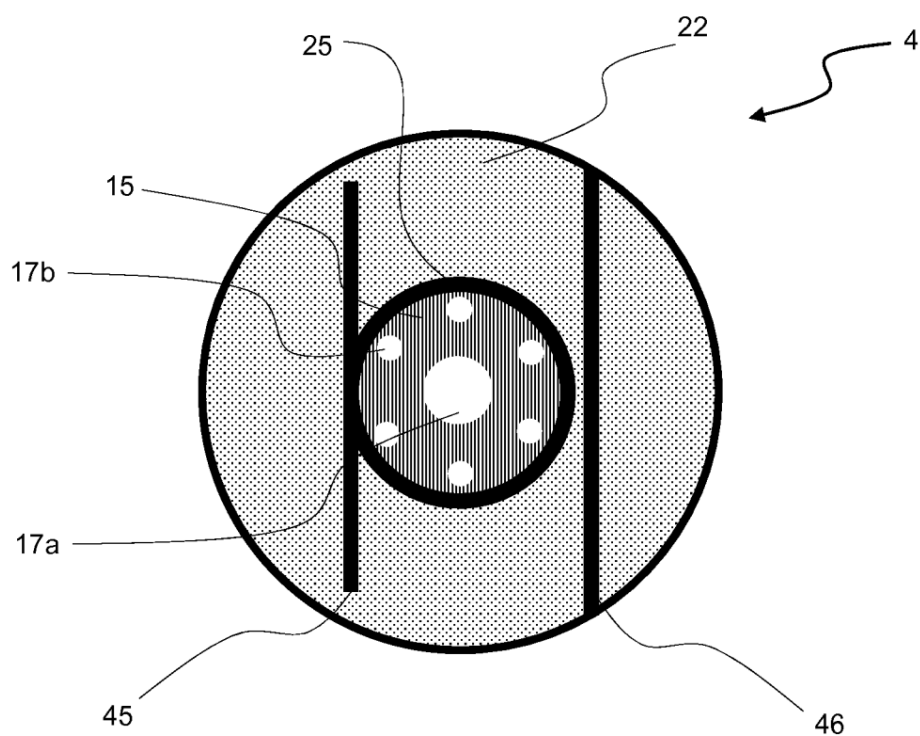
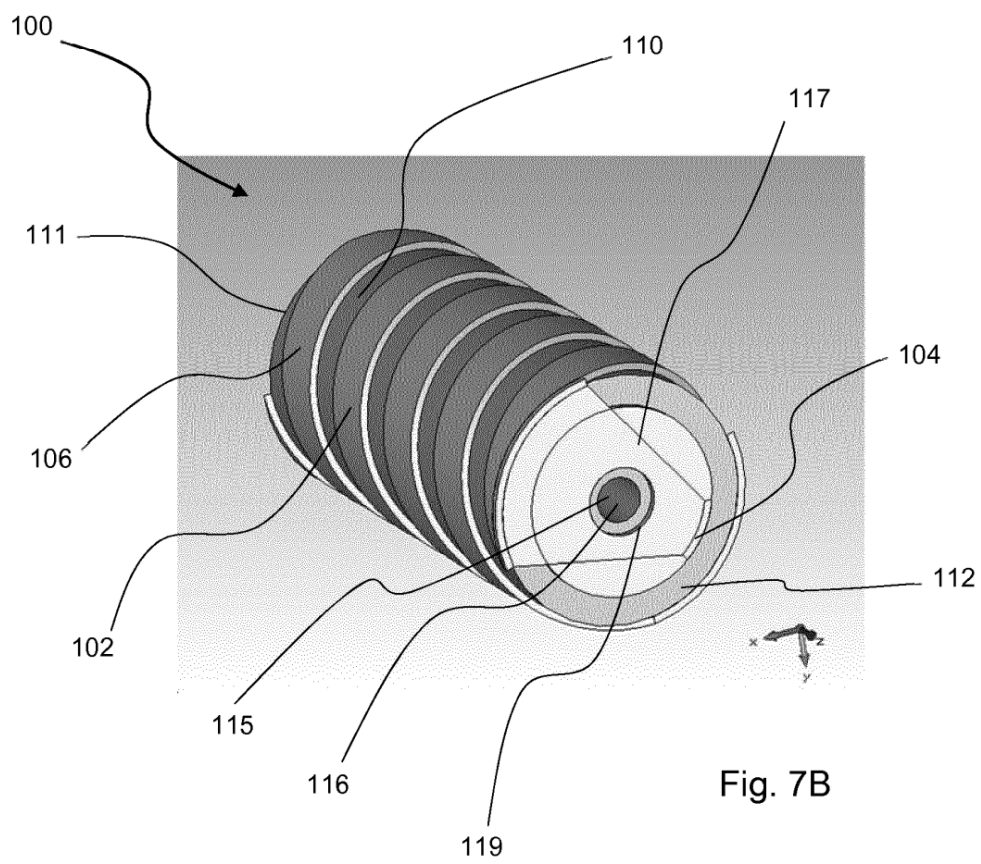
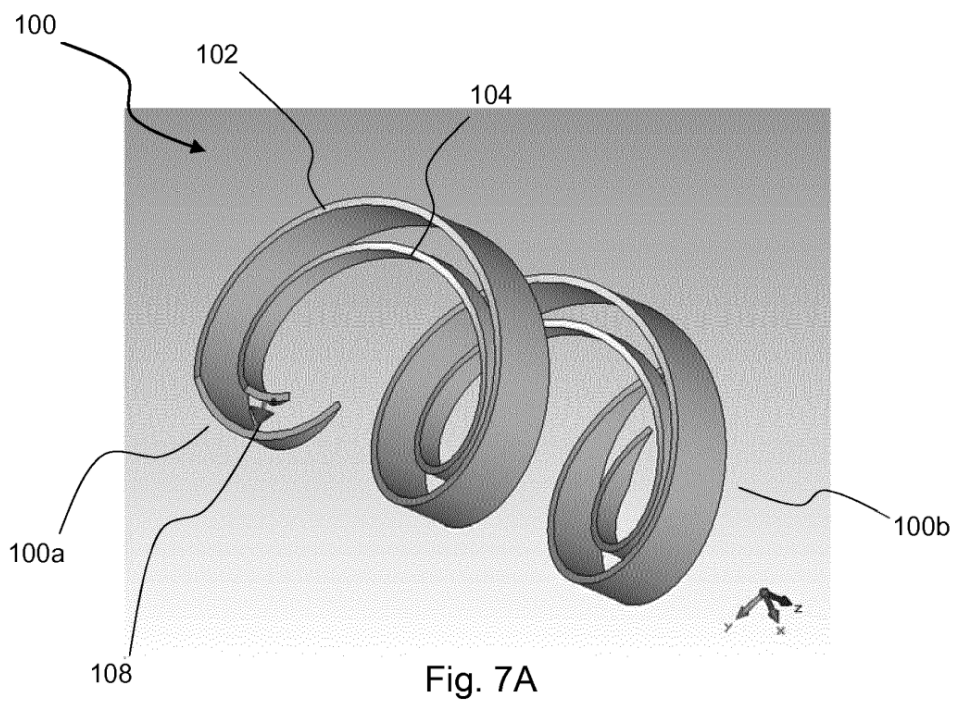


Fig. 6



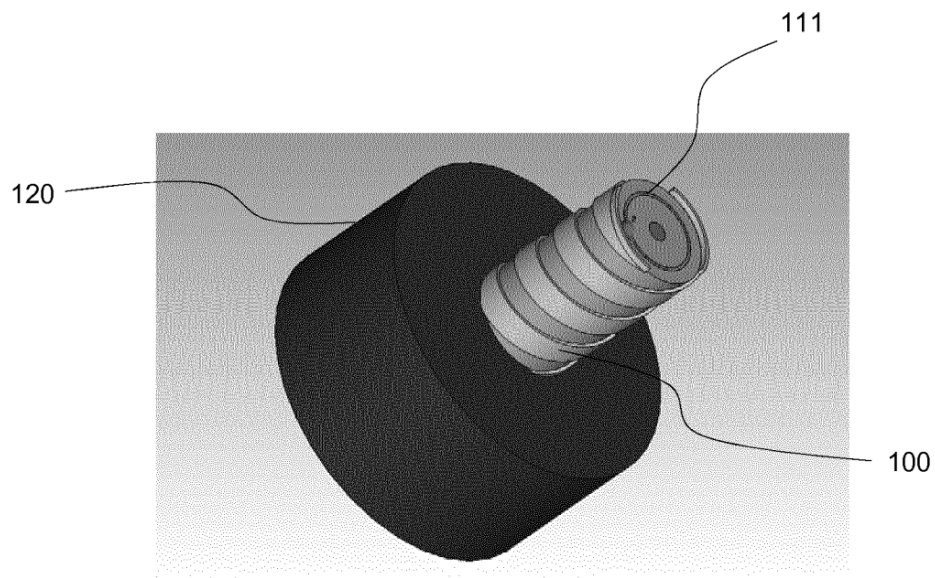


Fig. 8

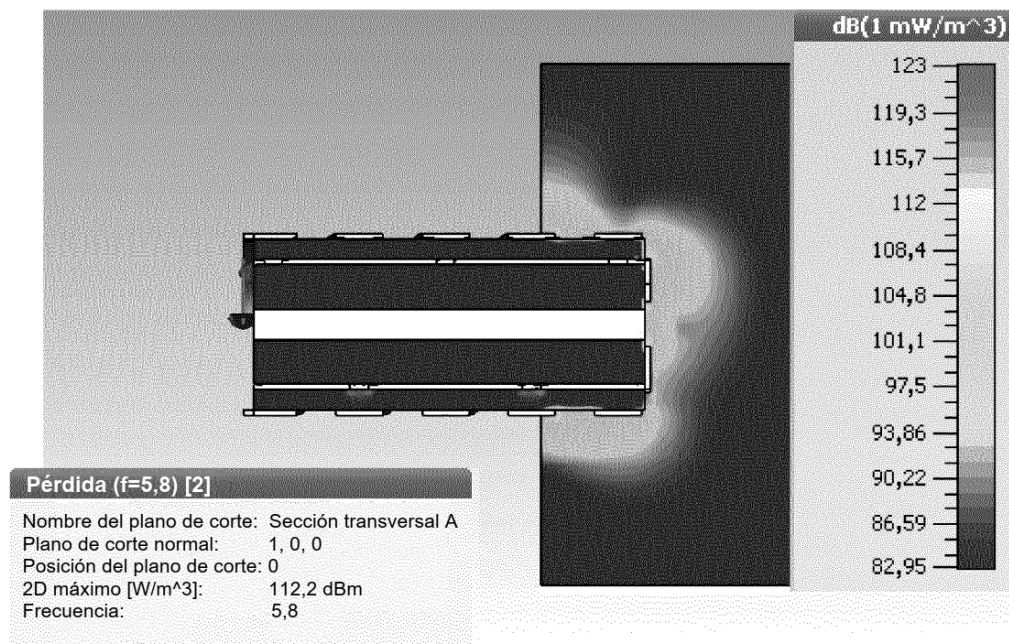


Fig. 9A

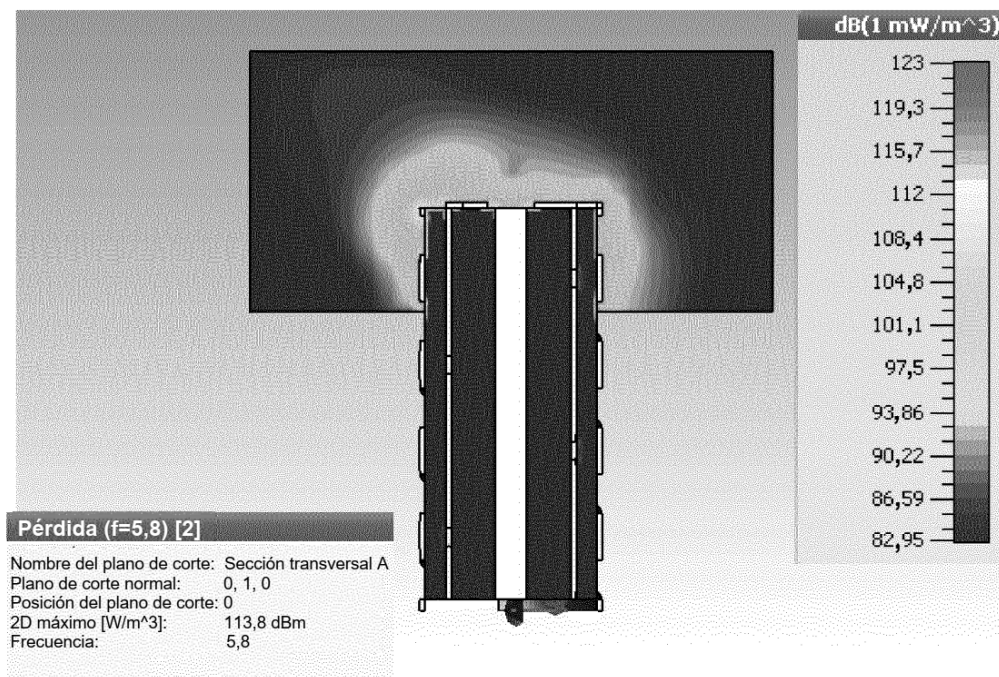


Fig. 9B

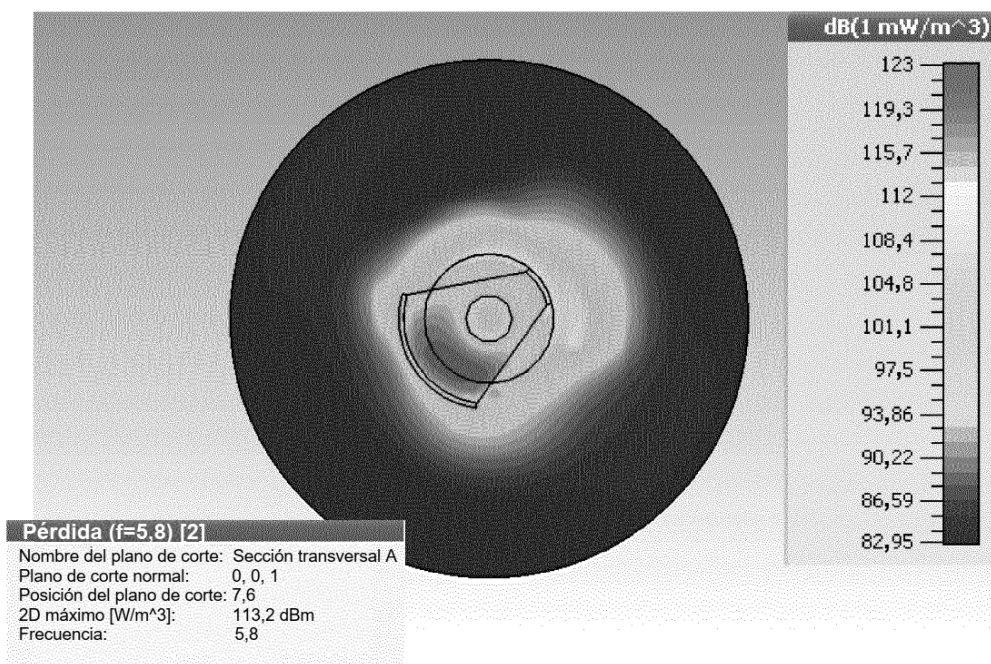


Fig. 9C

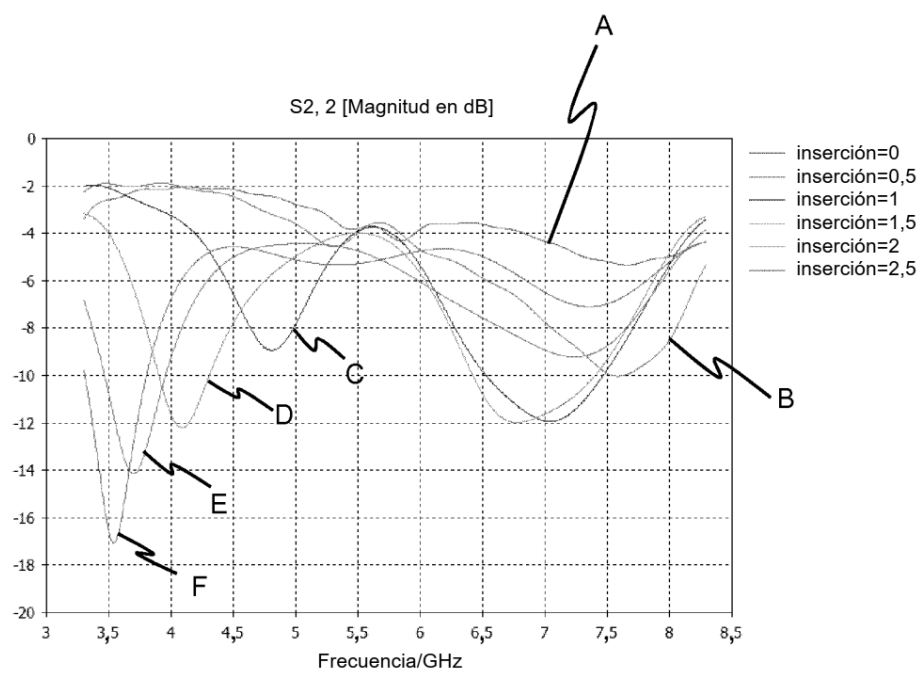


Fig. 9D

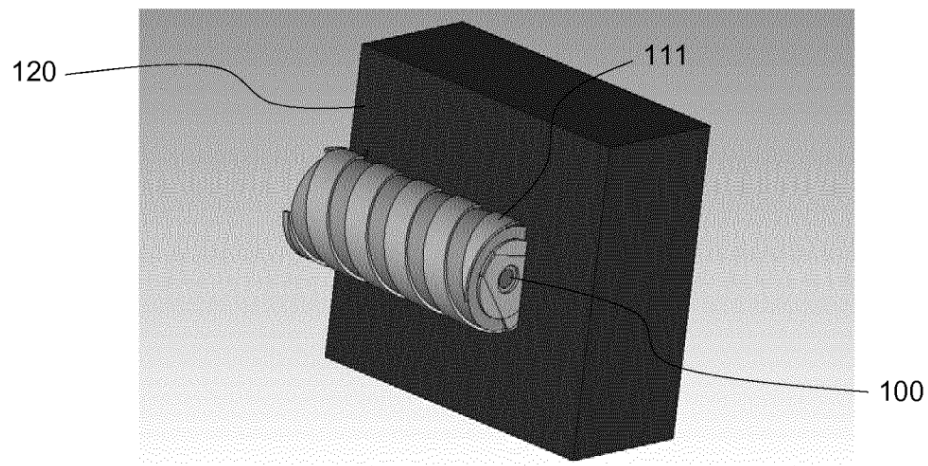


Fig. 10

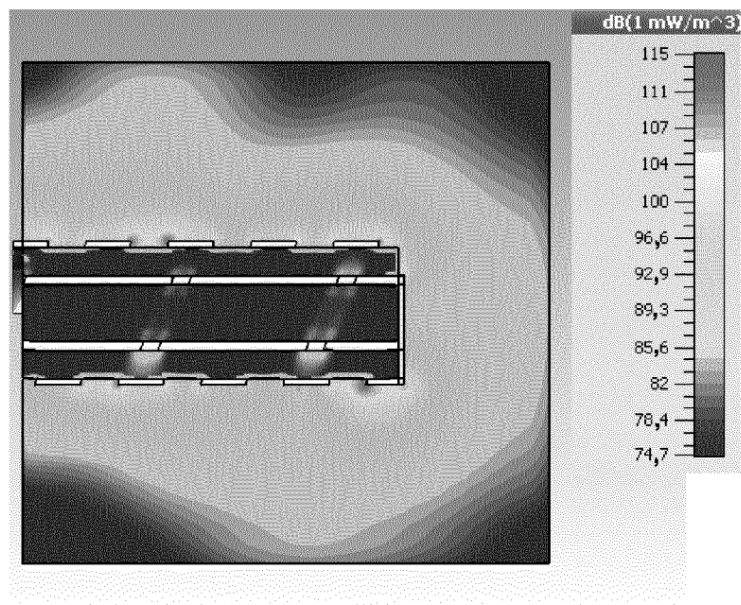


Fig. 11A

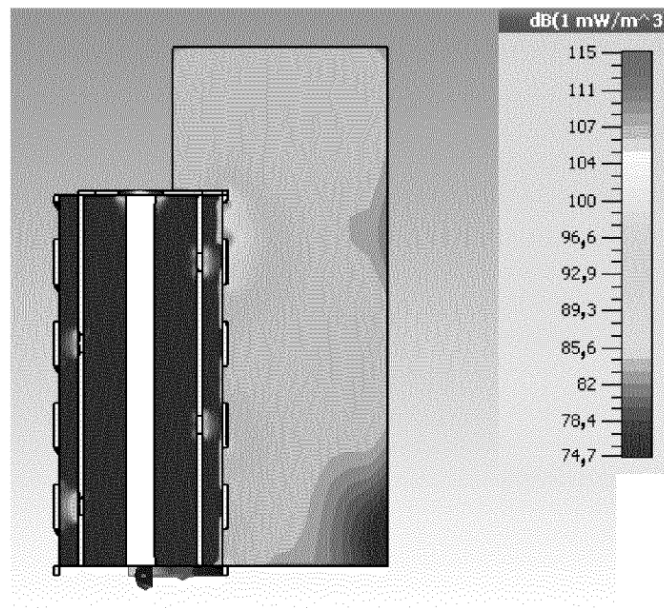


Fig. 11B

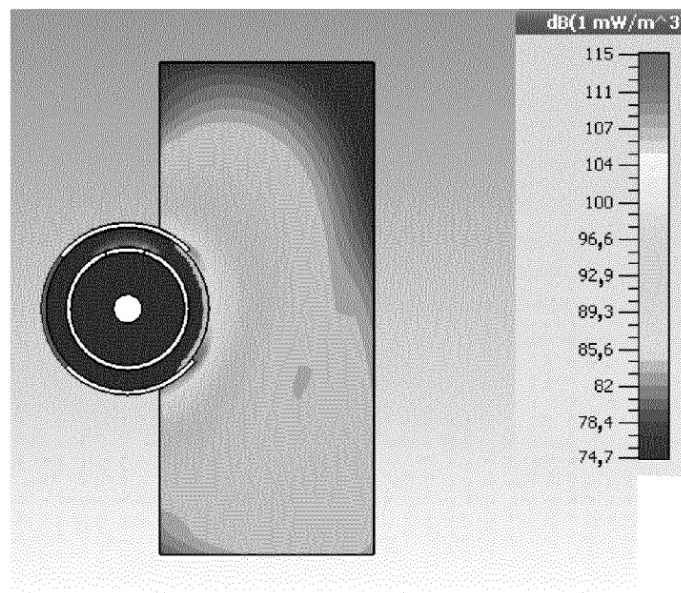


Fig. 11C

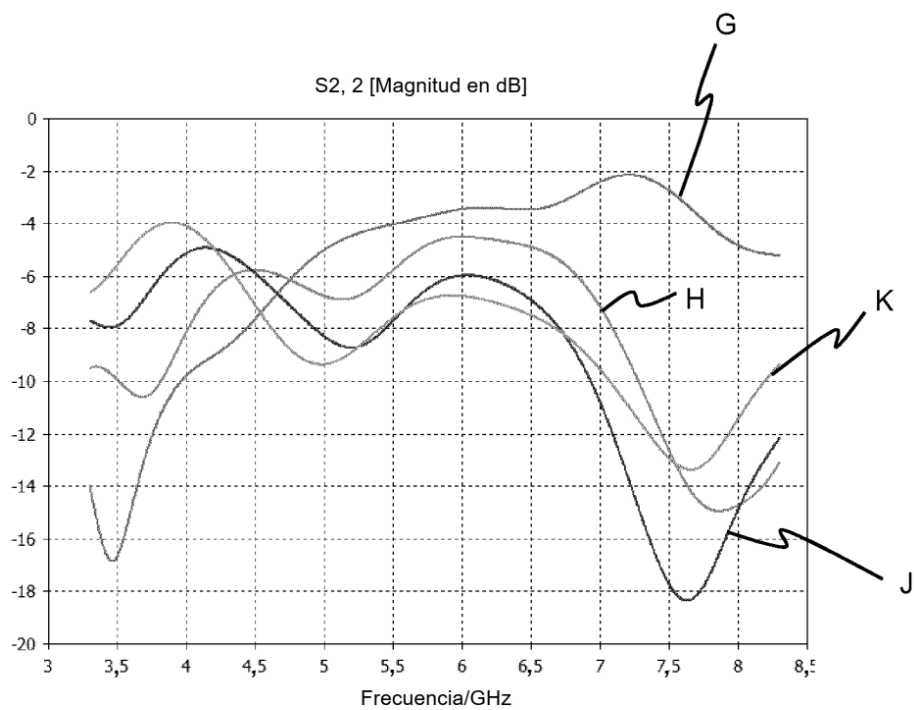


Fig. 11D

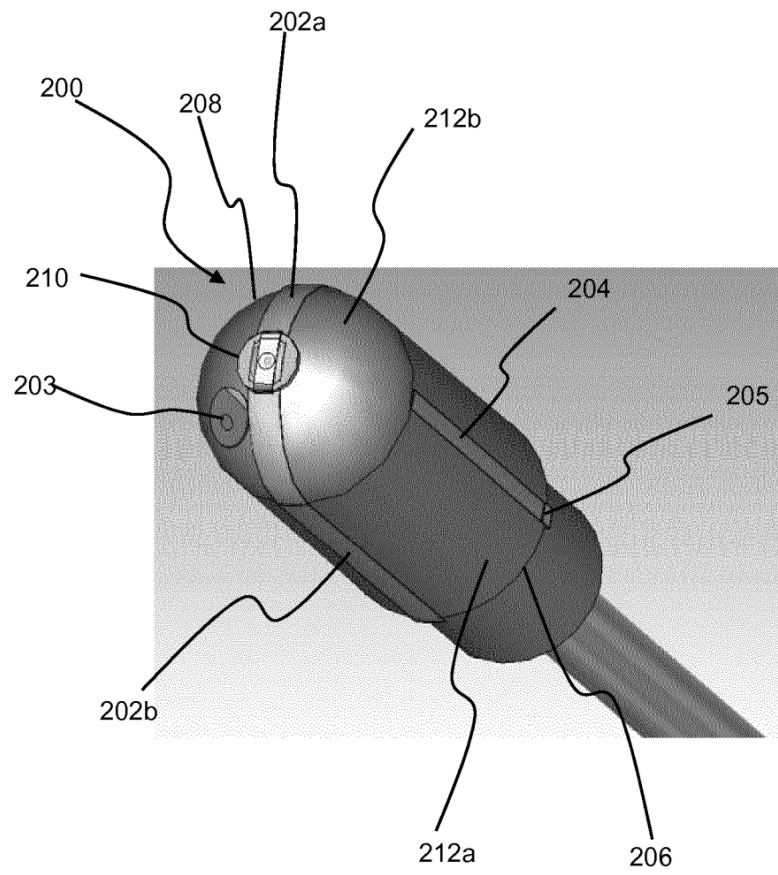
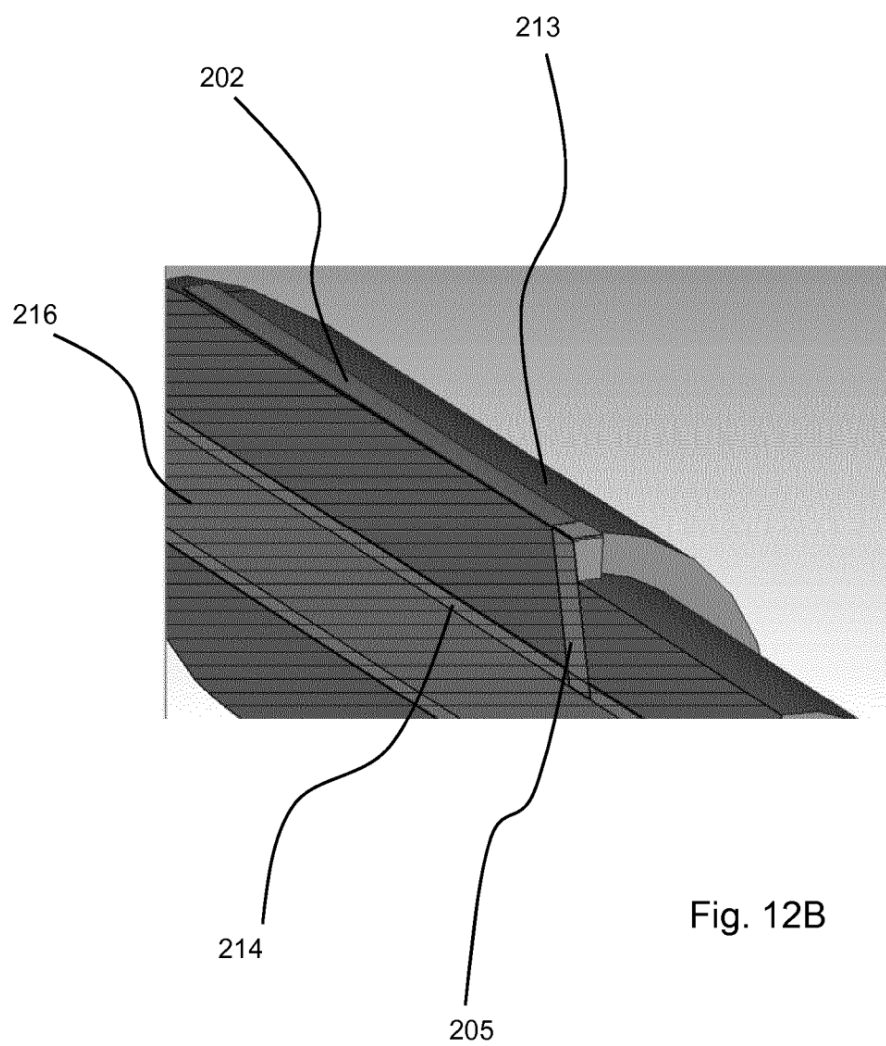


Fig. 12A



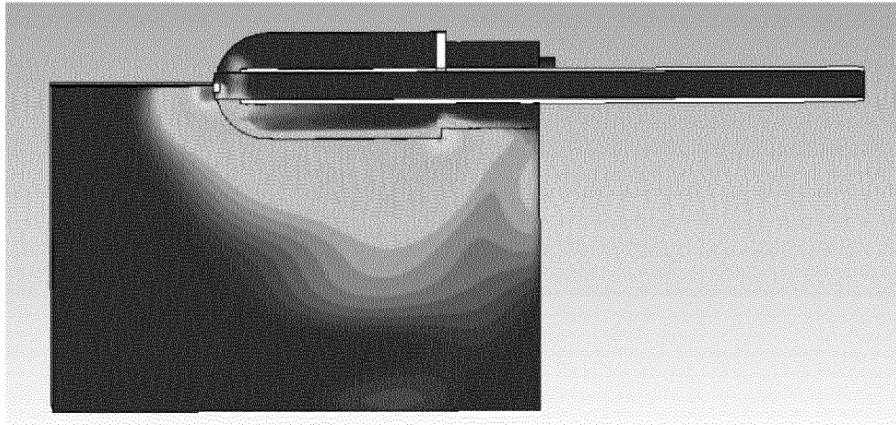


Fig. 12C

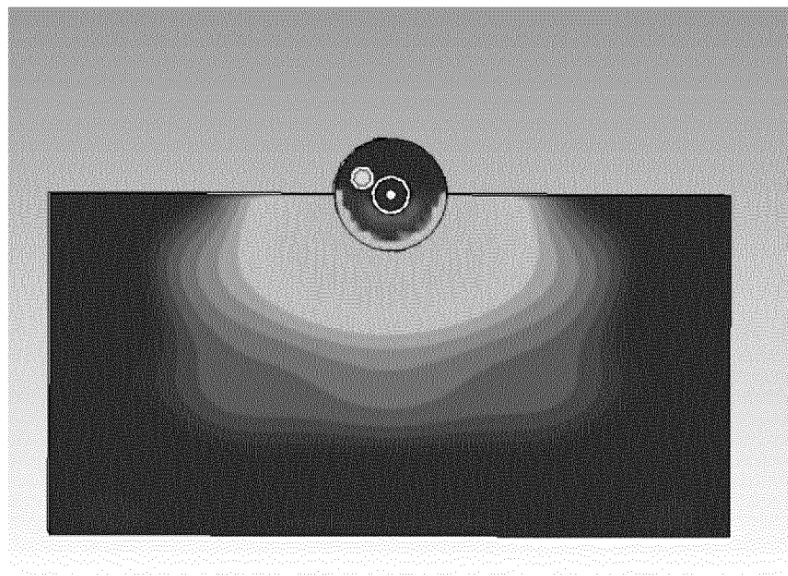
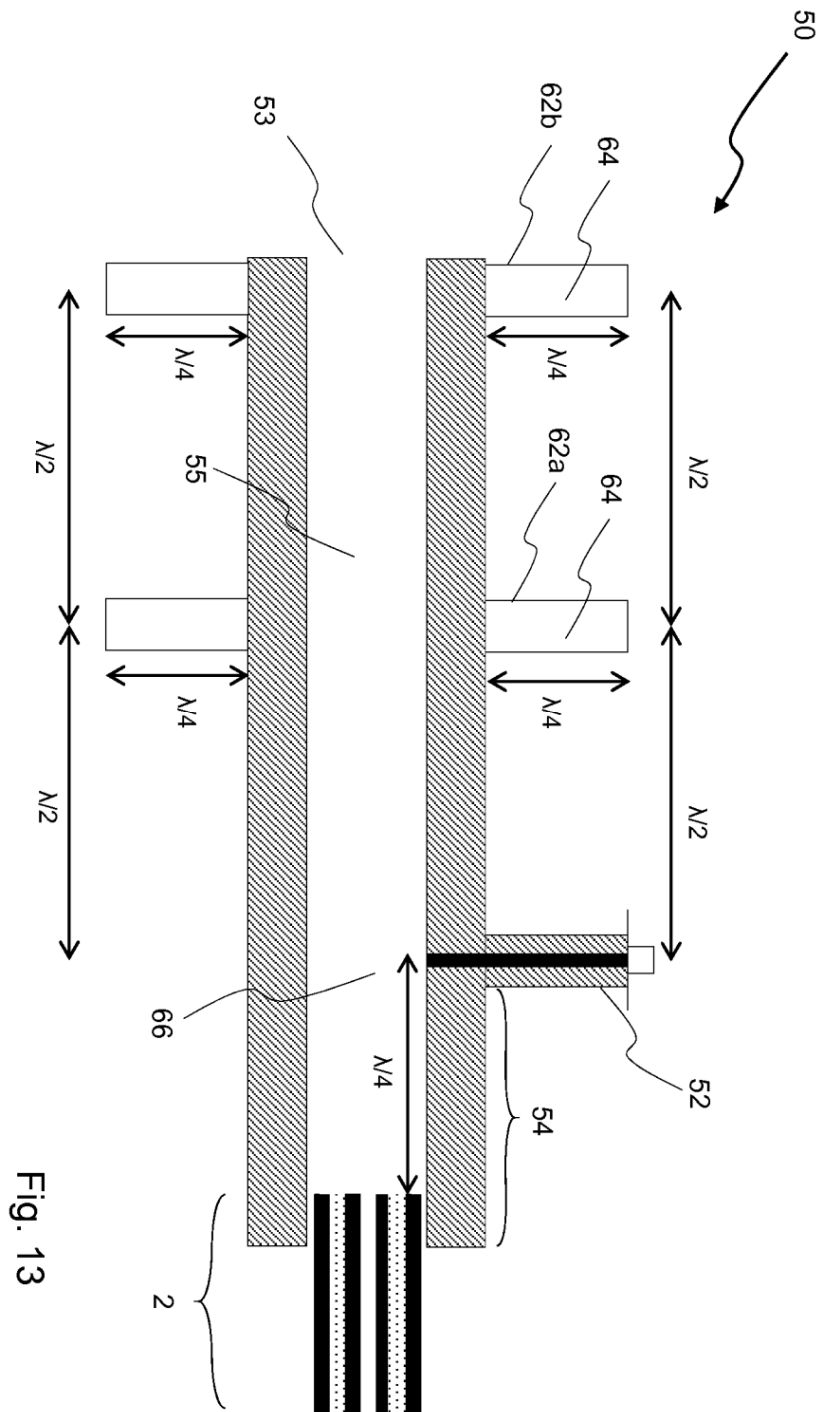


Fig. 12D



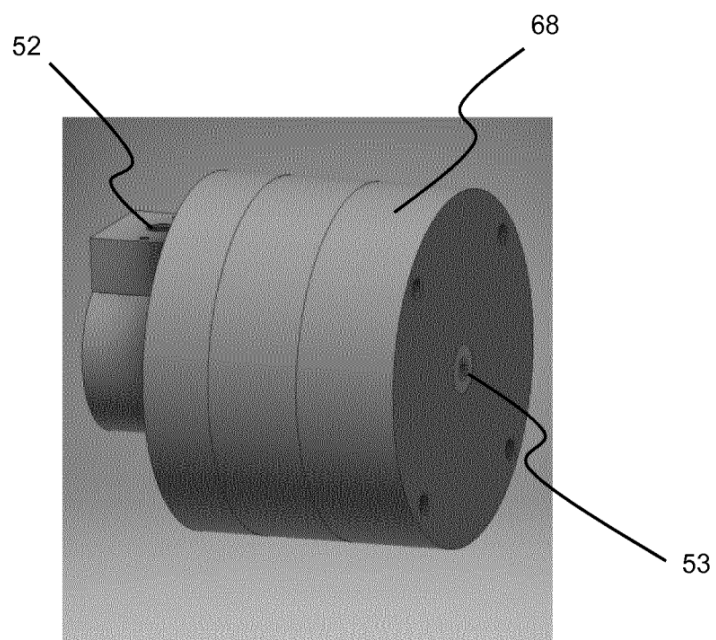


Fig. 14A

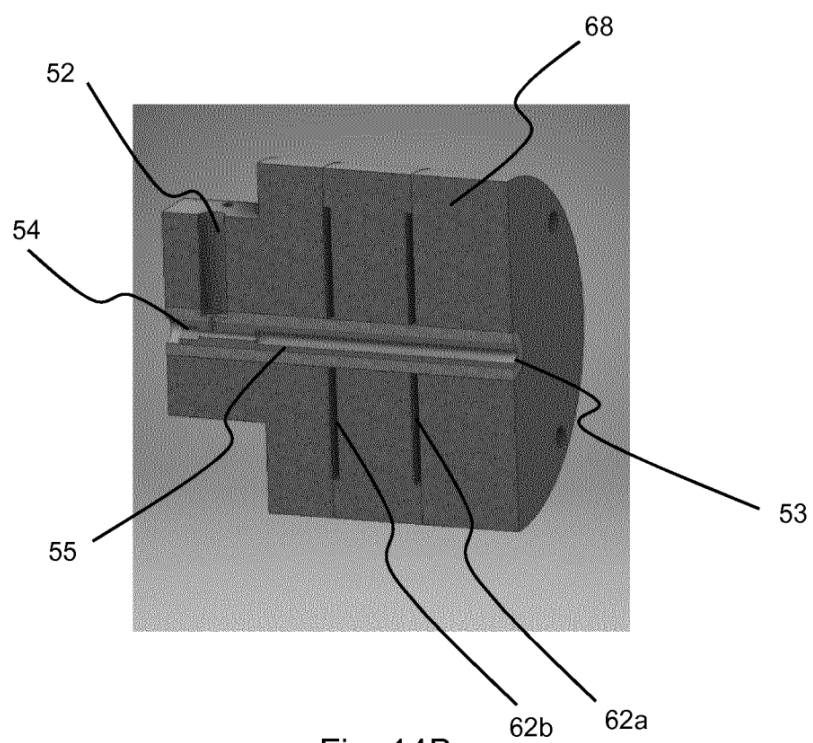


Fig. 14B

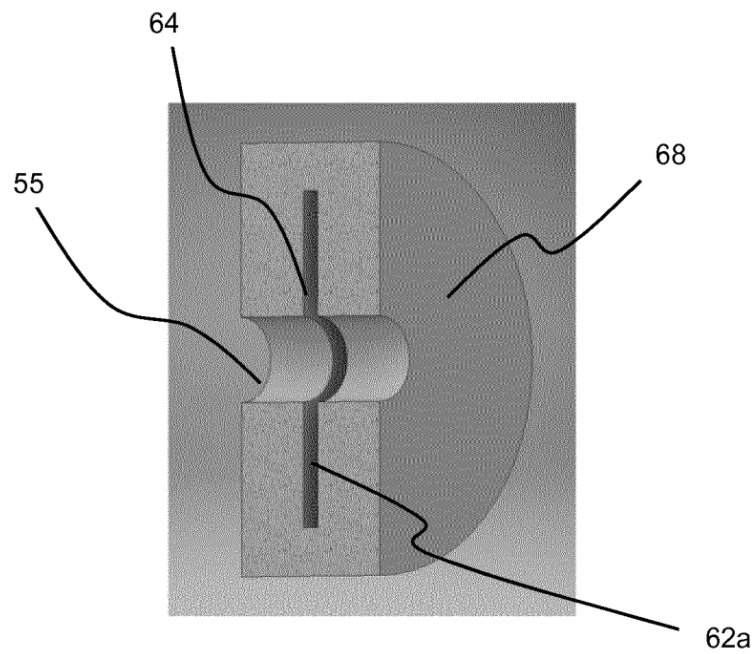


Fig. 15

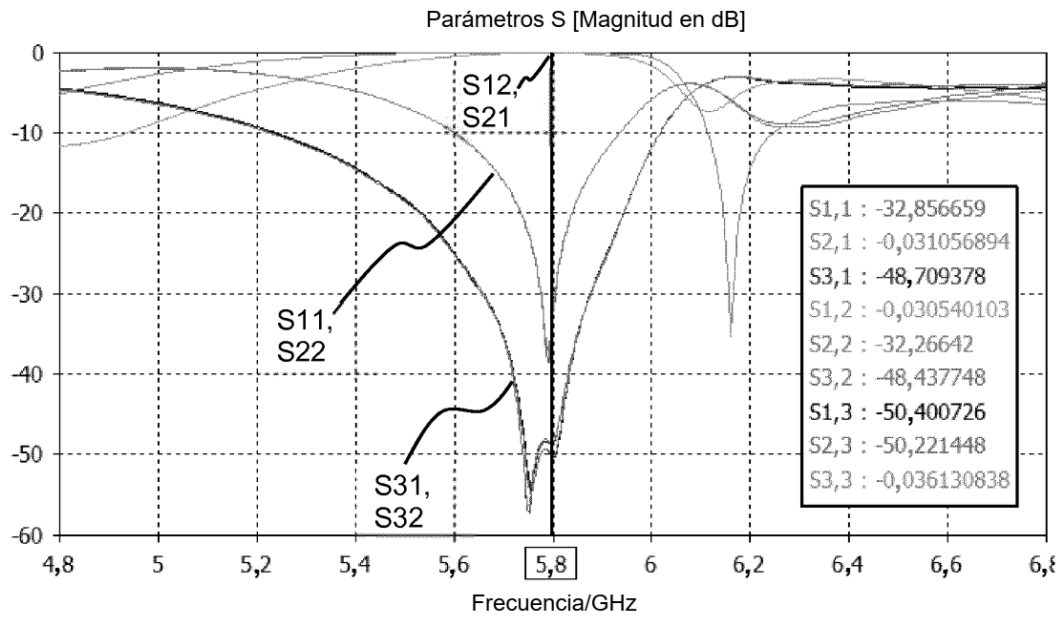


Fig. 16