

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 927 662**

51 Int. Cl.:

A61B 34/30 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.06.2019** **PCT/EP2019/067166**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.01.2020** **WO20011546**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.06.2019** **E 19734759 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.08.2022** **EP 3820392**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico**

30 Prioridad:

12.07.2018 GB 201811434

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

10.11.2022

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;
BURN, PATRICK y
SHAH, PALLAV

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 927 662 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Instrumento electroquirúrgico

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía de microondas y/o de radiofrecuencia a un tejido biológico con el fin de extirpar el tejido objetivo. La sonda puede insertarse a través de un canal de un endoscopio o catéter, o puede utilizarse en cirugía laparoscópica o cirugía abierta. El instrumento se puede utilizar en aplicaciones pulmonares o gastrointestinales, aunque no se limita a ello.

Antecedentes de la invención

Se ha descubierto que la energía electromagnética (EM), y en particular la energía de microondas y de radiofrecuencia (RF), es útil en operaciones electroquirúrgicas, por su capacidad para cortar, coagular y extirpar el tejido corporal. Normalmente, el aparato para suministrar energía EM al tejido corporal incluye un generador que comprende una fuente de energía EM y un instrumento electroquirúrgico conectado al generador, para suministrar la energía al tejido. Los instrumentos electroquirúrgicos convencionales a menudo están diseñados para insertarse percutáneamente en el cuerpo del paciente. Sin embargo, puede ser difícil ubicar el instrumento por vía percutánea en el cuerpo, por ejemplo, si el sitio objetivo está en un pulmón en movimiento o en una sección de paredes delgadas del tracto gastrointestinal (GI). Se pueden suministrar otros instrumentos electroquirúrgicos en un sitio objetivo mediante un dispositivo de alcance quirúrgico (por ejemplo, un endoscopio) que se puede pasar a través de canales en el cuerpo, como las vías respiratorias o la luz del esófago o el colon. Con esto se permiten tratamientos mínimamente invasivos, lo cual puede reducir el índice de mortalidad de los pacientes y reducir los índices de complicaciones intraoperatorias y posoperatorias.

La extirpación de tejido con energía EM de microondas se basa en el hecho de que el tejido biológico está compuesto en gran parte por agua. El tejido de órganos blandos humanos tiene habitualmente entre el 70 % y el 80 % de contenido de agua. Las moléculas de agua tienen un momento dipolar eléctrico permanente, lo que significa que existe un desequilibrio de carga a través de la molécula. Este desequilibrio de carga hace que las moléculas se muevan en respuesta a las fuerzas generadas por la aplicación de un campo eléctrico variable en el tiempo a medida que las moléculas giran para alinear su momento dipolar eléctrico con la polaridad del campo aplicado. A frecuencias de microondas, las oscilaciones moleculares rápidas producen un calentamiento por fricción y la consiguiente disipación de la energía de campo en forma de calor. Esto se conoce como calentamiento dieléctrico.

Este principio se emplea en terapias de extirpación por microondas, donde las moléculas de agua en el tejido objetivo se calientan rápidamente mediante la aplicación de un campo electromagnético localizado a frecuencias de microondas, produciendo coagulación del tejido y muerte celular. Se conoce el uso de sondas emisoras de microondas para tratar diversas afecciones en los pulmones y otros órganos. Por ejemplo, en los pulmones, puede utilizarse radiación de microondas para tratar el asma y extirpar tumores o lesiones.

La energía EM de RF se puede utilizar para cortar y/o coagular tejido biológico. El método de corte utilizando energía de RF funciona basándose en el principio de que a medida que una corriente eléctrica pasa a través de una matriz de tejido (ayudada por el contenido iónico de las células, es decir, sodio y potasio), la impedancia al flujo de electrones a través del tejido genera calor. Cuando se aplica una onda sinusoidal pura a la matriz de tejido, se genera suficiente calor dentro de las células para evaporar el contenido acuoso del tejido. Por tanto, hay un gran aumento en la presión interna de la célula que no puede ser controlado por la membrana celular, lo que da como resultado la ruptura celular. Cuando esto ocurre en un área amplia, se puede ver que el tejido ha sido seccionado.

La coagulación de RF funciona aplicando una forma de onda menos eficiente al tejido, por lo que en lugar de vaporizarse, el contenido de la célula se calienta a aproximadamente 65 °C. Esto seca el tejido por desecación y también desnaturaliza las proteínas en las paredes de los vasos y el colágeno que forma la pared celular. La desnaturalización de las proteínas actúa como un estímulo para una cascada de coagulación, por lo que se mejora la coagulación. Al mismo tiempo, el colágeno en la pared celular se desnaturaliza de una molécula similar a un bastón a una bobina, lo que hace que el vaso se contraiga y reduzca su tamaño, dando al coágulo un punto de anclaje y un área más pequeña que taponar.

Sumario de la invención

La invención se define en las reivindicaciones independientes adjuntas. En las reivindicaciones dependientes se definen realizaciones adicionales.

En su forma más general, la invención proporciona un instrumento electroquirúrgico que tiene una punta radiante con flexibilidad mejorada. En un primer aspecto de la invención, esto se puede lograr dando forma al material dieléctrico en la punta radiante para facilitar el doblamiento de la punta radiante. En un segundo aspecto de la invención, esto se logra formando un cuerpo dieléctrico y una funda externa de la punta radiante como partes separadas, para permitir

el movimiento y la flexión entre las partes. Al mejorar la flexibilidad de la punta radiante, se puede mejorar la maniobrabilidad del instrumento electroquirúrgico.

El instrumento electroquirúrgico de la invención se puede usar para extirpar tejido objetivo en el cuerpo. Para realizar una extirpación eficaz del tejido objetivo, la punta radiante debe ubicarse lo más cerca posible (y en muchos casos dentro) del tejido objetivo. Para alcanzar el tejido objetivo (por ejemplo, en los pulmones), será necesario guiar el dispositivo a través de pasajes (por ejemplo, vías respiratorias) y alrededor de obstáculos en el cuerpo. Por tanto, hacer que la punta radiante sea más flexible puede facilitar el guiado de la punta radiante hacia el tejido objetivo. Por ejemplo, cuando el tejido objetivo está en los pulmones, esto puede facilitar la dirección del instrumento a lo largo de pasajes tales como bronquiolos, que pueden ser estrechos y sinuosos. Al ubicar la punta radiante lo más cerca posible del tejido objetivo, puede evitarse o reducirse la irradiación del tejido sano circundante.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico que comprende: un cable de alimentación coaxial para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia, teniendo el cable de alimentación coaxial un conductor interno, un conductor externo y un material dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor externo; y una punta radiante dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia, comprendiendo la punta radiante: una estructura de suministro de energía configurada para suministrar la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia recibida del cable de alimentación coaxial desde una superficie externa de la punta radiante, en donde la estructura de suministro de energía comprende un conductor alargado conectado eléctricamente al conductor interno y que se extiende en dirección longitudinal más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial; y un cuerpo dieléctrico dispuesto alrededor del conductor alargado, en donde el cuerpo dieléctrico comprende una cavidad en el mismo, estando dispuesta la cavidad adyacente al conductor alargado para facilitar la flexión de la punta radiante.

La estructura de suministro de energía puede configurarse para suministrar únicamente energía de microondas o únicamente energía de radiofrecuencia. Y en las realizaciones, la estructura de suministro de energía puede estar configurada para ser capaz de suministrar tanto energía de microondas como de radiofrecuencia, por separado o simultáneamente. El conductor alargado puede configurarse como una antena para irradiar energía de microondas o como un medio para proporcionar conexión eléctrica a un electrodo activo para suministrar energía de radiofrecuencia (por ejemplo, en combinación con un electrodo de retorno conectado al conductor externo).

El instrumento electroquirúrgico puede ser adecuado para la extirpación de tejido, especialmente en lugares confinados o de difícil acceso en el cuerpo humano, como los pulmones o el útero. Sin embargo, puede entenderse que el instrumento puede utilizarse para extirpar tejido en otros órganos.

El cable de alimentación coaxial puede ser un cable coaxial convencional de baja pérdida que se puede conectar en un extremo a un generador electroquirúrgico. En particular, el conductor interno puede ser un conductor alargado que se extiende a lo largo de un eje longitudinal del cable de alimentación coaxial. El material dieléctrico puede disponerse alrededor del conductor interno, por ejemplo, el primer material dieléctrico puede tener un canal a través del cual se extiende el conductor interno. El conductor externo puede ser un manguito hecho de material conductor que se dispone sobre la superficie del material dieléctrico. El cable de alimentación coaxial puede incluir además una funda protectora externa para aislar y proteger el cable. En algunos ejemplos, la funda protectora puede estar fabricada o revestida con un material antiadherente para evitar que el tejido se adhiera al cable. La punta radiante está ubicada en el extremo distal del cable de alimentación coaxial y sirve para suministrar energía EM transportada a lo largo del cable de alimentación coaxial hacia el tejido objetivo. La punta radiante puede estar fijada de forma permanente al cable de alimentación coaxial, o puede estar fijada de forma separable al cable de alimentación coaxial. Por ejemplo, se puede proporcionar un conector en el extremo distal del cable de alimentación coaxial, que está dispuesto para recibir la punta radiante y formar las conexiones eléctricas requeridas.

El cuerpo dieléctrico puede comprender un canal para transportar el conductor alargado. El instrumento puede montarse alimentando el conductor alargado a través del canal o depositando el cuerpo dieléctrico sobre el conductor alargado.

El cuerpo dieléctrico puede ser generalmente cilíndrico, aunque también son posibles otras formas. El cuerpo dieléctrico puede unirse al extremo distal del cable de alimentación coaxial. En algunos ejemplos, el cuerpo dieléctrico puede comprender una parte sobresaliente del material dieléctrico del cable de alimentación coaxial que se extiende más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial. Esto puede simplificar la construcción de la punta radiante y evitar los reflejos de la energía electromagnética en el límite entre la punta radiante y el cable de alimentación coaxial. En otros ejemplos, un segundo material dieléctrico, separado del material dieléctrico del cable de alimentación coaxial puede utilizarse para formar el cuerpo dieléctrico. El segundo material dieléctrico puede ser el mismo, o diferente de, el material dieléctrico del cable de alimentación coaxial. El segundo material dieléctrico puede seleccionarse para mejorar la coincidencia de impedancia con el tejido objetivo para mejorar la eficacia con la que se suministra la energía de microondas al tejido objetivo. El cuerpo dieléctrico también puede incluir múltiples piezas diferentes de material dieléctrico, que se seleccionan y disponen para dar forma al perfil de radiación de la manera deseada. El cuerpo dieléctrico puede estar hecho o recubierto con un material antiadherente (por ejemplo, PTFE) para evitar que el tejido se adhiera a él.

El cuerpo dieléctrico se extiende en una dirección longitudinal, es decir, en una dirección paralela al eje longitudinal del cable de alimentación coaxial. El conductor alargado se extiende dentro de un canal en el cuerpo dieléctrico. El canal puede ser un pasaje que se extienda a través de una parte del cuerpo dieléctrico. El conductor alargado puede ser cualquier conductor adecuado que tenga una forma alargada. Por ejemplo, el conductor alargado puede ser un alambre, varilla o tira de material conductor que se extiende dentro del cuerpo dieléctrico. En algunas realizaciones, el conductor alargado puede ser una parte distal del conductor interno que se extiende más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial. Dicho de otro modo, el conductor interno puede extenderse más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial y dentro del cuerpo dieléctrico para formar el conductor alargado. Esto puede facilitar la formación de la punta radiante en el extremo distal del cable de alimentación coaxial, ya que evita tener que conectar un conductor separado al extremo distal del conductor interno.

La punta radiante puede configurarse para actuar como un radiador de microondas, es decir, puede estar configurado para irradiar energía de microondas transportada por el cable de alimentación coaxial. En particular, la energía de microondas transportada a la punta radiante desde el cable de alimentación coaxial puede irradiarse a lo largo del conductor alargado. El conductor externo puede terminar en el extremo distal del cable de alimentación coaxial, de manera que el conductor alargado se extienda más allá de un extremo distal del conductor externo. De esta forma, la punta radiante puede actuar como una antena monopolo de microondas. Por tanto, la energía de microondas transportada a la punta radiante puede irradiarse desde el conductor alargado hacia el tejido objetivo circundante.

Adicionalmente, o como alternativa, la punta radiante puede configurarse para cortar o extirpar el tejido objetivo utilizando energía de RF. Por ejemplo, la punta radiante puede incluir un par de electrodos expuestos (por ejemplo, electrodos de RF bipolares) que están dispuestos para cortar o extirpar el tejido objetivo. Uno de los electrodos puede conectarse eléctricamente al conductor interno (por ejemplo, a través del conductor alargado), y otro de los electrodos puede conectarse eléctricamente al conductor externo. De esta forma, transportando energía de radiofrecuencia a los electrodos proximal y distal, el tejido biológico que se encuentra entre o alrededor de los electrodos se puede cortar y/o extirpar. En algunos casos, la punta radiante puede configurarse para suministrar energía de microondas y de RF, ya sea por separado o simultáneamente. Esto puede permitir un cambio rápido en la funcionalidad del instrumento electroquirúrgico, cambiando entre o variando la aplicación de energía de RF y de microondas.

La cavidad se puede formar en una parte del cuerpo dieléctrico que se dispone alrededor del conductor alargado, es decir, la cavidad puede estar ubicada en la parte del cuerpo dieléctrico que tiene un canal a través del cual se extiende el conductor alargado. La cavidad puede estar separada del canal en una dirección lateral (por ejemplo, radial), que es normal a la dirección longitudinal. Por ejemplo, cuando el cuerpo dieléctrico es cilíndrico, el canal puede estar sustancialmente centrado sobre el eje central del cuerpo cilíndrico, y la cavidad puede estar separada radialmente del canal. La cavidad puede ser un hueco formado dentro, o sobre una superficie de, el cuerpo dieléctrico, por ejemplo, una región donde el material dieléctrico del cuerpo dieléctrico está ausente. Por ejemplo, la cavidad puede ser una depresión o una muesca en una superficie del cuerpo dieléctrico. La cavidad se puede formar en una superficie externa del cuerpo dieléctrico. Como alternativa, la cavidad puede formarse en una superficie interna del cuerpo dieléctrico, por ejemplo, en una pared del canal. Cuando la cavidad se forma dentro del cuerpo dieléctrico, la cavidad puede ser un hueco o bolsa encerrado dentro del cuerpo dieléctrico.

La cavidad puede reducir la cantidad de material en la parte del cuerpo dieléctrico que rodea al conductor alargado. Por ejemplo, la cavidad puede reducir un espesor total en la dirección lateral del material que forma el cuerpo dieléctrico en la parte del cuerpo dieléctrico que rodea al conductor alargado. Esto puede reducir la rigidez del cuerpo dieléctrico alrededor del conductor alargado. La cavidad también puede actuar como punto de doblamiento o flexión que facilita el doblamiento del cuerpo dieléctrico. Por lo tanto, la cavidad puede servir para aumentar la flexibilidad del cuerpo dieléctrico. Esto puede facilitar el doblamiento de la punta radiante, lo que a su vez puede facilitar el guiado del instrumento electroquirúrgico a través de pasajes estrechos y tortuosos en el cuerpo. Esto puede permitir que la punta radiante se coloque lo más cerca posible del tejido objetivo, para asegurar el suministro eficiente de energía al tejido objetivo. El volumen de la cavidad puede ser relativamente pequeño en comparación con el volumen total del material dieléctrico. De esta forma, la cavidad puede mejorar la flexibilidad del cuerpo dieléctrico, sin afectar significativamente las propiedades de adaptación de impedancia del cuerpo dieléctrico. Por tanto, el perfil de radiación de la punta radiante puede no verse significativamente afectado por la presencia de la cavidad.

La cavidad puede estar vacía (por ejemplo, puede estar llena de aire). En algunos casos, la cavidad puede estar llena de un material deformable para mejorar la flexibilidad del cuerpo dieléctrico.

En algunos casos, se pueden formar múltiples cavidades en el cuerpo dieléctrico. Las cavidades pueden disponerse a lo largo del cuerpo dieléctrico, por ejemplo, pueden estar espaciadas longitudinalmente. Esto puede proporcionar múltiples puntos de doblamiento a lo largo del cuerpo dieléctrico, para facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico a lo largo de su longitud. Las cavidades también pueden estar dispuestas alrededor del eje longitudinal del cuerpo dieléctrico. Esto puede facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico en diferentes direcciones con respecto a la dirección longitudinal. Por tanto, tener múltiples cavidades puede mejorar aún más la flexibilidad del cuerpo dieléctrico. Las múltiples cavidades pueden estar espaciadas uniformemente o pueden estar dispuestas de manera arbitraria. Las cavidades se pueden colocar en el cuerpo dieléctrico para facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico en una

dirección particular. Por ejemplo, colocar una cavidad en un lado del cuerpo dieléctrico puede facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico hacia ese lado, por ejemplo, reduciendo la rigidez del cuerpo dieléctrico en el lado de la cavidad. Pueden disponerse múltiples cavidades alrededor del eje longitudinal del cuerpo dieléctrico, para facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico en múltiples direcciones.

5 La cavidad (o cavidades) pueden formarse durante la fabricación del cuerpo dieléctrico. Por ejemplo, el cuerpo dieléctrico se puede moldear para incluir una o más cavidades. Como alternativa, las cavidades pueden formarse taladrando orificios en el cuerpo dieléctrico y/o mecanizando partes del cuerpo dieléctrico.

10 En algunas realizaciones, la cavidad puede estar formada por una luz que se extiende longitudinalmente en el cuerpo dieléctrico. El cuerpo dieléctrico puede comprender un manguito interno que rodea al conductor alargado (es decir, que proporciona un canal a través del cual se extiende el conductor alargado). La luz puede estar separada del conductor alargado por un espesor radial del manguito interno. La luz puede extenderse a lo largo de todo o una parte del cuerpo dieléctrico, para mejorar la flexibilidad del cuerpo dieléctrico. La luz puede ser un pasaje o canal que se
15 se extienda a través de una parte del cuerpo dieléctrico. La luz puede ser una luz cerrada, es decir, puede formarse dentro del cuerpo dieléctrico. Como alternativa, la luz puede ser una luz abierta, es decir, se puede formar en una superficie del cuerpo dieléctrico. En algunos ejemplos, la luz puede ser paralela al canal en el cuerpo dieléctrico. En otros ejemplos, la luz puede tener una forma helicoidal de modo que se enrolle alrededor del canal en el cuerpo dieléctrico. La luz puede tener una sección transversal circular, o puede tener una sección transversal de otra forma.
20 Ventajosamente, la luz se puede usar para transportar cableado u otras entradas a través de la punta radiante. La luz en el cuerpo dieléctrico puede ser continua con una luz en el cable de alimentación coaxial, de modo que se pueda alimentar una entrada desde el extremo proximal del instrumento electroquirúrgico a la punta radiante. Por ejemplo, la luz puede utilizarse para transportar un fluido (por ejemplo, un fluido refrigerante para enfriar la punta). La luz se puede usar para transportar un cable de control (por ejemplo, para controlar una cuchilla u otro mecanismo ubicado en un
25 extremo distal de la punta radiante).

Puede haber múltiples luces que se extienden longitudinalmente en el cuerpo dieléctrico (por ejemplo, donde hay múltiples cavidades). Las luces pueden disponerse de modo que estén espaciadas alrededor del canal en el cuerpo dieléctrico, por ejemplo, pueden estar espaciadas uniformemente alrededor del canal. Esto puede facilitar el
30 doblamiento de la punta radiante con respecto al eje longitudinal en múltiples direcciones.

En algunas realizaciones, la luz puede tener una sección transversal anular que rodea una parte del cuerpo dieléctrico en el que se forma el canal. Dicho de otro modo, el cuerpo dieléctrico puede incluir una parte interna, en la que se forma el canal que contiene el conductor alargado, y una parte externa que forma un manguito alrededor de la parte
35 interna. La parte externa puede estar separada de la parte interna, para formar la luz entre la parte interna y la parte externa. La parte externa puede, por ejemplo, estar separada de la parte interna usando un espaciador. Al proporcionar una luz con una sección transversal anular que rodea la parte interna del cuerpo dieléctrico, la cavidad puede formarse efectivamente alrededor del eje longitudinal del cuerpo dieléctrico. Esto puede dar como resultado que la rigidez del cuerpo dieléctrico sea sustancialmente simétrica alrededor del eje longitudinal, lo que puede facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico con respecto al eje longitudinal, por ejemplo, puede que no haya una dirección de doblamiento
40 preferente. La luz puede estar dispuesta de manera que su sección transversal anular esté sustancialmente centrada en el eje longitudinal del cuerpo dieléctrico, de modo que la luz sea axialmente simétrica con respecto al eje longitudinal. Esto puede mejorar aún más la isotropía de la rigidez del cuerpo dieléctrico alrededor del eje longitudinal.

45 En algunas realizaciones, la luz puede estar dispuesta en una superficie externa del cuerpo dieléctrico. Por ejemplo, puede formar una ranura que se extiende longitudinalmente sobre la superficie externa del cuerpo dieléctrico. La luz puede ser por tanto una luz abierta sobre la superficie externa del cuerpo dieléctrico. Cuando el cuerpo dieléctrico incluye múltiples cavidades, se pueden formar múltiples ranuras en la superficie externa. Además de facilitar el doblamiento de la punta radiante, las ranuras pueden servir como características de acoplamiento. Por ejemplo, una
50 funda protectora externa del instrumento electroquirúrgico puede tener una o más protuberancias que se acoplan en las ranuras, para asegurar la funda protectora externa con respecto a la punta radiante. En otro ejemplo, las ranuras se pueden usar para guiar la punta radiante a lo largo del canal de instrumento de un dispositivo de alcance quirúrgico y/o mantener una orientación deseada de la punta radiante. Las ranuras en la superficie del cuerpo dieléctrico también se pueden usar para sujetar la punta radiante, por ejemplo, para girar la punta radiante.

55 En algunas realizaciones, la cavidad puede estar formada por una muesca en el cuerpo dieléctrico. La muesca se puede formar en una superficie del cuerpo dieléctrico. La muesca puede ser una depresión o una muesca formada en una superficie del cuerpo dieléctrico. La muesca puede actuar como un punto de doblamiento o flexión para el cuerpo dieléctrico, por ejemplo, puede constituir una región que tenga una resistencia reducida al doblamiento en comparación con otras regiones del cuerpo dieléctrico (por ejemplo, debido al espesor reducido del cuerpo dieléctrico en la muesca). Una longitud de la muesca puede ser normal a la dirección longitudinal, para facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico con respecto a la dirección longitudinal. Se pueden formar muescas múltiples en el cuerpo dieléctrico, para proporcionar múltiples puntos de doblamiento o flexiones. De esta forma, se puede facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico en múltiples puntos a lo largo de su longitud.
60

65 En algunas realizaciones, la muesca se puede formar en una superficie externa del cuerpo dieléctrico. En otras

realizaciones, la muesca se puede formar en una superficie interna del cuerpo dieléctrico, por ejemplo, en una pared del canal en el cuerpo dieléctrico. Cuando hay muescas múltiples, algunas de las muescas pueden formarse en la superficie externa, mientras que algunas de las muescas pueden formarse en la superficie interna.

- 5 En algunas realizaciones, la muesca puede formar una ranura que se extiende alrededor de una circunferencia del cuerpo dieléctrico. La ranura se puede formar en la superficie externa del cuerpo dieléctrico. La ranura puede formar un bucle o anillo alrededor de la circunferencia del cuerpo dieléctrico. En este caso, la ranura puede estar orientada en una dirección normal a la dirección longitudinal. En otros casos, la ranura puede tener una forma helicoidal de modo que se enrolle alrededor del cuerpo dieléctrico a lo largo de la longitud del cuerpo dieléctrico. Al formar la ranura
10 alrededor de la circunferencia del cuerpo dieléctrico, la rigidez del cuerpo dieléctrico puede ser sustancialmente simétrica con respecto al eje longitudinal. Esto puede facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico con respecto al eje longitudinal.

- 15 En algunas realizaciones, el cuerpo dieléctrico puede incluir una superficie corrugada y la muesca puede estar formada por ondulaciones en la superficie corrugada. La superficie externa del cuerpo dieléctrico puede estar corrugada y/o la superficie interna (pared del canal) puede estar corrugada. En algunos casos, tanto la superficie externa como la interna del cuerpo dieléctrico pueden estar corrugadas. Por ejemplo, una parte del cuerpo dieléctrico puede estar formada por una longitud de tubería o tubo corrugado. Los tubos o tuberías corrugados adecuados pueden estar hechos de PTFE, FEP o PFA. La superficie corrugada puede incluir una serie de ondulaciones o crestas que están
20 dispuestas para formar una secuencia de picos y valles. La muesca puede corresponder a un canal formado entre ondulaciones/crestas adyacentes. Como la superficie corrugada puede incluir múltiples ondulaciones, se pueden formar muescas múltiples en la superficie corrugada. Las muescas pueden servir como puntos de doblado o flexión para el cuerpo dieléctrico, como se ha expuesto anteriormente. La tubería corrugada está ampliamente disponible comercialmente. Esto puede facilitar la producción de una punta radiante flexible a bajo coste.

- 25 En algunas realizaciones, la punta radiante puede incluir además una funda externa dispuesta alrededor de una superficie externa del cuerpo dieléctrico, estando separada la funda externa del cuerpo dieléctrico para permitir el movimiento relativo entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico. La funda externa puede servir para proteger y aislar la punta radiante del entorno. La funda externa puede estar hecha de, o revestida con, un material antiadherente (por ejemplo, PTFE) para evitar que el tejido se adhiera a ella. La funda externa puede ser un manguito de material aislante que cubre la superficie externa del cuerpo dieléctrico. Por ejemplo, la funda externa puede estar formada por una longitud de tubo termorretráctil que se encogió alrededor del cuerpo dieléctrico. La funda externa está separada del cuerpo dieléctrico, lo que significa que se forma por separado del cuerpo dieléctrico, es decir, se forman como componentes separados. Así mismo, puede que no haya ningún adhesivo u otro medio de conexión que asegure la
35 funda externa al cuerpo dieléctrico. La funda externa puede mantenerse sobre el cuerpo dieléctrico mediante fuerzas de fricción entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico. Como resultado, puede ser posible una pequeña cantidad de movimiento relativo entre la superficie externa del cuerpo dieléctrico y la funda externa. De esta forma, cuando el cuerpo dieléctrico está doblado, la funda externa puede moverse con respecto a la superficie del cuerpo dieléctrico, para evitar la acumulación de tensiones en la funda externa. Por ejemplo, la funda externa puede "amontonarse"
40 alrededor del interior de una curva en el cuerpo dieléctrico. Por tanto, es posible que la funda externa no ofrezca una resistencia significativa al doblamiento de la punta radiante, es decir, es posible que la funda externa no aumente significativamente la rigidez de la punta radiante. Por lo tanto, formar la funda externa por separado del cuerpo dieléctrico puede facilitar el doblamiento de la punta radiante. Adicionalmente, esto puede evitar concentraciones de tensión en una interfaz entre el cuerpo dieléctrico y la funda externa, lo que podría provocar roturas en el cuerpo
45 dieléctrico y/o desgarros en la funda externa.

- La funda externa puede estar unida por un extremo al extremo distal del cable de alimentación coaxial, para fijar su posición con respecto al cable de alimentación coaxial. Por ejemplo, la funda externa puede unirse a la funda protectora del cable de alimentación coaxial. En algunos casos, la funda externa puede ser una continuación de la funda protectora del cable de alimentación coaxial, por ejemplo, la funda externa puede ser una parte distal de la funda protectora del cable de alimentación coaxial que se extiende más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial. Cuando la cavidad se forma en la superficie externa del cuerpo dieléctrico, la funda externa puede servir para cubrir la cavidad. De esta forma, la punta radiante puede tener una superficie externa lisa, a pesar de la presencia de cavidades en el cuerpo dieléctrico.

- 55 La configuración de la funda externa puede proporcionar un aspecto independiente de la invención. De acuerdo con este aspecto, se proporciona un instrumento electroquirúrgico que comprende: un cable de alimentación coaxial para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia, teniendo el cable de alimentación coaxial un conductor interno, un conductor externo y un material dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor
60 externo; y una punta radiante dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia, comprendiendo la punta radiante: una estructura de suministro de energía configurada para suministrar la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia recibida del cable de alimentación coaxial desde una superficie externa de la punta radiante, en donde la estructura de suministro de energía comprende un conductor alargado conectado eléctricamente al conductor interno y que se extiende en dirección
65 longitudinal más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial; y un cuerpo dieléctrico dispuesto alrededor del conductor alargado; y una funda externa dispuesta alrededor de una superficie externa del cuerpo dieléctrico, en

donde la funda externa está separada del cuerpo dieléctrico para permitir el movimiento relativo entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico.

Las características del primer aspecto de la invención pueden compartirse con el segundo aspecto de la invención y no se exponen de nuevo. En particular, el cuerpo dieléctrico del instrumento electroquirúrgico del segundo aspecto de la invención puede incluir una cavidad (o múltiples cavidades), como se expuso anteriormente en relación con el primer aspecto de la invención.

Las realizaciones del primer o segundo aspecto de la invención expuestas anteriormente pueden comprender las siguientes características.

En algunas realizaciones, el cuerpo dieléctrico puede estar formado por un primer material dieléctrico, y la funda externa puede estar formada por un segundo material dieléctrico diferente del primer material dieléctrico. El primer y segundo materiales dieléctricos pueden seleccionarse para mejorar la adaptación de impedancia de la punta radiante con el tejido objetivo. El primer y segundo materiales dieléctricos también pueden seleccionarse para facilitar el doblamiento de la punta radiante. Por ejemplo, el segundo material dieléctrico puede tener una rigidez menor que el primer material dieléctrico. Esto puede garantizar que la funda externa no aumente significativamente la rigidez general de la punta radiante.

En algunas realizaciones, el primer material dieléctrico puede tener una temperatura de fusión más alta que el segundo material dieléctrico. Esto puede permitir que se forme la funda externa fundiendo o contrayendo el segundo material dieléctrico sobre el cuerpo dieléctrico. Por ejemplo, la funda externa puede estar formada por un tubo de material termorretráctil hecho del segundo material dieléctrico. El tubo termorretráctil puede colocarse sobre el cuerpo dieléctrico y luego contraerse sobre el cuerpo dieléctrico aplicando calor. Debido a que la temperatura de fusión del primer material dieléctrico es más alta que la temperatura de fusión del segundo material dieléctrico, el cuerpo dieléctrico no se funde cuando se forma la funda externa sobre él. Esto puede asegurar un buen ajuste de la funda externa sobre el cuerpo dieléctrico, manteniéndolos como componentes separados para permitir el movimiento relativo entre ellos. Esto puede facilitar la fabricación de la punta radiante.

En algunas realizaciones, el primer material dieléctrico puede ser politetrafluoroetileno (PTFE) y el segundo material dieléctrico puede ser etileno propileno fluorado (FEP). El PTFE tiene una temperatura de fusión más alta que el FEP. El FEP es generalmente más suave que el PTFE, por lo que puede ser fácilmente flexible. Utilizando esta combinación de materiales, la funda externa puede formarse fundiendo FEP sobre el cuerpo dieléctrico (por ejemplo, usando un molde), para formar la funda externa directamente sobre el cuerpo dieléctrico. Como alternativa, se puede usar un tramo de tubo termorretráctil hecho de FEP para formar la funda externa sobre el cuerpo dieléctrico.

En algunas realizaciones, la funda externa puede incluir una punta distal dispuesta para cubrir un extremo distal del cuerpo dieléctrico. Por tanto, la funda externa puede cubrir tanto la superficie externa (por ejemplo, los lados) como el extremo distal del cuerpo dieléctrico. De esta forma, la funda externa puede formar una tapa sobre el cuerpo dieléctrico. La punta distal puede estar hecha del mismo material dieléctrico que el resto de la funda externa (por ejemplo, el segundo material dieléctrico). La punta distal puede ser puntiaguda, para facilitar la inserción de la punta radiante en el tejido objetivo. Como alternativa, la punta distal puede ser redondeada o plana. La punta distal puede servir para mejorar la coincidencia de impedancia con el tejido objetivo. La punta distal también puede servir para evitar que el fluido ubicado en el entorno alrededor de la punta radiante entre en un espacio (por ejemplo, una cavidad) entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico.

En algunas realizaciones, la funda externa puede estar configurada para formar un sello alrededor de la superficie externa del cuerpo dieléctrico. La funda externa puede así encapsular la superficie externa del cuerpo dieléctrico. La funda externa puede actuar para evitar que el fluido situado en el entorno alrededor de la punta radiante entre en un espacio entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico. Por ejemplo, se puede formar un sello entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico en un extremo proximal del cuerpo dieléctrico y en un extremo distal del cuerpo dieléctrico. Cuando la funda externa incluye una punta distal, es posible que solo se necesite un sello en el extremo proximal del cuerpo dieléctrico. En algunos casos, se puede formar un sello entre la funda externa y el extremo distal del cable de alimentación coaxial, para evitar fugas en la interfaz entre el cable de alimentación coaxial y la punta radiante.

Cuando la cavidad está en la superficie externa del cuerpo dieléctrico, la funda externa puede actuar para atrapar aire (o algún otro fluido) en la cavidad, y para evitar que los fluidos del entorno circundante entren en la cavidad.

En algunas realizaciones, la punta radiante puede incluir además un estrangulador dieléctrico. El estrangulador dieléctrico puede ser una pieza de material eléctricamente aislante montada con respecto al conductor externo (por ejemplo, entre el conductor externo y el electrodo proximal) para reducir la propagación de la energía EM reflejada en la punta radiante hacia el cable de alimentación coaxial. Esto puede reducir una cantidad en la que el perfil de radiación de la punta radiante se extiende a lo largo del cable de alimentación coaxial y proporcionar un perfil de radiación mejorado.

El cuerpo dieléctrico puede incluir un cuerpo helicoidal a través del cual se extiende el conductor alargado. Dicho de

otro modo, una parte del cuerpo dieléctrico puede tener forma de hélice, con la hélice enrollada alrededor de una longitud del conductor alargado. El canal a través del cual se extiende el conductor alargado puede así estar formado por bobinas de la hélice. La forma helicoidal del cuerpo dieléctrico puede facilitar el doblamiento del cuerpo dieléctrico y puede proporcionar una rigidez sustancialmente simétrica del cuerpo dieléctrico alrededor del eje longitudinal del cuerpo dieléctrico. El cuerpo helicoidal puede actuar como un resorte helicoidal, proporcionando un alto grado de flexibilidad de la punta radiante. Es más, la forma helicoidal del cuerpo dieléctrico puede facilitar que el cuerpo dieléctrico vuelva a su forma original después de doblarse. Por ejemplo, después de doblarse para pasar por un pasaje sinuoso, la punta radiante puede volver a enderezarse debido a la resiliencia del cuerpo dieléctrico.

El cuerpo dieléctrico helicoidal puede comprender un tercer aspecto independiente de la presente invención. De acuerdo con este aspecto, se proporciona un instrumento electroquirúrgico que comprende: un cable de alimentación coaxial para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia, teniendo el cable de alimentación coaxial un conductor interno, un conductor externo y un material dieléctrico que separa el conductor interno y el conductor externo; y una punta radiante dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia, comprendiendo la punta radiante: una estructura de suministro de energía configurada para suministrar la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia recibida del cable de alimentación coaxial desde una superficie externa de la punta radiante, en donde la estructura de suministro de energía comprende un conductor alargado conectado eléctricamente al conductor interno y que se extiende en dirección longitudinal más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial; y un cuerpo dieléctrico dispuesto alrededor del conductor alargado; en donde el cuerpo dieléctrico incluye un cuerpo helicoidal a través del cual se extiende el conductor alargado.

Las características del primer aspecto de la invención y el segundo aspecto de la invención pueden compartirse con el tercer aspecto de la invención y no se exponen de nuevo.

En algunas realizaciones del instrumento electroquirúrgico de cualquiera de los aspectos de la invención expuestos anteriormente, la estructura de suministro de energía puede incluir un elemento de sintonización proximal y un elemento de sintonización distal, cada uno de los cuales está conectado eléctricamente al conductor alargado, estando separados longitudinalmente el elemento de sintonización proximal y el elemento de sintonización distal por una longitud del conductor alargado. El cuerpo dieléctrico puede incluir un primer espaciador dieléctrico dispuesto entre el elemento de sintonización proximal y el elemento de sintonización distal.

El elemento de sintonización proximal puede ser una pieza de material conductor (por ejemplo, metal) que se encuentra cerca de un extremo proximal de la punta radiante. El elemento de sintonización distal puede ser una pieza de material conductor (por ejemplo, metal) que se encuentra cerca de un extremo distal de la punta radiante. Por tanto, el elemento de sintonización distal puede estar más alejado del extremo distal del cable de alimentación coaxial que el elemento de sintonización proximal. Los elementos de sintonización proximal y distal están conectados eléctricamente al conductor alargado. Por ejemplo, cada uno de los elementos de sintonización proximal y distal puede estar dispuesto sobre o alrededor del conductor alargado. Los elementos de sintonización proximal y distal pueden conectarse eléctricamente al conductor alargado por cualquier medio adecuado. Por ejemplo, los elementos de sintonización proximal y distal pueden unirse mediante soldadura blanda o soldadura por fusión al conductor alargado. En otro ejemplo, los elementos de sintonización proximal y distal se pueden conectar al conductor alargado usando un adhesivo conductor (por ejemplo, epoxi conductor). Los elementos de sintonización proximal y distal están separados en una dirección longitudinal por una longitud del conductor alargado. Dicho de otro modo, una sección del conductor alargado está dispuesta entre los electrodos proximal y distal. Los elementos de sintonización proximal y distal pueden estar cubiertos por una parte del cuerpo dieléctrico, para que estén aislados/protegidos del entorno.

Los elementos de sintonización proximal y distal pueden servir para dar forma al perfil de la energía de microondas emitida por la punta radiante. En particular, los inventores han descubierto que colocar elementos de sintonización espaciados longitudinalmente en el conductor alargado puede servir para producir un perfil de radiación que se concentra alrededor de la punta radiante. El perfil de radiación puede tener una forma aproximadamente esférica. Los elementos de sintonización también pueden servir para reducir una cola del perfil de radiación que se extiende hacia atrás a lo largo del cable de alimentación coaxial. De esta forma, la energía de microondas transportada a la punta radiante puede emitirse desde la punta radiante y extirpar el tejido objetivo circundante en un volumen bien definido alrededor de la punta radiante. La forma, el tamaño y la ubicación de los elementos de sintonización pueden seleccionarse para obtener un perfil de radiación de microondas deseado.

El primer espaciador dieléctrico puede ser una parte del cuerpo dieléctrico que se ubica entre el elemento de sintonización proximal y el elemento de sintonización distal. El canal en el cuerpo dieléctrico puede formarse parcial o totalmente en el primer espaciador dieléctrico. En algunos casos, el elemento de sintonización proximal puede estar separado del extremo distal del cable de alimentación coaxial. En un caso de este tipo, el cuerpo dieléctrico puede incluir un segundo espaciador dieléctrico dispuesto entre el extremo distal del cable de alimentación coaxial y el elemento de sintonización proximal.

Cuando se forma una cavidad en el cuerpo dieléctrico, la cavidad se puede formar en el primer espaciador dieléctrico. En algunos casos, la cavidad se puede formar en el segundo espaciador dieléctrico. Como alternativa, se pueden

formar cavidades tanto en el primer como en el segundo espaciador dieléctrico. Esto puede mejorar aún más la flexibilidad de la punta radiante.

5 Cuando la punta radiante incluye una funda externa, la funda externa puede cubrir la superficie externa del primer espaciador dieléctrico. La funda externa puede estar separada del primer espaciador dieléctrico, para permitir el movimiento relativo entre la funda externa y el primer espaciador dieléctrico. Cuando el cuerpo dieléctrico también incluye un segundo espaciador dieléctrico, la funda externa también puede cubrir la superficie externa del segundo espaciador dieléctrico. La funda externa también puede cubrir las superficies externas de los elementos de sintonización proximal y distal, para protegerlos y aislarlos del entorno.

10 En algunas realizaciones del instrumento electroquirúrgico de cualquiera de los aspectos de la invención expuestos anteriormente, la estructura de suministro de energía puede comprender un electrodo distal y un electrodo proximal dispuestos en una superficie del cuerpo dieléctrico, estando separados físicamente el electrodo distal y el electrodo proximal por una parte intermedia del cuerpo dieléctrico. El electrodo proximal puede estar conectado eléctricamente al conductor externo. El electrodo distal puede estar conectado eléctricamente al conductor interno a través del conductor alargado.

20 Como los electrodos proximal y distal están conectados eléctricamente a los conductores externo e interno, respectivamente, los electrodos proximal y distal pueden recibir energía de RF transportada a lo largo del cable de alimentación coaxial para servir como electrodos de RF bipolares. De esta forma, transportando energía de radiofrecuencia a los electrodos proximal y distal, el tejido biológico que está situado entre o alrededor de los electrodos puede ser extirpado y/o coagulado. Así mismo, la separación longitudinal entre los electrodos proximal y distal permite que los electrodos proximal y distal se comporten como polos de una antena dipolo cuando la energía de microondas se transporta a lo largo del cable de alimentación coaxial. Por tanto, la punta radiante puede comportarse como una antena dipolo de microondas cuando la energía de microondas se transporta a lo largo del cable de alimentación coaxial. La separación de los electrodos proximal y distal puede depender de la frecuencia de microondas utilizada y de la carga provocada por el tejido objetivo. Por lo tanto, esta configuración de la punta radiante permite el tratamiento de tejido utilizando tanto energía de RF como de microondas. Los inventores también han descubierto que al cambiar entre energía de RF y energía de microondas, es posible cambiar el perfil de radiación (también denominado "perfil de extirpación") del instrumento. Dicho de otro modo, el tamaño y la forma del volumen de tejido extirpado por el instrumento electroquirúrgico pueden ajustarse cambiando entre energía de RF y energía de microondas. Esto puede permitir cambiar el perfil de extirpación in situ, sin tener que intercambiar instrumentos durante un procedimiento quirúrgico.

35 La parte intermedia del cuerpo dieléctrico puede ser un espaciador dieléctrico ubicado entre el electrodo proximal y el electrodo distal. El canal en el cuerpo dieléctrico puede formarse parcial o totalmente en la parte intermedia del cuerpo dieléctrico.

40 Cuando se forma una cavidad en el cuerpo dieléctrico, la cavidad se puede formar en la parte intermedia del cuerpo dieléctrico. Cuando la punta radiante incluye una funda externa, la funda externa puede cubrir la superficie externa de la parte intermedia del cuerpo dieléctrico. La funda externa puede estar separada de la parte intermedia, para permitir el movimiento relativo entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico. La funda externa puede disponerse de modo que no cubra los electrodos proximal y distal, es decir, los electrodos proximal y distal quedan expuestos en una superficie de la punta radiante. La funda externa puede disponerse de modo que quede al ras de las superficies de los electrodos proximal y distal, de modo que la punta radiante tenga una superficie externa lisa.

50 En algunas realizaciones, la punta radiante puede incluir además un elemento de sintonización montado en la parte intermedia del cuerpo dieléctrico. El elemento de sintonización puede servir para dar forma al perfil de radiación y mejorar la coincidencia de impedancia entre la punta de radiación y el tejido objetivo. El elemento de sintonización puede comprender un cuerpo eléctricamente conductor montado dentro de la parte intermedia del cuerpo dieléctrico, estando conectado eléctricamente el cuerpo eléctricamente conductor al conductor alargado. El elemento de sintonización puede tener dimensiones seleccionadas para introducir una capacitancia para mejorar la eficiencia de acoplamiento de la punta radiante. Por ejemplo, el cuerpo eléctricamente conductor puede ser un manguito montado alrededor de una parte del conductor alargado situado entre el electrodo proximal y el electrodo distal.

55 El instrumento electroquirúrgico de cualquiera de los aspectos de la invención expuestos anteriormente puede formar parte de un sistema electroquirúrgico completo. Por ejemplo, el sistema electroquirúrgico puede incluir un generador electroquirúrgico dispuesto para suministrar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia; y un instrumento electroquirúrgico de la invención conectado para recibir la energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia del generador electroquirúrgico. El aparato electroquirúrgico puede incluir además un dispositivo de alcance quirúrgico (por ejemplo, un endoscopio) que tiene un cordón de inserción flexible para insertarlo en el cuerpo de un paciente, en donde el cordón de inserción flexible tiene un canal de instrumento que avanza a lo largo de su longitud, y en donde el instrumento electroquirúrgico está dimensionado para encajar dentro del canal de instrumento.

65 En la presente memoria descriptiva, "microondas" puede utilizarse ampliamente para indicar un intervalo de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, aunque preferentemente el intervalo de 1 GHz a 60 GHz. Las frecuencias puntuales preferidas

para la energía EM de microondas incluyen: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz. Se pueden preferir 5,8 GHz. En contraposición, la presente memoria descriptiva usa "radiofrecuencia" o "RF" para indicar un intervalo de frecuencia que es, al menos, tres órdenes de magnitud menor, por ejemplo, hasta 300 MHz. Preferentemente, la energía de RF tiene una frecuencia lo suficientemente alta como para evitar la estimulación nerviosa (por ejemplo, superior a 10 kHz) y lo suficientemente baja como para evitar el blanqueamiento del tejido o la propagación térmica (por ejemplo, inferior a 10 MHz). Un intervalo de frecuencia preferido para la energía de RF puede estar entre 100 kHz y 1 MHz.

En el presente documento, los términos "proximal" y "distal" se refieren a los extremos del instrumento electroquirúrgico situado más lejos y más cerca del sitio de tratamiento, respectivamente. Por tanto, durante el uso, el extremo proximal del instrumento electroquirúrgico está más cerca de un generador para proporcionar la energía de RF y/o de microondas, mientras que el extremo distal está más cerca del sitio de tratamiento, es decir, tejido objetivo en el paciente.

En el presente documento, el término "conductor" se usa con el significado "conductor de la electricidad", a menos que el contexto indique otra cosa.

El término "longitudinal" utilizado en el presente documento se refiere a la dirección a lo largo del instrumento electroquirúrgico, paralelo al eje de la línea de transmisión coaxial. El término "lateral" utilizado en el presente documento se refiere a una dirección normal a la dirección longitudinal, por ejemplo, una dirección radialmente hacia afuera desde el eje longitudinal de la línea de transmisión coaxial. El término "interno" significa radialmente más cercano al centro (por ejemplo, eje) del instrumento. El término "externo" significa radialmente más alejado del centro (eje) del instrumento.

El término "electroquirúrgico" se utiliza en relación con un instrumento, aparato o herramienta que se utiliza durante la cirugía y que utiliza energía de microondas y/o de radiofrecuencia electromagnética (EM).

Los documentos US 2016/262832 A1, AU 2015 264 779 A1 y US 2013/281851 A1 se refieren a instrumentos electroquirúrgicos que tienen un cable de alimentación coaxial para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia y una punta radiante dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial.

Breve descripción de los dibujos

Los ejemplos de la invención se exponen con detalle a continuación haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico para la extirpación de tejido que es una realización de la invención;

la figura 2 es una vista esquemática lateral en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;

la figura 3 es una vista esquemática lateral en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;

la figura 4a es una vista esquemática lateral en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;

la figura 4b es una vista en sección transversal de un espaciador dieléctrico del instrumento electroquirúrgico de la figura 4a;

las figuras 5a-5c son vistas en sección transversal de espaciadores dieléctricos que pueden utilizarse en un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la invención;

la figura 6 es una vista esquemática lateral en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;

las figuras 7a y 7b son vistas en perspectiva de un espaciador dieléctrico del instrumento electroquirúrgico de la figura 6;

la figura 8 es un diagrama que muestra un perfil de radiación simulado para el instrumento electroquirúrgico de la figura 2;

la figura 9 es un diagrama que muestra un perfil de radiación simulado para el instrumento electroquirúrgico de la figura 6;

la figura 10 es una vista esquemática lateral en sección transversal a través de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención; y

las figuras 11a y 11b muestran vistas en perspectiva de un espaciador dieléctrico que puede utilizarse en un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una realización de la invención.

Descripción detallada; opciones y preferencias adicionales

La figura 1 es un diagrama esquemático de un sistema completo electroquirúrgico 100 que es capaz de suministrar energía de microondas y energía de radiofrecuencia al extremo distal de un instrumento electroquirúrgico invasivo. El sistema 100 comprende un generador 102 para suministrar de forma controlable energía de microondas y/o energía

de radiofrecuencia. Un generador adecuado para este fin se describe en el documento WO 2012/076844. El generador puede disponerse para monitorizar las señales reflejadas recibidas desde el instrumento para determinar un nivel de potencia apropiado para el suministro. Por ejemplo, el generador puede disponerse para calcular una impedancia vista en el extremo distal del instrumento con el fin de determinar un nivel de potencia de suministro óptimo. El generador puede disponerse para suministrar energía en una serie de pulsos que están modulados para que coincidan con el ciclo respiratorio del paciente. Esto permitirá que se produzca un suministro de energía cuando los pulmones estén desinflados.

El generador 102 está conectado a una junta de interfaz 106 mediante un cable de interfaz 104. Si fuera necesario, la junta de interfaz 106 puede alojar un mecanismo de control de instrumento que se opera deslizando un gatillo 110, por ejemplo, para controlar el movimiento longitudinal (de ida y vuelta) de uno o más alambres de control o barras de empuje (no se muestran). Si hay una pluralidad de alambres de control, puede haber múltiples gatillos deslizantes en la junta de interfaz para proporcionar un control total. La función de la junta de interfaz 106 es combinar las entradas del generador 102 y el mecanismo de control del instrumento en un solo árbol flexible 112, que se extiende desde el extremo distal de la junta de interfaz 106. En otras realizaciones, también se pueden conectar otros tipos de entrada a la junta de interfaz 106. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se puede conectar un suministro de fluido a la junta de interfaz 106, para que el fluido pueda ser suministrado al instrumento.

El árbol flexible 112 se puede insertar por toda la longitud de un canal de instrumento (de trabajo) de un endoscopio 114.

El árbol flexible 112 tiene un conjunto distal 118 (no dibujado a escala en la figura 1) que está conformado para pasar a través del conducto de instrumento del endoscopio 114 y sobresalir (por ejemplo, dentro del paciente) en el extremo distal del tubo del endoscopio. El conjunto de extremo distal incluye una punta activa para suministrar energía de microondas y energía de radiofrecuencia en el tejido biológico. La configuración de la punta se expone con más detalle a continuación.

La estructura del conjunto distal 118 puede disponerse para que tenga un diámetro externo máximo adecuado para pasar a través del canal de trabajo. Normalmente, el diámetro de un canal de trabajo de un dispositivo de exploración quirúrgica tal como un endoscopio es inferior a 4,0 mm, por ejemplo, uno cualquiera de 2,8 mm, 3,2 mm, 3,7 mm, 3,8 mm. La longitud del eje flexible 112 puede ser igual o superior a 0,3 m, por ejemplo, 2 m o mayor. En otros ejemplos, el conjunto distal 118 puede montarse en el extremo distal del vástago flexible 112 después de insertar el vástago a través del canal de trabajo (y antes de introducir el cordón de instrumento en el paciente). Como alternativa, el eje flexible 112 se puede insertar en el canal de trabajo desde el extremo distal antes de realizar sus conexiones proximales. En estas disposiciones, se puede permitir que el conjunto 118 de extremo distal tenga unas dimensiones superiores al canal de trabajo del dispositivo de exploración quirúrgica 114.

El sistema descrito anteriormente es una forma de introducir el instrumento en el cuerpo de un paciente. Son posibles otras técnicas. Por ejemplo, el instrumento se puede insertar también utilizando un catéter.

La figura 2 muestra una vista lateral en sección transversal del instrumento electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 200 está configurado para extirpar tejido biológico mediante la radiación de energía de microondas en el tejido. El extremo distal del instrumento electroquirúrgico puede corresponder, por ejemplo, al conjunto distal 118 expuesto anteriormente. El instrumento electroquirúrgico 200 incluye un cable de alimentación coaxial 202 que se puede conectar en su extremo proximal a un generador (tal como el generador 102) para transportar energía de microondas. El cable de alimentación coaxial puede corresponder al cable de interfaz 104 mencionado anteriormente. El cable de alimentación coaxial 202 comprende un conductor interno 204 y un conductor externo 206 que están separados por un material dieléctrico 208. El cable de alimentación coaxial 202 presenta preferentemente pérdidas reducidas de energía de microondas. Se puede proporcionar un estrangulador (no mostrado) en el cable de alimentación coaxial 204 para inhibir una propagación de vuelta de la energía de microondas reflejada desde el extremo distal y, por tanto, limitar el calentamiento hacia atrás a lo largo del dispositivo. El cable de alimentación coaxial 202 incluye además una funda protectora flexible 210 dispuesta alrededor del conductor externo 206 para proteger el cable de alimentación coaxial. La funda protectora 210 puede estar hecha de un material aislante para aislar eléctricamente el conductor externo 206 de su entorno. La funda protectora 210 puede estar hecha de, o revestida con, un material antiadherente como el PTFE para evitar que el tejido se adhiera al instrumento.

Se forma una punta radiante 212 en el extremo distal 214 del cable de alimentación coaxial 202. La línea discontinua 215 en la figura 2 ilustra la interfaz entre el cable de alimentación coaxial 202 y la punta radiante 212. La punta radiante 212 está dispuesta para recibir energía de microondas transportada por el cable de alimentación coaxial 202 y suministrar la energía al tejido biológico. El conductor externo 206 del cable de alimentación coaxial 202 termina en el extremo distal 214 del cable de alimentación coaxial 202, es decir, el conductor externo 206 no se extiende hacia la punta radiante 212. La punta radiante 212 incluye una parte distal 216 del conductor interno 204 que se extiende más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial 202. En particular, la parte distal 216 del conductor interno 204 se extiende más allá de un extremo distal del conductor externo 206.

Un elemento de sintonización proximal 218 hecho de un material conductor (por ejemplo, metal) está conectado

eléctricamente a la parte distal 216 del conductor interno 204 cerca de un extremo proximal de la punta radiante 212. El elemento de sintonización proximal 218 tiene forma cilíndrica e incluye un canal 220 a través del cual pasa la parte distal 216 del conductor interno 204. El elemento de sintonización proximal 218 se puede asegurar al conductor interno 204, por ejemplo, utilizando un adhesivo conductor (por ejemplo, epoxi conductor) o mediante soldadura blanda o soldadura por fusión. El elemento de sintonización proximal 218 está montado de forma que quede centrado en el conductor interno 204, de modo que esté dispuesto simétricamente con respecto al eje longitudinal del conductor interno 204.

Un elemento de sintonización distal 222 hecho de un material conductor (por ejemplo, metal) está conectado eléctricamente a la parte distal 216 del conductor interno 204 cerca de un extremo distal de la punta radiante 212. Por tanto, el elemento de sintonización distal 222 está ubicado más a lo largo del conductor interno 204 que el elemento de sintonización proximal 218. El elemento de sintonización distal 222 está separado del elemento de sintonización proximal por una longitud de la parte distal 216 del conductor interno 204. Al igual que el elemento de sintonización proximal 218, el elemento de sintonización distal tiene forma cilíndrica e incluye un canal 224. Como puede observarse en la figura 2, la parte distal 216 del conductor interno 204 se extiende hacia el canal 224. La parte distal 216 del conductor interno 204 termina en un extremo distal del canal 224, es decir, no sobresale más allá del elemento de sintonización distal 222. El elemento de sintonización distal 222 se puede asegurar al conductor interno 204, por ejemplo, utilizando un adhesivo conductor (por ejemplo, epoxi conductor) o mediante soldadura blanda o soldadura por fusión. Al igual que el elemento de sintonización proximal 218, el elemento de sintonización distal 222 está montado de manera que esté centrado en el conductor interno 204.

Tanto el elemento de sintonización proximal 218 como el elemento de sintonización distal 222 tienen el mismo diámetro externo. El diámetro externo del elemento de sintonización proximal 218 y el elemento de sintonización distal 222 pueden ser ligeramente menores que el diámetro externo del instrumento electroquirúrgico 200. En el ejemplo mostrado, el elemento de sintonización distal 222 es más largo que el elemento de sintonización proximal 218 en la dirección longitudinal del instrumento. Por ejemplo, el elemento de sintonización distal 222 puede ser aproximadamente el doble de largo que el elemento de sintonización proximal 218. Al hacer que el elemento de sintonización distal 222 sea más largo que el elemento de sintonización proximal 218, es posible concentrar la emisión de microondas alrededor del extremo distal de la punta radiante 212.

Una parte distal 226 del material dieléctrico 208 se extiende más allá del extremo distal 214 del cable de alimentación coaxial 202 hacia la punta radiante 212. La parte distal 226 del material dieléctrico 208 actúa como un espaciador entre el elemento de sintonización proximal 218 y el extremo distal 214 del cable de alimentación coaxial 202. En algunas realizaciones (no mostradas), el material dieléctrico 208 puede terminar en el extremo distal 214 del cable de alimentación coaxial 202, y se puede proporcionar un espaciador separado entre el extremo distal 214 del cable de alimentación coaxial 202 y el elemento de sintonización proximal 218. Se proporciona un espaciador dieléctrico 228 en la punta radiante 212 entre el elemento de sintonización proximal 218 y el elemento de sintonización distal 222. El espaciador dieléctrico 228 es una pieza cilíndrica de material dieléctrico, que tiene un canal central que se extiende a su través. Por tanto, el espaciador dieléctrico 228 puede ser un tubo de material dieléctrico. La parte distal 214 del conductor interno 204 se extiende a través del canal en el espaciador dieléctrico 228. Una cara proximal del espaciador dieléctrico 228 está en contacto con el elemento de sintonización proximal 218, y una cara distal del espaciador dieléctrico 228 está en contacto con el elemento de sintonización distal 222. El espaciador dieléctrico 228 tiene aproximadamente el mismo diámetro externo que los elementos de sintonización proximal y distal 218, 222.

La energía de microondas transportada a lo largo del cable de alimentación coaxial 202 puede irradiarse a lo largo de la parte distal 216 del conductor interno 204, para extirpar el tejido objetivo. El perfil de radiación del instrumento electroquirúrgico 200 se expone a continuación en relación con la figura 8.

La punta radiante 212 incluye además una funda externa 230 que se proporciona en el exterior de la punta radiante 212. La funda externa 230 cubre el espaciador dieléctrico 228 y los elementos de sintonización proximal y distal 218, 222 para formar una superficie externa de la punta radiante 212. La funda externa 230 puede servir para aislar la punta radiante 212 y protegerla del entorno. El diámetro externo de la funda protectora 230 es sustancialmente el mismo que el diámetro externo del cable de alimentación coaxial 202, para que el instrumento tenga una superficie externa lisa. En particular, la superficie externa de la funda 230 puede estar al ras con la superficie externa del cable de alimentación coaxial 202 en la interfaz 215. La funda externa 230 está asegurada en su extremo proximal a un extremo distal de la funda protectora 210. Se puede formar un sello entre la funda externa 230 y la funda protectora 210 para evitar que los fluidos se filtren al instrumento en la interfaz entre el cable de alimentación coaxial 202 y la punta radiante 212. En algunas realizaciones (no mostradas), la funda externa 230 puede ser una continuación de la funda protectora 210 del cable de alimentación coaxial 202.

La funda externa 230 incluye una punta distal puntiaguda 232 que cubre un extremo distal de la punta radiante 212. La punta distal 232 está conectada a una parte de manguito 231 de la funda externa 230 que cubre la superficie externa del espaciador dieléctrico 228. Por tanto, la funda externa 230 forma una tapa alrededor del exterior de la punta radiante 212. La punta distal 232 puede ser puntiaguda para facilitar la inserción de la punta radiante 212 en el tejido objetivo. Sin embargo, en otras realizaciones (no mostradas), la punta distal puede ser redondeada o plana.

Juntos, el espaciador dieléctrico 228 y la parte distal 226 del material dieléctrico 208 pueden formar un cuerpo dieléctrico de la punta radiante 212. La funda externa 230 (que incluye la punta distal 232) se forma por separado del cuerpo dieléctrico de la punta radiante. En particular, la funda externa 230 no está fijada al cuerpo dieléctrico de la punta radiante (por ejemplo, a través de un adhesivo o de otro modo). La funda externa también puede no estar asegurada a los elementos de sintonización proximal o distal 218, 222. La funda externa 230 se mantiene así sobre la punta radiante 212 a través de su conexión con la funda protectora 210 y mediante fuerzas de fricción entre la funda externa 230 y el cuerpo dieléctrico de la punta radiante 212. Como resultado, puede ser posible una pequeña cantidad de movimiento relativo y flexión entre la funda externa 230 y el cuerpo dieléctrico de la punta radiante 212. El intervalo de movimiento relativo entre la funda externa 230 y el cuerpo dieléctrico puede depender de la rigidez relativa (flexibilidad) de la funda externa y el cuerpo dieléctrico.

La capacidad del cuerpo dieléctrico para flexionarse puede facilitar el doblamiento de la punta radiante 212, ya que el movimiento de la funda externa 230 con respecto al cuerpo dieléctrico puede permitir que se relajen las tensiones en la funda externa 230 (que pueden producirse, por ejemplo, cuando se dobla la punta radiante 212). Por ejemplo, la funda externa 230 puede "amontonarse" alrededor del interior de una curva en la punta radiante 212. Adicionalmente, permitiendo el movimiento relativo entre la funda externa 230 y el cuerpo dieléctrico de la punta radiante 212, se pueden evitar las tensiones en una interfaz entre el cuerpo dieléctrico y la funda externa 230.

La funda externa 230 está hecha de un material dieléctrico que tiene una temperatura de fusión más baja que el cuerpo dieléctrico de la punta radiante 212. Por ejemplo, la funda externa 230 puede ser de FEP, mientras que el espaciador dieléctrico 228 puede estar hecho de PTFE. La funda externa se puede formar fundiendo o encogiéndolo el material dieléctrico de la funda externa 230 sobre el cuerpo dieléctrico. Por ejemplo, la funda externa 230 puede estar formada por un tramo de tubo termorretráctil. De esta forma, la funda externa 230 se puede formar directamente sobre el cuerpo dieléctrico de la punta radiante 212, al tiempo que asegura que la funda externa 230 no se fusione con el cuerpo dieléctrico durante la fabricación. La funda externa 230 se puede formar integralmente como una sola pieza, es decir, la parte de manguito 231 y la punta distal 232 se pueden formar como una sola pieza. Como alternativa, la parte de manguito 231 y la punta distal 232 pueden formarse por separado y posteriormente montarse juntas.

La figura 3 muestra una vista lateral en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico 300 que es otra realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 300 está configurado para el suministro de energía de microondas y de RF al tejido objetivo, ya sea por separado o simultáneamente. El extremo distal del instrumento electroquirúrgico puede corresponder, por ejemplo, al conjunto distal 118 expuesto anteriormente.

El instrumento electroquirúrgico 300 incluye un cable de alimentación coaxial 302 que se puede conectar en su extremo proximal a un generador (tal como el generador 102) para transportar energía de microondas y energía de RF. El cable de alimentación coaxial 302 comprende un conductor interno 304 y un conductor externo 306 que están separados por un material dieléctrico 308. El cable de alimentación coaxial incluye además una funda protectora flexible 310 dispuesta alrededor del conductor externo 306 para proteger el cable de alimentación coaxial 302. El cable de alimentación coaxial 302 puede ser similar al cable de alimentación coaxial 202 descrito anteriormente.

Se forma una punta radiante 312 en el extremo distal del cable de alimentación coaxial 302. La punta radiante 312 está dispuesta para recibir energía de microondas y energía de RF transportada por el cable de alimentación coaxial 302 y suministrar la energía al tejido biológico. La punta radiante 312 incluye un electrodo proximal 314 ubicado cerca de un extremo proximal de la punta radiante 312 y un electrodo distal 316 ubicado cerca de un extremo distal de la punta radiante 312. El electrodo proximal 314 es un conductor cilíndrico hueco que forma un anillo expuesto alrededor de una superficie externa de la punta radiante 312. El electrodo proximal 314 está conectado eléctricamente al conductor externo 306 del cable de alimentación coaxial 302. Por ejemplo, el electrodo proximal 314 puede unirse por soldadura blanda o soldadura por fusión al conductor externo 306. El electrodo proximal 314 puede estar conectado eléctricamente al conductor externo 306 por una región de contacto físico que se extiende alrededor de toda la circunferencia del conductor externo 306, para asegurar la simetría axial de la conexión. El conductor externo 306 termina en el electrodo proximal 314, es decir, no se extiende más allá del electrodo proximal 314 en una dirección distal. En algunas realizaciones (no mostradas), el electrodo proximal puede ser una parte distal expuesta del conductor externo 306.

El electrodo distal 316 también es un conductor cilíndrico hueco que forma un anillo expuesto alrededor de una superficie externa de la punta radiante 312. Como el electrodo proximal 314, el electrodo distal 316 está dispuesto coaxialmente con el cable de alimentación coaxial 302. Los electrodos proximal y distal 314, 316 pueden tener sustancialmente la misma forma y tamaño. El electrodo distal 316 está separado del electrodo proximal 314 en la dirección longitudinal del instrumento electroquirúrgico 300. Los electrodos proximal y distal 314, 316 tienen un diámetro externo que es el mismo que el diámetro externo del cable de alimentación coaxial 302, de modo que el instrumento electroquirúrgico 300 tenga una superficie externa lisa. Esto puede evitar que el tejido se enganche en los electrodos proximal y distal 314, 316.

El electrodo proximal 314 define un pasaje a través del cual pasa una parte que sobresale distalmente del conductor interno 304. De esta forma, el conductor interno 304 se extiende hacia la punta radiante 312, donde se conecta

eléctricamente al electrodo distal 316. El conductor interno 304 está conectado eléctricamente al electrodo distal 316 a través de un conductor 318 que se extiende radialmente (es decir, hacia afuera) desde el conductor interno 306. El conductor 318 puede comprender una o más ramas (por ejemplo, alambres u otros elementos conductores flexibles) que están dispuestas simétricamente alrededor del eje del conductor interno 304. Como alternativa, el conductor 318 puede comprender un disco o anillo conductor montado alrededor del conductor interno 304 y conectado entre el conductor interno 304 y el electrodo distal 316. La conexión entre el conductor interno 304 y el electrodo distal 316 es preferiblemente simétrica alrededor del eje definido por el conductor interno 204. Esto puede facilitar la formación de una forma de campo simétrica alrededor de la punta radiante 312.

Una parte distal del material dieléctrico 308 del cable de alimentación coaxial 302 también se extiende más allá de un extremo distal del conductor externo 306 y hacia la punta radiante 312 a través del pasaje definido por el electrodo proximal 314. El conductor interno 304 y el electrodo proximal 314 quedan así aislados por el material dieléctrico 308. La parte distal del material dieléctrico 308 forma un cuerpo dieléctrico de la punta radiante 312. Un elemento de sintonización 320 está ubicado en una parte intermedia 322 del cuerpo dieléctrico de la punta radiante 312, ubicado entre el electrodo proximal 314 y el electrodo distal 316. El elemento de sintonización 320 es un elemento eléctricamente conductor que está eléctricamente conectado al conductor interno 304 entre el electrodo proximal 314 y el electrodo distal 316 para introducir una reactancia capacitiva. En este ejemplo, el elemento de sintonización conductivo 320 tiene forma cilíndrica y está dispuesto coaxialmente con el conductor interno 304. El elemento de sintonización 320 puede servir para mejorar la eficacia del acoplamiento (es decir, reducir la señal reflejada) cuando el instrumento funciona a frecuencias de microondas.

Como el electrodo proximal 314 y el electrodo distal 316 están conectados eléctricamente al conductor externo 306 y al conductor interno 304, respectivamente, pueden utilizarse como electrodos de corte de RF bipolares. Por ejemplo, el electrodo distal 316 puede actuar como un electrodo activo y el electrodo proximal 314 puede actuar como un electrodo de retorno para la energía de RF transportada a lo largo del cable de alimentación coaxial 302. De esta forma, el tejido objetivo dispuesto alrededor de la punta radiante 312 se puede cortar y/o coagular usando energía de RF, a través de los mecanismos expuestos anteriormente.

Adicionalmente, la punta radiante 312 puede comportarse como una antena dipolo de microondas, cuando la energía de microondas se transporta a lo largo del cable de alimentación coaxial 302. En particular, el electrodo proximal 314 y el electrodo distal 316 pueden actuar como elementos radiantes de la antena dipolo en frecuencias de microondas. Por tanto, la estructura de punta radiante permite que tanto la energía de radiofrecuencia como la energía de microondas lleguen al tejido objetivo. Esto permite la extirpación y/o la coagulación del tejido objetivo utilizando energía de radiofrecuencia y microondas, dependiendo del tipo de energía EM transportada a la punta radiante. Las formas cilíndricas de los electrodos proximal y distal 314, 316 pueden servir para producir un perfil de radiación que sea simétrico con respecto a un eje longitudinal del instrumento 300.

La punta radiante 312 incluye una funda externa 324. La funda externa 324 cubre una superficie externa de la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308 entre el electrodo proximal 314 y el electrodo distal 316. La funda externa 324 queda al ras con las superficies expuestas de los electrodos proximal y distal 314, 316, de modo que la punta radiante 312 tenga una superficie externa lisa. La funda externa 324 puede servir para proteger y aislar la parte de la punta radiante 312 entre los electrodos proximal y distal 314, 316. La funda externa 324 se forma por separado del material dieléctrico 308. En particular, la funda externa 324 no está fijada al material dieléctrico 308 (por ejemplo, a través de un adhesivo o de otro modo). La funda externa 324 puede mantenerse en la punta radiante 312 por los electrodos proximal y distal 314, 316 que pueden bloquear el movimiento de la funda externa 324 en la dirección longitudinal (porque el electrodo proximal 314, el electrodo distal 316 y la funda externa 324 tienen todos el mismo diámetro externo). La funda externa 324 también puede mantenerse en su lugar mediante fuerzas de fricción entre la funda externa 324 y el material dieléctrico 308. Como resultado, puede ser posible una pequeña cantidad de movimiento y flexión entre la funda externa 324 y la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308. El intervalo de movimiento relativo entre la funda externa 324 y la parte intermedia 322 puede depender de la rigidez relativa (flexibilidad) de la funda externa 324 y la parte intermedia 322. La punta radiante 312 incluye además una punta distal 326 en su extremo distal. La punta distal es puntiaguda para facilitar la inserción de la punta radiante 312 en el tejido objetivo.

Al igual que el instrumento 200, esta configuración de la funda externa 324 puede facilitar el doblamiento de la punta radiante 312. En particular, permitiendo cierto movimiento entre la funda externa 324 y la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308, las tensiones en la funda externa 324 que pueden surgir cuando se dobla la punta radiante se pueden relajar. También se pueden evitar las tensiones en una interfaz entre la parte intermedia 322 y la funda externa 324.

La funda externa 324 se puede formar de manera similar a la funda externa 230 expuesta anteriormente. Por ejemplo, la funda externa 324 puede estar hecha de FEP que se funde o se contrae alrededor de la parte intermedia 322 del material dieléctrico 208. La parte intermedia 322 del material dieléctrico 208 puede estar hecha de un material que tenga una temperatura de fusión más alta que el FEP (por ejemplo, PTFE), para que no se funda durante la formación de la funda externa 324.

La flexibilidad de la punta radiante de un instrumento electroquirúrgico también puede incrementarse modificando la forma del material dieléctrico en la punta radiante. En particular, se pueden formar una o más cavidades en el material dieléctrico de la punta radiante para facilitar el doblamiento.

- 5 La figura 4a muestra una vista en sección transversal de un instrumento electroquirúrgico 400 que es una realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 400 es similar al instrumento electroquirúrgico 200 descrito anteriormente, excepto que su espaciador dieléctrico incluye una luz anular que se extiende a través del mismo. Los números de referencia correspondientes a los utilizados en la figura 2 se utilizan en la figura 4a para indicar características del instrumento electroquirúrgico 400 correspondientes a las características descritas anteriormente en relación con la figura 2.

El instrumento electroquirúrgico 400 incluye un espaciador dieléctrico 401 en su punta radiante 212, entre el elemento de sintonización proximal 218 y el elemento de sintonización distal 222. El espaciador dieléctrico 401 es similar al espaciador dieléctrico 228 del instrumento electroquirúrgico 200, excepto que incluye una luz anular 402 que se extiende a su través. La luz anular 402 se extiende en una dirección longitudinal a lo largo del espaciador dieléctrico 401. La figura 4b muestra una vista en sección transversal del espaciador dieléctrico 401 del instrumento electroquirúrgico 400, en un plano normal a la dirección longitudinal del instrumento electroquirúrgico 400. Como puede verse, la luz anular 402 tiene una sección transversal anular (por ejemplo, circular) que rodea la parte distal 216 del conductor interno 204. La luz anular 402 se forma entre una parte interna 404 del espaciador dieléctrico 401, a través del cual se extiende la parte distal 216 del conductor interno, y una parte externa 406 del espaciador dieléctrico 401, que forma un manguito alrededor de la parte interna 404. La luz anular 402 está dispuesta coaxialmente alrededor de la parte distal 216 del conductor interno 204. Dicho de otro modo, la luz anular 402 es sustancialmente simétrica con respecto al eje longitudinal del conductor interno 204.

- La luz anular 402 forma una cavidad (o hueco) dentro del espaciador dieléctrico 401, es decir, forma una región tubular dentro del espaciador dieléctrico 401 donde el material dieléctrico del espaciador dieléctrico 401 está ausente. La luz anular 402 puede llenarse, por ejemplo, de aire. Como resultado, la cantidad de material en el espaciador dieléctrico 401 (por ejemplo, en comparación con el espaciador dieléctrico 228 del instrumento electroquirúrgico 200) se reduce. En particular, como se muestra en la figura 4b, el área de la sección transversal del espaciador dieléctrico 401 que incluye material dieléctrico se reduce en una cantidad correspondiente al área de la sección transversal de la luz anular 402. En términos generales, la rigidez de un cuerpo es proporcional al área de la sección transversal del material que forma ese cuerpo. Por tanto, formando la luz anular 402 en el espaciador dieléctrico 228, la rigidez del espaciador dieléctrico 401 puede reducirse, lo que puede facilitar el doblamiento del espaciador dieléctrico 401 a lo largo de su longitud. Como la luz anular 402 está dispuesta simétricamente con respecto al eje longitudinal del instrumento, la rigidez del espaciador dieléctrico 401 puede ser sustancialmente simétrica con respecto al eje longitudinal. Como resultado, el doblamiento del espaciador dieléctrico 401 se puede facilitar en todas las direcciones que se encuentran en un plano normal al eje longitudinal.

Diferentes tipos de luz o cavidad, que no sea la luz anular 402 mostrada en las figuras 4a y 4b pueden utilizarse para mejorar la flexibilidad de la punta radiante. Las figuras 5a-5c muestran vistas en sección transversal (en un plano normal al eje longitudinal) de espaciadores dieléctricos que tienen diferentes formas de luz que se extienden a través de ellos. Los espaciadores dieléctricos ilustrados en las figuras 5a-5c pueden, por ejemplo, reemplazar el espaciador dieléctrico 401 en el instrumento electroquirúrgico 400.

- La figura 5a muestra una vista en sección transversal de un espaciador dieléctrico 500. El espaciador dieléctrico 500 incluye un canal central 502, a través del cual puede extenderse la parte distal 216 del conductor interno 204. El espaciador dieléctrico 500 también incluye tres luces 504, 506, 508 que están dispuestas alrededor del canal central 502. Las luces 504, 506, 508 están dispuestas de manera que son sustancialmente simétricas rotacionalmente alrededor del eje longitudinal. Las luces 504, 506, 508 pueden extenderse en la dirección longitudinal a lo largo del espaciador dieléctrico 500. Las luces 504, 506, 508 pueden llenarse de aire. De manera similar a la luz anular 402, las luces 504, 506, 508 sirven para reducir la rigidez del espaciador dieléctrico 500, para mejorar la flexibilidad de la punta radiante.

La figura 5b muestra una vista en sección transversal de otro espaciador dieléctrico 510. El espaciador dieléctrico 510 incluye un canal central 512, a través del cual puede extenderse la parte distal 216 del conductor interno 204. El canal central 512 puede tener una sección transversal mayor que la parte distal 216 del conductor interno 204, de modo que se forme un espacio entre la pared del canal central 512 y la parte distal 216. Por tanto, el canal central 512 puede actuar como una cavidad dentro del espaciador dieléctrico 500, para reducir su rigidez. El espaciador dieléctrico 510 también incluye una serie de luces abiertas 514-524 (o ranuras) formadas en su superficie externa. Las luces abiertas 514-524 están dispuestas de manera que son sustancialmente simétricas rotacionalmente alrededor del eje longitudinal. Las luces abiertas 514-524 pueden reducir la rigidez del espaciador dieléctrico 510. El aire puede quedar atrapado en las luces abiertas por medio de una funda externa (por ejemplo, la funda externa 230) que se forma sobre la superficie externa del espaciador dieléctrico.

- La figura 5c muestra una vista en sección transversal de otro espaciador dieléctrico 526. El espaciador dieléctrico 526 es similar al espaciador dieléctrico 510, ya que incluye un canal central 528, a través del cual puede extenderse la

parte distal 216 del conductor interno 204, y una serie de luces abiertas 530-536 dispuestas en su superficie externa. Las luces abiertas 530-536 están dispuestas de manera que son sustancialmente simétricas rotacionalmente alrededor del eje longitudinal.

- 5 No es necesario que las cavidades o luces se extiendan a lo largo de toda la longitud del espaciador dieléctrico. Por ejemplo, una luz o cavidad solo puede extenderse a lo largo de una parte del espaciador dieléctrico, o puede tener uno o más brazos de soporte radiales que lo atraviesan. En algunos casos, se pueden proporcionar múltiples luces o cavidades, que se extienden a lo largo de diferentes partes del espaciador dieléctrico. Se pueden combinar diferentes tipos de cavidad o luz dentro de un espaciador dieléctrico. Cuando se desee que la punta radiante se pueda doblar
- 10 preferentemente en una dirección particular, las cavidades o luces pueden estar dispuestas en el lado correspondiente del espaciador dieléctrico, para reducir la rigidez del espaciador en ese lado. En algunas realizaciones (no mostradas), se pueden formar luces en la parte distal 226 del material dieléctrico 208, para mejorar la flexibilidad de la punta radiante 212 cerca de la interfaz con el cable de alimentación coaxial 202. Las cavidades o luces expuestas anteriormente pueden incorporarse en otros instrumentos electroquirúrgicos para mejorar la flexibilidad de la punta radiante. Por ejemplo, el instrumento electroquirúrgico 300 expuesto anteriormente puede modificarse de modo que
- 15 la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308 incluya una o más luces que se extiendan a través de ella.

La figura 6 muestra una vista en sección transversal del instrumento electroquirúrgico 600 que es otra realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 600 es similar al instrumento electroquirúrgico 200 descrito

20 anteriormente, excepto que su espaciador dieléctrico incluye está conformado para mejorar su flexibilidad. Los números de referencia correspondientes a los utilizados en la figura 2 se utilizan en la figura 6 para indicar las características del instrumento electroquirúrgico 600 correspondientes a las características descritas anteriormente en relación con la figura 2.

25 El instrumento electroquirúrgico 600 incluye un espaciador dieléctrico 602 en su punta radiante 212, entre el elemento de sintonización proximal 218 y el elemento de sintonización distal 222. El espaciador dieléctrico 602 tiene una forma generalmente cilíndrica. El espaciador dieléctrico 602 incluye un canal 603 a través de su centro, en el que se extiende la parte distal 216 del conductor interno 204. Una primera ranura anular 604 y una segunda ranura anular 606 están formadas en una superficie externa del espaciador dieléctrico 602. La primera ranura 604 y la segunda ranura 606

30 forman cada una un bucle alrededor de la superficie externa del espaciador dieléctrico 602. La figura 7a muestra una vista en perspectiva del espaciador dieléctrico 602 y la figura 7b muestra una vista lateral del espaciador dieléctrico 602. La primera ranura 604 y la segunda ranura 606 forman regiones en el espaciador dieléctrico 602 donde el área de la sección transversal del espaciador dieléctrico 602 se reduce (por ejemplo, en comparación con áreas del espaciador dieléctrico 602 lejos de las ranuras). Por lo tanto, el espaciador dieléctrico 602 puede tener una menor

35 rigidez en las ranuras 604, 606 que fuera de las ranuras, de manera que se facilite el doblamiento del espaciador dieléctrico 602 en las ranuras 604, 606. Por lo tanto, la primera y segunda ranuras 604, 606 pueden actuar como puntos de doblamiento o flexión para el espaciador dieléctrico. La primera y segunda ranuras 604, 606 pueden servir así para mejorar la flexibilidad de la punta radiante 212.

40 La parte de manguito 231 de la funda externa 230 cubre la superficie externa del espaciador dieléctrico 602. De esta forma, la primera y segunda ranuras 604, 606 están cubiertas por la funda externa 230, de modo que la punta radiante 212 tenga una superficie externa lisa. El aire puede quedar atrapado en la primera y segunda ranuras 604, 606 por la funda externa.

45 En otras realizaciones (no mostradas), se puede proporcionar un mayor número de ranuras en la superficie externa del espaciador dieléctrico para proporcionar más puntos de doblamiento para el espaciador dieléctrico. También se pueden formar ranuras en la superficie interna del espaciador dieléctrico, por ejemplo, en la pared del canal 603 a través del cual se extiende la parte distal 216 del conductor interno 204, para mejorar aún más la flexibilidad del espaciador dieléctrico. En el ejemplo mostrado, la primera y segunda ranuras 604, 606 tienen un perfil rectangular, es decir, tienen paredes laterales 608, 610 que son paralelas entre sí y una pared interna 612 que es perpendicular a las

50 paredes laterales 608, 610 (véase la figura 7b). Sin embargo, también se pueden usar otras formas de ranura. Por ejemplo, las paredes laterales 608, 610 pueden formar un ángulo oblicuo entre sí. En algunos casos, las ranuras pueden tener un perfil triangular o un perfil redondeado. Pueden utilizarse combinaciones de ranuras que tengan diferentes perfiles en el mismo espaciador dieléctrico. En algunas realizaciones (no mostradas), se pueden formar

55 ranuras en la parte distal 226 del material dieléctrico 208, para mejorar la flexibilidad de la punta radiante 212 cerca de la interfaz con el cable de alimentación coaxial 202. El concepto de formar ranuras o muescas en una superficie del espaciador dieléctrico puede incorporarse a otros instrumentos electroquirúrgicos para mejorar la flexibilidad de la punta radiante. Por ejemplo, el instrumento electroquirúrgico 300 puede modificarse para que se formen ranuras en la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308, para proporcionar puntos de doblamiento en la punta radiante 312.

60 La figura 8 muestra un perfil de radiación simulado en el tejido objetivo para el instrumento electroquirúrgico 200. El perfil de radiación se simuló para una frecuencia de microondas de 5,8 GHz, utilizando software de análisis de elementos finitos. El perfil de radiación es indicativo del volumen resultante de tejido extirpado por la energía de microondas. Como puede observarse en la figura 8, el perfil de radiación se concentra alrededor de la punta radiante

65 y define una región aproximadamente esférica.

La figura 9 muestra un perfil de radiación simulado en el tejido objetivo para el instrumento electroquirúrgico 600. El perfil de radiación se simuló para una frecuencia de microondas de 5,8 GHz, utilizando software de análisis de elementos finitos. Como el perfil de radiación que se muestra en la figura 8, el perfil de radiación para el instrumento electroquirúrgico 600 se concentra alrededor de la punta radiante y define una región aproximadamente esférica. La forma del perfil de radiación del instrumento electroquirúrgico 600 no se ve notablemente afectada por la presencia de la primera y segunda ranuras 604, 606 en el espaciador dieléctrico 602. Por tanto, la primera y segunda ranuras 604, 606 pueden mejorar la flexibilidad de la punta radiante, sin afectar significativamente el perfil de radiación de la punta radiante.

La figura 10 muestra una vista en sección transversal del instrumento electroquirúrgico 700 que es otra realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 700 es similar al instrumento electroquirúrgico 200 descrito anteriormente, excepto que su espaciador dieléctrico está corrugado para mejorar su flexibilidad. Los números de referencia correspondientes a los utilizados en la figura 2 se utilizan en la figura 10 para indicar las características del instrumento electroquirúrgico 700 correspondientes a las características descritas anteriormente en relación con la figura 2.

El instrumento electroquirúrgico 700 incluye un espaciador dieléctrico 702 en su punta radiante 212, entre el elemento de sintonización proximal 218 y el elemento de sintonización distal 222. El espaciador dieléctrico 702 está formado por una longitud de tubo corrugado (o torcido). La longitud de la tubería corrugada puede, por ejemplo, estar hecha de PTFE o PFA. El espaciador dieléctrico 702 define un canal (o pasaje), a través del cual se extiende la parte distal del conductor interno 204. Las ondulaciones en la superficie externa del espaciador dieléctrico 702 definen una serie de picos espaciados regularmente (por ejemplo, picos 704, 706) y valles (por ejemplo, valle 708) ubicados entre los picos. Los canales en la superficie externa corrugada corresponden a ranuras o muescas en la superficie externa del espaciador dieléctrico 702, es decir, a regiones donde el espaciador dieléctrico tiene un diámetro externo más pequeño (por ejemplo, en comparación con las regiones donde se encuentran los picos). Por ello, los canales (ranuras) pueden comportarse como puntos de doblamiento o flexiones para el cuerpo dieléctrico 702. Por tanto, la superficie externa corrugada del espaciador dieléctrico 702 proporciona una serie de puntos de doblamiento espaciados regularmente, lo que puede facilitar el doblamiento del espaciador dieléctrico 702 a lo largo de su longitud. Esto puede dar como resultado una punta radiante 212 que es altamente flexible.

La funda externa 230 cubre la superficie externa corrugada del espaciador dieléctrico 702, de modo que la punta radiante 212 tenga una superficie externa lisa. El aire puede quedar atrapado en las ondulaciones por la funda externa 230. En algunas realizaciones (no mostradas), la superficie externa del espaciador dieléctrico puede ser lisa y, en cambio, las ondulaciones pueden formarse en una superficie interna del espaciador dieléctrico (por ejemplo, en una pared del canal a través del cual se extiende la parte distal 216 del conductor interno 204). El concepto de usar un material dieléctrico corrugado en la punta radiante para aumentar la flexibilidad de la punta radiante puede incorporarse a otros instrumentos electroquirúrgicos. Por ejemplo, el instrumento electroquirúrgico 300 puede modificarse para que la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308 tenga una superficie corrugada, para proporcionar una serie de puntos de doblamiento para la punta radiante 312.

Las figuras 11a y 11b muestran vistas en perspectiva de un espaciador dieléctrico 800 que puede utilizarse en un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. Por ejemplo, el espaciador dieléctrico 800 puede reemplazar al espaciador dieléctrico 228 en el instrumento electroquirúrgico 200. El espaciador dieléctrico 800 tiene un cuerpo helicoidal 802 hecho de un material dieléctrico flexible (por ejemplo, PTFE) que se forma en una bobina. El cuerpo helicoidal 802 define un pasaje 804 que se extiende a lo largo de su eje, y a través del cual puede extenderse un conductor alargado (por ejemplo, la parte distal 216 del conductor interno 208). Por su forma helicoidal, el espaciador dieléctrico 800 puede comportarse como un resorte helicoidal. En particular, la forma helicoidal del espaciador dieléctrico 800 puede facilitar el doblamiento del espaciador dieléctrico 800 con respecto a su eje longitudinal. Al incorporar el espaciador dieléctrico 800 en la punta radiante de un instrumento electroquirúrgico, se puede facilitar por tanto el doblamiento de la punta radiante. La forma helicoidal del espaciador dieléctrico también puede mejorar la resiliencia del espaciador dieléctrico 800. El espaciador dieléctrico 800 puede servir para enderezar la punta radiante después de que se haya doblado la punta radiante. Por ejemplo, después de doblar la punta radiante para pasar por un pasaje sinuoso, la resiliencia del espaciador dieléctrico 800 puede actuar para enderezar la punta radiante. De esta forma, la punta radiante puede volver automáticamente a su configuración original (por ejemplo, recta) después de doblarse.

En algunas realizaciones (no mostradas), solo una parte del espaciador dieléctrico puede tener forma helicoidal. El concepto de usar un material dieléctrico con forma helicoidal en la punta radiante para facilitar el doblamiento de la punta radiante puede incorporarse a otros instrumentos electroquirúrgicos. Por ejemplo, el instrumento electroquirúrgico 300 puede modificarse para que la parte intermedia 322 del material dieléctrico 308 incluya una parte helicoidal, para facilitar el doblamiento de la punta radiante 312.

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico (200) que comprende:

un cable de alimentación coaxial (202) para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia, teniendo el cable de alimentación coaxial un conductor interno (204), un conductor externo (206) y un material dieléctrico (208) que separa el conductor interno y el conductor externo; y una punta radiante (212) dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia, comprendiendo la punta radiante:

una estructura de suministro de energía configurada para suministrar la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia recibida del cable de alimentación coaxial desde una superficie externa de la punta radiante, en donde la estructura de suministro de energía comprende un conductor alargado (216) conectado eléctricamente al conductor interno y que se extiende en dirección longitudinal más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial; y un cuerpo dieléctrico (401) dispuesto alrededor del conductor alargado,

en donde el cuerpo dieléctrico comprende una cavidad (402) en el mismo, estando dispuesta la cavidad adyacente al conductor alargado para facilitar la flexión de la punta radiante.

2. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la cavidad está dispuesta alrededor del conductor alargado.

3. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en donde la cavidad comprende una luz que se extiende longitudinalmente en el cuerpo dieléctrico.

4. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en donde el cuerpo dieléctrico comprende un manguito interno que rodea al conductor alargado, y en donde la luz está separada del conductor alargado por un espesor radial del manguito interno; y/o en donde la luz tiene una sección transversal anular.

5. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 3, en donde la luz forma una ranura que se extiende longitudinalmente dispuesta en una superficie externa del cuerpo dieléctrico.

6. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en donde la cavidad está formada por una muesca en el cuerpo dieléctrico.

7. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, en donde la muesca forma una ranura circunferencial que se extiende alrededor del cuerpo dieléctrico; y/o en donde el cuerpo dieléctrico incluye una superficie corrugada, y en donde la muesca está formada por ondulaciones en la superficie corrugada.

8. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la punta radiante incluye además una funda externa dispuesta alrededor de una superficie externa del cuerpo dieléctrico, en donde la funda externa está separada del cuerpo dieléctrico para permitir el movimiento relativo entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico.

9. Un instrumento electroquirúrgico (200) que comprende:

un cable de alimentación coaxial (202) para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia, teniendo el cable de alimentación coaxial un conductor interno (204), un conductor externo (206) y un material dieléctrico (208) que separa el conductor interno y el conductor externo; y una punta radiante (212) dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia, comprendiendo la punta radiante:

una estructura de suministro de energía configurada para suministrar la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia recibida del cable de alimentación coaxial desde una superficie externa de la punta radiante, en donde la estructura de suministro de energía comprende un conductor alargado (216) conectado eléctricamente al conductor interno y que se extiende en dirección longitudinal más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial; y

un cuerpo dieléctrico (228) dispuesto alrededor del conductor alargado; y una funda externa (230) dispuesta alrededor de una superficie externa del cuerpo dieléctrico, en donde la funda externa comprende un manguito (231) de material aislante que cubre la superficie externa del cuerpo dieléctrico, y en donde la funda externa está separada del cuerpo dieléctrico para permitir el movimiento relativo entre la funda externa y el cuerpo dieléctrico.

10. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con las reivindicaciones 8 o 9, en donde el cuerpo dieléctrico está

formado por un primer material dieléctrico y la funda externa está formada por un segundo material dieléctrico diferente del primer material dieléctrico; y opcionalmente

5 en donde el primer material dieléctrico tiene una temperatura de fusión más alta que el segundo material dieléctrico; y opcionalmente
en donde el primer material dieléctrico es politetrafluoroetileno y el segundo material dieléctrico es etileno propileno fluorado.

10 11. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10, en donde la funda externa incluye una punta distal dispuesta para cubrir un extremo distal del cuerpo dieléctrico; y/o
en donde la funda externa está configurada para formar un sello alrededor de la superficie externa del cuerpo dieléctrico.

15 12. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 9 a 11, en donde el cuerpo dieléctrico incluye un cuerpo helicoidal a través del cual se extiende el conductor alargado.

13. Un instrumento electroquirúrgico (200) que comprende:

20 un cable de alimentación coaxial (202) para transportar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia, teniendo el cable de alimentación coaxial un conductor interno (204), un conductor externo (206) y un material dieléctrico (208) que separa el conductor interno y el conductor externo; y
una punta radiante (212) dispuesta en un extremo distal del cable de alimentación coaxial para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia, comprendiendo la punta radiante:

25 una estructura de suministro de energía configurada para suministrar la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia recibida del cable de alimentación coaxial desde una superficie externa de la punta radiante, en donde la estructura de suministro de energía comprende un conductor alargado (216) conectado eléctricamente al conductor interno y que se extiende en dirección longitudinal más allá del extremo distal del cable de alimentación coaxial; y
30 un cuerpo dieléctrico (228) dispuesto alrededor del conductor alargado;
en donde el cuerpo dieléctrico incluye un cuerpo helicoidal (802) que comprende un resorte helicoidal a través del cual se extiende el conductor alargado.

35 14. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde:

la estructura de suministro de energía comprende un elemento de sintonización proximal y un elemento de sintonización distal, cada uno de los cuales está conectado eléctricamente al conductor alargado, estando el elemento de sintonización proximal y el elemento de sintonización distal separados longitudinalmente por una longitud del conductor alargado; y
40 el cuerpo dieléctrico incluye un primer espaciador dieléctrico dispuesto entre el elemento de sintonización proximal y el elemento de sintonización distal.

15. Un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en donde:

45 la estructura de suministro de energía comprende un electrodo distal y un electrodo proximal dispuestos sobre una superficie del cuerpo dieléctrico, estando separados físicamente el electrodo distal y el electrodo proximal por una parte intermedia del cuerpo dieléctrico;
estando conectado el electrodo proximal eléctricamente al conductor externo; y
estando conectado el electrodo distal eléctricamente al conductor interno a través del conductor alargado; y
50 opcionalmente
en donde el instrumento electroquirúrgico incluye además un elemento de sintonización montado en la parte intermedia del cuerpo dieléctrico.

55 16. Un aparato electroquirúrgico para el tratamiento de tejidos biológicos, comprendiendo el aparato electroquirúrgico:

un generador electroquirúrgico dispuesto para suministrar energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia; y
un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores conectado para recibir la energía de microondas y/o la energía de radiofrecuencia del generador electroquirúrgico; y
60 comprendiendo opcionalmente además:
un dispositivo de alcance quirúrgico que comprende un cordón de inserción flexible que tiene un canal de instrumento, en donde el instrumento electroquirúrgico está dimensionado para encajar dentro del canal de instrumento.

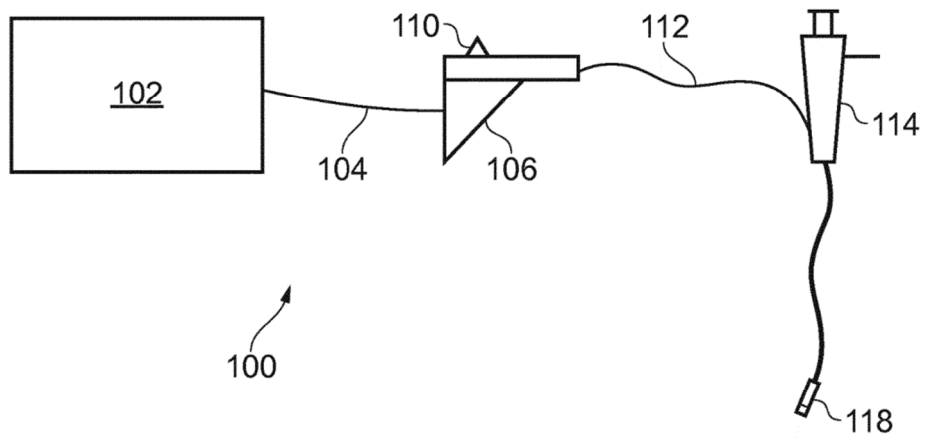


FIG. 1

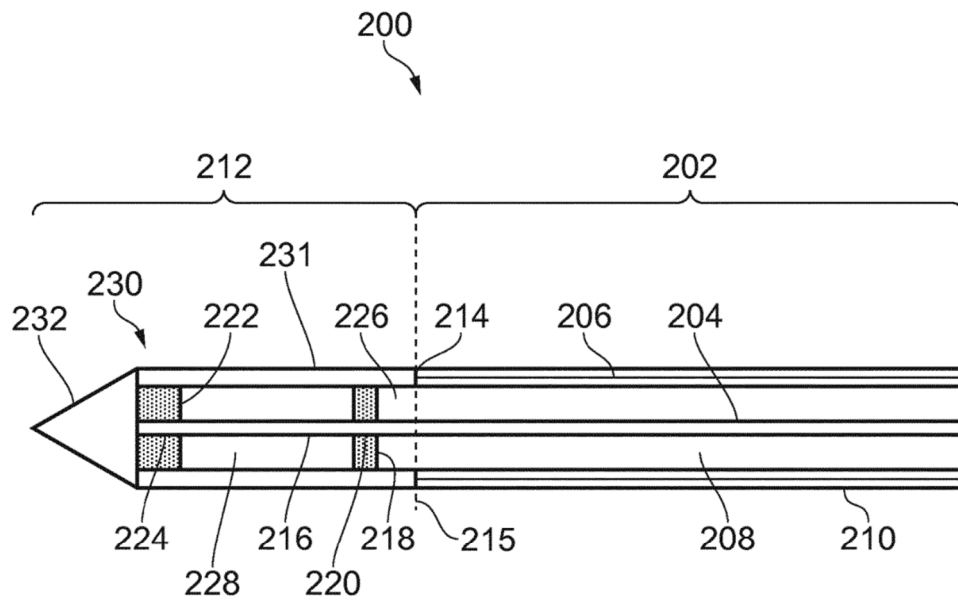


FIG. 2

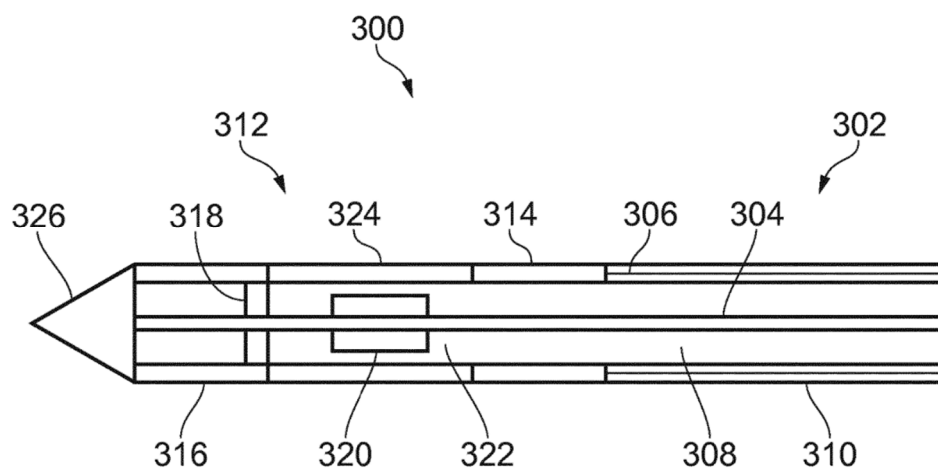


FIG. 3

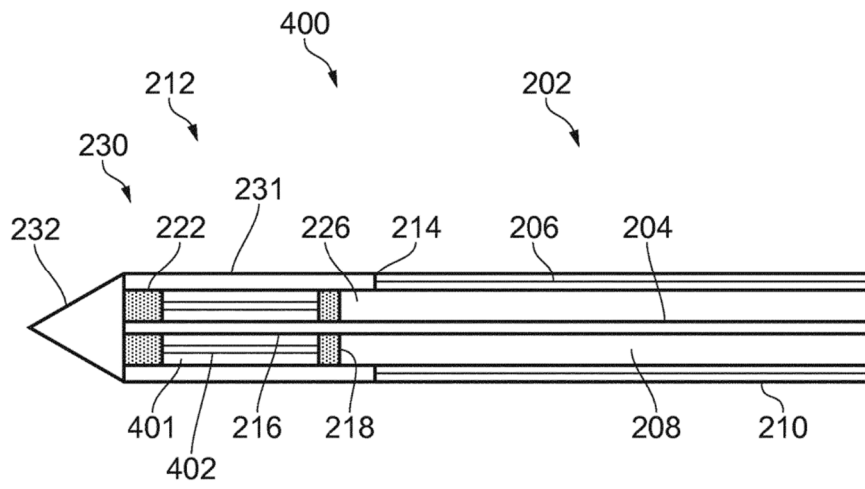


FIG. 4a

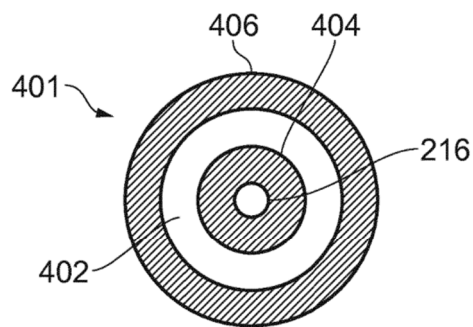


FIG. 4b

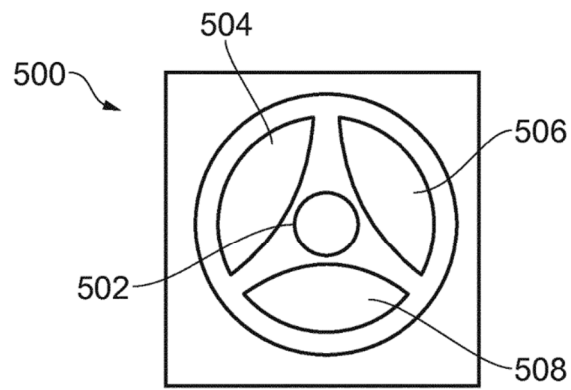


FIG. 5a

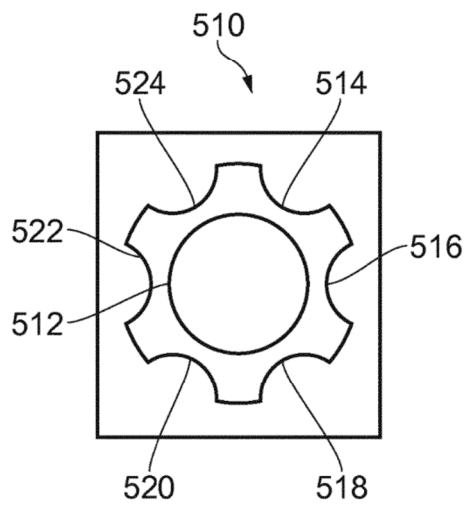


FIG. 5b

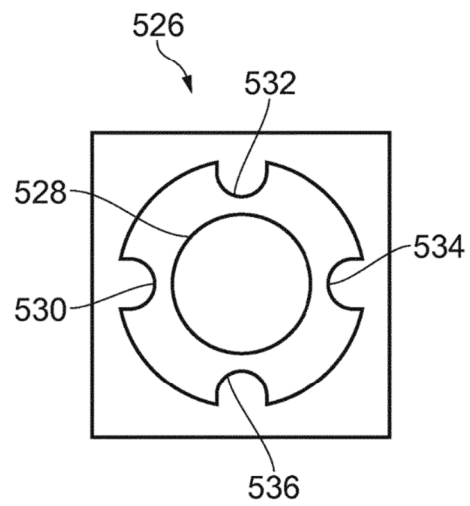


FIG. 5c

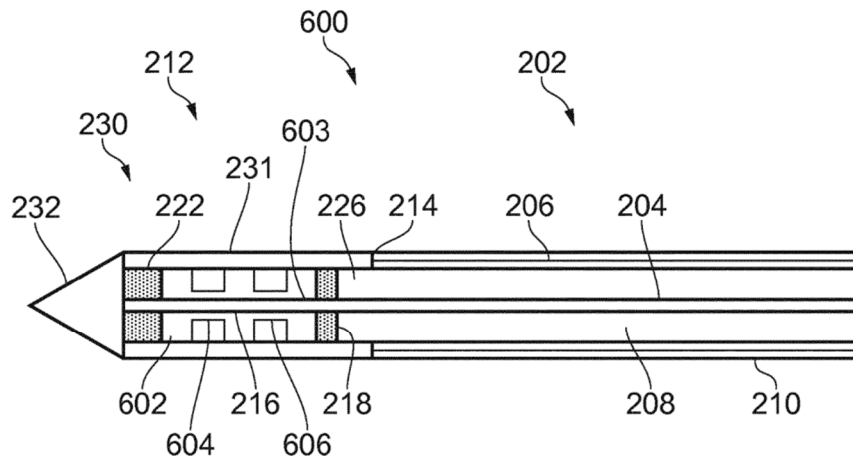


FIG. 6

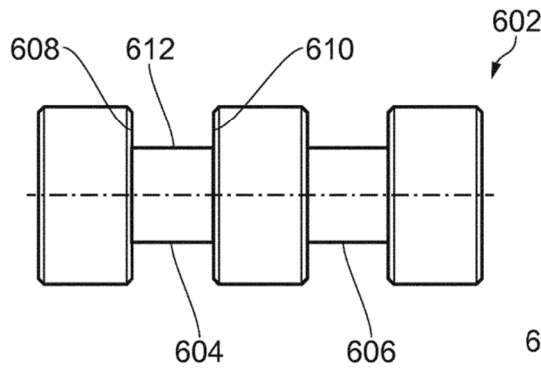


FIG. 7b

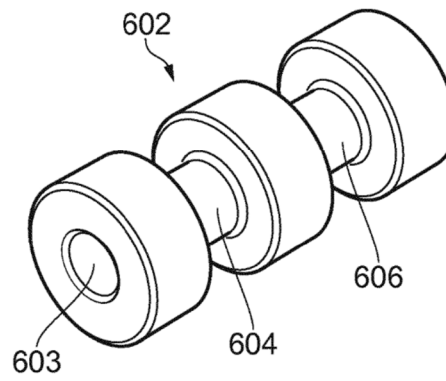


FIG. 7a

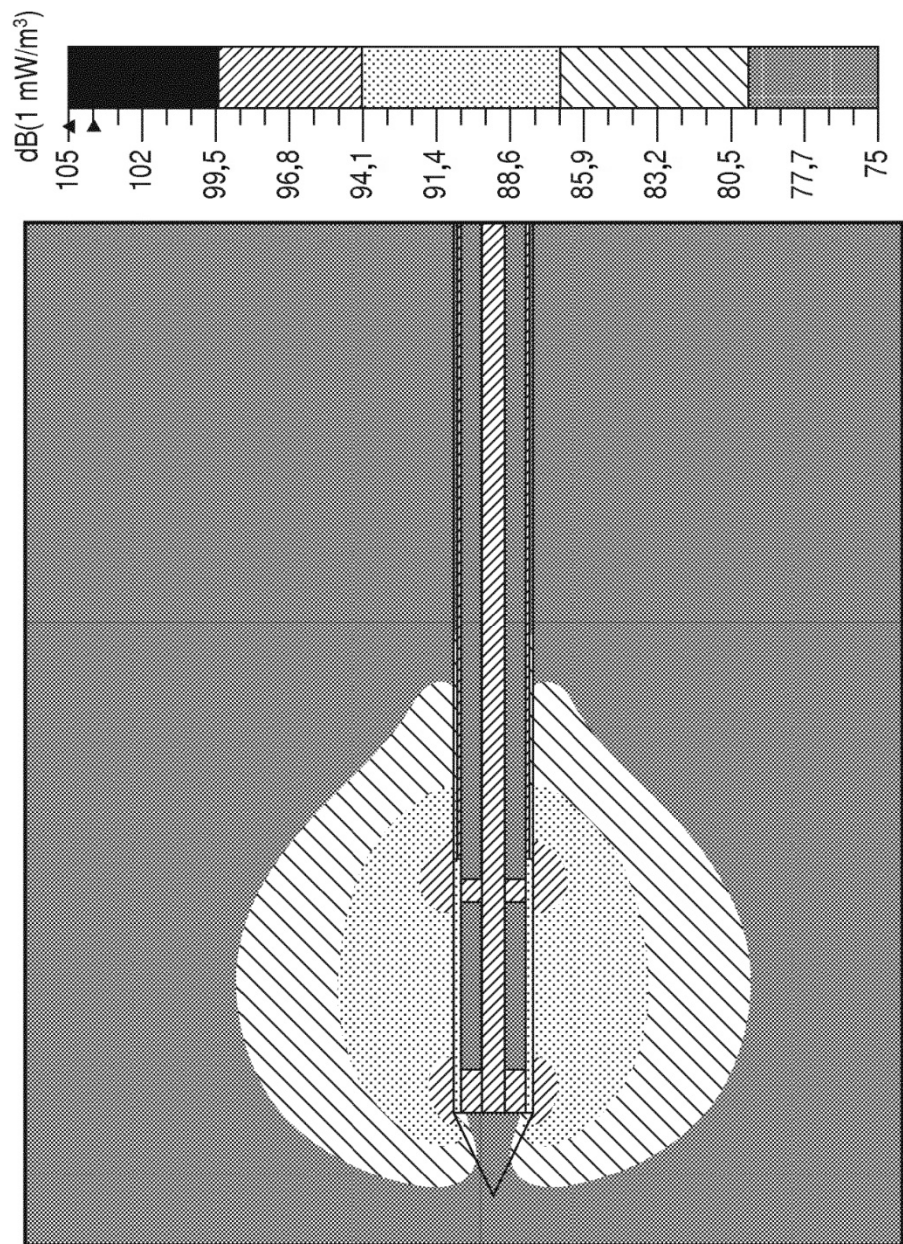


FIG. 8

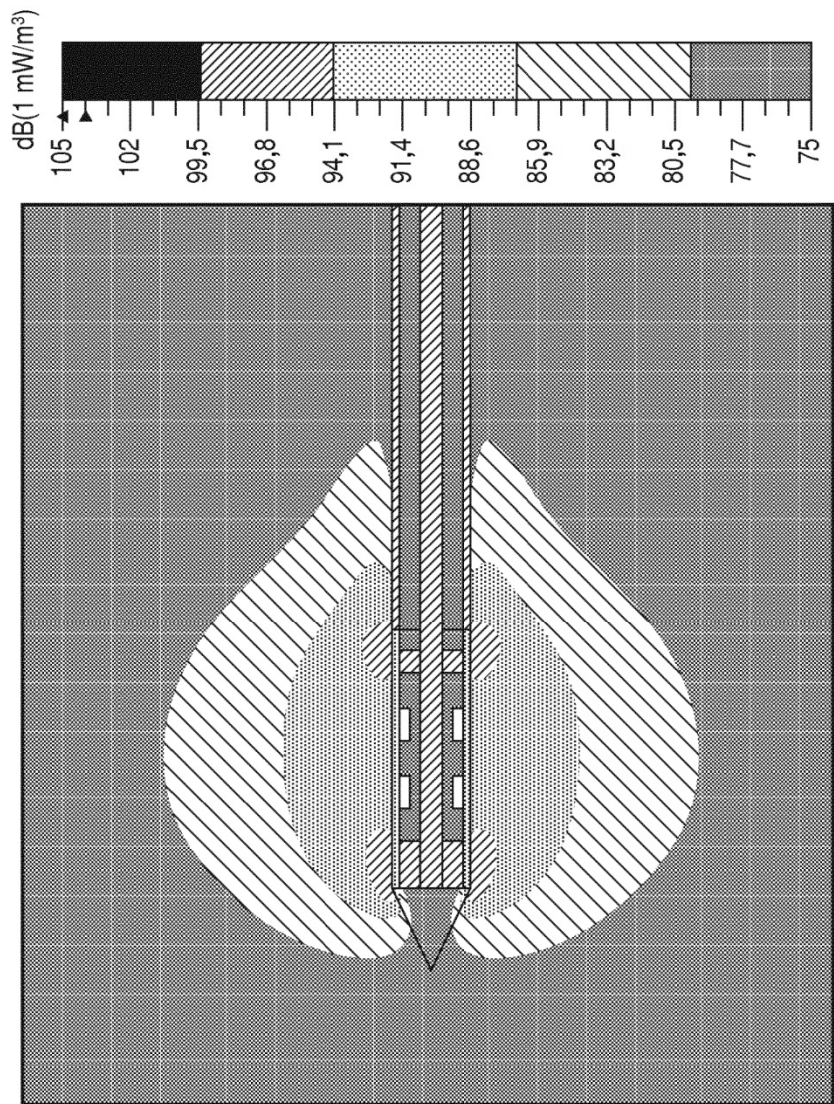


FIG. 9

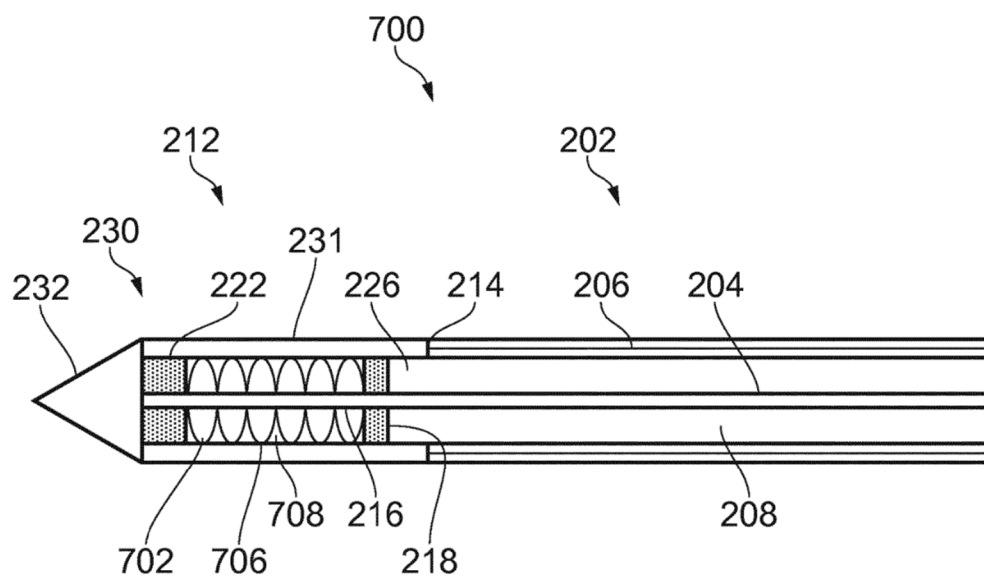


FIG. 10

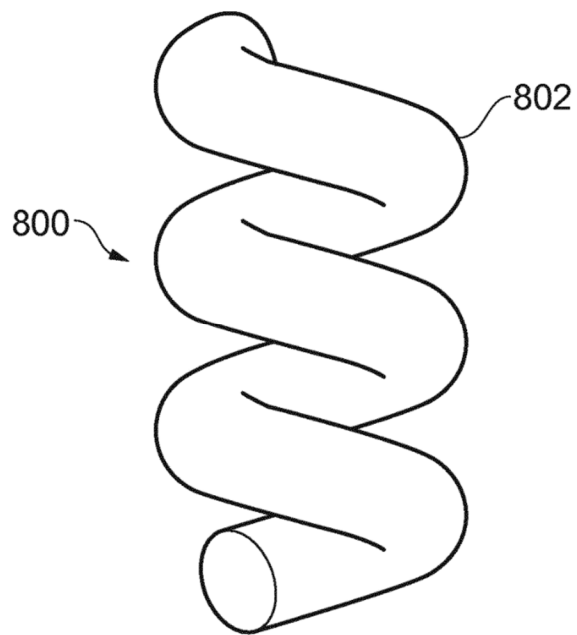


FIG. 11a

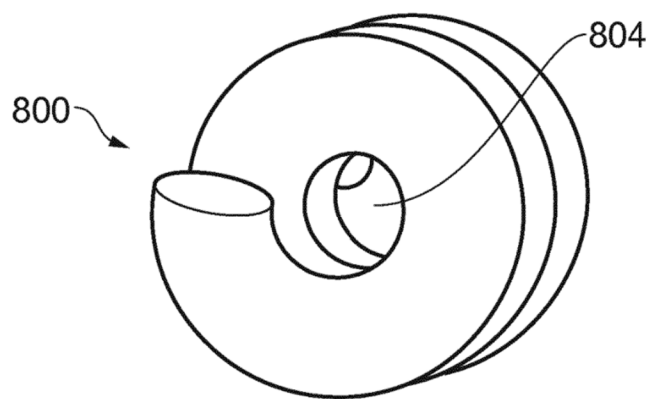


FIG. 11b