

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 606 787**

51 Int. Cl.:

H01Q 1/38 (2006.01)

H01Q 13/08 (2006.01)

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.01.2012 PCT/GB2012/050034**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.07.2012 WO12095653**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.01.2012 E 12700424 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.09.2016 EP 2664026**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico con energía electromagnética doble de radiofrecuencia y de microondas**

30 Prioridad:

11.01.2011 GB 201100444

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

27.03.2017

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
The Granary Manor Farm Stratton-on-The-Fosse
Radstock, Somerset BA3 4QF, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL y
BOOTON, MARTIN WYNFORD**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 606 787 T3

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

DESCRIPCIÓN

Instrumento electroquirúrgico con energía electromagnética doble de radiofrecuencia y de microondas

5 **Campo técnico**

La invención se refiere a instrumentos para uso con un aparato electroquirúrgico en el que se usa energía de radiofrecuencia y frecuencia de microondas para tratar tejido. En particular, la invención se refiere a instrumentos electroquirúrgicos capaces de emitir energía de radiofrecuencia para cortar tejido y energía de frecuencia de microondas para hemostasia (es decir, sellar vasos sanguíneos rotos promoviendo la coagulación sanguínea).

Antecedentes de la invención

La resección quirúrgica es un medio para extirpar secciones de tejido no deseado asociadas con órganos dentro del cuerpo humano o animal, tales como el hígado o el bazo o el intestino. Cuando se corta tejido (se divide o transecta) los vasos sanguíneos pequeños llamados arteriolas se dañan o rompen. La hemorragia inicial viene seguida por una cascada de coagulación donde la sangre se convierte en un coágulo en un intento por taponar el punto sangrante. Durante una operación, es deseable que un paciente pierda la menor cantidad de sangre posible, de modo que se han desarrollado diversos dispositivos en un intento por proporcionar cortes sin sangre.

Por ejemplo, el sistema de bisturí térmico Hemostatix® (<http://www.hemostatix.com>) combina una cuchilla afilada con un sistema hemostático. La cuchilla está revestida con un material plástico y está conectada a una unidad de calentamiento que controla la temperatura de la cuchilla. La intención es que la cuchilla calentada cauterice el tejido según lo corta.

Otros dispositivos conocidos que cortan y detienen la hemorragia al mismo tiempo no usan una cuchilla. Algunos dispositivos usan energía de radiofrecuencia (RF) para cortar y/o coagular tejido. Otros dispositivos (conocidos como bisturís armónicos) usan una punta de vibración rápida para cortar tejido.

El método de cortar usando energía de RF funciona usando el principio de que una corriente eléctrica pasa a través de una matriz tisular (asistida por los contenidos iónicos de las células), la impedancia al flujo de electrones a través del tejido genera calor. Cuando se aplica una onda sinusoidal pura a la matriz tisular, se genera suficiente calor dentro de las células para vaporizar el contenido de agua del tejido. Por lo tanto, existe una abrupta elevación de la presión interna de la célula, que no puede ser controlada por la membrana celular, provocando la ruptura celular. Cuando esto sucede sobre un área amplia, puede observarse que el tejido se ha transectado.

La coagulación por RF funciona aplicando una forma de onda menos eficaz al tejido, con lo que en lugar de vaporizarse, los contenidos celulares se calientan a aproximadamente 65 °C. Esto deshidrata el tejido por desecación y también desnaturaliza las proteínas en las paredes de los vasos y el colágeno que compone la pared celular. La desnaturalización de las proteínas actúa como estímulo para la cascada de coagulación, de modo que se intensifica la coagulación. Al mismo tiempo, el colágeno en la pared se desnaturaliza y cambia de una molécula de tipo varilla a una espiral, lo que causa que el vaso se contraiga y se reduzca en tamaño, dando al coágulo un punto de anclaje, y un área más pequeña que taponar.

El documento WO 2008/044000 desvela un aparato de resección quirúrgica adaptado para cortar y sellar simultáneamente tejido altamente vascularizado, tal como el hígado o el bazo. Comprendiendo el aparato una fuente de radiación de microondas que está acoplada a un instrumento quirúrgico que tiene una antena asociada con una cuchilla para cortar tejido biológico, en el que la antena está dispuesta para suministrar de forma controlable energía de microondas desde la fuente hasta una región donde la cuchilla corta a través del tejido. La energía de microondas puede coagular la sangre para sellar de forma eficaz el flujo sanguíneo en la región de corte. El documento WO 2008/044000 sugiere el uso de altas frecuencias de microondas (por ejemplo, 1 GHz o superior), lo que ofrece una ventaja particular sobre el uso de sistemas de frecuencia de microondas inferior y sistemas de radiofrecuencia (RF) conocidos debido a la limitada profundidad de penetración de la energía por radiación y la capacidad de posibilitar que estructuras pequeñas de cuchilla afilada emitan energía de forma eficaz al interior del tejido para sellar el flujo sanguíneo, siendo capaces de producir campos uniformes a lo largo de la longitud de la cuchilla mientras que al mismo tiempo son capaces de cortar a través del tejido para extirpar secciones de tejido enfermo o canceroso.

El documento US 6.582.427 desvela un sistema de electrocirugía dispuesto para generar tanto energía de RF (que tiene normalmente una frecuencia de 1 MHz) como energía de microondas (que tiene normalmente una frecuencia de 2,45 GHz) para funcionamiento selectivo en un modo de corte o un modo de coagulación.

El documento EP 2 253 286 desvela un sistema de ablación por microondas que comprende un conjunto de antena de microondas que tiene una parte radiante distal que contiene una cámara de refrigeración.

El documento US 2009/0118729 desvela un catéter para inserción en tejido, comprendiendo el catéter un electrodo de RF alargado rodeando por un manguito aislante retráctil.

Sumario de la invención

La presente divulgación describe desarrollos de un concepto postulado en la patente del Reino Unido anterior del solicitante n.º 0912576.6, presentada el 20 de julio de 2009, que se describe brevemente a continuación con referencia a las figuras 1 y 2.

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un instrumento de resección electroquirúrgico tal como se expone en la reivindicación 1.

El instrumento de resección electroquirúrgico es capaz de suministrar tanto energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) como energía EM de frecuencia de microondas al interior de tejido. Una alimentación de fluido está incorporada en la punta del instrumento para permitir el suministro de fluido (por ejemplo, gas o líquido) al mismo. El gas o el líquido pueden suministrarse fuera del instrumento, por ejemplo como un plasma gaseoso para ayudar al tratamiento o como un líquido para "engordar" una región de tejido antes del tratamiento, por ejemplo para elevar un pólipo que se asienta sobre la pared del intestino para ayudar a su extirpación sin causar daño a la pared del intestino. El instrumento puede alcanzar el sitio de tratamiento a través de un endoscopio, con lo que el fluido también puede usarse para lavar el sitio de tratamiento (por ejemplo, el intestino), por ejemplo para eliminar restos de la instrumentación de visionado (cámara o lente) contenida dentro del endoscopio. El fluido puede suministrarse simultáneamente con o por separado de la radiación EM de RF y de frecuencia de microondas.

El instrumento de resección electroquirúrgico es para aplicar a tejido biológico energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) que tiene una primera frecuencia y energía EM de microondas que tiene una segunda frecuencia mayor que la primera frecuencia. El instrumento comprende: una punta del instrumento que comprende un cuerpo hecho de un primer material dieléctrico que separa un primer elemento conductor de un segundo elemento conductor; un cable de alimentación coaxial que comprende un conductor interno, un conductor externo coaxial con el conductor interno, y un segundo material dieléctrico que separa los conductores externo e interno, siendo el cable de alimentación coaxial para transportar, simultáneamente o por separado, una señal de RF que tiene la primera frecuencia y una señal de microondas que tiene la segunda frecuencia; y un conducto de alimentación de fluido para suministrar fluido a la punta del instrumento; en el que el conductor interno está conectado eléctricamente al primer elemento conductor y el conductor externo está conectado eléctricamente al segundo elemento conductor para permitir que la punta del instrumento reciba la señal de RF y la señal de microondas, y en el que los primer y segundo elementos conductores están dispuestos para actuar: como electrodos activo y de retorno para transportar radiación EM de RF correspondiente a la señal de RF mediante conducción, y como una antena para emitir radiación EM de microondas correspondiente a la señal de microondas recibida.

El instrumento puede estar configurado para proporcionar una trayectoria de retorno local para energía de RF, es decir una ruta de baja impedancia para que la energía de RF sea transportada entre los primer y el segundo elementos conductores. Por ejemplo, el primer material dieléctrico que separa los elementos conductores puede proporcionar una trayectoria de retorno local o, tal como se explica a continuación, puede suministrarse un gas a la punta del instrumento para permitir que se genere un plasma en las inmediaciones de los elementos conductores para proporcionar la trayectoria de retorno de impedancia local. El corte de tejido por RF puede producirse en un borde de la punta del instrumento si el primer material dieléctrico tiene una elevada constante dieléctrica (por ejemplo mayor que la del aire) y donde la separación de los primer y segundo elementos conductores por el primer material dieléctrico en ese borde es pequeña, es decir menos de 1 mm. Esta disposición puede proporcionar la trayectoria de retorno preferencial necesaria para que fluya la corriente.

El instrumento puede ser adecuado para uso con el aparato de resección electroquirúrgico para llevar a cabo procedimientos abiertos y mínimamente invasivos o laparoscópicos bajo anestesia local que se realizan actualmente en un entorno abierto bajo anestesia general.

El conducto de alimentación de fluido está dispuesto para suministrar líquido (por ejemplo solución salina) a la punta del instrumento, y tiene una salida en el extremo distal de la punta del instrumento para introducir el líquido en el tejido biológico. La inyección de fluido (solución salina o similar) para engordar el tejido biológico puede ser particularmente útil donde el instrumento es para tratar la pared del intestino. Engordar el tejido de esta manera puede ayudar a reducir el riesgo de perforación intestinal. Es ventajoso ser capaz de usar el mismo instrumento para suministrar fluido que el que suministra energía de RF y/o de microondas, dado que el deshinchado (por ejemplo debido a escape de fluido) puede producirse si se introduce un instrumento diferente en la región o durante el tratamiento. La capacidad de introducir fluido usando la misma estructura de tratamiento permite que el nivel se rellene en cuanto se produce el deshinchado. Además, el uso de un único instrumento para realizar desecación o disección así como para introducir fluido también reduce el tiempo requerido para realizar el procedimiento de extirpación de pólipos global, reduce el riesgo de causar daños al paciente y también reduce el riesgo de infección. Más generalmente, la inyección de fluido puede usarse para lavar la región de tratamiento, por ejemplo para eliminar productos de desecho o tejido extirpado para proporcionar una mejor visibilidad cuando se está tratando. Tal como se ha mencionado anteriormente, esto puede ser particularmente útil en procedimientos endoscópicos.

5 El lado inferior del cuerpo de la punta del instrumento puede tener un perfil convexo o curvo en anchura y puede curvarse hacia arriba ligeramente a lo largo de la longitud con el fin de reducir el riesgo de que el instrumento se hinque en la pared del intestino y cause una perforación intestinal. El instrumento puede comprender un tercer material dieléctrico (por ejemplo cerámica) fijado (por ejemplo adherido) al segundo elemento conductor en el lado opuesto al primer material dieléctrico. El tercer material dieléctrico puede estar conformado (por ejemplo moldeado) para formar el lado inferior curvo.

10 El conducto de alimentación de fluido puede terminar (por ejemplo, en su extremo distal) con un tubo o aguja rígida, por ejemplo aguja hipodérmica, que puede tener un diámetro más pequeño que el resto del conducto de alimentación de fluido. El tubo o aguja rígida preferentemente incluye una parte distal penetrante adecuada para perforar tejido biológico. El conducto de alimentación de fluido puede estar montado sobre el lado inferior del instrumento, por ejemplo por separado de los primer y segundo elementos conductores. Por ejemplo, el conducto de alimentación de fluido puede estar montado en o sobre el tercer material dieléctrico, con lo que el fluido puede introducirse desde la sección curva del instrumento. Esta estructura del dispositivo puede ser particularmente útil para la extirpación de pólipos sésiles que se asientan sobre la pared del intestino. El material usado para construir la sección curva y alojar la aguja o el tubo no necesita ser un material con baja pérdida de microondas como el usado para propagar el campo de microondas y RF dado que éste no está implicado en la propagación del campo electromagnético. Los materiales adecuados son: cerámica, plástico biocompatible que no se pega a la pared del intestino (u otros tejido biológico) o similares. El material debe disponerse para permitir que el dispositivo sea curvo tanto en anchura como a lo largo de su longitud. Puede ser preferible iniciar la curva aproximadamente a medio camino, por ejemplo 4 mm o 5 mm a lo largo de la longitud, de modo que el extremo proximal (donde la radiación de RF y/o microondas es alimentada al interior del cuerpo de la punta del instrumento) es plano y el extremo distal está elevado. Esta configuración reduce adicionalmente el riesgo de que el dispositivo cause perforación intestinal durante el proceso de extirpación de pólipos.

25 En una realización, el conducto de alimentación de fluido puede desplazarse longitudinalmente con respecto al cuerpo de la punta del instrumento, por ejemplo para sobresalir desde o retraerse dentro de la punta del instrumento. Una parte sobresaliente del conducto de alimentación de fluido puede comprender el tubo o aguja rígida mencionada anteriormente.

30 El cable de alimentación coaxial y el conducto de alimentación de fluido pueden ser transportados al cuerpo de la punta del instrumento en un tubo portador común. El tubo portador común puede comprender un cuerpo tubular dimensionado para encajar en el canal para instrumento de un endoscopio, cuerpo tubular que tiene un par de perforaciones que se extienden longitudinalmente formadas en su interior para recibir el cable de alimentación coaxial y el conducto de alimentación de fluido, respectivamente.

35 El extremo proximal del conducto de alimentación de fluido puede terminar con un conector que le permite fijarse a una jeringa usada para almacenar e introducir líquidos en la tubería. La jeringa puede estar ubicada cerca de los controles usados para manipular o controlar el movimiento del endoscopio.

40 Como alternativa o adicionalmente, el conducto de alimentación de fluido puede estar dispuesto para suministrar gas al interior de una región de generación de plasma ubicada entre los primer y segundo elementos conductores en la punta del instrumento, y en el que los primer y segundo elementos conductores están configurados para crear un campo eléctrico a partir de la señal de RF y/o la señal de microondas recibidas que es capaz de ionizar el gas para generar un plasma térmico o no térmico. El gas puede ser aire o un gas inerte adecuado (por ejemplo argón) o una mezcla de gases. La región de generación de plasma puede estar encerrada dentro de la punta del instrumento, en la que el plasma se usa para proporcionar una trayectoria de retorno local para que la señal de RF facilite el corte del tejido biológico.

45 El plasma puede ayudar a proporcionar la trayectoria de retorno preferencial para la corriente de RF configurando la conducción de plasma entre los primer y segundo elementos conductores y/o para generar y emitir plasma térmico para ayudar al corte y/o sellado y/o a coagular la superficie del tejido, es decir de una manera similar a la coagulación por haz de argón.

50 Para instrumentos que tienen un diámetro pequeño (por ejemplo 2,5 mm o menos) y longitud larga (por ejemplo 1 m o más) el plasma térmico y/o no térmico puede inducirse mediante la energía EM de frecuencia de microondas. Esto es preferentemente porque la capacidad de golpear y sostener plasma no está limitada por la capacitancia del cable y la necesidad de producir tensiones muy altas en el extremo del generador, que puede ser necesario para plasmas generados por RF. El cable de microondas ofrece un entorno de impedancia fija y la capacidad de multiplicar el campo usando estructuras de cuarto de onda (transformadores) significa que puede formarse un plasma consistente con niveles relativamente bajos de potencia de microondas.

55 Como alternativa, la región de generación de plasma puede incluir una salida para permitir que el plasma no térmico o térmico sea suministrado al tejido biológico. Puede usarse plasma no térmico para esterilizar tejido, lo que puede ser de particular interés en aplicaciones relacionadas con la tecnología emergente NOTES, donde podría ser ventajoso ser capaz de esterilizar una serie de orificios naturales. Puede usarse plasma térmico para realizar

coagulación/ablación superficial o corte de tejido.

El plasma puede generarse usando la energía EM de RF suministrada a la punta del instrumento, la energía de frecuencia de microondas o una combinación de ambas. En una realización, puede usarse un pulso de energía EM de RF para golpear el plasma, que es sostenido posteriormente por la energía de frecuencia de microondas. Técnicas para crear un plasma en un instrumento electroquirúrgico se desvelan en el documento WO 2009/060213, que se incorpora en el presente documento como referencia.

La punta del instrumento puede tener una cualquiera de cuatro estructuras descritas en el presente documento:

- un cuerpo unitario (es decir una única pieza de material dieléctrico metalizado, por ejemplo cerámica o similares) adecuado para uso en cirugía abierta y cirugía mínimamente invasiva (laparoscópica);
- una estructura coaxial en la que el primer elemento conductor es un conductor interno, el segundo elemento conductor es un conductor externo coaxial con el conductor interno y separado de éste por el cuerpo de primer material dieléctrico; y
- una estructura de placa paralela (es decir un elemento de línea de transmisión plano) en la que el cuerpo de primer material dieléctrico es un elemento sustancialmente plano, el primer elemento conductor es una primera capa conductora sobre una primera superficie del elemento plano, y el segundo elemento conductor es una segunda capa conductora sobre una segunda superficie del elemento plano que es opuesta a la primera superficie.

El cuerpo unitario puede tener una forma que se adapta a un área diana de tratamiento o para realizar una función deseada. Por ejemplo, la punta del instrumento puede ser curva para seguir la pared del intestino, o puede tener un gancho para facilitar la extirpación de tejido. Estas ideas se describen a continuación en relación con el segundo aspecto de la invención.

Donde se usa la estructura coaxial mencionada anteriormente, el conducto de alimentación de fluido puede incluir un paso hueco incorporado en el cable de alimentación coaxial y la estructura coaxial. Por ejemplo, el gas puede introducirse en la punta del instrumento a lo largo de un conductor interno hueco, o entre los conductores interno y externo.

Donde se usa el elemento de línea de transmisión plano mencionado anteriormente, el conducto de alimentación de fluido puede estar dispuesto para introducir gas entre las primera y segunda capas conductoras (que pueden estar formadas como dos placas independientes) para crear plasma no térmico o térmico que puede usarse para proporcionar la trayectoria de retorno para la corriente de RF o esterilizar tejido, o cortar tejido. El elemento de línea de transmisión plano puede contener tanto una región de material dieléctrico con una elevada constante dieléctrica para proporcionar la trayectoria de retorno local como una segunda región abierta que puede llenarse con gas para permitir que se produzca plasma no térmico para esterilizar tejido o para que se produzca plasma térmico para que se forme corte del tejido o coagulación superficial. Esta disposición también puede sacar provecho del uso de un material con una elevada permitividad relativa (o constante dieléctrica) insertado entre las dos capas o placas conductoras (conductores activo y de retorno). El material de elevada permitividad incrementa la capacitancia de la estructura, lo que, a su vez, reduce la impedancia de la estructura de manera lineal, ayudando de este modo para garantizar que la trayectoria de retorno preferencial para la corriente de RF está configurada o existe entre las dos placas.

Cuando el plasma se retira, la estructura parece una línea de transmisión de placas paralelas con aire que separa las dos placas. Esta disposición puede usarse para emitir de forma eficiente energía de microondas a lo largo de uno o más de los bordes de la estructura y/o a través de una única o una pluralidad de ranuras o aberturas contenidas dentro de una o más de las superficies. La estructura de placa paralela sin plasma también puede usarse para configurar las condiciones necesarias para corte por RF y coagulación por microondas, es decir, en RF, la estructura puede modelizarse como un condensador de placas paralelas con un material dieléctrico intercalado entre las dos placas con capas de metalización que llegan hasta los bordes a lo largo de la longitud de la cuchilla y recortadas en los extremos y, en frecuencia de microondas, la estructura puede modelizarse como una estructura de línea de transmisión de elementos distribuidos capaz de emitir energía de microondas desde uno o ambos bordes largos y/o desde el extremo distal.

La estructura de placa paralela con una capa de metalización a ambos lados del material dieléctrico puede usarse para realizar de forma eficiente corte de tejido por RF de la manera más eficiente cuando la capa de metalización respectiva llega justo hasta el borde del material dieléctrico, es decir ningún material dieléctrico está expuesto sobre las superficies y solamente puede verse metal. El dieléctrico también puede estar expuesto, de modo que la ablación o coagulación por microondas pueda realizarse a lo largo de los bordes o en el extremo de la estructura.

Puede ser preferible retirar una pequeña cantidad de metalización en el extremo distal de la estructura, es decir de 0,5 mm a 1 mm desde el extremo, con el fin de prevenir que el dispositivo corte al interior del tejido en el extremo si eso es indeseable (aunque la invención no está necesariamente limitada a dispositivos que no cortan en el extremo distal de la punta del instrumento). Sin embargo, una estructura que puede suministrar energía de microondas para

coagulación, pero ninguna energía de RF para cortar en el extremo de la cuchilla, es preferible para aplicaciones relacionadas con cirugía intestinal, es decir para la extirpación de pólipos sésiles, dado que esta disposición reduce el riesgo de perforación intestinal.

5 En una realización, la estructura de placa paralela puede estar configurada de la siguiente manera:

(i) el primer material dieléctrico comprende un bloque que tiene una anchura de 1,5 mm a 2 mm, longitud de 6 mm a 12 mm;

10 (ii) los primer y segundo elementos conductores comprenden capas de metalización sobre las superficies opuestas del primer material dieléctrico que se extiende hasta los bordes en ambos lados del dieléctrico a lo largo de la longitud de la cuchilla, siendo el grosor global del bloque con capas de metalización de 0,3 mm a 0,5 mm;

(iii) un espacio de 0,5 mm en la metalización que forma el primer elemento conductor en el extremo proximal del primer material dieléctrico para equiparación para para impedir que el conductor activo se cortocircuite;

15 (iv) un espacio de 0,2 mm a 1 mm en la metalización que forma los primer y segundo elementos conductores en el extremo distal del primer material dieléctrico para impedir que la estructura corte tejido; y

(v) un radio pequeño de aproximadamente 0,2 mm en las esquinas del extremo distal del primer material dieléctrico para impedir que la estructura se atasque dentro del canal para instrumento del endoscopio debido a que los bordes afilados se enganchen en las paredes internas.

20 Donde el dispositivo se usa para emitir plasma, pueden estar provista una ranura o una pluralidad de ranuras para permitir que el gas caliente escape de la estructura para crear el efecto de corte de tejido deseado. También puede emitirse plasma no térmico desde dichas ranuras con el fin de permitir que el mismo dispositivo se use para esterilizar tejido o destruir bacterias dentro de o sobre la superficie de tejido ubicado en las inmediaciones del aplicador, es decir dentro de un orificio natural o sobre la superficie de un órgano, por ejemplo el hígado.

25 La punta del instrumento puede comprender una pluralidad de elementos de línea de transmisión planos dispuestos en paralelo, la pluralidad de elementos de línea de transmisión planos recibía la señal de RF y la señal de microondas proveniente del cable de alimentación coaxial mediante una disposición de divisor de potencia equilibrado. El divisor de potencia equilibrado puede garantizar que las señales de RF y de microondas son recibidas por la pluralidad de elementos de línea de transmisión en fase, de modo que la energía emitida total sea uniforme.

30 La punta del instrumento puede incluir un transformador de un cuarto de longitud de onda (es decir un conector que tiene una longitud eléctrica igual a un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento) conectado entre el cable de alimentación coaxial y la pluralidad de elementos de línea de transmisión planos para equiparar en impedancia el cable de alimentación coaxial con la pluralidad de elementos de línea de transmisión planos.

35 El cable de alimentación coaxial y el conducto de alimentación de fluido tienen un diámetro combinado que es menor que 2,5 mm, y la punta del instrumento puede extenderse fuera del cable de alimentación coaxial 8 mm o menos (preferentemente 5 mm o menos), y puede tener una anchura de 1,8 mm o menos (preferentemente 1,5 mm o menos) y un grosor de 0,5 mm o menos (preferentemente 0,3 mm).

40 Puede observarse que la invención no está limitada a emitir solamente energía de microondas en el extremo para coagular tejido. En ciertas aplicaciones clínicas, puede ser deseable emitir energía tanto de RF como de microondas en el extremo o puede ser deseable emitir energía de RF solamente. Lo mismo también se aplica a los dos bordes largos y las dos caras.

45 Los instrumentos de acuerdo con la invención son capaces, de este modo, de adaptarse a las siguientes entradas: energía EM de RF, energía EM de frecuencia de microondas, y fluido (gas o líquido). El instrumento puede estar configurado para producir uno o más cualquiera de las siguientes salidas clínicas:

- energía EM de RF en solitario para cortar tejido biológico o realizar ablación/coagulación superficial;
- energía EM de RF junto con un plasma no térmico o térmico (producido por la energía EM de RF y/o la energía de frecuencia de microondas) para cortar tejido biológico (en el que el plasma se usa para formar la trayectoria de retorno para la energía EM de RF y la propia energía EM de RF se usa para hacer estallar las células);
- plasma térmico producido por energía EM de RF y/o energía de frecuencia de microondas para cortar tejido biológico;
- no térmico producido por energía EM de RF y/o energía de frecuencia de microondas para esterilizar tejido; y
- energía de microondas en solitario para sellar/coagular o extirpar tejido biológico.

50 Si un plasma gaseoso se establece entre los electrodos activo y de retorno (primer y segundo elementos conductores) del instrumento, éste puede ser conmutable entre realizar corte por RF y el sellado/coagulación por microondas.

65

Los primer y segundo elementos conductores pueden formar una estructura emisora bipolar. La estructura emisora bipolar puede incluir un balún en la punta del instrumento para prevenir corrientes sobre la funda y garantizar que el campo EM de frecuencia de microondas es emitido en una dirección hacia fuera. El balún puede ser un simple tercer conductor conectado eléctricamente (por ejemplo soldado) al segundo conductor en el extremo distal para formar un cortocircuito.

Haciendo al balún de un cuarto de longitud de onda de largo (en la frecuencia de funcionamiento de microondas), la condición de cortocircuito se transformará en una condición de circuito abierto para prevenir el flujo de corriente a lo largo del cable. Una pluralidad de balunes puede estar provista en el instrumento para incrementar la pérdida por retorno cuando el instrumento se inserta en el tejido. Por ejemplo, un balún puede incrementar la pérdida por retorno de 15 dB a 25 dB, dos balunes la pueden llevar a 40 dB y tres balunes pueden incrementarla a 60 dB, es decir una millonésima de la energía que emana desde el instrumento está siendo reflejada de vuelta a lo largo del cable.

El instrumento de resección electroquirúrgico de la invención puede tener una punta del instrumento plana capaz de suministrar tanto energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) como energía EM de frecuencia de microondas al interior del tejido de una manera dirigida a través de la configuración adecuada de un par de elementos conductores en la punta del instrumento. En particular, el suministro de la energía EM de RF puede inhibirse excepto en un borde lateral de la punta del instrumento plana que está designado como un borde cortante. Los inventores han constatado que la capacidad de suministrar energía de RF al interior del tejido es dependiente de la distancia de metalización hasta los bordes de la estructura. En ciertos procedimientos, puede ser preferible inhibir el corte por RF a lo largo de uno o ambos bordes, pero suministrar energía de RF desde el extremo distal.

Por lo tanto, las primera y segunda capas conductoras pueden retirarse desde los bordes del cuerpo plano excepto en una parte de corte por RF ubicada a lo largo de un borde del cuerpo plano donde es deseable realizar corte del tejido. Esta característica utiliza la capacidad del instrumento de "ser visto" de forma diferente mediante el aparato que genera la señal de RF y la señal de microondas para las señales a las primera y segunda frecuencias. En la primera frecuencia, la punta del instrumento puede modelizarse como condensador de placas paralelas. El campo eléctrico establecido por la señal de RF entre las primera y segunda capas conductoras puede estar contenido sustancialmente con el cuerpo plano (primer material dieléctrico) estableciendo los bordes de las primera y segunda capas conductoras hacia atrás desde los bordes laterales del cuerpo plano. Para realizar corte por RF, es deseable que el campo se extienda fuera del cuerpo plano. En esta invención, es posible hacer esto extendiendo los bordes de las primera y segunda capas conductoras hasta el borde lateral del cuerpo plano en una región designada como una parte de corte por RF. Puede ser preferible que esto sea un borde lateral de lado único del cuerpo plano; las primera y segunda capas conductoras pueden retirarse del borde distal y el borde lateral opuesto a la parte de corte por RF.

Mientras tanto, en la segunda frecuencia, la punta del instrumento puede modelizarse como una línea de transmisión de placas paralelas con el cuerpo plano representando material dieléctrico que separa dos placas conductoras. El patrón de radiación de la energía EM de frecuencia de microondas en este caso depende de la forma global del cuerpo plano y la estructura de alimentación de microondas. En este caso particular, el espacio en el extremo proximal entre la línea de alimentación coaxial (conductor central) y la capa conductora superior desempeña un papel importante en garantizar que la energía de microondas proveniente de la fuente se equipare en términos de impedancia con la impedancia de carga presentada por el tejido. Usando herramientas de simulación conocidas, esto puede modelizarse para controlar desde qué bordes es emitida la energía EM de frecuencia de microondas. Por ejemplo, la punta del instrumento puede estar configurada para inhibir la irradiación de la radiación EM de microondas desde un borde distal del cuerpo plano.

El borde lateral del cuerpo plano que tiene la parte de corte por RF puede tener una forma de gancho para facilitar la extirpación de tejido. También puede ofrecer la capacidad de arrastrar tejido hacia atrás para permitir al cirujano tener un mayor nivel de control. La forma de gancho puede incluir una parte de acoplamiento al tejido orientada de forma sustancialmente proximal. La parte de gancho puede comprender una curva suave. La parte de corte por RF está ubicada más lejos desde el extremo distal del cuerpo plano que la parte de acoplamiento al tejido orientada de forma sustancialmente proximal, es decir en el interior de la forma de gancho.

La alimentación de fluido puede integrarse en una sección curva o convexa del material fijado al lado inferior de la superficie plana mencionada anteriormente. El radio de la curva puede ser tal que ayude a garantizar que el dispositivo no perfora la pared del intestino durante la operación, es decir la forma curva impide que el dispositivo se hincque en la pared del intestino de tal manera que pueda producirse una perforación. El tubo de alimentación puede terminar en el extremo proximal de la sección curva, es decir cerca del punto donde el cable de suministro de energía de microondas/RF entra en la estructura, con una estructura de aguja que puede tener un diámetro externo menor de 0,6 mm, por ejemplo 0,4 mm. La aguja puede introducirse o retraerse mediante el movimiento del tubo de alimentación de fluido en el extremo proximal (donde puede fijarse a una jeringa usada para introducir fluido en el tubo) o usando uno o más alambres de control. Como en el primer aspecto, el cable de alimentación coaxial y el conducto de alimentación de fluido pueden transportarse al cuerpo de la punta del instrumento en un tubo portador común. El tubo portador común puede comprender una o más perforaciones adicionales para transportar los alambres de control al cuerpo de la punta del instrumento. Tal como se ha mencionado anteriormente, el diámetro del tubo portador común es preferentemente menor de 2,5 mm para permitirle encajar hacia abajo en el canal para

instrumento de un endoscopio.

El conducto de alimentación de fluido puede incluir un paso hueco formado en el cuerpo plano, y la salida puede ser un agujero en el extremo distal del cuerpo plano. El conducto de alimentación de fluido puede incluir un tubo flexible que tiene un diámetro externo de menos de 1 mm que discurre en el interior de la punta del instrumento junto al cable de alimentación coaxial, (que puede ser un cable de microondas (por ejemplo Sucoform 47) que tiene un diámetro del conductor externo de 1,2 mm).

El instrumento puede incluir una cubierta retráctil para la punta del instrumento, en la que, cuando la punta del instrumento está cubierta, el instrumento ocupa una configuración de penetración en el tejido para introducir fluido de forma invasiva en el tejido biológico, y cuando la punta del instrumento está expuesta, el instrumento ocupa una configuración de tratamiento de tejido para emitir radiación EM de RF y/o radiación EM de microondas. La cubierta puede recordar a un cono que puede ser empujado (por ejemplo mediante un alambre guía que se extiende junto al cable coaxial) sobre la punta del instrumento.

La punta del instrumento puede ser curva en una dirección entre los bordes laterales del cuerpo plano. Por ejemplo, puede tener una forma similar a una cuchara. Puede ser curva (o convexa) en la cara inferior y ser curva hacia arriba desde el extremo proximal al distal de la estructura.

En un desarrollo, la punta del instrumento puede ser giratoria bajo el control del operador del dispositivo. En una realización, la rotación puede conseguirse haciendo girar el tubo portador común dentro del canal para instrumento del endoscopio, por ejemplo usando un mango o mando de control adecuado. En otra realización, el cuerpo de la punta del instrumento puede montarse sobre una placa giratoria que puede girar, por ejemplo +/- 90° con respecto al tubo portador común. En esta disposición, el cable de alimentación coaxial y el cable de alimentación de fluido pueden ser flexibles para adaptarse al movimiento del primer cuerpo dieléctrico durante la rotación. A la placa giratoria se le puede hacer girar mediante un par de alambres de control que accionan, cada uno, una palanca de pivotamiento acoplada con la placa.

En el presente documento, la primera frecuencia puede ser una frecuencia fija estable en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz y la segunda frecuencia puede ser una frecuencia fija estable en el intervalo de 300 MHz a 100 GHz. La primera frecuencia debe ser suficientemente alta para impedir que la energía cause estimulación nerviosa y lo suficientemente baja para impedir que la energía cause escaldado del tejido o margen o daño térmico innecesario a la estructura del tejido. Las frecuencias puntuales preferidas para la primera fuente de energía incluyen una cualquiera o más de: 100 kHz, 250 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la segunda fuente de energía incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describen en detalle realizaciones de la invención con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es una vista en perspectiva superior de un instrumento que puede ser útil para entender la invención;

y
La figura 2 es una vista en perspectiva inferior del instrumento mostrado en la figura 1;

La figura 3 es una vista esquemática de un instrumento de resección electroquirúrgico de cuchilla roma que es una realización de la invención adecuada para realizar procedimientos quirúrgicos abiertos;

La figura 4A es un instrumento de resección electroquirúrgico que combina una pluralidad de cuchillas radiantes tal como se muestra en las figuras 1 y 2 que es una realización de la invención;

La figura 4B es un instrumento de resección electroquirúrgico que combina una pluralidad de cuchillas radiantes tal como se muestra en las figuras 1 y 2 que es otra realización de la invención;

La figura 5 es una vista esquemática de una versión laparoscópica de un instrumento de resección electroquirúrgico que es una realización de la invención;

La figura 6 es una vista de sección transversal de un instrumento de resección electroquirúrgico que tiene una estructura coaxial que es una realización de la invención;

La figura 7 es una vista de sección transversal de un instrumento de resección electroquirúrgico que tiene una estructura coaxial que es otra realización de la invención;

La figura 8 es una vista esquemática de un instrumento de resección electroquirúrgico de placas paralelas abiertas que es una realización de la invención;

La figura 9 es una vista esquemática de la punta del instrumento del instrumento mostrado en la figura 8;

La figura 10 es una vista esquemática de un instrumento de resección electroquirúrgico de placas paralelas cerradas que es una realización de la invención;

La figura 11 es una vista esquemática posterior de la punta del instrumento, del instrumento mostrado en la figura 10, que muestra las alimentaciones de gas y energía de RF/microondas y el grosor relativo de las capas en la punta del instrumento;

La figura 12 es una vista de sección transversal esquemática a través de un instrumento de resección electroquirúrgico que es una realización de la invención adecuada para uso en procedimientos gastrointestinales;

La figura 13 es una vista en planta esquemática de la punta del instrumento, del instrumento mostrado en la figura 12;

La figura 14 es una vista de sección transversal esquemática a través de la parte de gancho de la punta del instrumento mostrada en la figura 13;

La figura 15 es una vista esquemática de un conjunto electroquirúrgico completo que comprende un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención;

La figura 16 es una vista de sección transversal esquemática a través del instrumento electroquirúrgico mostrado en la figura 15;

La figura 17 es una vista lateral esquemática del extremo distal de un tubo portador común adecuado para uso con la invención;

La figura 18 es una vista de sección transversal esquemática a través de un primer tubo portador común adecuado para uso con la invención;

La figura 19 es una vista de sección transversal esquemática a través de un segundo tubo portador común adecuado para uso con la invención;

La figura 20 es una vista de sección transversal esquemática a través del portador común de la figura 18 que transporta el conducto de alimentación de fluido y el cable de alimentación coaxial;

La figura 21 es una vista lateral esquemática de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención conectada a un tubo portador común;

La figura 22 es una vista lateral y desde el extremo de un mando giratorio para uso en una realización de la invención;

La figura 23 es una vista lateral esquemática de un instrumento electroquirúrgico giratorio que es una realización de la invención conectado a un tubo portador común;

La figura 24 es un diagrama esquemático que ilustra el mecanismo de rotación usado en el instrumento mostrado en la figura 23; y

La figura 25 es una vista de sección transversal esquemática a través del tubo portador común usado con el instrumento mostrado en la figura 23.

Descripción detallada; opciones adicionales y preferencias

Tal como se ha mencionado anteriormente, la divulgación en el presente documento se refiere a desarrollos de un concepto postulado en la patente del Reino Unido anterior del solicitante n.º 0912576.6, presentada el 20 de julio de 2009. La solicitud de patente del Reino Unido n.º 0912576.6 describe un instrumento electroquirúrgico en forma de una espátula que comprende una línea de transmisión plana para transportar energía de microondas formada a partir de una lámina de un primer material dieléctrico que tiene primera y segunda capas conductoras en superficies opuestas de la misma, estando la línea de transmisión plana conectada a un cable coaxial que está dispuesto para suministrar energía de microondas a la línea de transmisión plana, comprendiendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo coaxial con el conductor interno, y un segundo material dieléctrico que separa los conductores externo e interno, extendiéndose los conductores interno y externo más allá del segundo dieléctrico en una interfaz de conexión para solapar superficies opuestas de la línea de transmisión y poner en contacto eléctricamente la primera capa conductora y la segunda capa conductora respectivamente. La primera capa conductora está separada del extremo de la línea de transmisión que topa con el cable coaxial para aislar eléctricamente el conductor externo de la primera capa conductora y también la distancia del espacio está implicada en la equiparación de la impedancia de la energía suministrada desde la fuente de microondas con la impedancia del tejido biológico, y la anchura de las primera y segunda capas conductoras también se selecciona para ayudar a crear una equiparación de impedancia entre la línea de transmisión y el cable coaxial. La configuración de espátula mostrada en la solicitud de patente del Reino Unido n.º 0912576.6 proporciona pérdida por inserción entre la línea de alimentación coaxial y la sección radiante del extremo, mientras que también proporciona propiedades de pérdida por retorno deseables para los bordes de la espátula cuando están en contacto con aire y tejido biológico respectivamente. Con más detalle, la pérdida por inserción a lo largo de la estructura puede ser menor de 0,2 dB a la frecuencia de interés, y la pérdida por retorno menor que (más negativa que) -3 dB, preferentemente menor que -10 dB. Estas propiedades también pueden indicar una unión bien equiparada entre el cable coaxial y la estructura de espátula de la línea de transmisión, con lo que potencia de microondas es lanzada de forma eficiente al interior de la espátula. Análogamente, cuando los bordes de la espátula están expuestos al aire o tejido biológico que no es de interés, la pérdida por retorno puede ser sustancialmente cero (es decir muy poca potencia emitida al interior del espacio libre o tejido no deseable), mientras que están en contacto con tejido biológico deseable la pérdida por retorno puede ser menor que (más negativo que) -3dB, preferentemente menos que -10 dB (es decir la mayoría de la potencia en la espátula es transferida al tejido). El instrumento descrito en la solicitud de patente del Reino Unido n.º 0912576.6 está concebido para emitir energía de microondas desde los bordes de la línea de transmisión plana para causar ablación o coagulación de tejido localizada.

Sin embargo, la solicitud de patente del Reino Unido n.º 0912576.6 también desvela que la espátula descrita anteriormente puede tener una parte de corte por RF integrada con ella. La parte de corte por RF puede formarse usando las primera y segunda capas conductoras mencionadas anteriormente como electrodos activo y de retorno para energía de RF. Esta disposición aprovecha el hecho de que los electrodos activo y de retorno están en estrecha proximidad entre sí, configurando de este modo una trayectoria de retorno preferencial para permitir que una acción de corte de tejido local tenga lugar sin necesidad de una almohadilla de retorno remota o un líquido

altamente conductor, es decir solución salina, que existe entre los dos electrodos.

En este ejemplo, la parte de corte por RF puede comprender una fuente de tensión de RF acoplada a la línea de transmisión plana, una unidad diplexora/duplexora de frecuencia (o adionador de señales) que comprende un filtro de paso bajo para impedir que la energía de microondas de alta frecuencia vuelva atrás a la fuente de energía de RF de frecuencia inferior y un filtro de paso alto para impedir que la energía de RF de frecuencia inferior vuelva atrás al interior de la fuente de energía de microondas de frecuencia superior. En un ejemplo, el diplexor/duplexor de frecuencia puede usarse para permitir que las fuentes de energía de microondas y RF se combinen en el generador y se suministren a lo largo de un único canal, por ejemplo cable coaxial, conjunto de guía de ondas o par retorcido, a la estructura de espátula. La energía cortante de RF puede suministrarse sola al interior del tejido o puede mezclarse o añadirse con la energía de microondas y suministrarse simultáneamente para configurar un modo de funcionamiento combinado.

Un ejemplo detallado de la configuración de espátula que tiene una estructura de antena bipolar tal como se describe en la solicitud de patente del Reino Unido n.º 0912576.6 se muestra en las figuras 1 y 2. La figura 1 muestra un instrumento 100 que tiene una línea de transmisión de 0,6 mm de grosor 102 conectada a un cable coaxial 104. El instrumento es adecuado para funcionamiento a 2,45 GHz, 5,8 GHz y 14,5 GHz. El cable coaxial 104 comprende un conductor interno 106, un conductor externo 108 y un material dieléctrico 110 que separa los conductores interno y externo 106, 108. En el extremo distal del conductor coaxial 104, los conductores interno y externo 106, 108 tienen parte sobresalientes 112, 114 que se extienden lejos del material dieléctrico 110. La línea de transmisión 102 está intercalada entre la parte sobresalientes 112, 114 de modo que su extremo proximal tope con el extremo distal del cable coaxial. La parte sobresaliente 112 del conductor interno está dispuesta para contactar con una capa conductora superior 116 de la línea de transmisión 102 y la parte sobresaliente 114 del conductor externo está dispuesta para contactar con una capa conductora inferior 118 de la línea de transmisión 102.

Un espacio 120 está provisto entre el borde proximal de la capa conductora superior y el extremo distal del cable coaxial para impedir cortocircuitos entre los conductores interno y externo. La longitud de este espacio también determina la coincidencia de impedancia entre la fuente de energía de microondas (generador, cable de línea de transmisión y estructura radiante) y el tejido biológico.

Un soporte tubular de plástico 122 (mostrado como translúcido por conveniencia) está montado sobre la unión entre la línea de transmisión 102 y el cable coaxial 104. El diámetro interno del soporte tubular 122 es mayor que el diámetro externo del cable coaxial 104 para permitirle encajarse sobre el cable. Una estructura de montaje 124, por ejemplo cola o similares, está fijada entre el cable coaxial 104 y el soporte tubular 122 para asegurar el cable en su lugar. Análogamente, bloques de montaje 126, 128 (por ejemplo, cola) están fijados entre la línea de transmisión 102 y el soporte tubular 122 para asegurar la línea de transmisión en su lugar.

La línea de transmisión puede comprender una lámina de 0,61 mm de grosor 130 de TRF-41 (constante dieléctrica 4,1 y tangente de pérdida 0,0035). El cable coaxial 104 tiene un diámetro externo de aproximadamente 2,2 mm y un diámetro del eje de 0,574 mm. El cable coaxial 280 usado en un modelo configurado para evaluar el rendimiento de microondas es UT 85C-LL (de Micro-Coax).

Las capas conductoras 116, 118 en la línea de transmisión 102 van directas hasta el extremo distal de la lámina 130 y son de 2,002 mm de ancho. La lámina 130 es de 2,6 mm de ancho.

El soporte tubular 122 es un tubo de polipropileno que tiene un diámetro externo de 3,1 mm, para tener un buen encaje por deslizamiento en un endoscopio, y un diámetro interno de 2,6 mm. Esto da un grosor de la pared de aproximadamente 0,25 mm. El material y el grosor no son críticos; pueden usarse nylon o polietileno, o una serie de otros plásticos. Los bordes de la línea de transmisión pueden estar, preferentemente, biselados, de modo que el instrumento se asiente en su lugar justo debajo del diámetro del tubo.

En tubo discurre 5 mm a lo largo de la longitud de la línea de transmisión 102. El solapamiento con el cable coaxial es de 5 mm en este caso pero puede ser tan largo como se requiera. El tubo puede ser suficientemente corto para pasar a través de un endoscopio doblado. El propósito principal del tubo es soportar el instrumento y mantenerlo firme en el extremo del endoscopio cuando un procedimiento clínico está teniendo lugar.

La estructura de montaje 124 y los bloques de montaje 126, 128 pueden estar hechos de casi cualquier material que pueda mantener a la estructura junta mecánicamente, dado que este material (o materiales) no afecta al rendimiento del dispositivo si se mantiene alejado de los bordes del instrumento y el eje del Coax.

El espacio 120 entre la capa conductora superior 116 y el cable coaxial es de aproximadamente 0,5 mm. Esta longitud es para mantener una buena coincidencia de impedancia entre la sección radiante (que forma una parte de la fuente de microondas) y el tejido biológico.

El centro del instrumento está desplazado aproximadamente 0,5 mm (0,53 mm) del centro del cable coaxial. El eje del tubo externo es de aproximadamente 0,3 mm por encima del centro del instrumento, pero solamente es

necesario que encaje sobre los componentes y mantenerlos firmes.

La lámina dieléctrica 130 puede estar justo por encima de un cuarto o tres cuartos de una longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento (por ejemplo 8 mm o 21 mm) de modo que una onda estacionaria no se acoplará fuertemente a un tubo de plástico de soporte cerca de la base del instrumento. En teoría, esta longitud puede ser cualquiera de un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda a la frecuencia de funcionamiento.

La figura 3 muestra esquemáticamente un instrumento de resección electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El instrumento 200 puede usarse para coagular y cortar tejido. El instrumento incluye una punta del instrumento 202 (por ejemplo espátula o similares) que produce campos electromagnéticos 204 que se acoplan en tejido biológico 206 para cortar a través de dicho tejido para extirpar secciones de tejido (u órganos completos) sin pérdida de sangre. Una línea de transmisión 208 alimenta energía de microondas y RF al interior del dispositivo. El usuario sujeta el dispositivo usando un mango de diseño ergonómico 210 y puede hacer funcionar el dispositivo usando conmutadores de pulsador 212 integrados en el mango 210. Los conmutadores 212 pueden usarse para activar fuentes de RF y de microondas de forma independiente o pueden usarse para hacer funcionar el dispositivo para suministrar cualquiera de o ambas energías automáticamente de acuerdo con el tipo y el estado del tejido de contacto 206. Una sección rígida de cable de línea de transmisión 214 se usa para transferir la energía de microondas y de RF desde la sección de pieza de mano 210 hasta la punta del instrumento 202. La punta del instrumento 202 ilustrada es un cuerpo unitario que comprende una única pieza de material dieléctrico metalizado, por ejemplo cerámica o similares, conectada al cable de línea de transmisión rígido 214, por ejemplo tal como se muestra en la figura 12. Sin embargo, cualquiera de las puntas de instrumento descritas a continuación puede usarse también en el dispositivo.

Las figuras 4A y 4B ilustran puntas de instrumento que pueden usarse en el diseño de un instrumento de resección quirúrgica abierta, que usan una pluralidad de instrumentos de tipo espátula descritos anteriormente con referencia a las figuras 1 y 2. Estos instrumentos están fabricados sobre un único sustrato, y colocados adyacentes entre sí para producir una estructura compuesta con un borde radiante más largo que el disponible a partir de una única cuchilla y capaces de suministrar energía EM uniforme a lo largo de la longitud de dicha estructura compuesta. En estas realizaciones, la fase de la energía EM suministrada desde cada cuchilla es la misma y, aunque esto es preferible, esta invención no está limitada al suministro de energía en fase.

La figura 4A muestra una disposición que usa cuatro espátulas radiantes 216 situadas adyacentes entre sí que están fabricadas sobre un material de sustrato común 218, que puede ser cuarzo u otro material dieléctrico de pérdida de microondas baja, para producir un campo uniforme a lo largo del borde radiante distal 220 de la estructura compuesta. Las propias espátulas están diseñadas para coincidir bien en una carga de tejido biológico presente en el extremo distal del instrumento. Para equiparar las espátulas a la fuente, se usa un transformador de impedancia de cuarto de onda 222 para equiparar la impedancia de una línea de alimentación coaxial 224 (que puede ser el cable de línea de transmisión rígido 214 mencionado anteriormente), que es nominalmente 50Ω , con la impedancia de las cuatro espátulas radiantes 216 conectadas en paralelo. El transformador de impedancia de cuarto de onda 222 mostrado en este caso se produce a partir de una sección de línea de transmisión coaxial con una impedancia igual a la raíz cuadrada de la impedancia Z_0 de la línea de alimentación coaxial 224 multiplicada por la impedancia Z_{sp} de las cuatro espátulas radiantes 216 conectadas en paralelo, es decir la impedancia Z_T (en Ω) del transformador 222 viene dada por:

$$Z_T = \sqrt{Z_0 \times \frac{Z_{sp}}{4}} .$$

La longitud de dicho transformador de impedancia 507 es igual a un múltiplo impar de un cuarto de la longitud de onda (cargada por constante dieléctrica del material dieléctrico que separa los cuatro conductores dispuestos coaxialmente, teniendo en cuenta la interacción entre la estructura y el aire o el tejido) a la frecuencia de funcionamiento.

La invención no está limitada al uso de cuatro espátulas radiantes en paralelo. Las puntas de instrumento pueden estar dotadas de dos o más. En la práctica, la manera más fácil de unir los sustratos de las espátulas radiantes lado a lado sería adherir una cuña de metal entre ambos conductores (es decir sobre ambas superficies del sustrato), lo que formaría una línea de transmisión de placas paralelas de justamente más de cuatro veces la anchura, y de aproximadamente un cuarto de la impedancia característica, es decir aproximadamente $12,5 \Omega$. La anchura de las cuchillas individuales es de aproximadamente 2,5 mm. Por lo tanto, la anchura de la sección radiante de la punta del instrumento compuesta es de aproximadamente 10 mm.

La figura 4B muestra una disposición alternativa para garantizar que una cantidad igual de potencia es suministrada a las cuatro espátulas radiantes 216. En esta disposición, se usan tres divisores de potencia de fase iguales (o divisores de potencia) 226, 228, 230 para dividir la potencia disponible en el extremo distal de la línea de alimentación coaxial 224 en cuatro partes iguales. Los divisores de potencia 228, 230 conectados a las espátulas radiantes 216 pueden ser acopladores equilibrados, de modo que cualquier potencia sin equiparar, es decir donde la

punta del instrumento no está en contacto con tejido, será suministrada al puerto no acoplado del acoplador. En la disposición mostrada, un primer divisor de potencia de 3 dB 226 divide la potencia suministrada por la línea de alimentación coaxial 224 en dos partes iguales con la misma fase, y suministra esta potencia a dos acopladores o divisores de 3 dB adicionales 228, 230, lo que divide adicionalmente la potencia en cuatro partes iguales con la misma fase. Las cuatro fuentes de potencia de igual magnitud/fase son alimentadas a espátulas radiantes 216 para formar una punta del instrumento de resección quirúrgica con una longitud de cuchilla radiante igual a la suma de cuatro espátulas individuales. Las cuatro espátulas 216 están fabricadas preferentemente sobre un sustrato o material dieléctrico 218. Esta disposición tiene la ventaja de que las cuatro espátulas radiantes 216 están separadas eléctricamente, lo que ayudará a garantizar que el campo eléctrico producido a lo largo de la longitud de la sección radiante sea enteramente uniforme.

La figura 5 ilustra un instrumento de resección quirúrgica 232 adecuado para llevar a cabo cirugía laparoscópica. El instrumento comprende una unidad de mano 234 que puede sujetarse en la mano de un usuario. Energía de frecuencia de microondas y energía de RF es alimentada desde un generador (no mostrado) a la unidad de mano 234 desde cable de alimentación coaxial 224. Un gatillo 236 está provisto en la unidad de mano 234. Cuando se aprieta el gatillo 236, la energía de frecuencia de microondas y/o la energía de RF es transferida a la punta del instrumento 238 mediante el vástago 240, que contiene una línea de alimentación coaxial. La punta del instrumento 238 ilustrada es un cuerpo unitario que comprende una única pieza de material dieléctrico metalizado, por ejemplo cerámica o similares, conectada a la línea de alimentación coaxial en el vástago 240. La punta del instrumento 238 puede estar configurada tal como se muestra en la figura 12 a continuación. Sin embargo, puede usarse cualquiera de las puntas de instrumento descritas en el presente documento. La energía de frecuencia de microondas y la energía de RF recibidas en la punta del instrumento 238 producen campos 240 que se acoplan en tejido biológico 242 para coagular y cortar dicho tejido. El vástago 240 puede ser de hasta 2 m de longitud, es decir 3,5 m, y tener un diámetro menor de 5 mm y mayor de 2 mm. El vástago 240 puede ser un miembro semirrígido flexible adecuado para uso con un dispositivo endoscópico. Este instrumento puede ser adecuado para cirugía mínimamente invasiva, que puede incluir introducirlo a través de una cánula.

Las figuras 6 y 7 muestran dos estructuras de instrumento coaxiales 250, 252 que pueden usarse para cortar, coagular, extirpar y esterilizar tejido biológico. El diámetro global de estas estructuras puede variar entre menos de 1 mm y más de 5 mm. En ambos casos, las estructuras del instrumento 250, 252 comprenden una línea de alimentación coaxial 254 que tiene un conector 256 en un extremo proximal para recibir energía de frecuencia de microondas y energía de RF desde un generador (no mostrado) mediante un cable coaxial flexible (no mostrado). La línea de alimentación coaxial 254 tiene un conductor interno 258 separado de y coaxial con un conductor externo 260 mediante un material dieléctrico de pérdida adecuadamente baja 262, que puede ser PTFE de baja densidad, un material microporoso tal como Gortex® o similares.

En esta realización, una parte distal del conductor interno 258 es ahuecada para formar un paso 264 que se extiende hacia la punta del instrumento 266, 268. Es posible hacer al conductor interno 258 hueco usando el efecto superficial en conductores que se produce a frecuencias de microondas. Cuando un material conductor es expuesto a un campo EM, se somete a una densidad de corriente causada por cargas en movimiento. Buenos conductores, tales como oro, plata y cobre, son aquellos en los que la densidad de cargas libres es despreciable y la corriente de conducción es proporcional al campo eléctrico a través de la conductividad, y la corriente de desplazamiento es despreciable con respecto a la corriente de conducción. La propagación de un campo EM dentro de dicho conductor está regida por la ecuación de difusión, a la que se reducen las ecuaciones de Maxwell en este caso. Resolver la ecuación de difusión, que es válida principalmente para buenos conductores, donde la corriente de conducción es grande con respecto a la corriente de desplazamiento, puede verse que la amplitud de los campos decae exponencialmente dentro del material, donde el parámetro de decadencia (δ) se describe usando la siguiente ecuación:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}}},$$

en la que δ es conocida como la profundidad de penetración y es igual a la distancia dentro del material a la que el campo se reduce a $1/e$ (aproximadamente el 37 %) del valor que tiene en la interfaz, σ es la conductividad del material, μ es la permeabilidad del material, y Ω es la frecuencia en radianes o $2\pi f$ (donde f es la frecuencia). A partir de esto, puede verse la profundidad de penetración disminuye cuando la frecuencia de la energía de microondas se incrementa, dado que es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de esta frecuencia. También disminuye cuando la conductividad se incrementa, es decir la profundidad de penetración es menor en un buen conductor que en otro material menos conductor.

Para las frecuencias de microondas de interés y los materiales de interés para implementar las estructuras mostradas en las figuras 6 y 7, la profundidad de penetración es de aproximadamente $1 \mu\text{m}$, dado que el conductor interno 258 usando en la construcción de los aplicadores coaxiales descritos en el presente documento requiere un

grosor de la pared de solamente aproximadamente 5 μm para permitir que la mayoría del campo de microonda se propague. Esto implica que puede usarse un conductor central hueco sin causar ningún cambio a la onda EM que se propaga a lo largo de la estructura.

5 Una entrada de alimentación de fluido 270 está formada a través del lado de la línea de alimentación coaxial 254 para permitir que un suministro de fluido externo (gas o líquido) se comunique con el paso 264 para suministrar fluido a la punta del instrumento 266, 268. Preferentemente, la alimentación de fluido no afecta al campo electromagnético que ha sido establecido en la estructura de línea de transmisión coaxial. La modelización EM se realiza para determinar puntos de alimentación óptimos donde el campo EM no resulta afectado. En una realización, gas es transportado a la punta del instrumento 266, 268 de las estructuras.

15 En la figura 6, la punta del instrumento 266 incluye una salida 272 del paso, lo que permite al gas entrar en el interior de la punta del instrumento 266 en la que el material dieléctrico 262 está retirado, que puede formar una región de generación de plasma 274. En esta disposición particular, la salida 272 comprende una pluralidad de ranuras en el conductor interno 258 dentro de la región de generación de plasma 274. En la región de generación de plasma 274, el campo eléctrico establecido por la energía EM de frecuencia de microondas y/o el campo de RF ioniza el gas para producir plasma en la misma región. El plasma puede ser térmico o no térmico y puede usarse para esterilizar tejido, proporcionar una trayectoria de retorno local para la corriente de RF, producir coagulación superficial y/o ayudar con el corte del tejido. El plasma puede estar formado en la cavidad usando inicialmente energía a la frecuencia de RF para proporcionar la tensión necesaria para golpear el plasma y a continuación usando energía a la frecuencia de microondas para permitir que plasma sea sostenido. Donde la distancia entre la superficie externa del conductor interno y la superficie interna del conductor externo es muy pequeña, es decir menos de 1 mm, el campo de microondas puede usarse para golpear y mantener plasma. Análogamente, puede ser necesario solamente usar el campo de RF para producir tanto plasma no térmico para esterilización como plasma térmico para ablación superficial y/o corte de tejido.

20 El extremo distal 276 del conductor interno 258 en la punta del instrumento 266 es una sección puntiaguda maciza, que puede asumir la forma de una aguja afilada con un diámetro pequeño, es decir 0,5 mm o menos, que puede ser particularmente eficaz cuando se realiza cultivo tisular. El extremo distal 277 de la región de generación de plasma 274 está abierto para permitir que el plasma sea suministrado fuera del instrumento.

25 Un balún de cuarto de onda (o múltiplo impar del mismo) 278, que comprende un tercer conductor coaxial que está acortado en su extremo distal y abierto en su extremo proximal está conectado a la estructura para impedir que corrientes de microondas fluyan hacia atrás a lo largo del conductor externo 260 hasta la línea de alimentación coaxial 254, lo que puede causar calentamiento del tejido que está en contacto con la superficie externa de la línea de alimentación coaxial 254 o hacer que el perfil de la energía de microondas se vuelva no óptimo, o producir una zona o región de coagulación indeseable.

30 La composición del gas y su caudal y perfil de suministro, junto con el nivel de potencia y el perfil de la energía EM de RF y/o energía EM de microondas suministradas determina el tipo de plasma que se establece en la región de generación de plasma 274 del instrumento y se transfiere al interior del tejido biológico.

35 El instrumento 252 en la figura 7 tiene una estructura de punta del instrumento similar al instrumento mostrado en la figura 6 excepto que el conductor externo 260 se ha continuado de modo que termina más cerca del extremo distal 276 del conductor interno 258 en la punta del instrumento 268. En este caso, el conductor externo 260 asume la forma de un cono puntiagudo en el extremo distal de la punta del instrumento 268. La pendiente del conductor externo puede estar en el mismo ángulo que la pendiente de la sección puntiaguda maciza. Un chorro de plasma puede ser emitido a través de un pequeño espacio 280 que separa el conductor interno 258 del conductor externo 260 en esta región.

40 La punta del instrumento puede estar dispuesta de modo que la descarga de ionización inicial o la descomposición del gas se produzcan entre el extremo distal del conductor externo 260 y la sección puntiaguda maciza del conductor interno 258. La sección puntiaguda maciza puede tener forma de cono, que es una estructura preferida para uso en procedimientos clínicos donde es necesario guiar directamente el aplicador a través de una serie de capas de tejido hasta el sitio de tratamiento, es decir para inserción percutánea o donde el aplicador tiene que encajar en un canal que es de diámetro similar al del aplicador, es decir el canal para instrumento de un endoscopio quirúrgico.

45 La figura 8 muestra otra estructura de instrumento 282 que puede usarse para establecer/emitir energía de RF para corte de tejido, energía de microondas para coagulación/ablación de tejido o plasma térmico/no térmico para esterilización, coagulación/ablación superficial, corte de tejido o para proporcionar la trayectoria de retorno preferencial para que la corriente de RF fluya (que, a su vez, es generada por energía de RF y/o de microondas). Esta estructura tiene una punta del instrumento 283 que comprende una línea de transmisión de placas paralelas hueca que comprende: una placa (por ejemplo metálica) conductora superior 284 (mostrada transparente en este caso por claridad), una placa (por ejemplo metálica) conductora inferior 286, placas separadoras laterales no conductoras 288, cubierta del extremo proximal no conductora 290 con aberturas para permitir que la línea de alimentación coaxial 224 y el cable de alimentación de gas 292 se fijen y una cubierta del extremo distal no

conductora 294 con una ranura o abertura 296 para permitir que se emita plasma térmico o no térmico. La distancia de separación entre placas superior e inferior 284, 286 puede ser menor de 1 mm. La región entre las placas puede llenarse de aire, un gas (o mezcla de gases) procedente de la alimentación de gas 292, un líquido o un plasma 298. El plasma 298 puede ser generado por el campo eléctrico establecido entre las placas superior e inferior 284, 286, que están conectadas a los conductores interno y externo de la línea de alimentación coaxial 224 respectivamente. El campo eléctrico puede ser un campo de RF o un campo de microondas o ambos suministrados al interior de la estructura simultánea o independientemente. La punta del instrumento 283 puede estar ubicada a varios metros de la fuente del generador de energía de RF y/o de frecuencia de microondas.

La figura 9 ilustra con más detalle una punta del instrumento 300 similar a la punta del instrumento 283 mostrada en la figura 8. A características comunes se les da el mismo número de referencia y no se describen de nuevo. Esta realización incluye dos capas adicionales de material dentro de la punta del instrumento 300. Éstas son capas de material dieléctrico 304, 306 formadas en las superficies internas de las placas conductoras superior e inferior 284, 286 respectivamente que pueden usarse para concentrar el campo eléctrico o ayudar a la formación de plasma dentro del espacio (es decir la región de generación de plasma) delimitado por las paredes de la punta del instrumento 300. Las capas de material dieléctrico 304, 306 pueden estar hechas de cuarzo u otro material dieléctrico adecuado que tenga una elevada constante dieléctrica (o permitividad relativa) de modo que también puedan proporcionar una trayectoria de retorno local sin necesidad de establecer plasma.

Las capas dieléctricas 304, 306 pueden intercambiarse con sus placas conductoras respectivas 284, 286. Por ejemplo, las superficie superior e inferior de la punta del instrumento 300 pueden estar hechas de material dieléctrico que tiene una capa de metalización sobre una superficie interna del mismo. En esta configuración, el material dieléctrico actúa como un soporte para la capa de metalización y no toma parte en el funcionamiento eléctrico del circuito. Una capa de material dieléctrico entre los dos electrodos o capas de metalización puede ayudar a enfocar el campo eléctrico y puede permitir que una trayectoria de retorno local se establezca sin necesidad de crear plasma. En esta disposición, la tubería de alimentación de gas 302 entra en la punta del instrumento 300 a través de una abertura en la pared lateral 288.

La figura 10 es otra realización de la invención que se basa en una línea de transmisión de placas paralelas hueca (es decir, llena de gas). En esta realización, la punta del instrumento 308 está cerrada, es decir no se emite gas o plasma desde ésta. En su lugar, una tubería de gas independiente 310 está provista para permitir que el gas sea devuelto al suministro de gas y reciclado o liberado. En caso contrario, la estructura es similar a la punta del instrumento 282 mostrada en la figura 8, y a características en común se les da el mismo número de referencia y no se describen de nuevo.

Además, esta estructura también incluye una capa de material dieléctrico (no mostrada) con un grosor no finito que se extiende entre las placas conductoras superior e inferior 284, 286 para reducir el tamaño de la región de generación de plasma y efectivamente para controlar la capacitancia de la estructura. Si el área ocupada por el material dieléctrico fijo es A_1 , el área disponible para el gas (o plasma) es A_2 , la constante dieléctrica del material fijo es ϵ_1 , la constante dieléctrica del material que llena el espacio abierto entre las dos placas es ϵ_2 , y la distancia de separación entre las dos placas es d , entonces, dado que la capacitancia formada por las dos regiones está en paralelo, la capacitancia total C_T puede expresarse como:

$$C_T = \frac{\epsilon_0(\epsilon_1 A_1 + \epsilon_2 A_2)}{d} .$$

Dada la resistencia del condensador de placas paralelas es la resistencia a fugas, que es extremadamente alta, es decir $10 \text{ M}\Omega$, la impedancia de la estructura es aproximadamente la reactancia capacitiva X_C , que puede expresarse como

$$X_C = \frac{d}{2\pi f \epsilon_0 (\epsilon_1 A_1 + \epsilon_2 A_2)} ,$$

donde f es la frecuencia de funcionamiento.

Esto implica que si la región delimitada por aire, gas o plasma es mucho más pequeña que la región delimitada por el material dieléctrico de valor fijo y la constante dieléctrica (o permitividad relativa) de dicho material es alta, es decir 4 o más, y la distancia entre las dos placas es pequeña, es decir menor de 1 mm, entonces la estructura proporcionará la trayectoria de retorno local necesaria para la corriente de RF sin requerir que exista plasma entre las dos placas con el fin de proporcionar la trayectoria conductora necesaria.

Esto también implica que la capacitancia o impedancia de la estructura global puede no cambiar significativamente cuando el gas/aire se ioniza y se forma el plasma. Esto significa que aún puede generarse plasma no térmico o

térmico dentro de la estructura para esterilización del tejido, coagulación superficial o corte del tejido, pero la estructura también puede usarse para soportar el suministro de energía de RF y energía de microondas al interior del tejido para realizar corte y coagulación del tejido sin la necesidad de que el plasma esté presente dentro de la estructura. Esto puede ser ventajoso en términos de que no haya necesidad de suministrar un campo de microondas a la estructura para sostener el plasma necesario para proporcionar una trayectoria de retorno local cuando se suministra energía de RF al interior del tejido para permitir al dispositivo realizar corte del tejido.

La figura 11 muestra otra punta del instrumento cerrada 309, similar a la mostrada en la figura 10. A las características en común se les da el mismo número de referencia y no se describen de nuevo. En esta realización, las capas conductoras superior e inferior 284, 286 son capas de metalización formadas sobre capas dieléctricas respectivas 312, 314 de una manera similar a la descrita anteriormente con referencia a la figura 9. Además, la figura 11 muestra una entrada 316 y una salida 318 para el gas, y un punto de conexión de terminación 320 para la línea de alimentación coaxial (no mostrada) que transporta la energía de RF y de microondas al interior de la punta del instrumento. El punto de conexión de terminación 320 incluye un conector 322 para conectar el conductor interno de la línea de alimentación coaxial a la capa de metalización superior 284 y un conector 324 para conectar el conductor externo de la línea de alimentación coaxial a la capa de metalización inferior 286.

La figura 11 también indica los grosores de capas usadas en la punta del instrumento. Las capas de metalización 284, 286 tienen un grosor m , y son generalmente las capas más finas. Las capas dieléctricas 312, 314 tienen, cada una, un grosor t . La separación (espacio) entre las capas dieléctricas 312, 314 tiene una altura g , y es generalmente la capa más gruesa. La altura global de la punta del instrumento (es decir $2m+2t+g$) es preferentemente menor que 2 mm y puede ser menor que 1 mm. Los tamaños relativos de la capa pueden obedecer las siguientes relaciones:

$$m < t$$

$$m \ll g$$

$$t < g$$

Existen una serie de modos de funcionamiento asociados con las estructuras del instrumento descritas anteriormente con referencia a las figuras 6 a 11, donde cualquier combinación de energía de microondas, energía de RF y gas puede suministrarse selectivamente por separado o en cualquier combinación a la punta del instrumento. Los posibles modos de funcionamiento son los siguientes:

- señal de RF solamente (para corte de tejido biológico). Una trayectoria de retorno local para la corriente de RF puede proporcionarse dentro de la punta del instrumento mediante la configuración adecuada de una estructura emisora bipolar, es decir capas finas de material dieléctrico con constantes dieléctricas adecuadas.
- señal de RF y gas (para corte de tejido biológico). La energía EM de RF puede usarse con un gas para crear un plasma térmico, que puede usarse para cortar tejido biológico.
- señal de RF y gas (para esterilización de tejido). La energía EM de RF puede usarse con un gas para crear un plasma no térmico, que puede usarse para esterilizar tejido biológico. La esterilización puede producirse al mismo tiempo que se usa la energía de RF para cortar el tejido.
- señal de RF y gas (para coagulación o ablación superficial). La energía EM de RF puede usarse con un gas para crear un plasma térmico, que puede usarse para realizar coagulación o ablación superficial de tejido.
- señal de microondas solamente (para coagulación o ablación). La punta del instrumento puede actuar como una antena para emitir energía EM de frecuencia de microondas al interior del tejido para realizar coagulación y/o ablación.
- señal de microondas y gas (para corte de tejido biológico). La energía EM de frecuencia de microondas puede usarse con un gas para crear un plasma térmico, que puede usarse para cortar tejido biológico.
- señal de microondas y gas (para esterilización de tejido). La energía EM de frecuencia de microondas puede usarse con un gas para crear un plasma no térmico, que puede usarse para esterilizar tejido biológico. La esterilización puede producirse al mismo tiempo que se usa la energía EM de frecuencia de microondas para realizar coagulación y/o ablación.
- señal de microondas y gas (para coagulación o ablación). La energía EM de frecuencia de microondas puede usarse con un gas para crear plasma térmico, que puede usarse para realizar coagulación o ablación superficial.
- señal de RF y señal de microondas (para coagulación o ablación). La señal de RF puede usarse para ayudar a la energía de microondas en la ablación o coagulación del tejido.
- señal de RF, señal de microondas y gas (para corte de tejido biológico). La energía EM de RF y la energía EM de frecuencia de microondas pueden usarse en combinación con un gas para crear un plasma térmico, que puede usarse para cortar tejido.
- señal de RF, señal de microondas y gas (para esterilización de tejido). La energía EM de RF y la energía EM de frecuencia de microondas pueden usarse en combinación con un gas para crear un plasma no térmico, que puede usarse para esterilizar tejido biológico.
- señal de RF, señal de microondas y gas (para coagulación o ablación). La energía EM de RF y la energía EM de frecuencia de microondas pueden usarse en combinación con un gas para crear un plasma térmico, que puede usarse para realizar coagulación o ablación superficial.

Es posible que el dispositivo se conmute entre suministro térmico y plasma no térmico ajustando la fuente de microondas y/o RF o cambiando el caudal del gas, la mezcla de gases o el perfil de suministro de gas.

5 La energía de RF puede usarse para cortar tejido y el plasma formado mediante el uso de la energía de RF y/o la energía de microondas puede usarse para proporcionar la trayectoria de retorno local para la corriente de RF necesaria para cortar tejido.

10 La energía de microondas y de RF pueden aplicarse a la estructura simultáneamente, donde la energía de RF está siendo usada para cortar el tejido y la energía de microondas está siendo usada para sostener el plasma usado para crear la trayectoria preferencial para la corriente de RF que está siendo usada en el proceso de corte.

15 Las figuras 12 a 14 representan un instrumento electroquirúrgico 330 que es una realización de la invención particularmente adecuada para uso en procedimientos gastrointestinales. El instrumento 330 comprende una línea de alimentación coaxial 332 que tiene un conductor interno 334 separado de y coaxial con un conductor externo 336 por un material dieléctrico 338. Una punta del instrumento 340 está conectada en el extremo distal de la línea de alimentación coaxial 332. Un conector 342 está conectado al extremo proximal del cable coaxial para recibir energía EM de RF y energía EM de frecuencia de microondas desde una fuente (por ejemplo mediante un cable coaxial flexible).

20 La punta del instrumento 340 es una pieza unitaria de material dieléctrico (por ejemplo alúmina Dynalox® de baja pérdida) que tiene dos capas de metalización independientes formadas sobre ella. El conductor interno 334 de la línea de alimentación coaxial 332 se extiende más allá del extremo distal de la línea de alimentación coaxial 332 al interior de la punta del instrumento 340. Desde allí está conectado eléctricamente a una de las capas de metalización. El conductor externo 336 de la línea de alimentación coaxial 332 está conectado a la otra capa de metalización. La punta del instrumento 340 está fijada a la línea de alimentación coaxial 332 mediante un manguito 344 (por ejemplo de acero inoxidable), que puede engarzarse para empujar lengüetas de fijación 346 al interior de muescas correspondientes en el cuerpo de cerámica de la punta del instrumento 340. La longitud del manguito 344 puede seleccionarse para equiparar la impedancia de la punta del instrumento 340 a la línea de alimentación coaxial 332, es decir puede actuar como un adaptador ajustable.

30 Las capas de metalización 348, 350 se proporcionan en las superficies laterales de la punta del instrumento 340 (véase la figura 14). Las capas están separadas entre sí por la cerámica de modo que ésta forma eficazmente una línea de transmisión plana, similar a las estructuras descritas anteriormente. En esta realización, las capas de metalización se retiran de los bordes laterales y el borde distal de la punta del instrumento excepto en regiones donde se desea emitir un campo EM de RF. La figura 12 muestra esquemáticamente una primera capa de metalización 348 que está retirada ligeramente de los bordes de la punta del instrumento excepto a lo largo de una región a lo largo del borde inferior.

40 En esta realización, la punta del instrumento 340 tiene una forma de gancho donde uno de los bordes de la punta del instrumento 340 se curva hacia dentro y hacia fuera, es decir define un rebaje. El rebaje puede incluir una superficie orientada de forma sustancialmente proximal para facilitar extirpación de tejido, por ejemplo permitiendo que el tejido sea arrastrado, sacado o raspado fuera del sitio de tratamiento. La región a lo largo del borde inferior (La región de corte por RF) hasta la que se extiende la primera capa de metalización 348 está en el interior del rebaje.

45 La longitud de la punta del instrumento 340 que se extiende desde el manguito 344 para suministrar energía de RF y de microondas puede estar entre 3 mm y 8 mm, preferentemente 4 mm. La anchura de la punta del instrumento puede ser similar al diámetro de la línea de alimentación coaxial, por ejemplo entre 1,1 mm y 1,8 mm, preferentemente 1,2 mm. El grosor de la parte distal de la punta del instrumento 340 puede estar entre 0,2 mm y 0,5 mm, preferentemente 0,3 mm (véase la figura 14).

50 La forma general del extremo distal del instrumento es la de una cuchara o paleta que tiene un radio proporcionado con el de la región interna del vaso (por ejemplo intestino) en el que debe tener lugar el tratamiento. Por ejemplo, la disposición curva mostrada puede ser adecuada para llegar debajo de un pólipa y sacarlo con la paleta.

55 La figura 13 muestra una vista en planta de la punta del instrumento 340. El extremo distal está biselado. La figura 14 es una sección transversal tomada a lo largo de la línea A-A en la figura 13, y muestra la naturaleza curva de la punta del instrumento 340.

60 El instrumento 330 puede ser giratorio cuando está dentro del intestino, por ejemplo usando uno de los mecanismos descritos a continuación con referencia a las figuras 22 a 25.

65 El instrumento puede incorporar un conducto de alimentación de fluido (no mostrado) para proporcionar capacidad de inyección de un líquido (por ejemplo solución salina). Por ejemplo, la solución salina podría introducirse a lo largo del conductor interno de la línea de alimentación coaxial de una manera similar a las realizaciones mostradas en la figura 6 y 7, para ser inyectable desde una abertura formada en la punta del instrumento 340. Como alternativa, un conducto de alimentación de fluido independiente puede montarse a lo largo de la línea de alimentación coaxial.

Esta idea de un instrumento y aplicador de solución salina integrados puede ser particularmente útil para extirpar pólipos sésiles que no tienen un tallo procedente de la pared del intestino. En este procedimiento, a la pared del intestino (la capa submucosal) se le puede inyectar solución salina (u otro fluido) para proporcionar una barrera (en la que la energía EM de RF o de microondas aplicada se disiparía exclusivamente) cuando se extirpa el pólipo. Las ventajas de este método son que puede reducir el riesgo de que la energía sea suministrada demasiado lejos en el interior de la pared intestinal causando de este modo perforación, y que puede permitir que el tejido enfermo que está siendo extirpado no sea dañado, de modo que se le pueda realizar histología.

Un instrumento para tratar pólipos en el intestino que tiene la función de suministro de fluido descrito anteriormente puede realizar, de este modo, cualquiera de las siguientes acciones:

- inyección de fluido (solución salina u otro) para engordar la pared del intestino para reducir el riesgo de perforación intestinal. Es ventajoso ser capaces de usar el mismo instrumento para suministrar fluido a medida que suministra energía de RF y/o de microondas, dado que puede producirse deshinchado cuando un instrumento diferente se introduce en la región debido a que el fluido se filtre al exterior o puede producirse deshinchado durante el tratamiento. La capacidad de introducir fluido usando la misma estructura de tratamiento permite que el nivel se rellene en cuanto se produce deshinchado.
- inyección de fluido para lavar el intestino. Puede usarse el mismo instrumento para introducir fluido (agua, solución salina, etc.) en el intestino para retirar productos de desecho que residen dentro del intestino para proporcionar una mejor visibilidad durante el tratamiento.
- aplicar energía EM de RF para cortar a través del pólipo.
- aplicar energía EM de microondas para coagular la sangre para prevenir una hemorragia excesiva o para detener la pérdida de sangre (lo que también puede proporcionar visibilidad mejorada)
- aplicar energía EM de microondas para extirpar tejido.

Los pólipos cancerosos pueden destruirse por ablación solamente o el tejido canceroso que queda posteriormente a la extirpación del pólipo puede destruirse.

La capacidad de introducir fluido usando la misma estructura de tratamiento reduce el riesgo, es decir de infección, para el paciente y permite que el procedimiento clínico global se realice en un periodo de tiempo relativamente corto.

Durante el tratamiento, puede ser necesario extraer la alimentación de fluido cuando se aplica la energía de RF o de microondas. Para este fin, un cono puede ser empujado sobre la punta del instrumento cuando se requiere fluido, y arrastrarse hacia atrás sobre el conducto de alimentación de fluido cuando no se requiere fluido. El cono (u otra cubierta retráctil adecuada) puede estar controlado por uno o más alambres guía que discurren a lo largo del conjunto o puede estar controlado por el movimiento longitudinal del conducto de alimentación de fluido.

La figura 15 muestra una vista lateral esquemática de un aparato electroquirúrgico 400 en el que puede usarse un instrumento electroquirúrgico 402 que es una realización de la invención. El aparato 400 comprende un tubo portador común 404 que recibe un cable coaxial 406 y un conducto de alimentación de fluido 408 en un elemento de unión 410 ubicado en su extremo proximal y los transporta al instrumento 402 en su extremo distal. El cable coaxial 406 está conectado a un generador de energía de RF/microondas (no mostrado) mediante un conector de liberación rápida 412. En esta realización, el conducto de alimentación de fluido 408 está dispuesto para recibir solución salina, por ejemplo procedente de una jeringa (no mostrada). Un mando giratorio 414 está montado sobre el tubo portador común 404 para permitirle girar cuando está montado en el canal para instrumento de un endoscopio. Esta estructura se describe con más detalle a continuación con referencia a la figura 22.

El propio instrumento 402 se muestra con más detalle en la figura 16. El cuerpo de la punta del instrumento comprende un bloque dieléctrico 416 que tiene capas de metalización sobre sus superficies superior e inferior, similar a la disposición descrita con referencia a las figuras 1 y 2. El conductor interno 418 del cable coaxial 406 sobresale desde el extremo distal del cable coaxial 406 y está eléctricamente adherido (por ejemplo usando soldadura) a la capa de metalización superior (primer elemento conductor). El conductor externo del cable coaxial 406 está acoplado eléctricamente a la capa de metalización inferior (segundo elemento conductor) mediante una terminación trenzada 420. La terminación trenzada 420 comprende una parte tubular que está adherida eléctricamente al conductor externo y una parte de placa que se extiende distalmente que encaja debajo del bloque dieléctrico 416 y está conectado eléctricamente a la capa de metalización inferior.

En esta realización, una pieza conformada de material dieléctrico 422 está fijada a la superficie inferior del bloque dieléctrico 416. Puede estar fijada a la capa de metalización inferior. La pieza conformada de material dieléctrico 422 es curva de modo que, en sección transversal, su superficie inferior describa la cuerda de un círculo entre los bordes del bloque dieléctrico 416. En la dirección longitudinal, la pieza conformada de material dieléctrico 422 comprende una parte proximal con una sección transversal constante y una parte distal en la que el lado inferior se estrecha gradualmente (por ejemplo de manera curva) hacia el bloque dieléctrico 416.

En esta realización, el conducto de alimentación de fluido 408 termina con una aguja 424 (por ejemplo una aguja hipodérmica) que tiene un diámetro externo más pequeño que el conducto de alimentación de fluido 408 y que

termina con una punta afilada para penetrar en tejido biológico. La aguja 424 está retenida en un agujero taladrado longitudinal 426 a través de la pieza conformada de material dieléctrico 422. El movimiento longitudinal del conducto de alimentación de fluido 408 con respecto al bloque dieléctrico 416 actúa para extender y retraer la aguja 424 del cuerpo de la punta del instrumento.

5 La figura 17 muestra la relación entre el conducto de flujo de fluido 408, el cable coaxial 406 y el tubo portador común 404. El tubo portador común 404 es un tubo flexible, por ejemplo capaz de inserción en y movimiento con un endoscopio. Una primera cavidad longitudinal 428 está formada en el tubo portador común 404 para contener el conducto de alimentación de fluido 408, que, a su vez, tiene un paso 430 para transportar solución salina u otro fluido adecuado hasta el sitio de tratamiento. El conducto de alimentación de fluido 408 puede tener libertad para moverse longitudinalmente a lo largo de la primera cavidad longitudinal 428 tal como se indica mediante la flecha 434. Una segunda cavidad longitudinal 432 está formada en el tubo portador común 404 para contener el cable de alimentación coaxial 406.

15 Las figuras 18 a 20 muestran vistas de sección transversal a través de diversos ejemplos de un tubo portador común. La figura 18 muestra un primer ejemplo en un estado vacío. El tubo portador común 404 es un bloque cilíndrico macizo de material que tiene formada en su interior una primera cavidad longitudinal 428 para el conducto de alimentación de fluido y una segunda cavidad longitudinal 432 para el cable coaxial. Las secciones transversales de las cavidades en este ejemplo son circulares, lo que permite que el conducto de alimentación de fluido 408 y el cable de alimentación coaxial 406 encajen de forma ajustada tal como se muestra en la figura 20. En este ejemplo, el diámetro de la primera cavidad longitudinal 428 es menor que el diámetro de la segunda cavidad longitudinal 432. Por ejemplo, la primera cavidad longitudinal 428 puede tener un diámetro de 0,8 mm y la segunda cavidad longitudinal 432 puede tener un diámetro de 1,3 mm. El diámetro del propio tubo portador común 404 es 2,5 mm o menos, de modo que encaje en el canal para instrumento de un endoscopio.

25 La figura 19 muestra un segundo ejemplo, en el que la primera cavidad longitudinal 428 para el conducto de alimentación de fluido no es circular. La primera cavidad longitudinal 428 en este caso tiene una sección transversal en forma de C, lo que le puede dar una mayor área de sección transversal. Esta forma de la cavidad puede usarse si la propia cavidad forma el conducto de alimentación de fluido, es decir no contiene un tubo adicional para transportar el fluido.

30 La figura 20 muestra un ejemplo del tubo portador común 404 en el que las primera y segunda cavidades longitudinales 428, 432 tienen el conducto de alimentación de fluido 408 y el cable de alimentación coaxial 406 en su interior. El diámetro de la segunda cavidad longitudinal 432 se selecciona para adaptarse a la terminación trenzada 420 sobre la superficie externa del cable de alimentación coaxial 406.

35 La figura 21 muestra el extremo distal del aparato mostrado en la figura 15 desde el extremo distal del tubo portador común 404 hasta la punta del instrumento 402. En este ejemplo, el conducto de alimentación de fluido 408 y el cable de alimentación coaxial 406 se extienden fuera del tubo portador común 404 una corta distancia antes de que alcancen el cuerpo de la punta del instrumento. Esta característica, junto con la flexibilidad del conducto de alimentación de fluido 408 y el cable de alimentación coaxial 406, puede permitir que el cuerpo de la punta del instrumento (y por lo tanto los bordes cortantes y/o radiantes) sea manipulado, por ejemplo girado, en el sitio de tratamiento. Las partes expuestas del conducto de alimentación de fluido 408 y el cable de alimentación coaxial 406 pueden estar protegidas por una funda adecuadamente rígida 436, que está fijada al tubo portador común 404.

45 La figura 22 muestra un primer mecanismo para hacer girar el cuerpo de la punta del instrumento. En este caso, la superficie externa del tubo portador común 404 puede estar hecha deslizante para facilitar el deslizamiento con respecto a la superficie interna del canal para instrumentos del endoscopio. Un mando giratorio 438 puede estar asegurado (por ejemplo, tal como sujeto sobre el molde) sobre el tubo portador común 404 en su extremo proximal, lo que permite al operador retorcer físicamente todo el conjunto. En otra realización, el mando giratorio puede asegurarse al cable de alimentación coaxial, que puede estar dispuesto para girar dentro del tubo portador común.

50 Las figuras 23 a 25 ilustran una disposición alternativa para hacer girar el cuerpo de la punta del instrumento. En esta disposición una junta giratoria está provista en el extremo proximal del cuerpo de la punta del instrumento. Tal como se muestra en las figuras 23 y 24, la junta giratoria comprende una placa giratoria 450 cuyo eje de rotación está alineado longitudinalmente con el cable portador común, por ejemplo coaxial con éste. La placa giratoria 450 está asegurada al cuerpo de la punta del instrumento y es giratoria alrededor de su eje de rotación con respecto al tubo portador común 404 a través de la acción de una o más (preferentemente dos) palancas de pivotamiento 452 (de las cuales solamente se muestra una en las figuras 23 y 24 por claridad). Cada palanca de pivotamiento 452 se acopla con la placa giratoria 450 (por ejemplo mediante un rebaje 456 o proyección de cooperación), de modo que el movimiento de la palanca alrededor de un pivote 454 hace que la placa 450 gire. La palanca 452 es movida por el operador usando un alambre de control 458, que se extiende a través del tubo portador común 404 hasta el exterior del dispositivo. Agujeros taladrados 460 adecuados pueden estar formados en el tubo portador común 404 para este fin, tal como se muestra en la figura 25.

65

Como alternativa, puede usarse una junta giratoria coaxial que permita que los conductores tanto interno como externo giren, mientras se mantiene un buen contacto eléctrico sin fuga de RF o microondas. Esta junta puede manipularse usando uno o más alambres guía, montados sobre un mecanismo mecánico que puede usarse para hacer girar la cuchilla radiante. Este mecanismo puede formar parte de la cuchilla.

5 Para ayudar a garantizar que la estructura no impide la manipulación por parte del usuario del endoscopio cuando éste está insertado dentro del cuerpo, es preferible que el cable coaxial muestre flexibilidad, por ejemplo usando un cable de línea de transmisión de microondas con un dieléctrico microporoso, por ejemplo un material Gortex, y usando un material trenzado para el conductor central en lugar de un material macizo.

10 Los dispositivos descritos anteriormente pueden ser particularmente útiles para realizar Cirugía Endoscópica Transluminal de Orificio Natural (NOTES), donde pueden realizarse operaciones abdominales “sin cicatrices” usando un endoscopio que se ha hecho pasar a través de uno de los orificios naturales dentro del cuerpo, es decir boca, uretra, ano, etc., a continuación a través de una incisión interna realizada en el estómago, la vagina, la vejiga o el colon, evitando de este modo cualesquiera incisiones o cicatrices externas. La capacidad de los instrumentos mostrados en las figuras 6 y 7 para realizar ablación y esterilización superficial así como corte y coagulación tisular puede hacerles particularmente adecuados para uso en NOTES. La invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones, aspectos, ejemplos o variaciones de la presente divulgación que no están dentro del alcance de dichas realizaciones se proporcionan para fines ilustrativos solamente y no forman parte de la invención.

20

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento de resección electroquirúrgico (200, 282, 402) para aplicar a tejido biológico (206) energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) que tiene una primera frecuencia y energía EM de microondas que tiene una segunda frecuencia mayor que la primera frecuencia, comprendiendo el instrumento:
- una punta del instrumento (202, 283, 300) que comprende un cuerpo hecho de un primer material dieléctrico (416) que separa un primer elemento conductor (284) de un segundo elemento conductor (286); un cable de alimentación coaxial (224, 406) que comprende un conductor interno (418), un conductor externo (420) coaxial al conductor interno, y un segundo material dieléctrico que separa los conductores externo e interno, siendo el cable de alimentación coaxial para transportar, simultáneamente o por separado, una señal de RF que tiene la primera frecuencia y una señal de microondas que tiene la segunda frecuencia; y un conducto de alimentación de fluido (408) para suministrar fluido a la punta del instrumento; en el que el conductor interno está conectado eléctricamente al primer elemento conductor y el conductor externo está conectado eléctricamente al segundo elemento conductor para permitir que la punta del instrumento reciba la señal de RF y la señal de microondas, y en el que el primer y el segundo elementos conductores están dispuestos para actuar:
- como electrodos activos y de retorno para transportar radiación EM de RF correspondiente a la señal de RF, y como una antena para emitir radiación EM de microondas correspondiente a la señal de microondas,
- caracterizado por que:**
- el conducto de alimentación de fluido está dispuesto para suministrar líquido a la punta del instrumento, teniendo el conducto de alimentación de fluido una salida (296) en el extremo distal de la punta del instrumento para introducir el líquido en el tejido biológico.
2. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que tanto el primer elemento conductor como el segundo elemento conductor se extienden hasta uno o ambos bordes del primer material dieléctrico.
3. Un instrumento de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en el que el extremo distal del primer material dieléctrico es redondeado.
4. Un instrumento de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el conducto de alimentación de fluido está dispuesto para suministrar solución salina a la punta del instrumento.
5. Un instrumento de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que comprende un tercer material dieléctrico (422) montado sobre el lado inferior del cuerpo de la punta del instrumento, curvándose el tercer miembro dieléctrico hacia arriba a lo largo de su longitud hacia la punta del instrumento.
6. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el tercer material dieléctrico incluye un paso longitudinal (426) para recibir el conducto de alimentación de fluido.
7. Un instrumento de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que el conducto de alimentación de fluido comprende una sección de punta (424) desplazable en una dirección longitudinal con respecto al cuerpo de la punta del instrumento entre una posición extendida, en la que la salida está ubicada en la punta distal del instrumento, y una posición retraída en la que la salida está retirada de la punta distal del instrumento.
8. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 7, en el que la sección de punta comprende una aguja.
9. Un instrumento de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que comprende un tubo portador común (404) para transportar el conducto de flujo de fluido y el cable coaxial juntos hasta el cuerpo de la punta del instrumento, en donde el tubo portador común tiene un diámetro externo de menos de 2,5 mm.
10. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el tubo portador común comprende una primera perforación longitudinal (432) para recibir el cable coaxial y una segunda perforación longitudinal (428) para recibir el conducto de flujo de fluido.
11. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 9, que comprende un mando giratorio (414) asegurado al tubo portador común para hacer girar el tubo portador común en el canal para instrumento de un endoscopio.
12. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el conducto de alimentación de fluido está dispuesto para suministrar gas al interior de una región de generación de plasma ubicada entre el primer y el segundo elementos conductores en la punta del instrumento, y en el que el primer y el segundo elementos conductores están configurados para crear un campo eléctrico a partir de la señal de RF y/o la señal de microondas

recibidas, que es capaz de ionizar el gas para generar un plasma térmico o no térmico.

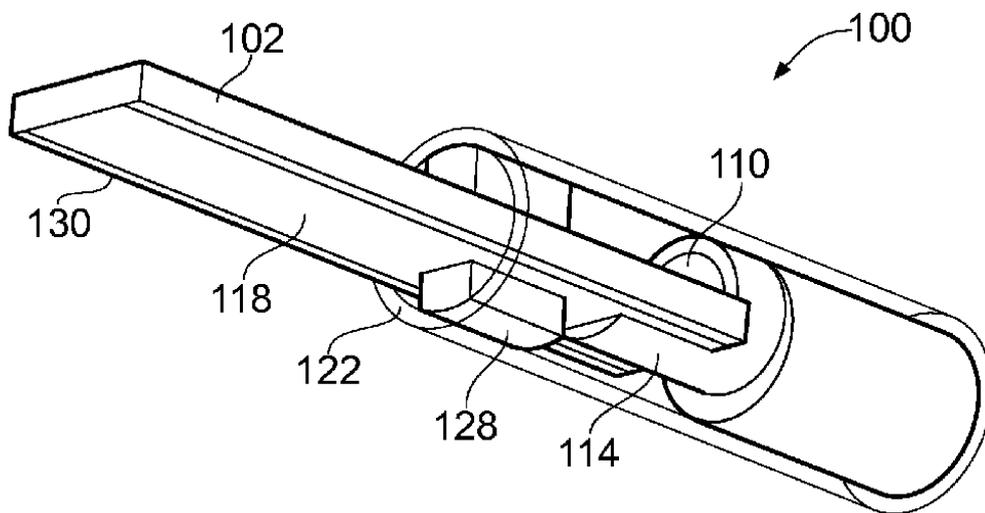
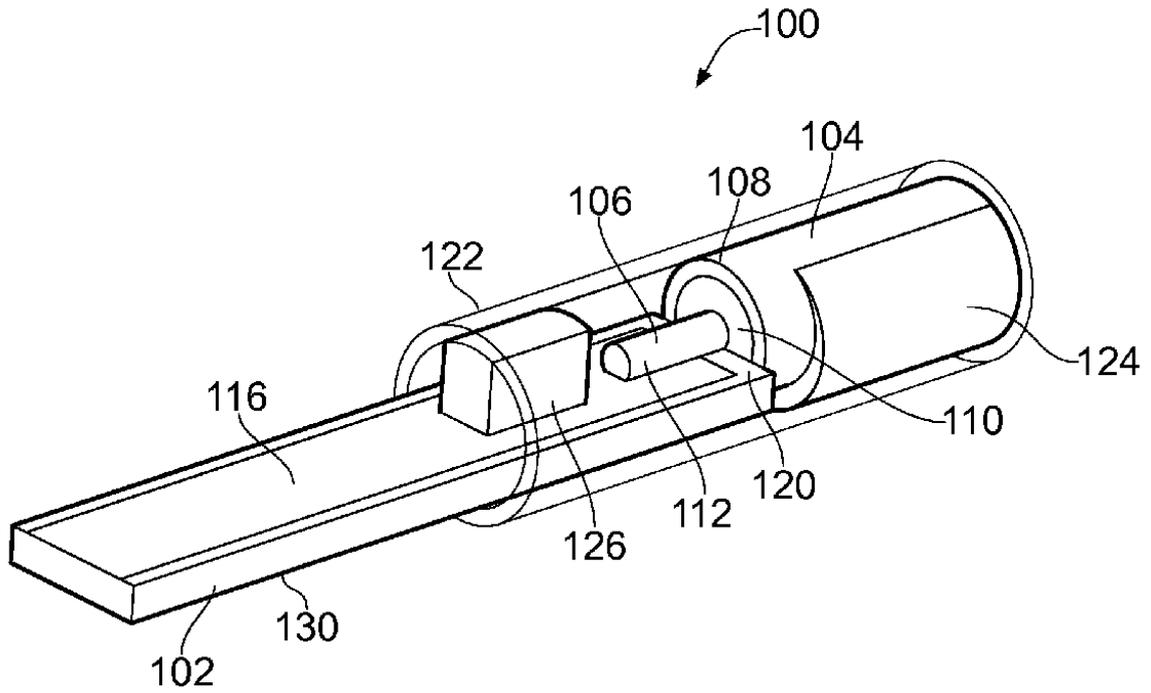
13. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 12, en el que la región de generación de plasma:

5 está incluida dentro de la punta del instrumento, usándose el plasma para proporcionar una trayectoria de retorno local para la señal de RF para facilitar el corte del tejido biológico, o incluye una salida para permitir que plasma no térmico o térmico sea suministrado al tejido biológico.

10 14. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la punta del instrumento comprende un elemento de línea de transmisión plano en el que el cuerpo del primer material dieléctrico es un elemento sustancialmente plano, el primer elemento conductor es una primera capa conductora sobre una primera superficie del elemento plano y el segundo elemento conductor es una segunda capa conductora sobre una segunda superficie del elemento plano que es opuesta a la primera superficie.

15 15. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 14, en el que el cable de alimentación coaxial y el conducto de alimentación de fluido tienen un diámetro combinado que es menor de 2,5 mm, y la punta del instrumento se extiende fuera del cable de alimentación coaxial 12 mm o menos y tiene una anchura de 2,0 mm o menos y un grosor de 0,5 mm o menos.

20



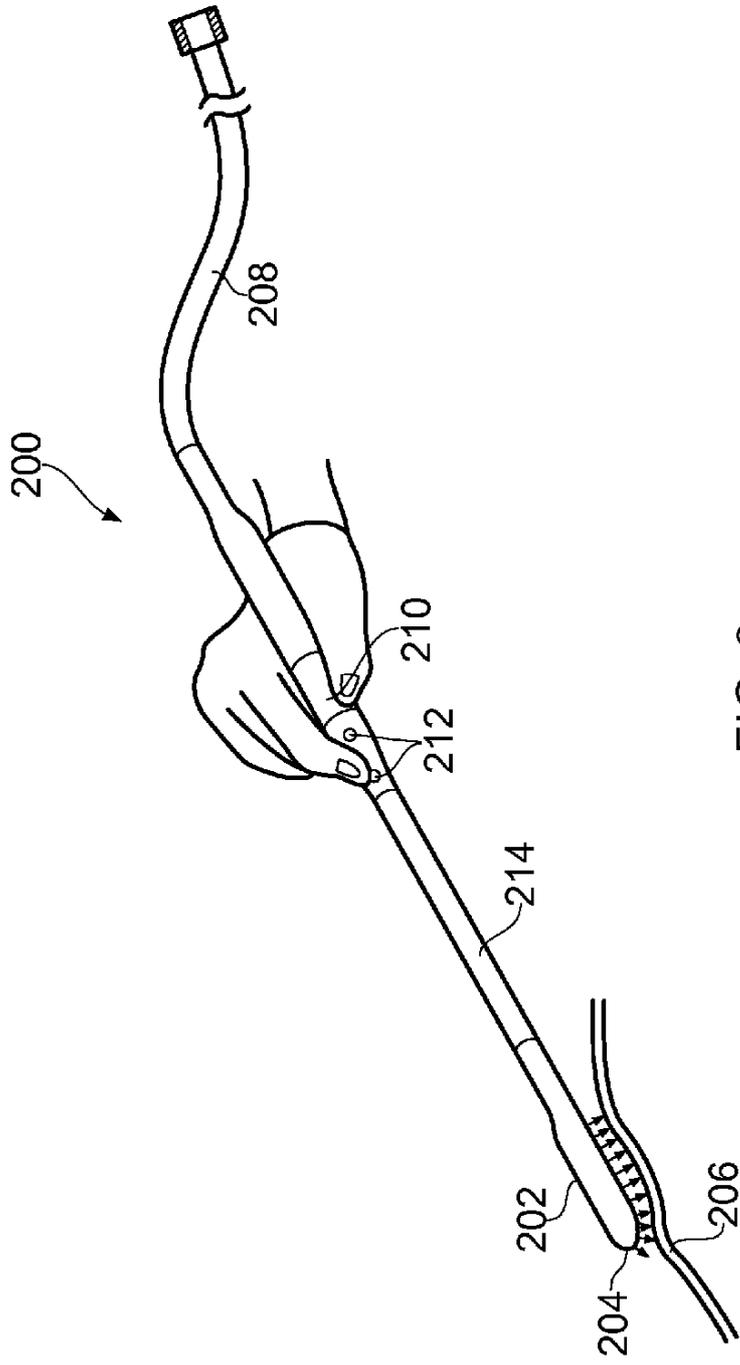


FIG. 3

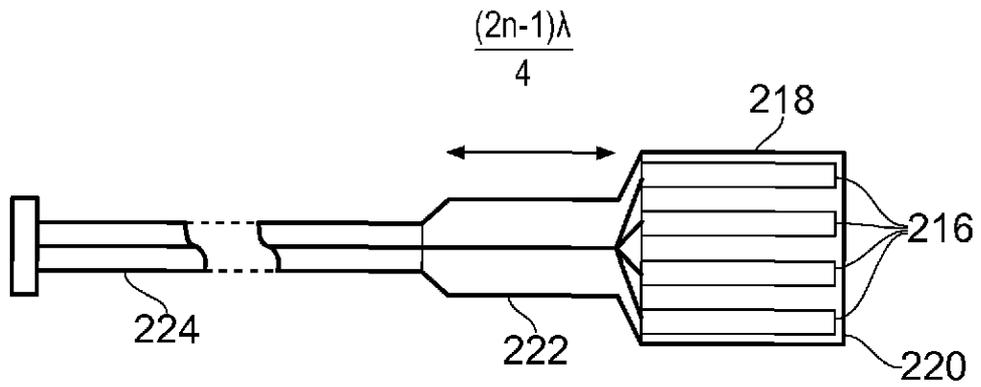


FIG. 4A

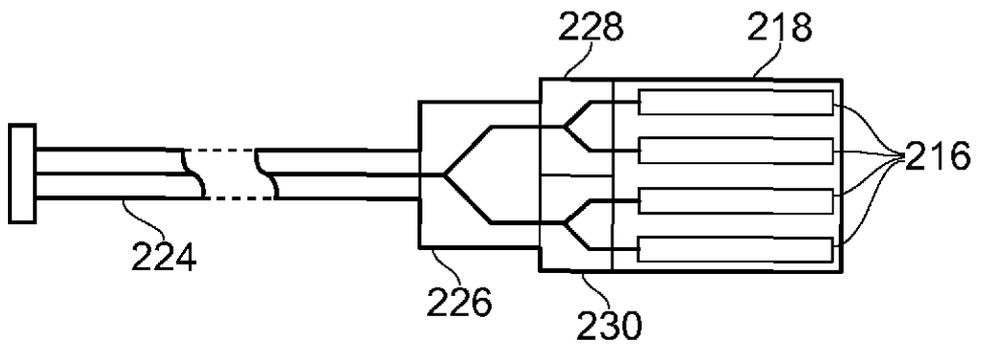


FIG. 4B

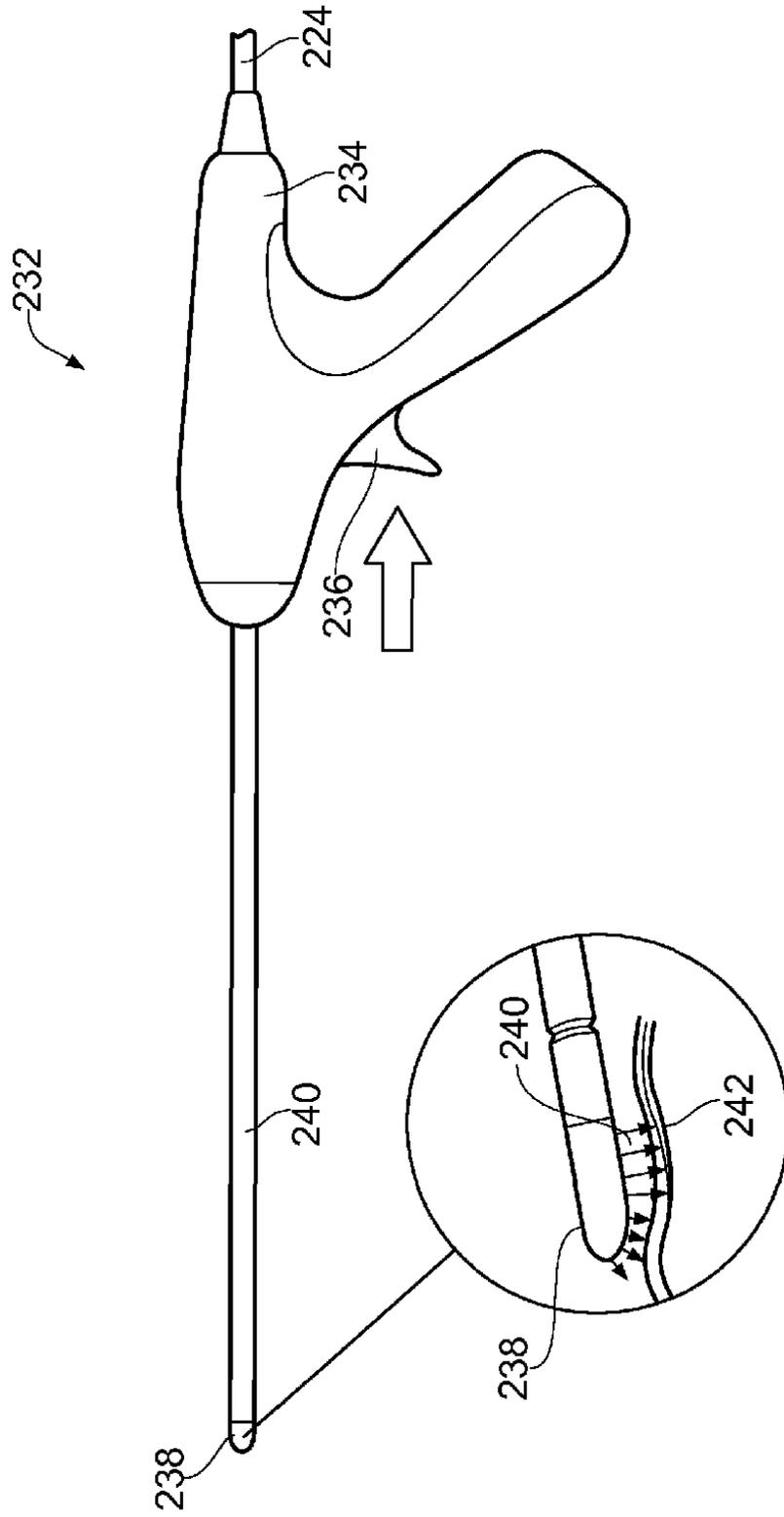
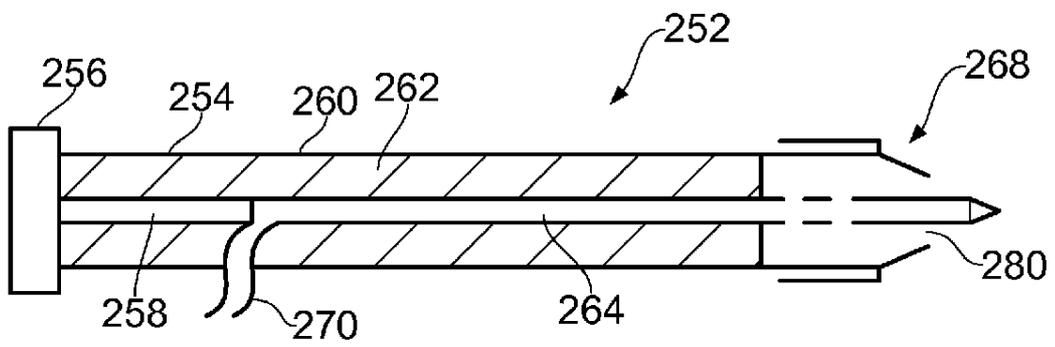
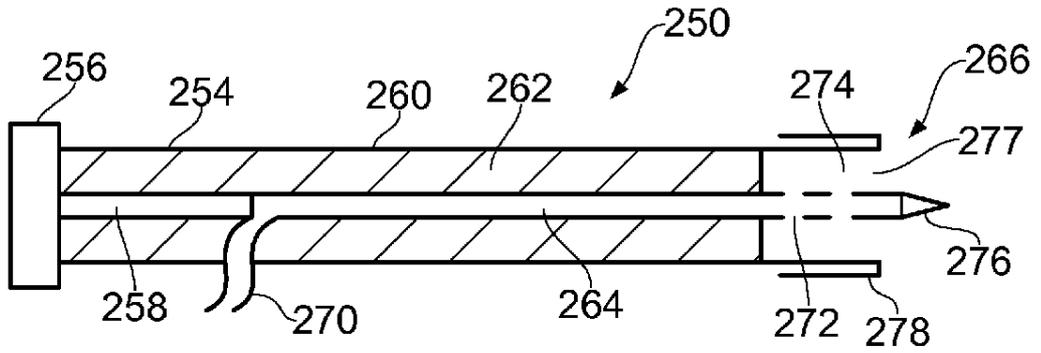


FIG. 5



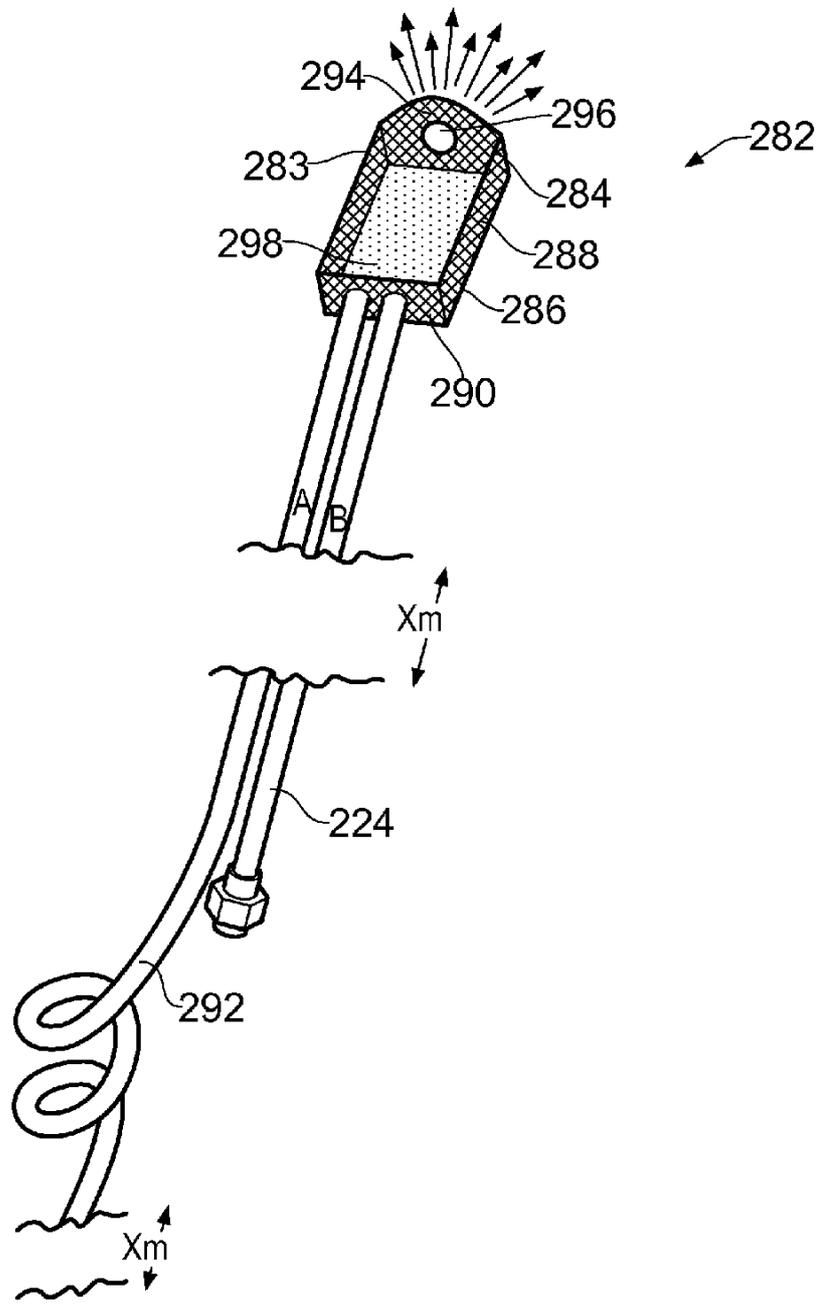


FIG. 8

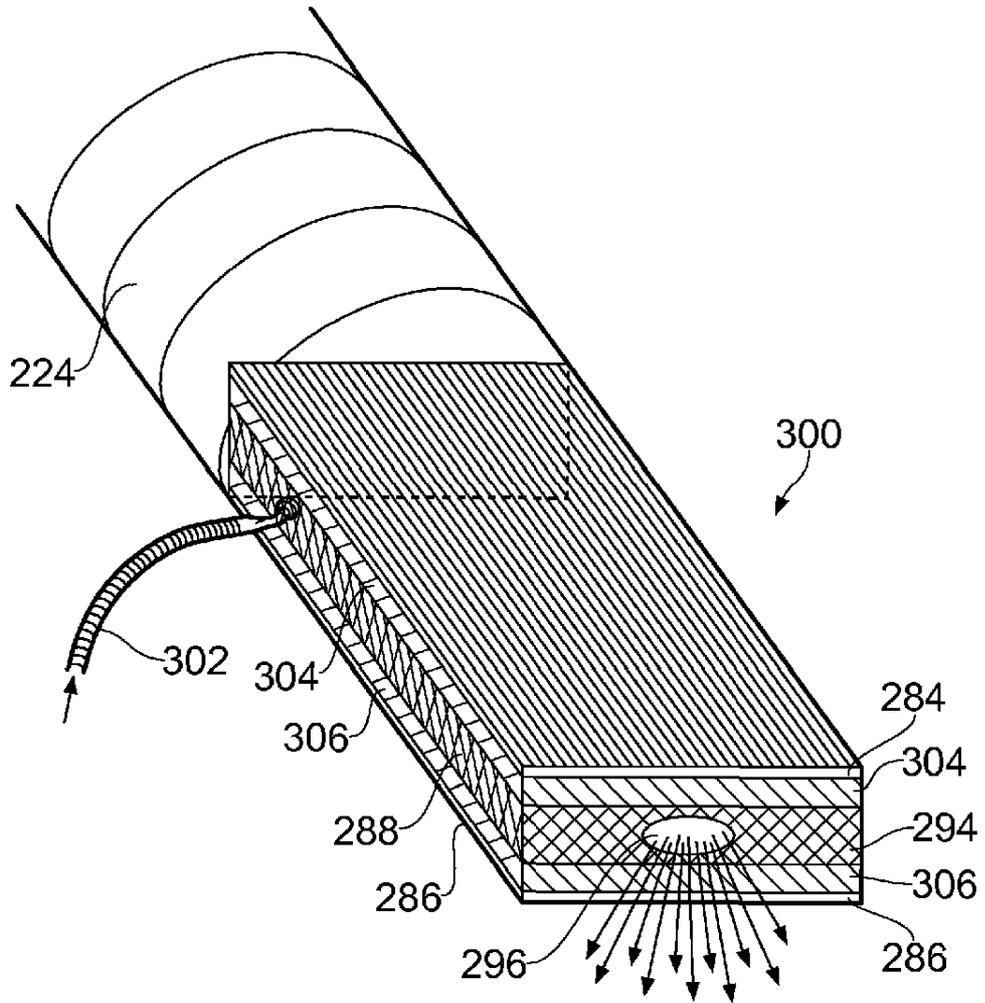


FIG. 9

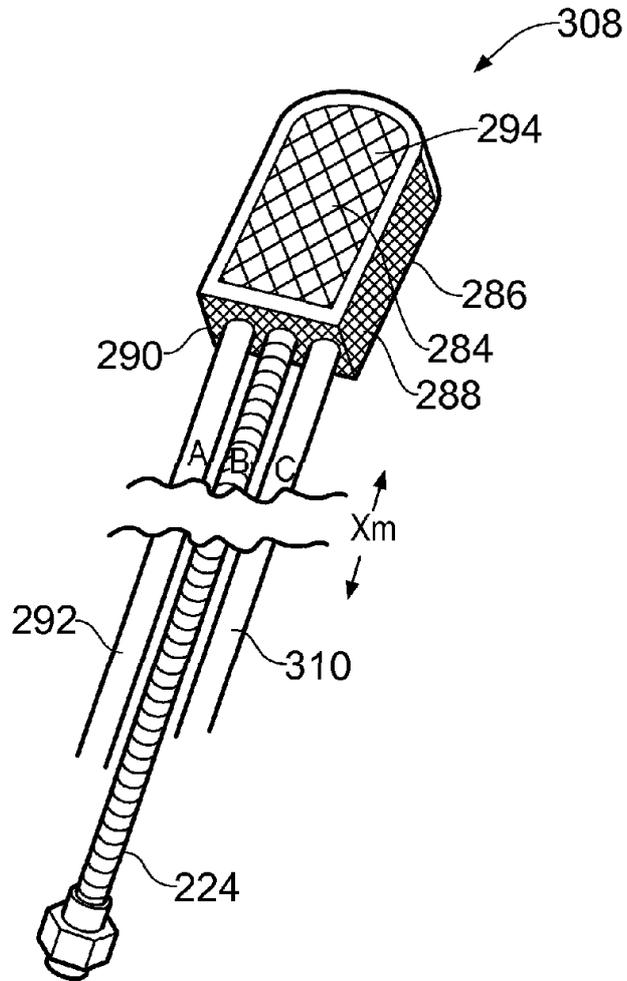


FIG. 10

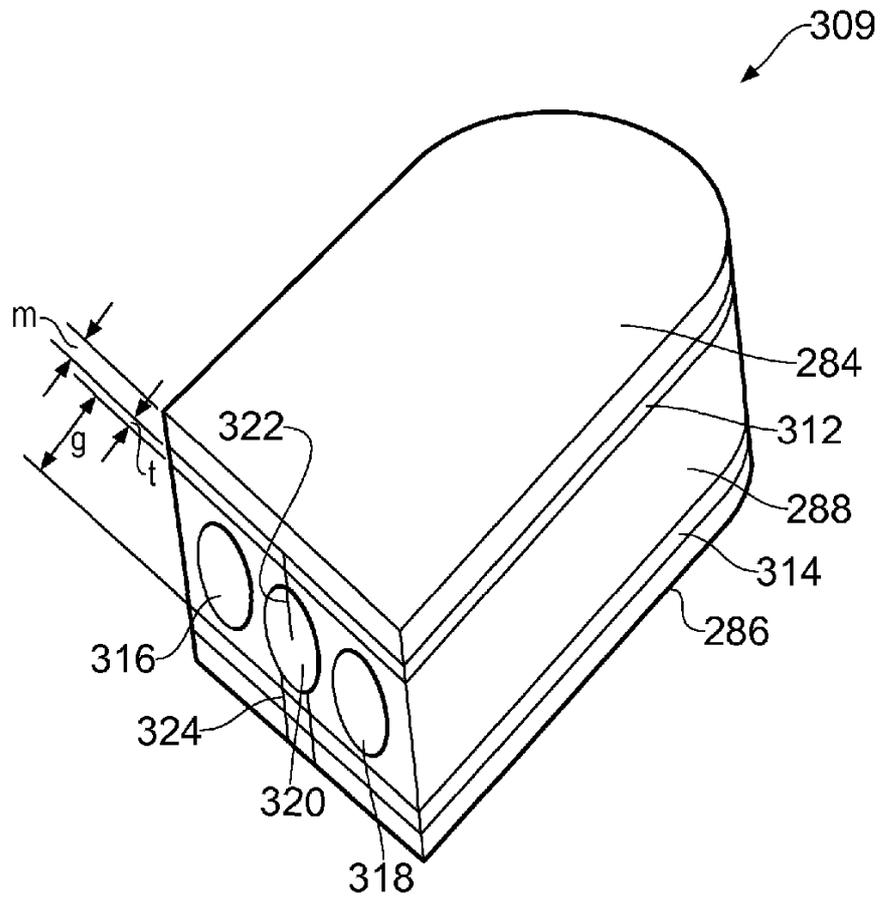


FIG. 11

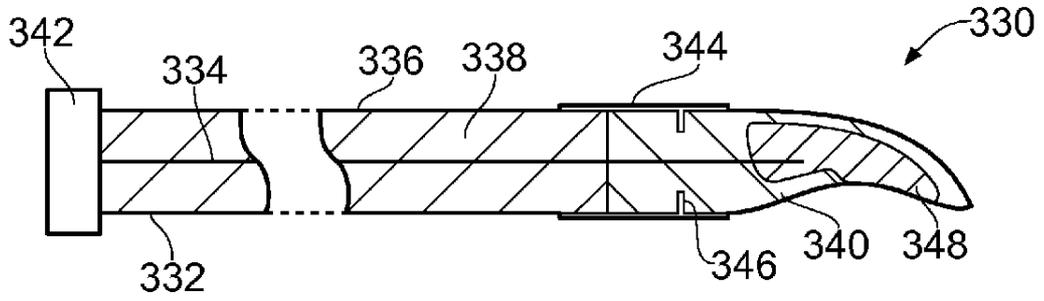


FIG. 12

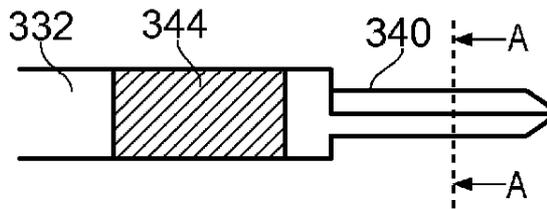


FIG. 13

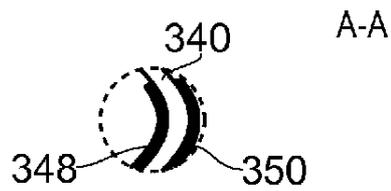


FIG. 14

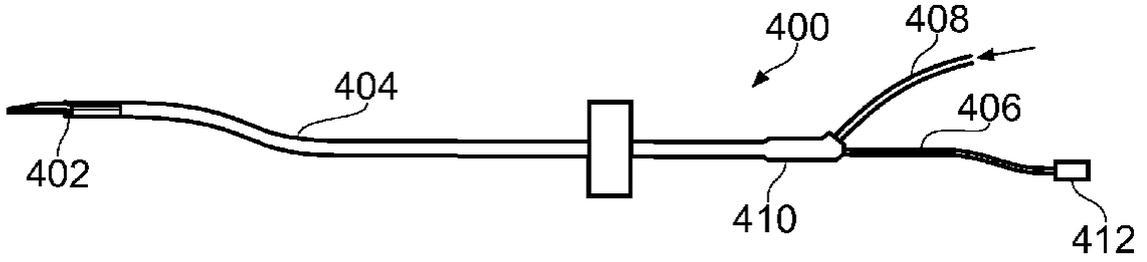


FIG. 15

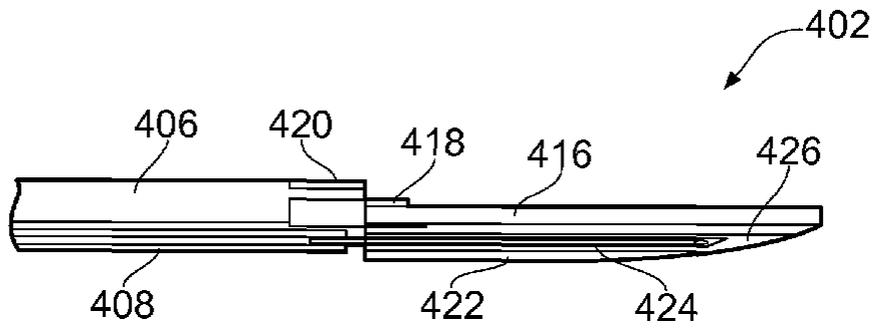


FIG. 16

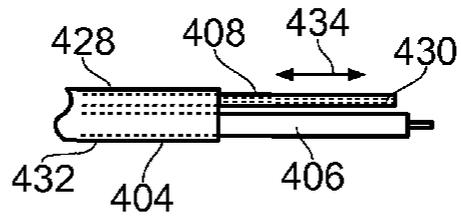


FIG. 17

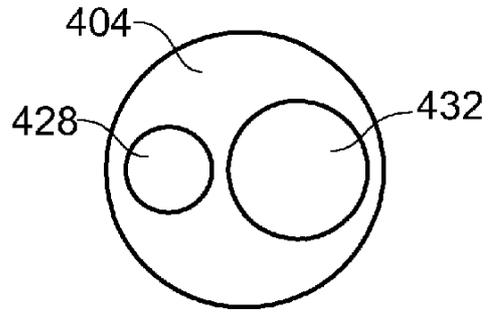


FIG. 18

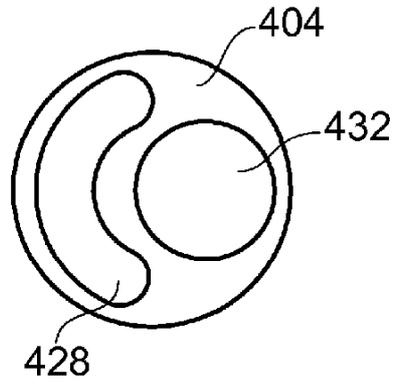


FIG. 19

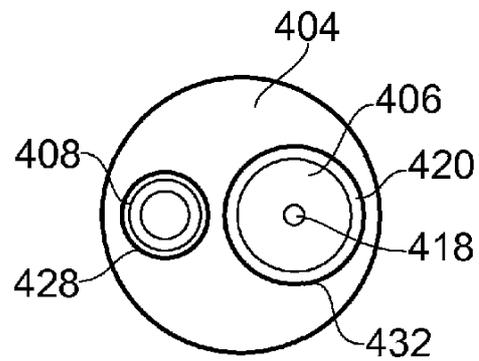


FIG. 20

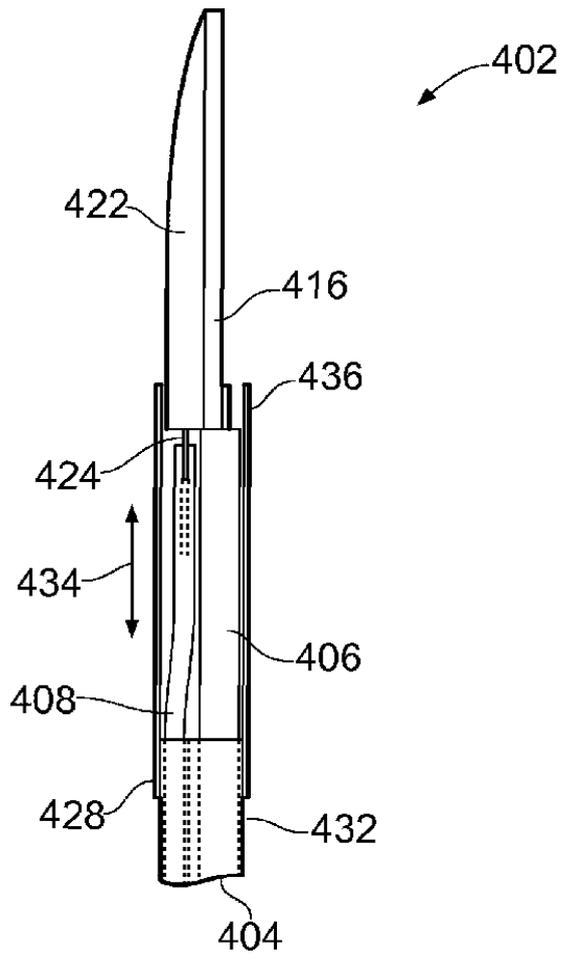


FIG. 21

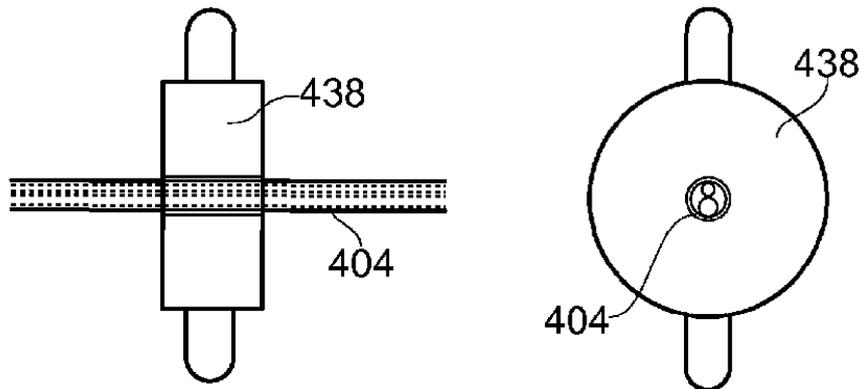


FIG. 22

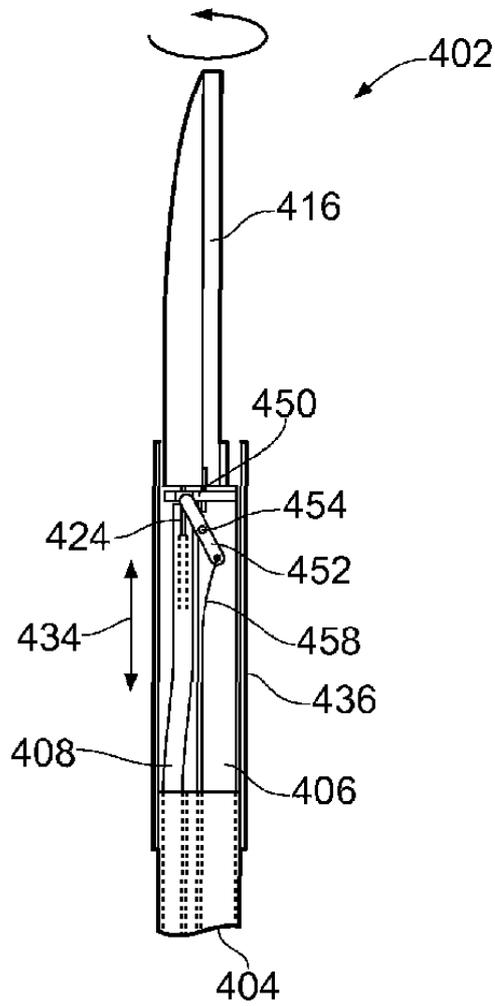


FIG. 23

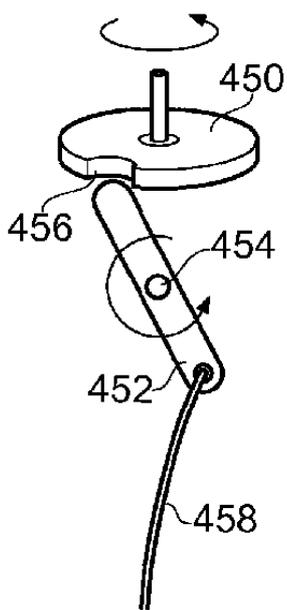


FIG. 24

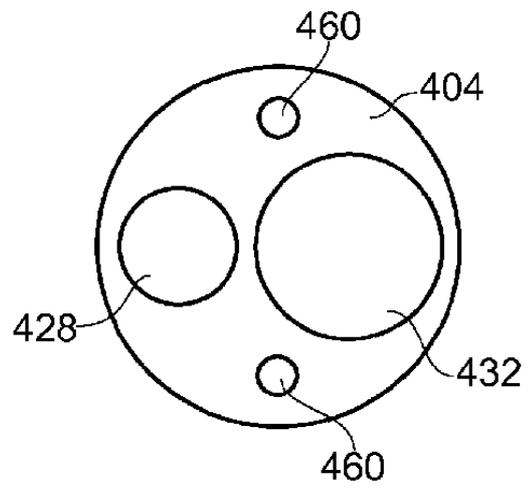


FIG. 25