

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 730 706**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.10.2014 PCT/GB2014/053015**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.04.2015 WO15052502**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.10.2014 E 14784349 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.03.2019 EP 3055020**

54 Título: **Pinzas electroquirúrgicas para proporcionar energía de microondas desde una estructura de línea de transmisión disipativa no balanceada y no resonante**

30 Prioridad:

07.10.2013 GB 201317713

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

12.11.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL y
WHITE, MALCOLM**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 730 706 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

Pinzas electroquirúrgicas para proporcionar energía de microondas desde una estructura de línea de transmisión disipativa no balanceada y no resonante

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a pinzas electroquirúrgicas para agarrar tejido biológico y para proporcionar energía de frecuencia de microondas al tejido agarrado para coagular o cauterizar o sellar el tejido. En particular, las pinzas se pueden usar para sellar vasos sanguíneos. Las pinzas se pueden insertar en el canal del instrumento de un endoscopio o un gastroscopio, o se pueden usar en cirugía laparoscópica o cirugía abierta.

Antecedentes de la invención

15 Se conocen pinzas capaces de suministrar energía térmica al tejido biológico agarrado. La energía térmica puede cauterizar el tejido agarrado y facilitar la coagulación o el sellado del vaso.

El documento US 6.585.735 describe unas pinzas bipolares endoscópicas en las que las mordazas de las pinzas están dispuestas para conducir energía bipolar a través del tejido agarrado entre ellas.

El documento EP 2 233 098 describe pinzas de microondas para sellar tejidos en las que las superficies de sellado de las mordazas incluyen una o más antenas de microondas para irradiar energía de frecuencia de microondas al tejido sujetado entre las mordazas de las pinzas.

El documento WO 03/020339 A2 no revela una línea de transmisión no resonante, como se expone en las reivindicaciones 1 y 5 presentes.

Sumario de la invención

30 En su forma más general, la presente invención proporciona pinzas electroquirúrgicas con las que se proporciona energía de microondas al tejido biológico desde una estructura de línea de transmisión disipativa no balanceada y no resonante, localizada dentro o formada por las mordazas de las pinzas. Las pinzas se pueden usar por vía endoscópica en el tubo digestivo o por vía laparoscópica o en cirugía abierta.

35 De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporcionan unas pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 1.

En este caso, el término "no resonante" puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión (a lo largo de la onda viajera de la energía de microondas) se configura para inhibir las reflexiones múltiples de la onda viajera, es decir, para evitar o inhibir la creación de una onda estacionaria radiante. En la práctica, esto puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión es sustancialmente diferente de un múltiplo de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas (es necesario evitar una cantidad par o impar, dependiendo de si el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto o un cortocircuito). Es particularmente deseable que la línea de transmisión no resuene cuando haya tejido biológico en el hueco, es decir, en contacto con los elementos de la mordaza. Por lo tanto, la longitud eléctrica de la línea de transmisión se puede configurar para evitar que un múltiplo de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas cuando la línea de transmisión se carga con el tejido biológico de esta manera. Preferiblemente, el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto, ya que esto puede permitir que el dispositivo funcione con energía de radiofrecuencia (RF) así como con energía de microondas.

La formación de una línea de transmisión no resonante puede evitar que el dispositivo irradie. Por lo tanto, la energía de microondas se transmite al tejido a través de la filtración de la estructura de la línea de transmisión. Configurando la longitud de la línea de transmisión conociendo el nivel de pérdida al tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas, las pinzas electroquirúrgicas de la invención pueden disponerse para proporcionar sustancialmente toda la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión en un solo tránsito de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión.

En otras palabras, se selecciona la geometría de la línea de transmisión, por ejemplo, en función de simulaciones o similares, de manera que muestre una gran pérdida de tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas. De manera similar, la geometría de la línea de transmisión puede garantizar que se pierda mucha menos potencia cuando no hay tejido en el hueco, sino aire. Por ejemplo, el dispositivo puede presentar una pérdida de retorno de aproximadamente 1 dB, es decir, el 80 % de la potencia reflejada de nuevo al generador, en comparación con el 20 % cuando hay tejido allí. Por lo tanto, se puede proporcionar una potencia cuatro veces mayor cuando hay tejido en el hueco. El tejido biológico es disipativo, es decir, es un buen absorbente de energía de microondas.

La magnitud del campo eléctrico producido por las pinzas de la invención puede ser considerablemente menor que la

5 producida por las pinzas de RF bipolares convencionales. El campo eléctrico de frecuencia de microondas utilizado en la invención daña el tejido de una manera fundamentalmente diferente de la energía de RF, es decir, desnaturalizando el tejido en lugar de romper la célula. La posibilidad de que haya daños extremos accidentales localizados es, por lo tanto, mucho menor que con los dispositivos de RF que pueden generar plasma o arcos y quemaduras. Además, el voltaje máximo requerido para producir un calentamiento dieléctrico efectivo con energía de microondas puede ser menor que 50 V, que es un factor 10 veces menor que el requerido para dispositivos de RF bipolar y un factor de 100 veces menos que el requerido para dispositivos de RF monopolar. En este último, la trayectoria para que fluya la corriente de RF es a través del cuerpo, gracias a una placa de retorno colocada en la superficie de la piel del paciente. Esto presenta un riesgo para el paciente en términos del requerimiento de alto voltaje y también la falta de control debido a que la corriente siempre desea tomar la trayectoria de menor resistencia. También podría provocar una explosión dentro del cuerpo debido a una acumulación de gases que se encienden debido a una chispa, arco, micro plasma o una avería por los altos niveles de voltaje asociados con la energía de RF monopolar, por ejemplo, un máximo de 4.500 V, o energía de RF bipolar, por ejemplo, un máximo de 500 V o mayor. Los altos voltajes asociados a los instrumentos de RF bipolar o monopolar suponen riesgos de explosión. En comparación, los voltajes asociados con la coagulación de microondas pueden estar entre un máximo de 5 V y 70 V. Por lo tanto, el dispositivo es más seguro para el paciente cuando se utiliza en el entorno que se encuentra dentro del cuerpo del paciente.

20 La magnitud del campo se puede controlar, por ejemplo, controlando la potencia proporcionada en las pinzas en función del tamaño del hueco. Este control puede permitir que la magnitud del campo eléctrico sea independiente del tamaño del recipiente o del grosor del tejido ubicado en el hueco. Esto puede presentar una ventaja con respecto a las pinzas de RF bipolar convencionales.

25 En este documento, la "frecuencia de microondas" se puede usar ampliamente para indicar un rango de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, pero preferiblemente el rango de 1 GHz a 60 GHz, más preferiblemente de 2,45 GHz a 30 GHz o de 5 GHz a 30 GHz. Las frecuencias específicas que se han considerado son las siguientes: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz.

30 Las pinzas electroquirúrgicas de la invención se pueden configurar para insertarse en un canal de instrumento de un endoscopio, o pueden disponerse para utilizarlas en cirugía laparoscópica o en un procedimiento NOTES o en un procedimiento general abierto.

35 Aquí, la expresión línea de transmisión "no uniforme" se usa para designar una disposición en la que los elementos conductores en superficies opuestas de las mordazas no están en una relación espacial uniforme entre sí a lo largo de la longitud del par de elementos de mordaza. Por ejemplo, los elementos conductores pueden comprender una primera placa conductora montada en uno del par de elementos de mordaza y una segunda placa conductora montada en la otra del par de elementos de mordaza, en donde la porción de transición de señal está dispuesta para conectar la primera placa conductora a un conductor externo del cable coaxial y para conectar la segunda placa conductora a un conductor interno del cable coaxial. Cada una de las placas conductoras puede incluir una superficie plana en o alineada con la superficie de uno de los elementos de mordaza orientada hacia el hueco. Esta configuración puede garantizar una densidad de potencia óptima en el hueco entre las placas, para así garantizar que la energía se transmita al tejido biológico presente en el hueco.

45 La línea de transmisión puede formar una línea de transmisión paralela o una línea de transmisión de placa paralela cuando las superficies opuestas de las placas conductoras son paralelas. Sin embargo, esto no es esencial. En una amplia gama de ángulos entre las mordazas, por ejemplo, $\pm 20^\circ$ o más, la potencia se desplazará hacia arriba entre las mordazas. Las mordazas pueden no ser paralelas por varias razones, como porque están giradas en un extremo o porque el tejido que se sostiene entre ellas no es de grosor uniforme.

50 Cada placa conductora puede tener una estructura alargada plana, por ejemplo, con una anchura de 1 a 6 mm y una longitud de 3 a 12 mm. Para uso endoscópico, cada placa puede tener un ancho de 1 a 3 mm y una longitud de 3 a 6 mm. Preferiblemente, cada placa tiene dimensiones idénticas. Las dimensiones preferidas pueden depender de la frecuencia de microondas. Cuando se utiliza energía de 5,8 GHz, las placas pueden tener una anchura de 2 mm y una longitud de 4 mm. Las placas conductoras pueden tener extremos distales curvados. La eliminación de las esquinas afiladas puede reducir el riesgo de perforación de la pared intestinal al operar en el tubo digestivo, y puede evitar concentraciones no deseadas de energía de microondas. Las placas conductoras pueden tener extremos proximales curvados, por ejemplo, en el punto en el que se conectan a la porción de transición de señal. El espesor de las placas puede ser de 0,5 mm o menos.

60 La porción de transición de señal puede incluir un elemento de unión que se extiende desde un extremo distal del cable coaxial, comprendiendo el elemento de unión una extensión del conductor interno del cable coaxial rodeado por una cubierta dieléctrica, en donde un extremo distal de la extensión del conductor interno del cable coaxial está conectado a la segunda placa conductora. El elemento de unión puede tener una longitud de 3 mm o más. El propio elemento de unión puede formar una línea de transmisión no uniforme.

65 La porción de transición de señal puede incluir un conector externo que se extiende desde el conductor externo del

cable coaxial y conecta eléctricamente el conductor externo del cable coaxial a la primera placa conductora. El extremo proximal del conector externo puede estar curvado para envolverse alrededor del conductor externo del cable coaxial. El conector externo puede ahusarse (es decir, reducir su anchura) a medida que se aleja del conductor externo del cable coaxial.

5 En otro aspecto de la invención, cada elemento de mordaza puede comprender su propia línea de transmisión disipativa, como se define en la reivindicación 5.

10 Cada una de la primera estructura de la línea de transmisión y la segunda estructura de la línea de transmisión es una línea de transmisión paralela o una línea de transmisión coaxial. El divisor de potencia puede comprender una disposición de líneas de transmisión flexibles de microstrip o líneas de transmisión coaxiales. Por ejemplo, la transición de señal puede comprender cualquiera de un divisor de potencia Wilkinson, una disposición de transformadores de dos cuartos de longitud de onda, un divisor de potencia de 3 dB o similar. Si se usa un divisor de potencia Wilkinson para dividir la potencia disponible en el extremo distal del cable coaxial en dos partes iguales, entonces la transición de la señal puede comprender dos secciones semicirculares o rectas que son cada una de un cuarto de longitud de onda a la frecuencia de operación, es decir, la longitud total del divisor tiene media longitud de onda a la frecuencia de operación. En esta disposición, la impedancia de las líneas de transmisión que forman las dos secciones semicirculares o rectas se configura como

$$20 \quad Z_W = \sqrt{2Z_0},$$

dónde Z_W es la impedancia de la línea que forma el divisor de potencia de Wilkinson y Z_0 es la impedancia característica del cable coaxial. En una realización preferida, la impedancia del cable coaxial se configura para que sea la misma que la línea de transmisión de dentro de las mordazas, que a su vez se configura para que sea la misma que el tejido biológico que se debe tratar.

25 En una disposición donde se utilizan transformadores de dos cuartos de longitud de onda, existe una impedancia virtual en el extremo proximal de cada brazo de cuarto de longitud de onda que tiene un valor que es el doble de la impedancia de la impedancia característica de la línea de transmisión que alimenta este punto, es decir, la impedancia "vista" al final de la línea de transmisión es igual a la mitad del valor de la impedancia virtual. Esto supone que las dos secciones del transformador de dos cuartos de longitud de onda son de la misma impedancia, la impedancia de la línea de transmisión dentro de cada una de las dos mordazas es la misma y que cada mordaza contacta bien con el tejido biológico, que es homogéneo y tiene un valor de impedancia que es la misma o cercana a la impedancia de las líneas de transmisión dentro de las dos mordazas.

30 Una disposición adicional podría utilizar un cable de línea de transmisión con una impedancia característica de Z_0 que alimente un divisor de potencia Wilkinson, cuyas líneas tienen una impedancia de $\sqrt{2Z_0}$, donde cada brazo está conectado a un transformador de cuarto de longitud de onda, cuya impedancia hace coincidir la impedancia característica Z_0 con la impedancia de las líneas de transmisión dentro de las mordazas, que está bien adaptada a la impedancia del tejido Z_t .

35 El par de elementos de mordaza puede estar separado, por ejemplo, utilizando resortes o elementos similares. Los resortes pueden estar hechos de plástico u otro material adecuado que no interfiera con la manera en la que la energía de la frecuencia de microondas se pierde entre las placas conductoras. Alternativamente, los elementos de mordaza también pueden estar total o parcialmente hechos con metal con memoria, por ejemplo, alambre de nitinol, y se pueden abrir y cerrar según la aplicación del calor aplicado a la estructura (alambre). Este calor puede generarse utilizando una fuente de potencia de CC (calentamiento por resistencia), que puede implicar el uso de líneas de alimentación adicionales, o generarse cuando el campo de microondas se aplique en las mordazas. Para este último, puede ser deseable incluir, es decir, pintar o colocar una sección de material disipativo dentro de las mordazas o sobre las mordazas, de tal manera que parte del campo de microondas sea absorbido por el material disipativo para producir calor local, lo que provoca que las mordazas se cierren (o abran).

40 Las pinzas pueden montarse en una funda cilíndrica, es decir, una carcasa para el cable coaxial y el par de elementos de mordaza. La funda puede ser retráctil para exponer el par de elementos de mordaza. La funda puede actuar como una cubierta protectora para facilitar la inserción de las pinzas a través del canal del instrumento de un endoscopio. El diámetro de la funda cilíndrica puede ser inferior a 2,8 mm.

45 Las pinzas pueden incluir un mecanismo de cierre de mordaza en comunicación mecánica con el par de elementos de mordaza. Por ejemplo, el mecanismo de cierre de la mordaza puede incluir una empuñadura y gatillo en comunicación con el par de elementos de mordaza a través de uno o más alambres de tracción. Los alambres de tracción pueden extenderse a lo largo del cable coaxial a través de la funda si las pinzas se insertan a través de un endoscopio. En una realización, el mecanismo de cierre de las mordazas puede incluir un pantógrafo dispuesto para asegurar que los elementos de la mordaza se cierren entre sí, de tal manera que sus superficies se encuentren simultáneamente a lo largo de su longitud.

El par de elementos de mordaza puede ser giratorio, por ejemplo, girando la funda.

Breve descripción de los dibujos

5 Las realizaciones de la invención se explican a continuación con detalle haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 10 La figura 1 es una estructura modelada de unas pinzas electroquirúrgicas, que son una realización de la invención; la figura 2 es un gráfico que muestra la pérdida de retorno de un ejemplo modelado de unas pinzas electroquirúrgicas, que son una realización de la invención;
- 15 la figura 3 es una vista lateral de la estructura modelada que se muestra en la figura 1 y muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en la sangre; la figura 4 es un gráfico que muestra la pérdida de retorno de otro ejemplo modelado de unas pinzas electroquirúrgicas, que son una realización de la invención;
- 20 la figura 5 es una vista lateral de la estructura modelada de la figura 3, que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en sangre con un espacio más pequeño entre los elementos de la mordaza; y la figura 6 es un dibujo esquemático de unas pinzas electroquirúrgicas que son una realización de la invención;
- 25 la figura 7 es un dibujo esquemático de unas pinzas de microondas endoscópicas que son una realización de la invención; la figura 8A muestra una disposición del divisor de potencia Wilkinson que puede crearse utilizando una línea de transmisión de microstrip flexible;
- 30 la figura 8B muestra una disposición del divisor de potencia Wilkinson que puede crearse utilizando líneas de transmisión coaxiales; la figura 9A muestra un primer diseño de pinzas electroquirúrgicas que usa un divisor de potencia Wilkinson creado utilizando líneas de transmisión;
- 35 la figura 9B muestra un segundo diseño de pinzas electroquirúrgicas que usa un divisor de potencia Wilkinson creado utilizando líneas de transmisión; y la figura 9C muestra un tercer diseño de las pinzas electroquirúrgicas que utiliza un divisor de potencia Wilkinson creado utilizando líneas de transmisión.

DESCRIPCIÓN DETALLADA; OTRAS OPCIONES Y PREFERENCIAS

35 La presente invención proporciona unas pinzas de coagulación por microondas que puede operar a través del canal de un endoscopio. El diámetro del canal en el endoscopio puede ser de 2,2 mm, 2,8 mm o 3,2 mm. El objetivo de las pinzas es agarrar una fina sección de tejido y coagular o cauterizar la porción sostenida entre las pinzas utilizando energía de microondas, por ejemplo, a una frecuencia de 5,8 GHz o más.

40 A diferencia de las pinzas de microondas conocidas, la presente invención no está diseñada para irradiar energía de microondas. En su lugar, una o, preferiblemente, ambas mordazas de las pinzas están diseñadas para actuar como líneas de transmisión disipativas no balanceadas. Esta función puede derivarse de la geometría seleccionada de las mordazas.

45 Una ventaja de la estructura de la línea de transmisión disipativa es que la provisión de potencia hacia el tejido puede enfocarse con mayor precisión en áreas de contacto con el tejido. En los dispositivos de radiación conocidos, la funcionalidad eficiente de la antena puede basarse en el contacto entre toda la estructura de la antena y el tejido, por lo que la ausencia de contacto con el tejido a lo largo de toda la longitud de la antena puede evitar que la antena opere de manera eficiente, lo que a su vez afecta la cantidad de energía que se proporciona (y se refleja de nuevo en el instrumento). En este diseño, la potencia se proporcionará en la parte que se sostiene en los elementos de la mordaza, incluso si solo ocupa (toca) parte de los elementos de la mordaza. La mayor parte de la potencia restante se reflejará de nuevo en el generador en lugar de irradiarse hacia el paciente. Esta estructura también ofrece un beneficio clínico en cuanto a la energía de microondas reflejada que se refleja de nuevo a lo largo de las mordazas del instrumento y puede utilizarse para producir una mejor coagulación del tejido a medida que regresa a lo largo de una trayectoria de regreso al generador. En el extremo distal de la línea de transmisión formada por las dos mordazas en contacto con el tejido, se produce un desajuste total debido al hecho de que la línea está en el aire o en algún otro medio no coincidente en este punto, por lo que el coeficiente de reflexión es la unidad o está cerca de la unidad, es decir, toda la onda comienza a desplazarse de regreso a lo largo de las mordazas hasta la fuente). La estructura de la línea de transmisión funciona sobre la base del coeficiente de reflexión o la coincidencia de impedancia, por lo que la impedancia del tejido de contacto coincide correctamente con la impedancia de la línea de transmisión (coeficiente de reflexión cero o cercano a cero). Idealmente, toda la energía es absorbida por el tejido biológico que hace contacto con las mordazas, por lo que toda la energía se disipa en el momento en que llega al extremo distal de las mordazas, por lo que no se refleja la energía a lo largo de la estructura de la línea de transmisión dentro de las mordazas de nuevo hacia el generador. Dado que no se requiere resonancia para que se proporcione energía, la longitud eléctrica de la línea de transmisión en el elemento de mordaza no se limita de la misma manera que lo estaría, por ejemplo, para una antena. Por consiguiente, la longitud eléctrica de las líneas de transmisión utilizadas en la presente invención puede no ser resonante a la frecuencia de la energía de microondas (cuando la línea de transmisión está cargada por tejido biológico), es decir, no es un múltiplo de un cuarto de longitud de onda cargada de la energía de microondas.

La potencia proporcionada al tejido biológico en cualquier punto viene dada por:

$$P_t = P_i(1 - \Gamma^2),$$

- 5 donde P_t es la potencia transmitida hacia el tejido en un punto en particular, P_i es la potencia incidente en el punto donde la línea de transmisión hace contacto con la carga del tejido, y Γ es el coeficiente de reflexión en ese punto, que está relacionado con la impedancia de la línea de transmisión (Z_0) y la impedancia de la carga tisular (Z_L) por

$$\Gamma = \frac{Z_L - Z_0}{Z_L + Z_0}$$

10 La presente invención puede encontrar un uso particular en los procedimientos de polipectomía en el tubo digestivo, donde tiene que sellarse y cortarse el tallo de un pólipo. En tales situaciones, el tallo del pólipo puede no entrar en contacto con todas las mordazas de las pinzas.

15 La figura 1 muestra un diseño representativo básico de unas pinzas de coagulación por microondas que son una realización de la invención. El diseño es un modelo creado con CST Microwave Studio®, que después se usó para simular el rendimiento, ya que se realizaron varias modificaciones en la estructura para optimizar la pérdida de retorno y la densidad de potencia al tejido biológico.

20 Aunque los ejemplos a continuación discuten el uso de las pinzas en un endoscopio, la presente invención no tiene que estar limitada de esta manera. Puede ser aplicable a técnicas laparoscópicas o usarse en cirugía abierta.

25 La figura 1 muestra un par de pinzas de coagulación de microondas 100 que es una realización de la invención. Las pinzas 100 comprenden un cable coaxial 102 para transportar energía de microondas desde un generador adecuado (no mostrado) a través de un canal del instrumento del endoscopio hasta un par de elementos de mordaza 104, 106. El generador puede ser cualquier dispositivo capaz de proporcionar una señal de microondas controlable y estable. Por ejemplo, se puede usar el aparato divulgado en el documento WO 2012/076844.

30 El cable coaxial 102 puede tener aproximadamente 1,2 mm o 2,2 mm de diámetro para dejar espacio para un mecanismo de operación de mordaza en el canal del instrumento del endoscopio. Sucoform 47, fabricado por Huber+Suhner, es un cable adecuado que tiene un diámetro de 1,2 mm y es lo suficientemente flexible para permitir la manipulación completa del endoscopio con el cable dentro de su canal.

35 En esta realización, los elementos de mordaza 104, 106 de las pinzas están modelados como dos placas conductoras (por ejemplo, metálicas) de 0,5 mm de grosor y 2 mm de ancho con extremos curvos en la parte delantera y trasera. Un primer elemento de mordaza 104 está conectado eléctricamente al conductor exterior 108 del cable coaxial 102 a través de un conector ahusado en ángulo 110. Un segundo elemento de mordaza 106 está conectado eléctricamente al conductor interno (no mostrado) del cable coaxial por un elemento de unión 112, que es una extensión del conductor interno, y el dieléctrico 114, que lo rodea más allá del extremo del conductor externo 108.

40 Los elementos de mordaza 104, 106 son móviles entre sí para abrir y cerrar el hueco entre ellos. Por ejemplo, los elementos de mordaza 104, 106 pueden estar conectados a una bisagra o pivote (no mostrado). Las pinzas 100 pueden, por lo tanto, incluir un mecanismo de operación de mordaza, que proporciona la comunicación mecánica entre los elementos de mordaza y el extremo distal del dispositivo. Por ejemplo, el mecanismo de operación de la mordaza puede comprender uno o más alambres de tracción que se extienden a lo largo del cable coaxial 102 a través del canal del instrumento del endoscopio. Dichos mecanismos de operación de la mordaza son bien conocidos. En otras realizaciones, se puede usar una disposición de pantógrafo para abrir y cerrar los elementos de mordaza, de tal manera que sus superficies se encuentren simultáneamente a lo largo de su longitud.

50 Los elementos de mordaza 104, 106 pueden tener una separación máxima de 2 mm, por ejemplo, ajustados por un tope en la bisagra. Cuando se aprietan entre sí, los elementos de mordaza 104, 106 presentarán un área de sección transversal distal que mide 2,23 mm a través de la diagonal. Esta es lo suficientemente pequeña como para que una funda externa (no mostrada) se ajuste alrededor de los elementos de la mordaza y aún permita el paso a través del canal del instrumento del endoscopio. La funda puede actuar para proteger las pinzas (por ejemplo, del daño o la contaminación) cuando se inserta en el canal del instrumento del endoscopio, o para hacer que no se enganche o se produzca otro daño cuando la herramienta se manipule en su posición dentro del paciente. La funda puede tener un par estable para ayudar a rotar de las pinzas. La funda puede ser retráctil para exponer los elementos de la mordaza cuando las pinzas estén en posición de uso. Alternativamente, las pinzas pueden extenderse para sobresalir más allá del extremo de la funda. En la práctica, es posible que las placas conductoras que forman los elementos de mordaza sean más delgadas, por ejemplo, de 0,4 mm o menos, siempre que conserven la rigidez suficiente para evitar la flexión no deseada durante el uso.

De acuerdo con la invención, la función de las placas conductoras es como líneas de transmisión disipativas no balanceadas, por lo que la energía de frecuencia de microondas proporcionada al elemento de mordaza se filtra hacia

el entorno circundante. Para optimizar la geometría de las cuchillas, se simuló la pérdida de retorno de la estructura modelada mientras se variaban varios parámetros, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Parámetros de simulaciones variadas

N.º de ejecución	Longitud del alambre (mm)	Longitud de la placa (mm)	Anchura de la mordaza (mm)	Otros
0	9	5	2	
1	6	5	2	
2	4	5	2	
3	de 3 a 5	5	2	
4	4	de 3 a 6	2	
5	3	4	2	
6	3	4	2	Con balun
7	3	4	de 0,75 a 3,25	
8	3	4	2	
9	3	4	2	Hueco de 1 mm

5 La longitud del alambre del parámetro se corresponde con la longitud del alambre que une el cable coaxial a las placas conductoras, por ejemplo, la longitud del conector 110 y el elemento de unión 112. En la práctica, es deseable que los alambres tengan una longitud similar. Cualquier diferencia en la longitud debe ser una parte pequeña, por ejemplo, menos de un octavo de una longitud de onda a la frecuencia de operación de microondas. Se descubrió que, con una longitud de alambre de 3 mm y una longitud de la hoja de 4 mm, la pérdida de retorno fue mejor que de 7 dB a 5,8 GHz, como se muestra en la figura 2. Esto significa que menos del 20 % de la potencia se refleja hacia el generador y más del 80 % está disponible para su uso en las placas conductoras. Esta es una eficiencia razonable, ya que cualquier mejora solo podría aumentar la potencia disponible en las placas en menos del 25 %.

15 La figura 3 muestra los resultados de simular la absorción de potencia en la región entre los elementos de mordaza para una longitud de alambre de 3 mm y una longitud de placa de 4 mm cuando hay tejido biológico (en este caso, sangre) en esa región. La densidad de pérdida de potencia difiere entre las regiones de extremo 116 en los extremos distal y proximal de las placas y una región central 114.

20 En la región central 114, la densidad de pérdida de potencia es de aproximadamente 65 dBW/m³ para 1 W de potencia de entrada. En la práctica, se espera que el dispositivo se use con una potencia de entrada de 10 W, por lo que la densidad de pérdida de potencia (potencia de calentamiento) en esta región será de 15 dBW/cm³. Esto es de aproximadamente 30 W/cm³, lo cual es suficiente para elevar la temperatura de la sangre en aproximadamente 7 Ks⁻¹, suponiendo que la capacidad térmica específica del tejido sea de aproximadamente 4,2 J/g/K y que la densidad del tejido sea de aproximadamente 1 g/cm³, de modo que la capacidad térmica del tejido sería de aproximadamente 4,2 J/cm³/K.

En las regiones finales 116, la velocidad de calentamiento será aproximadamente tres veces esto, es decir, 20 Ks⁻¹.

30 En este ejemplo, el volumen de la región entre las placas es de 4 mm de largo por 2 mm de ancho y 2 mm de alto, es decir, 16 mm³. La densidad de potencia promedio es de aproximadamente 90 W/cm³, por lo que la potencia total absorbida en esta región es de aproximadamente 1,5 W. Se espera que también se caliente la sangre o el tejido que penetra en el hueco triangular donde el conector 110 y el elemento de unión 112 se extienden hacia las placas.

35 La figura 4 muestra la pérdida de retorno cuando la separación de las placas se reduce a 1 mm. La pérdida de retorno a 5,8 GHz cambia de poco más de 7 dB a solo más de 6 dB. Pero a pesar de este cambio, más del 75 % de la potencia incidente está disponible para calentar el tejido.

40 La figura 5 muestra los resultados de simular la absorción de potencia en la región entre los elementos de mordaza para la separación de placa más pequeña, y se puede ver que la densidad de pérdida de potencia es mayor, lo que podría esperarse porque la potencia total ligeramente menor se concentra en la mitad del grosor del tejido. La densidad de potencia indicada en una región central 118 del hueco para la potencia incidente de 1 W es de aproximadamente 66 dBW/m³, que se corresponde con aproximadamente los 38 W/cm³ para una potencia incidente de 10 W, que se corresponde con un aumento de temperatura de aproximadamente 9 Ks⁻¹.

45 En un dispositivo práctico, los elementos de mordaza pueden estar separados, por ejemplo, utilizando resortes o similares. Dichos resortes pueden estar hechos con plástico, que no afectará a los resultados de las simulaciones comentadas anteriormente.

50 La forma del conector 110 se puede optimizar para mejorar la transferencia de energía de microondas hacia los elementos de mordaza 104, 106. En particular, es deseable ahuecar el extremo proximal del conector 110 en el cable coaxial 112 para que se curve alrededor del dieléctrico 112. Esta geometría mejora la pérdida de retorno al hacer más gradual el cambio desde la línea de transmisión coaxial del cable coaxial 112 hasta las líneas de transmisión gemelas

de los elementos de mordaza 104, 106.

La figura 6 muestra una vista esquemática de unas pinzas de microondas endoscópicas 300 que son una realización de la invención. Las pinzas 300 comprenden un cuerpo 308 que tiene un cable de alimentación flexible 306 que se extiende desde él. El cable de alimentación 306 no está dibujado a escala; tiene una longitud y un diámetro adecuados para insertarlos en el canal del instrumento de un endoscopio (no se muestra). Este cable puede tener un diámetro total de menos de 2,8 mm para poder insertarlo en el canal del instrumento de un endoscopio o un gastroscopio. El cable de alimentación 306 comprende un manguito exterior que contiene el cable coaxial y el mecanismo de apertura de mordaza descrito anteriormente. En un extremo distal del cable 306 hay un par de elementos de mordaza 302, 304, que pueden pivotar entre sí alrededor de una bisagra 305 para abrir y cerrar un espacio entre las superficies opuestas de este bajo el control del mecanismo de apertura de la mordaza.

El cuerpo 308 incluye una empuñadura 310 y un gatillo 312 que acciona el mecanismo de cierre de la mordaza de una manera convencional. El gatillo 312 puede ser alternativamente un deslizador mecánico o cualquier otro mecanismo adecuado que permita abrir y cerrar las mordazas. El cuerpo 308 está conectado a un generador de señal de microondas (no mostrado) mediante un cable adecuado 314.

La geometría de los elementos de mordaza 302, 304 se selecciona de modo que funcionen como líneas de transmisión disipativas, como se explicó anteriormente.

La figura 7 muestra otra realización de la invención, donde las pinzas de microondas se insertan a través del canal de instrumentos 402 de un endoscopio 400. El extremo proximal del cable de alimentación 404 termina en una empuñadura 406, que incluye un gatillo 408 para operar el mecanismo de mordaza como se explicó anteriormente. Una empuñadura 410 se sujeta al cable de alimentación para proporcionar un medio para girar el cable y, por lo tanto, controlar la orientación de las mordazas 412 en el extremo distal del cable. El manguito exterior del cable de alimentación puede incluir trenzas internas que proporcionan estabilidad de torsión, es decir, resisten la torsión del manguito con respecto al cable coaxial. Idealmente, la traslación entre la rotación de la empuñadura en el extremo proximal del dispositivo y el movimiento circular de las mordazas en el extremo distal será de 1:1, pero las proporciones de traslación menores, por ejemplo, de 1:2, pueden ser suficientes.

La figura 8A muestra una primera configuración de un divisor de potencia Wilkinson 500, que funciona para dividir una potencia de entrada P1 en dos partes iguales (P2 y P3) utilizando líneas o brazos semicirculares de dos cuartos de longitud de onda. Cada brazo también puede funcionar como un transformador de impedancia. Por lo tanto, la longitud física completa de la estructura es la mitad de la longitud de onda eléctrica a la frecuencia de operación. Para que este diseño de división de potencia se use en la práctica, puede ser preferible que la estructura se fabrique sobre un sustrato de microondas flexible, donde los carriles pueden imprimirse o fotografiarse. Para equilibrar los dos puertos de salida (P2 y P3), es preferible incluir una resistencia de compensación 502; el valor de la impedancia de esta resistencia de compensación debe ser preferiblemente el doble de la impedancia característica.

La Figura 8B proporciona una segunda configuración de un divisor de potencia Wilkinson 600. En esta configuración, las líneas coaxiales 602, 604 se utilizan para crear el divisor. Si se utiliza un cable coaxial estándar de 75 Ω para las secciones de cuarto de longitud de onda 602, 604, el divisor proporcionará una coincidencia razonable para los puertos de entrada y salida de 50 Ω. Idealmente, si los puertos de entrada y salida son 50 Ω, entonces la impedancia de cada uno de los brazos de cuarto de longitud de onda es 70,71 Ω ($=\sqrt{2} \times 50$). En la práctica, el transformador de impedancia coaxial debe ser lo más pequeño y flexible posible para que quepa en el endoscopio.

La figura 9A muestra un esbozo esquemático para un primer ejemplo de dispositivo de pinzas de microondas 700 que usa un divisor de potencia Wilkinson 702, donde la impedancia Z_t del tejido biológico 704 a la frecuencia de operación es la misma que la impedancia de la línea de transmisión 706 dentro de las mordazas y también es la misma que la impedancia del cable coaxial 708 que conecta el generador de energía de microondas con el dispositivo. En la figura 9A, se usa un transformador de cuarto de longitud de onda 710 en el extremo proximal entre la salida del generador 712 y el cable coaxial 708 para hacer coincidir la impedancia de salida Z_s del generador 712 con la impedancia del cable coaxial 708 (que en esta realización es también la impedancia del tejido biológico 704 y la impedancia de la línea de transmisión 706 dentro de las mordazas). La impedancia del transformador de cuarto de longitud de onda 710 se configura como $\sqrt{Z_s \times Z_t}$. Normalmente, la impedancia de salida del generador de energía de microondas 712 será de 50 Ω y si se supone que la impedancia de la sangre es de 25 Ω a la frecuencia de operación preferida, entonces la impedancia del transformador de cuarto de longitud de onda 710 deberá ser de 35,36 Ω. Este transformador podría crearse en la práctica usando una línea de transmisión coaxial estándar de 50 Ω aumentando el diámetro del conductor interno, reduciendo el diámetro interno del conductor externo, aumentando el valor de la permitividad relativa (constante dieléctrica) del material que separa los conductores interno y externo aumentaron, o variando una combinación de estos parámetros. Sería relativamente sencillo fabricar una línea de transmisión coaxial de 25 Ω.

La figura 9B muestra un esbozo esquemático para un segundo ejemplo de dispositivo de pinzas de microondas 800 que usa un divisor de potencia Wilkinson 802, donde la impedancia Z_0 del cable coaxial 808 que conecta el generador 812 al instrumento es el mismo que la impedancia de salida Z_s del generador, que nominalmente es de 50 Ω. En la

figura 9B hay un transformador de cuarto de longitud de onda 810, 811 ubicado entre el extremo distal de cada brazo del divisor de potencia Wilkinson 802 y el extremo proximal de una línea de transmisión respectiva 806 que se acopla al tejido biológico 804. En este ejemplo, si se supone que la impedancia Z_t del tejido biológico coincide bien con la impedancia de las líneas de transmisión 806 dentro de las mordazas, entonces la impedancia de los transformadores

5 810 de coincidencia del cuarto de longitud de onda es $\sqrt{Z_0 \times Z_t}$.

La figura 9C muestra un esbozo esquemático para un tercer dispositivo de pinzas de microondas 900 de ejemplo que usa un par de secciones de transformador de línea de transmisión de cuarto de onda 902, 903 para hacer coincidir la impedancia del tejido biológico 904 con la impedancia del cable coaxial 908 y el generador de la energía de microondas 912 para garantizar una transferencia eficiente de potencia entre el generador y la carga de tejido. Nuevamente, en esta configuración, se supone que la impedancia de la línea de transmisión 906 dentro de las mordazas coincide correctamente con la impedancia del tejido biológico Z_t . En esta disposición, cada transformador 902, 903 transforma la impedancia "observada" en las mordazas en una impedancia virtual que tiene un valor igual al doble de la impedancia característica del cable coaxial 908, de modo que el extremo proximal de los dos brazos de los transformadores están conectados en paralelo para proporcionar una impedancia que es igual a la impedancia característica del cable de alimentación (línea de transmisión de microondas principal). La impedancia Z_0 del cable coaxial 908 puede ser la misma que la impedancia de salida Z_s del generador 912 y, así, la función de los transformadores de impedancia de dos cuartos de longitud de onda es hacer coincidir Z_0 con Z_t . También se puede observar que los dos transformadores están conectados en paralelo en este punto, por lo tanto, la impedancia observada en el extremo proximal de cada uno de los transformadores de impedancia de cuarto de longitud de onda es $2Z_0$. Por lo tanto, la impedancia de las secciones de coincidencia de cuarto de longitud de onda 902, 903 es

20 $\sqrt{2Z_0 \times Z_t}$.

REIVINDICACIONES

1. Pinzas electroquirúrgicas que comprenden:

5 un par de elementos de mordaza pivotantes entre sí para abrir y cerrar un hueco entre ellos; un primer elemento conductor montado en uno de los pares de elementos de mordaza adyacentes al hueco; un segundo elemento conductor montado en el otro del par de elementos de mordaza adyacentes al hueco opuesto al primer elemento conductor;

10 un cable coaxial para transportar energía de microondas con una frecuencia específica; y una porción de transición de señal en un extremo distal del cable coaxial, estando dispuesta la porción de transición de señal para conectar el primer elemento conductor a un conductor externo del cable coaxial y para conectar el segundo elemento conductor a un conductor interno del cable coaxial,

15 en donde el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor y el hueco entre el par de mordazas constituyen una línea de transmisión para soportar la energía de microondas como una onda viajera, en donde los elementos conductores en superficies opuestas del par de elementos de mordaza no están en una relación espacial uniforme entre sí a lo largo de la longitud del par de elementos de mordaza,

20 en donde la línea de transmisión formada por el primer elemento conductor y el segundo elemento conductor está diseñada para acoplar energía eléctrica al tejido biológico en el hueco entre el par de elementos de mordaza para evitar múltiples reflejos de la onda viajera, por lo que la línea de transmisión no es resonante para la energía de microondas a lo largo de la onda viajera en presencia de tejido biológico, y

25 en donde la línea de transmisión tiene una geometría seleccionada para presentar una alta pérdida de la energía de microondas a la frecuencia específica cuando el tejido biológico está presente en el hueco, por lo que la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión se puede proporcionar al tejido biológico que hay en el hueco durante un solo tránsito de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión.

2. Pinzas electroquirúrgicas según la reivindicación 1, en donde, cuando hay tejido biológico presente en el hueco, el 80 % de la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión se proporciona al tejido biológico durante un solo tránsito de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión.

3. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, en donde cada uno del primer elemento conductor y el segundo elemento conductor comprende una placa conductora plana que tiene un extremo distal curvado y/o un extremo proximal curvado.

4. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, en donde la porción de transición de señal incluye un elemento de unión que se extiende desde un extremo distal del cable coaxial, comprendiendo el elemento de unión una extensión del conductor interno del cable coaxial rodeado por una cubierta dieléctrica, en donde el extremo distal de la extensión del conductor interno del cable coaxial está conectado al segundo elemento conductor, y en donde la porción de transición de señal incluye un conector externo que se extiende desde el conductor externo del cable coaxial y conecta eléctricamente el conductor externo del cable coaxial al primer elemento conductor.

5. Pinzas electroquirúrgicas que comprenden:

un par de elementos de mordaza pivotantes entre sí para abrir y cerrar un hueco entre ellos;

45 una primera estructura de línea de transmisión montada en uno de los pares de elementos de mordaza adyacentes al hueco;

una segunda estructura de línea de transmisión montada en el otro del par de elementos de mordaza adyacentes al hueco opuesta a la primera estructura de línea de transmisión;

un cable coaxial para transportar energía de microondas con una frecuencia específica; y

50 un divisor de potencia en un extremo distal del cable coaxial, estando dispuesto el divisor de potencia para dividir la energía de frecuencia de microondas transmitida por el cable coaxial entre la primera estructura de la línea de transmisión y la segunda estructura de la línea de transmisión,

en donde cada una de la primera estructura de línea de transmisión y la segunda estructura de línea de transmisión consiste en una línea de transmisión dispuesta para soportar la energía de microondas como una onda viajera, en donde la línea de transmisión de cada una de la primera estructura de línea de transmisión y la segunda estructura de línea de transmisión están diseñadas para acoplar energía eléctrica al tejido biológico en el hueco entre el par de elementos de mordaza para evitar varios reflejos de la onda viajera, por lo que la línea de transmisión no es resonante para la energía de microondas en presencia de tejido biológico, y

55 en donde la línea de transmisión tiene una geometría seleccionada para presentar una alta pérdida de la energía de microondas a la frecuencia específica cuando el tejido biológico está presente en el hueco, por lo que la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión se puede proporcionar al tejido biológico que hay el hueco durante un solo tránsito de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión.

60

6. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, en donde, cuando hay tejido biológico presente en el hueco, el 80 % de la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión se proporciona al tejido biológico durante un solo tránsito de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión.

65

ES 2 730 706 T3

7. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, en donde la geometría de la línea de transmisión se selecciona para presentar una pérdida de retorno de 1 dB a la frecuencia específica de la energía de microondas cuando hay aire presente en el hueco.
- 5 8. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, en donde la frecuencia específica es una cualquiera de 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz.
9. Pinzas electroquirúrgicas según una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8, en donde la línea de transmisión de cada una de la primera estructura de línea de transmisión y la segunda estructura de línea de transmisión es una línea de transmisión paralela o una línea de transmisión coaxial.
- 10
10. Pinzas electroquirúrgicas según una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9, en donde el divisor de potencia comprende un par de líneas de transmisión de cuarto de longitud de onda dispuestas para hacer coincidir la impedancia del cable coaxial con la impedancia de la primera estructura de línea de transmisión y la segunda estructura de línea de transmisión.
- 15
11. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, que incluyen un transformador de impedancia de un cuarto de longitud de onda en el extremo proximal del cable coaxial, estando dispuesto el transformador de impedancia de cuarto de longitud de onda para hacer coincidir la impedancia del cable coaxial con un generador para suministrar la energía de frecuencia de microondas al cable coaxial.
- 20
12. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, en donde el par de elementos de mordaza están separados.
- 25
13. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, que incluyen una funda para envolver el cable coaxial y el par de elementos de mordaza, en donde la funda es retráctil para exponer el par de elementos de mordaza.
14. Pinzas electroquirúrgicas según la reivindicación 21, en donde la funda es cilíndrica y tiene un diámetro inferior a 2,8 mm.
- 30
15. Pinzas electroquirúrgicas según cualquier reivindicación anterior, que incluyen un mecanismo de cierre de mordaza en comunicación mecánica con el par de elementos de mordaza, en donde el mecanismo de cierre de mordaza incluye un pantógrafo dispuesto para garantizar que los elementos de mordaza se cierren entre sí de tal manera que sus superficies se encuentren simultáneamente a lo largo de su longitud.
- 35

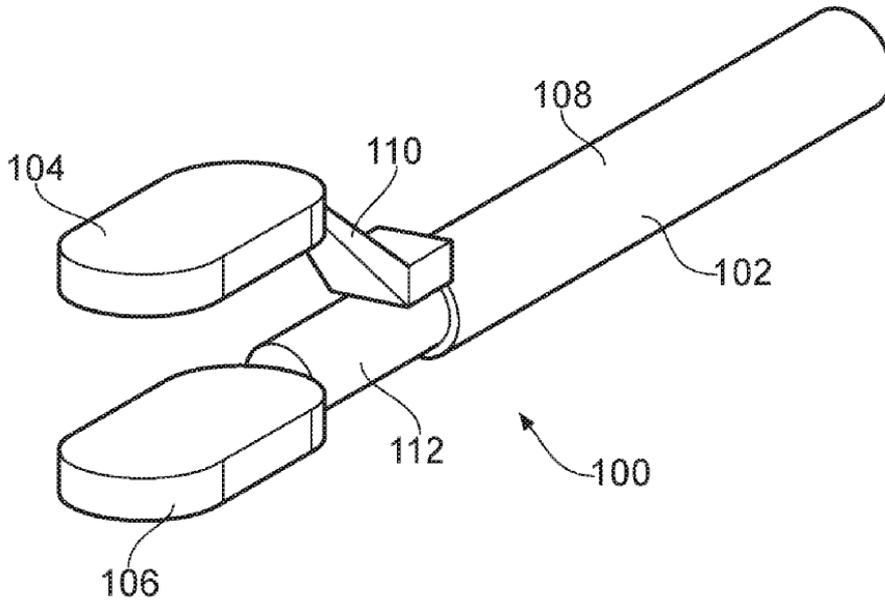


FIG. 1

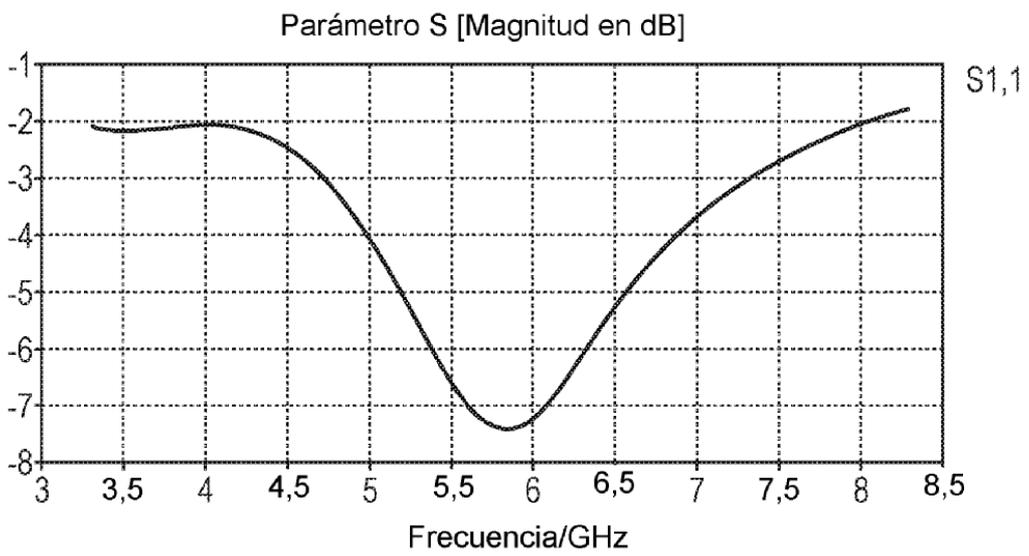


FIG. 2

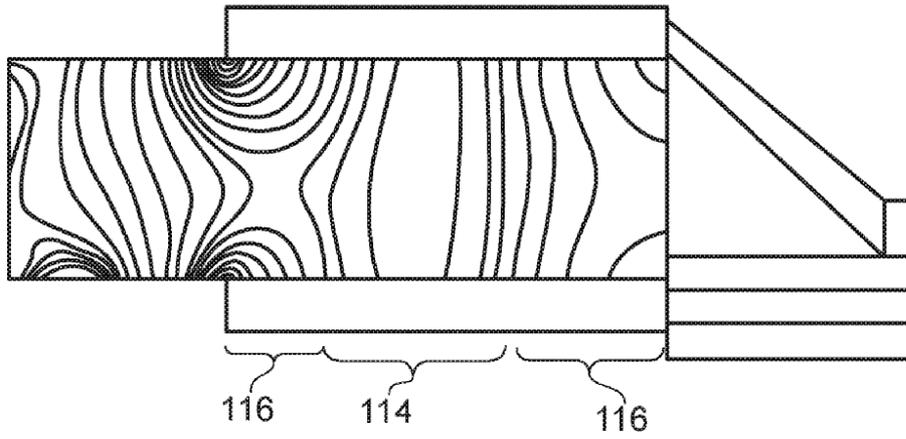


FIG. 3

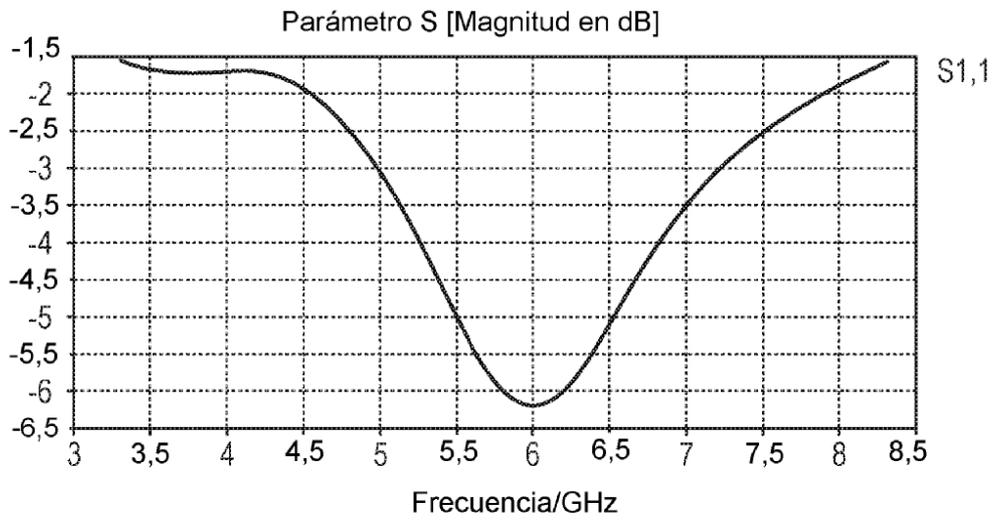


FIG. 4

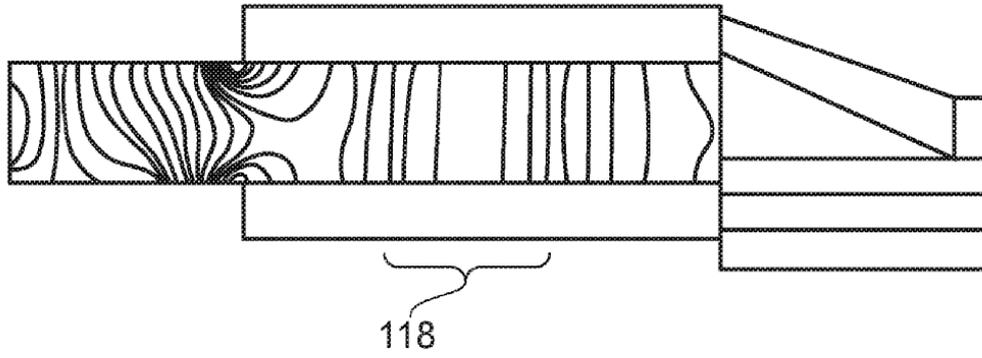


FIG. 5

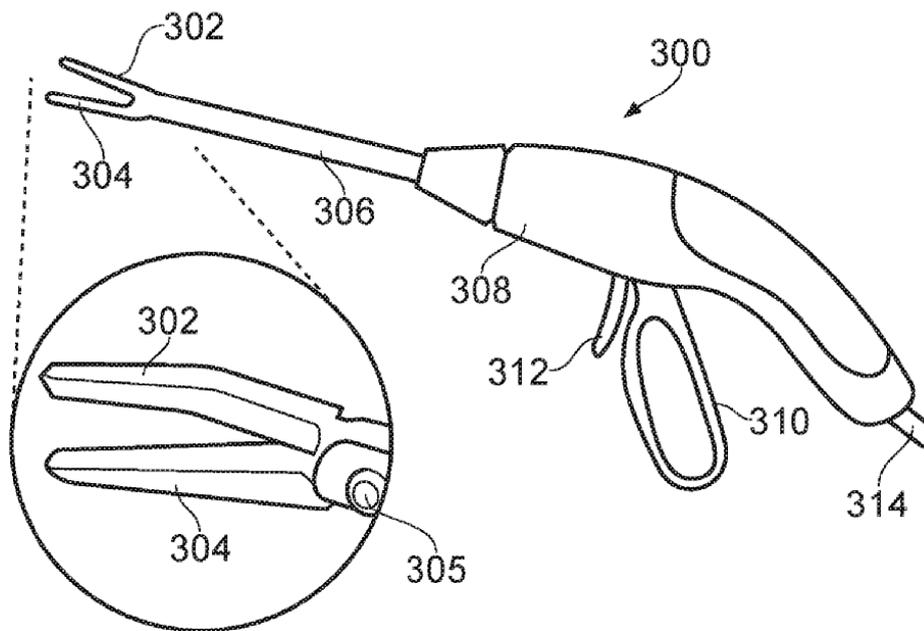


FIG. 6

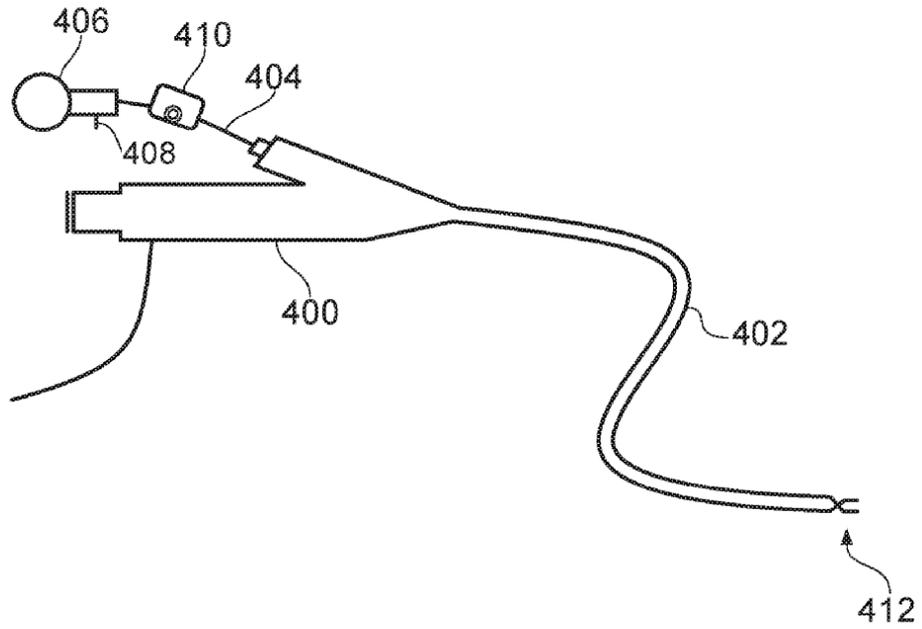


FIG. 7

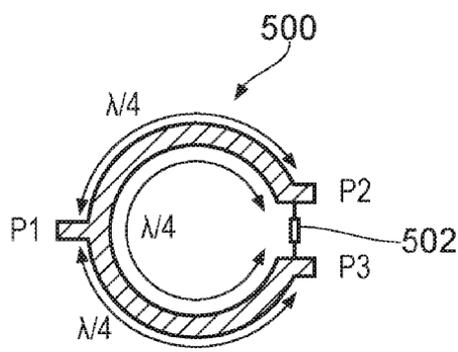


FIG. 8A

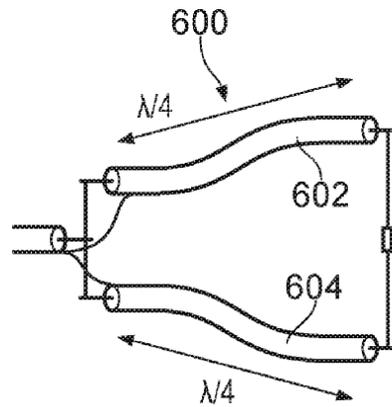


FIG. 8B

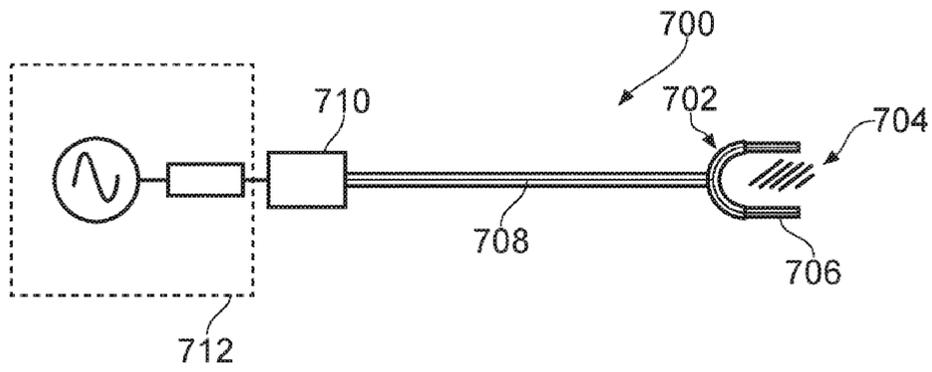


FIG. 9A

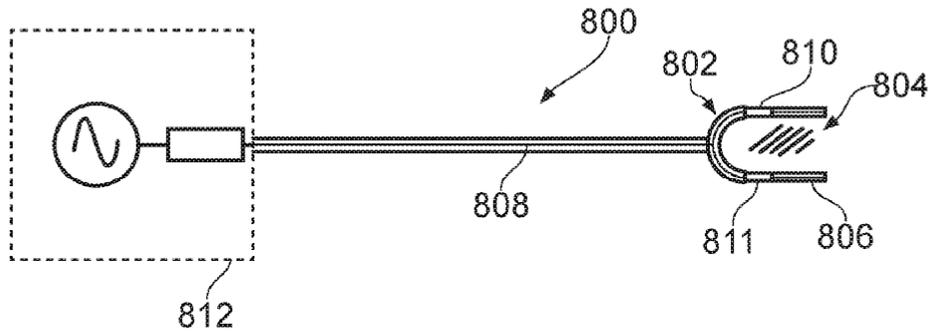


FIG. 9B

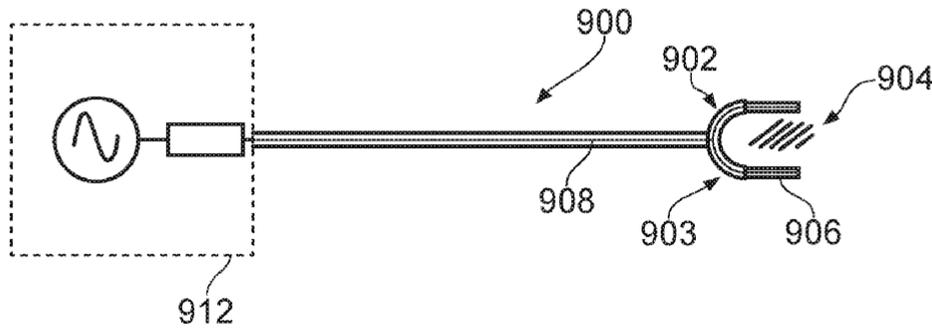


FIG. 9C