

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 975 153**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.12.2020** **E 22201421 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.01.2024** **EP 4144315**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico, generador y aparato**

30 Prioridad:

05.12.2019 GB 201917752

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

03.07.2024

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 975 153 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, generador y aparato

5 Campo de la invención

La invención se refiere a un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) y vibraciones ultrasónicas para tratar tejido biológico, teniendo el instrumento electroquirúrgico un transductor ultrasónico magnetostrictivo para generar dichas vibraciones ultrasónicas. La invención se refiere además a un generador electroquirúrgico para generar energía EM y una señal eléctrica para accionar dicho transductor ultrasónico magnetostrictivo.

Antecedentes de la invención

Los instrumentos electroquirúrgicos y sus generadores asociados están omnipresentes en los quirófanos de los hospitales, para su uso en procedimientos abiertos y laparoscópicos, y también están cada vez más presentes en las salas de endoscopia. En los procedimientos endoscópicos, normalmente se introduce el accesorio electroquirúrgico a través de una luz por dentro de un endoscopio. Considerada frente al canal de acceso equivalente para una cirugía laparoscópica, dicha luz es comparativamente estrecha en diámetro interior y mayor en longitud.

Se conoce el uso de energía de radiofrecuencia (RF) para cortar tejido biológico. El método de corte usando energía de RF funciona usando el principio de que a medida que una corriente eléctrica pasa a través de una matriz de tejido (ayudada por el contenido iónico de las células y los electrolitos intercelulares), la impedancia al flujo de electrones a través del tejido genera calor. Cuando se aplica una tensión de RF a la matriz de tejido, se genera suficiente calor dentro de las células para evaporar el contenido acuoso del tejido. Como resultado de esta creciente desecación, particularmente adyacente a la región emisora de RF del instrumento (denominada en el presente documento cuchilla de RF) que tiene la densidad de corriente más alta de toda la trayectoria de corriente a través del tejido, el tejido adyacente al polo cortado de la cuchilla de RF pierde el contacto directo con la cuchilla. Entonces, la tensión aplicada aparece casi en su totalidad a través de este hueco que, como resultado, se ioniza, formando un plasma, que tiene una resistividad de volumen muy alta en comparación con el tejido. Esta diferenciación es importante, ya que enfoca la energía aplicada al plasma que completó el circuito eléctrico entre el polo de corte de la cuchilla de RF y el tejido. Cualquier material volátil que entre en el plasma con la suficiente lentitud se evapora y, por lo tanto, la percepción es la de un plasma de disección de tejido.

El documento GB 2 486 343 desvela un sistema de control para un aparato electroquirúrgico que suministra tanto energía de RF como de microondas para tratar tejido biológico. El perfil de suministro de energía tanto de la energía de RF como de la energía de microondas suministrada a una sonda se establece en función de la tensión muestreada y la información actual de la energía de RF transportada a la sonda y la información de potencia reflejada y directa muestreada para la energía de microondas transportada hacia y desde la sonda.

Se conocen también pinzas capaces de suministrar energía térmica en el tejido biológico sujeto. Por ejemplo, se conoce suministrar energía de radiofrecuencia (RF) desde una disposición de electrodos bipolares en las mordazas de las pinzas. La energía de RF se puede usar para sellar un vaso mediante la desnaturalización térmica de las proteínas de la matriz extracelular (por ejemplo colágeno) dentro de la pared del vaso. La energía térmica puede cauterizar también el tejido sujeto y facilitar la coagulación.

Dichos dispositivos encuentran por lo general aplicación en el extremo de herramientas laparoscópicas quirúrgicas mínimamente invasivas, pero también pueden encontrar uso en otras áreas de procedimientos clínicos tales como ginecología, endourología, cirugía gastrointestinal, procedimientos ORL, etc. Dependiendo del contexto de uso, estos dispositivos pueden tener construcción física, tamaño, escala y complejidad diferentes.

Los ejemplos actuales de dispositivos mínimamente invasivos que son capaces de disecar tejido corporal al mismo tiempo que logran la hemostasia incluyen la tecnología de sellado de vasos LigaSure fabricada por Covidien y la plataforma Thunderbeat de Olympus. El sistema LigaSure es una disposición de pinzas bipolar en la que se suministra corriente para sellar el tejido mientras se aplica presión. La plataforma Thunderbeat suministra simultáneamente energía térmica generada mediante una fuente ultrasónica y energía eléctrica bipolar.

El documento US 6.585.735 describe unas pinzas bipolares para endoscopia en las que las mordazas de las pinzas están dispuestas para conducir la energía bipolar a través del tejido sujeto 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 microondas hacia el tejido sujeto entre las mordazas de las pinzas.

El documento WO 2015/097472 describe unas pinzas electroquirúrgicas en las que uno o más pares de estructuras de líneas de transmisión con pérdidas no equilibradas y no resonantes están dispuestos en la superficie interna de un

par de mordazas.

El documento GB2569812 divulga un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía de radiofrecuencia y microondas a un tejido biológico con el fin de extirpar el tejido objetivo. El instrumento comprende un generador que puede estar dispuesto para monitorizar señales reflejadas con el fin de determinar un nivel de potencia apropiado para el suministro o que puede estar dispuesto para calcular una impedancia vista en el extremo distal del instrumento con el fin de determinar un nivel de potencia de suministro óptimo.

Sumario de la invención

La invención se define mediante el generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1 y mediante un aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 11 que comprende dicho generador electroquirúrgico.

En su forma más general, la invención proporciona un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) y vibraciones ultrasónicas para tratar tejido biológico, en donde las vibraciones ultrasónicas son generadas por un transductor ultrasónico magnetostrictivo. La energía EM puede incluir energía EM de radiofrecuencia (RF) y/o energía EM de microondas. El instrumento electroquirúrgico puede incluir un conjunto de extremo distal que suministra energía EM al tejido biológico para tratamiento del tejido, y el transductor puede generar vibraciones ultrasónicas alrededor del conjunto de extremo distal para el tratamiento de tejido biológico.

De esta manera, se puede usar un transductor magnetostrictivo para generar vibraciones ultrasónicas para el tratamiento de tejido sin necesidad de medios amplificadores mecánicos adicionales. Es decir, en comparación con otros tipos de transductor ultrasónico (por ejemplo, piezoeléctrico), un transductor magnetostrictivo puede generar vibraciones ultrasónicas más fuertes, lo que significa que pueden no ser necesarios medios o mecanismos de amplificación adicionales. Ventajosamente, por lo tanto, se puede situar un transductor magnetostrictivo hacia una punta distal del instrumento para maximizar el suministro de vibraciones ultrasónicas al tejido biológico que rodea el conjunto de extremo distal.

También, la invención proporciona un generador electroquirúrgico capaz de suministrar una señal eléctrica para accionar un transductor magnetostrictivo para generar vibraciones ultrasónicas. El generador electroquirúrgico puede comprender una unidad de suministro de señales eléctricas que está integrada con medios para generar energía EM (por ejemplo, señales electromagnéticas de microondas y/o señales electromagnéticas de radiofrecuencia) para tratamiento. El generador electroquirúrgico se puede configurar para suministrar diferentes tipos de señal (por ejemplo, RF, microondas, señal eléctrica para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo) a lo largo de un cable de alimentación común. Así pues, se puede utilizar un solo generador como fuente de energía de diferentes tipos de tratamiento. Esto puede ser ventajoso en términos de reducir al mínimo el equipo necesario en una sala de tratamiento. Por ejemplo, se pueden usar vibraciones ultrasónicas para dividir (por ejemplo, cortar o diseccionar) tejido biológico, y se puede usar energía EM para extirpar y/o coagular tejido biológico.

También, el transductor ultrasónico magnetostrictivo es un dispositivo controlado por corriente, es decir, el transductor recibe una señal de corriente oscilante para inducir un campo magnético oscilante para generar una vibración oscilante. Cuando las oscilaciones son a una frecuencia de ultrasonido, se generan vibraciones ultrasónicas. Esto contrasta con otros tipos de transductores ultrasónicos, tales como, transductores ultrasónicos piezoeléctricos, que reciben una señal de tensión oscilante para crear una vibración oscilante debido al efecto piezoeléctrico.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) y vibraciones ultrasónicas para tratar tejido biológico, comprendiendo el instrumento electroquirúrgico: un eje de instrumento dispuesto para transportar energía EM y una señal eléctrica para accionar un transductor ultrasónico; un conjunto de extremo distal dispuesto en un extremo distal del eje de instrumento para recibir la energía EM procedente del eje de instrumento y suministrar la energía EM desde el conjunto de extremo distal para tratamiento del tejido; y un transductor ultrasónico magnetostrictivo dispuesto para recibir la señal eléctrica procedente del eje de instrumento y generar vibraciones ultrasónicas alrededor del conjunto de extremo distal para tratamiento del tejido.

El eje de instrumento puede incluir una línea de transmisión coaxial que tiene un conductor interno, un conductor externo y un material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo, estando dispuesta la línea de transmisión coaxial para transportar la energía EM y la señal eléctrica. La energía EM puede incluir energía EM de RF y/o microondas. En este ejemplo, la energía de RF y microondas se transporta a lo largo del eje del instrumento mediante una línea de transmisión coaxial común. También, el transductor puede incluir primero y segundo terminales de entrada para recibir la señal eléctrica procedente de la línea de transmisión coaxial, estando conectado el primer terminal de entrada al conductor interno mediante un primer medio de conexión (por ejemplo, conductor, un alambre, cable o pista), y estando conectado el segundo terminal de entrada al conductor externo mediante un segundo medio de conexión (por ejemplo, conductor, un alambre, cable o pista).

En otros ejemplos, la energía de RF y microondas puede ser transportada a lo largo de estructuras transportadoras de energía separadas. Por ejemplo, la energía de RF puede ser transportada por un par de alambres trenzados o dos

conjuntos de alambres aislados montados en paralelo, mientras que la energía de microondas es transportada por una línea de transmisión coaxial adecuada. También, la señal eléctrica para accionar el transductor magnetoestrictivo para generar vibraciones ultrasónicas se puede suministrar de una manera similar, es decir, la señal eléctrica se puede suministrar con energía EM (por ejemplo, a través de un cable coaxial) o a lo largo de una estructura de transporte separada (por ejemplo, un par de cables trenzados o dos conjuntos de cables aislados montados en paralelo). En cualquier caso, el transductor se acoplará a la estructura que transporta la señal eléctrica mediante medios de conexión adecuados (por ejemplo, uno o más conductores, alambres, cables o pistas).

El transductor magnetoestrictivo incluye una bobina de material conductor envuelta alrededor de un elemento magnetoestrictivo (por ejemplo, solenoide o barra) hecho de material magnetoestrictivo. La magnetoestricción es una propiedad de los materiales ferromagnéticos que hace que se expandan o contraigan (es decir, cambien sus dimensiones físicas) en respuesta a un campo magnético (campo H). Este efecto permite que los materiales magnetoestrictivos conviertan la energía electromagnética en energía mecánica. Cuando se aplica un campo magnético al material, sus dipolos moleculares y los límites del campo magnético giran para alinearse con el campo. Esto hace que el material se deforme y se alargue. Para efectuar este cambio en las dimensiones físicas, se aplica una señal eléctrica oscilante (por ejemplo, señal de corriente) a la bobina para inducir un campo magnético oscilante alrededor del elemento magnetoestrictivo que, debido a sus propiedades magnetoestrictivas, provoca un cambio oscilante correspondiente en las dimensiones físicas del elemento magnetoestrictivo (por ejemplo, una expansión y contracción oscilante). La señal eléctrica oscilante (por ejemplo, señal de corriente) se puede seleccionar o sintonizar para provocar cambios en las dimensiones físicas del elemento magnetoestrictivo a una frecuencia ultrasónica, lo que a su vez genera vibraciones ultrasónicas alrededor del transductor magnetoestrictivo y los elementos a los que el transductor está conectado (directamente) o acoplado (indirectamente). Se entiende por frecuencias ultrasónicas aquellas que se encuentran en el intervalo de 20 kHz a 5 MHz. En este sentido, la señal eléctrica tiene una frecuencia de entre 20 kHz y 5 MHz.

En una realización, la señal eléctrica es una señal de corriente variable u oscilante. La señal de corriente variable u oscilante puede tener una de las siguientes formas: sinusoidal, cuadrada, trapezoidal, rampa, exponencial. En cualquier caso, la señal eléctrica se aplica a la bobina del transductor magnetoestrictivo para inducir un campo magnético variable alrededor del elemento magnetoestrictivo. Debido al efecto magnetoestrictivo, el elemento magnetoestrictivo cambia sus dimensiones físicas con los cambios en el campo magnético (y los cambios en la corriente). Por lo tanto, para generar vibraciones ultrasónicas, la señal eléctrica incluye oscilaciones (por ejemplo, oscilaciones de corriente) a una frecuencia de ultrasonido. En una realización, la señal eléctrica es una señal de corriente oscilante que varía hasta 100 A entre su mínimo y su máximo (por ejemplo, entre 0 A y 100 A).

En una realización, el transductor comprende un elemento magnetoestrictivo fabricado a partir de Terfenol-D. El Terfenol-D es ventajoso porque, en relación con otros materiales magnetoestrictivos (por ejemplo, Galfenol y Alfenol), produce una gran tensión (es decir, cambio en la dimensión física; o salida) para una tensión determinada (es decir, variación en el campo magnético aplicado; o entrada).

El transductor magnetoestrictivo puede montarse sobre o en el eje de instrumento. Por ejemplo, el transductor puede situarse hacia un extremo distal del eje de instrumento. Si el eje de instrumento incluye una línea de transmisión coaxial, el transductor puede situarse en un extremo distal de la línea de transmisión coaxial, y en o cerca del punto en el que el conjunto de extremo distal se une a la línea de transmisión coaxial. Esta disposición puede ser preferible cuando el conjunto de extremo distal es pequeño y complejo de modo que sería difícil encontrar espacio para situar el transductor en el conjunto de extremo distal.

Como alternativa, el transductor magnetoestrictivo puede montarse sobre o en el conjunto de extremo distal. Por ejemplo, el conjunto de extremo distal puede ser una porción de punta radiante dispuesta para irradiar un campo EM para el tratamiento de tejido. Este tipo de instrumento electroquirúrgico puede ser adecuado para usar en técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas que proporcionan, a muy pequeña escala, un campo de microondas localizado capaz de extirpar tejido con precisión, por ejemplo, en los pulmones. Esto se puede lograr mediante la selección adecuada de la geometría y el material para una punta distal radiante. La porción de punta radiante también puede configurarse para suministrar energía de RF. La porción de punta radiante puede incluir: una punta dieléctrica, una porción conductora distal del conductor interior, que se extiende longitudinalmente dentro de la punta dieléctrica, un elemento dieléctrico intermedio que rodea una parte proximal de la porción conductora distal y que separa el material dieléctrico de la línea de transmisión coaxial de la punta dieléctrica, y en donde el transductor está montado sobre o en el elemento dieléctrico intermedio.

Cuando la energía EM y la señal eléctrica son transportadas por la línea de transmisión coaxial, el transductor puede estar acoplado eléctricamente en un primer terminal al conductor interno del cable coaxial y en un segundo terminal al conductor externo del cable coaxial. Por ejemplo, se pueden utilizar pequeños cables o pistas como conectores o acoplamientos. Adicionalmente, el transductor puede estar parcial o completamente integrado dentro de un volumen del elemento dieléctrico intermedio. Adicionalmente o como alternativa, el transductor puede estar situado en una superficie interna o externa del elemento dieléctrico intermedio. En otra realización, el transductor puede montarse en una parte diferente de la porción de punta radiante, por ejemplo, sobre o en la punta dieléctrica.

En una realización, la punta dieléctrica puede formarse a partir de un segundo material dieléctrico que tiene una constante dieléctrica diferente (por ejemplo, mayor) que el material dieléctrico de la línea de transmisión coaxial (también conocido como primer material dieléctrico).

- 5 En una realización, la porción de punta radiante es, por tanto, un dispositivo de base coaxial con un material dieléctrico en su extremo distal para producir un patrón de radiación omnidireccional para crear una zona esférica controlable de ablación o coagulación. La geometría del radiador dieléctrico determina la forma del patrón de radiación electromagnética y los efectos tisulares producidos. El extremo distal del dispositivo está diseñado para facilitar el suministro eficiente de energía de microondas al tejido biológico para lograr un volumen localizado de ablación o
- 10 coagulación. La zona de ablación o coagulación inducida térmicamente localizada resultante se produce como resultado del calentamiento dieléctrico o una combinación de conducción dieléctrica y térmica.

El efecto de la punta dieléctrica es reducir la longitud de onda de la energía de microondas y se modeliza la estructura de la punta dieléctrica, usando software de análisis de campo electromagnético para producir una mejor adaptación de impedancia y control del perfil de ablación resultante en función de las pequeñas limitaciones geométricas impuestas por las dimensiones de los vasos sanguíneos. Por ejemplo, el diámetro exterior del cable coaxial y la porción de punta radiante puede ser igual o inferior a 1,9 mm, preferentemente igual o inferior a 1,5 mm o incluso más preferentemente inferior a 1 mm. Este tamaño permite que el instrumento encaje directamente en un vaso o sea manipulado mediante canales de instrumentos de dispositivos de exploración en miniatura disponibles en el mercado.

20 Este tamaño permite también que el instrumento se inserte dentro y viaje dentro de un vaso sanguíneo.

Para mantener la flexibilidad del dispositivo, la longitud axial de la punta dieléctrica es igual a o inferior a 5 mm, preferentemente igual o inferior a 2 mm. Esto permite que el segundo material dieléctrico sea relativamente rígido sin afectar negativamente a la flexibilidad del instrumento, especialmente en su extremo distal. Para reducir la longitud de la punta en una cantidad suficientemente grande, es posible que la constante dieléctrica del dieléctrico deba ser mucho mayor que la unidad, es decir, 9 o 100, donde la longitud de onda se reducirá en 3 y 10, respectivamente.

25 La energía de microondas puede ser una frecuencia puntual única, por ejemplo, 5,8 GHz o puede ser una frecuencia puntual que se puede aumentar o disminuir alrededor de la frecuencia puntual, por ejemplo, 5,8 GHz $\pm$ 100 MHz o 2,45 GHz $\pm$ 50 MHz. Esta variación de frecuencia se puede traducir en un cambio de fase que ayuda a sintonizar o

30 igualar la energía de microondas en la carga de tejido.

La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico se puede seleccionar basándose en la frecuencia de la energía de microondas de manera que la longitud axial de la punta dieléctrica corresponda a una fracción no despreciable de una longitud de onda de la energía de microondas cuando se propaga en la punta dieléctrica. En el presente documento, una fracción no despreciable podrá ser igual o superior a 0,05, preferentemente más de 0,06. Esto puede garantizar que el segundo material dieléctrico proporcione un efecto de acortamiento de longitud de onda adecuado. En una realización, la constante dieléctrica del segundo material dieléctrico es igual o superior a 80. Por ejemplo, puede usarse dióxido de titanio como segundo material dieléctrico. Para el primer material dieléctrico se puede usar PTFE o cualquier otro dieléctrico que tenga bajas pérdidas a la frecuencia de la energía de microondas.

40

La porción de punta radiante puede estar dispuesta para actuar como un transformador de impedancia, por ejemplo, un transformador de impedancia de cuarto de onda para hacer coincidir la impedancia efectiva de la antena con una impedancia de carga de tejido. Dicho de otro modo, la geometría de la porción de punta radiante se selecciona de modo que los efectos del desajuste de impedancia sean invisibles cuando se mira dentro de la línea de transmisión antes del transformador de impedancia. Esto puede considerarse también como una red de adaptación de impedancia.

45

La porción de punta radiante incluye un elemento dieléctrico intermedio que rodea una parte proximal de la porción conductora distal y separa el primer material dieléctrico de la punta dieléctrica. El elemento dieléctrico intermedio puede formarse a partir de un tercer material dieléctrico que es diferente del segundo material dieléctrico. El tercer material dieléctrico puede ser igual o diferente del primer material dieléctrico. La geometría del elemento dieléctrico intermedio se puede seleccionar, por ejemplo, basándose en simulaciones electromagnéticas o similares, para facilitar la función de adaptación de impedancia analizada anteriormente. De nuevo, esto puede considerarse como una red de adaptación de impedancia.

50

Una realización del instrumento puede incluir un mango en el extremo proximal del cable coaxial, por ejemplo, para proporcionar una interfaz a un generador electroquirúrgico adecuado. También, el eje de instrumento puede incluir un catéter/funda de extremo cerrado para transportar el cable coaxial y la porción de punta radiante.

55

El campo de microondas localizado puede ser sustancialmente esférico, por ejemplo, alrededor de la porción de punta radiante o puede ser alargada, por ejemplo, un cilindro de ablación a lo largo del eje. Una ventaja de la forma de un campo esférico es que es invariante en rotación, por lo que no es necesario controlar la orientación del instrumento en el recipiente o el canal del instrumento.

60

Se puede formar una funda exterior sobre la porción de punta radiante, por ejemplo, para evitar que una punta afilada dañe la pared de un vaso sanguíneo o el canal de instrumentos de un dispositivo de exploración y/o proteger el instrumento. La punta dieléctrica puede tener una geometría que ayude a la manipulación del instrumento dentro de

65

un vaso sanguíneo. Por ejemplo, el extremo distal del dispositivo puede ser redondeado, por ejemplo, en forma de cúpula o semiesférica.

5 El instrumento puede incluir además un sensor de temperatura en el extremo distal del mismo. Por lo tanto, el instrumento puede proporcionar información adicional sobre las condiciones en el extremo distal del instrumento. El sensor de temperatura puede ser un termopar montado en el conductor externo del cable coaxial o incluso en la punta radiante. Puede haber una pluralidad de termopares situados alrededor de la punta radiante. El o los termopares pueden estar ubicados cerca de un ramal de sintonización o de una pluralidad de ramales, estando el o los ramales dispuestos para filtrar una señal que tiene la misma frecuencia que la energía de microondas o para forzar la tensión en o cerca del termopar a cero o cerca de cero para garantizar que la respuesta (en mV/C o V/C) del termopar no se ve afectado por la señal de microondas. Para evitar que la energía de microondas inunde las señales de respuesta del sensor de temperatura, las mediciones de temperatura también se pueden tomar cuando la energía de microondas está apagada, es decir, en un período DESACTIVADO de la operación pulsada. Como alternativa o adicionalmente, el instrumento puede incluir un dispositivo de filtrado para eliminar el ruido en la señal de respuesta del sensor de temperatura causado por la energía de microondas, es decir, se puede utilizar un filtrado posterior para eliminar la señal de microondas (ruido) de la señal de medición: un filtro de media longitud de onda o un amplificador operacional de alta frecuencia con una relación de rechazo de modo común (CMRR) muy alta, por ejemplo, 100dB, se puede utilizar para filtrar la señal de modo común.

20 La disposición de filtrado puede incluir un filtro de paso bajo y un amplificador de instrumentación de inyección de modo común dispuesto para eliminar componentes de frecuencia más alta de la señal de respuesta.

Como alternativa a la porción de punta radiante mencionada anteriormente, el conjunto de extremo distal puede ser un sellador de vasos que puede sellar vasos biológicos utilizando un campo de microondas confinado que puede producir una ubicación de sellado bien definida con un margen térmico bajo. Es más, el sellador de vasos puede incluir el transductor magnetostrictivo para proporcionar una funcionalidad auxiliar para ayudar en la división del vaso, el corte y/o la disección de tejido fino. Con estas funciones auxiliares, es posible que se necesiten menos intercambios de dispositivos durante un procedimiento. El sellador de vasos se puede utilizar en cualquier tipo de procedimiento quirúrgico, pero se espera que encuentre una utilidad particular para procedimientos no invasivos o mínimamente invasivos. Por ejemplo, el dispositivo puede configurarse para introducirse en un sitio de tratamiento a través de un canal de instrumentos de un dispositivo de exploración quirúrgica, tal como un laparoscopio o un endoscopio.

35 Específicamente, el conjunto de extremo distal incluye un par de mordazas que se pueden mover entre sí para abrir y cerrar un espacio entre las superficies internas opuestas de las mismas, comprendiendo el par de mordazas una estructura de suministro de energía dispuesta para emitir la energía EM (por ejemplo, energía EM de microondas) en el espacio entre las superficies internas opuestas, en donde la estructura de suministro de energía comprende una antena de microtira montada en la superficie interna de una o ambas del par de mordazas.

40 La estructura de suministro de energía puede estar dispuesta para confinar un campo de microondas emitido sustancialmente dentro de una región entre el par de mordazas. Por consiguiente, la estructura de suministro de energía en el par de mordazas funciona para proporcionar un sello vascular localizado para un vaso biológico sujeto entre las mordazas.

45 El conjunto de extremo distal puede incluir una cuchilla que comprende el transductor para cortar a través de tejido biológico, estando la cuchilla dispuesta de forma deslizante dentro del conjunto de extremo distal para poder moverse a través de la región entre el par de mordazas. De esta manera, la cuchilla puede operarse para cortar a través del sello vascular localizado formado por la estructura de suministro de energía y dividir el vaso. El transductor puede estar conectado a una porción de extremo proximal de la cuchilla.

50 También, en lugar de formar parte de una cuchilla, el transductor magnetostrictivo puede estar alojado en o sobre una de las mordazas. Por ejemplo, el par de mordazas puede comprender una primera mordaza (por ejemplo, activa) que tiene la estructura de suministro de energía montada en su interior, y una segunda mordaza (por ejemplo, pasiva) que no recibe una alimentación de energía EM (por ejemplo, energía EM de RF o microondas), y en donde el transductor está alojado en o sobre la segunda mordaza. Como alternativa, el transductor puede estar dentro de un volumen de, o sobre una superficie de, la primera mordaza. Por ejemplo, el transductor puede incorporarse a la antena de microtira. Específicamente, la antena de microtira puede ser una antena de microtira coplanar que comprende: un sustrato dieléctrico plano que tiene una superficie superior que está expuesta en el espacio entre las superficies internas opuestas, y una superficie inferior en un lado opuesto del sustrato dieléctrico plano desde la superficie superior; una capa conductora a tierra sobre la superficie subyacente; una tira conductora a tierra sobre la superficie superior y conectada eléctricamente a la capa conductora a tierra; y una tira conductora activa sobre la superficie superior, estando la tira conductora activa separada de la tira conductora a tierra, en donde la tira conductora activa y la tira conductora a tierra están situadas para tener una separación uniforme más cercana dentro de la región entre el par de mordazas, y en donde el transductor está situado sobre la superficie superior del sustrato dieléctrico plano y entre la tira conductora activa y la tira conductora a tierra. En una realización, se pueden situar múltiples transductores magnetostrictivos entre la tira conductora activa y la tira conductora a tierra. De esta manera, las vibraciones ultrasónicas combinadas proporcionadas por múltiples transductores más pequeños situados entre las tiras

conductoras activa y a tierra pueden ser más comparables a un transductor único más grande situado en o sobre una mordaza (por ejemplo, dentro de un volumen de la mordaza).

5 Cuando el transductor esté alojado en o sobre una de las mordazas, es posible que no se proporcione una cuchilla. Como alternativa, sin embargo, además puede estar presente una cuchilla, pero la cuchilla puede proporcionar un tipo diferente de mecanismo de corte al transductor ultrasónico, por ejemplo, la cuchilla puede comprender un elemento rígido con un borde afilado adaptado para cortar tejido biológico, por ejemplo, una cuchilla de tipo bisturí o similar.

10 Durante el uso, el sellador de vasos puede así realizar el sellado de vasos y la división de vasos. El sellado de vasos es normalmente la aplicación de presión para aplastar las paredes de un vaso biológico entre sí, seguida de la aplicación de alguna forma de energía térmica. La energía térmica se aplica calentando dieléctricamente el tejido sujeto utilizando la energía EM de microondas. La energía electromecánica aplicada altera/desnatura las células del tejido y forma una amalgama de colágeno predominante en las paredes de los vasos, lo que une eficientemente las paredes de los vasos. Con el tiempo, tras la operación, se produce la recuperación y el rebrote celular para reforzar aún más el sello. La división de vasos es un proceso de corte a través de un vaso biológico continuo para separarlo en dos partes. Normalmente se realiza después de que un vaso se sella por primera vez. La división de vasos se realiza mediante el transductor magnetostrictivo que puede ser parte de una cuchilla entre las mordazas o puede estar alojado en o sobre una de las mordazas.

20 La estructura de suministro de energía puede comprender un elemento radiador de microondas dispuesto en la superficie interior de una o ambas del par de mordazas. Por ejemplo, el par de mordazas puede comprender una mordaza activa que tiene la estructura de suministro de energía montada en su interior, y una mordaza pasiva que no recibe una alimentación de energía EM de microondas. Como alternativa, cada mordaza del par de mordazas puede tener una estructura de suministro de energía respectiva montada en su interior. En este contexto, el conjunto de extremo distal puede incluir un divisor de potencia para dividir la energía EM de microondas recibida desde la línea de transmisión coaxial entre las respectivas estructuras de suministro de energía. En un ejemplo adicional, la estructura de suministro de energía puede tener componentes que se dividen entre el par de mordazas, de forma que el par de mordazas en combinación proporcionen un elemento radiador de microondas.

30 El elemento radiador de microondas puede comprender una antena de microtira coplanar montada en la superficie interior de una o ambas del par de mordazas. En una realización, la antena de microtira coplanar puede montarse en una mordaza activa y la mordaza opuesta puede ser una mordaza pasiva. La superficie interior de la mordaza pasiva en el espacio puede comprender una capa elástica deformable de material eléctricamente aislante, por ejemplo, caucho de silicona o similares. La capa de material eléctricamente aislante puede proporcionar una barrera térmica para inhibir la propagación del calor más allá de las mordazas. En algunos casos, la capa deformable puede ayudar a proporcionar una fuerza de sujeción sustancialmente constante a lo largo de la longitud del par de mordazas.

40 La antena de microtira coplanar puede comprender un sustrato dieléctrico plano que tiene una superficie superior que está expuesta en el espacio entre las superficies internas opuestas, y una superficie inferior en un lado opuesto del sustrato dieléctrico plano desde la superficie superior. El sustrato dieléctrico puede estar hecho de una cerámica adecuada. Puede montarse, por ejemplo, adherirse o fijarse de otro modo, a la mordaza activa. Puede proporcionarse una capa conductora a tierra en la superficie inferior. Esta puede ser una capa de metalización, por ejemplo, de cobre, plata, oro o similar. En la superficie superior del sustrato dieléctrico, se puede proporcionar una tira conductora a tierra que esté conectada eléctricamente a la capa conductora a tierra, y una tira conductora activa que esté separada de la tira conductora a tierra. El conductor a tierra puede conectarse eléctricamente a un conductor externo de la línea de transmisión coaxial. La tira conductora activa se puede conectar a un conductor interno de la línea de transmisión coaxial. La tira conductora activa y la tira conductora a tierra pueden colocarse para tener una separación uniforme más próxima dentro de la región entre el par de mordazas. El espacio más cercano entre la tira conductora activa y la tira conductora a tierra es la región en la que el campo de microondas emitido será más fuerte. Por consiguiente, se puede seleccionar una geometría para la tira conductora activa y la tira conductora a tierra que limite el campo dentro de la región entre las mordazas.

55 En un ejemplo, la tira conductora activa puede ser un electrodo de dedo alargado que se extiende longitudinalmente. La tira conductora a tierra comprende una o más porciones alargadas que flanquean el electrodo de dedo, por lo que la separación más próxima comprende una porción alargada que se extiende longitudinalmente a lo largo de la superficie interna del par de mordazas. La tira conductora a tierra puede flanquear ambos lados del electrodo de dedo. En un ejemplo, la tira conductora a tierra puede ser un elemento en forma de U que flanquea ambos lados del electrodo de dedo y rodea su extremo distal. En este ejemplo, el campo puede estar confinado principalmente dentro de una región que se encuentra hacia el interior del elemento en forma de U. Cuando se sitúan uno o más transductores ultrasónicos magnetostrictivos en la antena de microtira coplanar, los transductores ultrasónicos pueden estar situados en el espacio entre el electrodo de dedo y el elemento en forma de U.

65 La tira conductora a tierra puede conectarse eléctricamente a la capa conductora a tierra a través de orificios pasantes formados en el sustrato dieléctrico.

El elemento radiador de microondas no necesita limitarse a una configuración de microtira coplanar. En otros ejemplos,

puede comprender una antena de onda viajera o una disposición de microtira serpenteante o interdigitada.

Las superficies internas opuestas del par de mordazas pueden incluir partes texturizadas o estriadas para retener tejido biológico dentro del espacio. Esta característica también puede permitir que escape el gas o vapor generado por el proceso de desnaturalización en la interfaz de sellado.

El par de mordazas pueden pivotar entre sí alrededor de un eje de bisagra que se encuentra transversal a un eje longitudinal de la línea de transmisión coaxial. En un ejemplo, el par de mordazas comprende una mordaza estática que se fija en relación con el eje de instrumento, y una mordaza móvil que está montada de forma pivotante con respecto a la mordaza estática para abrir y cerrar el espacio entre las superficies internas opuestas. La estructura de suministro de energía puede disponerse en la superficie interna de la mordaza estática. En otro ejemplo, ambas mordazas están dispuestas para pivotar con respecto al eje de instrumento, por ejemplo, en una disposición simétrica de tipo pinzas. El movimiento relativo del par de mordazas puede controlarse desde un mango en un extremo proximal del eje de instrumento. Una barra de control o alambres de control pueden pasar a través del eje de instrumento para acoplar operativamente un mecanismo de actuación en el mango al par de mordazas.

En otro ejemplo, el par de mordazas puede estar dispuesto para moverse entre sí en una forma que mantenga las superficies internas de las mismas en una orientación alineada, por ejemplo, paralela. Esta configuración puede ser deseable para mantener una presión uniforme sobre el tejido sujeto a lo largo de las mordazas. Un ejemplo de un mecanismo de cierre de este tipo se divulga en el documento WO 2015/097472.

Cuando está presente, la cuchilla puede deslizarse en una dirección longitudinal entre una posición retraída en la que se encuentra proximal al par de mordazas y una posición extendida en la que se encuentra dentro de la región entre el par de mordazas. Es deseable que la cuchilla se deslice en la región entre las mordazas cuando están en una configuración de agarre de tejido, es decir, al menos parcialmente cerradas. La cuchilla puede deslizarse a lo largo de una ranura rebajada que se extiende longitudinalmente formada en el par de mordazas, es decir, en cada mordaza del par de mordazas, de forma que pueda entrar en contacto con el tejido retenido en el espacio cuando el par de mordazas está cerrado. La ranura puede estar dispuesta para actuar como un carril de guía para la cuchilla de corte, lo que puede ser especialmente útil cuando el par de mordazas se curvan hacia sus extremos distales.

En otro ejemplo, la cuchilla puede montarse dentro de una de las dos mordazas, y puede deslizarse o moverse de otro modo en una dirección lateral entre una posición retraída en la que se encuentra debajo de la superficie interna de la mordaza y una posición extendida en la que se encuentra dentro de la región entre el par de mordazas.

Como se ha mencionado anteriormente, la cuchilla puede comprender un elemento rígido con un borde afilado adaptado para cortar tejido biológico, por ejemplo, una cuchilla de tipo bisturí o similar. Este tipo de cuchilla está configurado para realizar un corte "en frío", que puede ser preferible porque conlleva un bajo riesgo de daño térmico colateral asociado con otras técnicas de corte. Sin embargo, la invención no necesita limitarse a una cuchilla de corte en frío. En otros ejemplos, la cuchilla puede comprender el transductor magnetoestrictivo, un elemento de corte por radiofrecuencia bipolar y un elemento de alambre calentable. Cuando el transductor magnetoestrictivo no sea parte de la cuchilla, el transductor magnetoestrictivo está situado en otra parte del sellador de vasos (por ejemplo, en una de las mordazas) para proporcionar una función de corte ultrasónico.

Como se ha mencionado anteriormente, el sellador de vasos puede proporcionar ventajosamente funciones auxiliares además de su función primaria de sellado de vasos basada en microondas y su función de división basada en ultrasonidos. Por ejemplo, el eje de instrumento puede disponerse para transportar energía EM de RF y el conjunto de extremo distal puede disponerse para recibir la energía EM de RF procedente del eje de instrumento. En este ejemplo, el conjunto de extremo distal puede comprender además un elemento disector dispuesto para suministrar la energía EM de RF para cortar a través del tejido biológico, en donde el elemento disector está ubicado fuera de la región entre el par de mordazas.

El elemento disector puede comprender una estructura de RF bipolar que tiene un electrodo activo y un electrodo de retorno. El electrodo activo (elemento de corte) puede ser un orden de magnitud menor que el electrodo de retorno. El electrodo de retorno puede formarse en una superficie exterior de la mordaza adyacente al elemento disector, para que esté en contacto directo con el tejido cuando se usa en un campo seco. Por tanto, el elemento disector se puede utilizar para cortes finos o a pequeña escala, por ejemplo, para mejorar el acceso o abrir un sitio de tratamiento.

La región de corte puede situarse alejada (es decir, proyectándose) del par de mordazas. Por ejemplo, el elemento disector puede comprender un cuerpo saliente que presenta un borde de ataque para entrar en contacto con el tejido. El electrodo activo se puede proporcionar en el borde de ataque, por ejemplo, para asegurar que la densidad de corriente de RF se concentre en esa región.

El elemento disector puede montarse en una superficie exterior del par de mordazas. Por ejemplo, el cuerpo que sobresale puede estar en una superficie distal o lateral del par de mordazas. El cuerpo que sobresale puede estar formado por un dieléctrico adecuado, siendo el electrodo activo una porción conductora fabricada sobre el mismo. El electrodo de retorno puede estar en el cuerpo saliente o en la superficie exterior del par de mordazas.

En otro ejemplo, el elemento disector puede montarse en un extensor longitudinal, siendo el extensor longitudinal móvil longitudinalmente con respecto al par de mordazas. Esta disposición puede ayudar a la visibilidad del elemento disector durante su uso, por ejemplo, permitiendo que se mueva a un sitio de tratamiento antes del par de mordazas.

En un ejemplo preferido, el elemento disector puede montarse en un extremo distal del conjunto de extremo distal.

La energía EM de microondas y la energía EM de RF pueden transportarse a lo largo de una vía de señal común a través del eje de instrumento. Por ejemplo, una línea de transmisión coaxial puede proporcionar la vía de señal común para transportar tanto la energía EM de microondas como la energía EM de RF. En esta disposición, el conjunto de extremo distal puede comprender un filtro inductivo para bloquear la energía EM de microondas procedente del elemento disector, y un filtro capacitivo para bloquear la energía EM de RF procedente de la estructura de suministro de energía en el par de mordazas. En una disposición alternativa, la energía EM de RF y la energía EM de microondas se transportan a lo largo de vías separadas dentro del eje de instrumento, en donde el filtro inductivo y el filtro capacitivo se proporcionan en un extremo proximal del eje de instrumento, por ejemplo, en un mango.

Como se ha mencionado anteriormente, el conjunto de extremo distal y el eje de instrumento pueden estar dimensionados para encajar dentro de un canal de instrumentos de un dispositivo de exploración quirúrgica. El dispositivo de exploración quirúrgica puede ser un laparoscopio o un endoscopio. Los dispositivos de exploración quirúrgica se proporcionan normalmente con un tubo de inserción que es un conducto rígido o flexible (por ejemplo, orientable) que se introduce en el cuerpo de un paciente durante un procedimiento invasivo. El tubo de inserción puede incluir el canal de instrumentos y un canal óptico (por ejemplo, para transmitir luz para iluminar y/o capturar imágenes de un sitio de tratamiento) en el extremo distal del tubo de inserción. El canal de instrumentos puede tener un diámetro adecuado para recibir herramientas quirúrgicas invasivas. El diámetro del canal de instrumentos puede ser igual o inferior a 13 mm, preferentemente igual o inferior a 10 mm, y más preferentemente, especialmente para tubos de inserción flexibles, igual o inferior a 5 mm.

El sellador de vasos analizado anteriormente puede encontrar aplicabilidad en otras técnicas de soldadura de tejidos. Por ejemplo, la estructura de suministro de energía se puede utilizar como alternativa a las grapas. En algunos procedimientos abdominales, las pistolas de grapas se usan para suministrar de 50 a 100 grapas pequeñas que se disparan simultáneamente entre mordazas que pueden tener una longitud de 70 mm o más, o desde una disposición de mordazas anulares con diámetros de 20 a 50 mm. En este tipo de aplicación, se pueden usar múltiples estructuras de antena, como las que se describen en el presente documento, para cubrir la longitud requerida. Las estructuras de antena pueden disponerse en cualquier número de formas de matriz para ser activadas simultánea, secuencial o progresivamente de forma adecuada.

Un segundo aspecto de la invención proporciona un generador electroquirúrgico que comprende: una unidad de suministro de señales electromagnéticas (EM) para generar energía EM; una unidad de suministro de señales eléctricas para generar una señal eléctrica para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo (por ejemplo, para generar vibraciones ultrasónicas); un acceso de salida configurado para poder conectarse a un instrumento electroquirúrgico para suministrar la energía EM desde un extremo distal del mismo, y para generar vibraciones ultrasónicas usando la señal eléctrica; y una estructura de alimentación para transportar la energía EM desde la unidad de suministro de señales EM al acceso de salida, y para transportar la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas al acceso de salida, en donde la estructura de alimentación tiene una vía de señal común para transportar la energía EM y la señal eléctrica al acceso de salida.

En esta disposición, el mismo generador puede suministrar energía de RF y/o energía de microondas, por ejemplo, para el corte de tejido, la ablación, la hemostasia u otros efectos así como la señal eléctrica para accionar un transductor ultrasónico (por ejemplo, un transductor magnetostrictivo) para generar vibraciones ultrasónicas en el tejido. Las vibraciones ultrasónicas se pueden usar para dividir, disecar o cortar tejido biológico. Al incorporar la energía de RF y/o microondas en un generador común, la invención puede permitir que el mismo instrumento también suministre energía de RF y/o microondas. Esto puede proporcionar más opciones de tratamiento para el médico durante un procedimiento de tratamiento.

Como se ha mencionado anteriormente, la señal eléctrica puede ser una señal de corriente variable u oscilante. La señal de corriente variable u oscilante puede tener una de las siguientes formas: pulsada, sinusoidal, cuadrada, trapezoidal, rampa, exponencial. En cualquier caso, la señal eléctrica se puede aplicar a la bobina de un transductor magnetostrictivo para inducir un campo magnético variable alrededor del elemento magnetostrictivo del transductor. Debido al efecto magnetostrictivo, el elemento magnetostrictivo cambia sus dimensiones físicas con los cambios en el campo magnético (y los cambios en la corriente en la señal eléctrica). Por lo tanto, para generar vibraciones ultrasónicas, la señal eléctrica incluye oscilaciones (por ejemplo, oscilaciones de corriente) a una frecuencia de ultrasonido (por ejemplo, de 20 kHz a 5 MHz). En una realización, la señal eléctrica es una señal de corriente oscilante cuya amplitud varía hasta 100 A entre su mínimo y su máximo (por ejemplo, entre 0 A y 100 A).

La unidad de suministro de señales EM puede estar dispuesta para suministrar tanto energía de RF como energía de microondas, ya sea por separado o simultáneamente. Por ejemplo, la unidad de suministro de señales EM puede

comprender un generador de señales de microondas para generar radiación EM de microondas que tiene una primera frecuencia, y un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar radiación electromagnética (EM) de RF que tiene una segunda frecuencia que es inferior a la primera frecuencia.

- 5 La estructura de alimentación puede comprender un canal de señales eléctricas para conectar el acceso de salida a la unidad de suministro de señales eléctricas, y un canal de microondas para conectar el acceso de salida al generador de señales de microondas. El canal de señales eléctricas y el canal de microondas pueden comprender vías de señal físicamente separadas procedentes de la unidad de suministro de señales eléctricas y del generador de señales de microondas, respectivamente. La estructura de alimentación puede incluir un primer circuito combinador que tiene una
- 10 primera entrada conectada para recibir la señal eléctrica procedente del canal de señales eléctricas, una segunda entrada conectada para recibir la radiación EM de microondas procedente del canal de microondas y una salida en comunicación con las primera y segunda entradas para transferir la señal eléctrica y la radiación EM de microondas a la vía de señales común.
- 15 El canal de microondas puede incluir un primer filtro dispuesto para permitir el paso de radiación EM de microondas desde el generador de señales de microondas al primer circuito combinador, pero impedir (por ejemplo, bloquear) el paso de la señal eléctrica desde el primer circuito combinador al generador de señales de microondas. En una realización, el primer filtro puede ser un filtro de paso alto con una frecuencia de corte relativamente alta (por ejemplo, aproximadamente 300 MHz) de modo que deja pasar energía de frecuencia de microondas, pero bloquea las
- 20 frecuencias más bajas de la señal eléctrica (que tiene una frecuencia de ultrasonido) y cualquier señal de RF presente. Por ejemplo, se puede usar un condensador de 1 pF.

- También, el canal de señales eléctricas puede comprender un segundo filtro dispuesto para permitir el paso de la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas al primer circuito combinador, pero impedir (por
- 25 ejemplo, bloquear) el paso de la radiación EM de microondas desde el primer circuito combinador a la unidad de suministro de señales eléctricas. En una realización, el segundo filtro puede ser un filtro de paso bajo con una frecuencia de corte relativamente alta (por ejemplo, aproximadamente 300 MHz) de modo que deja pasar la señal eléctrica que tiene una frecuencia de ultrasonido y cualquier señal de RF presente, pero bloquea la energía de microondas de mayor frecuencia. Por ejemplo, se pueden usar uno o más (por ejemplo, tres) ramales de microondas, en donde los ramales están dispuestos para filtrar una señal que tiene la misma frecuencia que la energía de
- 30 microondas.

- La estructura de alimentación puede comprender un canal de RF para conectar el acceso de salida al generador de señales de RF. El canal de RF y el canal de microondas pueden comprender vías de señales separadas físicamente
- 35 del generador de señales de RF y del generador de señales de microondas, respectivamente. También, el canal de RF puede combinarse con el canal de señales eléctricas. La estructura de alimentación puede incluir un segundo circuito combinador conectado al canal de señales eléctricas y que tiene una primera entrada conectada para recibir la señal eléctrica procedente de la unidad de suministro de señales eléctricas y una segunda entrada conectada para recibir la radiación EM de RF procedente del canal de RF, y una salida en comunicación con las primera y segunda
- 40 entradas para transferir la radiación EM de RF y la señal eléctrica al primer circuito combinador.

- El canal de señales eléctricas puede comprender un tercer filtro dispuesto para permitir el paso de la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas al segundo circuito combinador, pero impedir (por ejemplo, bloquear) el paso de la radiación EM de RF desde el segundo circuito combinador a la unidad de suministro de señales
- 45 eléctricas. En una realización, el tercer filtro puede ser un filtro de paso bajo que tiene una frecuencia de corte relativamente baja (por ejemplo, aproximadamente 100 kHz) de modo que deja pasar la señal eléctrica que tiene una frecuencia de ultrasonido, pero bloquea las señales de RF. Por ejemplo, se puede usar un inductor.

- También, el canal de RF puede comprender un cuarto filtro dispuesto para permitir el paso de la radiación EM de RF desde el generador de señales de RF al segundo circuito combinador, pero impedir (por ejemplo, bloquear) el paso de la señal eléctrica desde el segundo circuito combinador al generador de señales de RF. En una realización, el
- 50 cuarto filtro puede ser un filtro de paso alto con una frecuencia de corte relativamente baja (por ejemplo, aproximadamente 100 kHz) de modo que deja pasar energía de frecuencia de RF pero bloquea la frecuencia de ultrasonido más baja de la señal eléctrica. Por ejemplo, se puede usar un condensador de 1 μ F.

- La unidad de suministro de señales eléctricas puede incluir: una primera fuente de alimentación para emitir una primera señal de suministro; una fuente de señales para emitir una primera señal de control; un primer circuito de conmutación que tiene una entrada de control acoplada a la fuente de señales para recibir la primera señal de control, una entrada de suministro acoplada a la primera fuente de alimentación para recibir la primera señal de suministro, y una salida,
- 60 en donde el primer circuito de conmutación puede operarse para proporcionar en la salida al menos parte de la señal eléctrica basándose en la primera señal de suministro y la primera señal de control. En una realización, el primer circuito de conmutación incluye una fuente de corriente que genera la señal eléctrica (o parte de la misma) a partir de (por ejemplo, usando) la primera señal de suministro y de acuerdo con una característica (por ejemplo, una oscilación, una frecuencia, una variación) de la primera señal de control. Por ejemplo, la fuente de corriente puede ser una fuente de corriente controlada por tensión, tal como, un IGFET o MOSFET, o una fuente de corriente controlada por corriente, tal como, un BJT.
- 65

La primera fuente de alimentación puede ser una fuente de alimentación de CC. También, la fuente de señales proporciona un control variable o una señal de activación que se usa para controlar la generación de la señal eléctrica a partir de (por ejemplo, usando) la primera señal de suministro. La fuente de señales puede ser un microcontrolador (por ejemplo, un microcontrolador Arduino™), un oscilador Colpitts, un oscilador Hartley o un temporizador 555. En una realización, la primera señal de control tiene una forma de onda oscilante, tal como, una forma de onda pulsada, sinusoidal, cuadrada, trapezoidal, rampa o exponencial. En un ejemplo, la primera señal de control puede oscilar entre un estado BAJO (por ejemplo, 0 V) y un estado ALTO (por ejemplo, 5 V) a una frecuencia de ultrasonido (por ejemplo, de 20 kHz a 5 MHz). El primer circuito de conmutación genera la señal eléctrica (o una parte de la misma) generando una señal eléctrica oscilante (por ejemplo, corriente) a partir de la primera señal de suministro y que tiene las oscilaciones de la primera señal de control. Por ejemplo, cuando la primera señal de control es BAJA, el primer circuito de conmutación está en un estado APAGADO de modo que no se emite ninguna señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas. Sin embargo, cuando la primera señal de control es ALTA, el primer circuito de conmutación está en un estado ENCENDIDO de modo que se emite una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) desde la unidad de suministro eléctrico única. Esta señal eléctrica de salida (por ejemplo, corriente) puede ser generada por la fuente de corriente del primer circuito de conmutación a partir de la primera señal de suministro. Esta señal eléctrica de salida (por ejemplo, corriente) puede transmitirse al instrumento electroquirúrgico del primer aspecto y usarse para accionar su transductor magnetoestrictivo con el fin de generar vibraciones ultrasónicas alrededor del extremo distal del instrumento para tratar (por ejemplo, dividir, cortar) tejido biológico.

En el ejemplo anterior, la primera señal de control controla el primer circuito de conmutación para generar una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) a partir de (por ejemplo, usando) la primera señal de suministro. Esta señal eléctrica puede ser positiva o negativa dependiendo de la construcción del primer circuito de conmutación y de la primera fuente de alimentación. Por ejemplo, donde la primera fuente de alimentación es una fuente de alimentación de CC conectada en una configuración directa y el primer circuito de conmutación comprende un MOSFET de canal P, la señal de corriente eléctrica de salida es una señal oscilante positiva. Por otra parte, donde la primera fuente de alimentación es una fuente de alimentación de CC conectada en una configuración inversa y el primer circuito de conmutación comprende un MOSFET de canal N, la señal de corriente eléctrica de salida es una señal oscilante negativa. Por tanto, la fuente de señales con la primera fuente de alimentación y el primer circuito de conmutación generan la señal eléctrica completa (por ejemplo, corriente), que puede ser una señal de corriente oscilante positiva o una señal de corriente oscilante negativa.

Sin embargo, en otra realización, se puede proporcionar una segunda fuente de alimentación para emitir una segunda señal de suministro. En este caso, como antes, la fuente de señales puede estar dispuesta para emitir la primera señal de control al primer circuito de conmutación pero, esta vez, también emite una segunda señal de control para accionar un segundo circuito de conmutación. Las primera y segunda señales de control pueden estar desfasadas (por ejemplo, 180 grados) entre sí de modo que cuando la primera señal de control está en un máximo (por ejemplo, 5 V) la segunda señal de control está en un mínimo (por ejemplo, 0 V), y cuando la primera señal de control está en un mínimo (por ejemplo, 0 V) la segunda señal de control está en un máximo (por ejemplo, -5 V). De esta manera, la fuente de señales, la primera fuente de alimentación y el primer circuito de conmutación pueden proporcionar una parte (por ejemplo, una mitad o una mitad positiva) de la señal eléctrica (por ejemplo, variaciones entre una corriente máxima positiva y cero), y la fuente de señales, la segunda fuente de alimentación y el segundo circuito de conmutación pueden proporcionar una segunda (o parte restante) (por ejemplo, la otra mitad o la mitad negativa) de la señal eléctrica (por ejemplo, variaciones entre cero y una corriente máxima negativa). Por consiguiente, es posible generar una señal (por ejemplo, corriente) eléctrica compuesta con un intervalo de amplitud más amplio (por ejemplo, intervalo de corriente) que a su vez puede usarse para generar vibraciones ultrasónicas más fuertes. Además, dado que las dos partes de la señal eléctrica están controladas por separado por las primera y segunda señales de control, es posible introducir un retraso entre las primera y segunda partes, lo que puede ser útil para garantizar que la bobina del transductor magnetoestrictivo tenga tiempo de enfriarse entre ciclos. De esta manera, se puede reducir el desgaste y los daños al transductor magnetoestrictivo.

Debe entenderse que cuando la unidad de suministro de señales eléctricas incluye la primera fuente de alimentación y el primer circuito de conmutación para proporcionar la primera parte de la señal eléctrica, y la segunda fuente de alimentación y el segundo circuito de conmutación para proporcionar la segunda (o restante) parte de la señal eléctrica, la unidad de suministro de señales eléctricas incluye además una vía de señal común conectada a las salidas de los primer y segundo circuitos de conmutación para combinar las primera y segunda partes y formar la señal eléctrica para accionar el transductor ultrasónico magnetoestrictivo.

En una realización, la primera y/o segunda fuente de alimentación comprende un circuito filtrante para bloquear una señal o pico de corriente alterna recibida en su salida. Dichas corrientes alternas o picos pueden generarse en otras partes del generador y, de lo contrario, podrían entrar en la fuente de alimentación en su salida y causar daños a la fuente de alimentación. Por lo tanto, el circuito filtrante funciona para proteger la fuente de alimentación de dichos daños. En una realización, el circuito filtrante comprende un circuito capacitivo, por ejemplo, dos condensadores conectados en paralelo conectados entre la salida de la fuente de alimentación y cero voltios. Una ventaja adicional de dicha estructura es que el circuito capacitivo almacena potencia procedente de la salida de la fuente de alimentación de modo que la potencia se suministra al resto del circuito desde el circuito capacitivo en lugar de directamente desde

la fuente de alimentación. Este circuito capacitivo funciona para aumentar la corriente disponible para el circuito de conmutación para crear la señal eléctrica (por ejemplo, corriente) usada para accionar el transductor ultrasónico magnetoestrictivo.

- 5 En una realización, el primer y/o segundo circuito de conmutación comprende un acondicionador de señales acoplado a un conmutador. El acondicionador de señales puede operarse para convertir la señal de control en una señal de accionamiento para operar el conmutador. Es decir, una corriente y/o tensión de la salida procedente de la fuente de señales puede no ser lo suficientemente grande como para cargar las capacitancias inherentes del conmutador (por ejemplo, un MOSFET) para activar el conmutador a frecuencias de ultrasonido. Por lo tanto, el acondicionador de
- 10 señales amplifica la señal de control procedente de la fuente de señales de modo que posea una corriente y/o tensión de tamaño adecuado para accionar el conmutador. Cabe señalar que el acondicionador de señales no cambia la frecuencia de la señal de control ya que la frecuencia la establece específicamente la fuente de señales para crear las vibraciones ultrasónicas requeridas a través del transductor magnetoestrictivo. En una realización, el conmutador es una fuente de corriente conmutable, tal como una fuente de corriente controlada por tensión (por ejemplo, un MOSFET o IGFET) o una fuente de corriente controlada por corriente (por ejemplo, un BJT). Es decir, el conmutador puede
- 15 incluir la fuente de corriente mencionada anteriormente del circuito de conmutación.

- Debe entenderse que la primera fuente de alimentación puede tener la misma construcción física que la segunda fuente de alimentación, pero la primera fuente de alimentación puede conectarse en una configuración opuesta (por ejemplo, inversa) en comparación con la segunda fuente de alimentación. También, el primer circuito de conmutación puede tener la misma construcción física que el segundo circuito de conmutación, pero el primer circuito de conmutación puede incluir un conmutador (por ejemplo, MOSFET) del tipo opuesto en comparación con el segundo circuito de conmutación (por ejemplo, canal N en lugar de canal P o viceversa).
- 20

- 25 De acuerdo con un tercer aspecto de la invención, se proporciona un aparato electroquirúrgico que comprende: un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con el primer aspecto, y un generador electroquirúrgico de acuerdo con el segundo aspecto, en donde el acceso de salida del generador electroquirúrgico está configurado para poder conectarse a un extremo proximal del eje de instrumento del instrumento electroquirúrgico. De esta manera, la energía EM (por ejemplo, de microondas y/o RF) generada por el generador puede proporcionarse al instrumento para ser
- 30 suministrada desde el conjunto de extremo distal para el tratamiento del tejido. También, la señal eléctrica generada por el generador se puede proporcionar al instrumento para accionar el transductor ultrasónico magnetoestrictivo del instrumento para generar vibraciones ultrasónicas alrededor del conjunto de extremo distal para el tratamiento del tejido.

- 35 En el presente documento, los términos "proximal" y "distal" se refieren a los extremos de la estructura de transporte de energía situados más lejos y más cerca del sitio de tratamiento, respectivamente. Por tanto, durante su uso, el extremo proximal está más cerca de un generador para proporcionar la energía de RF y/o de microondas, mientras que el extremo distal está más cerca del sitio de tratamiento, es decir, del paciente.

- 40 En el presente documento el término "oscilar" se usa con el significado de variaciones tanto regulares como irregulares.

En el presente documento, el término "conductor" se usa con el significado de eléctricamente conductor, a menos que el contexto indique lo contrario.

- 45 El término "longitudinal" utilizado a continuación se refiere a la dirección a lo largo del canal de instrumentos paralela al eje de la línea de transmisión coaxial. El término "lateral" se refiere a una dirección que es perpendicular a la dirección longitudinal. El término "interno" significa radialmente más cercano al centro (por ejemplo, eje) del canal de instrumentos. El término "externo" significa radialmente más alejado del centro (eje) del canal de instrumentos.

- 50 El término "electroquirúrgico" se utiliza en relación con un instrumento, aparato o herramienta que se utiliza durante la cirugía y que utiliza energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF) y/o energía EM de microondas. En el presente documento, la energía EM de RF puede significar una frecuencia fija estable en un intervalo de 10 kHz a 300 MHz, preferentemente en un intervalo de 100 kHz a 5MHz, y más preferentemente en un intervalo de 360 a 440 kHz. La energía EM de microondas puede significar energía electromagnética que tenga una frecuencia fija estable en el
- 55 intervalo de 300 MHz a 100 GHz. La energía de EM de RF debe tener una frecuencia lo suficientemente alta para evitar que la energía cause estimulación nerviosa. Durante el uso, la magnitud de la energía EM de RF y la duración durante la que se aplica pueden seleccionarse para evitar que la energía provoque el blanqueamiento del tejido o un margen térmico innecesario o daño a la estructura del tejido. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía EM de RF incluyen una o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía EM de microondas incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz. 5,8 GHz
- 60 pueden preferirse.

Breve descripción de los dibujos

- 65 A continuación se describen con más detalle ejemplos de la invención con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es un diagrama esquemático de un generador electroquirúrgico de acuerdo con una realización;
 La figura 2 es un diagrama esquemático de una unidad de suministro de señales eléctricas del generador electroquirúrgico de la figura 1, de acuerdo con una realización;
 5 La figura 3 es un diagrama esquemático de una unidad de suministro de señales eléctricas del generador electroquirúrgico de la figura 1, de acuerdo con otra realización;
 La figura 4 es un diagrama esquemático de una unidad de suministro de señales eléctricas del generador electroquirúrgico de la figura 1, de acuerdo con una realización adicional;
 La figura 5 es un diagrama esquemático de una estructura de alimentación del generador electroquirúrgico de la
 10 figura 1, de acuerdo con una realización;
 La figura 6A es un diagrama esquemático de un transductor ultrasónicos magnetostrictivo de acuerdo con una realización;
 La figura 6B es un diagrama de un bucle de histéresis magnética;
 La figura 7 es un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico, de acuerdo con una realización;
 15 La figura 8 es una vista en sección transversal esquemática de un instrumento electroquirúrgico, de acuerdo con una realización;
 La figura 9 es una vista en perspectiva esquemática de un instrumento electroquirúrgico, en una configuración abierta, de acuerdo con otra realización;
 La figura 10 es una vista en perspectiva esquemática de una parte inferior del instrumento electroquirúrgico de la
 20 figura 9;
 La figura 11 es una vista en perspectiva esquemática del instrumento electroquirúrgico de la figura 9, en una configuración cerrada;
 Las figuras 12A y 12B muestran superficies opuestas de una antena de microcinta coplanar de ejemplo que puede usarse en el instrumento electroquirúrgico de la figura 9; y,
 25 La figura 13 muestra una superficie superior de una antena de microcinta coplanar que comprende múltiples transductores ultrasónicos magnetostrictivos, de acuerdo con una realización.

Descripción detallada; opciones y preferencias adicionales

30 La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un aparato electroquirúrgico 400. El aparato comprende un canal de RF, un canal de microondas y un canal de señales eléctricas para transportar una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo para generar vibraciones ultrasónicas. El canal de RF contiene componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia de RF a un nivel de potencia adecuado para tratar (por ejemplo, cortar o desecar) tejido biológico. El canal de microondas contiene
 35 componentes para generar y controlar una señal electromagnética de frecuencia de microondas a un nivel de potencia adecuado para tratar (por ejemplo, coagular o extirpar) tejido biológico. El canal de señales eléctricas contiene componentes para generar y controlar una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo para formar vibraciones ultrasónicas a un nivel de potencia adecuado para el tratamiento de tejidos (por ejemplo, disección, corte, división).

40 El canal de microondas tiene una fuente de frecuencia de microondas 402 seguida de un divisor de potencia 424 (por ejemplo, un divisor de potencia de 3 dB), que divide la señal de la fuente 402 en dos ramas. Una rama del divisor de potencia 424 forma un canal de microondas, que tiene un módulo de control de potencia que comprende un atenuador variable 404 controlado por un controlador 406 a través de la señal de control V_{10} y un modulador de señal 408
 45 controlado por el controlador 406 a través de la señal de control V_{11} y un módulo amplificador que comprende un amplificador de excitación 410 y un amplificador de potencia 412 para generar radiación EM de microondas directa para suministrar desde un instrumento (por ejemplo, sonda o par de mordazas) 420 a un nivel de potencia adecuado para el tratamiento. Después del módulo amplificador, el canal de microondas continúa con un módulo de acoplamiento de señales de microondas (que forma parte de un detector de señales de microondas) que comprende un circulador
 50 416 conectado para suministrar energía EM de microondas desde la fuente hasta el instrumento a lo largo de una trayectoria entre sus primer y segundo accesos, un acoplador directo 414 en el primer acceso del circulador 416 y un acoplador reflejado 418 en el tercer acceso del circulador 416. Después de pasar a través del acoplador reflejado, la energía EM de microondas del tercer acceso se absorbe en una carga de descarga de potencia 422. El módulo de acoplamiento de señal de microondas incluye también un conmutador 415, operado por el controlador 406 a través de
 55 una señal de control V_{12} , para conectar ya sea la señal acoplada directa o la señal acoplada reflejada a un receptor heterodino para su detección.

La otra rama del divisor de potencia 424 forma un canal de medición. El canal de medición elude la agrupación de
 60 amplificación en el canal de microondas y, por lo tanto, está dispuesto para suministrar una señal de baja potencia desde el instrumento. Un conmutador de selección de canal primario 426 controlado por el controlador 406 a través de la señal de control V_{13} puede operarse para seleccionar una señal ya sea del canal de microondas o del canal de medición para suministrar al instrumento. Un filtro de paso de banda alto 427 está conectado entre el conmutador de selección de canal primario 426 y la sonda 420 para proteger el generador de señales de microondas de señales de RF de baja frecuencia y/o señales de frecuencia de ultrasonido (producidas por la unidad de suministro de señales eléctricas 490). El filtro de paso alto 427 es parte de una estructura de alimentación que se describe con más detalle
 65 a continuación con referencia a la figura 5.

El canal de medición incluye componentes dispuestos para detectar la fase y la magnitud de la potencia reflejada por el instrumento, lo que puede proporcionar información sobre el material, por ejemplo, el tejido biológico presente en el extremo distal del instrumento. El canal de medición comprende un circulador 428 conectado para suministrar energía EM de microondas desde la fuente 402 hasta la sonda a lo largo de una trayectoria entre sus accesos primero y segundo. Una señal reflejada devuelta desde el instrumento se dirige al tercer acceso del circulador 428. El circulador 428 se utiliza para proporcionar aislamiento entre la señal directa y la señal reflejada para facilitar una medición precisa. Sin embargo, como el circulador no proporciona un aislamiento completo entre sus primer y tercer accesos, es decir, parte de la señal directa puede penetrar en el tercer acceso e interferir con la señal reflejada, puede usarse un circuito de cancelación de corrientes portadoras que inyecta una parte de la señal directa (desde el acoplador directo 430) de vuelta a la señal que sale del tercer acceso (a través del acoplador de inyección 432). El circuito de cancelación de corrientes portadoras incluye un ajustador de fase 434 para garantizar que la parte inyectada esté desfasada 180° con cualquier señal que penetre en el tercer acceso desde el primer acceso para cancelarla. El circuito de cancelación de corrientes portadoras también incluye un atenuador de señales 436 para garantizar que la magnitud de la parte inyectada sea la misma que cualquier señal penetrante.

Para compensar cualquier desviación en la señal directa, se proporciona un acoplador directo 438 en el canal de medición. La salida acoplada del acoplador directo 438 y la señal reflejada desde el tercer acceso del circulador 428 están conectadas al terminal de entrada respectivo de un conmutador 440, que se opera mediante el controlador 406 a través de la señal de control V_{14} para conectar ya sea la señal directa acoplada o la señal reflejada a un receptor heterodino para su detección.

La salida del conmutador 440 (es decir, la salida del canal de medición) y la salida del conmutador 415 (es decir, la salida del canal de microondas) se conectan a un terminal de entrada respectivo de un conmutador de selección de canal secundario 442, que puede operarse mediante el controlador 406 a través de la señal de control V_{15} junto con el conmutador de selección de canal primario para garantizar que la salida del canal de medición se conecte al receptor heterodino cuando el canal de medición esté suministrando energía al instrumento y que la salida del canal de microondas se conecte al receptor heterodino cuando el canal de microondas esté suministrando energía al instrumento.

El receptor heterodino se utiliza para extraer la información de fase y magnitud de la salida de señales mediante el conmutador de selección de canal secundario 442. Se muestra un único receptor heterodino en este sistema, pero si fuera necesario podría usarse un receptor heterodino doble (que contiene dos osciladores locales y mezcladores) para mezclar la frecuencia de fuente dos veces antes de que la señal entre en el controlador. El receptor heterodino comprende un oscilador local 444 y un mezclador 448 para mezclar la salida de señales mediante el conmutador de selección de canal secundario 442. La frecuencia de la señal de oscilador local se selecciona de manera que la salida del mezclador 448 esté en una frecuencia intermedia adecuada para recibirse en el controlador 406. Se proporcionan filtros de paso de banda 446, 450 para proteger el oscilador local 444 y el controlador 406 de las señales de microondas de alta frecuencia.

El controlador 406 recibe la salida del receptor heterodino y determina (por ejemplo, extrae) a partir del mismo, información indicativa de la fase y magnitud de las señales directas y/o reflejadas en el canal de microondas o de medición. Esta información se puede utilizar para controlar el suministro de radiación EM de microondas de alta potencia en el canal de microondas o radiación EM de RF de alta potencia en el canal de RF. Un usuario puede interactuar con el controlador 406 a través de una interfaz de usuario 452, como se ha analizado anteriormente.

El canal de RF mostrado en la figura 1 comprende una fuente de frecuencia de RF 454 conectada a un impulsor de puerta 456 que se controla mediante el controlador 406 a través de la señal de control V_{16} . El impulsor de puerta 456 suministra una señal de operación para un amplificador de RF 458, que es una disposición de medio puente. La tensión de consumo de la disposición de medio puente puede controlarse a través de un suministro en corriente continua variable 460. Un transformador de salida 462 transfiere la señal de RF generada a una línea para suministrar al instrumento 420. Un filtro de paso alto 464 está conectado en esa línea para proteger el generador de señales de RF de las señales de frecuencia de ultrasonido producidas por la unidad de suministro de señales eléctricas 490. El filtro 464 también forma parte de la estructura de alimentación, que se describe más adelante con referencia a la figura 5.

Un transformador de corriente 466 se conecta en el canal de RF para medir la corriente suministrada a la carga de tejido. Se utiliza un divisor de potencial 468 (que puede extraerse del transformador de salida) para medir la tensión. Las señales de salida del divisor de potencial 468 y el transformador de corriente 466 (es decir, salidas de tensión indicativas de la tensión y la corriente) se conectan directamente al controlador 406 después del acondicionamiento mediante los respectivos amplificadores de amortiguación 470, 472 y diodos Zener de mantenimiento de tensión 474, 476, 478, 480 (mostrados como señales B y C en la figura 1).

Para obtener información de fase, las señales de tensión y corriente (B y C) también se conectan a un comparador de fase 482 (por ejemplo, una puerta EXOR) cuya tensión de salida está integrada por el circuito RC 484 para producir una salida de tensión (mostrada como A en la figura 1) que sea proporcional a la diferencia de fase entre las formas de onda de tensión y corriente. Esta salida de tensión (señal A) se conecta directamente al controlador 406.

El canal de señales eléctricas es proporcionado en parte por la unidad de suministro de señales eléctricas 490, una realización del cual se muestra con más detalle en la figura 2. La unidad de suministro de señales eléctricas 490 incluye una fuente de señales 500 para generar una o más señales de control (por ejemplo, señales de tensión). En una realización, la fuente de señales 500 es un microcontrolador (por ejemplo, un microcontrolador Arduino™), un oscilador Colpitts, un oscilador Hartley o un temporizador 555. La fuente de señales 500 genera señales de control en forma de señales oscilantes (o alternas) de baja potencia (por ejemplo, pulsadas, cuadradas, sinusoidales, rampas, trapezoidales, exponenciales) que accionan las partes restantes de la unidad de suministro de señales eléctricas para formar una señal (por ejemplo, corriente) eléctrica que tiene una frecuencia de ultrasonido para accionar un transductor ultrasónico magnetoestrictivo (por ejemplo, en el instrumento 420) para generar vibraciones ultrasónicas para tratar tejido biológico. Específicamente, la fuente de señales 500 genera dos señales de control, una primera señal de control (por ejemplo, positiva) que se proporciona a una entrada de control de un primer circuito de conmutación 502, y una segunda señal de control (por ejemplo, negativa) que se proporciona a una entrada de control de un segundo circuito de conmutación 504. Representaciones esquemáticas de ejemplo de las primera y segunda señales de control se muestran en la figura 2, en donde la primera señal de control es una onda cuadrada positiva y la segunda señal de control es una onda cuadrada negativa que está desfasada 180° o π con la primera señal de control. Las señales de control se muestran como señales de tensión en la figura 2 porque los primer y segundo circuitos de conmutación 502 y 504 incluyen fuentes de corriente controladas por tensión, como se describe con mayor detalle a continuación. Sin embargo, debe entenderse que las señales de control podrían ser señales de corriente oscilantes de baja potencia si, por ejemplo, los primer y segundo circuitos de conmutación 502, 504 incluyen fuentes de corriente controladas por corriente.

En una realización, la primera señal de control oscila a una frecuencia de ultrasonido entre 0 V y 5 V y con corriente mínima (por ejemplo, <1 mA), y la segunda señal de control oscila a una frecuencia de ultrasonido (por ejemplo, la misma frecuencia de ultrasonido que la primera señal de control) entre 0 V y -5 V y con corriente mínima (por ejemplo, <1 mA). El primer circuito de conmutación 502 tiene una entrada de suministro acoplada a una primera fuente de alimentación 506. También, el segundo circuito de conmutación 502 tiene una entrada de suministro acoplada a una segunda fuente de alimentación 508. En una realización, la primera y segunda unidades de fuente de alimentación pueden ser unidades de fuente de alimentación de CC. El primer circuito de conmutación 502 proporciona una primera parte de una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) de salida de la unidad de suministro de señales eléctricas 490. Específicamente, el primer circuito de conmutación 502 comprende una fuente de corriente (por ejemplo, un MOSFET, BJT o IGFET) y usa la primera señal de suministro recibida desde la primera fuente de alimentación 506 para generar una señal de corriente oscilante basándose en las oscilaciones de la primera señal de control. Esto se muestra esquemáticamente en la figura 2 mediante la onda cuadrada positiva que oscila entre una corriente de +i amperios y 0 amperios (+i amperios puede ser 100 A en una realización). También, el segundo circuito de conmutación 504 proporciona una segunda parte o parte restante de la señal de corriente eléctrica de salida de la unidad de suministro de señales eléctricas 490. Específicamente, el segundo circuito de conmutación 504 comprende una fuente de corriente (por ejemplo, un MOSFET, BJT o IGFET) y usa la segunda señal de suministro recibida desde la segunda fuente de alimentación 508 para generar una señal de corriente oscilante basándose en las oscilaciones de la segunda señal de control. Esto se muestra esquemáticamente en la figura 2 mediante la onda cuadrada negativa que oscila entre una corriente de -i amperios y 0 amperios (-i amperios puede ser -100 amperios en una realización).

Como se ve en la figura 2, la salida (es decir, la primera parte de la señal eléctrica) procedente del primer circuito de conmutación 502 y la salida (es decir, la segunda parte de la señal eléctrica) procedente del segundo circuito de conmutación 504 se combinan juntas en una vía de señal común para formar una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) de salida combinada procedente de la unidad de suministro de señales eléctricas 490. Por lo tanto, la salida procedente de la unidad de suministro de señales eléctricas 490 es una señal eléctrica que varía a la misma frecuencia de ultrasonido que la fuente de señales 500 y entre los valores de corriente máximos proporcionados por los primer y segundo circuitos de conmutación (es decir, entre +i y -i). Es decir, la salida de señal (por ejemplo, corriente) eléctrica procedente de la unidad de suministro de señales eléctricas 490 es una señal compuesta formada por dos porciones: una primera porción (por ejemplo, positiva) proporcionada por la fuente de señales 500, la primera fuente de alimentación 506 y el primer circuito de conmutación 502; y, una segunda porción (por ejemplo, negativa) proporcionada por la fuente de señales 500, la segunda fuente de alimentación 508 y el segundo circuito de conmutación 504. Debe entenderse que la porción positiva provocará un campo H positivo en el transductor ultrasónico magnetoestrictivo y, por tanto, provocará un cambio de dimensión en una dirección, mientras que la porción negativa provocará un campo H negativo en el transductor y, por tanto, provocará un cambio de dimensión en una segunda dirección (por ejemplo, opuesta).

Una ventaja de tener dos fuentes de alimentación 506, 508 y dos circuitos de conmutación 502, 504 que proporcionan las primera y segunda partes de la señal eléctrica (por ejemplo, corriente) de salida es que la forma de onda de la señal eléctrica de salida se puede adaptar para mejorar el rendimiento del transductor ultrasónico. Por ejemplo, las primera y segunda señales de control se pueden adaptar para introducir un retraso entre las dos partes de la señal eléctrica de salida con el fin de proporcionar tiempo para que el transductor (por ejemplo, su bobina y/o su elemento magnetoestrictivo) se enfríe después de ser accionado en una dirección y antes de ser accionado en la dirección opuesta. A su vez, esto puede aumentar la vida útil del transductor y/o reducir las posibilidades de que se rompa o funcione mal.

En una realización, el funcionamiento de la fuente de señales puede ser controlado por el controlador 406, por ejemplo, a través de una señal de control dedicada recibida desde el mismo.

5 Volviendo a la figura 1, un transformador 492 está acoplado en un lado a la unidad de suministro de señales eléctricas 490 y en el otro lado a un filtro de paso bajo 494. El transformador 492 funciona para aislar el instrumento 420 (y un paciente) de la unidad de suministro eléctrico 490. En una realización, el transformador 492 puede ser un optoaislador. También, el transformador 492 puede estar ausente en algunas realizaciones. En cualquier caso, el filtro de paso bajo 464 está conectado al canal de RF mediante el combinador de señales 496, y el filtro de paso bajo 494 funciona para
10 proteger la unidad de suministro de señales eléctricas de las señales de RF generadas en el canal de RF. El filtro 494 y el combinador de señales 496 también forman parte de la estructura de alimentación, que se describe más adelante con referencia a la figura 5.

El canal de microondas/medición está conectado a un combinador de señales 417. También, el combinador de señales 417 está conectado al combinador de señales 496 a través de un filtro de paso bajo 498, que funciona para proteger tanto el canal de RF como el canal de señales eléctricas de la energía de microondas. Además, la señal de microondas, de RF y eléctrica se transportan por separado o simultáneamente a lo largo del conjunto de cables 419 hasta el instrumento 420. El instrumento 420 suministra (por ejemplo, irradia) energía de microondas y/o RF al tejido biológico de un paciente. También, el instrumento 420 incluye un transductor ultrasónico magnetoestrictivo, y la señal eléctrica
20 acciona el transductor para generar vibraciones ultrasónicas para el tratamiento del tejido.

Debe entenderse que, en algunas realizaciones, solo uno de los canales de microondas y RF puede estar presente y, por lo tanto, el instrumento puede suministrar solo a uno de los canales de RF y microondas. También, el canal de medición puede estar ausente en algunas realizaciones.

25 La figura 3 muestra una realización más detallada de la unidad de suministro de señales eléctricas 600. La unidad de suministro de señales eléctricas 600 es análoga a la unidad de suministro de señales eléctricas 490 de la figura 2, en donde números de referencia similares se refieren a componentes similares. Como se desprende claramente de la figura 3, la unidad de suministro de señales eléctricas 600 incluye la fuente de señales 500. Sin embargo, en la figura 3, el primer circuito de conmutación 502 de la figura 2 está construido a partir de un primer impulsor de puerta 602 y un primer conmutador 604 que comprende una fuente de corriente. Adicionalmente, el segundo circuito de conmutación 504 de la figura 2 está construido a partir de un segundo impulsor de puerta 606 y un segundo conmutador 608 que comprende una fuente de corriente. En una realización, los primer y segundo conmutadores 604, 608 son MOSFET (es decir, fuentes de corriente controladas por tensión), por ejemplo, el conmutador 604 puede ser un MOSFET de canal P y el conmutador 608 puede ser un MOSFET de canal N. También, los impulsores de puerta 602, 606 funcionan para acondicionar las señales de control recibidas desde la fuente de señales 500 a señales adecuadas para accionar los conmutadores 604, 608, respectivamente. Por ejemplo, como se ha mencionado previamente, la primera señal de control es una señal positiva oscilante de baja potencia que oscila a una frecuencia de ultrasonido entre, por ejemplo, 0 V y 5 V y con corriente mínima (por ejemplo, <1mA). También, la segunda señal de control es una señal negativa oscilante de baja potencia que oscila a una frecuencia de ultrasonido (por ejemplo, la misma frecuencia de ultrasonido que la primera señal de control) entre, por ejemplo, 0 V y -5V y con corriente mínima (por ejemplo, <1mA). Sin embargo, los conmutadores 604 y 608 (por ejemplo, MOSFET) pueden requerir una tensión y una corriente más altas para funcionar y, por lo tanto, los impulsores de puerta 602 y 606 acondicionan las señales de control aumentando su tensión y/o corriente de modo que las señales acondicionadas puedan accionar los conmutadores 604, 608. Por ejemplo, es posible que se requieran señales más grandes para cargar las capacitancias inherentes de los MOSFET. En una realización, el impulsor de puerta 602 puede acondicionar la primera señal de control en una señal oscilante que oscila entre 0 V y 15 V y con una corriente de 1 A. También, el impulsor de puerta 606 puede acondicionar la segunda señal de control en una señal oscilante que oscila entre 0 V y -15 V y con una corriente de 1 A. Los impulsores de puerta 602, 606 pueden denominarse acondicionadores de señales.

50 También, en la figura 3, la primera fuente de alimentación 506 de la figura 2 incluye un circuito capacitivo C1, C2 que realiza dos funciones. También, la segunda fuente de alimentación 508 de la figura 2 incluye un circuito capacitivo C3, C4 que realiza las mismas dos funciones. En primer lugar, los circuitos capacitivos (C1, C2 y C3, C4) proporcionar un desacoplamiento de la fuente de alimentación que impide que la corriente alterna (CA) o los picos entren en la salida de las fuentes de alimentación de CC, es decir, lleva dichas corrientes o picos de CA a tierra. Esto reduce las posibilidades de que la fuente de alimentación de CC se dañe por dichas corrientes o picos de CA. En segundo lugar, los circuitos capacitivos (C1, C2 y C3, C4) hacen que la señal eléctrica de salida procedente de la unidad de suministro de señales eléctricas 600 se proporcione desde los circuitos capacitivos en lugar de directamente desde las fuentes de alimentación. A su vez, esto aumenta la corriente disponible para generar la señal (por ejemplo, corriente) eléctrica de salida. En una realización, los condensadores C1 y C3 pueden tener, cada uno, un valor de 100 μ F, mientras que los condensadores C2 y C4 pueden tener, cada uno, un valor de 0,1 μ F.

La figura 4 muestra una realización alternativa de la unidad de suministro de señales eléctricas 700. Específicamente, comparando la unidad de suministro de señales eléctricas 700 con la unidad de suministro de señales eléctricas 490 de la figura 2, está claro que la unidad 700 incluye una fuente de señales 702 que genera una única señal de control para un único circuito de conmutación 704. También, el circuito de conmutación 704 recibe una señal de suministro
65

procedente de una única fuente de alimentación 706. En este sentido, la señal (por ejemplo, corriente) eléctrica de salida proporcionada por la unidad de suministro de señales eléctricas es positiva (por ejemplo, entre 0 e +i) o negativa (por ejemplo, entre 0 e -i). Esto contrasta con la disposición de la figura 2 en la que la señal (por ejemplo, corriente) eléctrica de salida es una señal compuesta construida a partir de dos partes (por ejemplo, una parte positiva y una parte negativa). Si bien la disposición de la figura 4 es más sencilla y económica de fabricar, puede proporcionar un intervalo de magnitud más pequeño en comparación con la disposición de la figura 2, ya que tiende a generar una señal positiva o una negativa. Adicionalmente, dado que la señal eléctrica de salida no es una combinación de dos señales de control, no es posible usar las señales de control para introducir un retraso entre las porciones positiva y negativa de la señal eléctrica de salida.

Una realización adicional de la unidad de suministro de señales eléctricas puede formarse como una variante de la unidad de suministro de señales eléctricas de la figura 3, en donde un impulsor de puerta única puede recibir una señal de control única procedente de la fuente de señales 500, y el impulsor de puerta única puede acondicionar esa señal de control única para accionar tanto el conmutador 604 como el conmutador 608. De esta manera, ventajosamente, la señal eléctrica de salida puede tener el intervalo de corriente más amplio de la disposición de la figura 2 (por ejemplo, +i a -i). Sin embargo, al igual que con la realización de la figura 4, esta variante sería incapaz de introducir un retraso entre las porciones positiva y negativa de la señal eléctrica de salida. Es decir, la señal de control acondicionada procedente del impulsor de puerta única debe ENCENDER el conmutador 604 al mismo tiempo que APAGA el conmutador 608 (y viceversa).

La figura 5 muestra una vista esquemática de una estructura de alimentación del generador de acuerdo con la realización de la figura 1. La estructura de alimentación recibe como entradas una señal EM de microondas procedente del canal de microondas, una señal eléctrica para accionar el transductor ultrasónico procedente del canal de señales eléctricas, y una señal EM de RF procedente del canal de RF. La estructura de alimentación proporciona como salida una o más de las tres señales de entrada (por separado o simultáneamente) para su posterior transmisión al instrumento 420 a través de la línea de alimentación 419. La estructura de alimentación incluye uno o más combinadores de señales y uno o más filtros para combinar estas diferentes señales de tal manera que se evite daño a los mecanismos separados pero interconectados para generar estas diferentes señales. Específicamente, la estructura de alimentación incluye un primer combinador de señales 417 que combina el canal de microondas y el canal de señales eléctricas en una vía de señal común. Adicionalmente, la estructura de alimentación incluye un segundo combinador de señales 496 para combinar el canal de RF con el canal de señales eléctricas. La señal EM de RF y la señal eléctrica pueden causar daños a los mecanismos para generar la señal EM de microondas y, por lo tanto, situado en el canal de microondas y antes del combinador de señales 417 está el filtro de paso alto 427 con una frecuencia de corte relativamente alta (por ejemplo, aproximadamente 300 MHz). Este filtro de paso alto 427 deja pasar energía de frecuencia EM de microondas, pero bloquea las frecuencias más bajas de la señal eléctrica (que tiene una frecuencia de ultrasonido) y la señal de RF. Por ejemplo, se puede usar un condensador de 1 pF como filtro 427.

Adicionalmente, la señal EM de microondas puede causar daños a los mecanismos para generar la señal eléctrica y la señal EM de RF y, por lo tanto, colocado entre el primer y el segundo combinadores de señales 417, 496 está el filtro de paso bajo 498 con una frecuencia de corte relativamente alta (por ejemplo, aproximadamente 300 MHz) de modo que deja pasar la señal eléctrica que tiene una frecuencia de ultrasonido y la señal EM de RF, pero bloquea la energía de microondas de mayor frecuencia. Por ejemplo, se pueden usar uno o más (por ejemplo, tres) ramales de microondas, en donde los ramales están dispuestos para filtrar una señal que tiene la misma frecuencia que la energía de microondas. Los ramales pueden ser como se divulga en el documento WO2017103209A1.

Adicionalmente, la señal EM de RF puede causar daños a los mecanismos para generar la señal eléctrica y, por lo tanto, colocado en el canal de señales eléctricas y antes del combinador de señales 496 está el filtro de paso bajo 494 que tiene una frecuencia de corte relativamente baja (por ejemplo, aproximadamente 100 KHz) de modo que deja pasar la señal eléctrica que tiene una frecuencia de ultrasonido, pero bloquea las señales de RF. Por ejemplo, se puede usar un inductor. También, la señal eléctrica puede causar daños a los mecanismos para generar la señal EM de RF y, por lo tanto, colocado en el canal de RF y antes del combinador de señales 496 está el filtro de paso alto 464 con una frecuencia de corte relativamente baja (por ejemplo, aproximadamente 100 kHz) de modo que deja pasar energía de frecuencia de RF pero bloquea la frecuencia de ultrasonido más baja de la señal eléctrica. Por ejemplo, se puede usar un condensador de 1 µF como filtro 464.

En este sentido, la estructura de alimentación transporta energía EM (por ejemplo, de microondas y/o RF) desde las respectivas unidades de suministro de energía EM y transporta la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas. También, la estructura de alimentación incluye una vía de señal común para transportar la energía EM y la señal eléctrica al acceso de salida para su posterior transmisión al instrumento 420. Es más, la estructura de alimentación incluye un circuito o red de combinadores de señales y filtros que funcionan para garantizar que estas señales de entrada separadas y diferentes no dañen los diversos mecanismos separados y diferentes para producir esas señales.

La figura 6A ilustra un transductor ultrasónico magnetoestrictivo de acuerdo con una realización. El transductor incluye una carcasa 802 dentro de la cual está ubicado un conductor en espiral 804 que está enrollado alrededor de un

elemento 806 de material magnetoestrictivo. El elemento 806 puede ser sustancialmente alargado o en forma de barra, y puede denominarse solenoide. En una realización, el elemento 806 puede tener aproximadamente la misma longitud que la bobina, o simplemente más larga que la bobina, por ejemplo, 1 cm o 1,2 cm. También, el elemento 806 puede ser sustancialmente cilíndrico y tener un diámetro de aproximadamente 0,5 cm o 0,6 cm. El conductor en espiral 804 está conectado en un primer extremo a un primer terminal 808 del transductor 800, y en un segundo extremo a un segundo terminal 810 del transductor 800. Durante el uso, el primer terminal 808 y el segundo terminal 810 están conectados al conjunto de cables 419 de la figura 1 para que la señal eléctrica se proporcione al transductor 800 de modo que el transductor 800 genere vibraciones ultrasónicas. Específicamente, la magnetoestricción es una propiedad de los materiales ferromagnéticos que hace que se expandan o contraigan (es decir, cambien sus dimensiones físicas) en respuesta a un campo magnético (campo H). Este efecto permite que los materiales magnetoestrictivos conviertan la energía electromagnética en energía mecánica. Cuando se aplica un campo magnético al material, sus dipolos moleculares y los límites del campo magnético giran para alinearse con el campo. Esto hace que el material se deforme y se alargue.

La figura 6B muestra un ejemplo de bucle de histéresis magnética. Un bucle de histéresis magnética se produce cuando un material ferromagnético se magnetiza en una dirección, hasta que alcance un punto de saturación (por ejemplo, el punto 824 en la figura 6B), a continuación, la intensidad del campo magnético se desmagnetiza en la dirección opuesta hasta el punto de saturación inversa (por ejemplo, el punto 826 en la figura 6B). Cuando se alterna la dirección del campo magnético, se forma un bucle que va y viene desde el punto de saturación y el punto de saturación inverso. Este bucle se puede ver en la figura 6B. El campo magnetizante (H) proporciona la tensión necesaria para producir el cambio requerido en la magnetización (M o B) o la deformación. La magnetización (M) del material ferromagnético cuando la intensidad del campo magnético (H) es cero se llama remanencia. A medida que la magnetización vuelve a cero, la intensidad del campo magnético (H) necesaria para desmagnetizar después de la saturación se llama coercitividad. El punto marcado 820 puede denominarse punto de remanencia y es una medida de la magnetización restante cuando el campo impulsor cae a cero. Esto ilustra que cuando el campo magnético impulsor cae a cero, el material ferromagnético conserva un grado considerable de magnetización. El punto marcado 822 puede denominarse punto de coercitividad y es una medida del campo inverso necesario para llevar la magnetización a cero después de que se ha saturado. Esto ilustra que el campo magnético impulsor debe invertirse y a continuación aumentarse para llevar la magnetización a cero nuevamente. El punto 824 indica un punto en el que el material ferromagnético se magnetiza hasta la saturación mediante la alineación de dominios magnéticos en una dirección (por ejemplo, polo norte), mientras que el punto 826 indica un punto en el que el material ferromagnético se magnetiza hasta la saturación mediante la alineación de dominios magnéticos en la dirección opuesta (por ejemplo, polo sur). Una anchura 828 del bucle de histéresis indica si un material retiene una fracción grande o pequeña del campo de saturación cuando se elimina el campo impulsor. La anchura puede variar entre diferentes materiales magnetoestrictivos. Un bucle de histéresis estrecho implica que una pequeña cantidad de energía disipada está invirtiendo repetidamente la magnetización. Las realizaciones están dirigidas al uso de materiales magnetoestrictivos en la producción de vibraciones ultrasónicas. Dada la frecuencia relativamente alta de las vibraciones ultrasónicas, el cambio entre puntos de saturación debe ocurrir relativamente rápido, por ejemplo, entre 20.000 y 5.000.000 de veces por segundo (es decir, de 20 kHz a 5 MHz). Por lo tanto, un objetivo es mantener el bucle de histéresis lo más estrecho posible (es decir, mantener la anchura 828 lo más baja posible) para que el cambio (o conmutación) de la magnetización se produzca a un ritmo mucho más rápido y para que la disipación de energía y el calentamiento posterior sigan siendo pequeños.

Se ha seleccionado Terfenol-D como material magnetoestrictivo particularmente adecuado a partir del cual fabricar el elemento 806. El Terfenol-D es un buen material para usar porque posee una gran magnetización y magnetoestricción a temperatura ambiente, que es aproximadamente 2400 ppm, que se produce debido a la distorsión romboédrica de la estructura reticular del material Terfenol-D. Es decir, el Terfenol-D, en relación con otros materiales magnetoestrictivos, produce una gran deformación (es decir, un cambio en la dimensión física) para una tensión dada (es decir, aplica un cambio en el campo impulsor magnético). Por ejemplo, el Galfenol tiene una magnetoestricción de aproximadamente 400 ppm y el Alfenol tiene una magnetoestricción de aproximadamente 200 ppm. Sin embargo, dado que el Terfenol-D es un material relativamente caro, el elemento 806 puede construirse a partir de dos porciones: una primera porción que tiene sustancialmente la misma longitud que la bobina y está hecha de Terfenol-D, y una segunda porción que es una extensión de la primera porción y está hecha de un material más barato, tal como, acero.

A continuación se proporcionan algunos cálculos de ejemplo para determinar una posible estructura de la bobina 804 y el elemento 806, de acuerdo con una realización.

Se sabe que la intensidad del campo magnético (H) se puede encontrar a partir de la siguiente ecuación (1):

$$H = \frac{NI}{L} \quad (1)$$

dónde N se refiere al número de vueltas de alambre en la bobina 804, I es la corriente de la señal eléctrica usada para accionar el transductor 800, y L es la longitud de la bobina 804 (etiquetada como "L" en la figura 6A).

En una realización, se puede considerar que una intensidad de campo magnético de 2000 Oersted (Oe) producirá una

deformación máxima de 2400 ppm para un determinado elemento magnetostrictivo de Terfenol-D 806. Si 1 Oe equivale a 79,58 A/m, entonces 2000 Oe equivalen a 159.155 A/m.

A partir de la ecuación (1), si se introduce una corriente de 100 A en la bobina 804, entonces $N/L = 1.592$. N/L es la relación del número de vueltas de alambre en la bobina 804 dividida por la longitud (L) de la bobina 804. Si la longitud de la bobina es de 1 cm (0,01 m), entonces el número de vueltas necesarias será: $(N = H \cdot L)/I = (159155 \cdot 0,01)/100 = 15,9$ vueltas, es decir, aproximadamente 16 vueltas.

En una realización, la bobina está hecha de alambre de cobre con un diámetro externo de 0,5 mm, por lo que es posible obtener 20 vueltas en una longitud de 1 cm y un devanado de una sola capa. Adicionalmente, es posible tener devanados multicapa. Sin embargo, cabe señalar que el número de vueltas en dirección opuesta debe minimizarse para evitar que se produzca un efecto de cancelación. Por ejemplo, un devanado de doble capa para proporcionar 20 vueltas podría incluir 11 vueltas en una primera dirección (capa 1), una sola vuelta de retorno (que cancelaría una de las vueltas originales, es decir, las 11 vueltas se reducen a 10 vueltas) (capa 2), seguida de 10 vueltas más en la primera dirección (capa 3). El uso de devanados multicapa de esta manera hace posible reducir la longitud de bobina requerida y, por lo tanto, reducir el tamaño total del transductor 800. Por ejemplo, la longitud de bobina podría reducirse a 0,5 cm o menos. Otro mecanismo para reducir la longitud de bobina requerida y, por lo tanto, reducir el tamaño total del transductor 800, es aumentar la corriente de la señal eléctrica de accionamiento aplicada a los terminales de entrada, 808, 810 del transductor 800. Por ejemplo, considerando la disposición de la figura 3, esto podría hacerse aumentando el tamaño de las fuentes de alimentación (por ejemplo, $+V_{DD}-V_{DD}$) y el tamaño de las fuentes de corriente (por ejemplo, MOSFET).

La figura 7 es un diagrama esquemático de un sistema (o aparato) de electrocirugía 100 completo que es capaz de suministrar energía de RF, energía de microondas, o una señal eléctrica para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo para generar vibraciones ultrasónicas. El sistema 100 comprende un generador 102 para suministrar de forma controlable energía de RF, energía de microondas, y la señal eléctrica adecuada para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo para generar vibraciones ultrasónicas. En una realización, el generador 102 es el mismo que el generador 400 descrito anteriormente con referencia a las figuras 1 a 5.

El generador 102 está conectado a una junta de interfaz 106 mediante un cable de interfaz 104. Si fuera necesario, la junta de interfaz 106 puede alojar un mecanismo de control de instrumento que se opera deslizando un gatillo 110, por ejemplo, para controlar el movimiento longitudinal (de ida y vuelta) de uno o más alambres de control o barras de empuje (no se muestran). Si hay una pluralidad de alambres de control, puede haber múltiples gatillos deslizantes en la junta de interfaz para proporcionar un control total. La función de la junta de interfaz 106 es combinar las entradas procedentes del generador 102 y el mecanismo de control del instrumento en un solo eje flexible 112, que se extiende desde el extremo distal de la junta de interfaz 106.

El eje flexible 112 se puede insertar por toda la longitud de un canal de instrumentos (de trabajo) de un dispositivo de exploración quirúrgica 114, tal como un endoscopio, laparoscopio, broncoscopio, gastroscopio o similares.

El dispositivo de exploración quirúrgica 114 comprende un cuerpo 116 que tiene varios accesos de entrada y un acceso de salida desde el cual se extiende un cordón de instrumentos 120. El cordón de instrumentos 120 comprende una camisa externa que rodea una pluralidad de luces. La pluralidad de luces transporta diferentes cosas desde el cuerpo 116 hasta un extremo distal del cordón de instrumentos 120. Una de la pluralidad de luces es un canal de instrumentos. Otras luces pueden incluir un canal para transmitir radiación óptica, por ejemplo, para proporcionar iluminación en el extremo distal o para recopilar imágenes del extremo distal. El cuerpo 116 puede incluir una pieza ocular 122 para ver el extremo distal. Para proporcionar iluminación en el extremo distal, una fuente de luz 124 (por ejemplo, un LED o elemento similar) puede conectarse al cuerpo 116 por un acceso de entrada de iluminación 126.

El eje flexible 112 tiene un conjunto distal 118 (no dibujado a escala en la figura 7) que está conformado para pasar a través del canal de instrumentos del dispositivo de exploración quirúrgica 114 y sobresalir (por ejemplo dentro del paciente) en el extremo distal del mismo. El conjunto de extremo distal incluye una punta activa para suministrar energía de microondas al tejido biológico, como se analiza en el presente documento. El conjunto distal 118 puede ser análogo al instrumento 420 de la figura 1, y el eje flexible 112 puede ser análogo a la línea de alimentación 419 de la figura 1.

La estructura del conjunto distal 118 analizada a continuación puede diseñarse para que tenga un diámetro externo máximo igual o inferior a 2,0 mm, por ejemplo, inferior a 1,9 mm (y más preferentemente inferior a 1,5 mm) y la longitud del eje flexible puede ser igual o superior a 1,2 m.

El cuerpo 116 incluye un acceso de entrada 128 de potencia para conectarse al eje flexible, que comprende un cable coaxial (por ejemplo, un cable coaxial convencional) capaz de transportar la energía de microondas, energía de RF y una señal eléctrica desde el generador 102 al conjunto distal 118. Como alternativa, se pueden proporcionar diferentes medios para transportar una o más de estas señales. Por ejemplo, la energía de microondas puede ser transportada por el cable coaxial, pero la señal eléctrica y/o la energía de RF pueden ser transportadas por un par de cables trenzados o similares. Los cables coaxiales que son físicamente capaces de ajustarse al canal de instrumentos de un

dispositivo de exploración quirúrgica están disponibles con los siguientes diámetros externos: 1,19 mm (0,047 pulgadas), 1,35 mm (0,053 pulgadas), 1,40 mm (0,055 pulgadas), 1,60 mm (0,063 pulgadas), 1,78 mm (0,070 pulgadas). También se pueden usar cables coaxiales de tamaño a medida (es decir, fabricados por encargo).

- 5 Como se ha analizado anteriormente, es deseable poder controlar la posición de al menos el extremo distal del cordón de instrumentos 120. El cuerpo 116 puede incluir un accionador de control 130 que está acoplado mecánicamente al extremo distal del cordón de instrumentos 120 por uno o más alambres de control (no mostrados), que se extienden a través del cordón de instrumentos 120. Los alambres de control pueden desplazarse dentro del canal de instrumentos o dentro de sus propios canales específicos. El accionador de control 130 puede ser una palanca o perilla giratoria, o cualquier otro dispositivo de manipulación para catéter conocido. La manipulación del cordón de instrumentos 120 puede estar asistida por software, por ejemplo, usando un mapa tridimensional virtual ensamblado a partir de imágenes de tomografía computarizada (TC).

- 15 El cable coaxial para suministrar la radiación de microondas al sitio objetivo debería tener pocas pérdidas, tener una sección transversal pequeña y ser flexible. El cable debería tener pocas pérdidas para evitar o reducir el calentamiento durante el tratamiento y para que haya suficiente potencia en el extremo distal para producir la radiación deseada desde la antena.

- 20 Si el cable no se separa del cuerpo mediante el uso de un dispositivo de exploración sellado, catéter u otra funda protectora, entonces el cable debe estar hecho o recubierto con un material biológicamente inerte para evitar interacciones no deseadas con el cuerpo.

- 25 Un tipo de cable preferido es un cable coaxial que está formado por un conductor interno rodeado axialmente por una vaina dieléctrica que, a su vez, está axialmente rodeada por un conductor externo. La porción radiante en una antena producida a partir de dicho cable puede estar formada por una sección de conductor interno y funda dieléctrica que sobresale desde el extremo del conductor extremo del cable coaxial.

- 30 En una realización, el conductor externo del cable coaxial puede ser lo más grueso físicamente posible para aumentar su masa térmica y su capacidad calorífica. De esta manera, todo o la mayor parte del calor generado en el cable debido al transporte de energía de microondas puede mantenerse dentro de la estructura del cable en lugar de, por ejemplo, filtrarse dentro del paciente. En una realización, el conductor externo puede tener un espesor de 0,5 mm.

- 35 La invención busca proporcionar también una antena con un patrón de radiación bien definido. Es deseable que un médico pueda seleccionar un instrumento para el tratamiento de un área específica de tejido, de modo que se maximice la radiación del tejido objetivo y se minimice la radiación del tejido sano. Por ejemplo, en algunas circunstancias puede ser deseable producir un patrón de radiación generalmente esféricamente simétrico con una distribución de absorción de potencia sustancialmente uniforme, de modo que el médico pueda controlar más fácilmente la cantidad de radiación recibida por un área de tejido.

- 40 También es preferible que el instrumento pueda manejarse junto con otros instrumentos para permitir que los médicos reciban información desde el sitio objetivo. Por ejemplo, un dispositivo de exploración puede ayudar a dirigir los instrumentos alrededor de obstáculos dentro del cuerpo de un paciente. Otros instrumentos pueden incluir un termómetro o una cámara.

- 45 En la siguiente descripción, a menos que se indique lo contrario, la longitud de un componente se refiere a su dimensión en la dirección paralela al eje longitudinal del cable coaxial.

- 50 La figura 8 es una vista en sección transversal del extremo distal de un instrumento electroquirúrgico 200 que es una realización de la invención. El instrumento electroquirúrgico 200 puede incluir el conjunto distal 118 de la figura 7 o el instrumento 420 de la figura 1. Por lo tanto, el instrumento electroquirúrgico 200 puede usarse para suministrar energía de microondas y/o energía de RF al tejido biológico para el tratamiento del tejido. También, el instrumento 200 incluye un transductor ultrasónico magnetostrictivo para convertir una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) en vibraciones ultrasónicas en tejido biológico para el tratamiento del tejido. El instrumento electroquirúrgico 200 comprende un cable coaxial 202 que está conectado en su extremo proximal a un generador electroquirúrgico (por ejemplo, el generador 400 de la figura 1 o el generador 102 de la figura 7) para transportar energía de microondas. El cable coaxial 202 comprende un conductor interno 206, que está separado de un conductor externo 208 por un primer material dieléctrico 210. El cable coaxial 202 pierde preferentemente poca energía de microondas. Puede proporcionarse un estrangulador (no mostrado) en el cable coaxial para inhibir la propagación de retorno de energía de microondas reflejada desde el extremo distal y, por lo tanto, limitar el calentamiento hacia atrás a lo largo del dispositivo.

- 60 El dispositivo puede incluir un sensor de temperatura en el extremo distal. Por ejemplo, en la figura 8, un termopar 230 está montado en el conductor externo para transmitir una señal de regreso hacia el extremo proximal, que indica la temperatura en el extremo distal del instrumento.

- 65 Se pueden usar otras técnicas para la monitorización de temperatura. Por ejemplo, una o más estructuras micromecánicas, cuya configuración física es sensible a la temperatura, pueden montarse en la parte distal del

dispositivo, por ejemplo, en o sobre la funda externa que se analiza más adelante. Estas estructuras pueden interactuar con una fibra óptica, por lo que los cambios en una señal reflejada, causados por el movimiento de la estructura, pueden indicar cambios de temperatura.

5 El cable coaxial 202 termina en su extremo distal con una sección de punta radiante 204. En esta realización, la sección de punta radiante 204 comprende una sección conductora distal 212 del conductor interno 206, que se extiende más allá de un extremo distal 209 del conductor extremo 208. La sección conductora distal 212 está rodeada en su extremo distal por una punta dieléctrica 214 formada a partir de un segundo material dieléctrico, que es diferente del primer material dieléctrico 210. La longitud de la punta dieléctrica 214 es más corta que la longitud de la sección conductora distal 212. Un manguito dieléctrico intermedio 216 rodea la sección conductora distal 212 entre el extremo distal del cable coaxial 202 y el extremo proximal de la punta dieléctrica 214. El manguito dieléctrico intermedio 216 está formado por un tercer material dieléctrico, que es diferente del segundo material dieléctrico pero que puede ser igual que el primer material dieléctrico 210.

15 En esta realización, el cable coaxial 202 y la sección de punta radiante 204 tienen una funda externa 218 formada sobre sus superficies más externas. La funda externa 218 puede estar formada por un material biocompatible. La funda externa 218 tiene un grosor lo suficientemente pequeño como para asegurar que no interfiere significativamente con la energía de microondas radiada por la sección de punta radiante 204 (es decir, el patrón de radiación y la pérdida de retorno). En una realización, la funda está fabricada de PTFE, aunque también son apropiados otros materiales. El espesor de la pared de la funda se selecciona para soportar tensiones de ruptura iguales o superiores a 200 kV/m.

La finalidad de la punta dieléctrica 214 es alterar la forma de la energía irradiada. El segundo material dieléctrico se selecciona para reducir la longitud de onda de la energía de microondas, lo que da como resultado que la energía irradiada exhiba un patrón de radiación más esférico. Para hacer esto, el segundo material dieléctrico tiene preferentemente una constante dieléctrica grande (permitividad relativa ϵ_r). La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico se elige preferentemente para permitir que la longitud de la punta dieléctrica 214 se minimice mientras sigue constituyendo una porción no despreciable de una longitud de onda de la energía de microondas cuando se propaga a través del segundo material dieléctrico. Es deseable que la punta dieléctrica 214 sea lo más corta posible para mantener la flexibilidad en el dispositivo, especialmente si el segundo material dieléctrico es rígido. En una realización, la punta dieléctrica 214 puede tener una longitud igual o inferior a 2 mm. La constante dieléctrica del segundo material dieléctrico puede ser mayor que 80 y preferentemente es de 100 o mayor a la frecuencia de la energía de microondas. El segundo material dieléctrico puede ser TiO_2 (dióxido de titanio).

La longitud de onda de la radiación en un material se acorta a medida que aumenta la constante dieléctrica del material. Por lo tanto, una punta dieléctrica 214 con una constante dieléctrica mayor tendrá un efecto mayor sobre el patrón de radiación. Cuanto mayor sea la constante dieléctrica, más pequeña puede ser la punta dieléctrica 214 sin dejar de tener un efecto sustancial sobre la forma del patrón de radiación. El uso de una punta dieléctrica 214 con una gran constante dieléctrica permite reducir el tamaño de la antena y mantener la flexibilidad del instrumento. Por ejemplo, la constante dieléctrica en TiO_2 es de aproximadamente 100. La longitud de onda de la radiación de microondas con una frecuencia de 5,8 GHz es de aproximadamente 6 mm en TiO_2 en comparación con aproximadamente 36 mm en PTFE (que puede ser el material utilizado para el primer y/o tercer material dieléctrico). En esta disposición se puede producir un efecto notable sobre la forma del patrón de radiación con una punta dieléctrica 214 de aproximadamente 1 mm. Como la punta dieléctrica 214 es corta, puede fabricarse con un material rígido manteniendo la flexibilidad de la antena en su conjunto.

La punta dieléctrica 214 puede tener cualquier forma distal adecuada. En la figura 8 tiene forma de cúpula, pero esto no es necesariamente esencial. Por ejemplo, puede ser cilíndrica, cónica, etc. Sin embargo, puede preferirse una forma de cúpula suave porque aumenta la movilidad de la antena cuando se maniobra a través de pequeños canales (por ejemplo, dentro de los vasos sanguíneos). La punta dieléctrica 214 puede estar recubierta con un material antiadherente tal como parileno C o parileno D, o PTFE para impedir que el tejido se adhiera al instrumento. De esta manera se puede recubrir todo el instrumento.

Las propiedades del manguito dieléctrico intermedio 216 se eligen preferentemente (por ejemplo, mediante simulación o similar) de manera que la sección de punta radiante 204 forme un transformador de impedancia de cuarto de onda para adaptar la impedancia de entrada del generador en una carga de tejido biológico en contacto con la sección de punta radiante 204.

Durante el tratamiento, el tejido circundante absorbe la energía irradiada. El volumen de tejido hacia el que se suministra la energía depende de la frecuencia de la energía de microondas.

Como se ve en la figura 8, la porción de punta radiante 204 incluye un transductor magnetoestrictivo 240 que está acoplado al conductor interno 206 (por ejemplo, directamente o a través de la sección conductora distal 212) mediante un primer conector 242 y que está acoplado al conductor externo 208 mediante un segundo conector 244. En la realización de la figura 8, el transductor 240 está encerrado (por ejemplo, parcial o completamente) en el manguito dieléctrico intermedio 216; sin embargo, debe entenderse que, en cambio, el transductor 240 puede situarse en una superficie interna o externa del manguito dieléctrico intermedio 216. Además, como alternativa, el transductor 240

puede situarse en otro lugar de la porción de punta radiante, por ejemplo, en o sobre la punta radiante 214. En una realización, el transductor 240 tiene una construcción igual o similar a la del transductor 800 de la figura 6A.

Durante el uso, se puede introducir una señal (por ejemplo, corriente) eléctrica para accionar el transductor 240 en el cable coaxial 202 en su extremo proximal (por ejemplo, mediante el generador 102 o el generador 400). Como se ha descrito anteriormente con referencia a las figuras 1 a 5, la señal eléctrica puede oscilar a una frecuencia de ultrasonido. Al recibir esta señal eléctrica, la bobina del transductor 240 induce un campo magnético oscilante alrededor del elemento magnetostrictivo del transductor 240 de manera que el efecto magnetostrictivo hace que el elemento magnetostrictivo se expanda y contraiga rápidamente a la frecuencia ultrasónica generando así vibraciones ultrasónicas. Dado que el transductor 240 está acoplado a la porción de punta radiante 204, estas vibraciones ultrasónicas viajan hacia la porción de punta radiante y a continuación se irradian fuera del instrumento 200 y hacia el tejido biológico circundante. Las vibraciones producen fricción mecánica que genera energía térmica, lo que da como resultado un calentamiento extracelular seguido posteriormente por un calentamiento intracelular. De esta manera, las vibraciones ultrasónicas se pueden usar para tratar (por ejemplo, cortar o coagular) el tejido biológico.

A continuación se describirá una realización adicional de un instrumento electroquirúrgico con referencia a las figuras 9 a 12B, en donde el instrumento comprende un dispositivo sellador de vasos electroquirúrgico capaz de suministrar energía de microondas, energía de RF y vibraciones ultrasónicas para sellar vasos sanguíneos. El sellador de vasos electroquirúrgico puede incluir el conjunto distal 118 de la figura 7, o el instrumento 420 de la figura 1. El sellador de vasos electroquirúrgico se puede usar en cirugía abierta, pero puede encontrar un uso particular en procedimientos en los que hay acceso restringido al sitio de tratamiento. Por ejemplo, el sellador de vasos electroquirúrgico puede adaptarse para encajar dentro del canal de instrumentos de un dispositivo de exploración quirúrgica, es decir, un laparoscopio, endoscopio o similar, como se ha descrito anteriormente con referencia al dispositivo de exploración de la figura 7.

La figura 9 es una vista esquemática en perspectiva de un conjunto de extremo distal 300 de un instrumento electroquirúrgico que es una realización de la invención. El conjunto de extremo distal 300 está conectado a un eje de instrumento 302 que está dimensionado para encajar dentro del canal de instrumentos de un laparoscopio u otro dispositivo de exploración quirúrgica. El eje de instrumento 302 comprende una funda tubular que transporta un cable coaxial para transportar energía EM (por ejemplo, de microondas y/o RF) al conjunto de extremo distal junto con varios alambres o barras de control que están dispuestos para controlar la manipulación física del conjunto de extremo distal, como se analiza a continuación.

En este ejemplo, el conjunto de extremo distal 300 comprende un par de mordazas 308, 310. Las mordazas 308, 310 están acopladas operativamente a un collar 304 que está montado en un extremo distal del eje de instrumento 302. En este ejemplo, el par de mordazas 308, 310 comprende una mordaza móvil 308 que pivota alrededor de un pasador que se extiende lateralmente 306 en el collar 304 para permitir que se abra y cierre un espacio entre las superficies internas opuestas de las mordazas 308, 310. Aunque solo hay una mordaza móvil en este ejemplo, en otras realizaciones, ambas mordazas pueden estar dispuestas para pivotar con respecto al collar 304. El collar 304 puede disponerse para asegurar que las mordazas permanezcan alineadas lateralmente mientras se mueven juntas.

En el ejemplo mostrado en la figura 9, el par de mordazas 308, 310 comprende una mordaza estática 310 que tiene una estructura de suministro de energía 312 en su superficie superior, es decir, la superficie que se opone a una superficie correspondiente en la mordaza móvil 308. Durante el uso, el conjunto de extremo distal 308 está destinado a sujetar tejidos biológicos (y en particular un vaso sanguíneo) entre el par de mordazas 308, 310. El par de mordazas 308, 310 están dispuestas para aplicar presión al tejido biológico entre las superficies opuestas y suministrar energía (preferentemente energía electromagnética de microondas) al tejido desde la estructura de suministro de energía 312.

En esta realización, la estructura de suministro de energía está presente solo en la mordaza estática 310. Sin embargo, en otras disposiciones, puede haber una estructura de suministro de energía en ambas mordazas, o solo en una única mordaza móvil.

En este ejemplo, la estructura de suministro de energía 312 comprende una antena de microtira coplanar fabricada en la superficie superior de la mordaza de estado 310. La antena de microtira coplanar comprende un sustrato 320 hecho de material dieléctrico no conductor, por ejemplo, cerámica o similar. El sustrato dieléctrico 320 tiene una capa conductora fabricada en su lado inferior (no visible en la figura 9). En su superficie superior (es decir, la superficie opuesta al lado inferior) el sustrato dieléctrico 320 tiene una primera región conductora en forma de un electrodo de dedo 314 que se extiende longitudinalmente dispuesto centralmente sobre el mismo. Una segunda región 316 conductora en forma de U está dispuesta en la superficie superior del sustrato dieléctrico 320 alrededor del electrodo de dedo 314 con un espacio de dieléctrico 315 expuesto que separa el electrodo de dedo 314 de la región en forma de U 316. Se forma una pluralidad de orificios pasantes 318, por ejemplo, mecanizados, a través de la región en forma de U 316 y el sustrato dieléctrico 315. Los orificios pasantes 318 están llenos de material conductor para conectar eléctricamente la capa conductora en la parte inferior del sustrato dieléctrico 320 con la región conductora en forma de U 316. El electrodo de dedo 314 tiene una almohadilla de contacto 317 en un extremo proximal del mismo. El conductor interno del cable coaxial transportado por el eje de instrumento 302 está eléctricamente acoplado a la almohadilla de contacto 317, por ejemplo, extendiéndose desde el eje de instrumento 302 para contactar físicamente

con la almohadilla de contacto 317. El electrodo de dedo 314 proporciona una región activa para la antena de microtira coplanar. La capa conductora en el lado inferior del sustrato dieléctrico 320 está conectada eléctricamente a un conductor externo del cable coaxial transportado por el eje de instrumento 302. Junto con la comunicación conductiva a través de los orificios pasantes 318, la región conductora 310 en forma de U forma un electrodo a tierra para la antena de microtira coplanar.

La configuración de la antena de microtira coplanar mostrada en la figura 9 es particularmente ventajosa porque confina el campo emitido dentro de la región definida por el par de mordazas 308, 310. Como se analiza a continuación, se suministra muy poca energía a una región fuera del par de superficies opuestas. Es más, disponiendo la región conductora en forma de U 316 para que se extienda alrededor de un extremo distal del electrodo de dedo 314, la estructura de antena de microtira coplanar puede evitar que la energía se escape en la dirección longitudinal distal al conjunto 300.

Las capas conductoras mencionadas anteriormente pueden estar hechas de cualquier material conductor adecuado. Se prefieren la plata y el oro debido a su alta conductividad y biocompatibilidad. También se puede utilizar cobre, aunque preferentemente se recubre con plata u oro en las regiones que es probable que entren en contacto con tejido biológico.

La estructura de antena de microtira coplanar puede fabricarse independientemente de la mordaza estática 310, por ejemplo, utilizando técnicas de deposición de película fina. Esta construcción de la antena de microtira coplanar asegura dos características de rendimiento importantes. En primer lugar, asegura que la energía proyectada aplicada al tejido biológico del vaso sujeto se enfoca internamente dentro del agarre de las mordazas del instrumento. Esto proporciona un efecto de suministro de energía localizado, por lo que la energía aplicada se distribuye eficientemente a una región de tejido deseada.

Es más, el uso de capas conductoras de película fina significa que la masa térmica de las líneas conductoras es mínima. En combinación con la barrera térmica efectiva proporcionada por el sustrato dieléctrico 320, esto significa que cualquier calor residual dentro de las líneas conductoras se disipa rápidamente. El efecto se puede mejorar aún más proporcionando una capa en la superficie opuesta a la antena de microtira coplanar que actúa también como una barrera térmica. En las realizaciones mostradas en la figura 9, la mordaza móvil 308 tiene una capa de material 322 elásticamente deformable formada en su superficie interior. La capa 322 puede formarse a partir de caucho de silicona u otro material polimérico compatible que pueda soportar las temperaturas que se producen durante el tratamiento y que sea biocompatible. Pueden fabricarse a partir de un polímero termoplástico elastomérico, por ejemplo. Esta capa ayuda al suministro eficiente de energía al tejido biológico sujeto, pero también facilita la retención del tejido biológico dentro de las mordazas.

Como alternativa o adicionalmente, se puede aplicar un recubrimiento a la superficie de la propia antena de microtira coplanar. Este puede ser un recubrimiento aplicado solo a las regiones conductoras, por ejemplo, para minimizar la adherencia del tejido. En realizaciones dispuestas para suministrar energía de microondas, puede que no sea necesario que las superficies internas de las mordazas puedan dirigir el contacto conductor eléctrico con el tejido. Por consiguiente, el recubrimiento puede ser un material polimérico fino a alta temperatura, por ejemplo, aplicado en toda la cara de la antena. El material específico puede elegirse para que presente una gran pérdida y parezca transparente a la energía de microondas.

El recubrimiento puede adaptarse a la forma de las mordazas. Puede comprender un material de pasivación a base de silicona similar al utilizado como recubrimiento protector en placas de circuito impreso. Otros ejemplos incluyen poliimida, materiales tipo PTFE o FEP.

Como se muestra en la figura 9, la capa 322 tiene una pluralidad de estrías moldeadas en la misma. Por lo tanto, presenta una superficie texturizada o dentada con la que entrar en contacto con el tejido biológico. Puede proporcionarse un agarre similar con estrías o textura alrededor de la periferia de la antena de microtira coplanar. Como se ha mencionado anteriormente, estas superficies texturizadas pueden ayudar a la liberación de gas durante la operación de sellado del vaso.

La antena de microtira coplanar tiene un tamaño adecuado para recibir y sellar vasos biológicos. Por ejemplo, la antena de microtira coplanar puede disponerse para proporcionar un área de tratamiento eficiente que tenga una anchura (es decir, una dimensión que se extiende lateralmente con respecto al eje del cable coaxial) de 2 a 5 mm y una longitud (a lo largo del eje del dispositivo) de 15 a 26 mm.

El funcionamiento del instrumento 300 puede controlarse mediante un mecanismo de actuación (por ejemplo, el disparador 110 de la figura 7), que puede adoptar la forma de un mango de tipo tijera, deslizadera, dial giratorio, nivel, disparador o similar. El mecanismo de actuación se puede acoplar operativamente al instrumento 300 mediante uno o más cables de control que se extienden a lo largo del eje de instrumento 302, por ejemplo, dentro del canal de instrumentos de un dispositivo de exploración. En un ejemplo, el mecanismo de actuación puede incluir un limitador de fuerza dispuesto para limitar la fuerza máxima de actuación que se puede suministrar al instrumento. Limitar la fuerza máxima de actuación puede ayudar a prevenir daños a los componentes delicados del instrumento 300 y puede

asegurar que la fuerza aplicada al tejido permanezca dentro de los parámetros deseados. La fuerza limitada puede comprender un resorte de compresión o un mecanismo de trinquete como parte del mecanismo de actuación. En algunos ejemplos, puede ser deseable variar la fuerza máxima de actuación, por ejemplo, proporcionando un dial o conmutador en la junta de interfaz 106 que ajusta la fuerza máxima de actuación asociada con el mecanismo de actuación.

El par de mordazas puede incluir un separador (no mostrado) que garantiza que las mordazas permanezcan separadas por una distancia mínima independientemente de la fuerza de cierre aplicada por un mecanismo de actuación asociado ubicado en el extremo proximal del eje de instrumento 302. El separador puede ser una proyección física en una o ambas mordazas que se acopla a la superficie interior de la mordaza opuesta.

Es deseable que la presión aplicada por las mordazas al tejido retenido entre ellas sea uniforme en una dirección longitudinal a lo largo de las superficies internas de las mordazas. En un desarrollo de la estructura que se muestra en la figura 9, la mordaza móvil 308 puede comprender una placa de acoplamiento en su superficie interna que es capaz de articularse de nuevo en la mordaza 308 alrededor de un punto de pivote ubicado en un extremo distal de la mordaza 308. Se puede montar un elemento de soporte deformable elásticamente en la mordaza 308 detrás de la placa de acoplamiento para empujarla hacia fuera. Con esta disposición, el tejido de la región entre las mordazas se sujeta entre la superficie interna de la mordaza estática y la placa de acoplamiento de la mordaza móvil. Mientras las mordazas se cierran, la presión aplicada a lo largo de las mordazas se genera mediante una combinación de la acción de giro de las mordazas y la articulación de la placa de acoplamiento. La ubicación del punto de pivote y las propiedades del elemento de soporte deformable elásticamente pueden seleccionarse de modo que la falta de uniformidad en la fuerza aplicada que surge de la ventaja mecánica cambiante a lo largo de las mordazas alejándose del pivote se equilibre por una falta de uniformidad cooperante que surge de articulación de la placa de acoplamiento.

La estructura de suministro de energía 312 descrita con respecto a la figura 9 es una antena de microtira coplanar. La configuración de esa antena puede ser como se muestra en la figura 9, sin embargo, se pueden utilizar estructuras alternativas de radiadores de microondas. Por ejemplo, la superficie superior de la mordaza estática 310 puede estar provista de otras configuraciones de suministro de energía basadas en microtiras, por ejemplo, líneas de microtira serpenteantes o interdigitadas. En otra realización, la estructura de suministro de energía puede ser una antena de onda viajera.

Además de la función de sellado de vasos, el instrumento electroquirúrgico de la presente invención funciona también como divisor de vasos, por ejemplo, para cortar y separar una sección sellada de un vaso sanguíneo. En una realización, el sellador de vasos puede estar provisto de una cuchilla 326 que se monta de forma deslizante con respecto al par de mordazas 308, 310 para cortar el tejido biológico retenido entre las mordazas. En la figura 9, la cuchilla 326 se muestra sobresaliendo en la región entre las mordazas abiertas en la figura 9. Sin embargo, en la práctica, es deseable que el instrumento evite el movimiento hacia delante de la cuchilla hasta que las mordazas estén cerradas y se aplique energía de microondas.

En la realización mostrada en la figura 9, la cuchilla 326 se puede mover en una dirección longitudinal, por ejemplo, a lo largo del eje del dispositivo. Las superficies opuestas de las mordazas 308, 310 contienen respectivos rebajes o ranuras de guía 328, 324 para recibir la cuchilla mientras se desplaza. La ranura de guía 324 en la mordaza estática 310 se forma dentro del electrodo de dedo 314 de forma que se mueve a través del centro del campo aplicado.

En otras realizaciones, la cuchilla puede estar montada dentro de una de las mordazas y dispuesta para moverse lateralmente con respecto a la dirección longitudinal, es decir, extenderse fuera de una de las superficies opuestas en el tejido sujeto. El borde afilado de la cuchilla puede quedar por debajo de la superficie opuesta durante la operación de agarre y sellado del vaso.

En una realización, la funcionalidad de corte de la cuchilla se proporciona o mejora mediante un transductor ultrasónico magnetostrictivo (no visible en la figura 9). El transductor puede tener la misma construcción que el transductor 800 de la figura 6A. La ubicación del transductor puede variar entre realizaciones, pero en términos generales está ubicado hacia un extremo proximal de la cuchilla 326 de modo que cuando el transductor genera vibraciones ultrasónicas, esas vibraciones viajan a lo largo de la cuchilla 326 para permitir o ayudar en la acción de corte de la cuchilla 326. En una realización, el transductor está conectado a una porción de extremo proximal de la cuchilla 326. Cuando la señal de accionamiento eléctrico para el transductor se transmite mediante el cable coaxial en el eje de instrumento 302, el transductor tiene un primer terminal de entrada acoplado a un conductor (por ejemplo, conductor interno) del cable coaxial y un segundo terminal de entrada acoplado al otro conductor (por ejemplo, conductor externo) del cable coaxial. Por ejemplo, primer y segundo conectores (por ejemplo, cables, pistas, cables y conductores) pueden acoplar cada terminal a su respectivo conductor del cable coaxial. De esta manera, una señal eléctrica (por ejemplo, corriente) para accionar el transductor ultrasónico magnetostrictivo puede ser transportada por el cable coaxial y suministrada al transductor en el extremo proximal de la cuchilla 326. Durante la operación, el transductor puede generar vibraciones ultrasónicas que permiten o mejoran una acción de corte de la cuchilla 326. Específicamente, como se ha descrito anteriormente con referencia a las figuras 1 a 5, la señal eléctrica puede oscilar a una frecuencia de ultrasonido. Al recibir esta señal eléctrica, la bobina del transductor induce un campo magnético oscilante alrededor del elemento magnetostrictivo del transductor de manera que el efecto magnetostrictivo hace que el elemento magnetostrictivo

se expanda y contraiga rápidamente a la frecuencia ultrasónica generando así vibraciones ultrasónicas. Puesto que el transductor está acoplado a la cuchilla 326, estas vibraciones ultrasónicas viajan al interior de la cuchilla 326 y a continuación se irradian al tejido que rodea la cuchilla 326. Las vibraciones producen fricción mecánica que genera energía térmica, lo que da como resultado un calentamiento extracelular seguido posteriormente por un calentamiento intracelular. De esta manera, las vibraciones ultrasónicas se pueden usar para tratar (es decir, cortar) el tejido biológico.

El conjunto de extremo distal puede configurarse para realizar funciones además del sellado de vasos. Por ejemplo, el conjunto de extremo distal puede tener una cuchilla de corte de radiofrecuencia (RF) auxiliar montada en una punta distal del mismo. En el ejemplo mostrado en la figura 9, un elemento disector por RF 330 está montado en el extremo distal de la mordaza estática 310. El elemento disector por RF 330 es una estructura bipolar que comprende un electrodo activo montado en un cuerpo saliente y un electrodo de retorno, que se puede fabricar o integrar con la mordaza estática 310 en las proximidades del cuerpo saliente.

La figura 10 muestra el lado inferior del conjunto de extremo distal 300, en el que el elemento disector de RF 330 puede verse con más detalle. El elemento disector por RF 330 se puede utilizar para cortes finos de tejido sin sangre y disección de tejido. En la disposición mostrada en las figuras 9 y 10, el elemento de disector por RF 330 presenta un borde de ataque que se asienta sobre el extremo distal de la mordaza estática 310. Esta posición puede permitir que se realice la disección tanto lateral como en un extremo. En escenarios de tratamiento de campo seco (es decir, en ausencia de solución salina u otro fluido eléctricamente conductor) es deseable que el electrodo de retorno esté muy cerca del electrodo activo que está en el elemento disector por RF 330. La relación de las áreas de electrodos en contacto con el tejido expuesto es importante también para asegurar que el flujo de corriente se produzca en la forma deseada de forma que haga que se produzca la máxima densidad de corriente en el borde de ataque del elemento disector por RF 330.

Aunque el elemento disector por RF 330 se muestra en el extremo distal de la mordaza estática en las figuras 9 y 10, se puede montar en una variedad de orientaciones o ubicaciones en el conjunto de extremo distal, por ejemplo, verticalmente, horizontalmente, en un ángulo, en un lado y en cada mordaza.

El par de mordazas puede tener cualquier forma adecuada. Por ejemplo, las mordazas pueden estrecharse a lo largo de su longitud hacia la punta distal, o pueden doblarse o engancharse si se desea para cualquier escenario de tratamiento particular.

La apertura y el cierre de las mordazas 308, 310 pueden controlarse mediante un mecanismo de actuación que puede operar un usuario en un mango externo del dispositivo de exploración quirúrgica, es decir, en un extremo proximal del eje de instrumento 302 (por ejemplo, el disparador 110 de la junta de interfaz 106). El mecanismo de actuación puede incluir un dispositivo de control de presión dispuesto para permitir que un usuario controle el cierre del par de mordazas basándose en una cantidad de presión aplicada al tejido biológico que se captura entre las mordazas. En un ejemplo, un usuario puede seleccionar una presión de cierre deseada (por ejemplo, máxima) para las mordazas, y el mecanismo de actuación puede disponerse para inhibir el movimiento adicional de las mordazas una hacia la otra una vez que se alcanza la presión deseada.

Como se ha mencionado anteriormente, en algunas realizaciones, ambas mordazas pueden estar activas en el sentido de que están conectadas eléctricamente a un cable coaxial dentro del eje de instrumento. En un ejemplo, el par de mordazas comprende diferentes elementos de un solo dispositivo de suministro de energía de microondas. Por ejemplo, una de las mordazas puede comprender un electrodo a tierra y la otra puede comprender un electrodo activo para una estructura de antena. En otro ejemplo, cada mordaza puede comprender su propia estructura de suministro de energía de microondas independiente, por ejemplo, correspondiente a la antena de microtira coplanar descrita anteriormente.

Si ambas mordazas están activas, pueden alimentarse desde una línea de transmisión coaxial común dentro del eje de instrumento proporcionando un divisor de potencia de microondas o un divisor en el extremo distal de la línea de transmisión coaxial, por ejemplo, en el extremo distal del eje de instrumento o dentro del collar 304. El divisor de potencia de microondas puede implementarse de cualquier forma conocida. Por ejemplo, el divisor de potencia podría implementarse como un divisor de potencia Wilkinson, como transformadores de impedancia de dos cuartos de longitud de onda (o un múltiplo impar de los mismos) o como una disposición de balun de media longitud de onda, en el que el extremo distal de la línea coaxial forma una alimentación desequilibrada que se introduce en la primera mordaza, y en el que la segunda mordaza se alimenta desde un punto que está a la mitad de una longitud de onda eléctrica de la alimentación. Como alternativa, el divisor de potencia se puede implementar como transformadores de impedancia de longitud de onda de media longitud de onda eléctrica que se fabrican con materiales de sustrato flexible, que pueden flexionarse para permitir el movimiento de una o ambas mordazas.

En disposiciones en las que el conjunto de extremo distal también incluye un dispositivo auxiliar para suministrar energía de RF, el instrumento puede estar dispuesto para recibir la energía de RF para el dispositivo auxiliar y la energía de microondas para la suministra desde las mordazas a lo largo de una vía de suministro de energía común, que puede ser una línea de transmisión coaxial dentro del eje de instrumento. En un ejemplo, la energía de RF puede

suministrarse a 400 kHz, mientras que la energía de microondas puede suministrarse a 5,8 GHz. Para evitar que la energía de microondas entre en el dispositivo auxiliar, puede montarse un componente de filtrado o bloqueo inductivo dentro del conjunto de extremo distal. El bloque inductivo puede ser un inductor bobinado, que permite que la energía de RF pase mediante el uso de efectos parásitos, pero bloquea la energía de microondas. Como alternativa, el bloque inductivo puede estar provisto por uno o más ramales abiertos de un cuarto de longitud de onda ubicados a intervalos de media longitud de onda a lo largo de una línea de transmisión entre el cable coaxial y el dispositivo de RF auxiliar. Para evitar que la energía de RF entre en la estructura de suministro de energía de microondas en las mordazas, se puede montar un bloque capacitivo o elemento de filtro entre el cable coaxial y la estructura de suministro de energía de microondas. El elemento de filtro capacitivo puede ser un condensador de placas paralelas que opera a frecuencias de microondas, o una cavidad de guía de ondas o una línea de microtira acoplada en la que un dieléctrico aislante rompe la trayectoria conductora de forma que bloquea el flujo de energía de RF.

Se pueden usar bloques o filtros similares en el generador para evitar que la energía de RF entre en la fuente de microondas y la energía de microondas entre en la fuente de RF. Por ejemplo, se pueden proporcionar uno o más estranguladores para evitar que la energía de microondas irradie hacia la fuente de RF.

En el ejemplo anterior, la energía de RF y microondas se transporta a lo largo del eje del instrumento mediante una línea de transmisión coaxial común. En otros ejemplos, la separación de la energía de RF y microondas puede ocurrir antes de que se suministren al eje de instrumento. En esta disposición, se proporcionan estructuras de transporte de energía separadas para la energía de RF y la energía de microondas, respectivamente. Por ejemplo, la energía de RF puede ser transportada por un par de alambres trenzados o dos conjuntos de alambres aislados montados en paralelo, mientras que la energía de microondas es transportada por una línea de transmisión coaxial adecuada. La energía para el transductor ultrasónico se puede suministrar de manera similar, por ejemplo, en un cable coaxial con energía EM de microondas (y energía EM de RF), o por separado del cable coaxial en un par de alambres trenzados (por ejemplo, por separado o con energía EM de RF).

La figura 11 muestra una vista del lado inferior del conjunto de extremo distal cuando las mordazas 308, 310 están cerradas. Ésta es una configuración en la que el instrumento puede introducirse en un canal de instrumentos de un laparoscopia.

Las figuras 12A y 12B muestran con más detalle un primer ejemplo de una antena de microtira coplanar que puede usarse como una estructura de suministro de energía 312 en una realización de la invención. La antena de microtira coplanar comprende un sustrato dieléctrico 320 que tiene una capa a tierra conductora 336 en su superficie inferior (véase la figura 12B) y un par de líneas conductoras 314, 316 en su superficie superior. La capa a tierra 336 y las líneas conductoras 314, 316 pueden formarse sobre el sustrato usando cualquier técnica adecuada, por ejemplo, metalización, deposición de película fina y modelado (grabado), etc.

Como se ha analizado anteriormente, el par de líneas conductoras 314, 316 en este ejemplo comprende un electrodo de dedo 314 que está rodeado a lo largo de su longitud y alrededor de su extremo distal por una región conductora en forma de U 316. La región conductora en forma de U 316 está conectada eléctricamente a la capa a tierra 336 a través de orificios pasantes 318, 338 que están llenos de material conductor para proporcionar una conexión eléctrica. El electrodo de dedo 314 y la región conductora en forma de U 316 están separados por un espacio 315 a través del que se concentra el campo de microondas durante su uso. El conductor a tierra 336 está en comunicación eléctrica con un conductor exterior de una línea de alimentación coaxial, mientras que el electrodo de dedo 314 está conectado eléctricamente a un conductor interno de la línea de alimentación coaxial.

En una variante de la realización de las figuras 9 a 12B, la cuchilla 326 o el mecanismo de cuchilla pueden no incluir un transductor ultrasónico magnetostrictivo y, en cambio, la cuchilla 326 puede proporcionar un corte "en frío" y comprender una estructura afilada de tipo bisturí, hecha de acero u otro material duro. Sin embargo, la funcionalidad de corte podría proporcionarse o mejorarse adicionalmente o como alternativa mediante medios térmicos distintos de la vibración ultrasónica, por ejemplo, una estructura de suministro de energía de radiofrecuencia (RF) monopolar o bipolar. Una disposición para suministrar potencia auxiliar por el eje del instrumento, por ejemplo, para una cuchilla de corte de RF, se analiza anteriormente. En tales casos, el transductor ultrasónico magnetostrictivo puede estar ubicado en otra parte del conjunto de punta distal. A continuación se describirán tres realizaciones diferentes.

En primer lugar, el transductor ultrasónico magnetostrictivo puede estar ubicado en o sobre una de las mordazas. Cuando el transductor está "en" una de las mordazas, el transductor puede estar completamente dentro del volumen de la mordaza, y cuando el transductor está "sobre" una de las mordazas, el transductor puede estar sobre una superficie de la mordaza y, posiblemente, parcialmente dentro del volumen de la mordaza. En este sentido, cuando el transductor genera vibraciones ultrasónicas, toda la mordaza vibra para ayudar a tratar (por ejemplo, dividir) el tejido situado entre las mordazas. En el caso en el que la mordaza 308 no incluya una estructura de suministro de microondas o RF, la mordaza 308 puede contener el transductor encerrado (parcial o completamente) dentro de su volumen. En este sentido, la mordaza 310 puede funcionar para suministrar energía EM de microondas al tejido situado entre las mordazas, y la mordaza 308 puede funcionar para suministrar vibraciones ultrasónicas al tejido situado entre las mordazas. Debe entenderse, que en esta realización el transductor está acoplado eléctricamente a la estructura (por ejemplo, cable coaxial, par de cables trenzados) para transportar la señal de accionamiento eléctrico del transductor

a través del eje de instrumento 302.

En segundo lugar, en otra realización en la que una de las mordazas incluye el transductor ultrasónico magnetostrictivo para suministrar energía ultrasónica para realizar el corte, el transductor puede montarse en un miembro deslizante independientemente que puede extenderse y retraerse longitudinalmente con respecto al eje de instrumento 302. Esto puede ayudar a mejorar la visibilidad del tratamiento fino utilizando el transductor, puesto que puede extenderse en el campo de visión del dispositivo de exploración quirúrgica independientemente del resto del conjunto de extremo distal 300. En una realización, el miembro independientemente deslizable puede ser la mordaza estática 310, que se puede dislocar del collar 304 para permitir que se deslice longitudinalmente. La mordaza estática puede retraerse de forma proximal alejándose de su ubicación articulada normal o puede extenderse distalmente alejándose de su ubicación articulada normal. En el último caso, el transductor puede estar ubicado sobre la mordaza estática, de forma que se pueda mover a la posición más distal. En el primer escenario, el transductor puede ubicarse sobre la mordaza opuesta de modo que ocupe una posición más distal que tenga buena visibilidad cuando la mordaza estática está retraída.

En tercer lugar, en una realización adicional, una única mordaza (por ejemplo, la mordaza 310) puede suministrar tanto energía EM de microondas como vibraciones ultrasónicas al tejido situado entre las mordazas. Por ejemplo, considerando la estructura de antena de microondas coplanar de las figuras 12A y 12B, se pueden situar uno o más transductores ultrasónicos magnetostrictivos dentro de la estructura de microondas coplanar, por ejemplo, entre la tira conductora activa y la tira conductora a tierra. Por ejemplo, uno o más transductores pueden estar dispuestos entre el electrodo de dedo 314 y el electrodo en forma de U 316. Dado que el espacio es restringido en esta ubicación, puede ser necesario incluir múltiples transductores porque el tamaño máximo para cada transductor individual puede ser más pequeño en comparación con las realizaciones mencionadas anteriormente en las que el transductor está situado en el extremo proximal de la cuchilla 326 o en/sobre una de las mordazas. Por lo tanto, la magnitud combinada de las vibraciones ultrasónicas generadas por múltiples transductores más pequeños situados entre los electrodos 314 y 316 puede ser comparable a la magnitud de las vibraciones ultrasónicas generadas por un único transductor más grande situado en el extremo proximal de la cuchilla 326 o en/sobre una de las mordazas. Asimismo, cada transductor situado entre los electrodos 314 y 316 puede estar ubicado en o cerca de una superficie superior del sustrato dieléctrico 320 de modo que la fuente de las vibraciones ultrasónicas esté lo más cerca posible del tejido que se está tratando, para minimizar la atenuación de las vibraciones antes de que lleguen al tejido. En una realización, dos, tres, cinco, diez o más transductores pueden situarse entre los electrodos 314 y 316. En la figura 13 se muestra una realización con ocho de dichos transductores 350a-h. Aunque las líneas de conexión no son visibles en la figura 13, debe entenderse que cada transductor está acoplado eléctricamente a la estructura para transmitir la señal de accionamiento eléctrico del transductor a través del eje de instrumento 302 (por ejemplo, cable coaxial, par de alambres trenzados). Por ejemplo, cada transductor 350a-h puede tener un primer terminal acoplado a la capa a tierra 336 (por ejemplo, a través del electrodo 316) y un segundo terminal acoplado al electrodo 314. También, cada transductor 350a-h puede ser accionado por las mismas señales de accionamiento eléctricas o por señales separadas.

En la descripción mencionada anteriormente con respecto a las figuras 8 a 13, se han descrito diversas realizaciones en las que uno o más transductores ultrasónicos magnetostrictivos se sitúan en un conjunto de extremo distal de un instrumento electroquirúrgico. Sin embargo, en una realización adicional, el conjunto de extremo distal puede no incluir ningún transductor ultrasónico magnetostrictivo y, en cambio, el eje de instrumento (por ejemplo, un extremo distal) puede incluir uno o más transductores ultrasónicos magnetostrictivos. De esta manera, el o cada transductor se puede acoplar fácilmente a la estructura dentro del eje que transporta la señal eléctrica para accionar el o cada transductor. También, las vibraciones ultrasónicas generadas por el o cada transductor se generan en el extremo distal del eje y pueden viajar a través del conjunto de extremo distal del instrumento para alcanzar el tejido biológico para el tratamiento del tejido. Una ventaja de esta disposición es que puede ser más fácil encontrar un espacio adecuado para alojar el transductor y proporcionar conexiones entre el eje y el transductor.

Las características divulgadas en la descripción anterior, o en las siguientes reivindicaciones, o en los dibujos adjuntos, expresadas en sus formas específicas o en términos de un medio para realizar la función divulgada, o un método o proceso para obtener los resultados divulgados, según sea apropiado, pueden, por separado, o en cualquier combinación de tales características, utilizarse para realizar la invención en diversas formas de la misma.

Si bien la invención se describe junto con las realizaciones a modo de ejemplo descritas anteriormente, muchas modificaciones y variaciones equivalentes serán evidentes para los expertos en la materia cuando se les proporcione esta divulgación. Por consiguiente, los ejemplos de realizaciones de la invención expuestos anteriormente se consideran ilustrativos y no limitantes. Se pueden realizar diversos cambios en las realizaciones descritas sin apartarse del alcance de la invención.

Para evitar cualquier duda, cualquier explicación teórica proporcionada en este documento se proporciona con el fin de mejorar la comprensión del lector. Los inventores no desean verse limitados por ninguna de estas explicaciones teóricas.

A lo largo de esta memoria descriptiva, incluidas las reivindicaciones que siguen, salvo que el contexto requiera lo contrario, los términos "tener", "comprender" e "incluir", y variaciones, tales como "tiene", "comprende", "que

comprende" e "incluido" se entenderá que implican la inclusión de un número entero o etapa o grupo de números enteros o etapas establecidos, pero no la exclusión de cualquier otro número entero o etapa o grupo de números enteros o etapas.

- 5 Cabe señalar que, tal como se utilizan en la memoria descriptiva y en las reivindicaciones adjuntas, las formas en singular "un/una", "uno/a", y "el/la" incluyen los referentes a los plurales a menos que el contexto indique claramente lo contrario. En el presente documento, los intervalos se pueden expresar como desde "aproximadamente" un valor concreto y/o hasta "aproximadamente" otro valor concreto. Cuando se expresa un intervalo de este tipo, otra realización incluye desde el valor concreto y/o hasta el otro valor concreto. De forma similar, cuando los valores se expresan como aproximaciones, mediante el uso del antecedente "aproximadamente", se entenderá que el valor concreto forma otra realización. El término "aproximadamente" en relación con un valor numérico es opcional y significa, por ejemplo, +/- 10 %.

- 10 Los términos "preferido" y "preferentemente" se utilizan en el presente documento para referirse a realizaciones de la invención que pueden proporcionar ciertos beneficios en algunas circunstancias. Cabe advertir, sin embargo, que también se pueden preferir otras realizaciones bajo las mismas o diferentes circunstancias. Por lo tanto, la enumeración de una o más realizaciones preferidas no significa ni implica que otras realizaciones no sean útiles, y no pretende excluir otras realizaciones del alcance de la divulgación o del alcance de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un generador electroquirúrgico que comprende:

- 5 una unidad de suministro de señales electromagnéticas (EM) para generar energía EM;
 una unidad de suministro de señales eléctricas para generar una señal eléctrica para accionar un transductor
 ultrasónico magnetoestrictivo;
 un acceso de salida configurado para poder conectarse a un instrumento electroquirúrgico para suministrar la
 energía EM desde un extremo distal del mismo y para generar vibraciones ultrasónicas usando la señal eléctrica;
 10 y
 una estructura de alimentación para transportar la energía EM desde la unidad de suministro de señales EM al
 acceso de salida, y para transportar la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas al acceso
 de salida, en donde la estructura de alimentación tiene una vía de señal común para transportar la energía EM y
 la señal eléctrica al acceso de salida, en donde
 15 la unidad de suministro de señales eléctricas comprende:
 una primera fuente de alimentación para emitir una primera señal de suministro y una segunda señal de
 suministro;
 una fuente de señales para emitir una primera señal de control y una segunda señal de control;
 20 un primer circuito de conmutación que tiene una entrada de control acoplada a la fuente de señales para recibir
 la primera señal de control, una entrada de suministro acoplada a la primera fuente de alimentación para recibir
 la primera señal de suministro, y una salida, en donde el primer circuito de conmutación puede operarse para
 proporcionar en la salida al menos parte de la señal eléctrica basándose en la primera señal de suministro y la
 primera señal de control;
 25 un segundo circuito de conmutación que tiene una entrada de control acoplada a la fuente de señales para
 recibir la segunda señal de control, una entrada de suministro acoplada a la segunda fuente de alimentación
 para recibir la segunda señal de suministro, y una salida, en donde el segundo circuito de conmutación puede
 operarse para proporcionar en la salida una segunda parte de la señal eléctrica basándose en la segunda señal
 de suministro y la segunda señal de control, y
 30 una vía de señal común acoplada a la salida del primer circuito de conmutación para recibir una primera parte
 de la señal eléctrica, y acoplada a la salida del segundo circuito de conmutación para recibir la segunda parte
 de la señal eléctrica, y para combinar las primera y segunda partes para formar la señal eléctrica.

2. El generador electroquirúrgico de la reivindicación 1, en donde la unidad de suministro de señales EM comprende
 35 un generador de señales de microondas para generar radiación EM de microondas que tiene una primera frecuencia,
 y

- en donde la estructura de alimentación comprende un canal de señales eléctricas para conectar el acceso de salida
 a la unidad de suministro de señales eléctricas, y un canal de microondas para conectar el acceso de salida al
 40 generador de señales de microondas, comprendiendo el canal de señales eléctricas y el canal de microondas vías
 de señal físicamente separadas procedentes de la unidad de suministro de señales eléctricas y del generador de
 señales de microondas, respectivamente,
 en donde la estructura de alimentación incluye un primer circuito combinador que tiene una primera entrada
 conectada para recibir la señal eléctrica procedente del canal de señales eléctricas, una segunda entrada
 45 conectada para recibir la radiación EM de microondas procedente del canal de microondas y una salida en
 comunicación con las primera y segunda entradas para transferir la señal eléctrica y la radiación EM de microondas
 a la vía de señales común.

3. El generador electroquirúrgico de la reivindicación 2, en donde el canal de microondas comprende un primer filtro
 50 dispuesto para permitir el paso de radiación EM de microondas desde el generador de señales de microondas al primer
 circuito combinador, pero impedir el paso de la señal eléctrica desde el primer circuito combinador al generador de
 señales de microondas.

4. El generador electroquirúrgico de la reivindicación 1 o 2, en donde el canal de señales eléctricas comprende un
 55 segundo filtro dispuesto para permitir el paso de la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas
 al primer circuito combinador, pero impedir el paso de la radiación EM de microondas desde el primer circuito
 combinador a la unidad de suministro de señales eléctricas.

5. El generador electroquirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde la unidad de suministro de
 60 señales electromagnéticas comprende:

- un generador de señales de radiofrecuencia (RF) para generar radiación EM de RF que tiene una segunda
 frecuencia que es más baja que la primera frecuencia,
 en donde la estructura de alimentación comprende un canal de RF para conectar el acceso de salida al generador
 65 de señales de RF, comprendiendo el canal de RF y el canal de microondas vías de señales separadas físicamente
 procedentes del generador de señales de RF y del generador de señales de microondas, respectivamente,

en donde la estructura de alimentación incluye un segundo circuito combinador conectado al canal de señales eléctricas y que tiene una primera entrada conectada para recibir la señal eléctrica procedente de la unidad de suministro de señales eléctricas y una segunda entrada conectada para recibir la radiación EM de RF procedente del canal de RF, y una salida en comunicación con las primera y segunda entradas para transferir la radiación EM de RF y la señal eléctrica al primer circuito combinador.

6. El generador electroquirúrgico de la reivindicación 5, en donde el canal de señales eléctricas comprende un tercer filtro dispuesto para permitir el paso de la señal eléctrica desde la unidad de suministro de señales eléctricas al segundo circuito combinador, pero impedir el paso de la radiación EM de RF desde el segundo circuito combinador a la unidad de suministro de señales eléctricas.

7. El generador electroquirúrgico de la reivindicación 5 o 6, en donde el canal de RF comprende un cuarto filtro dispuesto para permitir el paso de la radiación EM de RF desde el generador de señales de RF al segundo circuito combinador, pero impedir el paso de la señal eléctrica desde el segundo circuito combinador al generador de señales de RF.

8. El generador electroquirúrgico de la reivindicación 1, en donde la primera fuente de alimentación comprende un circuito filtrante para bloquear una señal de corriente alterna recibida por la primera fuente de alimentación en su salida.

9. El generador electroquirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en donde el primer circuito de conmutación comprende una fuente de corriente para generar la al menos parte de la señal eléctrica a partir de la primera señal de suministro y de acuerdo con una característica de la primera señal de control.

10. El generador electroquirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en donde el primer circuito de conmutación comprende un acondicionador de señales acoplado a un conmutador, pudiendo operarse el acondicionador de señales para convertir la señal de control en una señal de accionamiento para operar el conmutador.

11. Un aparato electroquirúrgico que comprende:

un instrumento electroquirúrgico para suministrar energía electromagnética (EM) y vibraciones ultrasónicas para tratar tejido biológico, comprendiendo el instrumento electroquirúrgico:

un eje de instrumento dispuesto para transportar energía EM y una señal eléctrica para accionar un transductor ultrasónico magnetostrictivo;

un conjunto de extremo distal dispuesto en un extremo distal del eje de instrumento para recibir la energía EM procedente del eje de instrumento y suministrar la energía EM desde el conjunto de extremo distal para tratamiento del tejido; y

un transductor ultrasónico magnetostrictivo dispuesto para recibir la señal eléctrica procedente del eje de instrumento y generar vibraciones ultrasónicas alrededor del conjunto de extremo distal para tratamiento del tejido, y

un generador electroquirúrgico de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde la salida del generador electroquirúrgico está configurada para poder conectarse a un extremo proximal del eje de instrumento del instrumento electroquirúrgico.

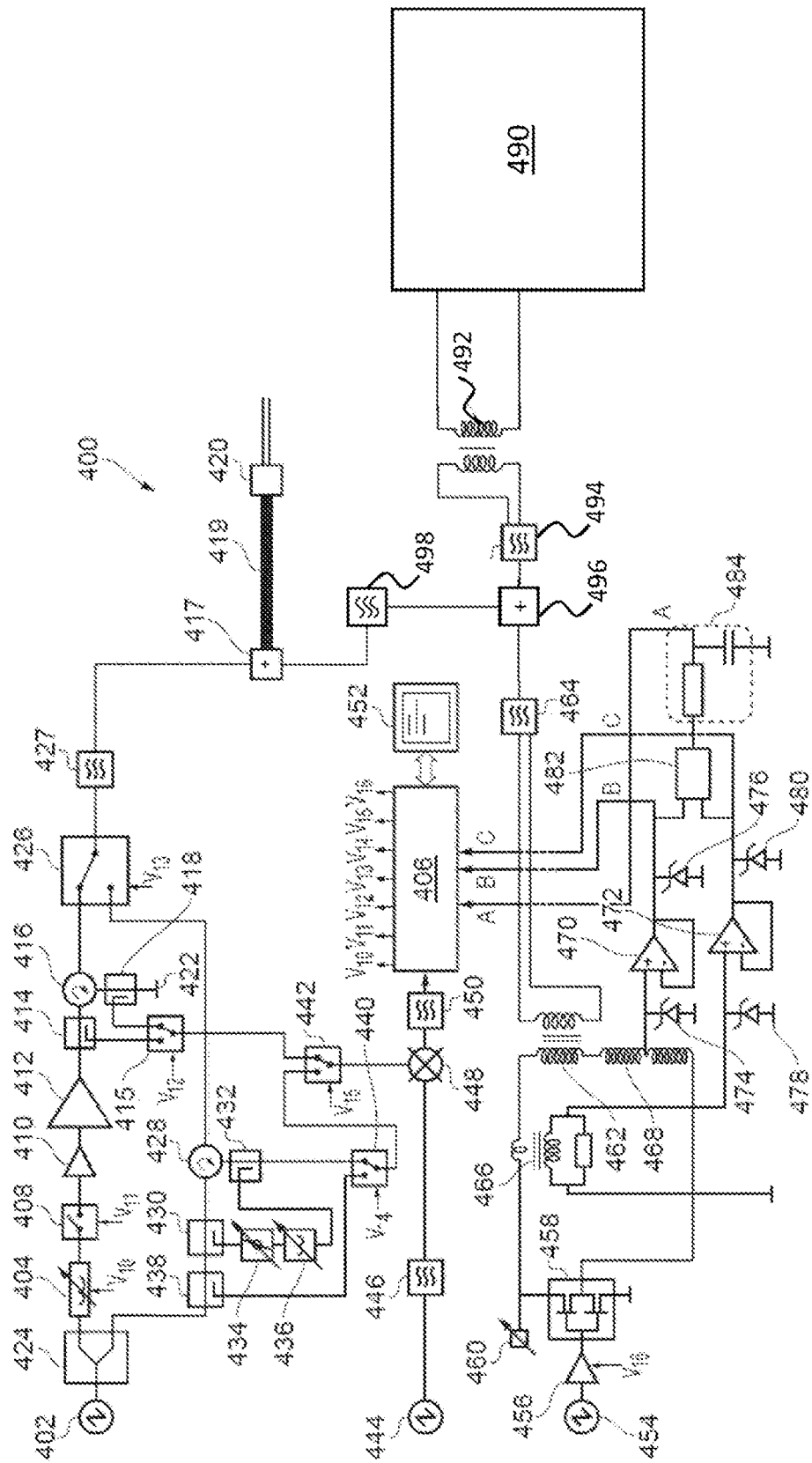


FIG. 1

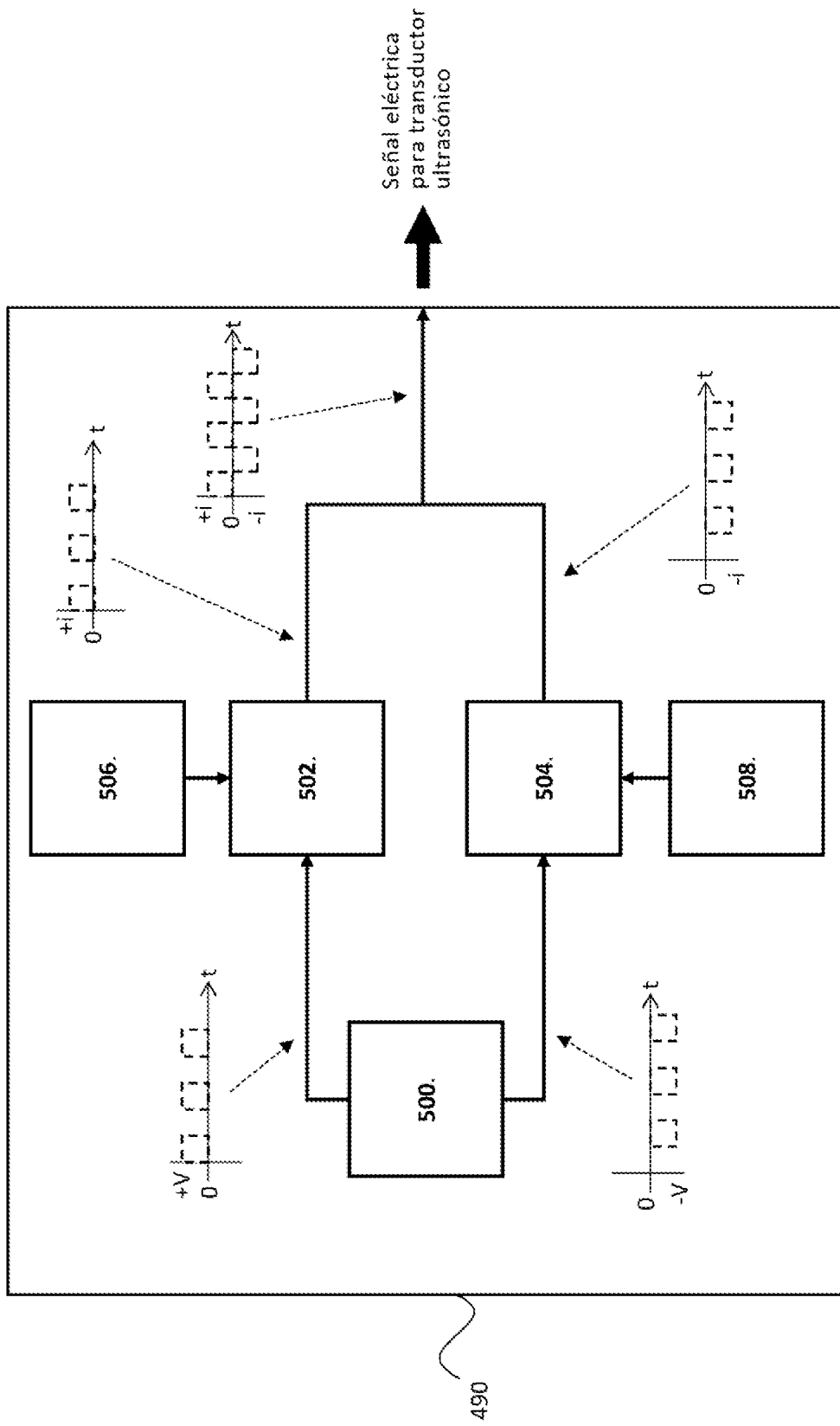


FIG. 2

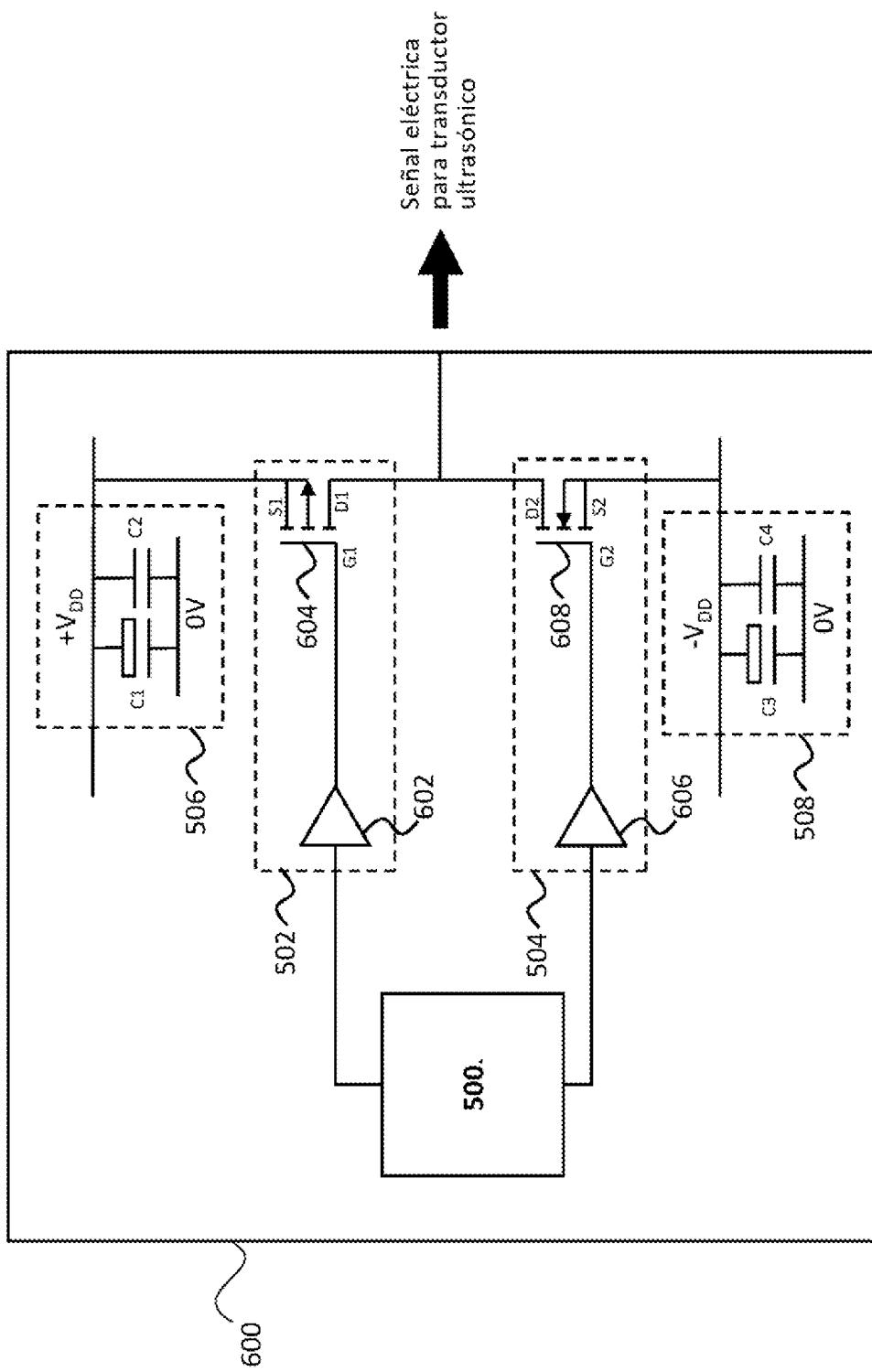


FIG. 3

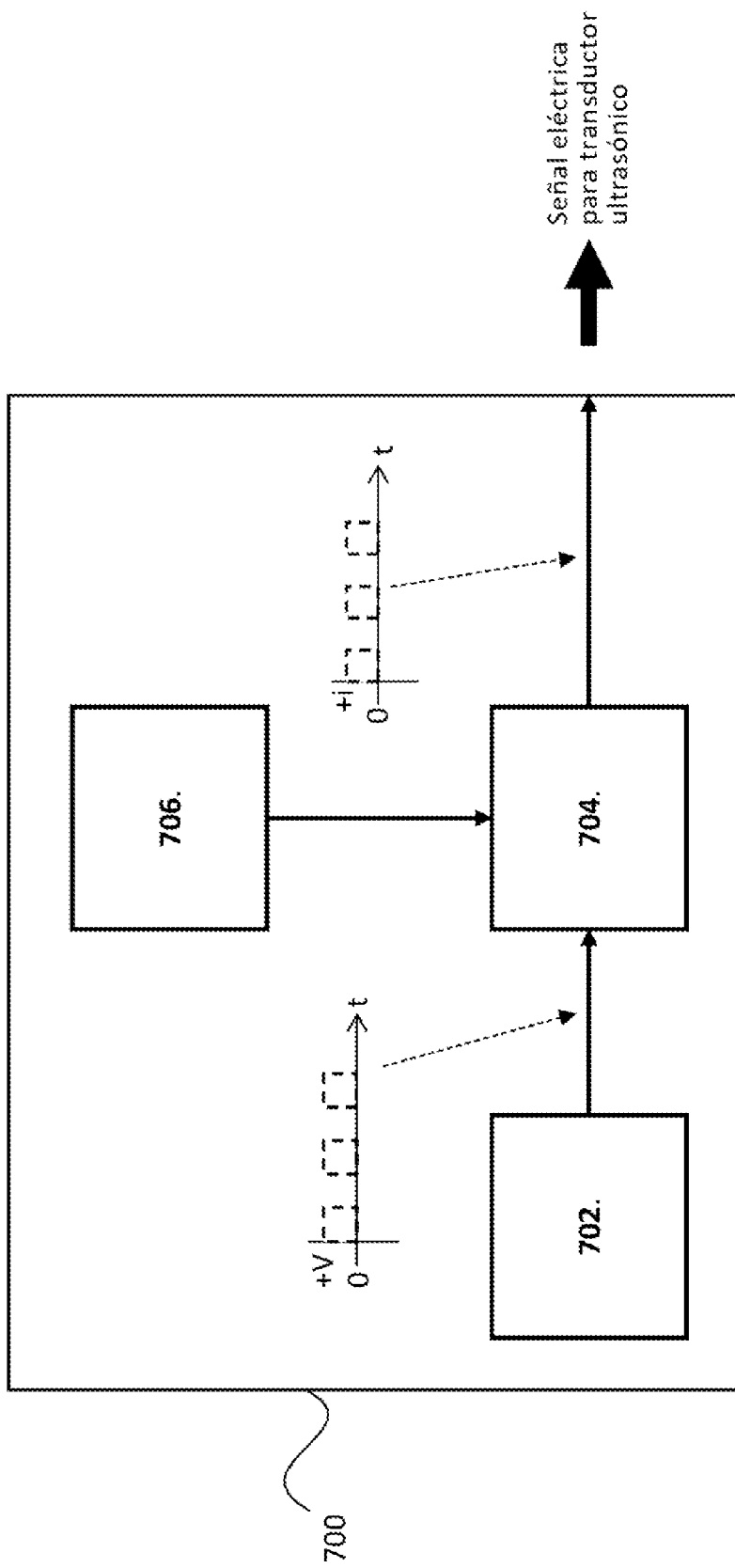


FIG. 4

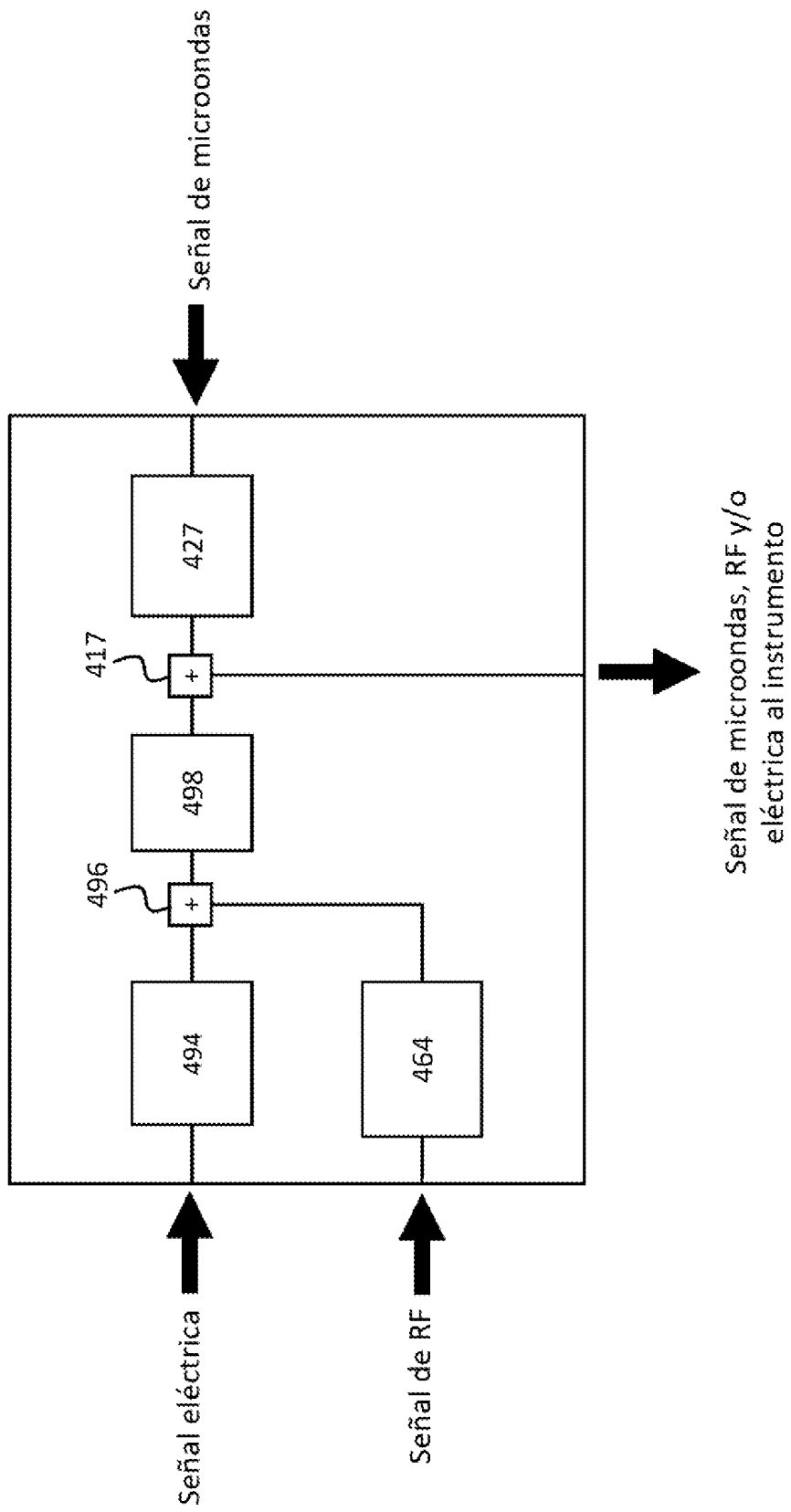


FIG. 5

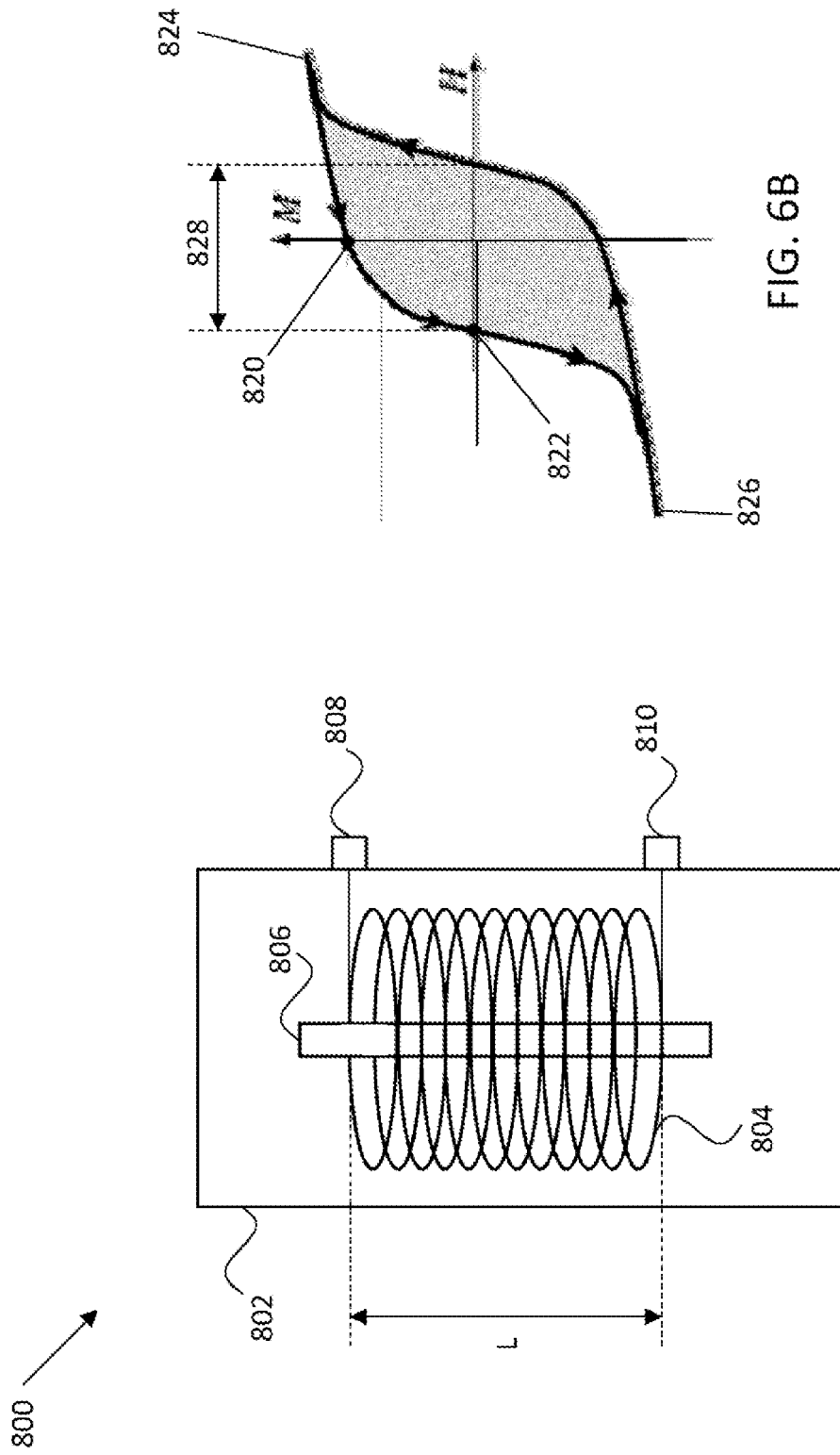


FIG. 6A

FIG. 6B

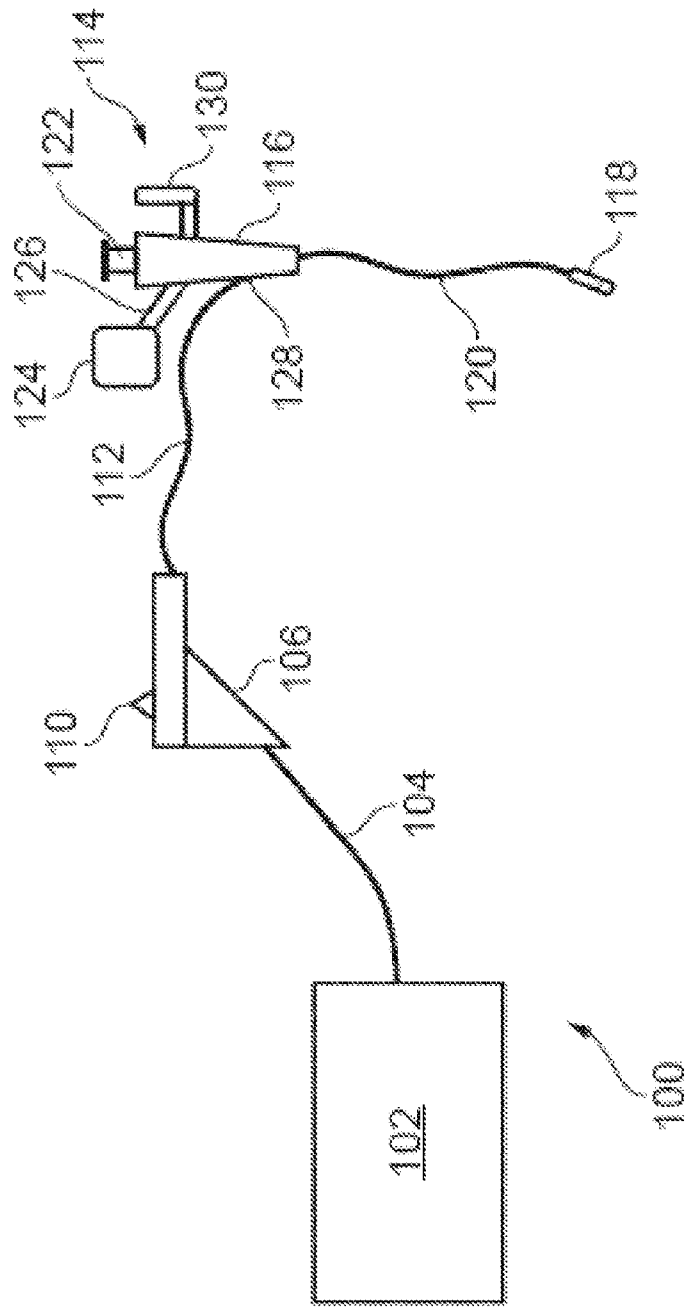


FIG. 7

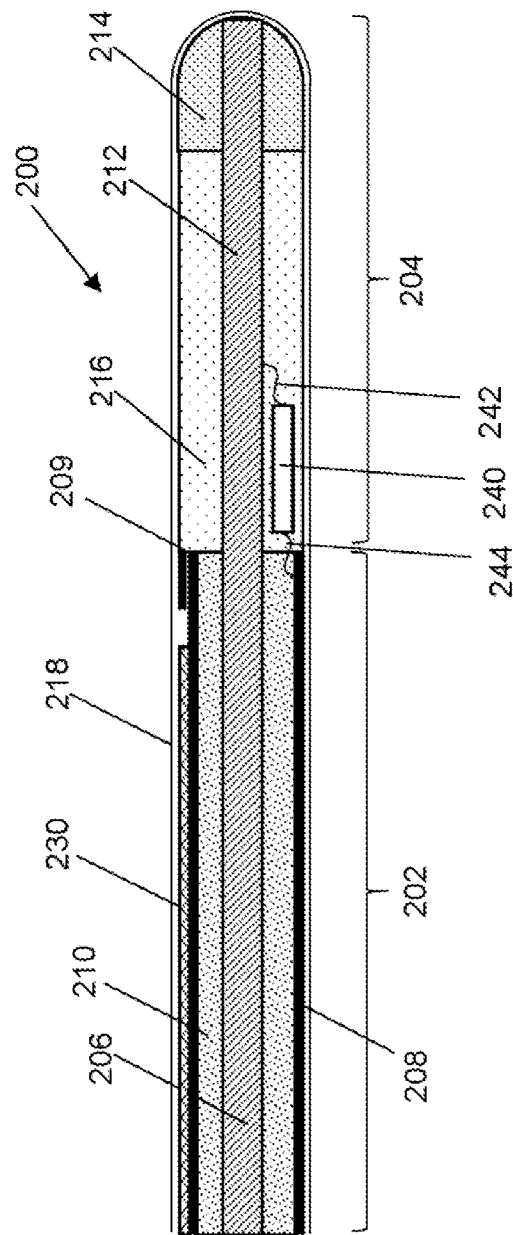


Fig. 8

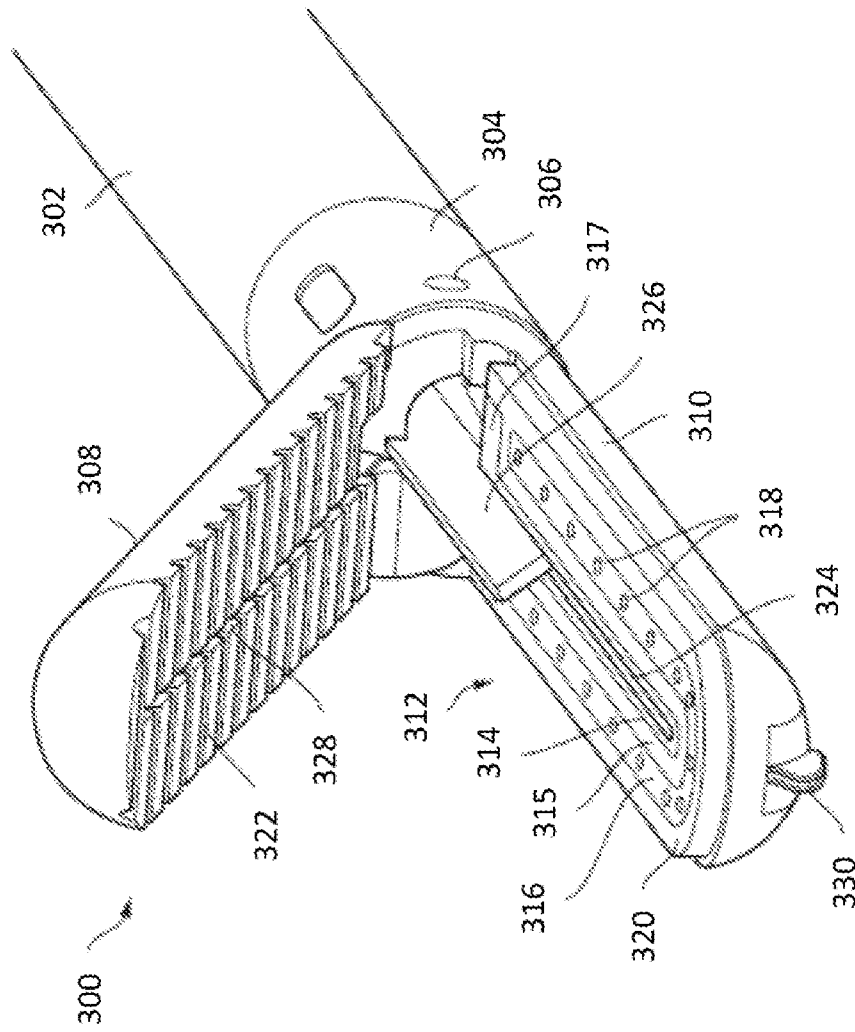


Fig. 9

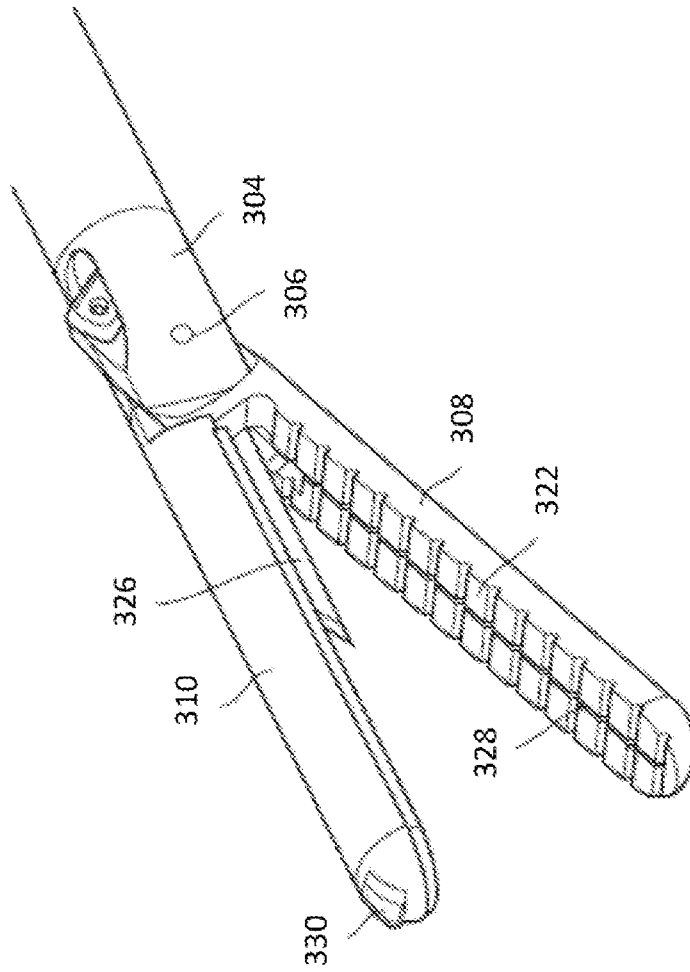


FIG. 10

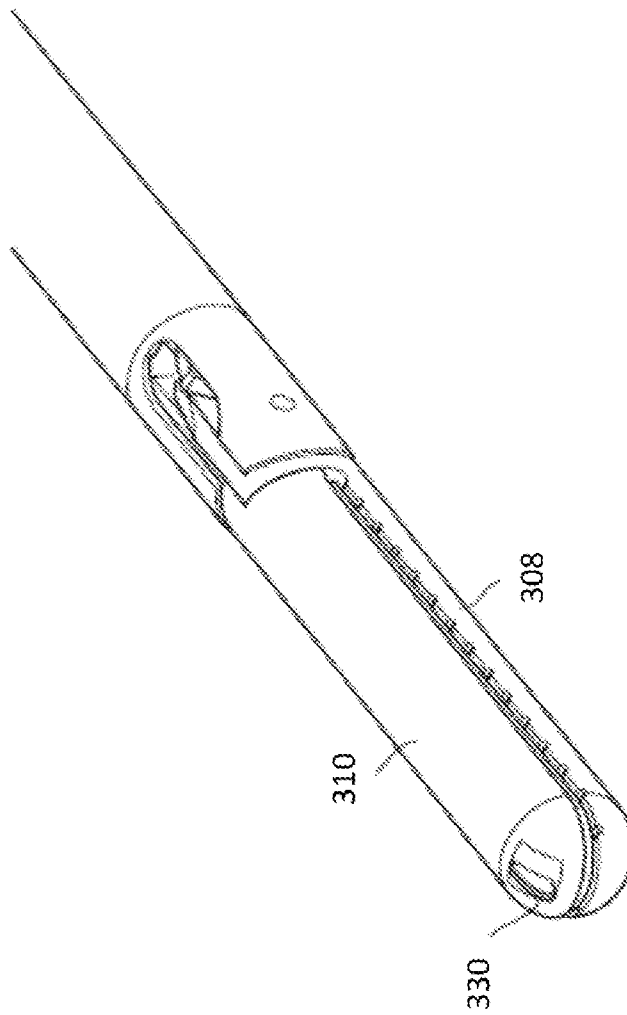


FIG. 11

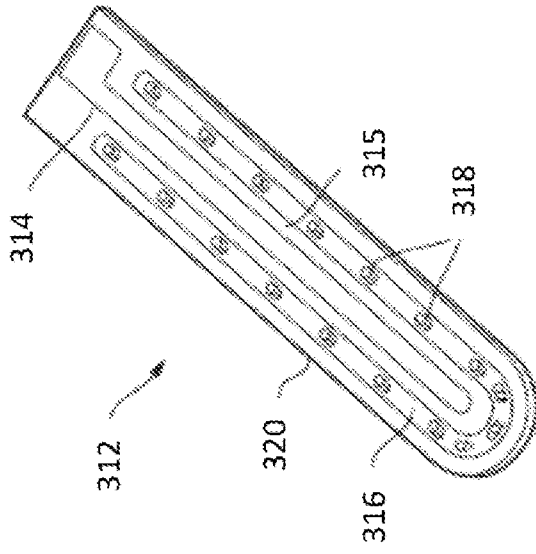


FIG. 12A

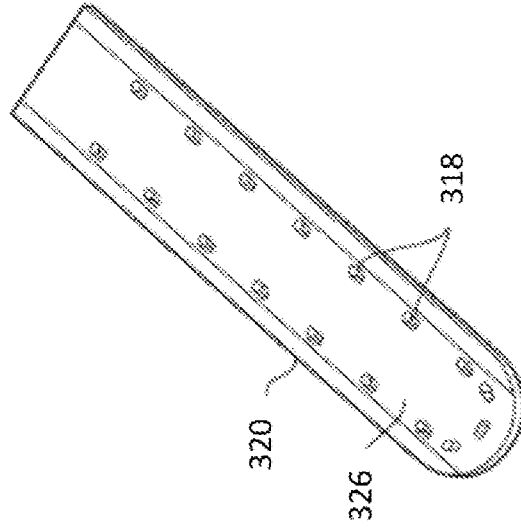


FIG. 12B

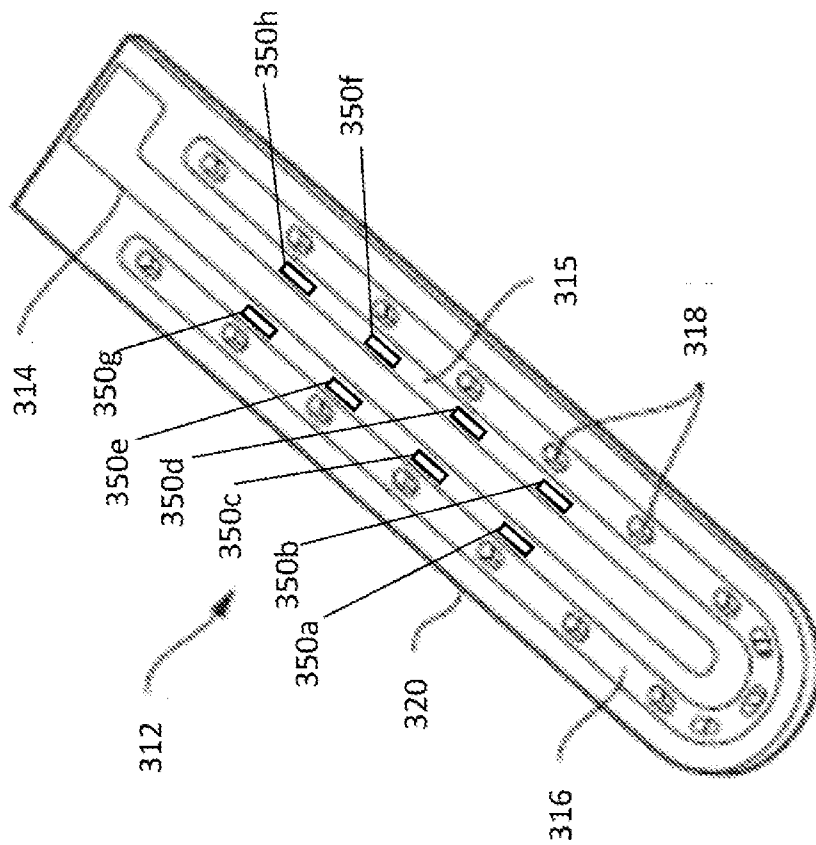


FIG. 13