

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 674 375**

51 Int. Cl.:

A61B 18/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.12.2014 PCT/GB2014/053834**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.07.2015 WO15097472**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.12.2014 E 14821257 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **11.04.2018 EP 3086732**

54 Título: **Pinza electroquirúrgica para suministrar energía de RF y/o microondas a un tejido biológico**

30 Prioridad:

23.12.2013 GB 201322844

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

29.06.2018

73 Titular/es:

**CREO MEDICAL LIMITED (100.0%)
Block B, Beaufort Park
Chepstow, Wales NP16 5TY, GB**

72 Inventor/es:

**HANCOCK, CHRISTOPHER PAUL;
WHITE, MALCOLM;
HOLMES, SANDRA MAY BERNADETTE y
SAUNDERS, BRIAN**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 674 375 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

Pinza electroquirúrgica para suministrar energía de RF y/o microondas a un tejido biológico

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a pinzas electroquirúrgicas para agarrar tejido biológico y para suministrar energía de microondas al tejido agarrado para coagular o cauterizar o sellar el tejido y/o energía de RF para cortar el tejido. En particular, las pinzas pueden usarse para sellar y/o cortar vasos sanguíneos. La invención puede aplicarse a pinzas que pueden insertarse por el canal del instrumento de un endoscopio o un gastroscopio, o pueden usarse en cirugía laparoscópica o cirugía abierta.

Antecedentes de la invención

Se conocen pinzas capaces de suministrar energía térmica al tejido biológico agarrado. Por ejemplo, se sabe que suministra energía de radiofrecuencia (RF) desde una disposición de electrodo bipolar en las mordazas de la pinza. La energía de RF puede usarse para sellar el vaso por desnaturalización térmica de proteínas de la matriz extracelular dentro de la pared del vaso. La energía térmica también puede cauterizar el tejido agarrado y facilitar la coagulación.

El documento US-6.585.735 describe una pinza bipolar endoscópica en la cual las mordazas de la pinza están dispuestas para conducir energía bipolar a través del tejido sujetado entre ellas.

El documento EP 2 233 098 describe unas pinzas de microondas para sellar tejido en las cuales las superficies de sellado de las mordazas incluyen una o más antenas de microondas para irradiar energía de microondas hacia el tejido agarrado entre las mordazas de la pinza.

También se hace referencia a los documentos US2013/0274733 A1 y US2012/0143180 A1.

30 Sumario de la invención

En su forma más general, la presente invención proporciona una pinza electroquirúrgica en la cual uno o más pares de estructuras de líneas de transmisión con pérdidas no equilibradas no resonantes que están dispuestas en las superficies internas de las mordazas de las pinzas proporcionan tanto (i) electrodos activos y de retorno para una señal de radiofrecuencia (RF) y (ii) estructuras con pérdida para enviar una señal de microondas al tejido biológico junto con una disposición de agarre mecánico para aplicar presión al material sujetado entre las mordazas. La ubicación de los pares de líneas de transmisión en las mordazas de la pinza y la selección del material de las mordazas está dispuesta para garantizar que cualquier tejido biológico agarrado por las mordazas se convierta en el medio de propagación de la señal de RF y el medio en el que la señal de microondas se pierde. La presión aplicada por la disposición de agarre mecánico puede formar un sello con el tejido agarrado debido al comportamiento elástico del tejido y/o las mordazas de la pinza, lo que puede asegurar que la energía se administre de manera controlada en el tejido agarrado.

Por lo tanto, de acuerdo con la invención, se proporciona una pinza electroquirúrgica que comprende: un par de elementos de mordaza pivotables uno con respecto al otro para abrir y cerrar un espacio entre ellos; un par de elementos conductores alargados montados en el par de elementos de mordaza adyacentes al espacio; y un cable coaxial para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o energía de microondas, en el que el par de elementos conductores alargados están conectados eléctricamente al cable coaxial y dispuestos para actuar como (i) un electrodo activo y un electrodo de retorno para energía de RF transportada por el cable coaxial, y (ii) una estructura de línea de transmisión con pérdidas para la energía de microondas transportada por el cable coaxial. En la presente memoria, la expresión "estructura de línea de transmisión con pérdida" puede significar una línea de transmisión con pérdida no equilibrada no uniforme para soportar la energía de microondas como onda de desplazamiento, siendo la línea de transmisión con pérdida no equilibrada no uniforme no resonante para la energía de microondas a lo largo de la onda de desplazamiento. Los elementos conductores alargados pueden tener un extremo proximal en conexión eléctrica con un conductor interno o un conductor externo del cable coaxial y un extremo distal de circuito abierto. Esta disposición impone menos restricciones en la configuración del electrodo que en las pinzas de microondas donde el electrodo debe formar una antena radiante. En consecuencia, hay más flexibilidad en la elección de la forma de los elementos de mordaza.

En la presente memoria la expresión "no resonante" puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión (a lo largo de la onda de desplazamiento de la energía de microondas) se establece para inhibir múltiples reflexiones de la onda de desplazamiento, es decir, para prevenir o inhibir la creación de una onda estacionaria radiante. En la práctica esto puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión es sustancialmente diferente de un múltiplo de un cuarto de la longitud de onda de la energía de microondas (se debe evitar un múltiplo impar o par dependiendo de si el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto o un o un circuito corto). Es particularmente deseable que la línea de transmisión no sea resonante cuando hay tejido

biológico en el espacio, es decir, en contacto con los elementos de mordaza. Por lo tanto, la longitud eléctrica de la línea de transmisión puede ajustarse para evitar un múltiplo de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas cuando la línea de transmisión es cargada por el tejido biológico de esta manera. Preferiblemente, el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto, ya que esto puede permitir que el dispositivo funcione con energía de radiofrecuencia (RF) así como con energía de microondas.

Formar una línea de transmisión no resonante puede evitar que el dispositivo irradie. Por lo tanto, la energía de microondas se transmite al tejido a través de una fuga desde la estructura de la línea de transmisión. Estableciendo la longitud de la línea de transmisión con conocimiento del nivel de pérdida en tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas, la pinza electroquirúrgica de la invención pueden disponerse para administrar sustancialmente toda la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión en un solo tránsito de la onda que se desplaza a lo largo de la línea de transmisión.

En otras palabras, se selecciona la geometría de la línea de transmisión, p.ej., sobre la base de simulaciones o similares, de manera que exhibe una gran pérdida de tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas. De manera similar, la geometría de la línea de transmisión puede garantizar que se pierda mucha menos potencia cuando no hay tejido en el espacio, sino aire. Por ejemplo, el dispositivo puede exhibir una pérdida de retorno de aproximadamente 1 dB, es decir, el 80 % de la potencia reflejada de vuelta al generador, en comparación con el 20 % cuando hay tejido presente. Por lo tanto, se puede suministrar cuatro veces más potencia cuando el tejido está presente en el espacio. El tejido biológico tiene pérdida, es decir, es un buen absorbente de la energía de microondas.

Preferiblemente, el par de elementos de mordaza define una pinza de punta larga, p.ej., donde las mordazas tienen una apariencia gavial. Por ejemplo, la longitud de los elementos de mordaza puede ser más de dos veces, preferiblemente más de 2,5 veces, su ancho máximo. En realizaciones adecuadas para la inserción a través del canal del instrumento de un endoscopio, el par de elementos de mordaza puede tener una longitud de 7 mm o más y un ancho máximo de 2,4 mm o menos. En otra realización, el par de elementos de mordaza puede tener una longitud de 10 mm o más, preferiblemente 20 mm o más. En realizaciones en las que el dispositivo se usa laparoscópicamente o en cirugía abierta, el ancho de las mordazas puede ser mayor de 2,4 mm, p.ej., 3 mm o más. El par de elementos de mordaza puede tener una superficie exterior curva, p. ej., para proporcionar la pinza con una sección transversal sustancialmente circular para facilitar la inserción a través del canal del instrumento del endoscopio. El par de elementos de mordaza puede estrecharse con respecto al cable coaxial, es decir, estrecharse hacia un extremo distal. Esto puede ayudar a la pinza a sortear esquinas o curvas en el canal del instrumento.

El par de elementos de mordaza puede ser una continuación del cable coaxial. En otras palabras, el cable coaxial puede estar conectado al par de elementos de mordaza en un primer extremo del mismo, y en el que el par de elementos de mordaza se extienden longitudinalmente alejándose del cable coaxial. Como se explica a continuación, el par de elementos de mordaza puede estar obligado a moverse con el cable coaxial, p.ej., respecto a algunos medios para abrir y cerrar las mordazas. El cable coaxial puede incluir un soporte adecuado para asegurarlo al par de elementos de mordaza.

El par de elementos de mordaza puede comprender un primer elemento de mordaza y un segundo elemento de mordaza, teniendo el primer elemento de mordaza una primera superficie interna que se opone a una segunda superficie interna en el segundo elemento de mordaza a través del espacio, y la primera superficie interna y la segunda superficie interna extenderse longitudinalmente a lo largo de sus respectivos elementos de mordaza. La primera superficie interna y la segunda superficie interna pueden conformarse para encontrarse a lo largo de una superficie de contacto cuando las mordazas están cerradas. La primera superficie interna y la segunda superficie interna pueden tener formas cooperantes (por ejemplo, de acoplamiento). Preferiblemente son planas.

Las superficies internas pueden tener una forma oblonga delgada. Si los elementos de mordaza se estrechan hacia sus extremos distales, la superficie interna puede tener una forma trapezoidal.

El par de elementos conductores alargados puede comprender un primer elemento conductor alargado montado en la primera superficie interna y un segundo elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna. Sin embargo, en una realización preferida, el par de elementos conductores alargados puede comprender un primer elemento conductor alargado montado en la primera superficie interna y un segundo elemento conductor alargado montado en la primera superficie interna, paralelo y separado del primer elemento conductor alargado. En esta disposición, la separación del par de miembros conductores alargados no depende del tamaño del espacio entre los elementos de mordaza. La superficie interna puede así suministrar energía al tejido en contacto con la misma de una manera constante.

En una realización preferida, ambos elementos de mordaza tienen un par de elementos conductores alargados en sus respectivas superficies internas. Así, la pinza puede incluir un segundo par de elementos conductores alargados, comprendiendo el segundo par de elementos conductores alargados un tercer elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna y un cuarto elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna, paralelo y separado del tercer elemento conductor alargado. Esta disposición implica que la

energía puede ser suministrada desde los dos elementos de mordaza al tejido que se sujeta en el espacio. Para lograr un perfil consistente de suministro de energía, el tercer elemento conductor alargado y el cuarto elemento conductor alargado pueden colocarse para reflejar el primer elemento conductor alargado y el segundo elemento conductor alargado a través del espacio. Preferiblemente, los elementos conductores alargados que se enfrentan entre sí a través del espacio son de la misma polaridad.

Los elementos conductores alargados pueden comprender cualquier conductor adecuadamente delgado. Los materiales con alta conductividad pueden ser deseables, p.ej., plata, oro o acero inoxidable. Por ejemplo, pueden ser metal alambreado o chapado, p.ej., tener un ancho de 0.25 mm o menos. Los elementos conductores pueden ser rectos. Sin embargo, en una realización, los elementos conductores alargados pueden tener una forma convolucionada, p.ej., una porción distal en forma de meandro. Esta estructura puede reducir la señal reflejada (por ejemplo, alargando eficazmente el elemento conductor). Además, al aumentar la extensión de la convolución hacia el extremo distal, la cantidad de potencia perdida sobre el área de la superficie interna puede ser más uniforme porque hay más línea de transmisión en regiones distales de baja potencia de señal y menos línea de transmisión en regiones proximales de alta intensidad de señal.

La pinza puede incluir un muelle dispuesto para empujar el par de elementos de mordaza a una configuración abierta. En realizaciones en las que la pinza debe usarse en el extremo distal de un endoscopio, es probable que el mecanismo de cierre de la mordaza esté en el extremo proximal, por lo que es necesario transmitir la fuerza de apertura y cierre a lo largo de la longitud del endoscopio. Al proporcionar un resorte, p.ej., un resorte de torsión en miniatura en la junta de pivote o un conector de resorte entre los elementos conductores alargados y el cable coaxial, se puede reducir la fuerza que debe transferirse por el endoscopio.

El par de elementos de mordaza puede comprender un primer elemento de mordaza y un segundo elemento de mordaza que está fijado de manera giratoria al primer elemento de mordaza a través de una junta de pivote situada en un extremo proximal del primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza. La junta de pivote puede ser integral con el par de elementos de mordaza. Por ejemplo, la junta de pivote puede comprender elementos cooperantes de acoplamiento formados en el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza. Los elementos que cooperan pueden ser del tipo copa y protuberancia, donde la rotación relativa (de la protuberancia en la copa) lo permite, pero la separación de la copa y la protuberancia está restringida.

La junta de pivote puede incluir una abertura para recibir el cable coaxial, es decir, para permitir el acceso físico a las superficies internas del par de elementos de mordaza. La abertura puede estar formada por rebajes o cortes en el par de elementos de mordaza, que se reflejan entre sí para formar un paso a través de los elementos de mordaza cuando están interconectados.

La pinza puede incluir un manguito montado sobre el cable coaxial y el par de elementos de mordaza, siendo el manguito deslizable con respecto al par de elementos de mordaza para abrir y cerrar el espacio. El manguito puede tener un diámetro interno conformado para hacer que los elementos de mordaza se cierren al estirarlos. El deslizamiento del manguito con relación al cable coaxial se puede realizar bajo el control de un mecanismo de cierre de la mordaza en un mango de la pinza. El mecanismo de cierre de la mordaza puede actuar directamente sobre el manguito, o puede incluir cables de tracción y varillas de empuje o similares. El manguito puede ser rígido o flexible. En una realización, el manguito puede comprender un tubo de acero inoxidable cortado por láser.

En una realización alternativa, la junta de pivote puede comprender un pasador de bisagra asegurado al cable coaxial, estando el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza montados de manera pivotante en el pasador de bisagra. En esta disposición, las mordazas se pueden abrir y cerrar moviéndolas con relación al cable coaxial. Por lo tanto, la pinza puede incluir un miembro de cierre de mordaza asegurado al primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza, moviéndose el miembro de cierre de mordaza con relación al cable coaxial. El miembro de cierre de mordaza puede ser una barra de tracción que se extiende a lo largo del cable coaxial o un manguito de tracción montado alrededor del cable coaxial.

Para proporcionar resistencia estructural a cada elemento de mordaza, la pinza puede proporcionar una carcasa o cubierta de refuerzo en un extremo proximal de cada uno de los dos elementos de mordaza. En una realización preferida, la carcasa de refuerzo puede realizar una doble función. Aquí, la carcasa de refuerzo puede estar hecha de material eléctricamente conductor, y puede estar conectada eléctricamente entre un conductor externo del cable coaxial y uno del par de elementos conductores alargados. El elemento de mordaza puede así ser capaz de transmitir una fuerza, p.ej., una presión física, sobre el material agarrado entre los elementos de mordaza. La presión aplicada puede ser suficiente para cerrar o cerrar parcialmente un vaso sanguíneo agarrado antes de la aplicación de RF o energía de microondas para facilitar el procedimiento de sellado del vaso. Esta configuración para los elementos de mordaza también puede permitirles permanecer relativamente fríos durante todo el tratamiento, lo que reduce el riesgo de desgarrar o rotura del tejido durante la apertura de las mordazas después de que el vaso está sellado.

En la presente memoria, la radiofrecuencia (RF) puede significar una frecuencia fija estable en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz y la energía de microondas puede tener una frecuencia fija estable en el intervalo de 300 MHz a 100

GHz. La energía de RF debe tener una frecuencia lo suficientemente alta como para evitar que la energía cause estimulación nerviosa y lo suficientemente baja como para evitar que la energía produzca isquemia del tejido o margen térmico innecesario o daño a la estructura del tejido. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de RF incluyen uno o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de microondas incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz.

Como se ha mencionado anteriormente, la pinza electroquirúrgica de la invención puede configurarse para su inserción en un canal de instrumento de un endoscopio, o puede estar dispuesta para su uso en cirugía laparoscópica o en un procedimiento NOTES o en un procedimiento abierto general.

La pinza puede incluir un mecanismo de cierre de la mordaza en comunicación mecánica con el par de elementos de mordaza. Por ejemplo, el mecanismo de cierre de la mordaza puede incluir un mango y un gatillo de tracción en comunicación con el par de elementos de mordaza mediante uno o más cables de tracción. En una implementación, el mecanismo de cierre de mordaza puede comprender un mecanismo de trinquete que permite que las mordazas se muevan entre una pluralidad de posiciones de separación preestablecidas. Una ventaja de esto es proporcionar control sobre la presión aplicada al tejido agarrado entre los elementos de mordaza. Al fijar la posición de los elementos de mordaza, la presión puede mantenerse sustancialmente constante durante el tratamiento. Además, la magnitud de la presión aplicada puede estar relacionada con la posición del trinquete, lo que puede permitir el uso de configuraciones de tratamiento fácilmente repetibles.

El par de elementos de mordaza puede ser giratorio, p.ej., girando el cable coaxial o el maguito. El dispositivo puede incluir medios para girar las mordazas in situ. Por ejemplo, se puede montar un mango, p.ej., recortado, en el cable coaxial, p.ej., en un extremo proximal del mismo. La rotación del cable coaxial con el mango puede transferirse a los elementos de mordaza. El mango puede estar integrado con un accionador (por ejemplo, un control deslizante o similar) para el mecanismo de cierre de la mordaza.

Otros aspectos de la invención pueden incluir un aparato electroquirúrgico completo que comprende la pinza descrita en comunicación con un mecanismo de cierre de mordaza y un generador electroquirúrgico para suministrar energía de RF y/o microondas.

Breve descripción de los dibujos

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

- La figura 1 es un dibujo esquemático de una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;
- La figura 2 es una vista lateral esquemática de una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;
- La figura 3A es una vista en sección transversal a través de la pinza electroquirúrgica de la figura 2;
- La figura 3B es una vista en sección transversal longitudinal parcial a través de la pinza electroquirúrgica de la figura 2;
- La figura 4A es una primera configuración de línea de transmisión para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;
- La figura 4B es una segunda configuración de línea de transmisión para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;
- La figura 4C es una tercera configuración de línea de transmisión para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;
- La figura 4D es una cuarta configuración de línea de transmisión para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;
- La figura 5A es una vista en perspectiva de una estructura modelada que corresponde a la configuración de la línea de transmisión de la figura 4A;
- La figura 5B es una vista lateral de la estructura modelada de la figura 5A que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en la sangre.
- La figura 5C es una vista en sección transversal de la estructura modelada de la figura 5A que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en la sangre;
- La figura 6A es una vista en perspectiva de una estructura modelada que corresponde a la configuración de la línea de transmisión de la Fig. 4C;
- La figura 6B es una vista lateral de la estructura modelada de la figura 6A que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en sangre.
- La figura 6C es una vista en sección transversal de la estructura modelada de la figura 6A que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en la sangre.
- La figura 7A es una vista en perspectiva de una estructura modelada que corresponde a la configuración de línea de transmisión de la figura 4D;
- La figura 7B es una vista lateral de la estructura modelada de la figura 7A que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en la sangre.
- La figura 7C es una vista en sección transversal de la estructura modelada de la figura 7A que muestra la

densidad de pérdida de potencia simulada en la sangre.

La figura 8A es una vista en planta esquemática de una primera disposición de electrodo para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;

5 La figura 8B es una vista en planta esquemática de una segunda disposición de electrodo para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención;

La figura 9 es una vista lateral parcial esquemática de una pinza electroquirúrgica que es otra realización de la invención;

La figura 10 es una vista en sección transversal a través de un elemento de mordaza que se puede usar en una pinza electroquirúrgica que es otra realización de la invención;

10 La figura 11 es una vista en perspectiva esquemática de una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención; y

La figura 12 es una vista en perspectiva esquemática de otra pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención.

15 Descripción detallada; otras opciones y referencias

La presente invención proporciona una estructura de pinza electroquirúrgica que puede operarse a través del canal de un endoscopio. El diámetro del canal en el endoscopio puede ser de 2,2 mm, 2,8 mm o 3,2 mm. El tamaño total de la pinza se puede seleccionar en consecuencia.

20 La presente invención se refiere particularmente a una pinza larga de punta fina que comprenden un par de elementos de mordaza con una forma alargada, preferiblemente estrechada. Por ejemplo, el elemento de mordaza puede tener una longitud de 7 mm o más, p.ej., 10 mm, y posiblemente 20 mm, y un diámetro máximo de 2,4 mm. Para uso endoscópico, la longitud de las mordazas puede limitar la capacidad del dispositivo para insertarse a lo largo de un canal endoscópico contorneado. Por lo tanto, la pinza de mayor longitud se puede usar en otros procedimientos, p.ej., laparoscopias, o incluso cirugía abierta.

30 Los elementos de mordaza de la pinza electroquirúrgica de la presente invención tienen una configuración de electrodo que les permite suministrar energía de radiofrecuencia (RF) o de microondas en el tejido que se agarra entre ellos. El propósito de la pinza es agarrar (es decir, aplicar presión) al tejido y cortar, coagular o cauterizar la porción mantenida entre la pinza usando la energía de RF o de microondas. Tener una pinza más larga puede permitir que se agarren secciones más largas de tejido.

35 Para sellar eficazmente los vasos sanguíneos, es necesario producir hemostasia en arterias, venas y haces de tejido. La energía de microondas es efectiva para este propósito, ya que puede crear un tapón o región de coagulación a una profundidad controlable (relacionada con el cuadrado de la intensidad del campo eléctrico, lo que a su vez es una función de la frecuencia de la energía de microondas). Se puede usar una combinación de energía de RF y microondas para crear un sellado efectivo. Es beneficioso que el suministro de energía se combine con la aplicación de presión al vaso, p.ej., sujetando entre un par de elementos de mordaza.

40 La combinación de la elevación de temperatura debida al uso de energía de RF y/o microondas y la presión física puede ser particularmente conducente al proceso de contracción y desnaturalización del colágeno y otras proteínas celulares de una manera irreversible. La estructura del colágeno cambia a medida que se rompen sus enlaces, formando una sustancia parecida a un gel que actúa como pegamento entre las paredes del vaso. Para transformar el colágeno de esta manera, el tejido debe calentarse entre 70 °C y 95 °C, lo que es suficiente para convertir el colágeno y la elastina en el tejido en gelatina. A medida que la gelatina se enfría mientras está bajo compresión, produce un sello efectivo a través de la luz del vaso sanguíneo. Este sello puede resistir las presiones asociadas con la sangre que se bombea alrededor del cuerpo. De este análisis se deduce que es deseable que el elemento de mordaza permanezca sujeto alrededor del vaso sanguíneo después de que se haya aplicado la energía de RF y/o de microondas para convertir el colágeno, etc. en gelatina. Cuando se completa la fusión, el vaso es plásticamente flexible en el sello.

55 Un área particular de uso prevista para la invención es la eliminación de pólipos, p.ej., del tracto gastrointestinal, cortando (y sellando) a través del tallo del pólipo. Tener una punta más larga puede hacer que la invención sea útil para eliminar pólipos con tallos más anchos, es decir, de mayor diámetro.

60 Para permitir que el dispositivo suministre voltaje y corriente de RF bipolar, así como energía de microondas, las estructuras de los electrodos en los elementos de mordaza de la pinza son líneas de transmisión cuyos extremos están dispuestos para formar un circuito abierto.

Dado que el dispositivo tendrá que suministrar energía de microondas y/o RF cuando los elementos de mordaza están en diferentes ángulos, las estructuras de los electrodos no están diseñadas para irradiar energía de microondas. Esto contrasta con las pinzas de microondas convencionales, que buscan proporcionar una disposición de tipo de antena radiante. En la presente invención, una o preferiblemente ambas mordazas de la pinza incluyen líneas de transmisión con pérdidas no equilibradas.

La figura 1 muestra una vista esquemática de una pinza 300 de microondas endoscópica que es una realización de la invención. La pinza 300 comprende un cuerpo 308 que tiene un cable de alimentación 306 flexible que se extiende desde el mismo. El cable de alimentación 306 no está dibujado a escala; tiene una longitud y un diámetro adecuados para la inserción por el canal del instrumento de un endoscopio (no mostrado). El cable puede tener menos de 2,8 mm de diámetro total para permitir que se inserte por el canal del instrumento de un endoscopio o un gastroscopio. El cable puede tener una longitud de 2 m o más. El cable de alimentación 306 comprende un manguito externo que contiene el cable coaxial y un mecanismo de apertura de la mordaza (explicado a continuación). En un extremo distal del cable 306 hay un par de elementos de mordaza 302, 304, que son pivotables uno con respecto del otro alrededor de una bisagra 305 para abrir y cerrar un espacio entre sus superficies opuestas bajo el control del mecanismo de apertura de la mordaza.

El cuerpo 308 incluye un mango 310 y un gatillo de tracción 312 que opera el mecanismo de cierre de la mordaza. El gatillo de tracción 312 puede ser en otra alternativa un deslizador mecánico o cualquier otro mecanismo adecuado que permita que las mordazas se abran y cierren para aplicar presión al material entre la superficie opuesta de los elementos de mordaza 302, 304. El cuerpo 308 está conectado por un cable 314 adecuado a un generador electroquirúrgico (no mostrado) capaz de generar energía de RF y de microondas. Un generador adecuado para este fin se describe en el documento WO 2012/076844, que se incorpora en la presente memoria como referencia. Este generador está dispuesto para medir la potencia suministrada en tiempo real tanto en un canal de microondas como en un canal de RF (por ejemplo, comparando la potencia de microondas reflejada con la potencia de microondas directa y detectando el voltaje y la corriente de RF respectivamente). Esta información puede usarse para controlar un perfil de suministro de energía con el fin de producir un buen sellado, ya que el calentamiento disminuye el contenido de agua dentro del vaso, lo que a su vez reduce su capacidad de conducir corriente eléctrica. El cambio en la composición del vaso se manifiesta como un cambio en la impedancia, los que se detecta en cambios en la potencia suministrada.

Un par de líneas de transmisión 316 están formadas en la superficie interior del elemento de mordaza inferior 304. Las líneas de transmisión 316 pueden estar hechas de alambre (por ejemplo, varillas metálicas que tienen un diámetro de 0,25 mm o similar) o pueden ser líneas de cinta metálica (por ejemplo, que tienen un ancho de 0,25 mm). En esta realización, las líneas de transmisión 316 corren paralelas entre sí.

El extremo de cada una de las líneas de transmisión 316 es un circuito abierto. En esta realización, una de las líneas de transmisión 316 está conectada al conductor interno del cable coaxial y la otra es un conector al conductor externo. Las líneas de transmisión pueden funcionar así como electrodos activos y de retorno para una señal de RF, o como una línea de transmisión con pérdidas para una señal de microondas.

La figura 2 muestra una vista esquemática de una pinza electroquirúrgica 100 que es una realización de la invención. La pinza 100 comprende un par de elementos de mordaza 102, 104 que están conectados de forma pivotante entre sí en una junta de pivote 106 situada en sus extremos proximales. Los detalles de la junta de pivote 106 se discuten a continuación con referencia a la figura 3A. Cada elemento de mordaza puede comprender un cuerpo formado por un material dieléctrico con una baja constante dieléctrica, tal como cuarzo, cerámica (por ejemplo, alúmina), PEEK, PTFE o similar. Tener una constante dieléctrica baja facilita la propagación de las señales de RF y microondas al extremo distal de los elementos de mordaza, incluso cuando están agarrando tejido biológico.

Cada elemento de mordaza 102, 104 tiene una longitud de aproximadamente 20 mm y una anchura de menos de 1,2 mm. Cada elemento de mordaza 102, 104 tiene una superficie exterior 108 suavemente curvada y una superficie de acoplamiento interna 110. Las superficies de acoplamiento internas 110 se oponen entre sí de manera que el tejido puede ser agarrado en el medio cuando está en uso. Las superficies de acoplamiento internas 110 son planas en esta realización, pero pueden usarse otros perfiles de superficie.

Una o ambas superficies de acoplamiento internas 110 tienen una configuración de electrodo 112 (véase la figura 3B) unida o montada de otro modo sobre la misma. La configuración de electrodo está expuesta de forma tal que hará contacto con el tejido en uso. Más detalles de las configuraciones de los electrodos que se pueden usar en la presente invención se describen a continuación con referencia a las figuras 4A a 4D.

Un cable coaxial 114 alimenta al extremo proximal de la junta de pivote 106, como se muestra en la figura 3A. Dentro de la junta de pivote 106, un conductor interno y un conductor externo del cable coaxial están conectados a la configuración de electrodo 112 (véase la figura 3B).

El cable coaxial 114 y la pinza 110 están montados en un manguito 116. El manguito 116 es deslizable con relación al cable coaxial y la pinza 110 en la dirección de la flecha 118, de modo que puede moverse sobre la parte proximal de la pinza 110 para cerrar la mordaza. El cable coaxial puede asegurarse a un soporte rígido (véase la figura 9) para que la junta de pivote pueda transmitir una fuerza de compresión (empuje) y una fuerza de tensión (tracción) en la pinza. El extremo distal del cable coaxial también puede ser reforzado para este propósito. El cable coaxial 114 y el manguito 116 pueden a su vez estar conectados a las partes relativamente móviles del mecanismo de cierre en el mango del dispositivo. Esta conexión puede ser a través de barras de tracción o puede ser directa.

La figura 3A muestra una vista en sección transversal a través de la junta de pivote 106. En esta realización, la junta de pivote es una interfaz de tipo copa-protuberancia entre formaciones cooperantes en los elementos de mordaza 102, 104. El primer elemento de mordaza 102 tiene una protuberancia 120 que sobresale que está recibiendo en una copa cooperante 122 formada en el segundo elemento de mordaza 104. La protuberancia 120 puede incluir una
 5 pestaña de retención (no mostrada) que encaja a presión en una ranura correspondiente en la copa 122 para asegurar la unión en sentido axial, a la vez que permite la rotación.

Tanto la copa como la protuberancia pueden incluir un corte circunferencial en el lado proximal de la junta de pivote. Los cortes cooperan para formar una abertura 126 a través de la junta de pivote 106, que puede recibir el extremo
 10 distal del cable coaxial 114. Aunque no se muestra aquí, el cable coaxial 114 puede asegurarse a las superficies internas de la junta de pivote 106 mediante un soporte adecuado (no mostrado) que permite el movimiento giratorio de los elementos de mordaza 102, 104 con respecto al cable coaxial 114, pero que transfiere el movimiento hacia adelante y hacia atrás del cable coaxial 114 con relación al manguito 116.

Un pequeño muelle de torsión 124 puede estar montado en la junta de pivote 106. El muelle de torsión 124 puede aplicar un par de torsión que impulse a los elementos de mordaza a separarse. El par de torsión se puede seleccionar de modo que no sea lo suficientemente fuerte para forzar al manguito hacia atrás a lo largo del cable coaxial, sino que más bien ayude a la apertura manual de las mordazas.

La figura 3B muestra un dibujo esquemático de las conexiones eléctricas que están hechas en el extremo distal del cable coaxial 114. El conductor interno 128 del cable coaxial 114 está conectado eléctricamente a una configuración de electrodo 112 en la superficie interna de cada elemento de mordaza mediante un primer elemento de enlace conductor 130. El primer elemento de enlace conductor 130 puede ser un cable flexible corto que permite que las mordazas se abran mientras se mantiene el contacto, o una sección metalizada del elemento de mordaza. En otra
 25 alternativa, el enlace conductor puede ser un contacto de resorte, que también puede proporcionar una fuerza de desviación que ayuda a abrir las mordazas.

De manera similar, el conductor externo 132 del cable coaxial 114 está conectado eléctricamente a la configuración de electrodo 112 en la superficie interna de cada elemento de mordaza mediante un segundo elemento de enlace conductor 134. De nuevo, el segundo elemento de enlace conductor puede ser un cable flexible corto o una sección metalizada del elemento de mordaza. Sin embargo, en una disposición alternativa, la superficie exterior del extremo proximal de ambos elementos de mordaza puede estar encerrada en una carcasa de metal. La carcasa de metal puede actuar como el segundo elemento de enlace conductor 134, es decir, extenderse alrededor de un lado del elemento de mordaza y terminar en una estructura de electrodo adecuada. Además, la carcasa metálica puede mejorar la resistencia mecánica de los elementos de mordaza 102, 104. Esta estructura se explica a continuación con referencia a la figura 10.

La figura 4A muestra una vista en sección transversal de una primera configuración de electrodo 140 (línea de transmisión) para una pinza electroquirúrgica que es una realización de la invención. La primera configuración de electrodo comprende dos líneas de transmisión de alambre (o microbanda) 142, 144, con un cable en cada mordaza. De esta forma, si las mordazas son paralelas, la transmisión de microondas puede tener lugar a lo largo de las mordazas. El tejido entre las mordazas se convierte en el dieléctrico de la línea de transmisión, desplazándose casi toda la potencia en el tejido entre las mordazas. La uniformidad del calentamiento dependerá de las propiedades de microondas del tejido, es decir, la permitividad relativa y la conductividad.

Esta configuración es menos favorable porque, para un tejido altamente absorbente o una separación amplia de las mordazas, la potencia de microondas puede absorberse casi por completo cerca del extremo de alimentación. Si las mordazas no son paralelas, sino que están más bien extendidas hacia la punta, el calentamiento estará aún más concentrado cerca del extremo de alimentación.

La figura 4B muestra una vista en sección transversal de una segunda configuración de electrodo (línea de transmisión) 146. La segunda configuración de electrodo 146 comprende dos líneas de transmisión de alambre (o microbanda) 142, 144 formadas en la misma mordaza. De esta forma, los alambres forman una línea de transmisión de alambre paralela. Cuando las mordazas se cierran sobre el tejido, la mitad de la sección transversal de la línea de transmisión tiene tejido como medio dieléctrico. Debido a la alta constante dieléctrica del tejido, más de esa proporción de la potencia se desplazará a través del tejido y calentará el tejido cerca de la línea de transmisión. El calentamiento tendrá lugar preferentemente cerca de los alambres. El patrón de calentamiento será independiente de la distancia de cierre de las mordazas, lo que es ventajoso cuando se tratan vasos de gran diámetro (que hacen que los elementos de mordaza no sean paralelos). Debido a que parte de la potencia sale fuera del tejido, el calentamiento puede extenderse más a lo largo de las mordazas. Si la absorción es baja, se reflejará cierta potencia desde el extremo del circuito abierto de la línea de transmisión y provocará un mayor calentamiento cerca del extremo, y en algunos casos, una reducción del calentamiento a corta distancia del extremo, debido a la interferencia entre las microondas salientes y la energía reflejada.

La geometría de esta configuración, especialmente la separación de los cables fijos que es independiente de la distancia a la que están las mordazas, es adecuada para suministrar energía de RF bipolar.

Se simuló un ejemplo de esta geometría utilizando CST Microwave Studio®, para una carga de sangre de 1 mm de grosor, con alambres de 0,25 mm de diámetro con sus centros separados 2 mm. Estos se alimentaron a partir de un cable coaxial modelado (basado en un cable Sucoform 047 que tiene un diámetro exterior de 1,2 mm) usando la disposición simple que se muestra en la figura 5A, que dio una pérdida de retorno de aproximadamente 5 dB.

5 El calentamiento longitudinal calculado por esta simulación se puede ver en la figura 5B. El calentamiento es bastante constante en una mitad proximal 148 de la configuración del electrodo, pero hacia el extremo distal se reduce el calentamiento y hay un nulo 150 causado por la interferencia destructiva debida a la reflexión desde el extremo.

10 La vista en sección transversal de la simulación mostrada en la figura 5C ilustra que el calentamiento se extiende a lo largo de toda la profundidad de la sangre, aunque existe un calentamiento más intenso directamente debajo de cada línea y el perfil transversal general describe una curva.

15 La figura 4C muestra una vista en sección transversal de una tercera configuración de electrodo (línea de transmisión) 152. La tercera configuración de electrodo 152 comprende cuatro líneas de transmisión de alambre 142, 144, 154, 156, dos en cada mordaza, con polaridades opuestas una frente a la otra en la otra mordaza.

20 De esta forma, cada mordaza se comportará como se muestra en la figura 4B cuando las mordazas están separadas. Por lo tanto, habrá calentamiento en ambos lados del tejido, lo que puede ser ventajoso. Sin embargo, cuando las mordazas están muy juntas, puede haber más potencia de microondas y más calentamiento en la región entre las mordazas que cuando están abiertas debido a la presencia del alambre de polaridad opuesta en la otra mordaza. Debido a esto, el calentamiento puede estar más concentrado cerca del extremo de alimentación, particularmente ya que en este extremo las mordazas estarán más juntas en la mayoría de los escenarios.

25 La tercera configuración de electrodo (línea de transmisión) 152 es adecuada para su uso con RF bipolar por las mismas razones que la segunda configuración. Sin embargo, cuando las mordazas están muy juntas puede haber una ruta adicional para la corriente de RF entre las mordazas, lo que puede ser indeseable.

30 Se simuló un ejemplo de esta geometría con CST Microwave Studio®, para una carga de sangre de 1 mm de grosor, con alambres de 0,25 mm de diámetro con sus centros separados 2 mm (es decir, 1,75 mm entre los bordes externos de los alambres). Estos se alimentaron a partir de un cable coaxial modelado (basado en un cable Sucoform 047 que tiene un diámetro exterior de 1,2 mm) usando la disposición simple que se muestra en la figura 6A, que dio una pérdida de retorno de aproximadamente 5 dB.

35 El calentamiento longitudinal calculado por esta simulación se puede ver en la figura 6B. De forma similar a la figura 5B, el calentamiento es bastante constante para la mitad proximal 148 de la configuración del electrodo. Sin embargo, hacia el extremo distal, el calentamiento se reduce y hay un nulo 150 causado por interferencia destructiva debida a la reflexión desde el extremo.

40 El perfil de calentamiento en toda la profundidad de la sangre se muestra en la figura 6C. Hay dos bandas de calentamiento 158, 160 entre las mordazas opuestas, con un espacio frío 162 entre ellas. El calentamiento se realiza principalmente entre los alambres de las mordazas opuestas, no entre los alambres de la misma mordaza.

45 La figura 4D muestra una vista en sección transversal de una cuarta configuración (y más preferida) de electrodo (línea de transmisión) 164. La cuarta configuración de electrodo 164 comprende cuatro líneas de transmisión de cable 142, 144, 154, 156, dos en cada mordaza, con las mismas polaridades enfrentadas en la otra mordaza.

50 De esta forma, cada mordaza se comportará como se muestra en la figura 4B cuando las mordazas están separadas y cuando las mordazas están muy juntas. El calentamiento se producirá en ambas mordazas.

55 La cuarta configuración de electrodo (línea de transmisión) 152 es adecuada para usar con RF bipolar por las mismas razones que la segunda configuración. Cuando las mordazas están juntas, las trayectorias de la corriente de RF siguen siendo similares, lo que garantiza un comportamiento constante mientras las mordazas están en proceso de cierre.

60 Se simuló un ejemplo de esta geometría usando CST Microwave Studio®, para una carga de sangre de 1 mm de grosor, con alambres de 0,25 mm de diámetro con sus centros separados 2 mm (es decir, una separación física de 1,75 mm entre los conductores). Estos se alimentaron a partir de un cable coaxial modelado (basado en un cable Sucoform 047 que tenía un diámetro exterior de 1,2 mm) usando la disposición simple que se muestra en la figura 7A, que dio una pérdida de retorno de aproximadamente 5 dB.

65 El calentamiento longitudinal calculado por esta simulación se puede ver en la figura 7B. De forma similar a la figura 5B, el calentamiento es bastante constante para la mitad proximal 148 de la configuración del electrodo. Hacia el extremo distal, el calentamiento se reduce y hay un nulo 150 causado por interferencia destructiva debida a la reflexión desde el extremo.

El perfil de calentamiento en toda la profundidad de la sangre se muestra en la figura 7C. Hay una banda ancha 166 de calentamiento, entre los cuatro alambres.

5 La figura 8A muestra una vista en planta de una superficie interior 170 de un elemento de mordaza 172. Un par de
 10 tiras conductoras 174, p.ej., hechas de alambre o una tira de metal depositado, proporciona la configuración del
 electrodo mencionada anteriormente. Las tiras conductoras 174 son rectas y paralelas. Como se mencionó
 anteriormente, un efecto secundario de esta disposición es un nulo en la energía de microondas suministrada a
 aproximadamente tres cuartas partes del camino hacia el extremo distal del elemento de mordaza 172. La figura 8B
 muestra una vista en planta de una superficie interna 170 de un elemento de mordaza 172 en el que un par de tiras
 conductoras paralelas 176 tiene una parte distal que es intrincada en lugar de recta con el fin de reducir o minimizar
 el efecto nulo. El camino intrincado efectivamente aumenta la longitud de las líneas de transmisión de una manera
 que reduce las reflexiones desde el extremo distal y, por lo tanto, reduce la magnitud del nulo.

15 La figura 9 es un dibujo esquemático que muestra una vista de la interfaz de conexión entre un cable coaxial y un
 elemento de mordaza en una pinza electroquirúrgica 200 que es otra realización de la invención. En esta realización,
 el elemento de mordaza es una construcción de tres piezas que comprende una carcasa metálica 204, un cuerpo de
 soporte 206, p.ej., de plástico rígido, y una base dieléctrica 208, por ej., de cerámica, para soportar el electrodo
 activo. El elemento de mordaza inferior y el cuerpo de soporte y la base dieléctrica del elemento de mordaza
 superior se omiten en la figura 9 para mayor claridad. En otra realización, el elemento de mordaza puede estar
 20 formado a partir de un cuerpo de acero inoxidable, con porciones de metalización dorada formadas sobre el mismo
 para proporcionar el primer y segundo elementos conductores. En esta disposición, los elementos de mordaza
 pueden estar eléctricamente aislados entre sí formando el mecanismo de pivote a partir de un material aislante tal
 como cerámica. Por ejemplo, si se usa una bisagra, el pasador de bisagra puede estar formado de cerámica y una o
 más cuñas de cerámica pueden estar ubicadas entre las superficies de las mordazas que pueden deslizarse una
 25 sobre la otra.

La figura 10 muestra una vista en sección transversal a través de las tres piezas del elemento de mordaza 201.
 Puede verse que la superficie interna 207 del elemento de mordaza 201 tiene dos alambres conductores 210, 212.
 El primer alambre conductor 210 está montado sobre la base dieléctrica 208, que lo aísla del segundo cable
 30 conductor 212 y soporta la propagación de la energía de RF y de microondas. El segundo cable conductor 212 es
 parte de la carcasa de metal 204. El cuerpo de soporte 206 es efectivamente un relleno eléctricamente aislante entre
 la carcasa de metal 204 y la base dieléctrica 208. Las superficies externas de la carcasa de metal 204 y el cuerpo de
 soporte 206 están conformadas para dar el elemento de mordaza con una apariencia exterior suave.

35 Cada elemento de mordaza tiene su propia carcasa de metal 204. Las cubiertas de metal 204 son pivotables entre sí
 alrededor de un elemento de bisagra 214. El elemento de bisagra 214 comprende un par de barras de bisagra 216
 aseguradas al extremo distal del cable coaxial 202, y un par de talones sobresalientes hacia dentro que se acoplan
 con las ranuras 220 correspondientes en las cubiertas metálicas 204. En uso, el cable coaxial puede ser tirado o
 empujado con relación a un manguito circundante (no mostrado) para hacer que las carcasas metálicas 204 pivoten
 40 alrededor de la bisagra y de ese modo abre y cierra las mordazas de las pinzas.

El elemento de bisagra 214 puede estar hecho de material conductor, y también puede actuar como un enlace
 conductor entre el conductor exterior 222 del cable coaxial 202 y la carcasa de metal 204. El conductor interno 224
 del cable coaxial 202 puede estar conectado al primer alambre conductor 210 mediante un elemento de enlace
 45 conductor por separado (no mostrado), tal como un alambre flexible corto hecho de plata, oro o cualquier otro
 material altamente conductor.

La figura 11 muestra una vista esquemática de un ejemplo de una configuración de mordaza que podría usarse en
 una pinza electroquirúrgica 400 que es una realización de la invención. La pinza 400 comprende un par de
 50 elementos de mordaza 402, 404 articulados al extremo distal de un manguito 406. El manguito 406 lleva un cable
 coaxial (no mostrado) para transportar energía de RF y/o microondas a los elementos de mordaza, y un mecanismo
 de apertura de la mordaza. En esta realización, el mecanismo de apertura de la mordaza comprende un par de
 varillas de empuje flexibles 408 que se extienden a través del manguito y sobresalen en el extremo distal. Cada
 varilla de empuje está unida a la parte inferior de un elemento de mordaza respectivo. Los elementos de mordaza
 55 402, 404 pueden así abrirse y cerrarse extendiendo y retrayendo las varillas de empuje 408.

La figura 12 muestra una vista esquemática de una configuración de mordaza del tipo de pantógrafo que podría
 usarse en una pinza electroquirúrgica 450 que es una realización de la invención. La pinza 450 comprende un par de
 60 elementos de mordaza 402, 404, que están montados cada uno de forma pivotante en un elemento de extensión
 410, que a su vez está articulado en el extremo distal de un manguito 406. El manguito 406 lleva un cable coaxial
 (no mostrado) para transportar energía de RF y/o microondas a los elementos de mordaza, y un mecanismo de
 apertura de la mordaza. En esta realización, el mecanismo de apertura de la mordaza comprende una varilla de
 empuje 412 que se extiende a través del manguito y sobresale en su extremo distal. La varilla de empuje 412 tiene
 un par de varillas conectoras 414 de longitud fija rígidas unidas de forma pivotante en su extremo distal. Cada barra
 65 de conector 414 está unida a la parte inferior de un elemento de mordaza respectivo. Los elementos de mordaza
 402, 404 pueden así abrirse y cerrarse extendiendo y retrayendo la varilla de empuje 412, lo que hace que las

varillas conectoras fuercen a separar los elementos de mordaza 402, 404.

En la realización mostrada en la figura 12, los elementos de mordaza pueden permanecer sustancialmente paralelos durante la apertura y el cierre.

- 5 La pinza se puede usar en un método de sellado de vasos que comprende tres etapas:
- (1) aplicar presión al vaso (por ejemplo, tallo de pólipo) sujetándolo entre los elementos de mordaza para acercar las paredes laterales opuestas del vaso entre sí,
 - 10 (2) aplicar energía de RF y/o energía de microondas al tejido comprimido para calentar el colágeno en él y hacerlo móvil mediante desnaturalización,
 - (3) permitir que el colágeno se enfríe mientras se mantiene la presión para sellar el vaso.

REIVINDICACIONES

1. Pinza electroquirúrgica que comprende:

5 un par de elementos de mordaza que pueden pivotar entre sí para abrir y cerrar un espacio entre ellos, comprendiendo el par de elementos de mordaza un primer elemento de mordaza y un segundo elemento de mordaza que está fijado de forma giratoria al primer elemento de mordaza mediante una junta de pivote situada en un extremo proximal del primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza;

10 un par de elementos conductores alargados montados en el par de elementos de mordaza adyacentes al espacio; y
 un cable coaxial para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o energía de microondas, en la que la junta de pivote incluye una abertura para recibir el cable coaxial, y en la que el par de elementos conductores alargados están conectados eléctricamente al cable coaxial y dispuestos para actuar como

15 (i) un electrodo activo y un electrodo de retorno para la energía de RF transportada por el cable coaxial, y
 (ii) una línea de transmisión con pérdidas no uniforme y no equilibrada para soportar la energía de microondas como onda de desplazamiento, siendo la línea de transmisión con pérdidas no uniforme y no equilibrada no resonante para la energía de microondas a lo largo de la onda de desplazamiento.

20

2. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 1, en la que el par de elementos de mordaza tiene una longitud de 5 mm o más y un ancho máximo de 2,4 mm o menos.

3. Pinza electroquirúrgica según las reivindicaciones 1 o 2, en la que el par de elementos de mordaza tiene una superficie exterior curva que se estrecha hacia el lado del cable coaxial.

25

4. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el cable coaxial está conectado al par de elementos de mordaza en un primer extremo del mismo y en donde el par de elementos de mordaza se extiende longitudinalmente alejándose del cable coaxial.

30

5. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 4, en la que el par de elementos de mordaza comprende un primer elemento de mordaza y un segundo elemento de mordaza, teniendo el primer elemento de mordaza una primera superficie interna que está opuesta a una segunda superficie interna en el segundo elemento de mordaza de un lado al otro del espacio y la primera superficie interna y la segunda superficie interna se extienden longitudinalmente a lo largo de sus respectivos elementos de mordaza.

35

6. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 5, en la que el par de elementos conductores alargados comprende un primer elemento conductor alargado montado en la primera superficie interna y un segundo elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna.

40

7. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 5, en la que el par de elementos conductores alargados comprende un primer elemento conductor alargado montado en la primera superficie interna y un segundo elemento conductor alargado montado en la primera superficie interna, paralelo y separado del primer elemento conductor alargado.

8. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 7, que incluye un segundo par de elementos conductores alargados, comprendiendo el segundo par de elementos conductores alargados un tercer elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna y un cuarto elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna, paralelo a y separado del tercer elemento conductor alargado.

45

9. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 8, en la que el tercer elemento conductor alargado y el cuarto elemento conductor alargado están posicionados para reflejar el primer elemento conductor alargado y el segundo elemento conductor alargado.

50

10. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 9, en la que los elementos conductores alargados que están enfrentados entre sí de un lado al otro lado del espacio son de polaridades opuestas.

55

11. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 9, en la que los elementos conductores alargados que están enfrentados entre sí de un lado al otro del espacio son de la misma polaridad.

12. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que los elementos conductores alargados comprenden alambre o metal laminado que tiene una anchura de 0,25 mm o menos.

60

13. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que incluye un resorte dispuesto para impulsar el par de elementos de mordaza a una configuración abierta.

65

14. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la junta de pivote

comprende elementos cooperantes de acoplamiento formados en el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza.

5 15. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que incluye un manguito montado sobre el cable coaxial y el par de elementos de mordaza, pudiendo deslizarse el manguito con relación al par de elementos de mordaza para abrir y cerrar el espacio.

10 16. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la junta de pivote comprende un pasador de bisagra asegurado al cable coaxial, estando el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza montados de manera pivotante en el pasador de bisagra.

15 17. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 16, que incluye un miembro de cierre de mordaza asegurado al primer elemento de mordaza y al segundo elemento de mordaza, siendo el miembro de cierre de mordaza móvil con respecto al cable coaxial.

18. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 17, en la que el miembro de cierre de mordaza es una barra de tracción que se extiende a lo largo del cable coaxial o un manguito de tracción montado alrededor del cable coaxial.

20 19. Pinza electroquirúrgica según las reivindicaciones 17 o 18 que incluye un mecanismo de trinquete conectado al miembro de cierre de la mordaza para permitir el movimiento relativo de los elementos de mordaza entre una pluralidad de posiciones de separación preestablecidas.

25 20. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que los elementos conductores alargados tienen una porción distal contorneada.

21. Pinza electroquirúrgica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que cada elemento de mordaza en el par de elementos de mordaza tiene una carcasa de refuerzo en su extremo proximal.

30 22. Pinza electroquirúrgica según la reivindicación 21, en la que la carcasa de refuerzo está hecha de material eléctricamente conductor y está conectada eléctricamente entre un conductor externo del cable coaxial y uno del par de elementos conductores alargados.

35 23. Pinza electroquirúrgica según las reivindicaciones 21 o 22, en la que los elementos de mordaza están configurados para transmitir una fuerza de compresión al tejido agarrado entre ellos.

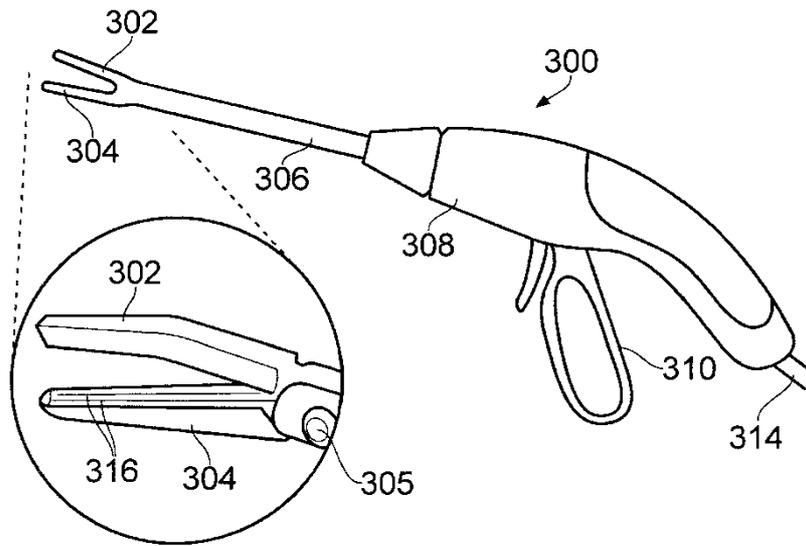


FIG. 1

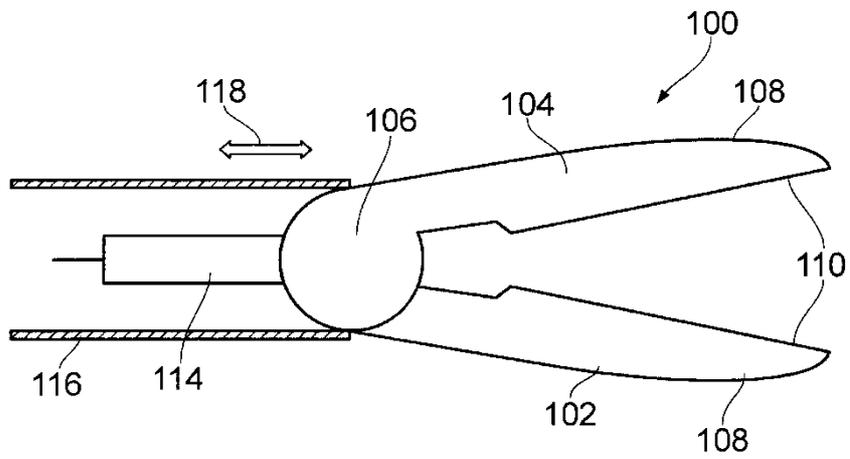


FIG. 2

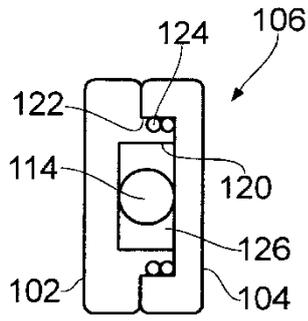


FIG. 3A

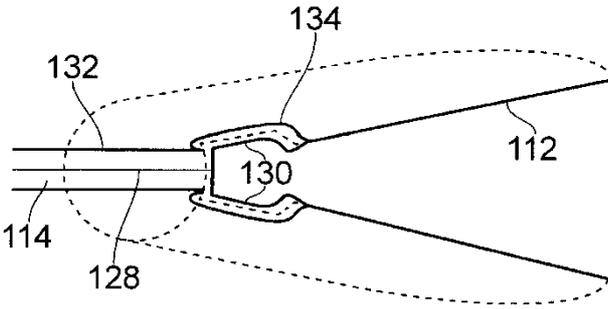


FIG. 3B

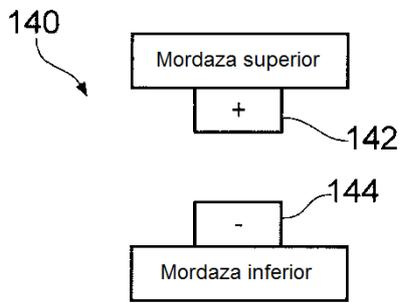


FIG. 4A

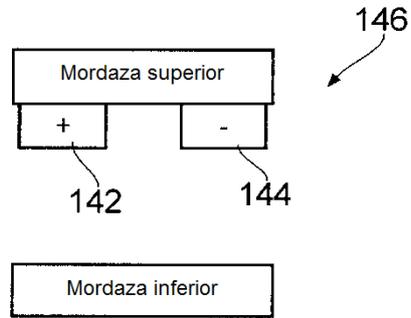


FIG. 4B

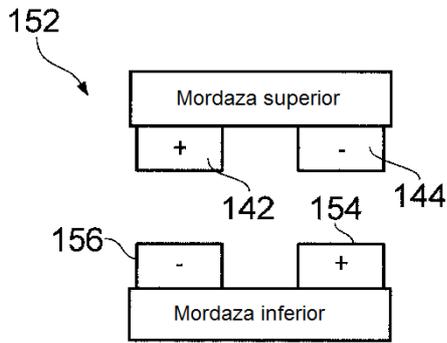


FIG. 4C

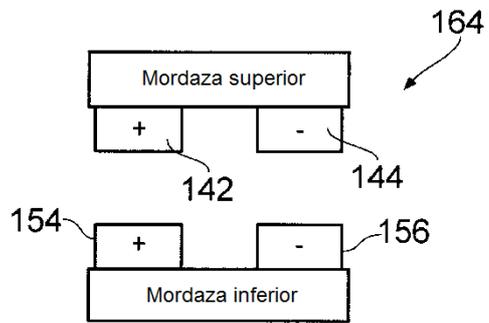


FIG. 4D

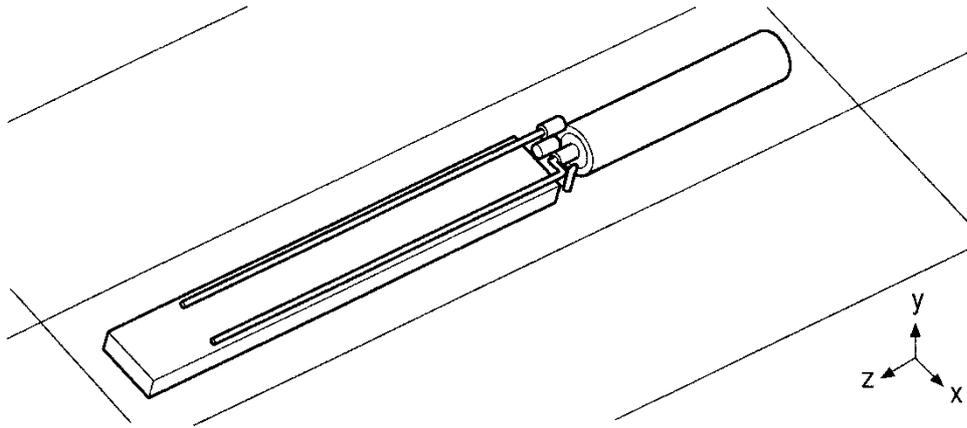


FIG. 5A

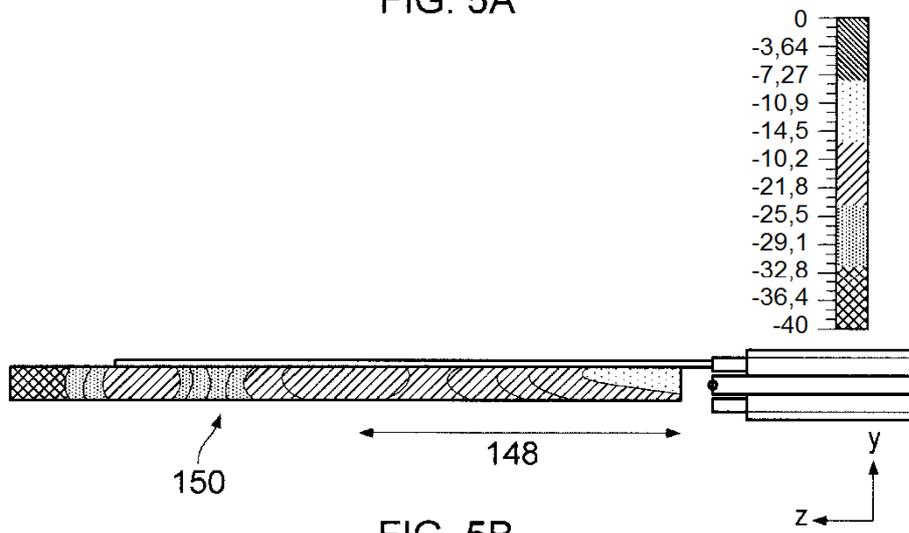


FIG. 5B

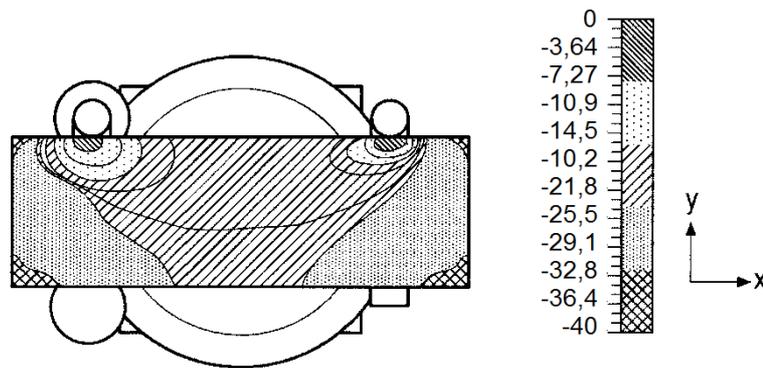


FIG. 5C

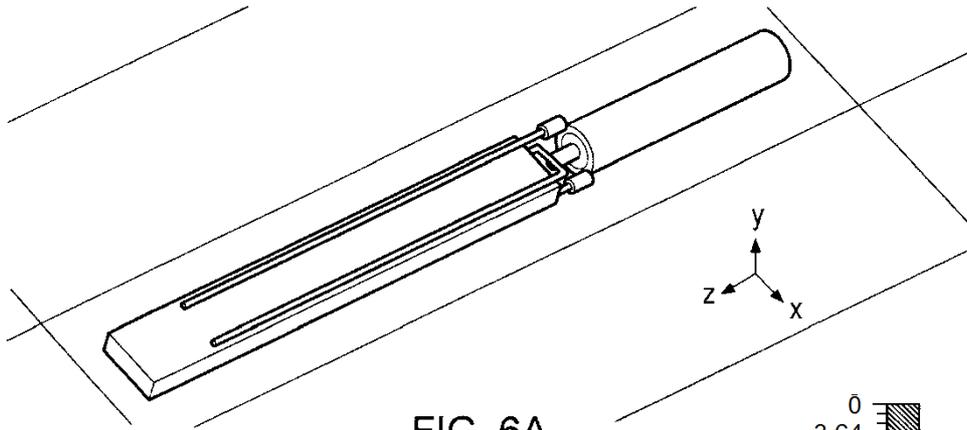


FIG. 6A

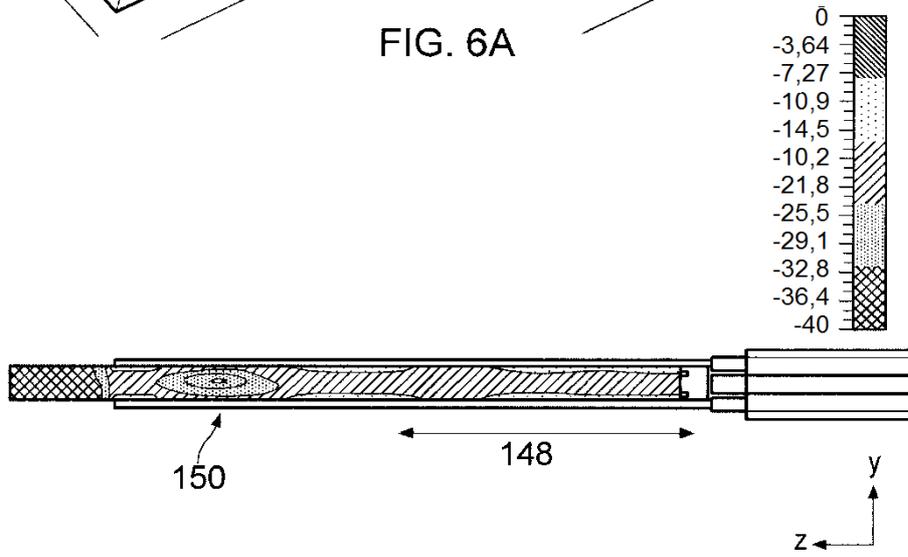


FIG. 6B

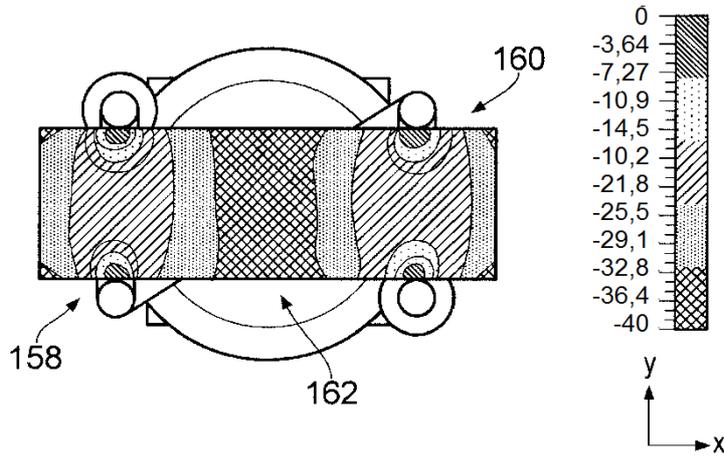


FIG. 6C

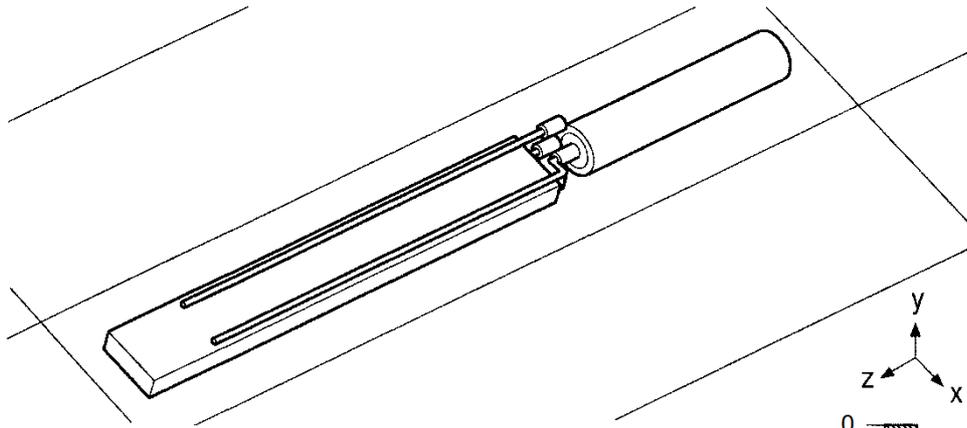


FIG. 7A

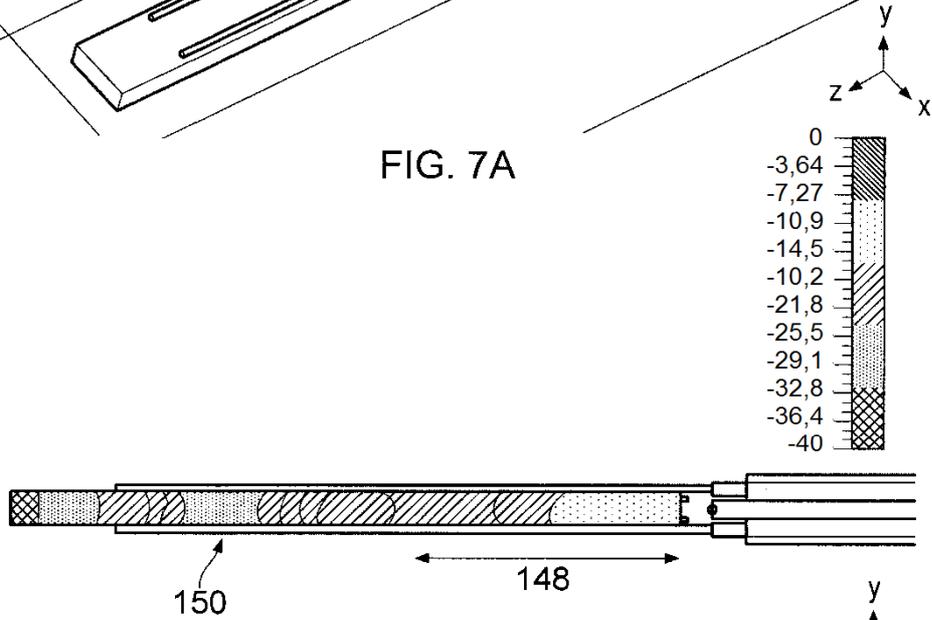


FIG. 7B

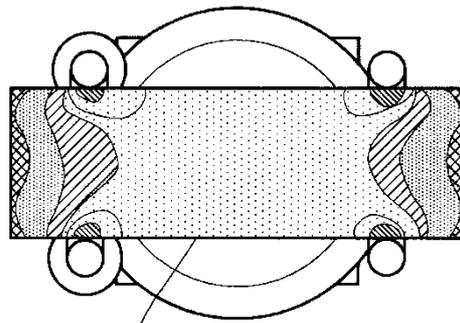
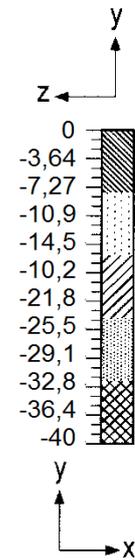


FIG. 7C



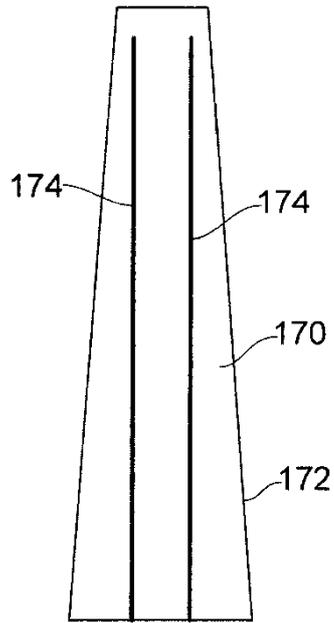


FIG. 8A

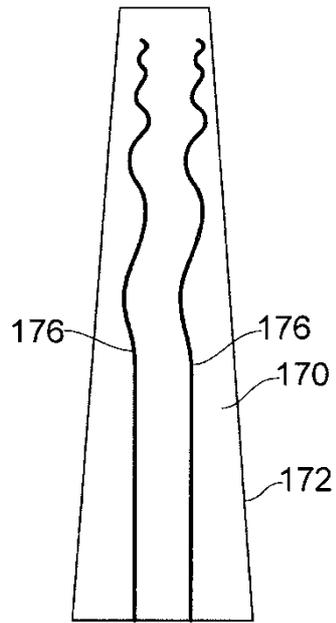


FIG. 8B

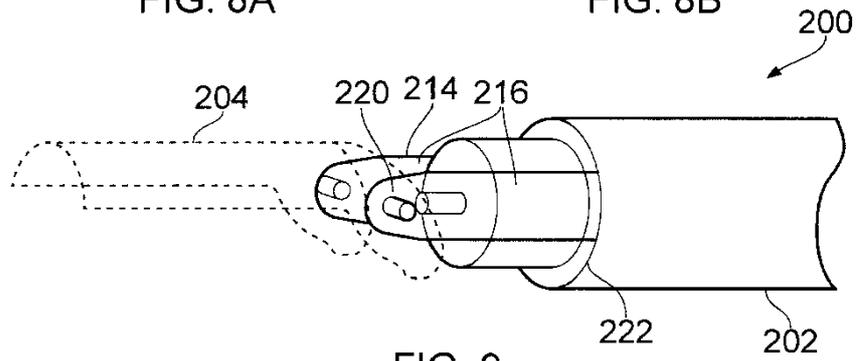


FIG. 9

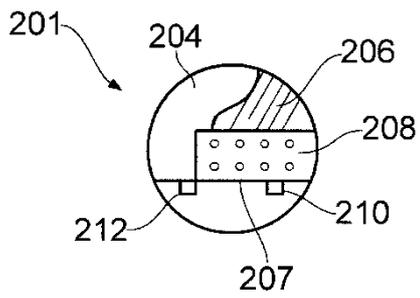


FIG. 10

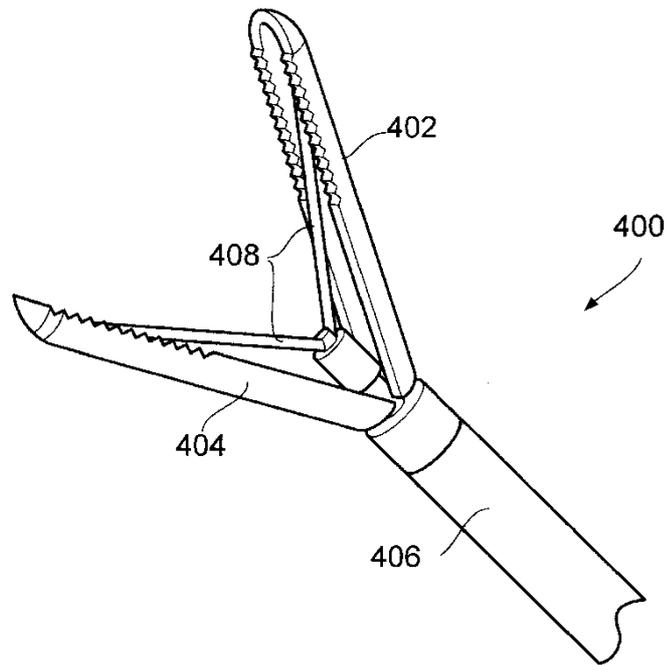


FIG. 11

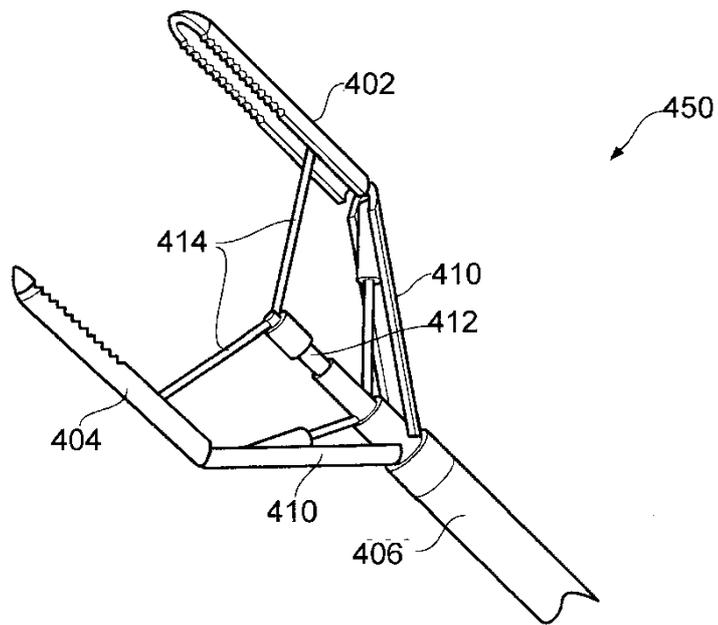


FIG. 12