

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 773 201**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/18** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.12.2014** **E 18160694 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.12.2019** **EP 3369393**

54 Título: **Pinzas electroquirúrgicas para suministrar energía de RF y/o de 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:

**09.07.2020**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

**ES 2 773 201 T3**

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

**DESCRIPCIÓN**

Pinzas electroquirúrgicas para suministrar energía de RF y/o de microondas a un tejido biológico

**5 Campo de la invención**

La invención se refiere a pinzas electroquirúrgicas para sujetar tejido biológico y para suministrar energía de microondas al tejido sujeto 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 se puede aplicar a pinzas que se pueden insertar en el canal del instrumento de un endoscopio o un gastroscopio, o se pueden usar en cirugía laparoscópica o cirugía abierta.

**Antecedentes de la invención**

Se conocen pinzas capaces de suministrar energía térmica en el tejido biológico sujeto. Por ejemplo, se sabe 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 los vasos mediante la desnaturalización térmica de las proteínas de la matriz extracelular dentro de la pared del vaso. La energía térmica puede cauterizar también el tejido sujeto y facilitar la coagulación.

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. Se hace referencia al documento US2013/0274733 A1.

**Sumario de la invención**

En su forma más general, la presente invención proporciona unas pinzas electroquirúrgicas en las que uno o más pares de estructuras de líneas de transmisión con pérdida desequilibrada no resonante se disponen en las superficies internas de las mordazas de las pinzas proporcionan tanto (i) electrodos activos como de retorno para una señal de radiofrecuencia (RF), y (ii) estructuras con pérdida para entregar una señal de microondas en el tejido biológico junto con una disposición de sujeción mecánica para aplicar presión al material contenido dentro de las mordazas. La ubicación de los pares de líneas de transmisión en las mordazas de las pinzas y la selección del material de las mordazas se dispone para garantizar que cualquier tejido biológico sujeto 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 sujeción mecánica puede formar un sello con el tejido sujeto debido al comportamiento elástico del tejido y/o las mordazas de las pinzas, lo que puede garantizar que la energía se entregue de forma controlable en el tejido sujeto.

Por tanto, de acuerdo con la invención, se proporciona una pinza electroquirúrgica como se establece en la reivindicación 1. La pinza electroquirúrgica puede ser como se establece en las reivindicaciones dependientes. En el presente documento, la expresión "estructura de línea de transmisión con pérdida" puede significar una línea de transmisión con pérdida desequilibrada no uniforme para soportar la energía de microondas como una onda viajera, la línea de transmisión con pérdida desequilibrada no uniforme siendo no resonante para la energía de microondas a lo largo de la onda viajera. 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 en las que el electrodo debe formar una antena radiante. Por consiguiente, Hay más flexibilidad en la elección de la forma de los elementos de mordaza.

Aquí la expresión "no resonante" puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión (a lo largo de la onda viajera de energía de microondas) está configurada para inhibir múltiples reflejos de la onda viajera, es decir, para evitar o inhibir la creación de una onda estacionaria radiante. En la práctica, esto puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión es sustancialmente diferente de un múltiplo de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas (es necesario evitar una cantidad par o impar, dependiendo de si el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto o un cortocircuito). Es particularmente deseable que la línea de transmisión no sea resonante cuando hay tejido biológico en el espacio, es decir, en contacto con los elementos de mordaza. Por tanto, la longitud eléctrica de la línea de transmisión se puede configurar para evitar que un múltiplo de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas cuando la línea de transmisión se carga con el tejido biológico de esta manera. Preferentemente, el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto, puesto que esto puede permitir que el dispositivo funcione con energía de radiofrecuencia (RF) y energía de microondas.

La formación de una línea de transmisión no resonante puede evitar que el dispositivo irradie. Por lo tanto, la energía de microondas se transmite al tejido a través de la filtración de la estructura de la línea de transmisión. Al establecer

la longitud de la línea de transmisión con conocimiento del nivel de pérdida en el tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas, las pinzas electroquirúrgicas de la invención pueden disponerse para suministrar sustancialmente toda la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión en un solo tránsito de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión.

5 En otras palabras, Se selecciona la geometría de la línea de transmisión. por ejemplo, basándose en simulaciones o similares, de tal manera que exhibe una alta pérdida en el tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas. De forma similar, la geometría de la línea de transmisión puede garantizar que se pierda mucha menos potencia cuando no hay tejido en el hueco. sino aire en su lugar. Por ejemplo, el dispositivo puede presentar una  
10 pérdida de retorno de aproximadamente 1 dB, es decir, el 80 % de la energía se refleja en el generador, en comparación con el 20 % cuando hay tejido allí. Por tanto, se puede proporcionar una potencia cuatro veces mayor cuando hay tejido en el hueco. El tejido biológico tiene pérdida, es decir, es un buen absorbente de energía de microondas.

15 Preferentemente, el par de elementos de mordaza definen unas pinzas de nariz larga, por ejemplo, cuando las mordazas tienen una apariencia similar a la de Gharial. Por ejemplo, la longitud de los elementos de mordaza puede ser más del doble, preferentemente más de 2,5 veces, su anchura máxima. 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 una anchura máxima de 2,4 mm o menos. En otra realización, el par de elementos de  
20 mordaza puede tener una longitud de 10 mm o más, preferentemente 20 mm o más. En realizaciones en las que el dispositivo se usa por vía laparoscópica o en cirugía abierta, La anchura de las mordazas puede ser superior a 2,4 mm. por ejemplo, 3 mm o más. El par de elementos de mordaza puede tener una superficie externa curva, por ejemplo, proporcionar las pinzas una sección transversal sustancialmente circular para facilitar su inserción a través del canal del instrumento del endoscopio. El par de elementos de mordaza puede ahusarse lejos del cable coaxial, es decir, se estrechan hacia un extremo distal. Esto puede ayudar a las pinzas a negociar esquinas o curvas en el canal del instrumento.

30 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 lejos del cable coaxial. Como se explica a continuación, el par de elementos de mordaza puede verse obligado a moverse con el cable coaxial, Por ejemplo, en relación con algunos medios para abrir y cerrar las mordazas. El cable coaxial puede incluir un soporte adecuado para asegurarlo al par de elementos de mordaza.

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

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

50 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, paralela y separada 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. De este modo, la superficie interna puede suministrar energía al tejido en contacto con el mismo de manera consistente.

55 En una realización preferida, ambos elementos de mordaza tienen un par de elementos conductores alargados en sus respectivas superficies internas. Por tanto, las pinzas pueden incluir un segundo par de elementos conductores alargados, el segundo par de elementos conductores alargados que comprende un tercer elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna y un cuarto elemento conductor alargado montado en la segunda superficie interna, paralela y separada del tercer elemento conductor alargado. Esta disposición significa que la energía puede ser entregada desde ambos elementos de mordaza en el tejido que está sujeto en el espacio. Para lograr un perfil consistente de entrega 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. Preferentemente, Los elementos conductores alargados que se enfrentan entre sí a través del espacio son de la misma polaridad.

65 Los elementos conductores alargados pueden comprender cualquier conductor adecuadamente delgado. Los

- materiales con alta conductividad pueden ser deseables, por ejemplo, plata oro o acero inoxidable. Por ejemplo, pueden ser de alambre o metal plateado, por ejemplo, con una anchura de 0,25 mm o menos. Los elementos conductores pueden ser rectos. Sin embargo, en una realización, los elementos conductores alargados pueden tener un contorneado, por ejemplo, meandros, porción distal Esta estructura puede reducir la señal reflejada (por ejemplo, alargando efectivamente el elemento conductor). Asimismo, aumentando la extensión de la convolución hacia el extremo distal, la cantidad de potencia perdida sobre el área de la superficie interna puede hacerse mayor incluso porque hay más líneas de transmisión en las regiones distales de baja intensidad de señal y menos líneas de transmisión en las regiones proximales de alta intensidad de señal.
- 5
- 10 Las pinzas pueden incluir un resorte dispuesto para impulsar al par de elementos de mordaza a una configuración abierta. En las realizaciones donde las pinzas deben 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 abertura y cierre a lo largo del endoscopio. Al proporcionar un resorte, por ejemplo, un resorte de torsión en miniatura en la junta de pivote o un conector con resorte entre los elementos conductores alargados y el cable coaxial, La fuerza que necesita transferirse por el endoscopio se puede reducir.
- 15
- El par de elementos de mordaza puede comprender un primer elemento de mordaza y un segundo elemento de mordaza que está asegurado de forma giratoria al primer elemento de mordaza a través de una junta de pivote ubicada en un extremo proximal del primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza. La junta de pivote puede ser integral al par de elementos de mordaza. Por ejemplo, la junta de pivote puede comprender elementos de acoplamiento cooperantes formados en el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza. Los elementos cooperantes pueden ser del tipo copa y bulón, en los que el giro relativo (del bulón en la copa) se permite, pero la separación de la copa y el bulón está restringida.
- 20
- 25 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 huecos o recortes en el par de elementos de mordaza, que se reflejan para formar un paso a través de los elementos de mordaza cuando están interconectados.
- 30
- 35 Las pinzas pueden incluir un manguito montado sobre el cable coaxial y el par de elementos de mordaza, el manguito puede deslizar en relación con el 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 pasar sobre ellos. El deslizamiento del manguito con respecto al cable coaxial se puede realizar bajo el control de un mecanismo de cierre de la mordaza en un mango de las pinzas. 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 con láser.
- 40
- 45 En una realización alternativa, la junta de pivote puede comprender un pasador de bisagra asegurado al cable coaxial, el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza están montados de manera pivotante en el pasador de bisagra. En esta disposición, las mordazas se pueden abrir y cerrar moviéndolas en relación con el cable coaxial. Por lo tanto, las pinzas pueden incluir un miembro de cierre de mordaza asegurado al primer elemento de la mordaza y al segundo elemento de la mordaza, El miembro de cierre de mordaza es móvil con respecto 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.
- 50
- 55 Para proporcionar resistencia estructural a cada elemento de la mordaza, las pinzas pueden proporcionar una carcasa o cubierta de refuerzo en un extremo proximal de cada uno de los elementos de mordaza. En una realización preferida, la carcasa de refuerzo puede realizar una doble función. En este caso, la carcasa de refuerzo puede fabricarse de material conductor de electricidad, y puede conectarse eléctricamente entre un conductor externo del cable coaxial y uno del par de elementos conductores alargados. El elemento de mordaza puede ser capaz de transmitir una fuerza, por ejemplo, una presión física, sobre el material sujeto entre los elementos de mordaza. La presión aplicada puede ser suficiente para cerrar o cerrar parcialmente un vaso sanguíneo sujeto antes de la aplicación de energía de RF o microondas para facilitar un 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 rasgar o romper el tejido durante la apertura de las mordazas después de sellar el vaso.
- 60
- 65 En el presente documento, 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 provoque la estimulación nerviosa y lo suficientemente baja como para evitar que la energía provoque el blanqueo del tejido o un margen térmico innecesario o daño a la estructura del tejido. Las frecuencias puntuales preferidas para la energía de RF incluyen una o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400kHz, 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, las pinzas electroquirúrgicas de la invención se pueden configurar para insertarse en un canal de instrumento de un endoscopio, o pueden disponerse para utilizarlas en cirugía laparoscópica o en un procedimiento NOTES o en un procedimiento general abierto.

5 Las pinzas pueden 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 una empuñadura y gatillo de tracción en comunicación con el par de elementos de mordaza a través de uno o más alambres de tracción. En una implementación, el mecanismo de cierre de la 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 sujeto entre los elementos de mordaza. Al fijar la posición de los elementos de mordaza, La presión puede mantenerse sustancialmente constante durante el tratamiento. Asimismo, La magnitud de la presión aplicada puede estar relacionada con la posición del trinquete, lo que puede permitir que se utilicen configuraciones de tratamiento fácilmente repetibles.

15 El par de elementos de mordaza puede ser giratorio, Por ejemplo, girando el cable coaxial o manguito. El dispositivo puede incluir medios para girar las mordazas *in situ*. Por ejemplo, se puede montar un mango, por ejemplo, recortado, en el cable coaxial, por ejemplo, en un extremo proximal del mismo. el giro del cable coaxial utilizando el mango puede transferirse a los elementos de mordaza. El mango puede estar integrado con un actuador (por ejemplo, un deslizador o similar) para el mecanismo de cierre de la mordaza.

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

## 25 Breve descripción de los dibujos

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

30 la Figura 1 es un dibujo esquemático de unas pinzas electroquirúrgicas que son una realización de la invención; la Figura 2 es una vista lateral esquemática de unas pinzas electroquirúrgicas que son una realización de la invención;

la Figura 3A es una vista en sección transversal a través de las pinzas electroquirúrgicas de la Figura 2; la Figura 3B es una vista en sección transversal longitudinal parcial a través de las pinzas electroquirúrgicas de la Figura 2;

35 la Figura 4A es una primera configuración de línea de transmisión para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención;

la Figura 4B es una segunda configuración de línea de transmisión para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención.

40 la Figura 4C es una tercera configuración de línea de transmisión para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención.

la Figura 4D es una cuarta configuración de línea de transmisión para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención;

45 la Figura 5A es una vista en perspectiva de una estructura modelada correspondiente 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 sangre;

50 la Figura 6A es una vista en perspectiva de una estructura modelada correspondiente a la configuración de la línea de transmisión de la Figura 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 la 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 sangre;

55 la Figura 7A es una vista en perspectiva de una estructura modelada correspondiente a la configuración de la 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;

60 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 sangre;

la Figura 8A es una vista en planta esquemática de una primera disposición de electrodos para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención.

65 la Figura 8B es una vista en planta esquemática de una segunda disposición de electrodos para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención.

la Figura 9 es una vista lateral parcial esquemática de un pinzas electroquirúrgico que es otra realización de la

invención.

la Figura 10 es una vista en sección transversal a través de un elemento de mordaza que puede usarse en unas pinzas electroquirúrgicas que es otra realización de la invención.

5 la Figura 11 es una vista en perspectiva esquemática de unas pinzas electroquirúrgicas que son una realización de la invención; y

la Figura 12 es una vista en perspectiva esquemática de otras pinzas electroquirúrgicas que son una realización de la invención.

10 **Descripción detallada; Otras opciones y preferencias**

La presente invención proporciona una estructura de pinzas electroquirúrgicas que se pueden manejar 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 las pinzas se puede seleccionar en consecuencia.

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

20 Los elementos de mordaza de las pinzas electroquirúrgicas de la presente invención tienen una configuración de electrodo que les permite suministrar energía de radiofrecuencia (RF) o microondas al tejido que se sujeta entre ellos. La finalidad de las pinzas es sujetar (es decir, aplicar presión) al tejido y cortar, coagular o cauterizar la porción sujeta entre las pinzas usando la energía de RF o microondas. Tener pinzas más largas puede permitir sujetar secciones más largas de tejido.

30 Para sellar efectivamente los vasos sanguíneos, es necesario producir la hemostasia en las arterias, venas y haces de tejidos. La energía de microondas es efectiva para este fin, puesto que puede crear un tapón o región de coagulación a una profundidad controlable (relacionada con el cuadrado de la intensidad del campo eléctrico, 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 sello efectivo. Es beneficioso que la entrega de energía se combine con la aplicación de presión al vaso, por ejemplo, sujetándolo entre un par de elementos de mordaza.

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

50 Un área particular de uso prevista para la invención es la eliminación de pólipos, por ejemplo, del tracto gastrointestinal, cortando (y sellando) a través del tallo del pólipo. Tener una nariz más larga puede hacer que la invención sea útil para eliminar pólipos con tallos, es decir, diámetro, más grandes.

Para permitir que el dispositivo entregue tensión y corriente de RF bipolar, así como energía de microondas, Las estructuras de los electrodos en los elementos de mordaza de las pinzas son líneas de transmisión cuyos extremos se disponen para ser un circuito abierto.

55 Puesto que el dispositivo necesitará suministrar energía de microondas y/o RF cuando los elementos de mordaza estén 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 preferentemente ambas mordazas de las pinzas incluyen líneas de transmisión con pérdida desequilibrada.

60 La Figura 1 muestra una vista esquemática de unas pinzas de microondas endoscópicas 300 que son una realización de la invención. Las pinzas 300 comprenden un cuerpo 308 que tiene un cable de alimentación flexible 306 que se extiende desde él. El cable de alimentación 306 no está dibujado a escala; tiene una longitud y un diámetro adecuados para insertarlos en el canal del instrumento de un endoscopio (no se muestra). El cable puede tener un diámetro total de menos de 2,8 mm para poder insertarlo en el canal del instrumento de un endoscopio o un gastroscopio. El cable puede tener una longitud de 2 m o más. El cable de alimentación 306 comprende un manguito

exterior que contiene el cable coaxial y un mecanismo de apertura de mordaza (descrito a continuación). En un extremo distal del cable 306 hay un par de elementos de mordaza 302, 304, que son pivotables entre sí alrededor de una bisagra 305 para abrir y cerrar un espacio entre sus superficies opuestas bajo el control del mecanismo de apertura de mordaza.

5 El cuerpo 308 incluye una empuñadura 310 y un gatillo de tracción 312 que acciona el mecanismo de cierre de la mordaza. El gatillo de tracción 312 puede ser como alternativa un deslizador mecánico o cualquier otro mecanismo adecuado que permita abrir y cerrar las mordazas para aplicar presión al material entre la superficie opuesta de los elementos de mordaza 302, 304. El cuerpo 308 está conectado por un cable adecuado 314 a un generador electroquirúrgico (no mostrado) capaz de generar energía de RF y microondas. Un generador adecuado para este fin se describe en el documento WO 2012/076844. Este generador se dispone para medir en tiempo real la potencia suministrada 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 se puede utilizar para controlar un perfil de suministro de energía con el fin de producir un buen sello. Puesto que el calentamiento reduce 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, que se detecta en cambios en la potencia entregada.

10 Un par de líneas de transmisión 316 se forman en la superficie interior del elemento de mordaza inferior 304. Las líneas de transmisión 316 pueden fabricarse de alambre (por ejemplo, varillas metálicas que tienen un diámetro de 0,25 mm o similar) o pueden ser líneas de bandas metálicas (por ejemplo, que tienen un ancho de 0,25 mm). En esta realización, Las líneas de transmisión 316 discurren paralelas entre sí.

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

20 La Figura 2 muestra una vista esquemática de pinzas electroquirúrgicas 100 que son 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 ubicada en sus extremos proximales. Los detalles de la junta de pivote 106 se describen a continuación con referencia a la Figura 3A. Cada elemento de la mordaza puede comprender un cuerpo formado por un material dieléctrico con una constante dieléctrica baja, como el 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 sujetando tejido biológico.

25 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 externa suavemente curvada 108 y una superficie de acoplamiento interna 110. Las superficies de acoplamiento internas 110 se oponen entre sí de tal manera que el tejido se puede sujetar entre las mismas cuando está en uso. Las superficies internas de acoplamiento 110 son planas en esta realización, pero se pueden usar otros perfiles de superficie.

30 Una o ambas de las superficies de acoplamiento internas 110 tienen una configuración de electrodo 112 (véase Figura 3B) unida o montada de otro modo sobre la misma. La configuración de electrodo queda expuesta de modo que entren en contacto con el tejido en uso. Los detalles adicionales de las configuraciones de electrodos que se pueden usar en la presente invención se analizan a continuación con referencia a las Figuras 4A a 4D.

35 Un cable coaxial 114 alimenta el 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 se conectan a la configuración del electrodo 112 (véase Figura 3B).

40 El cable coaxial 114 y las pinzas 110 se montan en un manguito 116. El manguito 116 es deslizable con respecto al cable coaxial y las pinzas 110 en la dirección de la flecha 118 para que pueda moverse sobre la parte proximal de las pinzas 110 para cerrar las mordazas. El cable coaxial se puede asegurar a un soporte rígido (véase Figura 9) para que la junta de pivote pueda transmitir una fuerza de compresión (empuje) y una fuerza de tensión (tracción) en las pinzas. El extremo distal del cable coaxial puede también reforzarse para este fin. 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 varillas de tracción o puede ser directa.

45 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-bulón entre formaciones cooperantes en los elementos de mordaza 102, 104. El primer elemento de mordaza 102 tiene un bulón sobresaliente 120 que se está recibiendo en una copa cooperante 122 formada en el segundo elemento de mordaza 104. El bulón 120 puede incluir una brida de retención (no mostrada) que encaja a presión en una ranura correspondiente en la copa 122 para asegurar la unión en un sentido axial, mientras que también permite el giro.

Tanto la copa como el bulón pueden incluir un recorte circunferencial en el lado proximal de la junta de pivote. Los recortes cooperan para formar una abertura 126 a través de la junta de pivote 106, que puede recibir el extremo distal del cable coaxial 114. Aunque no se muestra aquí, el cable coaxial 114 puede estar asegurado a las superficies internas de la junta pivotante 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 delante y hacia atrás del cable coaxial 114 con relación al manguito 116.

Se puede montar un pequeño resorte de torsión 124 en la junta de pivote 106. El resorte de torsión 124 puede aplicar un par que empuja a los elementos de mordaza a separarse. El par puede seleccionarse de modo que no sea lo suficientemente fuerte como para forzar el manguito a lo largo del cable coaxial, sino que ayuda a la apertura manual de las mordazas.

La Figura 3B muestra un dibujo esquemático de las conexiones eléctricas que se realizan 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 por un primer elemento de varillaje conductor 130. El primer elemento de varillaje 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. Como alternativa, el varillaje conductor puede ser un contacto de resorte, que también puede proporcionar una fuerza de sesgo que ayuda a abrir las mordazas.

De forma similar, el conductor externo 132 del cable coaxial 114 está conectado eléctricamente a la configuración del electrodo 112 en la superficie interna de cada elemento de mordaza por un segundo elemento de varillaje conductor 134. De nuevo, el segundo elemento de varillaje conductor puede ser un cable flexible corto o una sección metalizada del elemento de mordaza. Sin embargo, en una disposición alternativa, la superficie externa del extremo proximal de ambos elementos de mordaza puede estar encerrada en una carcasa metálica. La carcasa metálica puede actuar como el segundo elemento de varillaje 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 describe a continuación con referencia a la Figura 10.

La Figura 4A muestra una vista en sección transversal de una configuración de primer electrodo (línea de transmisión) 140 para unas pinzas electroquirúrgicas que es una realización de la invención. La primera configuración de electrodo comprende dos líneas de transmisión de cable (o microtira) 142, 144, con un cable en cada mordaza. De esta forma, si las mordazas son paralelas, la transmisión por 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, con casi toda la potencia viajando en el tejido entre las mordazas. La uniformidad del calentamiento dependerá de las propiedades de microondas del tejido, es decir, permisividad relativa y conductividad.

Esta configuración es menos favorecida porque, para un tejido altamente absorbente o una amplia separación de las mordazas, la potencia de microondas puede ser absorbida casi por completo cerca del extremo de alimentación. Si las mordazas no son paralelas, pero están bastante 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 (línea de transmisión) de electrodo 146. La segunda configuración de electrodo 146 comprende dos líneas de transmisión de cable (o microtiras) 142, 144 formadas en la misma mordaza. De esta forma, los cables forman una línea de transmisión de cable 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 viajará a través del tejido y calentará el tejido cerca de la línea de transmisión. El calentamiento se realizará preferentemente cerca de los cables. El patrón de calentamiento será independiente de hasta qué punto están cerradas 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 viaja fuera del tejido, el calentamiento puede extenderse más a lo largo de las mordazas. Si la absorción es baja, cierta potencia se reflejará desde el extremo del circuito abierto de la línea de transmisión y provocará un calentamiento mejorado cerca del final, y en algunos casos, el calentamiento reducida a poca distancia del extremo, debido a la interferencia entre la energía de microondas reflejada y saliente.

La geometría de esta configuración, especialmente la separación fija del cable que es independiente de qué tanto se cierran las mordazas, es adecuado para suministrar energía bipolar de RF.

Un ejemplo de esta geometría fue simulado usando CST Microwave Studio®, para una carga de sangre de 1 mm de espesor, con alambres de 0,25 mm de diámetro con sus centros separados por 2 mm. Estos fueron alimentados desde un cable coaxial modelado (basándose en un cable Sucoform 047 con un diámetro exterior de 1,2 mm) usando la disposición simple que se muestra en la Figura 5A, lo que dio aproximadamente una pérdida de retorno de 5 dB.

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, el calentamiento se reduce y hay un nulo 150 causado por interferencia destructiva debido a la reflexión desde el extremo.

5 La vista en sección transversal de la simulación que se muestra en la Figura 5C ilustra que el calentamiento se extiende por 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.

10 La Figura 4C muestra una vista en sección transversal de una tercera configuración (línea de transmisión) de electrodo 152. La tercera configuración de electrodo 152 comprende cuatro líneas de transmisión de cable 142, 144, 154, 156, dos en cada mordaza, con polaridades opuestas enfrentadas en la otra mordaza.

15 De esta forma, cada mordaza se comportará como se muestra en la Figura 4B cuando las mordazas estén muy separadas. Por lo tanto, habrá calentamiento en ambos lados del tejido, lo que puede ser ventajoso. Sin embargo, cuando las mordazas están 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 cable de polaridad opuesta en la otra mordaza. Debido a esto, el calentamiento puede estar más concentrado cerca del extremo de alimentación, particularmente porque en este extremo las mordazas estarán más juntas en la mayoría de los escenarios.

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

25 Un ejemplo de esta geometría fue simulado usando CST Microwave Studio®, para una carga de sangre de 1 mm de espesor, con alambres de 0,25 mm de diámetro con sus centros separados 2 mm (es decir, 1,75 mm entre los bordes exteriores de los alambres). Estos fueron alimentados desde un cable coaxial modelado (basándose en un cable Sucoform 047 con un diámetro exterior de 1,2 mm) usando la disposición simple que se muestra en la Figura 6A, lo que dio aproximadamente una pérdida de retorno de 5 dB.

30 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 debido a la reflexión desde el extremo.

35 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 medio. El calentamiento es principalmente entre los cables en las mordazas opuestas, no entre cables en la misma mordaza.

40 La Figura 4D muestra una vista en sección transversal de una cuarta (y más preferida) configuración (línea de transmisión) de electrodo 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.

45 De esta forma, cada mordaza se comportará como se muestra en la Figura 4B cuando las mordazas estén muy separadas y cuando estén juntas. El calentamiento será de ambas mordazas.

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

55 Un ejemplo de esta geometría fue simulado usando CST Microwave Studio®, para una carga de sangre de 1 mm de espesor, 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 fueron alimentados desde un cable coaxial modelado (basándose en un cable Sucoform 047 con un diámetro exterior de 1,2 mm) usando la disposición simple que se muestra en la Figura 7A, lo que dio una pérdida de retorno de aproximadamente 5 dB.

60 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 debido a la reflexión desde el extremo.

65 El perfil de calentamiento en toda la profundidad de la sangre se muestra en la Figura 7C. Hay una banda ancha 166 de calefacción, entre los cuatro cables

La Figura 8A muestra una vista en planta de una superficie interna 170 de un elemento de mordaza 172. Un par de

tiras conductoras 174, por ejemplo, de alambre o una tira de metal depositada, proporcionan la configuración de electrodo mencionada anteriormente. Las tiras conductoras 174 son rectas y paralelas. Como se ha mencionado anteriormente, un efecto secundario de esta disposición es un nulo en la energía de microondas suministrada a aproximadamente tres cuartos de la trayectoria 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 tienen una porción distal que está enrevesada en lugar de recta para reducir o minimizar el efecto nulo. La trayectoria enrevesada aumenta efectivamente la longitud de las líneas de transmisión de forma que reduce los reflejos desde el extremo distal y, por lo tanto, reduce la magnitud del nulo.

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 la mordaza es una construcción de tres piezas que comprende una carcasa metálica 204, un cuerpo de soporte 206, por ejemplo, de plástico rígido y una base dieléctrica 208, por ejemplo, de cerámica, para soportar el electrodo activo. El elemento de mordaza inferior y el cuerpo de soporte y la base dieléctrica del elemento de la mordaza superior se omiten de la Figura 9 para mayor claridad. En otra realización, el elemento de mordaza puede estar formado por un cuerpo de acero inoxidable, con porciones de metalización de oro formadas sobre el mismo para proporcionar el primer y segundo elementos conductores. En esta disposición, los elementos de mordaza pueden aislarse eléctricamente entre sí formando el mecanismo de pivote a partir de un material aislante como la cerámica. Por ejemplo, si se usa una bisagra, el pasador de la 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 sobre la otra.

La Figura 10 muestra una vista en sección transversal a través de las tres piezas del elemento de mordaza 201. Se puede ver que la superficie interna 207 del elemento de mordaza 201 tiene dos cables conductores 210, 212. El primer cable conductor 210 se monta en la base dieléctrica 208, que lo aísla del segundo cable conductor 212 y admite la propagación de energía de RF y microondas. El segundo cable conductor 212 es parte de la carcasa metálica 204. El cuerpo de soporte 206 es efectivamente un relleno eléctricamente aislante entre la carcasa metálica 204 y la base dieléctrica 208. Las superficies externas de la carcasa metálica 204 y el cuerpo de soporte 206 están conformadas para dar al elemento de mordaza una apariencia lisa hacia fuera.

Cada elemento de mordaza tiene su propia carcasa metálica 204 respectiva. Las carcasas metálicas 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 trozos que sobresalen hacia dentro que se acoplan con las ranuras correspondientes 220 en las carcasas metálicas 204. En uso, el cable coaxial se puede tirar o empujar en relación con un manguito circundante (no mostrado) para hacer que las carcasas metálicas 204 giren alrededor de la bisagra y, por lo tanto, abran y cierren las mordazas de las pinzas.

El elemento de bisagra 214 puede estar hecho de material conductor, y también puede actuar como un varillaje conductor entre el conductor externo 222 del cable coaxial 202 y la carcasa metálica 204. El conductor interno 224 del cable coaxial 202 puede estar conectado al primer cable conductor 210 por un elemento de varillaje conductor por separado (no mostrado), como un cable corto y flexible 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. Las pinzas 400 comprenden un par de 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 mordaza. En esta realización, el mecanismo de apertura de 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 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 de tipo pantógrafo que podría usarse en un pinzas electroquirúrgicas 450 que es una realización de la invención. Las pinzas 450 comprenden un par de elementos de mordaza 402, 404, que se montan de forma pivotante en un elemento de extensión 410, que a su vez se articula 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 mordaza. En esta realización, el mecanismo de apertura de 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 de conexión rígidas, de longitud fija 414 unidas de forma pivotante en su extremo distal. Cada varilla de conexión 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 de conexión separen a la fuerza los elementos de mordaza 402, 404.

En la realización que se muestra en la Figura 12, los elementos de mordaza pueden permanecer sustancialmente paralelos durante la apertura y el cierre.

Las pinzas se pueden usar en un método de sellado de vasos que comprende tres etapas:

- 5 (1) aplicar presión al vaso (por ejemplo, tallo de pólipo) sujetándolo entre los elementos de mordaza para acercar las paredes laterales opuestas del vaso,
- (2) aplicar energía de RF y/o energía de microondas al tejido comprimido para calentar el colágeno en su interior y hacerlo móvil a través de la desnaturalización,
- (3) permitir que el colágeno se enfríe mientras se mantiene la presión para sellar el vaso.

**REIVINDICACIONES**

1. Pinzas electroquirúrgicas (200) que comprenden:

5 un cable coaxial (202) para transportar energía de radiofrecuencia (RF) y/o energía de microondas; una junta de pivote montada en un extremo distal del cable coaxial (202);  
 un par de elementos de mordaza montados en la junta pivotante para poder pivotar uno con respecto al otro 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; y  
 10 un par de elementos conductores alargados montados en el par de elementos de mordaza adyacentes al espacio, en las que el par de elementos conductores alargados están conectados eléctricamente al cable coaxial (202) y dispuestos para actuar tanto como

15 (i) un electrodo activo y un electrodo de retorno para la energía de RF transportada por el cable coaxial (202),  
 y  
 (ii) una línea de transmisión con pérdida para soportar la propagación de la energía de microondas,

20 en donde la junta de pivote comprende un elemento de bisagra (214) asegurado en un extremo distal del cable coaxial (202), estando el par de elementos de mordaza montado de forma pivotante en el elemento de bisagra (214); y en donde el elemento de bisagra (214) comprende un par de barras de bisagra que se extienden longitudinalmente (216) aseguradas al extremo distal del cable coaxial (202).

2. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con la reivindicación 1, en las que el cable coaxial (202) está conectado al par de elementos de mordaza en un primer extremo del mismo, y en donde el par de elementos de mordaza se extienden longitudinalmente lejos del cable coaxial (202).  
 25

3. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en las que el primer elemento de mordaza comprende una primera superficie interna que se opone a una segunda superficie interna en el segundo elemento de mordaza a través del espacio, extendiéndose la primera superficie interna y la segunda superficie interna longitudinalmente a lo largo de sus respectivos elementos de mordaza.  
 30

4. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con la reivindicación 3, en las que el cable coaxial comprende un conductor interno separado de un conductor externo por un material dieléctrico, en donde el par de elementos conductores alargados comprende un primer elemento conductor conectado eléctricamente al conductor interno y un segundo elemento conductor conectado eléctricamente al conductor externo, y en donde tanto el primer elemento conductor como el segundo elemento conductor están formados en la primera superficie interna.  
 35

5. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con la reivindicación 4, en las que el segundo elemento conductor se extiende paralelo al primer elemento conductor y está aislado eléctricamente del primer elemento conductor.  
 40

6. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con las reivindicaciones 4 o 5, en las que el primer elemento de mordaza (201) comprende una carcasa conductora (204) y una base dieléctrica (208) configurada para soportar el primer elemento conductor.  
 45

7. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con la reivindicación 6, en las que el segundo elemento conductor es un cable conductor (212) que es parte de la carcasa conductora (204).  
 50

8. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con las reivindicaciones 6 o 7, en las que el primer elemento de mordaza comprende además un relleno eléctricamente aislante (206) entre la carcasa conductora (204) y la base dieléctrica (208).  
 55

9. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, en las que el elemento de bisagra (214) está configurado para acoplarse con la carcasa conductora (204).  
 60

10. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 9, en las que el elemento de bisagra (214) comprende un muñón que se proyecta hacia dentro configurado para acoplarse con una ranura (220) formada en la carcasa conductora (204).  
 65

11. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que incluyen un miembro de cierre de mordaza asegurado al primer elemento de mordaza y al segundo elemento de mordaza, pudiendo el miembro de cierre de mordaza moverse con respecto al cable coaxial (202).  
 70

12. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con la reivindicación 11, en las que el miembro de cierre de mordaza es una barra de tracción que se extiende a lo largo del cable coaxial (202).  
 75

13. Pinzas electroquirúrgicas (200) de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en las que el par de elementos

conductores alargados están montados en el primer elemento de mordaza, y que además comprende un segundo par de elementos conductores alargados montados en el segundo elemento de mordaza.

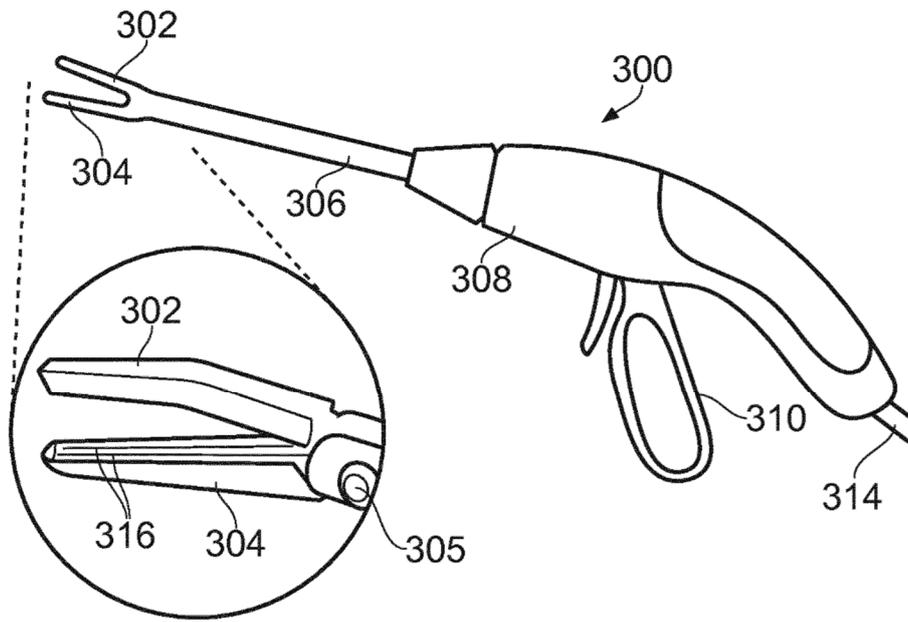


FIG. 1

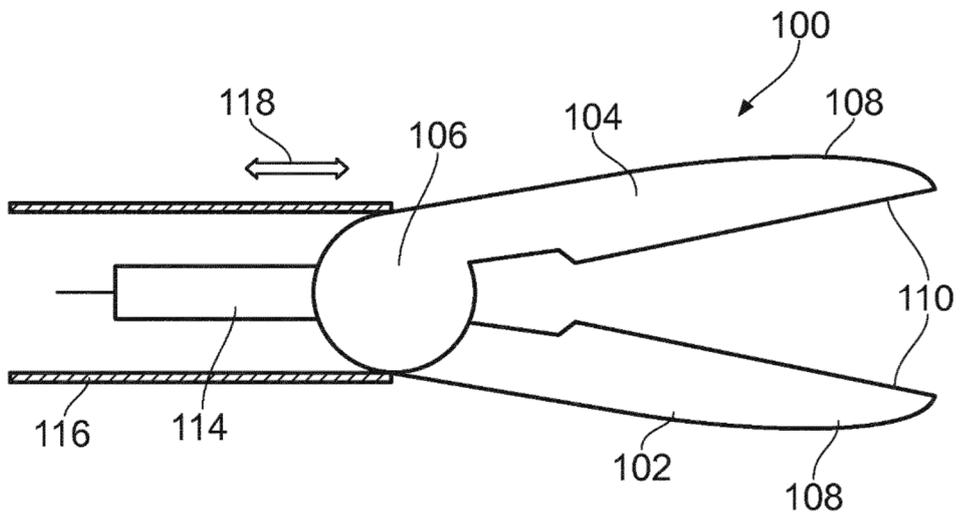


FIG. 2

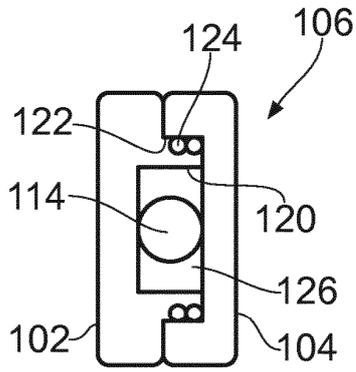


FIG. 3A

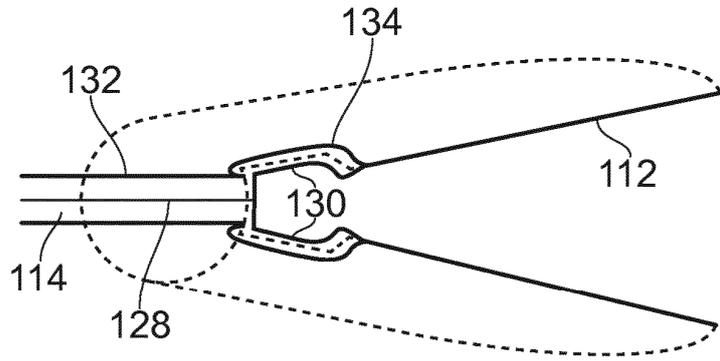


FIG. 3B

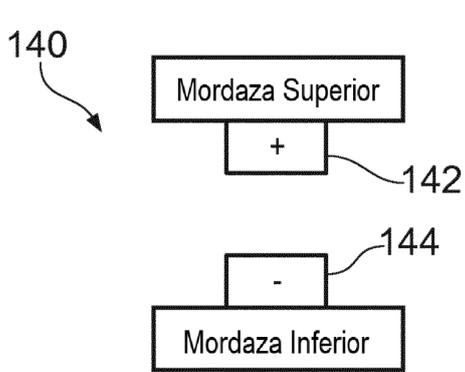


FIG. 4A

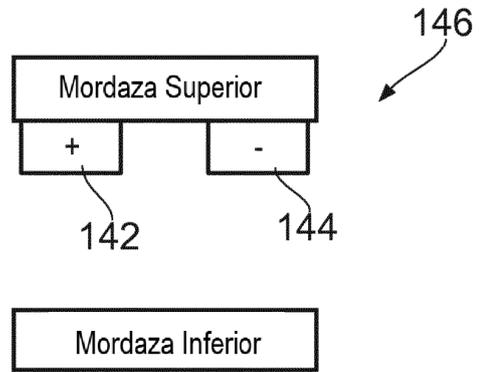


FIG. 4B

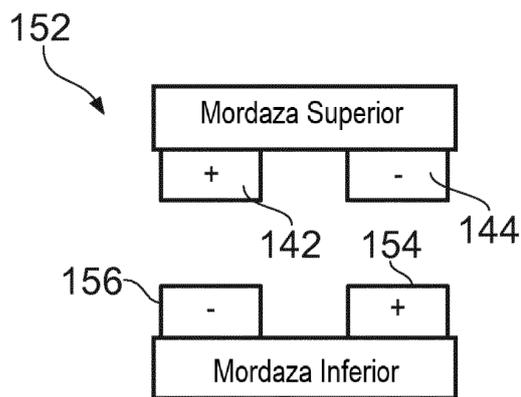


FIG. 4C

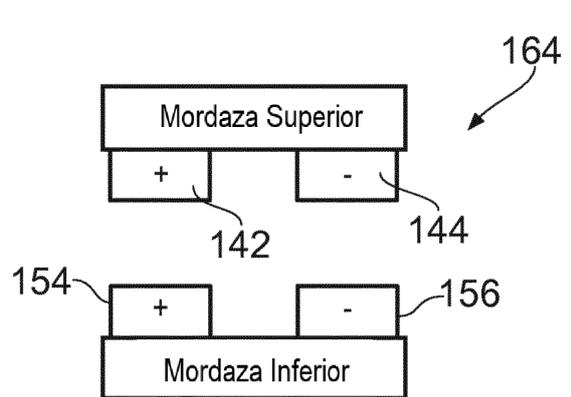


FIG. 4D

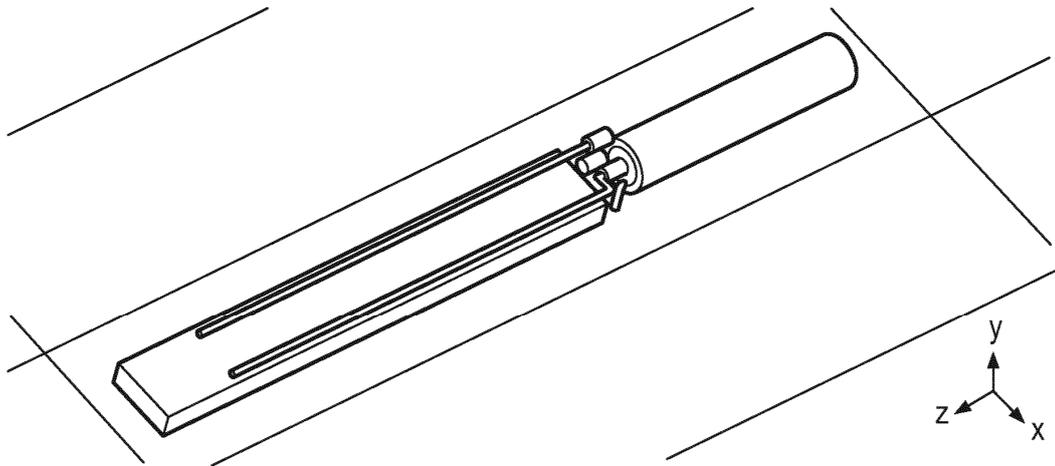


FIG. 5A

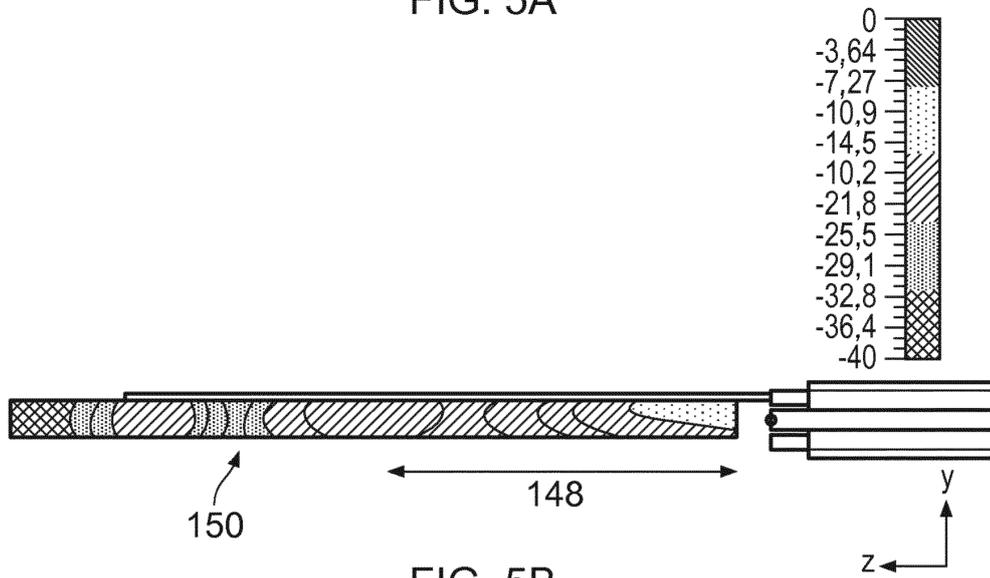


FIG. 5B

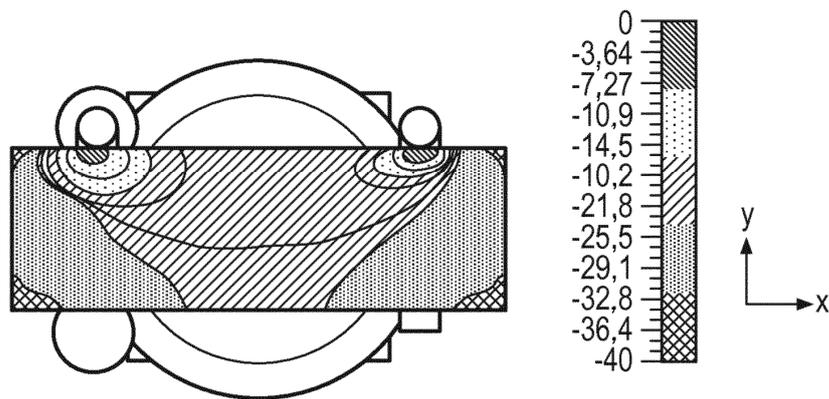


FIG. 5C

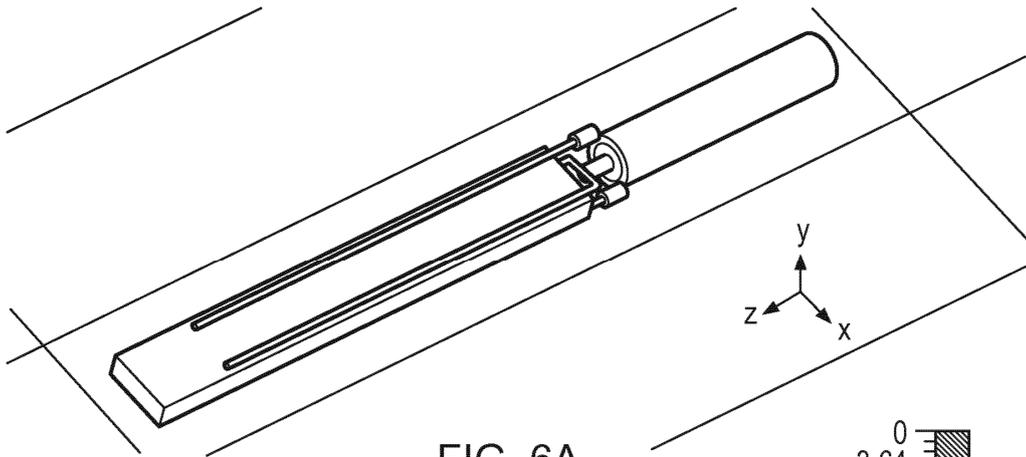


FIG. 6A

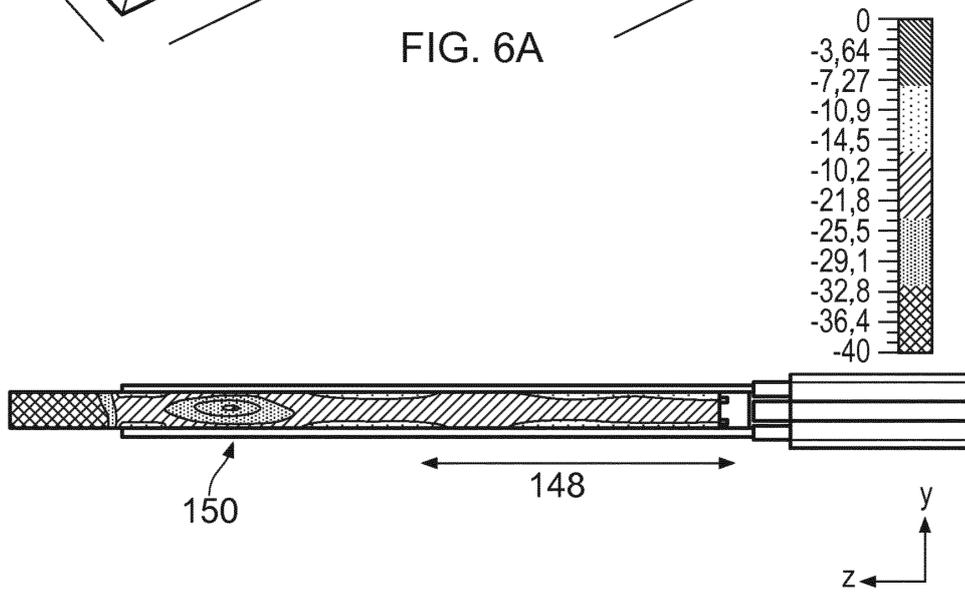


FIG. 6B

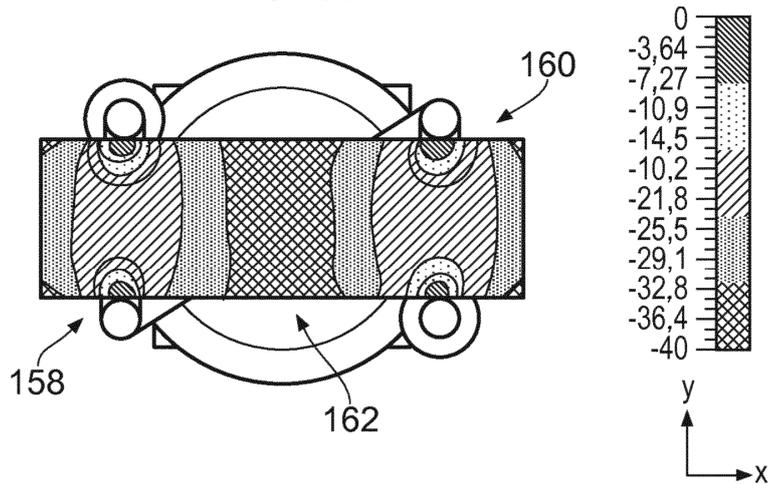


FIG. 6C

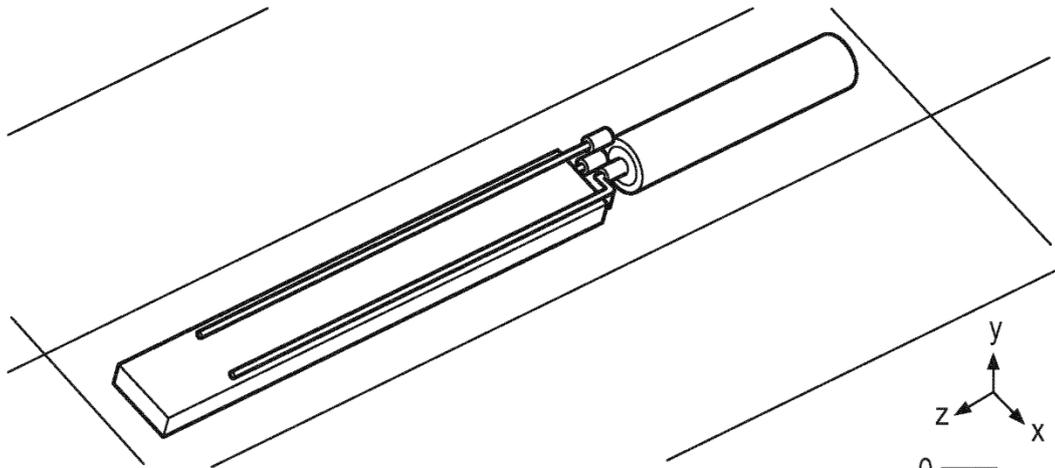


FIG. 7A

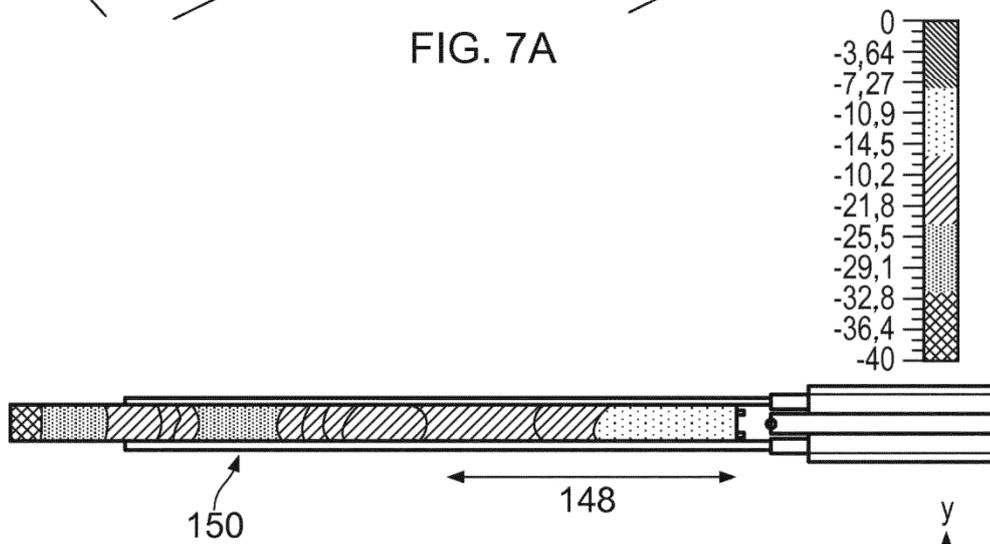


FIG. 7B

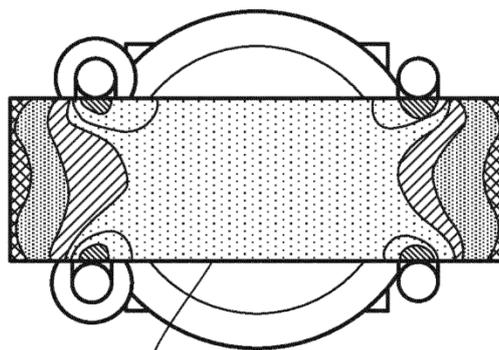


FIG. 7C

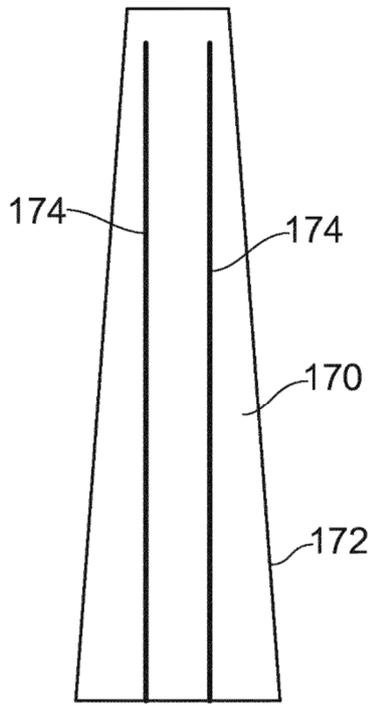


FIG. 8A

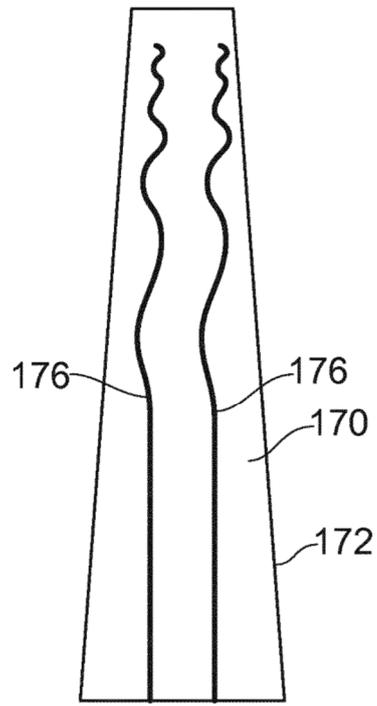


FIG. 8B

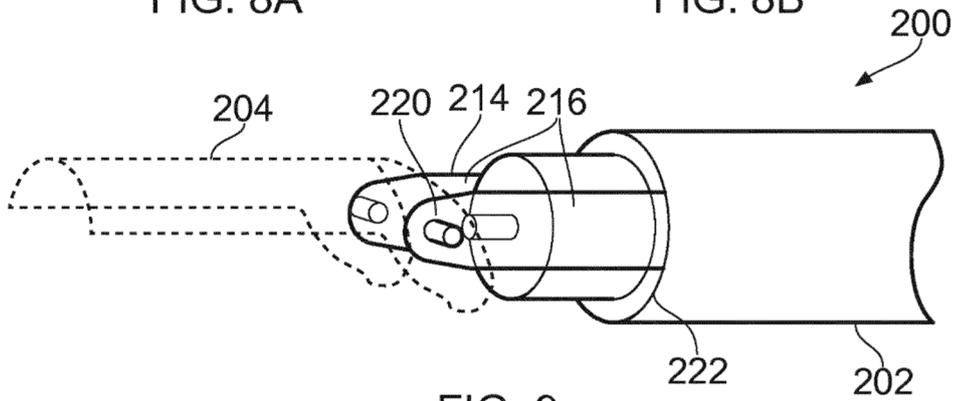


FIG. 9

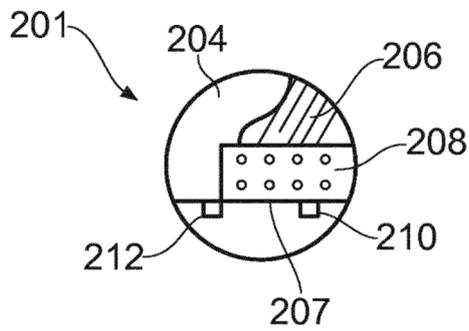


FIG. 10

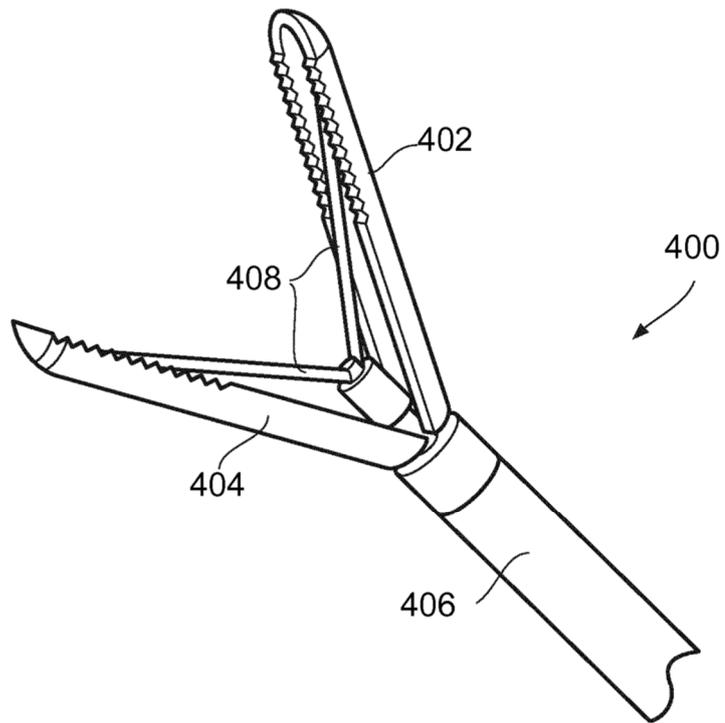


FIG. 11

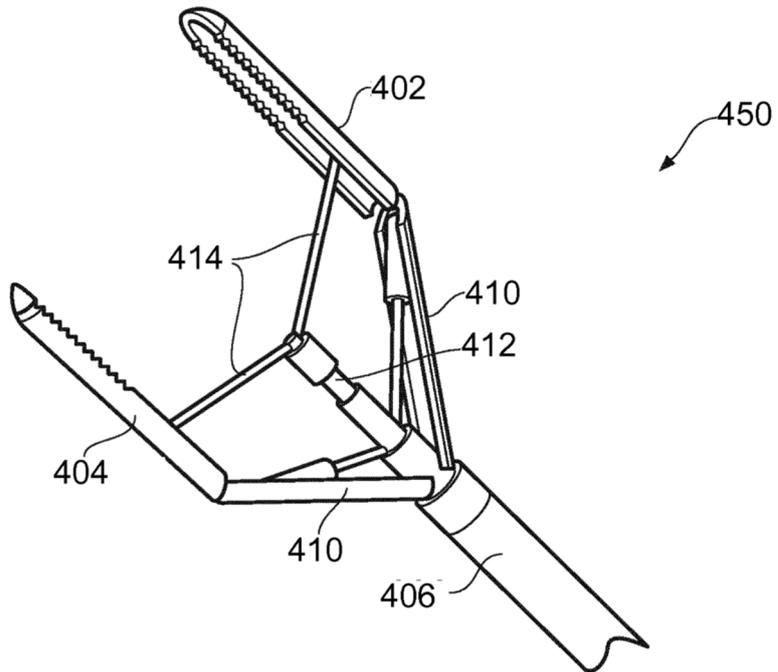


FIG. 12