

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 764 755**

51 Int. Cl.:

**A61B 10/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.09.2016 PCT/EP2016/073493**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.04.2017 WO17055595**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.09.2016 E 16778298 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2019 EP 3355798**

54 Título: **Herramienta de pinzas de biopsia**

30 Prioridad:

**02.10.2015 GB 201517427**

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

**04.06.2020**

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;  
AMOA, FRANCIS;  
WHITE, MALCOLM;  
CRAVEN, THOMAS;  
SAUNDERS, BRIAN y  
TSIAMOULOS, ZACHARIAS P.**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

**ES 2 764 755 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

Herramienta de pinzas de biopsia

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a una herramienta de pinzas de biopsia para tomar una muestra de tejido biológico. En particular, la invención se refiere a una herramienta de pinzas de biopsia electroquirúrgicas pensada para suministrar energía de frecuencia de microondas para coagular o cauterizar o sellar el tejido restante después de tomar la muestra. En particular, las pinzas se pueden usar para coagular una superficie con hemorragia de la que se extrae la muestra (por ejemplo, se extirpa, se corta o reseca). Las herramientas de pinzas de biopsia de la invención se pueden insertar en el canal de instrumento de un endoscopio o un gastroscopio, o se pueden usar en cirugía laparoscópica o cirugía abierta.

15 **Antecedentes de la invención**

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

20 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 frecuencia de microondas hacia el tejido sujeto entre las mordazas de las pinzas.

Muchos procedimientos de biopsia se realizan con una aguja para extraer una pequeña muestra de células. Sin embargo, cuando se requieren muestras más grandes, se sabe que se utiliza una herramienta de pinzas de biopsia para obtener una muestra de tejido y separarlo del tejido adyacente para que pueda extraerse del paciente y analizarse *in vitro*. Es habitual que las pinzas de biopsia comprendan un par de mordazas con bordes cortantes afilados para extraer la muestra.

El documento DE 10 2006 027 873 describe una herramienta de pinzas de biopsia en la que se utiliza terapia con chorro de agua o energía de radiofrecuencia (RF) para extraer selectivamente el tejido cuando se sujeta con un par de mordazas. Este documento también sugiere el uso un electrodo monopolar de baja corriente o la configuración del par de mordazas como electrodos bipolares para realizar la coagulación.

El documento US20070149971A1 describe un dispositivo de tratamiento bipolar de alta frecuencia que incluye un tubo de catéter insertable en un cuerpo a través de un dispositivo de tratamiento que pasa por un endoscopio; una primera rama de pinzas y una segunda rama de pinzas en el extremo superior del tubo del catéter, pudiendo abrirse y cerrarse estas primera rama de pinzas y segunda rama de pinzas operando desde fuera del cuerpo; un elemento de soporte para soportar la primera rama de pinzas y la segunda rama de pinzas para que las ramas puedan abrirse y cerrarse; y un proveedor de tensión para suministrar una tensión de alta frecuencia en la primera rama de pinzas y en la segunda rama de pinzas, en donde la primera rama de pinzas y la segunda rama de pinzas están aisladas eléctricamente con un elemento aislante. Este documento hace referencia adicional a la Solicitud de patente japonesa abierta a inspección pública n.º 11-155875.

**Sumario de la invención**

50 En su forma más general, la presente invención proporciona una herramienta de pinzas de biopsia (preferentemente para uso endoscópico) en la que se usa energía de microondas para coagular las hemorragias después de tomar una muestra de tejido biológico entre un par de mordazas. El par de mordazas define un receptáculo que está aislado de la energía de microondas y de cualquier cambio térmico que se produzca debido a la aplicación de la energía de microondas. Según la invención, se proporciona una herramienta de pinzas de biopsia que comprende:

55 un cable coaxial para transportar energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo y una capa de material dieléctrico que separa el conductor interno del conductor externo; y un conjunto de mordaza montado en un extremo distal del cable coaxial, comprendiendo el conjunto de mordaza: un par de mordazas, comprendiendo cada una del par de mordazas una carcasa electroconductora, siendo operable el conjunto de mordaza para cambiar una posición relativa del par de mordazas entre una posición cerrada, en la que las carcasas electroconductoras se acoplan entre sí para delimitar un volumen interno y sujetar una muestra de tejido, y una posición abierta, en la que las carcasas electroconductoras están separadas para exponer su volumen interno y recibir la muestra de tejido, en donde las carcasas electroconductoras forman una jaula de Faraday alrededor del volumen interno cuando están en la posición cerrada, y en donde el cable coaxial está conectado para suministrar energía de microondas al conjunto de mordaza. La energía de microondas se puede suministrar para provocar o facilitar la coagulación en el tejido biológico que rodea el exterior del conjunto de la mordaza cuando el par de mordazas está en la posición cerrada. Esto puede ayudar a extraer de forma limpia y segura la muestra de

tejido. La energía de microondas también se puede suministrar cuando el par de mordazas están en la posición abierta. En este supuesto, el par de mordazas pueden irradiar la energía de microondas desde la herramienta hacia el tejido biológico.

5 Por lo tanto, la herramienta de pinzas de biopsia se puede insertar en una ubicación adecuada para su tratamiento (por ejemplo, a través de un endoscopio) mientras el par de mordazas está en la posición cerrada. Una vez en posición, el par de mordazas se puede mover hacia la posición abierta alrededor de una región de tejido de la que deben obtenerse muestras. Durante este proceso, no se puede suministrar energía de microondas, es decir, el dispositivo puede operar "frío". Cuando la región de tejido de la que deben obtenerse muestras está dentro del volumen interno, el par de mordazas se mueve hacia la posición cerrada, mediante lo cual se sujeta la región de tejido y luego se separa físicamente (es decir, se corta o se extirpa) del tejido circundante. Los bordes del par de mordazas pueden estar afilados, acanalados, dentados u optimizados de otro modo para facilitar este procedimiento de corte "en frío". Cuando el par de mordazas llega a la posición cerrada, una muestra de tejido queda completamente delimitada dentro del volumen interno y la superficie con hemorragia queda fuera de la herramienta.

10 Para facilitar la coagulación rápida de la superficie con hemorragia, la energía de microondas se suministra al par de mordazas y al manguito desde el cable coaxial (cuyo extremo proximal está conectado a un generador electroquirúrgico adecuado). El conjunto de mordaza puede configurarse para formar una estructura de transformador que iguale de manera eficiente la energía de microondas desde el cable coaxial hacia el tejido en contacto con el extremo distal del conjunto de mordaza. La muestra de tejido delimitada está protegida de la energía de microondas porque las carcassas electroconductoras del par de mordazas forman una jaula de Faraday. Dicho de otra forma, la profundidad de penetración del campo eléctrico a la frecuencia de la energía de microondas en el volumen interno es insignificante. Por ejemplo, a una frecuencia de 5,8 GHz, la profundidad de penetración es inferior a 10  $\mu\text{m}$ .

25 Para proteger la muestra delimitada de los efectos térmicos durante la coagulación, cada una del par de mordazas puede tener una capa de aislamiento térmico que separe la carcasa electroconductora del volumen interno. La capa de aislamiento térmico puede estar hecha de un plástico (por ejemplo, PEEK, nailon, Teflón), cerámica o incluso un metal con baja conductividad térmica. Se prefiere un plástico de baja conductividad térmica. En una realización, el par de mordazas se puede conformar a partir de una sola pieza de material (por ejemplo, plástico moldeado) que tiene una capa de metalización provista sobre su superficie externa. En este ejemplo, la capacidad de giro entre el par de mordazas puede proporcionarse por la flexibilidad intrínseca de la pieza de material o por una bisagra viva o similar.

35 Preferentemente, el grosor de la carcasa electroconductora es de cinco o más profundidades de la piel a la frecuencia de la energía de microondas. Esto significa que el campo eléctrico se reducirá al 1 % de su valor en la superficie de las mordazas y la potencia que posiblemente podría causar el calentamiento dentro del volumen interno sería inferior al 0,5 % del valor en la superficie. Por ejemplo, si la frecuencia de la energía de microondas es de 5,8 GHz y se utiliza plata como material para las carcassas electroconductoras, la profundidad de la piel es de 0,83  $\mu\text{m}$  y, por tanto, el grosor de la carcasa electroconductora es preferentemente mayor de 4  $\mu\text{m}$ .

40 Las carcassas electroconductoras se acoplan entre sí a lo largo de bordes periféricos opuestos cuando el par de mordazas está en la posición cerrada. Por ejemplo, cada una de las carcassas electroconductoras puede parecerse a un cuenco o canal dado la vuelta, cuyo borde forma el borde periférico. Los bordes periféricos opuestos pueden estar afilados o pueden tener un perfil dentado o de sierra. Un perfil muy ondulado puede ayudar a evitar que el campo de microondas penetre en el volumen interno. Los bordes periféricos opuestos pueden solaparse cuando el par de mordazas está en la posición cerrada. Por ejemplo, uno de los bordes periféricos opuestos puede incluir una ranura rebajada que está dispuesta para recibir el otro borde periférico.

50 El par de mordazas puede estar conectado de manera pivotante entre sí. En el presente documento, la frase "conectado de manera pivotante" puede significar que una o ambas mordazas se pueden mover giratoriamente la una con respecto a la otra mordaza alrededor de un eje de pivote para aumentar o disminuir un ángulo entre las mordazas.

55 En una realización, el par de mordazas puede pivotar sobre una bisagra en sus extremos proximales. El par de mordazas puede empujarse hacia la posición abierta, por ejemplo, dotando a la bisagra de un resorte. Esta disposición puede permitir que la apertura del par de mordazas se produzca automáticamente al eliminar una restricción radial del par de mordazas. Por ejemplo, se puede disponer un manguito que rodee el par de mordazas cuando esté en la posición cerrada. El manguito es el que puede proporcionar la restricción radial. La eliminación de la restricción radial puede efectuarse mediante un movimiento axial relativo entre el manguito y el par de mordazas.

60 Por ejemplo, el manguito se puede deslizar axialmente con respecto al par de mordazas entre una posición adelantada, en la que el manguito cubre el par de mordazas, y una posición retraída, en la que el par de mordazas sobresale hacia fuera del manguito. Por lo tanto, cuando el manguito está en la posición adelantada, el par de mordazas puede verse obligado a ocupar la posición cerrada, y cuando el manguito se desliza hacia la posición retraída, el par de mordazas puede adoptar la posición abierta.

5 En otro ejemplo, el par de mordazas puede deslizarse axialmente con respecto al manguito entre una posición retraída, en la que el manguito cubre el par de mordazas, y una posición extendida, en la que el par de mordazas sobresale del manguito. Por lo tanto, cuando el par de mordazas está en la posición retraída, está obligado a ocupar la posición cerrada, y cuando el par de mordazas se desliza hacia la posición extendida, puede adoptar la posición abierta.

10 El cable coaxial puede tener un conector terminal en su extremo distal, teniendo el conector terminal un pasador conductor que se extiende axialmente conectado eléctricamente al conductor interno del cable coaxial. El conjunto de mordaza puede incluir un tubo conductor acoplado de manera deslizante al pasador conductor, estando conectado el tubo conductor de forma eléctrica a las carcadas electroconductoras del par de mordazas. El par de mordazas puede moverse axialmente por el movimiento axial del tubo conductor.

15 El movimiento axial del manguito o del tubo conductor puede efectuarse gracias a una varilla de control (por ejemplo, una varilla de empuje) que se puede mover axialmente con respecto al cable coaxial. Por ejemplo, la varilla de control puede estar conectada al tubo conductor, por lo que el tubo conductor se puede deslizar con respecto al pasador conductor gracias al movimiento de la varilla de control con respecto al cable coaxial. Como alternativa, la varilla de control puede conectarse al manguito, por lo que el manguito se puede mover axialmente con respecto al par de mordazas gracias al movimiento de la varilla de control con respecto al cable coaxial.

20 La varilla de control puede extenderse junto al cable coaxial. Como alternativa, el conductor interno del cable coaxial puede ser hueco y la varilla de control puede estar dispuesta de forma deslizante en el conductor interno hueco.

25 El manguito puede comprender una capa dieléctrica interna y una capa conductora externa que está conectada eléctricamente al conductor externo del cable coaxial. Como alternativa, el manguito puede estar aislado del cable coaxial, pero puede comprender un estrangulador proximal para evitar la formación de campos de microondas no deseados. Las carcadas electroconductoras pueden estar conectadas eléctricamente al conductor interno del cable coaxial. Esta disposición transfiere la energía de microondas al conjunto de mordaza.

30 La capa dieléctrica interna del manguito puede lindar (es decir, hacer contacto físico) y aislar eléctricamente la capa conductora externa del manguito de las carcadas electroconductoras del par de mordazas.

35 En ambos ejemplos descritos anteriormente, la velocidad de apertura del par de mordazas puede controlarse conformando el perfil externo de las carcadas electroconductoras que se acopla al extremo distal del manguito.

40 En una realización, la varilla de control puede actuar más directamente para cambiar la posición relativa del par de mordazas. Por ejemplo, la varilla de control puede moverse axialmente con respecto al cable coaxial, y el conjunto de mordaza puede incluir un mecanismo de leva acoplado a la varilla de control para transformar el movimiento axial de la varilla de control en un movimiento pivotante relativo entre el par de mordazas.

En una realización, la varilla de control puede ser giratoria y el conjunto de mordaza puede incluir una junta giratoria acoplada a la varilla de control para transformar el movimiento giratorio de la varilla de control en un movimiento pivotante relativo entre el par de mordazas.

45 La herramienta puede tener un cable de alimentación protector que rodee el cable coaxial y el conjunto de mordaza. El manguito puede ser una porción distal del cable de alimentación protector.

50 Se puede montar un sensor de temperatura en el volumen interno, por ejemplo, para monitorizar el efecto de la coagulación en la temperatura de la muestra delimitada. También puede ser deseable montar uno o más sensores de temperatura sobre una superficie externa del conjunto de mordaza para monitorizar la temperatura del tejido a fin de garantizar que se haya logrado con éxito la coagulación. Los sensores de temperatura pueden ser termopares.

55 En el presente documento, el término "energía de microondas" se puede usar ampliamente para indicar una energía electromagnética en un rango de frecuencia de 400 MHz a 100 GHz, pero preferentemente en un rango de 1 GHz a 60 GHz, más preferentemente de 2,45 GHz a 30 GHz o de 5 GHz a 30 GHz. La invención puede usarse a una frecuencia específica única, como a una cualquiera o más de: 915 MHz, 2,45 GHz, 3,3 GHz, 5,8 GHz, 10 GHz, 14,5 GHz y 24 GHz.

60 Las pinzas de biopsia de la invención se pueden configurar para insertarse por 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. El diámetro del canal de instrumento en el endoscopio puede ser de 1,5 mm, 1,6 mm, 1,8 mm, 2,2 mm, 2,8 mm o 3,2 mm, pero no se limita a estos valores.

65 Las pinzas de biopsia de la invención pueden usarse para tomar muestras de tejido en cualquier región del cuerpo, por ejemplo, el colon, el esófago, los pulmones, el hígado, los riñones, la próstata, etc.

Cuando las mordazas están cerradas, el dispositivo también se puede usar como una pinza hemostática con fines generales para detener las hemorragias de los vasos sanguíneos o para coagular previamente los vasos y evitar que sangren cuando se realiza la ablación o corte de tejido usando otro dispositivo.

## 5 Breve descripción de los dibujos

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

- 10 La figura 1 es un dibujo esquemático de unas pinzas de biopsia para endoscopia que son una realización de la invención;  
la figura 2A es una vista esquemática en sección transversal a través del extremo distal de una herramienta de pinzas de biopsia que es una realización de la invención en una configuración cerrada;  
15 la figura 2B es una vista esquemática en sección transversal a través del extremo distal de la herramienta de pinzas de biopsia de la figura 2A en una configuración abierta;  
la figura 3A es una vista esquemática en sección transversal a través del extremo distal de una herramienta de pinzas de biopsia que es otra realización de la invención en una configuración cerrada;  
la figura 3B es una vista esquemática en sección transversal a través del extremo distal de la herramienta de pinzas de biopsia de la figura 3A en una configuración abierta;  
20 la figura 4 es una vista lateral de una herramienta de pinzas de biopsia modelada que muestra la densidad de pérdida de potencia simulada en sangre;  
la figura 5 es un gráfico que muestra la pérdida de retorno de la herramienta de pinzas de biopsia modelada que se muestra en la figura 4;  
la figura 6 es una vista en perspectiva esquemática del extremo distal de una herramienta de pinzas de biopsia que es otra realización de la invención; y  
25 la figura 7 es una vista esquemática en perspectiva del extremo distal de una herramienta de pinzas de biopsia que es otra realización más de la invención.

## Descripción detallada; otras opciones y preferencias

- 30 La figura 1 muestra una vista esquemática de una herramienta de pinzas de biopsia 100 para endoscopia que es una realización de la invención. En esta realización, se inserta una herramienta de pinzas de biopsia, como la que se comenta a continuación, a través del canal del instrumento 102 de un endoscopio 104. Como se comenta a continuación, la herramienta de pinzas de biopsia puede comprender un cable de alimentación largo y flexible que  
35 pasa a través del canal del instrumento y termina en un conjunto de mordaza distal 114 para tomar una muestra de tejido biológico. El extremo proximal del cable de alimentación 106 termina en un mango 108, que incluye un gatillo 110 para operar el conjunto de mordaza distal (comentado más adelante con más detalle). Se puede fijar una empuñadura 112 sobre el cable de alimentación para proporcionar un medio para girar el cable y, por lo tanto, controlar la orientación del conjunto de mordaza distal 114. El gatillo puede ser una deslizadera o una ruedecilla o una perilla giratoria.  
40

- El cable de alimentación puede comprender un manguito externo que contiene un cable coaxial para transportar energía de microondas hacia el conjunto de mordaza distal y una varilla de empuje para accionar mecánicamente el conjunto de mordaza distal. Se puede suministrar energía de microondas al endoscopio 104 (en particular, al cable coaxial transportado por el cable de alimentación) a través de una línea de suministro de energía 116 desde un generador de microondas separado (no mostrado).  
45

- El manguito externo del cable de alimentación puede incluir trencillas internas que proporcionan estabilidad de par, es decir, resisten la torsión del manguito con respecto al cable coaxial. De forma ideal, la traslación entre el giro del mango en el extremo proximal del dispositivo y el movimiento circular de las mordazas en el extremo distal será de 1:1, pero pueden ser suficientes razones de traslación menores, por ejemplo, de 1:2.  
50

- La figura 2A muestra una representación esquemática de una vista en sección transversal del conjunto de mordaza distal 114 de acuerdo con una primera realización cuando está en una configuración cerrada. Como se ha mencionado anteriormente, el conjunto de mordaza distal 114 sobresale desde un extremo distal del cable de alimentación 202. Un cable coaxial 204 transportado por el cable de alimentación 202 comprende un conductor interno 206, un conductor externo 208 y un material dieléctrico 210 que separa el conductor interno 206 del conductor externo 208. En el extremo distal del cable coaxial 204, hay dispuesto un par de mordazas 212a, 212b. El par de mordazas 212a, 212b está conectado entre sí de manera pivotante, por ejemplo, mediante una bisagra 214 en el extremo proximal del par de mordazas 212a, 212b. El par de mordazas 212a, 212b conforma una carcasa que delimita un volumen para tomar una muestra de tejido biológico. En esta realización, la carcasa se parece a una pastilla, pero en la práctica no hay limitación para la forma de la cubierta. La funcionalidad pivotante del par de mordazas actúa para permitir que las mordazas se separen y formen una entrada hacia el volumen que se orienta hacia el extremo distal del conjunto de mordaza (véase la figura 2B). Cada una del par de mordazas 212a, 212b comprende una carcasa externa electroconductora (por ejemplo, hecha de un metal, como el cobre, la plata, el oro o el aluminio). En un ejemplo, la cubierta externa electroconductora está conformada a partir de acero inoxidable con  
55  
60  
65

un revestimiento de plata u oro en su superficie externa. La capa interna de acero inoxidable tiene una conductividad térmica más baja que el revestimiento externo, lo que mejora la barrera térmica entre el volumen interno y la superficie externa para garantizar que la muestra de tejido no se dañe debido al calentamiento. En la realización  
 5 ilustrada en la figura 2A, cada una del par de mordazas 212a, 212b comprende una fina capa de aislamiento térmico 218. Esta capa puede estar hecha con un material que tenga una baja conductividad térmica. Por ejemplo, se puede utilizar un material plástico como el poliestireno. La capa de aislamiento térmico 218 se puede conformar (por ejemplo, unirse o asegurarse de otro modo) a una superficie interna de la carcasa externa electroconductora correspondiente. Como alternativa, la capa de aislamiento térmico se puede moldear primero y disponer de una capa  
 10 de metalización o revestimiento conformada sobre ella para proporcionar la carcasa electroconductora. En esta realización, cada una del par de mordazas 212a, 212b forma estructuras en forma de copa abierta que se oponen entre sí en sus bordes abiertos. Los bordes opuestos 216 del par de mordazas 212a, 212b pueden tener un perfil dentado o de sierra. Los bordes opuestos 216 están dispuestos para coincidir (es decir, encajar juntos) cuando el conjunto de mordaza esté en la configuración cerrada. Puede haber una ranura a lo largo de los bordes para garantizar que los campos estén presentes dentro de las mordazas, es decir, esto formaría una junta o sello EM para  
 15 evitar que los campos de microondas entren en el tejido contenido en su interior, lo que puede provocar el calentamiento del tejido. Las carcasas externas electroconductoras están conectadas eléctricamente en la configuración cerrada. Esto significa que la carcasa del material conductor puede actuar como una jaula de Faraday para prevenir o inhibir la existencia de campos eléctricos (específicamente, un campo de microondas de la energía suministrada por el cable coaxial) dentro del volumen que delimita el conjunto de mordaza distal cuando está cerrado.

Para evitar que los campos eléctricos penetren a través de la cubierta externa electroconductora del par de mordazas 212a, 212b, el material eléctricamente conductor que forma estas carcasas tiene un grosor de al menos tres profundidades de la piel del material a la frecuencia de la energía de microondas que transporta el cable coaxial; idealmente, esto será de cinco profundidades de piel o más.

Las carcasas externas electroconductoras del par de mordazas 212a, 212b están conectadas eléctricamente al conductor interno 206 del cable coaxial 204, por ejemplo, a través de una conexión que se extiende a través de la bisagra 214.

El conjunto de mordaza distal 114 comprende además un manguito deslizante 220 que se puede mover axialmente con respecto al cable coaxial 204 para cambiar el conjunto de mordaza distal 114 entre las configuraciones cerrada y abierta. El manguito deslizante 220 se monta alrededor del cable coaxial 204 y dentro del cable de alimentación 202.  
 35 En una realización alternativa, el manguito puede formar parte del propio cable de alimentación, es decir, el cable de alimentación puede ser retráctil con respecto al cable coaxial dentro de él. Un extremo proximal del manguito deslizante está conectado a una varilla de empuje 222, que se extiende proximalmente a través del cable de alimentación 202 y se puede controlar gracias al gatillo 110 comentado anteriormente.

El manguito externo 220 comprende una capa externa electroconductora y una capa dieléctrica interna 224. La capa dieléctrica interna 224 linda con la superficie externa del par de mordazas 212a, 212b y las aísla eléctricamente de la capa externa electroconductora. La capa externa electroconductora está conectada eléctricamente al conductor externo 208 del cable coaxial 204 por una parte de conexión 226 que se extiende a través de la capa dieléctrica interna 224 en una región separada espacialmente del par de mordazas 212a, 212b.

En esta realización, el par de mordazas 212a, 212b se alejan la una de la otra, por ejemplo, al dotar a la bisagra 214 de un resorte, de modo que son empujadas contra el manguito deslizante 220. Por lo tanto, cuando el manguito deslizante se desliza en una dirección proximal con respecto al par de mordazas 212a, 212b (a la izquierda de la figura 2A), el par de mordazas 212a, 212b sobresale desde el manguito y se abre para proporcionar acceso al volumen delimitado bajo el efecto de la fuerza de empuje. La naturaleza del movimiento se controla proporcionando un perfil externo adecuado en las carcasas externas del par de mordazas 212a, 212b.

La figura 2B muestra una representación esquemática del conjunto de mordaza distal que se muestra en la figura 2A cuando está en una configuración abierta, es decir, cuando el manguito 220 se ha deslizado proximalmente para exponer el par de mordazas 212a, 212b. El par de mordazas 212a, 212b está abierto de esta manera para recibir una muestra de tejido biológico.

En uso, el dispositivo se inserta en una ubicación de tratamiento (de la extracción de muestra) mientras está en la configuración cerrada. Una vez en posición, el manguito 220 puede retraerse para abrir el par de mordazas 212a, 212b. Cuando las mordazas abiertas se colocan contra una parte deseada de tejido, el manguito 220 es empujado distalmente por las mordazas, que de esta manera sujetan y extraen una muestra del tejido biológico. Los bordes opuestos del par de mordazas 212a, 212b pueden afilarse para mejorar la efectividad del corte. Una vez que se extrae la muestra de tejido y se delimita dentro de la carcasa de las mordazas, la energía de microondas se suministra a través del cable coaxial para coagular la superficie con hemorragia que queda después de que se extraiga la muestra. El campo de microondas emitido por la capa conductora externa del manguito y el par de mordazas se comenta con más detalle a continuación. Dado que las mordazas cerradas actúan como una jaula de

Faraday y la profundidad de penetración del campo de microondas es insignificante en comparación con el grosor de la carcasa, la muestra está protegida del campo de microondas y, por lo tanto, se evitan los efectos no deseados sobre el tejido.

5 Se puede montar un sensor de temperatura 228 (por ejemplo, un termopar en miniatura o similar) dentro del volumen delimitado para monitorizar la temperatura de la muestra de tejido. El sensor de temperatura 228 puede conectarse a un procesador externo por medio de un alambre 230, que puede pasar por la bisagra 214 y a lo largo del interior del cable de alimentación. Los sensores de temperatura también se pueden conectar a las mordazas  
10 externas o la carcasa para medir la temperatura del tejido cuando se requiere la coagulación por microondas.

La figura 3A muestra una representación esquemática de una vista en sección transversal del conjunto de mordaza distal 114 de acuerdo con una segunda realización cuando está en una configuración cerrada. Los componentes que están configurados de la misma manera que el conjunto de mordaza distal que se muestra en las figuras 2A y 2B reciben los mismos números de referencia y no se vuelven a describir.  
15

La realización mostrada en las figuras 3A y 3B se diferencia de la realización de las figuras 2A y 2B en que el par de mordazas 212a, 212b está conectado a la varilla de empuje 222 y son deslizables axialmente con respecto al cable coaxial 204 para mover el conjunto entre las configuraciones cerrada y abierta.  
20

En esta realización, el cable coaxial 204 termina en su extremo distal con un conector 240. El conector 240 tiene un conductor central 242 que se extiende distalmente, que está conectado eléctricamente al conductor interno 206 del cable coaxial 204. Un manguito guía 244 está unido al conector 240 y se extiende distalmente lejos de este para conformar un canal a través del cual se puede deslizar el par de mordazas 212a, 212b. El manguito guía 244 está  
25 configurado de manera similar al manguito móvil 220 comentado anteriormente, en el sentido de que tiene una capa externa electroconductora 246 y una capa interna dieléctrica 224 que aísla la capa externa electroconductora 246 de la cubierta externa electroconductora del par de mordazas 212a, 212b.

Un tubo conductor 248 está montado de forma deslizante en el conductor central 242 del conector 240. El tubo conductor 248 está conectado eléctricamente al conductor central 242, por ejemplo, a través del contacto físico, por lo que, en combinación, estos componentes se pueden extender axialmente de manera telescópica o similar a un trombón. El tubo conductor 248, a su vez, está conectado eléctricamente a las carcassas conductoras externas del par de mordazas 212a, 212b, por ejemplo, usando un trozo de papel de aluminio 250 u otro conductor flexible. Ambas conexiones eléctricas pueden diseñarse, por ejemplo, usando simulaciones o similares, para así garantizar la  
30 integridad en términos de impedancia para limitar o minimizar el desajuste. Es deseable que la impedancia esté bien igualada entre las secciones conectadas para garantizar que se suministre la máxima potencia a la carga de tejido. Como alternativa, las distancias implicadas son tales que el cambio de fase eléctrica sobre la longitud física es insignificante. Esta conexión podría hacerse usando dos tubos deslizables, un sustrato flexible, por ejemplo, Rflex 8080 de Rogers Corporation, o mediante el uso de una articulación coaxial giratoria. El tubo conductor 248 está físicamente conectado y se puede mover con la varilla de empuje 222, por ejemplo, a través de una riostra de soporte rígido 252. Se conforma una abertura en forma de ranura 254 en el manguito guía 244 para permitir que la riostra de soporte 252 se conecte a la varilla de empuje fuera del manguito. En otras realizaciones, el manguito guía puede estar conformado por la superficie interna del cable de alimentación 202, en cuyo caso la abertura no tiene por qué ser necesaria.  
35 40 45

La figura 3A muestra el par de mordazas 212a, 212b totalmente retraído dentro del manguito guía 244. Esta es la configuración adoptada por el conjunto de mordaza distal 114 después de que se haya tomado una muestra y cuando puede ser deseable aplicar energía de microondas a través del cable coaxial para generar un efecto de coagulación en el extremo distal del instrumento.  
50

La figura 3B muestra el par de mordazas 212a, 212b extendido fuera del manguito guía 244 al deslizar el tubo conductor 248, que puede tener un grosor de pared de alrededor de cinco profundidades de la piel (que es de aproximadamente 5 µm a 5,8 GHz) a lo largo del conductor central 242. El par de mordazas 212a, 212b incluía una bisagra 214 que se empuja para alejar las mordazas. En esta configuración abierta, el par de mordazas puede sujetar una porción de tejido biológico que deba obtenerse y conservarse en el volumen delimitado por las mordazas cuando estén en la configuración cerrada. Tal vez sea preferible que no se suministre energía de microondas cuando las mordazas están en la configuración abierta para así evitar daños térmicos no deseados en la muestra de tejido.  
55

El instrumento descrito anteriormente puede combinar las funciones de una sonda de biopsia y una herramienta de coagulación/ablación que puede usarse para obtener una muestra de biopsia y también sellar el orificio de la muestra y evitar que el tejido lacerado vivo se propague durante la biopsia o después de esta; esto es particularmente importante cuando el tejido que debe eliminarse es canceroso. Muchas herramientas de biopsia tienen una pequeña herramienta de aproximadamente 2 mm de diámetro, con dos mordazas que se pueden cerrar para extirpar una pequeña muestra de unos pocos milímetros de ancho. La descripción anterior demuestra cómo se pueden impulsar unas mordazas similares utilizando energía de microondas para que puedan usarse como parte de  
60 65

una herramienta de coagulación/ablación para tratar el sitio de biopsia inmediatamente después de tomar la muestra, sin introducir una herramienta diferente. El dispositivo también se puede usar como una pinza hemostática independiente.

5 Para que dicha herramienta sea útil, es deseable que:

- la muestra no se caliente demasiado, ya sea por calentamiento directo por microondas o por conducción desde el tejido que debe coagularse/ablarse.
- la energía de microondas se transmite de manera controlada desde una parte adaptada de la herramienta hasta un tejido objetivo deseado.
- la herramienta está diseñada para tener una baja pérdida de inserción y una gran pérdida de retorno, de modo que una gran proporción de la energía de microondas suministrada se aplica en el tejido deseado sin que el cable de suministro o la herramienta se calienten demasiado.

15 Como se ha explicado anteriormente, es posible eliminar o reducir sustancialmente el calentamiento directo de la muestra configurando el par de mordazas para que formen una jaula de Faraday cuando se cierran y haciendo que las mordazas sean de un material aislante con una capa de metalización de un grosor de varias profundidades de la piel o haciendo las mordazas de metal únicamente, lo que también mantendrá la muestra fría gracias a la profundidad limitada de penetración del campo electromagnético. Una jaula de Faraday se crea cuando hay un volumen delimitado por una carcasa hueca electroconductora. La carcasa conductora hueca es la jaula de Faraday. Donde hay una jaula de Faraday, los campos eléctricos dentro de la jaula son cero o, en realidad, mucho más pequeños que los que están fuera de la jaula. Una jaula de Faraday excluirá los campos de microondas de su volumen delimitado y evitará el calentamiento directo por microondas de cualquier muestra en ese volumen.

25 Para lograr esto en la práctica, debe haber una carcasa conductora sobre grandes partes de la herramienta de biopsia para formar una jaula conductora alrededor de la muestra cuando las mordazas estén cerradas. Es necesario que las partes de esta carcasa estén conectadas eléctricamente entre sí y que sean lo suficientemente gruesas para que las corrientes eléctricas no penetren desde un lado de la carcasa al otro. Para evitar que las corrientes penetren desde un lado de la carcasa al otro, la carcasa debe tener normalmente al menos un grosor de 3 profundidades de la piel, donde la profundidad de la piel está determinada por las propiedades eléctricas y magnéticas del material y por la frecuencia de microondas, como  $\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f \mu}}$ , donde  $\delta$  es la profundidad de la piel (en m),  $f$  es la frecuencia (en Hz),  $\rho$  es la resistividad del conductor (en  $\Omega \cdot m$ ), y  $\mu$  es la permeabilidad (magnética) del conductor (en  $Hm^{-1}$ ). Las profundidades de la piel para el cobre, la plata, el oro y el aluminio están cerca de 1 micrómetro para 5,8 GHz, y para el hierro y el acero son aproximadamente una décima parte de lo anterior, por lo que la carcasa conductora no necesita ser muy gruesa. Además, la carcasa no necesita ser una capa continua de material conductor, sino que puede tener agujeros, si estos son sustancialmente menores que una longitud de onda en la dimensión más grande. A 5,8 GHz se pueden ignorar los agujeros de menos de 0,5 mm de ancho.

40 Si hay dos mordazas, cada una de las cuales tiene un revestimiento externo conductor y se tocan en la parte posterior donde está la bisagra, pero no tocan ningún otro lado a lo largo del borde de las mordazas entre las dos mitades, entonces, en teoría, es posible que la radiación de microondas penetre entre las mordazas. Para que esto suceda, debería haber un fuerte campo eléctrico de microondas perpendicular al espacio entre las mordazas. Si la señal de microondas se introduce desde la parte posterior de las mordazas, donde están conectadas, la simetría de la construcción de las mordazas significa que dicha señal no se genera en la fuente de alimentación o herramienta. Sin embargo, dicha señal podría generarse por reflejo desde el tejido que debe coagularse/ablarse, si el contacto con el tejido solo se realiza por un lado de las mordazas. Para evitar que esto suceda, es conveniente incorporar dientes o clavijas en la parte frontal de las mordazas, que hacen un buen contacto de conducción cuando las mordazas se cierran. Esto reduciría enormemente el efecto de que la carga sea asimétrica.

50 Para reducir el efecto de calentar la muestra de tejido por conducción desde el tejido circundante, es conveniente que las mordazas de biopsia incorporen una capa de aislamiento térmico. Como alternativa o adicionalmente, la capacidad térmica de las mordazas se puede aumentar proporcionando una trayectoria térmica desde las mordazas hasta un disipador de calor con una mayor capacidad térmica. Por ejemplo, el cable coaxial puede actuar como disipador de calor.

55 Se puede estimar el calentamiento por conducción de la muestra dentro de la herramienta de biopsia, aunque puede ser preferible incorporar un pequeño sensor dentro de las mordazas para permitir que se tomen mediciones reales. Dicha medición puede permitir que la entrada de potencia se relacione con precisión con el aumento de temperatura en la muestra de biopsia debido a la conducción de calor desde el tejido circundante.

60 El cable coaxial utilizado para enviar la potencia de microondas al conjunto de mordaza distal puede tener una impedancia habitual de 50 ohmios. La sección de la línea de transmisión donde se introduce la potencia de microondas alrededor de las mordazas tiene una impedancia menor que esta. La igualación con el tejido al final de esta sección se puede mejorar optimizando la longitud de esta sección.

65



La figura 4 muestra una simulación de un conjunto de mordaza distal según la invención. El conjunto de mordaza distal puede tratarse como un transformador, que se forma entre la capa conductora externa del par de mordazas y la capa conductora del manguito externo (que en este ejemplo puede deslizarse sobre el par de mordazas). La capa conductora del manguito externo debe hacer contacto eléctrico con el conductor externo del cable coaxial, a menos  
 5 que continúe durante una longitud suficiente (por ejemplo, aproximadamente 7 mm) para conformar un estrangulador de cuarto de onda. En ese caso, todo el interior del manguito puede estar forrado con una delgada capa aislante, por ejemplo, de PTFE. En esta simulación, la sección de baja impedancia alrededor de las mordazas de biopsia tiene 14,7 mm de largo y la frecuencia de la energía de microondas es de 5,8 GHz. En este caso, la igualación con el tejido es muy buena. En esta línea de transmisión, la medida de 14,7 mm está cerca de media longitud de onda.  
 10 Esto implica que la impedancia que tiene el tejido al final de la sonda de biopsia es de casi 50 ohmios, ya que un transformador cercano a media onda tiene una razón de transformador cercana a 1.

En la figura 4, la densidad de potencia máxima es de 116 dBm/m<sup>3</sup>, que se traduce en  $(10^{11.6} \times 10^{-3}) / 10^9 \text{ W/mm}^3 = 0,398 \text{ W/mm}^3$ . La capacidad térmica específica promedio de la sangre es de 3617 J/kg·K (rango 3300 J/kg·K a 3900 J/kg·K) y la densidad promedio de la sangre es 1050 kg/m<sup>3</sup> (rango de 1025 kg/m<sup>3</sup> a 1060 kg/m<sup>3</sup>).  
 15 Por lo tanto, la capacidad térmica específica promedio de la sangre es de alrededor de 3,6 mJ/mg·K y la densidad del tejido es de aproximadamente 1,05 mg/mm<sup>3</sup>, de modo que la capacidad térmica volumétrica del tejido es de aproximadamente  $3,6 \text{ mJ/mg} \cdot \text{K} \times 1,05 \text{ mg/mm}^3 = 3,78 \times 10^{-3} \text{ J/K} \cdot \text{mm}^3$ . Por tanto, mediante el uso de una fuente de  $0,398 \text{ W/mm}^3$ , se proporciona un índice de calentamiento del tejido de  $0,398 \div 3,78 \times 10^{-3} = 105 \text{ Ks}^{-1} \text{ mm}^3$  de sangre.  
 20 La figura 5 muestra la pérdida de retorno de la disposición en la figura 4. Este buen resultado indica que se debe lograr una pérdida de retorno utilizable para una serie de condiciones y que debe haber algo de margen para modificar la forma precisa del par de mordazas sin afectar al suministro de potencia.

La figura 6 muestra una representación esquemática de una herramienta de pinzas de biopsia 600 para endoscopia de acuerdo con otra realización. La herramienta de pinzas 600 comprende un cable de alimentación 602 que tiene un diámetro externo dimensionado para estar adaptado para pasar a través del canal del instrumento de un endoscopio o dispositivo de alcance similar. En esta realización, el cable de alimentación 602 comprende un manguito externo 604 que recubre un cable coaxial 606. El cable coaxial 606 y la parte del manguito que lo recubre  
 25 pueden ser flexibles para permitir que el endoscopio guíe el instrumento hasta su posición.

El cable coaxial comprende un conductor interno 608 que está rodeado por un material dieléctrico 610, que a su vez está rodeado por un conductor externo 612. El conductor externo 612 y el material dieléctrico 610 terminan dentro del manguito 604 para conformar un extremo distal del cable coaxial. El conductor interno 608 sobresale más allá del extremo distal del cable coaxial para conectarse con un conjunto de mordaza distal 614 como se describe a  
 30 continuación.

Una porción distal 616 del manguito 604 se extiende más allá del extremo distal del cable coaxial y termina en el conjunto de mordaza distal 614. La porción distal 616 puede conformarse a partir de una sección rígida corta para proporcionar soporte físico para el conjunto de mordaza distal.  
 35

El conjunto de mordaza distal 614 comprende un par de mordazas 618a, 618b, cada una de las cuales tiene una forma de canal alargado o copa. El par de mordazas 618a, 618b están dispuestas una frente a la otra en la porción distal 616 y se pueden la una con respecto a la otra entre una posición cerrada, en la que delimitan un volumen interno conformado por sus canales alargados, y una posición abierta, en la que están separados en ángulo para recibir tejido biológico. El conjunto de mordaza distal se representa en la configuración abierta de la figura 6.  
 40

En esta realización, el par de mordazas 618a, 618b es giratorio alrededor de una bisagra que se conforma a partir de una varilla lateral que se extiende a través de la abertura de la porción distal 616 del manguito 604. Cada una del par de mordazas 618a, 618b tiene un anillo de montaje proximal que está montado de forma giratoria en la varilla lateral.  
 45 El conductor interno 608 está conectado a la varilla lateral para enviar la energía de microondas transportada por el cable coaxial al par de mordazas.

En esta realización, el par de mordazas puede moverse entre las configuraciones abierta y cerrada deslizando un manguito accionador (no mostrado) a lo largo del cable de alimentación 602 más allá de la porción distal 606 del manguito 604. Para ayudar a abrirlas, la bisagra puede incluir un resorte o elemento similar para empujar el par de mordazas hacia la configuración abierta.  
 50

La figura 7 muestra una representación esquemática de una herramienta de pinzas de biopsia 700 para endoscopia de acuerdo con otra realización. La herramienta de pinzas 700 comprende un cable de alimentación 702 que tiene un diámetro externo dimensionado para estar adaptado para pasar a través del canal del instrumento de un endoscopio o dispositivo de alcance similar. En esta realización, el cable de alimentación 702 comprende un manguito hueco 704 que define una luz. Un cable coaxial 706 y una varilla de control 707 se extienden a través de la luz desde un extremo proximal hasta un extremo distal de este.  
 55

En esta realización, un elemento de mordaza fijo 708 está asegurado en el extremo distal del manguito 704. El elemento de mordaza fijo 708 tiene una porción proximal que se encuentra dentro del manguito 704 para  
 60

proporcionar un marco de soporte para recibir los extremos distales del cable coaxial 706 y de la varilla de control 707. El marco de soporte puede incluir un rebaje conformado para encajarse en la superficie externa del cable coaxial.

5 El elemento de mordaza fijo 708 tiene una porción distal que sobresale del manguito 704 para conformar una de las dos mordazas 712a, 712b, que proporcionan una función similar al par de mordazas comentado anteriormente. En particular, la mordaza 712a del elemento de mordaza fijo puede tener una forma de canal alargado, por lo que define un volumen interno para recibir el tejido biológico que se agarra entre el par de mordazas. El elemento de mordaza fijo 708 puede estar construido con un material conductor (por ejemplo, acero inoxidable 316L), creando así una trayectoria de retorno entre la mordaza 712a y el conductor externo del cable coaxial, al tiempo que mejora la resistencia en la punta del artículo una vez que está completamente ensamblado. El cable coaxial se puede soldar al elemento de mordaza fijo.

15 Un elemento de mordaza móvil 714 se monta en el extremo distal del manguito 704. El elemento de mordaza móvil está conectado de manera pivotante al elemento de mordaza fijo 708 para girar alrededor de un eje de pivote que está fijado con respecto al elemento de mordaza fijo y al manguito. Por lo tanto, el elemento de mordaza fijo 708 actúa como pivote para el elemento de mordaza móvil y como punto de fijación para el cable coaxial 706. La conexión pivotante puede estar conformada por una barra de pivote que sobresale lateralmente sobre el elemento de mordaza móvil, que se recibe en un agujero cooperante sobre el elemento de mordaza fijo. El elemento de mordaza móvil 714 tiene una porción proximal que incluye una ranura alargada 716 que se acopla a una pestaña de acoplamiento lateral 718 conformada en la varilla de control. La ranura alargada 716 actúa como una leva para transformar el movimiento longitudinal de la varilla de control 707 con respecto al manguito en un movimiento pivotante del elemento de mordaza móvil 712b con respecto al elemento de mordaza fijo 712a. La varilla de control puede estar hecha de nitinol o material similar. El elemento de mordaza móvil 714, que tiene una porción distal que sobresale del manguito 704 para conformar una mordaza 712b, conforma un par de mordazas con la mordaza 712a del elemento de mordaza fijo. En esta realización, la mordaza 712b tiene una superficie estriada (de dientes de sierra) 716 que se orienta hacia la otra mordaza 712a. La mordaza móvil 712a está dispuesta para pivotar entre una posición cerrada, en la que linda con el borde inferior de la mordaza 712a para delimitar el volumen interno, y una posición abierta (mostrada en la figura 7) en la que hay un espacio entre las mordazas 712a, 712b para recibir el tejido biológico.

35 El elemento de mordaza móvil puede construirse principalmente a partir de material no conductor, como cerámica o PEEK. Se conforma un revestimiento conductor o capa o carril (no mostrado) en la superficie estriada. El conductor interno del cable coaxial se conecta al revestimiento conductor, de modo que la energía de microondas transportada por el cable coaxial se suministra en el par de mordazas para ayudar a coagular la sangre.

Para proporcionar espacio para operar el mecanismo de leva comentado anteriormente, el manguito 704 puede tener una abertura 718 en una porción distal de este. La abertura distal del manguito también puede estar conformada para permitir la apertura completa del par de mordazas.

**REIVINDICACIONES**

1. Una herramienta de pinzas de biopsia (100) que comprende:

5 un cable coaxial (204) para transportar energía de microondas, teniendo el cable coaxial un conductor interno (206), un conductor externo (208) y una capa de material dieléctrico (210) que separa el conductor interno del conductor externo; y  
 10 un conjunto de mordaza (114) montado en un extremo distal del cable coaxial, comprendiendo el conjunto de mordaza un par de mordazas (212a, 212b), comprendiendo cada una del par de mordazas una carcasa electroconductora, siendo accionable el conjunto de mordaza para cambiar una posición relativa del par de mordazas entre una posición cerrada, en la que las carcasas electroconductoras se acoplan entre sí para delimitar un volumen interno y sujetar una muestra de tejido, y una posición abierta, en la que las carcasas electroconductoras están separadas para exponer su volumen interno y recibir la muestra de tejido,  
 15 en donde las carcasas electroconductoras forman una jaula de Faraday alrededor del volumen interno cuando están en la posición cerrada,  
 en donde el cable coaxial está conectado para suministrar energía de microondas al conjunto de mordaza para que se emita como campo de microondas, y  
 en donde la jaula de Faraday está configurada para proteger el volumen interno de la energía de microondas suministrada por el cable coaxial.

20 2. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada una del par de mordazas tiene una capa de aislamiento térmico (218) que separa la carcasa electroconductora del volumen interno.

25 3. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con las reivindicaciones 1 o 2, en donde las carcasas electroconductoras se acoplan entre sí a lo largo de bordes periféricos opuestos cuando el par de mordazas está en la posición cerrada.

30 4. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 3, en donde los bordes periféricos opuestos tienen un perfil dentado o de sierra.

5. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con las reivindicaciones 3 o 4, en donde los bordes periféricos opuestos se superponen cuando el par de mordazas está en la posición cerrada.

35 6. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el par de mordazas están conectadas de manera pivotante entre sí.

7. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que incluye un manguito (220) dispuesto para rodear el par de mordazas cuando están en la posición cerrada.

40 8. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el manguito se puede deslizar axialmente con respecto al par de mordazas entre una posición adelantada, en la que el manguito cubre el par de mordazas, y una posición retraída, en la que el par de mordazas sobresale hacia fuera del manguito.

45 9. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 8, en donde cuando el manguito está en la posición adelantada, el par de mordazas está obligado a ocupar la posición cerrada, y cuando el manguito se desliza hacia la posición retraída, el par de mordazas puede adoptar la posición abierta.

50 10. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 7, en donde el par de mordazas se puede deslizar axialmente con respecto al manguito entre una posición retraída, en la que el manguito cubre el par de mordazas, y una posición extendida, en la que el par de mordazas sobresale del manguito.

55 11. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 10, en donde cuando el par de mordazas está en la posición retraída, están obligadas a ocupar la posición cerrada, y cuando el par de mordazas se desliza hacia la posición extendida pueden adoptar la posición abierta.

60 12. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con las reivindicaciones 10 u 11, en donde el cable coaxial tiene un conector terminal (240) en su extremo distal, teniendo el conector terminal un pasador conductor (242) que se extiende axialmente, conectado eléctricamente al conductor interno del cable coaxial, e incluyendo el conjunto de mordaza un tubo conductor (248) acoplado de forma deslizante al pasador conductor, estando conectado el tubo conductor de forma eléctrica a las carcasas electroconductoras del par de mordazas.

13. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 12, en donde el movimiento axial del tubo conductor mueve axialmente el par de mordazas .

65 14. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 13, en donde el manguito comprende una capa dieléctrica interna (224) y una capa conductora externa que está conectada

eléctricamente al conductor externo del cable coaxial, y en donde las carcasas electroconductoras están conectadas eléctricamente al conductor interno del cable coaxial.

5 15. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 6, que tiene una varilla de control (222) que se extiende a lo largo del cable coaxial, en donde la varilla de control se puede mover para cambiar la posición relativa del par de mordazas.

10 16. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con la reivindicación 15, en donde la varilla de control es giratoria, y en donde el conjunto de mordaza incluye una junta giratoria acoplada a la varilla de control para transformar el movimiento giratorio de la varilla de control en un movimiento pivotante relativo entre el par de mordazas.

15 17. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el conjunto de mordaza y el cable coaxial están dimensionados para encajarse dentro de un canal de instrumento de un endoscopio, un broncoscopio, un gastroscopio o cualquier otro tipo de "escopio".

18. Una herramienta de pinzas de biopsia de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que tiene un sensor de temperatura (228) montado: i) en el volumen interno o ii) en una superficie externa del conjunto de mordaza.

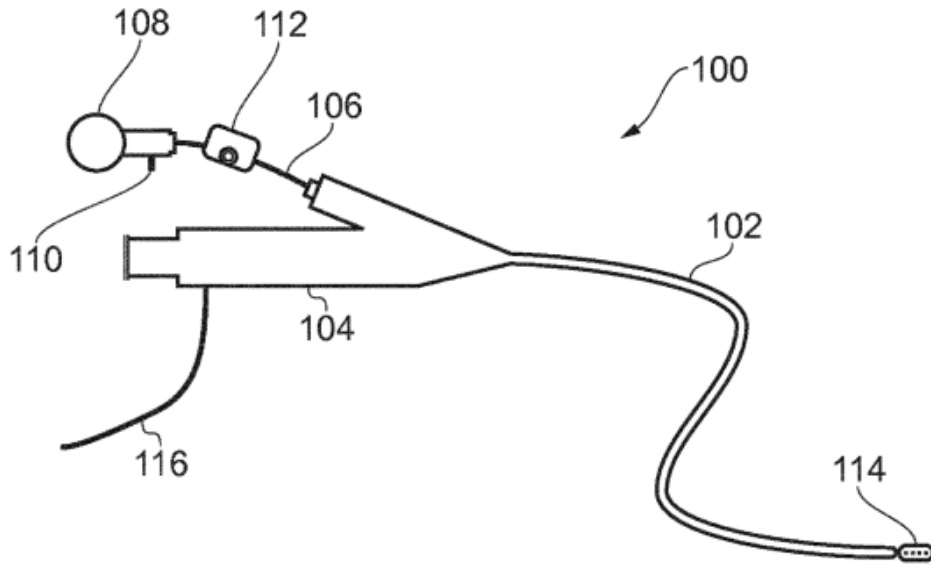


FIG. 1

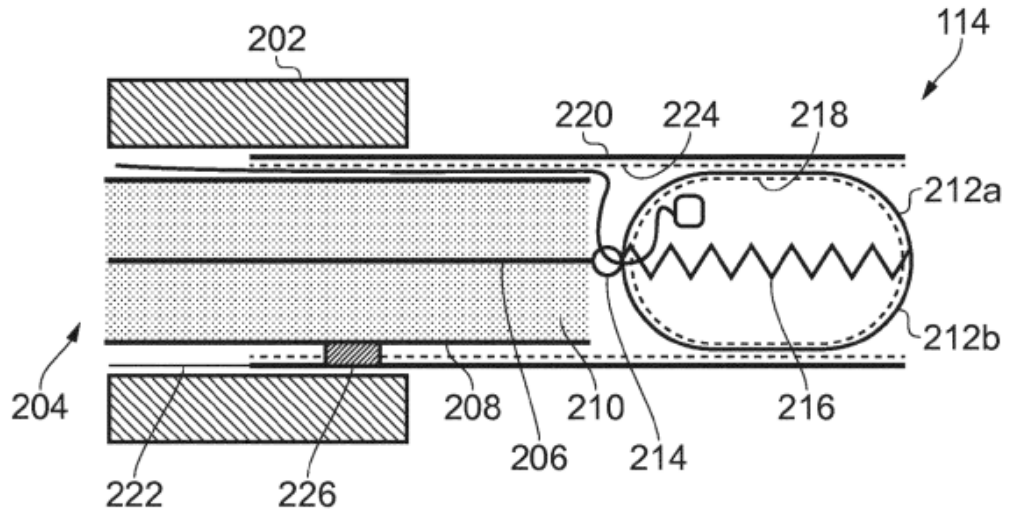


FIG. 2A

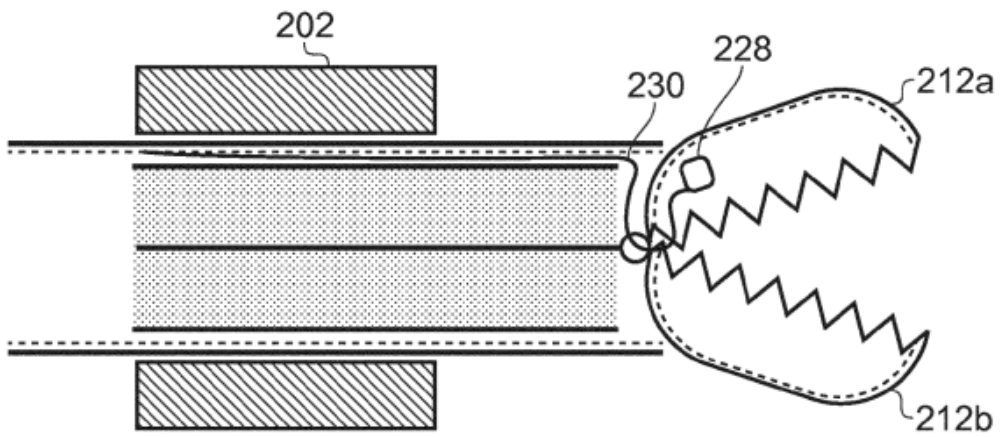


FIG. 2B

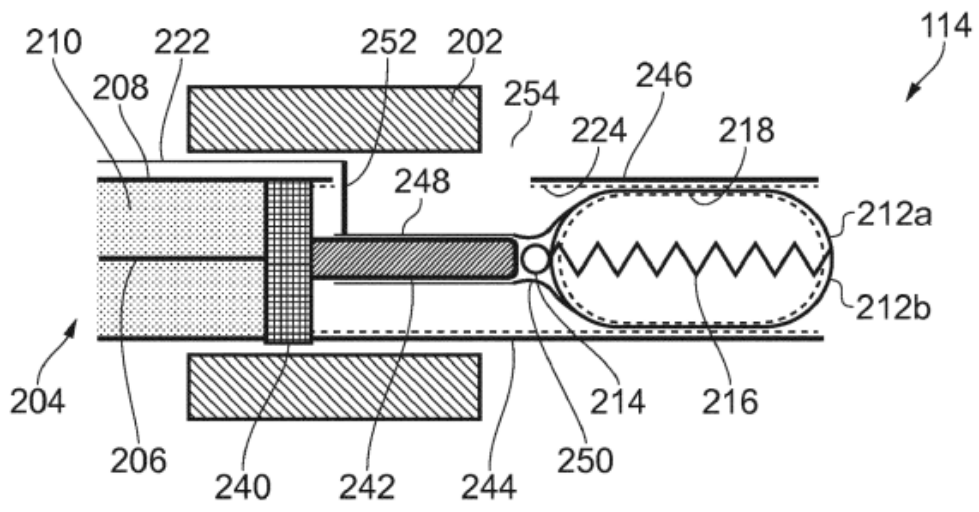


FIG. 3A

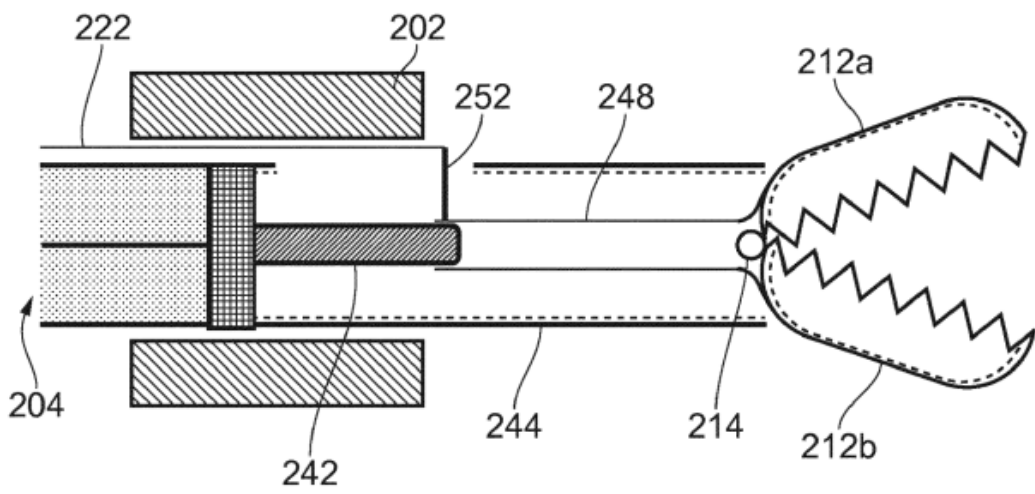


FIG. 3B

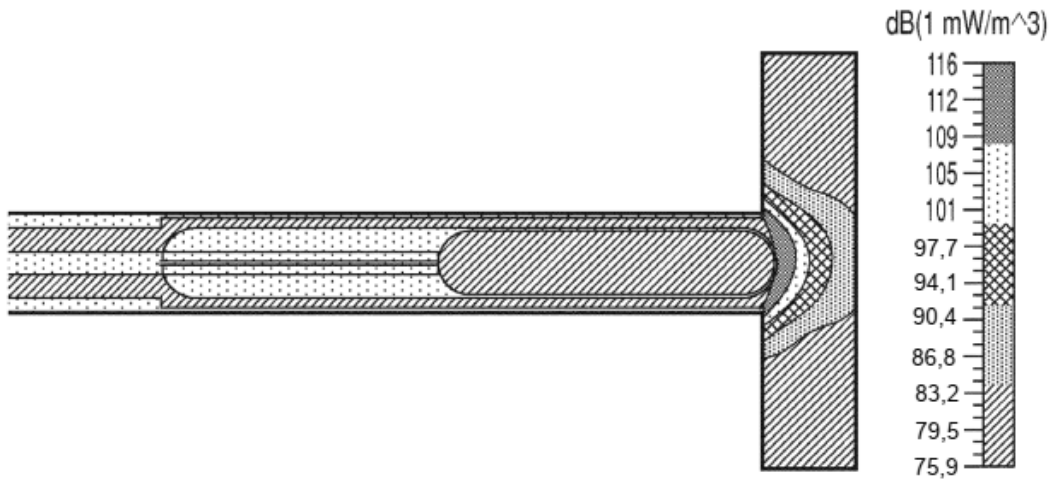


FIG. 4

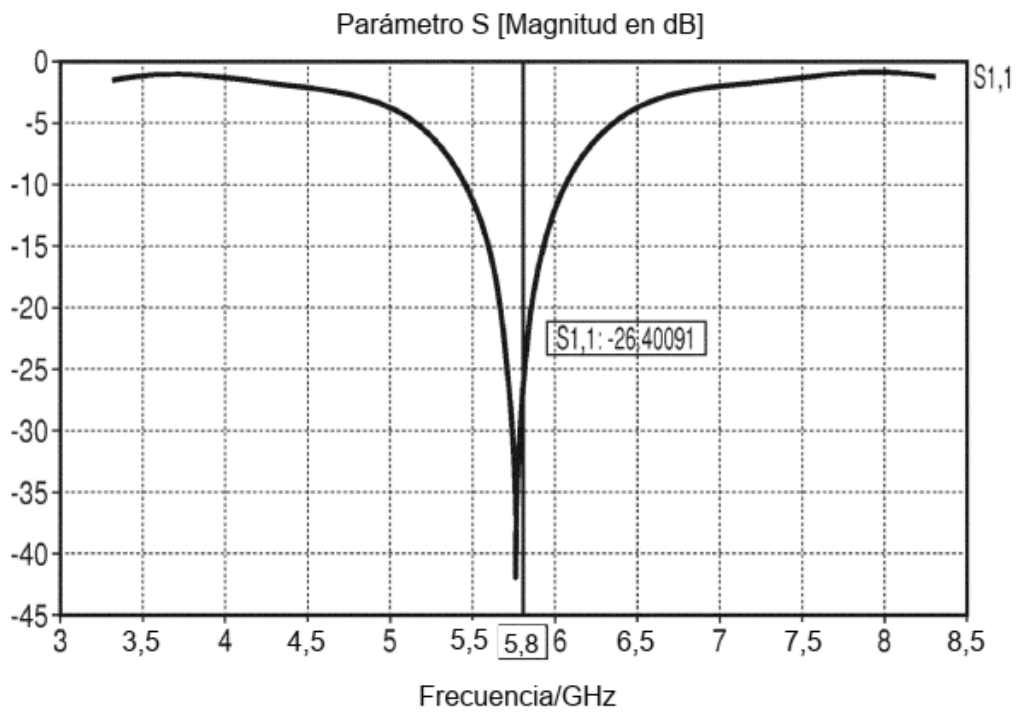


FIG. 5



