

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 684 489**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/00** (2006.01)

**A61B 18/14** (2006.01)

**A61B 18/18** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.01.2012 PCT/GB2012/050035**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.07.2012 WO12095654**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.01.2012 E 12700425 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.05.2018 EP 2663250**

54 Título: **Instrumento electroquirúrgico**

30 Prioridad:

**11.01.2011 GB 201100443**

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

**03.10.2018**

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**

74 Agente/Representante:

**VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro**

ES 2 684 489 T3

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

## DESCRIPCIÓN

Instrumento electroquirúrgico

**Campo técnico**

5 La invención se refiere a instrumentos para su uso con aparatos electroquirúrgicos en los que se emplea energía de radiofrecuencia y de frecuencia de microondas para tratar el tejido. En particular, la invención se refiere a instrumentos electroquirúrgicos que son capaces de emitir energía de radiofrecuencia para cortar tejido y energía de frecuencia de microondas para hemostasia (es decir, para sellar los vasos sanguíneos rotos promoviendo la coagulación de la sangre).

**Antecedentes de la invención**

15 La resección quirúrgica es un medio para extirpar secciones de órganos altamente vasculares dentro del organismo humano o animal, como el hígado o el bazo. Cuando se corta (divide o secciona) el tejido, se dañan o se rompen los pequeños vasos sanguíneos llamados arteriolas. La hemorragia inicial va seguida de una cascada de coagulación en la que la sangre se convierte en coágulo para tratar de taponar el punto de la hemorragia. Durante una operación, es deseable que un paciente pierda la menor cantidad de sangre posible, por lo que se han desarrollado diversos dispositivos para tratar de proporcionar un corte sin sangre.

20 Por ejemplo, el sistema de bisturí térmico Hemostatix® (<http://www.hemostatix.com>) combina una cuchilla afilada con un sistema hemostático. Dicha cuchilla está revestida con un material plástico y está conectada a una unidad de calentamiento que controla la temperatura de la cuchilla. El propósito es que la cuchilla calentada cauterice el tejido a medida que lo corta.

25 Otros dispositivos conocidos, que cortan y detienen la hemorragia al mismo tiempo, no emplean cuchilla. Algunos dispositivos emplean energía de radiofrecuencia (RF) para cortar y/o coagular el tejido. Otros dispositivos (conocidos como bisturis armónicos) emplean para cortar el tejido una punta que vibra rápidamente.

30 Las técnicas de sellado vascular y resección implican la oclusión permanente de vasos, arterias o venas, con un diámetro comprendido entre 1 y 7 mm o más. La presión que tiene que soportar el sello es la de la presión de bombeo del corazón.

35 El sellado vascular es normalmente un proceso de varias etapas. En una primera etapa, se puede aplicar presión externa a la pared vascular para reducir mecánicamente el volumen de tejido y desplazar los tejidos dentro de la pared celular, de modo que quedan en íntimo contacto las superficies internas y externas de los vasos. En una segunda etapa, se puede aplicar calor para desnaturalizar el colágeno de las paredes vasculares y causar el entrelazamiento de la estructura de matriz de las paredes interna y externa. Es posible que sea necesaria una tercera etapa de calentamiento para fijar esta estructura.

40 Si se va a resecar un vaso, normalmente se proporcionan tres sellos, especialmente para los vasos más grandes. Dos de los sellos pueden estar situados en un emplazamiento de resección del lado más cercano al corazón. A continuación, se reseca el vaso (es decir, se divide) con energía de RF o una cuchilla mecánica. La colagénesis que tiene lugar posteriormente provoca la invasión del colágeno desnaturalizado con nuevas fibras y el vaso 'crece' en la posición ocluida.

45 El funcionamiento del método de corte en el que se emplea energía de RF se basa en el principio de que, cuando una corriente eléctrica pasa a través de una matriz de tejido (lo cual es favorecido por el contenido iónico de las células), la impedancia al flujo de electrones a través del tejido genera calor. Cuando se aplica una onda sinusoidal pura a la matriz del tejido, se genera suficiente calor dentro de las células como para evaporar el contenido de agua del tejido. Siendo así, se produce un enorme aumento de la presión interna de la célula, aumento de presión que no puede ser controlado por la membrana celular, lo cual tiene como resultado la ruptura de la célula. Cuando esto se produce a lo largo de un área amplia, es posible observar que el tejido ha sido seccionado transversalmente.

55 La coagulación de RF funciona aplicando una forma de onda menos eficiente al tejido, en virtud de lo cual, en lugar de evaporarse, el contenido de la célula se calienta a aproximadamente 65 °C. Esto seca el tejido por desecación y desnaturaliza también las proteínas en las paredes de los vasos y el colágeno que compone la pared celular. La desnaturalización de las proteínas actúa como estímulo de la cascada de coagulación, mejorando así la coagulación. Al mismo tiempo, se desnaturaliza el colágeno de la pared desde una molécula tipo bacilo a una espiral, que hace que el vaso se contraiga y reduzca su tamaño, lo cual da al coágulo un punto de anclaje y un área más pequeña que taponar.

60 Si se atraviesa un vaso, por ejemplo una venilla, éste sangra, para liberar después fibrinógeno e iniciar la cascada de coagulación, es decir, heparina, factor 8, etc., con una red de fibrina que atrapa las células, que luego forma un tapón blando que es invadido por blastocitos para crear tejido nuevo.

La patente internacional WO 2008/044000 divulga un aparato de resección quirúrgica adaptado para cortar y sellar simultáneamente tejido altamente vascular, como pueda ser el hígado o el bazo. El aparato comprende una fuente de radiación de microondas que está acoplada a un instrumento quirúrgico que tiene una antena asociada con una cuchilla para cortar tejido biológico, en el que la antena está dispuesta para suministrar de forma controlada energía de microondas desde la fuente a una región en la que la cuchilla atraviesa el tejido. La energía de microondas puede coagular la sangre para sellar eficazmente el flujo sanguíneo en la región de corte. La patente internacional WO 2008/044000 indica el uso de altas frecuencias de microondas (por ejemplo, 10 GHz o más), que ofrece una particular ventaja con respecto al uso de sistemas de ablación de frecuencias de microondas más bajas y sistemas de radiofrecuencia (RF) conocidos, gracias a la profundidad de penetración limitada de la energía por radiación y la capacidad para permitir que estructuras de cuchilla afiladas pequeñas radien la energía eficientemente en el tejido para sellar el flujo de sangre al poder producir campos uniformes a lo largo de la longitud de la cuchilla, al mismo tiempo que pueden atravesar el tejido para extirpar secciones de tejido enfermo o canceroso.

La patente estadounidense US 6.582.427 divulga un sistema de electrocirugía dispuesto para generar tanto energía de RF (que tiene normalmente una frecuencia de 1 MHz) como energía de microondas (que tiene normalmente una frecuencia de 2,45 GHz) para operación selectiva en modo corte o modo coagulación.

La patente estadounidense 2007/0225699 divulga un sistema de electrocirugía en el que un solo conjunto de electrodos es capaz de suministrar energía de RF en los intervalos de frecuencia inferior y superior para producir tanto el corte del tejido como la coagulación.

En la patente estadounidense 6.224.593 se divulga un aparato para tratamiento de tejidos que tiene una porción de captura de tejido alargada para hacer un puente entre el tejido y el conductor de microondas coaxial.

En la patente estadounidense 2002/0026127 se divulga un aparato para tratamiento de tejidos que puede suministrar energía RF y/o de microondas.

### Sumario de la invención

De acuerdo con la invención, se proporciona un instrumento electroquirúrgico tal como se expone en la reivindicación 1.

La presente invención proporciona por tanto un instrumento electroquirúrgico que tiene una punta de instrumento que comprende un mecanismo con sujeción (p.ej., similar a las pinzas o las tijeras quirúrgicas) en el que uno o ambos elementos de sujeción opuestos incluye una estructura de suministro de energía capaz de emitir energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia localizada (RF) y energía EM de microondas al tejido biológico. Los elementos de sujeción pueden suministrar energía por separado o simultáneamente. La energía EM RF y la energía EM de microondas pueden suministrarse por separado o simultáneamente. La energía de EM RF puede suministrarse tanto de manera localizada (cuando los electrodos activo y de retorno están en el mismo elemento de sujeción) como a distancia (p.ej., cuando los electrodos activo y de retorno están en elementos de sujeción opuestos).

El instrumento electroquirúrgico de la invención puede utilizarse en un procedimiento quirúrgico de sellado vascular, p.ej., crear un sello que pueda cumplir la misma función que una pinza o una ligadura a través de un vaso que tenga un diámetro de hasta 7 mm. Dicho procedimiento quirúrgico de sellado vascular puede implicar: (i) una etapa mecánica que comprende aplicar presión desde el mecanismo de sujeción para unir por la presión las paredes de los vasos de tal manera que el contenido intraluminal sea desalojado hacia los lados dejando que las paredes vasculares interna y externa queden intactas y en contacto entre sí; (ii) una primera etapa de calentamiento eléctrico que comprende aplicar energía EM de microondas y/o energía de EM RF que tiene una primera forma de onda para iniciar la desnaturalización de colágeno y la movilización de hebras de colágeno desnaturalizado; (iii) una segunda etapa de calentamiento eléctrico que comprende aplicar energía EM de microondas y/o energía EM RF que tiene una segunda forma de onda para fijar o fusionar el colágeno entre sí. El procedimiento de sellado descrito puede preceder a un procedimiento de corte que implica una etapa de corte que comprende la aplicación de energía EM RF al vaso desde un borde radiante del instrumento. En este proceso, el colágeno nuevo puede invadir la matriz de colágeno viejo, mediante lo cual el vaso "crece" en la posición cerrada para producir un sello permanente.

La estructura de suministro de energía está dispuesta para proporcionar una ruta de retorno localizada para la energía EM RF, es decir, en la que el electrodo de retorno se encuentra en el mismo lado del vaso que el electrodo activo. Preferentemente, ambos elementos de sujeción opuestos poseen dicha estructura de suministro de energía, gracias a lo cual es posible controlar ambas superficies opuestas del mecanismo de sujeción independientemente para suministrar energía de EM RF y/o energía EM de microondas al tejido biológico.

En una realización cuando solamente uno de los elementos de sujeción opuestos tiene una estructura de suministro de energía, el elemento de sujeción opuesto puede tener un electrodo de retorno formado en él para proporcionar una ruta de retorno de RF a través del vaso más convencional además de la ruta de retorno de RF localizada.

La invención puede aplicarse para conseguir hemostasia en un lecho de hígado o bazo sangrante aplicando la estructura de cuchilla radiante sobre la superficie sangrante para desnaturalizar el colágeno en los extremos de los vasos sangrantes para estrecharlos y hacer una ligadura natural; se puede taponar además mediante una coagulación adicional.

5 El instrumento de resección electroquirúrgico puede adoptar la forma de un dispositivo de sellado vascular, en el que se emplea energía EM de microondas para coagular un fluido biológico (por ejemplo, sangre) que fluye en un vaso (vena, arteria o similar) mantenido dentro del mecanismo de sujeción en configuración cerrada. El mecanismo de sujeción también puede utilizarse para aplicar presión al vaso para participar en el proceso de sellado global, especialmente en el caso en el que ha de dividirse el vaso en dos partes y es necesario taponar cada uno de los extremos para evitar la pérdida de sangre. El fluido coagulado puede actuar como tapón para bloquear el flujo del fluido en el vaso. Puede formarse dicho tapón de tejido desnaturalizado empleando un campo de microondas con una profundidad de penetración adecuada para producir un tapón que forme un sello permanente creando las condiciones para que las nuevas fibras invadan el colágeno que se ha desnaturalizado mediante el uso del campo de microondas enfocado para permitir que el vaso crezca en la posición ocluida. La distribución del campo EM dentro del tejido es tal que se reduce la energía y la destrucción celular según la distancia y la frecuencia de operación preferente, dicho campo ha sido reducido al 37 % de su valor máximo a una distancia de entre 6 mm y 7 mm y la desintegración es exponencial. Se puede aplicar entonces la energía de EM RF cortar el vaso. El sellado y el corte únicamente pueden realizarse a través de la energía EM de RF y de microondas, según lo cual la energía de microondas se usa para sellar y la energía de RF se usa para cortar; el mecanismo de sujeción no necesita (y preferentemente no es así) superficies afiladas para cortar tejido, y la distancia mínima entre las superficies opuestas en la configuración cerrada puede establecerse por encima de un valor umbral para evitar que se aplique una presión física no deseada al vaso. Es posible aplicar una fuerza sobre el vaso para favorecer el proceso de sellado.

25 El primer y segundo elemento conductor y el primer material dieléctrico en cada elemento de sujeción pueden formar una estructura emisora bipolar, cada uno de ellos con su propia ruta de retorno preferencial local. Esto significa que cada elemento de sujeción puede actuar como un radiador que puede radiar independientemente energía de RF y microondas al tejido y no depende de un panel/placa de retorno a distancia ni de un segundo electrodo en una superficie de sujeción distinta.

Las superficies opuestas de los elementos de sujeción (es decir, las superficies de contacto del vaso) pueden ser redondeadas o curvadas en los extremos, es decir, carecen de bordes afilados, gracias a lo cual se sujeta el tejido biológico (es decir, un vaso sanguíneo) entre bordes redondeados para suministrar la energía de microondas y RF al vaso para permitir que se pueda cortar y sellar el vaso al mismo tiempo. La forma de la superficie opuesta puede ser plana, cóncava o convexa. Si es cóncava o convexa, se puede seleccionar el radio o la curvatura sobre la base del diámetro del vaso que se pretende sellar con el instrumento. El hecho de ajustar el radio de la curvatura de las superficies opuestas al vaso que se va a tratar sirve para asegurar que el instrumento pueda suministrar energía de microondas en el vaso con un margen térmico adecuado para asegurar que cuando se despliega la energía RF para cortar el vaso (en el centro de la región desnaturalizada), haya suficiente tejido coagulado como para asegurar que el vaso se sella adecuadamente y que no se rompe el sello, es decir, el tapón tiene un tamaño suficiente y está formado de tal manera que asegura que el vaso queda permanentemente sellado y se promueve el proceso de crecimiento de tejido nuevo. Por ejemplo, un vaso de 4 mm de diámetro puede utilizar radiadores con radios de 8 mm, mientras que un vaso de 6 mm puede utilizar radiadores con radios de 12 mm. En dicha disposición, la energía de RF corta el tejido en el centro de la región coagulada. El patrón de radiación producido por la radiación de microondas puede ser omnidireccional, mediante lo cual la forma del volumen de desnaturalización puede ser esférica. Siendo así, la profundidad del tejido desnaturalizado o reformado será similar al ancho del tapón o el tejido desnaturalizado que penetre en las paredes laterales del vaso a cada lado del vaso que se está dividiendo, es decir, la profundidad de penetración hacia abajo será la misma que la de la penetración en los extremos del vaso dividido. El campo de propagación en el vaso forma el tapón. La formación del tapón producido por el campo de microondas será exponencial y la profundidad de penetración del tejido desnaturalizado dependerá de la frecuencia de la energía de microondas. La profundidad de la penetración, definida como la distancia de propagación en el tejido biológico donde el campo se ha desintegrado a 37 % de su valor máximo, es preferentemente entre 6 mm y 7 mm para los vasos sanguíneos y la sangre a la frecuencia de operación preferente. Como el calor enfocado es el responsable de la configuración de la forma del tejido desnaturalizado que produce el sello, el perfil de calentamiento debe seguir el perfil del campo electromagnético que se propaga dentro del tejido para dar la configuración o distribución preferentes de tejido desnaturalizado. La profundidad de penetración a la frecuencia de operación preferente puede ayudar a promover la formación de un sello permanente aplicando la presente invención.

60 La Tabla 1 proporciona una lista de estructuras de tejido representativas relacionadas con las aplicaciones de resección y el sellado que aborda la presente solicitud y las correspondientes profundidades de penetración del campo de microondas a 5,8 GHz.

Tabla 1: Tipos de tejidos representativos y profundidad de penetración a 5,8 GHz

Tipo de tejido	Profundidad de penetración de campo E (mm)
Vaso sanguíneo	7,667

Sangre	6,019
Hígado	7,1829
Bazo	6,5206

Esta información indica que el grado deseable tanto de la acción descendente (es decir, a través del vaso), utilizada para favorecer el proceso de seccionamiento transversal, como la acción lateral (es decir, longitudinalmente a lo largo del vaso) utilizada para crear el tapón está comprendido entre 6 mm y 7 mm.

5 El aumento de la temperatura del tejido durante el período inicial de absorción de energía es linealmente proporcional al valor de la tasa de absorción específica (SAR), que a su vez es proporcional al cuadrado del campo eléctrico inducido, por lo tanto, el aumento de temperatura dentro del tejido es proporcional al cuadrado del campo eléctrico, que se desintegra de manera exponencial de acuerdo con la profundidad de penetración dentro del  
10 tejido. Esta información puede servir para estimar (por ejemplo, de antemano) la formación y la profundidad del tapón que se va a formar para sellar el vaso.

15 El mecanismo de sujeción puede ser semejante a unas tijeras o pinzas quirúrgicas u otras estructuras de dispositivos de corte convencionales. Las superficies opuestas del elemento de sujeción en dichos casos pueden estar dispuestas a lo largo de los bordes de las cuchillas de la estructura de corte. En una realización, el primer material dieléctrico es una lámina plana y los elementos conductores primero y segundo son capas conductoras formadas en los lados opuestos de la lámina plana. La energía de EM RF y la energía EM de microondas pueden emitirse en un borde de esta estructura estratificada (también denominada estructura radiante de placas paralelas) que está expuesta en una de las superficies opuestas del mecanismo de sujeción.

20 Preferentemente, el borde expuesto de la estructura estratificada está alineado con la longitud del elemento de sujeción (por ejemplo, está alineado con su correspondiente cuchilla de tijera quirúrgica). En esta disposición, el plano de la estructura estratificada es paralelo al plano en el que se desplazan los elementos de sujeción uno con respecto al otro entre la configuración abierta y cerrada. Esta disposición ofrece la ventaja de poder sellar vasos de  
25 cualquier longitud, es decir, la posición en la que se sella el vaso no está limitada por la longitud de los brazos del dispositivo de corte. Esto también ofrece una ventaja por lo que respecta a reducir al mínimo el tamaño total del dispositivo de sellado, lo cual es deseable por lo que respecta a poder manipular con facilidad el dispositivo dentro del cuerpo y permitir que se use el dispositivo en regiones del cuerpo con visibilidad o acceso limitados.

30 Sin embargo, en otras realizaciones, el borde expuesto de la estructura estratificada puede estar en ángulo con respecto a la longitud del elemento de sujeción, por ejemplo, puede estar perpendicular al mismo.

Cada elemento de sujeción puede tener una pluralidad de estructuras estratificadas dispuestas a lo largo de su correspondiente superficie opuesta, para aumentar el área de cobertura o el tamaño del vaso que se puede sellar.

35 En otra realización, el primer material dieléctrico y el primer y segundo elemento conductor pueden estar dispuestos como una antena de onda progresiva. En este punto, el primer elemento conductor puede ser una capa de metalización que cubre una superficie de la cara exterior del primer material dieléctrico en la correspondiente superficie opuesta del elemento de sujeción. Se puede formar una pluralidad de ranuras en la capa de metalización  
40 para exponer el primer material dieléctrico. El segundo elemento conductor puede ser una línea de alimentación formada en la superficie opuesta del primer material dieléctrico desde la capa de metalización. La longitud de las ranuras (es decir, la abertura radiante) puede aumentar hacia el extremo distal de la punta del instrumento (es decir, al aumentar la distancia desde el punto de alimentación) para garantizar que se produce un campo uniforme. Las ranuras pueden estar dispuestas a lo largo de la longitud del elemento de sujeción o perpendiculares a él.

45 El cuerpo portátil puede comprender un accionador para hacer funcionar la sujeción, p.ej., una palanca de dedo, o similar, para desplazar los elementos de sujeción unos con respecto a otros. El accionador de funcionamiento de la sujeción puede ser convencional. Preferentemente, el instrumento incluye un interruptor de activación de energía que se puede operar independientemente de la sujeción para activar el suministro de energía desde las superficies  
50 opuestas del mecanismo de sujeción. El interruptor de activación puede ser un accionador accionado con el dedo en el cuerpo portátil, o puede ser un conmutador de pedal independiente.

El cable de alimentación coaxial puede extenderse a través de la cubierta hasta la punta del instrumento. El elemento de sonda alargado puede comprender un eje (por ejemplo, un tubo hueco rígido) para alojar el cable de  
55 alimentación. El mecanismo de sujeción puede incluir una bisagra en torno a la cual giran los elementos de sujeción opuestos. El cable de alimentación coaxial puede conectarse a una disposición de división de energía en la bisagra, que funciona para dividir la energía de EM RF y/o la energía EM de microondas transmitida por el cable de alimentación entre las estructuras radiantes en cada elemento de sujeción. La disposición del divisor de energía incluye uno o más divisores de energía de 3 dB (el número de divisores necesarios dependerá del número de  
60 estructuras radiantes que necesiten alimentación). Preferentemente, se configura la disposición de división de energía para suministrar un porcentaje de energía igual a cada estructura de radiación. Cada porcentaje de energía está preferentemente en fase para promover un efecto de tejido uniforme en las superficies opuestas. En el caso en el que se utilice solo una estructura radiante en la realización, no se requerirá el divisor de energía.

El mecanismo de sujeción puede comprender más de un par de elementos de sujeción opuestos. Por ejemplo, puede haber dos pares de elementos de sujeción opuestos cuyas direcciones de sujeción son ortogonales. Con esta disposición, el vaso queda rodeado por cuatro lados, lo que puede facilitar la desnaturalización rápida y uniforme del colágeno o la formación de un tapón para sellar el vaso.

5 En ciertos casos, especialmente cuando ha de ocluirse permanentemente vasos de diámetro grande, puede ser necesario utilizar el instrumento para aplicar inicialmente presión externa a las paredes vasculares para reducir mecánicamente el volumen de tejido y desplazar el tejido dentro de la pared de las células para aproximar íntimamente las superficies internas externas del vaso. La colagénesis provoca entonces la invasión de colágeno desnaturalizado con fibras nuevas, y el vaso "crece" en la posición ocluida.

10 Es posible pues aplicar energía de microondas y/o energía de RF para desnaturalizar el colágeno en las paredes vasculares y causar el entrelazamiento de la estructura de la matriz de las paredes internas y externas. A continuación, puede aplicarse además energía de microondas para fijar la estructura.

15 Para vasos más grandes, es decir, con un diámetro exterior de 5 mm o más, suele realizarse tres sellos; dos en el extremo más próximo al corazón y uno en el otro extremo. En una realización, el instrumento de acuerdo con la invención puede producir dos tapones en una sola operación y realizarse el corte en la región entre los tapones. En la práctica, puede ser deseable realizar el corte de RF una vez que se han formado los dos tapones utilizando energía de microondas y asegurarse de que el vaso se ha tapado con éxito antes de cortarlo o dividirlo en dos partes. Los sellos o tapones pueden producirse únicamente utilizando la energía de microondas enfocada y una vez aplicada la energía de microondas, se puede aplicar energía de RF a la cuchilla para dividir el vaso en dos partes. La subsiguiente colagénesis provoca entonces la invasión del colágeno desnaturalizado con nuevas fibras y el vaso "crece" entonces hasta la posición ocluida.

20 Por tanto, la presente invención puede proporcionar un instrumento de sellado y corte de vasos que tiene uno o más pares de elementos de sujeción opuestos, cada uno de los cuales tiene una estructura radiante de placa paralela alimentada con un divisor de energía equilibrado cuando se utiliza más de una estructura radiante. En una realización, cuatro estructuras radiantes de placas paralelas pueden radiar 10 W cada una o dos estructuras radiantes de placas paralelas pueden radiar 20 W cada una. Se puede coagular el fluido dentro de un vaso sanguíneo situado entre las superficies radiantes utilizando energía de microondas que permite cortar el vaso (sellado) sin pérdida de sangre. La capacidad de radiar tanto energía EM RF (para cortar) como energía EM de microondas (para coagular y crear un tapón por desnaturalización de la estructura de colágeno) desde cada una de las disposiciones de placa paralela de forma independiente, es decir, la distribución de campo es independiente del tamaño del vaso o la distancia entre los bordes radiantes de los dos radiadores, se traduce en que la eficiencia del instrumento no queda comprometida ni limitada por el tamaño (diámetro) del vaso.

25 Por tanto, la presente invención puede proporcionar un instrumento de sellado y corte de vasos que tiene uno o más pares de elementos de sujeción opuestos, cada uno de los cuales tiene una estructura radiante de placa paralela alimentada con un divisor de energía equilibrado cuando se utiliza más de una estructura radiante. En una realización, cuatro estructuras radiantes de placas paralelas pueden radiar 10 W cada una o dos estructuras radiantes de placas paralelas pueden radiar 20 W cada una. Se puede coagular el fluido dentro de un vaso sanguíneo situado entre las superficies radiantes utilizando energía de microondas que permite cortar el vaso (sellado) sin pérdida de sangre. La capacidad de radiar tanto energía EM RF (para cortar) como energía EM de microondas (para coagular y crear un tapón por desnaturalización de la estructura de colágeno) desde cada una de las disposiciones de placa paralela de forma independiente, es decir, la distribución de campo es independiente del tamaño del vaso o la distancia entre los bordes radiantes de los dos radiadores, se traduce en que la eficiencia del instrumento no queda comprometida ni limitada por el tamaño (diámetro) del vaso.

30 El tamaño del elemento de sonda alargado y el mecanismo de sujeción pueden depender de la aplicación para la que se requiera el instrumento. Por ejemplo, el instrumento puede utilizarse en cirugía abierta, cirugía laparoscópica, NOTES, TEMS y cirugía laparoscópica de puerto único.

35 En este punto, la primera frecuencia puede ser una frecuencia fija estable en el intervalo de 10 kHz a 300 MHz y la segunda frecuencia puede ser una frecuencia fija estable en el intervalo de 300 MHz a 100 GHz. La primera frecuencia deberá ser suficientemente alta como para evitar que la energía provoque estimulación nerviosa y suficientemente baja como para evitar que la energía produzca escaldado del tejido o un margen térmico innecesario o la lesión de la estructura del tejido. Entre las frecuencias puntuales preferentes para la fuente de energía en la primera frecuencia se incluyen una o más entre: 100 kHz, 250 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Entre las frecuencias puntuales preferentes para la fuente de energía en la segunda frecuencia se incluyen 915 MHz, 2,45 GHz, 5,8 GHz, 14,5 GHz, 24 GHz.

40 El uso de una sola fuente de frecuencia con una pequeña deriva en torno a la frecuencia central para generar la energía de microondas, es decir 5,8 GHz +/- 100 KHz, puede suponer una ventaja por lo que respecta a hacer que el instrumento sea más selectivo, ya que esto implica que las estructuras de antena utilizadas para suministrar la energía de microondas al tejido se puedan hacer con una Q alta, definiéndose Q como la relación de la frecuencia central dividida por el ancho de banda de 3 dB o la relación entre la energía almacenada y la pérdida de energía por ciclo. Una estructura de Q alta implica que se combinará solo con un intervalo estrecho de impedancias. Esto se traduce en que las estructuras introducidas aquí se pueden ajustar perfectamente a la impedancia del tejido en particular, lo cual implica que la estructura acoplará la energía eficientemente en ciertos tipos de tejidos, pero en otros no. Esto es ventajoso por lo que respecta a que el instrumento sea selectivo y suministre energía solamente al tejido biológico que requiere tratamiento.

#### Breve descripción de los dibujos

45 A continuación, se explica las realizaciones de la invención con mayor detalle haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La Fig. 1 es una vista en perspectiva superior de un instrumento que puede ser útil para comprender la invención.

La Fig. 2 es una vista en perspectiva inferior del instrumento presentado en la figura 1;

5 La Fig. 3A es una vista lateral esquemática del instrumento de sellado vascular que es una realización de la invención;

La Fig. 3B es una vista lateral esquemática de una disposición de dos cuchillas radiantes que son adecuadas para su uso en una realización de la invención;

La Fig. 3C es una vista lateral esquemática de una disposición de cuatro cuchillas radiantes que son adecuadas para su uso en una realización de la invención;

10 La Fig. 4A es un instrumento de sellado vascular para coagular y cortar vasos que es otra realización de la invención, en el que las cuchillas radiantes de sujeción están cerradas y en contacto con un vaso;

La Fig. 4B es el instrumento de sellado vascular de la figura 4A en el que las cuchillas radiantes de sujeción están abiertas;

15 Las Fig. 5A a 5C presentan las etapas de un proceso de sellado y corte de vasos utilizando un instrumento de sellado vascular que constituye una realización de la invención;

La Fig. 6A es una vista lateral de un instrumento de sellado vascular que constituye otra realización de la invención;

La Fig. 6B es una vista lateral de un instrumento de sellado vascular que constituye otra realización más de la invención;

20 Las Fig. 7A y 7B son una vista lateral y una vista en perspectiva, respectivamente, de un instrumento de sellado vascular que es una realización de la invención, en el que las cuchillas radiantes de sujeción tienen una forma cóncava;

25 Las Fig. 8A y 8B son una vista lateral y una vista en perspectiva, respectivamente, de un instrumento de sellado vascular que constituye una realización de la invención, en el que las cuchillas radiantes de sujeción tienen una forma convexa;

Las Fig. 9A y 9B son una vista lateral y una vista en perspectiva, respectivamente, de un instrumento de sellado vascular que constituye una realización de la invención, en el que las cuchillas radiantes de sujeción son planas.

La Fig. 10A es una vista esquemática de un instrumento de sellado vascular portátil que constituye otra realización de la invención;

30 La Fig. 10B es una vista en primer plano de las cuchillas radiantes sujeción del instrumento de sellado vascular presentado en la figura 10A;

La Fig. 10C es una vista esquemática de una estructura de antena de onda progresiva fabricada sobre las cuchillas radiantes de sujeción que se muestran en la Fig. 10B; y

35 Las Fig. 11A, 11B y 11C son una vista superior, una vista lateral y una vista inferior, respectivamente, de la estructura de suministro de energía adecuada para su uso en un instrumento de sellado vascular que constituye otra realización de la invención.

#### Descripción detallada; otras opciones y preferencias

40 Tal como se ha mencionado, la divulgación del presente documento se refiere a desarrollos de un concepto presentado en la solicitud de patente del RU anterior del solicitante no. 0912576.6, presentada el 20 de julio de 2009, Dicha solicitud de patente del RU no. 0912576.6 describe un instrumento electroquirúrgico en forma de una espátula que comprende una línea de transmisión plana para transportar energía de microondas formada a partir de una lámina de un primer material dieléctrico que tiene una primera y una segunda capa conductora en sus superficies opuestas, estando conectada la línea de transmisión plana a un cable coaxial que está dispuesto para suministrar energía de microondas a la línea de transmisión plana, comprendiendo el cable coaxial un conductor interno, un conductor externo coaxial con el conductor interno, y un segundo material dieléctrico que separa los conductores externo e interno, extendiéndose los conductores interno y externo más allá del segundo dieléctrico en una interfaz de conexión para superponer superficies opuestas de la línea de transmisión y conectar eléctricamente la primera capa conductora y la segunda capa conductora, respectivamente. La primera capa conductora está separada del extremo de la línea de transmisión que colinda con el cable coaxial para aislar eléctricamente el conductor externo de la primera capa conductora, y el ancho de la primera y segunda capa conductora se selecciona para crear una adaptación de la impedancia entre la línea de transmisión y el cable coaxial. El espacio entre el extremo del conductor externo de la línea de transmisión y la primera capa conductora determina también la adaptación de la impedancia entre la fuente de microondas y la carga de tejido. La configuración de la espátula que se expone en la solicitud de patente del RU no. 0912576.6 proporciona una pérdida de inserción deseable entre la línea de alimentación coaxial y la sección de radiación final, al mismo tiempo que proporciona también propiedades de pérdida de retorno deseables para los bordes de la espátula cuando están en contacto con el aire y el tejido biológico, respectivamente. Concretamente, la pérdida de inserción a lo largo de la estructura puede ser inferior a 0,2 dB a la frecuencia de interés y la pérdida de retorno inferior a (más negativa que) -3 dB, preferentemente inferior a -10 dB. Estas propiedades pueden indicar también una unión perfectamente adaptada entre el cable coaxial y la estructura de la espátula de la línea de transmisión, en virtud de la cual se lanza eficientemente a la espátula la energía de microondas. De manera similar, cuando los bordes de la espátula están expuestos al aire o al tejido biológico que no es de interés, la pérdida de retorno puede ser sustancialmente cero (es decir, se radia muy poca energía al espacio libre o tejido no deseado), en cambio, en contacto con tejido biológico deseado, la pérdida de retorno puede ser inferior a (más negativa que) -3dB, preferentemente inferior a -10 dB (es decir, se transfiere al

tejido la mayor parte de la energía en la espátula). El instrumento explicado en la solicitud de patente RU no. 0912576.6 tiene por objeto radiar energía de microondas desde los bordes de la línea de transmisión plana para provocar la ablación localizada del tejido o la coagulación o desnaturalización del tejido.

- 5 Sin embargo, la solicitud de patente RU no. 0912576.6 divulga asimismo que la espátula que se ha explicado puede llevar integrada una porción de corte de RF. La porción de corte de RF puede formarse empleando las capas conductoras primera y segunda mencionadas como electrodos activos y de retorno para la energía de RF. Dicha disposición puede beneficiarse del hecho de que los electrodos activo y de retorno están muy próximos uno del otro, estableciendo así una ruta de retorno preferencial para permitir que la acción de corte del tejido local tenga lugar sin  
10 la necesidad de un panel de retorno a distancia o de que exista un líquido altamente conductor, es decir solución salina, entre los dos electrodos.

En este ejemplo, la porción de corte de RF puede comprender una fuente de tensión de RF acoplada a la línea de transmisión plana, un diplexor de frecuencia (o sumador de señales) que comprende un filtro de paso bajo, para  
15 evitar que la energía de microondas de alta frecuencia vuelva a la fuente de energía de RF de frecuencia más baja, y un filtro de paso alto para evitar que la energía de RF de frecuencia más baja vuelva a la fuente de energía de microondas de frecuencia más alta. En un ejemplo, el diplexor de frecuencia puede emplearse para permitir que las fuentes de energía de microondas y RF se combinen en el generador y se suministren a lo largo de un único canal, por ejemplo, cable coaxial, conjunto de guía de ondas o par trenzado, a la estructura de espátula. La energía de  
20 corte de RF puede suministrarse únicamente al tejido o puede mezclarse o agregarse a la energía de microondas y suministrarse simultáneamente para establecer un modo de operación mezclado.

En las Figs. 1 y 2 se presenta un ejemplo detallado de la configuración de espátula que tiene una estructura de antena bipolar, tal como se describe en la solicitud de patente RU no. 0912576.6. La Fig. 1 presenta un instrumento  
25 100 que tiene una línea de transmisión 102 de 0,6 mm de espesor conectada a un cable coaxial 104. El instrumento es adecuado para su funcionamiento a 2,45 GHz, 5,8 GHz y 14,5 GHz. El cable coaxial 104 comprende un conductor interno 106, un conductor externo 108 y un material dieléctrico 110 que separa los conductores interno y externo, 106, 108. En el extremo distal del conductor coaxial 104, los conductores interno y externo, 106, 108, tienen porciones sobresalientes 112, 114 que se extienden fuera del material dieléctrico 110. La línea de transmisión 102  
30 está intercalada entre las porciones sobresalientes 112, 114 de manera que su extremo proximal colinda con el extremo distal del cable coaxial. La porción sobresaliente 112 del conductor interno está dispuesta para conectar una capa conductora superior 116 de la línea de transmisión 102 y la porción sobresaliente 114 del conductor externo está dispuesta para conectar a una capa conductora inferior 118 de la línea de transmisión 102.

35 Se proporciona un hueco 120 entre el borde proximal de la capa conductora superior y el extremo distal del cable coaxial para evitar el cortocircuito entre los conductores interno y externo y para favorecer la adaptación de impedancia entre la estructura (que forma parte de la fuente) y la impedancia de carga presentada a la estructura radiante por la carga biológica.

40 Hay montado un soporte de tubo de plástico 122 (presentado como translúcido para mayor facilidad) sobre la confluencia entre la línea de transmisión 102 y el cable coaxial 104. El diámetro interior del soporte del tubo 122 es mayor que el diámetro exterior del cable coaxial 104 para permitir que encaje sobre el cable. Se fija una estructura de montaje 124, por ejemplo, cola o similar, entre el cable coaxial 104 y el soporte del tubo 122 para asegurar el cable en su sitio. De manera similar, se fijan los bloques de montaje 126, 128 (por ejemplo, cola) entre la línea de  
45 transmisión 102 y el soporte del tubo 122 para asegurar la línea de transmisión en su sitio.

La línea de transmisión puede comprender una lámina 130 de 0,61 mm de espesor de TRF-41 (constante dieléctrica 4,1 y tangente de pérdida 0,0035). El cable coaxial 104 tiene un diámetro exterior de aproximadamente 2,2 mm y un diámetro de pasador de 0,574 mm. El cable coaxial 280 utilizado en el modelo empleado para desarrollar una  
50 estructura que puede radiar eficientemente energía de microondas al tejido desde uno o ambos lados y/o desde el extremo distal es UT 85C-LL (de Micro-Coax).

Las capas conductoras 116, 118 en la línea de transmisión 102 van directamente al extremo distal de la lámina 130 y tienen 2,002 mm de ancho. La lámina 130 tiene 2,6 mm de ancho, aunque en la invención esto se puede reducir a  
55 2 mm o menos.

El soporte del tubo 122 es un tubo de polipropileno que tiene un diámetro exterior de 3,1 mm, para un buen ajuste deslizable en un endoscopio, y un diámetro interior de 2,6 mm. Esto proporciona un espesor de pared de aproximadamente 0,25 mm. El material y el espesor no son críticos; puede emplearse nilón o polietileno o una serie  
60 de plásticos diversos. Los bordes de la línea de transmisión pueden estar biselados para que el instrumento se asiente justo debajo del diámetro del tubo.

El tubo ocupa 5 mm a lo largo de la longitud de la línea de transmisión 102. En este caso, la superposición con el cable coaxial es de 5 mm, pero puede ser lo larga que se requiera. Preferentemente, el tubo es suficientemente  
65 corto como para pasar a través de un endoscopio doblado. El propósito principal del tubo es soportar el instrumento y mantenerlo estable en el extremo del endoscopio.

La estructura de montaje 124 y los bloques de montaje 126, 128 pueden estar hechos de prácticamente cualquier material que sea biocompatible y pueden emplearse para mantener la estructura en su sitio, ya que estos materiales no afectan el rendimiento del instrumento si se mantienen fuera de los bordes del instrumento y el pasador del cable coaxial.

5 El hueco 120 entre la capa conductora superior 116 y el cable coaxial es de 0,5 mm. Dicho hueco asegura también que la impedancia de la estructura radiante se adapte a la impedancia de la carga de tejido.

10 El centro del instrumento está desplazado aproximadamente 0,5 mm (0,53 mm) desde el centro del cable coaxial. El eje del tubo exterior está a unos 0.3 mm por encima del centro del instrumento, pero solo necesita ajustarse a los componentes del conjunto y mantenerlos estables.

15 La lámina dieléctrica 130 puede tener una longitud de tan solo la cuarta parte o las tres cuartas partes de una longitud de onda en la frecuencia de operación preferente (por ejemplo, 8 mm o 21 mm) de manera que no se acople fuertemente una onda estacionaria a un tubo de plástico de soporte cerca de la base del instrumento.

20 La presente invención utiliza estructuras de antena similares a las descritas para proporcionar bordes radiantes independientes (denominados en el presente documento "cuchillas", aunque no tienen que estar afiladas) en una estructura de instrumento tipo abrazadera que se puede usar para sujetar el vaso y aplicar una nivel de fuerza a la pared exterior si es necesario.

25 La Fig. 3A presenta esquemáticamente un instrumento 200 de sellado vascular que constituye una realización de la invención. En dicha realización, el instrumento 200 está conectado para recibir energía a través de un cable coaxial 202 desde una fuente de energía (no se muestra) capaz de generar y suministrar energía EM RF y energía microondas EM por separado o simultáneamente. El instrumento 200 tiene una configuración de tipo tenaza que comprende dos brazos 204, 206 que están unidos por una bisagra para girar entre una posición abierta y la posición cerrada. En la Fig. 3A se ilustra la posición abierta.

30 En este ejemplo, puede colocarse y comprimirse o sujetarse el tejido que se va a tratar entre los brazos 204, 206 de este instrumento antes de suministrar la energía de microondas y/o RF. El extremo distal del instrumento en esta realización comprende por tanto los bordes interiores opuestos 208, 210 de los brazos 204, 206. Cada borde interior tiene un elemento radiante expuesto (es decir, la estructura radiante bipolar) encima, que puede adoptar una entre varias formas, tal como se explica a continuación. De acuerdo con la invención, cada borde interior 208, 210 comprende su propia estructura de antena, es decir, cada uno de los bordes interiores radiantes 208, 210 contiene radiadores con una ruta de retorno local para radiar energía de microondas y/o RF al tejido de una manera que no dependa de la posición del otro borde.

40 En una realización, los bordes internos radiantes pueden comprender cada uno una estructura de antena de onda progresiva, en la que una pluralidad de aberturas radiantes (o ranuras radiantes) aumenta en anchura a medida que aumenta su distancia desde la fuente de energía (es decir, el punto de alimentación o el extremo distal del cable coaxial 202). La dirección de las ranuras puede ir a lo largo de la dirección de los brazos 204, 206 o perpendicular a la dirección de los brazos. Con esta configuración, puede radiarse la energía de microondas desde las ranuras de una manera uniforme. Esta disposición se divulga con más detalle a continuación haciendo referencia a las Figs. 10A a 10C.

45 En otra realización, es posible fabricar estructuras de línea de transmisión de placas paralelas en cada uno de los brazos 204, 206, en las que el (los) borde (s) radiante (s) las estructuras de línea de transmisión de placa paralela están dispuestas o colocadas para radiar a lo largo de la dirección de los brazos o perpendiculares a la dirección de los brazos. Cada borde radiante puede estar dispuesto para radiar energía tanto microondas como de RF al tejido o el vaso, es decir, la ruta de retorno de las corrientes de RF y microondas es local para la cuchilla o la línea de transmisión de placa paralela, por lo que el funcionamiento o eficacia del instrumento es independiente de la distancia a la que se encuentren las mordazas una con respecto a la otra, de modo que es posible utilizar el instrumento para cortar y coagular (es decir, sellar) un vaso de cualquier diámetro. El dispositivo puede aplicar una fuerza mecánica al vaso para favorecer el proceso de sellado global.

50 El instrumento de sellado vascular puede emplearse como parte de un dispositivo quirúrgico de resección o disección quirúrgica abierto de agujero de chaveta. La fuente de energía puede incluir una fuente de energía de estado sólido de 100 W que opera a 5,8 GHz. Este tipo de energía EM de microondas puede producir una profundidad de penetración por radiación que permite que el instrumento coagule a una profundidad de 4 cm a lo largo de 10 cm de tejido en 2 minutos (asumiendo que la densidad de la sangre entera es  $1060 \text{ Kg m}^{-3}$  y la capacidad calorífica específica de la sangre sea  $3840 \text{ J/kgK}$ ). Después de la coagulación, se puede aplicar energía de EM RF para cortar el tejido. El instrumento puede conseguir la hemostasia en un lecho de hígado o bazo sangrante aplicando la sección radiante de la estructura sobre la superficie sangrante para desnaturalizar los extremos de los vasos sangrantes, estrechándolos para realizar o producir una ligadura natural, que además se taponaría por coagulación. La energía de microondas y EM RF se pueden aplicar simultáneamente para mejorar los efectos en los tejidos causados por la energía de microondas o RF aplicadas por separado. La capacidad de suministrar energía

EM RF y de microondas a lo largo de un solo canal (conjunto de cables) en una estructura de instrumento permite organizar de forma segura el tejido que se va a cortar utilizando energía EM RF después de que ya se ha coagulado utilizando energía EM de microondas.

- 5 Las Fig. 3B and 3C presentan dos disposiciones del instrumento de sellado vascular, en las que una pluralidad de estructuras radiantes (que corresponden a los brazos presentados en la Fig. 3A) suministran la energía RF y EM de microondas al vaso 214. Los brazos están dispuestos en torno al vaso 214 para suministrarle energía EM.

10 La figura 3B presenta dos cuchillas radiantes 212 situadas en lados opuestos del vaso 214. Cada cuchilla 212 comprende un cuerpo plano de material dieléctrico 216 que tiene un material conductor 218 (por ejemplo, una capa metalizada) formado en sus superficies planas opuestas, p. ej., de una manera similar a la estructura de antena bipolar explicada en referencia a las Fig. 1 y 2. La cuchilla radiante emite desde su extremo distal (el más próximo al vaso en la figura 3B) un campo EM que corresponde a la señal de RF y/o microondas recibida. Las capas conductoras sobre una primera superficie del cuerpo plano están conectadas eléctricamente al conductor interno del cable coaxial, mientras que la capa conductora en la segunda superficie (opuesta) está conectada eléctricamente al conductor externo del cable coaxial. El cuerpo plano proporciona una ruta de retorno local para las corrientes tanto de RF como de microondas que pasan a través de la cuchilla 212. En esta realización, se aplica una cantidad igual de energía a cada cuchilla 212 empleando un divisor de energía de 3 dB 220, que puede ser un divisor de energía Wilkinson, un acoplador de onda regresiva de línea TEM o similar. Las cuchillas pueden estar dispuestas de modo que la señal introducida en cada cuchilla tenga la misma energía y fase, pero la invención no queda limitada a que sea éste el caso, es decir, puede introducirse una fase de latencia de  $90^\circ$  o  $180^\circ$  en una de las cuchillas. La diferencia de fase y amplitud entre las dos cuchillas también puede ajustarse electrónicamente introduciendo atenuadores de energía y/o líneas de retardo variables en una o ambas rutas entre los puertos de salida del divisor de energía 220 y el puerto de entrada de la correspondiente cuchilla radiante 212. Este ajuste puede permitir enfocar mejor la radiación electromagnética en el vaso para promover un sellado vascular más rápido y eficiente.

15 La figura 3C presenta una configuración similar a la de la figura 3B, pero emplea cuatro cuchillas radiantes 222 dispuestas alrededor del vaso 214 para suministrar energía de microondas y de RF al vaso 214 para coagular y cortar el vaso. Las cuchillas están dispuestas en dos pares opuestos, que se cierran juntándose en dirección ortogonal para entrar en contacto con el vaso desde cuatro lados. Al igual que en la Fig. 3B, cada cuchilla radiante comprende un cuerpo plano de material dieléctrico 216 que tiene un material conductor 218 (p.ej., una capa metalizada) formado en sus superficies planas opuestas, de forma que hace que la hoja radiante emita desde su extremo distal un campo EM que corresponde a la señal de RF y/o microondas recibida o porque el usuario controle el nivel de energía y coeficiente de utilización (o momentos conectado/desconectado) de la energía de RF y microondas suministrada al tejido. Esta configuración utiliza tres divisores de energía en fase 3 dB, 224, 226, 228, para suministrar energía de igual magnitud y fase a las cuatro cuchillas radiantes 222. Si se asume que las pérdidas del acoplador son insignificantes, el nivel de energía suministrado al vaso 214 desde cada cuchilla 222 será la cuarta parte de la energía suministrada en el puerto de entrada del primer divisor de energía 228. En la disposición que se presenta en la Fig. 3C, el primer divisor de energía 228 divide la energía disponible desde el extremo distal de la línea de transmisión (no se muestra) en dos partes iguales y en la misma fase. La energía en las dos salidas del primer divisor de energía 228 se alimenta después hacia los puertos de entrada de otros dos divisores de energía en fase 224, 226 que producen energía con la misma magnitud y la misma fase en sus puertos de salida para alimentar los puertos de entrada de las cuatro cuchillas radiantes 222 separadas a iguales distancias (por lo que respecta al ángulo) alrededor del vaso con sus bordes radiantes en contacto o muy próximos al vaso cuando se activan las fuentes de energía de microondas y/o RF. Se puede aplicar una fuerza al vaso antes de la activación de la fuente de energía de microondas y/o RF.

20 Todos los bordes de las cuchillas 222 pueden estar redondeados de forma que no contengan ningún borde afilado que pudiera cortar el vaso y provocar el corte por fuerza mecánica en lugar de energía eléctrica. Esta característica evita que se rompa el vaso cuando las fuentes de energía de RF y microondas están inactivadas y se está colocando el instrumento cerca del vaso. Si se rompe el vaso por medios mecánicos, es posible que se produzca una pérdida de sangre innecesariamente.

25 Las Fig. 4A y 4B presentan un instrumento de sellado vascular 230 que constituye otra realización de la invención. En el proceso de corte transversal de un vaso, es necesario asegurarse de que está presente un "tapón" "coágulo" de material coagulado de suficiente profundidad, es decir, de 2 mm a 5 mm, en los extremos separados del vaso tras el procedimiento de corte para evitar una filtración no deseada de fluido (p. ej., sangre). Por esta razón, conviene que el corte tenga lugar dentro una región coagulada (preferentemente en el centro de), p.ej., de 2 mm a lo largo de una longitud de 4 mm coagulada o 5 mm a lo largo de una longitud coagulada de 10 mm. La presente invención facilita este proceso ya que la coagulación o la desnaturalización del colágeno y el corte se realizan con la herramienta en la misma posición, que se sitúa automáticamente en el centro de una región de coagulación o desnaturalización de colágeno. El uso de energía de microondas a una frecuencia de 5,8 GHz ayuda a promover la desnaturalización del colágeno para producir un tapón útil en los extremos del vaso dividido. La fuente enfocada de 5,8 GHz promueve el desarrollo de un tapón que puede utilizarse para promover la colagénesis, dado que la profundidad de penetración del campo eléctrico, que se transfiere en calor para formar el tapón, se reduce a 37 % de su valor máximo en una profundidad de entre 6 mm y 7 mm en los tipos de tejidos que encuentra el instrumento, es

decir, vasos sanguíneos, sangre, hígado y bazo.

La figura 4A muestra cómo el instrumento de sellado vascular 230 tiene un conjunto de mordazas en su extremo distal, comprendiendo dichas mordazas un par de brazos móviles 232, 234. En la figura 4A, las mordazas están en una posición cerrada con el vaso 236 sujeto entre ellas. La energía EM de RF y de microondas se puede alimentar al instrumento 230 empleando un conector de RF/microondas 238 que se puede conectar a un cable coaxial flexible (no se muestra) que transmite la energía de RF y microondas desde un generador adecuado (no se muestra). La energía EM de RF y de microondas recibida en el conector 236 puede transportarse a un cuerpo portátil 240 del instrumento 230 empleando una línea de transmisión o un conjunto de cable de microondas/RF 242. El cuerpo portátil 240 puede estar diseñado para permitir que el usuario mantenga y opere el instrumento de forma controlable y manera cómoda. Puede ajustarse un mango 244 y un accionador 246 a la mano del usuario para permitir una fácil operación. El cuerpo portátil 240 está conectado al conjunto de mordazas mediante un eje 248. La línea de transmisión o el conjunto de cable de microondas/RF 242 continúa a través del cuerpo portátil 240 y se desplaza dentro del eje 248 hasta el conjunto de mordazas. En el extremo distal del eje 248, la línea de transmisión o el conjunto de cable de microondas/RF 242 se conecta a un sistema de circuitos de división de energía (no se muestra en este caso, pero similar al explicado en referencia a la figura 3B), que divide la energía EM de RF y/o microondas en dos partes. Cada parte está conectada a la correspondiente estructura de antena, estando formada la estructura de antena sobre las superficies interiores opuestas de los brazos 232, 234. Al igual que en el caso anterior, el circuito puede dividir la señal de entrada en partes que tienen la misma magnitud y fase.

La estructura de antena en cada brazo 232, 234 del conjunto de mordazas puede ser una cuchilla radiante, tal como se ha explicado ya en referencia a las Fig. 1 y 2. Alternativamente, puede tener cualquiera de las estructuras de antena que se explican a continuación.

La Fig. 4B presenta el instrumento de sellado vascular 230 con el conjunto de mordazas en posición abierta e ilustra una posible disposición de las cuchillas radiantes 250, 252 en los brazos 232, 234. Las cuchillas radiantes 250, 252 pueden estar dispuestas de tal manera que sus bordes radiantes se extiendan en la misma dirección que sus brazos correspondientes, 232, 234. Esta disposición puede ser preferente ya que las mordazas están orientadas adecuadamente para sujetar el vaso sin retorcerlo. Siendo así, puede colocarse el instrumento para operar dañando mínimamente el vaso.

Las Fig. 5A, 5B y 5C ilustran esquemáticamente el proceso de sellado vascular y corte. La figura 5A muestra dos cuchillas radiantes 250, 252 colocadas (antes de que se active la fuente de energía) en contacto con el vaso 236 en sus lados opuestos, es decir, las cuchillas radiantes están enfrentadas una con respecto a otra a través del vaso. Es posible que también sea necesario aplicar una fuerza mecánica en esta etapa del proceso de sellado vascular. Por ejemplo, puede aplicarse presión mecánica con las pinzas o las mordazas para unir las paredes vasculares para desalojar el contenido intraluminal hacia afuera y dejar las paredes internas y externas del vaso intactas y en contacto unas con otras. A continuación, puede comenzar una primera fase que implica la aplicación de energía de microondas a la pared externa para iniciar el proceso de desnaturalización de colágeno, que desplaza las hebras. Esto puede ir seguido de una segunda fase que implica la aplicación de una segunda dosis de energía de microondas (se puede suministrar empleando una forma de onda de diferente de energía/tiempo) para fijar el colágeno. A continuación, esto puede ir seguido de una fase de relajación para permitir que el tejido se enfríe, seguido de una fase final que implica la aplicación de energía de RF a las cuchillas para seccionar transversalmente o cortar el vaso en dos. La Fig. 5B ilustra la situación en la que se aplica la energía de microondas y de RF al vaso 236 a través de las cuchillas radiantes 250, 252. Se forman dos regiones de coagulación, extendiéndose una de ellas fuera de cada una de las cuchillas radiantes 250, 252 hasta que se encuentran para formar un tapón 254 de coagulante. Mientras crecen las regiones de coagulación fuera de sus correspondientes cuchillas radiantes 250, 252, sigue existiendo un canal de flujo en el vaso 236 que permite que tenga lugar el flujo de sangre, si bien de una manera restringida. Dado que cada cuchilla radiante 250, 252 funciona independientemente (es decir, tiene su propia ruta de retorno local para la señal de RF), la formación de cada región de coagulación es también independiente. Esto puede asegurarse que se produce un tapón 254 más uniforme, es decir, puede evitar regiones de unión débil a la pared vascular que pueden romperse cuando se corta el vaso. En particular, esta configuración puede facilitar la formación de un tampón simétrico (p.ej., en relación con el eje nocional que atraviesa el centro del vaso) de coagulante 254 que permite que el nuevo colágeno invada la matriz de colágeno viejo y permite que el vaso "crezca" en la posición cerrada.

En la invención, la energía de EM RF y la energía EM de microondas pueden emitirse simultáneamente para realizar las acciones de sellado (coagulación) y corte. El perfil de suministro de cada tipo de energía puede configurarse en correspondencia con la acción que se vaya a realizar. Por lo tanto, la energía EM de microondas puede organizarse para sellar el vaso provocando la coagulación. El perfil de suministro de energía EM de microondas puede seleccionarse para coagular a una distancia de  $x$  mm. Por otra parte, puede organizarse la energía EM RF para cortar el vaso. El perfil de suministro para la energía EM RF puede seleccionarse, por lo tanto, para cortar a una distancia de  $x/2$  mm. Por tanto, la acción de corte de RF se extiende solo a una distancia limitada en la región afectada por la acción de sellado de microondas. Esto puede asegurarse que el vaso no se corta antes de sellarlo. Además, la activación de la energía de EM RF puede tener lugar transcurrido un período de tiempo predeterminado después de que se haya aplicado la energía EM de microondas, para permitir que se forme la región

de coagulación. En la práctica, el proceso puede comprender la aplicación repetida de pulsos (por ejemplo, pulsos de compensación) de energía EM de microondas y energía EM RF.

5 La Fig. 5C ilustra la situación en la que el vaso original 236 ha sido sellado y dividido. Se forman dos vasos separados y el tapón 254 de coagulante se separa en dos regiones de bloqueo de terminales 256, 258 que evitan que la sangre se filtre desde los extremos del vaso separados. Las dos cuchillas radiantes 250, 252 pueden entrar en contacto al final del proceso de sellado vascular. Puede ser deseable disponer las cuchillas radiantes de tal manera que tenga cabida hacer dos o más cierres en el vaso en el extremo más próximo al corazón, es decir, el instrumento puede contener una pluralidad de cuchillas radiantes. Puede ser deseable no estrechar por completo el vaso al realizar el primer sello, sino estrecharlo por completo al realizar el segundo sello.

15 Las Fig. 6A y 6B ilustran otras realizaciones de la invención. La Fig. 6A presenta el extremo distal 260 de un instrumento de sellado vascular similar al que se ha explicado en referencia a las Fig. 4A y 4B. En dicha realización, un manguito 264 que aloja el cable de alimentación coaxial termina en una bisagra 262, en torno a la cual giran dos brazos opuestos 266, 268 para abrir y cerrar una región de sujeción 270 entre ellos. El usuario puede controlar la acción de apertura/cierre, por ejemplo, utilizando cables guía (no se muestran) que se desplazan a través del manguito 264. En la práctica, se coloca un vaso que va a ser sellado y/o cortado en la región de sujeción, en la que puede mantenerse físicamente entre los brazos opuestos 266, 268 para aplicar una fuerza para cerrar parcialmente el vaso, mientras se aplica energía EM RF y/o microondas. En esta realización, las superficies interiores (es decir, enfrentadas) de cada brazo 266, 268 incluyen una porción rebajada cóncava. Cuando los brazos 266, 268 están cerrados, las porciones rebajadas se combinan para formar un orificio para recibir el vaso. Las estructuras radiantes del instrumento están situadas cada una de ellas dentro de la porción cóncava y rebajada del brazo correspondiente 266, 268.

25 La figura 6B presenta otro extremo distal 272 de un instrumento de sellado vascular. En este ejemplo, el manguito (no se muestra) también termina en una bisagra 262, en torno a la cual gira un par de brazos opuestos 274, 276 para abrir y cerrar una región de sujeción 278 entre ellos. Los brazos 274, 276 se asemejan a un par de pinzas y cada uno de ellos tiene en su superficie interior (enfrentada) una proyección 280 que comprende la estructura radiante para ese brazo. Cuando los brazos 274, 276 están cerrados, las superficies exteriores planas de las proyecciones opuestas 280 se encuentran en la región de sujeción 278. Por lo tanto, esta realización permite la aplicación de presión física a través del vaso además de la energía RF y EM de microondas de las estructuras radiantes. Dicha presión puede ser necesaria para favorecer el proceso de sellado cuando se trata de vasos grandes.

35 Las Fig. 7 a 9 presentan otros ejemplos más de cómo pueden disponerse las cuchillas radiantes para emitir energía EM RF y de microondas a los vasos en el extremo distal de un instrumento de sellado vascular.

40 La Fig. 7A presenta una disposición en la que los bordes de las estructuras radiantes 282, 284 son cóncavos y se adaptan a la forma del vaso cuando los brazos 286, 288 sobre los que se forman giran para cerrarse alrededor del vaso 290. Los radios de las superficies cóncavas de las estructuras radiantes 282, 284 se configuran para ser lo suficientemente grandes como para asegurar que el vaso 290 se asienta dentro de las superficies cóncavas durante el proceso de sellado. Por ejemplo, los radios de las superficies cóncavas pueden ser de 5 mm y el diámetro del vaso puede ser de 4 mm. La energía de microondas y EM RF se suministra a las estructuras radiantes 282, 284 a través de un conjunto de cables de microondas contenido dentro del eje de suministro, tal como se ha explicado anteriormente. En esta disposición en particular, puede ser preferente que las estructuras radiantes 282, 284 sobresalgan ligeramente de sus correspondientes brazos 286, 288, por ejemplo, 0,5 mm, para permitir que las superficies radiantes estén en contacto con el vaso durante todo el proceso de coagulación-corte. Esta configuración puede garantizar que los vasos con radios más pequeños que los radios de las cuchillas radiantes se puedan seguir sellando y cortando eficazmente. En la Fig. 7A, las estructuras radiantes 282, 284 están situadas en línea con los brazos 286, 288.

La Fig. 7B presenta una vista frontal de una disposición similar a la de la Fig. 7A, salvo que las estructuras radiantes 282, 284 son perpendiculares a la longitud de los brazos 286, 288.

55 La Fig. 8A presenta una disposición en la que los bordes de las estructuras radiantes 282, 284 que suministran energía de microondas y EM RF al vaso 290 son convexos. Los radios de las superficies convexas de las estructuras radiantes 282, 284 deberían ser lo suficientemente grandes como para asegurar que el vaso 290 que se está sellando quede expuesto a la energía EM RF y de microondas, es decir, los radios de las superficies convexas pueden ser de 5 mm y el diámetro del vaso puede ser de 4 mm. En la Fig. 8A, las estructuras radiantes 282, 284 están situadas en línea con los brazos 286, 288.

La figura 8B presenta una vista frontal de una disposición similar a la de la figura 8A, salvo que las estructuras radiantes 282, 284 son perpendiculares a la longitud de los brazos 286, 288.

65 La Fig. 9A presenta una disposición en la que los bordes de las estructuras radiantes 282, 284 que suministran energía EM RF y de microondas al vaso 290 son planos (es posible que sea preferente que los bordes estén

redondeados ligeramente en las esquinas para eliminar cualquier posibilidad de que se dañe vaso debido a bordes afilados). En la Fig. 9A, las estructuras radiantes 282, 284 están situadas en línea con los brazos 286, 288.

La Fig. 8B presenta una vista frontal de una disposición similar a la de la Fig. 8A, salvo que las estructuras radiantes 282, 284 son perpendiculares a la longitud de los brazos 286, 288.

Figs. 10A, 10B y 10C ilustran una realización más de la invención. En dicha realización, el instrumento de sellado vascular 300 utiliza una estructura de antena de ondas progresivas para suministrar la energía EM de microondas y RF al tejido biológico.

La Fig. 10A presenta el instrumento completo 300. Esta realización comprende un par de pinzas 302, 304 en el extremo distal de un eje 306. El eje 306 está conectado a una unidad portátil 308, que incluye un asa 310 (para abrir y cerrar las pinzas 302, 304) y el accionador 312. Puede ser preferente que esta estructura aplique energía de RF entre las dos cuchillas, es decir, utilice una cuchilla o brazo como ruta activa y la segunda cuchilla o brazo como retorno. El accionador 312 se utiliza para activar el suministro de energía EM de microondas y/o RF desde las estructuras de antena formadas en las superficies interiores de las pinzas 302, 304. La unidad portátil 308 está conectada a una fuente de energía (no se muestra) a través de un cable coaxial flexible 314. El hecho de presionar el accionador puede hacer el sistema electrónico de control dentro de la unidad portátil emita una instrucción de activación al sistema electrónico de control en la fuente de energía. Las comunicaciones entre la unidad portátil y la fuente de energía pueden llevarse a cabo mediante un cableado adecuado en el cable coaxial flexible 314 o pueden realizarse de forma inalámbrica. El cable coaxial flexible 314 puede extenderse dentro de la unidad de mano hasta el extremo distal del eje 306. La energía disponible en este punto se divide en dos partes iguales utilizando divisores de energía de microondas/RF apropiados (anteriormente explicados) contenidos dentro del eje 306. Puede ser preferente utilizar divisores de energía en fase para asegurar que la radiación EM suministrada independientemente de las estructuras de antena esté en fase para lograr el efecto en el tejido deseado.

La Fig. 10B presenta una vista en primer plano de las pinzas 302, 304. La superficie interior de cada pata de las pinzas 302, 304 tiene una estructura de antena de onda progresiva 316 formada sobre ella. Tal como se muestra en la figura 10C, cada estructura de antena de onda progresiva 316 comprende una capa de metalización ranurada 320 formada sobre una superficie orientada hacia fuera (es decir, frontal) de una pieza de material dieléctrico 318. En la superficie orientada hacia dentro (es decir, posterior) del material dieléctrico 318, hay una línea de alimentación conductora 322 y está conectada para recibir la energía EM de microondas y/o RF del divisor de energía de microondas/RF mencionado anteriormente.

La capa de metalización ranurada 320 está configurada de manera que la energía EM de microondas y/o RF utilizada para coagular o desnaturalizar el colágeno dentro del vaso se radia a través del material dieléctrico expuesto en las ranuras 324. Las regiones de metalización situadas adyacentes a las ranuras 324 proporcionan el plano a tierra o la ruta preferente para el flujo de las corrientes de retorno (microondas y RF). El campo de RF estará entre los bordes activos y de retorno de las estructuras de ondas progresivas y la metalización puede reducirse a lo largo de los bordes donde no se requiere la acción de corte. La energía EM RF no se radiará desde las ranuras ya que los tamaños de apertura serán tales que se corte la onda en las frecuencias de RF.

Tal como se presenta en la Fig. 10B, la longitud de la estructura de antena de onda progresiva 316 es a lo largo (paralela) de la longitud de su correspondiente pata 304, pero puede ser preferente que la estructura esté en ángulo (p.ej., a 90 °) con respecto a la pata.

Tal como se muestra en la Fig. 10C, la longitud de las ranuras 324 puede aumentar al aumentar la distancia desde el generador de microondas. Es posible optimizar el espacio entre las ranuras radiantes, el ancho de las ranuras y la longitud de las ranuras para radiar energía de microondas uniforme al tejido biológico representativo a la frecuencia de microondas de interés utilizando herramientas de modelado de campo electromagnético como Ansoft HFSS o CST Microwave Studio. La ventaja de dichas estructuras de antena de onda progresiva es que la radiación de microondas es uniforme a lo largo de toda la longitud de la estructura, lo que asegura que se consigue una región uniforme de coagulación del tejido. Esta disposición en particular del instrumento puede conseguir los efectos en el tejido deseados sin el uso de energía de RF.

En los instrumentos explicados en referencia a las Fig. 1 y 2, la estructura de suministro de energía (es decir, "cuchilla" radiante) es una estructura de línea de transmisión rectangular. Las Fig. 11A, 11B y 11C representan diversas vistas de una cuchilla de tipo de línea de transmisión 402 que es un desarrollo de la línea de transmisión rectangular conocida. En este ejemplo, el extremo distal 404 de la cuchilla está ahusado hacia una punta curvada 406. La longitud total de la cuchilla desde el extremo proximal 407 hasta la punta distal 406 es de 10,6 mm en esta realización. La cuchilla tiene una porción de ancho constante (o 2,0 mm) en el extremo proximal 407, antes de que el ahusamiento tenga lugar sobre los 6,0 mm finales de la longitud de la cuchilla. Se pueden elegir diferentes curvaturas, dependiendo del patrón de radiación deseado.

De manera similar a la cuchilla explicada en las Fig. 1 y 2, la cuchilla 402 en este ejemplo comprende un cuerpo de material dieléctrico (que tiene un espesor de 0,5 mm) que tiene capas conductoras formadas sobre sus superficies

principales (es decir, superior e inferior) 408, 410. Las capas conductoras son preferentemente capas de metalización, p.ej., de PtAg. Los bordes laterales 412 son dieléctricos expuestos (es decir, no tienen metalización). Es posible seleccionar diferentes espesores de material dieléctrico.

- 5 De manera similar a la cuchilla explicada en las Fig. 1 y 2, se proporciona un hueco 420 entre el borde proximal 414 de la capa conductora superior 408 y el extremo proximal 407 de la cuchilla (que corresponde al extremo distal del cable coaxial en uso). Este hueco favorece la adaptación de impedancia entre la estructura de suministro de energía (que forma parte de la fuente) y la impedancia de carga presentada a esa estructura por la carga biológica.
- 10 La forma de la cuchilla explicada en referencia a las Fig. 11A, 11B y 11C puede radiar desde sus bordes laterales así como desde su extremo distal. Por consiguiente, en una realización no ilustrada de la invención, puede proporcionarse un instrumento de sellado vascular que utiliza un par de las cuchillas radiantes presentadas en las Fig. 11A, 11B y 11C dispuestas una al lado de la otra, mediante lo cual puede situarse un vaso entre los bordes laterales de las cuchillas que se van a sellar. Una o ambas cuchillas pueden estar montadas centralmente en el eje del instrumento para permitir que el par de cuchillas se abra y se cierre. Esta disposición puede permitir que el instrumento se utilice también para aplicar una presión de sujeción al vaso que se está sellando.
- 15

El instrumento descrito puede emplearse en cirugía laparoscópica o abierta para llevar a cabo la resección de órganos vasculares contenidos dentro de un organismo humano y animal. Alternativa o adicionalmente, el instrumento puede ser adecuado para su uso como un dispositivo de ligadura térmica.

20

**REIVINDICACIONES**

1. Un instrumento de resección o disección electroquirúrgico (200, 300) para aplicar a un tejido biológico energía electromagnética (EM) de radiofrecuencia (RF), que tiene una primera frecuencia, y energía EM de microondas que  
 5 tiene una segunda frecuencia más alta que la primera frecuencia, comprendiendo el instrumento:
- un cuerpo portátil (308) que tiene un elemento de sonda alargado (306) que se extiende desde el mismo, teniendo el elemento de sonda en su extremo distal una punta de instrumento que comprende un mecanismo de sujeción que tiene un par de elementos de sujeción opuestos (204, 206; 302, 304) que se pueden desplazar uno  
 10 con respecto a otro entre una configuración abierta para recibir un vaso biológico (214), p.ej., un vaso sanguíneo, entre ellos y una configuración cerrada para poner en contacto los lados opuestos de un vaso biológico recibido, en donde uno o ambos elementos de sujeción opuestos incluye una estructura de suministro de energía (212, 316) que comprende un cuerpo hecho de un primer material dieléctrico (216, 318) y un primer elemento conductor (218, 320) y un segundo elemento conductor (218, 322) que están separados por el primer material dieléctrico; y  
 15 un cable de alimentación coaxial (202, 314) conectado al cuerpo portátil, comprendiendo el cable de alimentación un conductor interno, un conductor externo coaxial con el conductor interno y un segundo material dieléctrico que separa los conductores externo e interno, estando configurado el cable de alimentación coaxial para transmitir al cuerpo portátil, de forma simultánea o por separado, una señal de RF que tiene una primera frecuencia y una  
 20 señal de microondas que tiene una segunda frecuencia; en donde el conductor interno está eléctricamente conectado al primer elemento conductor o a cada uno de ellos y el conductor externo está conectado eléctricamente al segundo elemento conductor o a cada uno de ellos para permitir que una o ambas superficies opuestas (208, 210) de la punta del instrumento emitan independientemente la señal de RF y la señal de microondas, y  
 25 en donde los elementos conductores primero y segundo están dispuestos en la superficie opuesta del elemento de sujeción correspondiente para actuar:
- como electrodos activo y de retorno para transferir energía EM RF al tejido biológico por conducción desde el correspondiente elemento de sujeción, y  
 30 como una antena para radiar energía EM de microondas en el tejido biológico desde la superficie opuesta del correspondiente elemento de sujeción.
2. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que ambos elementos de sujeción opuestos poseen la correspondiente estructura de suministro de energía, mediante la cual ambas superficies opuestas del mecanismo de sujeción pueden ser controladas independientemente para suministrar energía EM RF y/o energía EM de microondas al tejido biológico.  
 35
3. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los elementos conductores primero y segundo y el primer material dieléctrico de cada elemento de sujeción están configurados como estructura de emisión bipolar, que  
 40 tiene una ruta de retorno local.
4. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los elementos de sujeción aplican una fuerza al vaso biológico recibido cuando están en la configuración cerrada.
5. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la estructura de emisión bipolar es una disposición de placa paralela en la que el primer material dieléctrico es una lámina plana (216) y los elementos conductores primero y segundo son capas conductoras (218) formadas sobre los lados opuestos de la lámina plana, estando expuesto un borde de radiación de la disposición de placa paralela sobre una superficie de contacto del vaso de su correspondiente elemento de sujeción.  
 45  
 50
6. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que las superficies opuestas de los elementos de sujeción son redondeadas o curvadas.
7. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la forma de las superficies opuestas de los  
 55 elementos de sujeción es cóncava, convexa o plana.
8. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el borde radiante expuesto de la disposición de placa paralela está alineado con la longitud del elemento de sujeción.
9. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que cada elemento de sujeción tiene una pluralidad de estructuras de suministro de energía dispuestas en su superficie opuesta correspondiente.  
 60
10. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el primer material dieléctrico y sus elementos conductores primero y segundo están configurados como una antena de onda progresiva (316).  
 65
11. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 10, en el que el primer elemento conductor es una capa de

metalización (320) que cubre una superficie orientada hacia fuera del primer material dieléctrico (318) en la respectiva superficie opuesta del elemento de sujeción, formándose una pluralidad de ranuras (324) en la capa de metalización para exponer el primer material dieléctrico.

- 5 12. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el cuerpo portátil comprende un accionador operativo de sujeción (310) para controlar el movimiento de los elementos de sujeción y un interruptor de activación de la energía (312) que se puede poner en funcionamiento independientemente de la sujeción para activar el suministro de energía desde las superficies opuestas del mecanismo de sujeción.
- 10 13. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el cable de alimentación coaxial se extiende a lo largo de la cubierta para conectarse a una disposición de división de energía (220) que funciona para dividir la energía EM RF y/o la energía EM de microondas transmitida por el cable de alimentación entre los elementos conductores primero y segundo en los elementos de sujeción.
- 15 14. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el mecanismo de sujeción comprende más de un par de elementos de sujeción opuestos.
- 15 15. Un instrumento de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la estructura de suministro de energía está configurada para crear un campo EM de microondas omnidireccional con una profundidad de penetración en el vaso comprendida entre 6 mm y 7 mm.
- 20

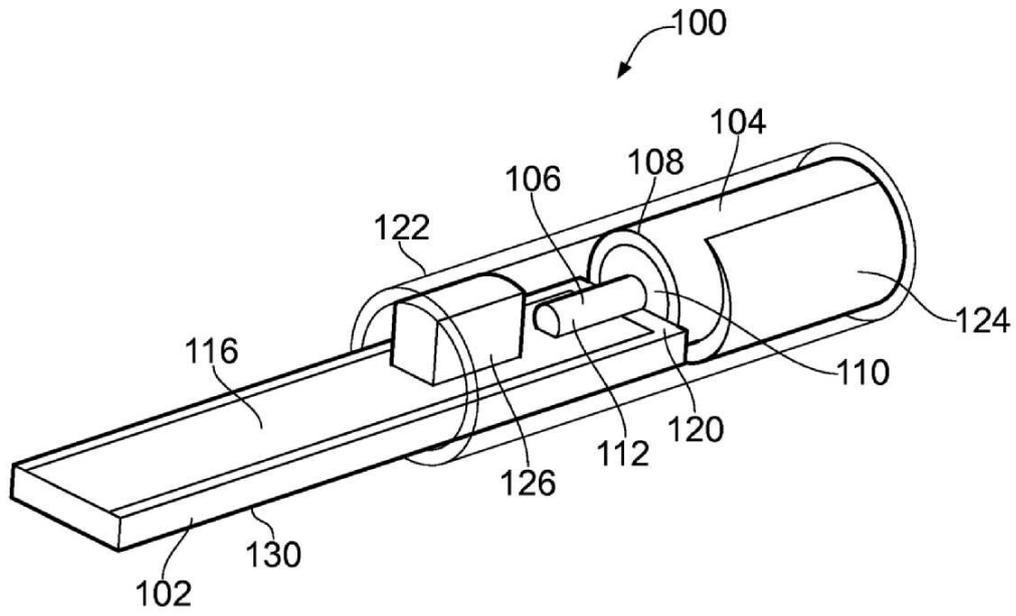


FIG. 1 (Técnica anterior)

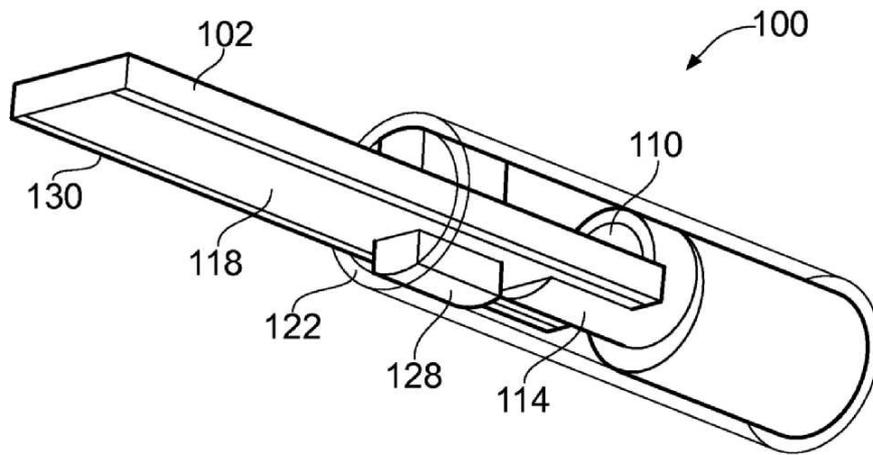


FIG. 2 (Técnica anterior)

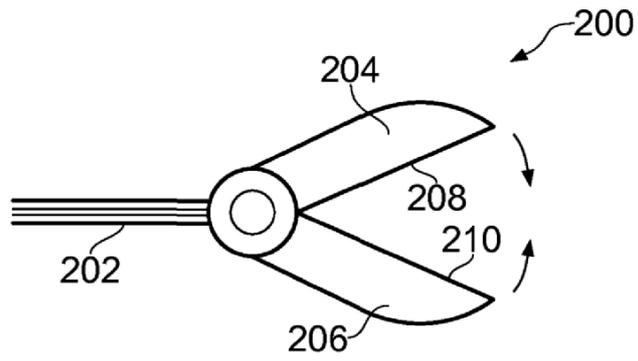


FIG. 3A

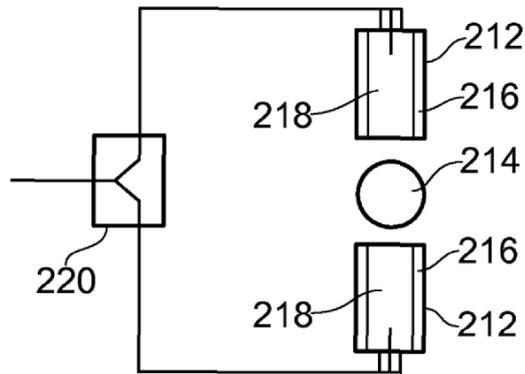


FIG. 3B

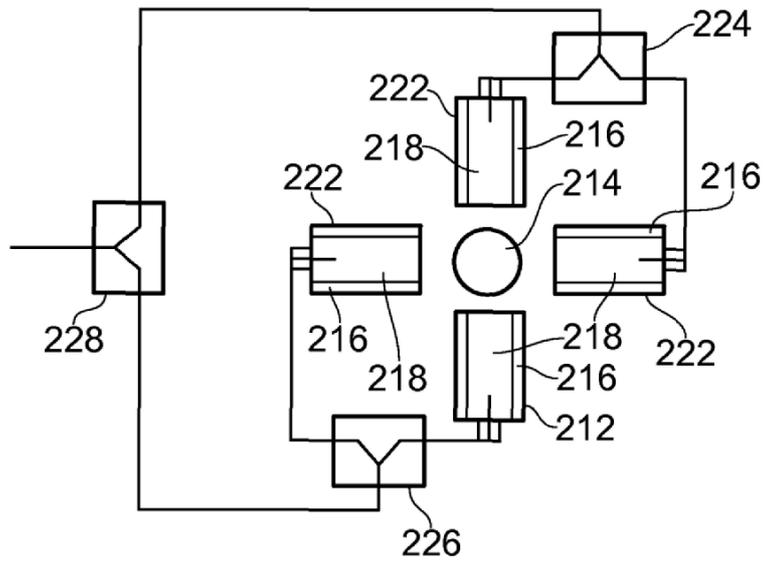
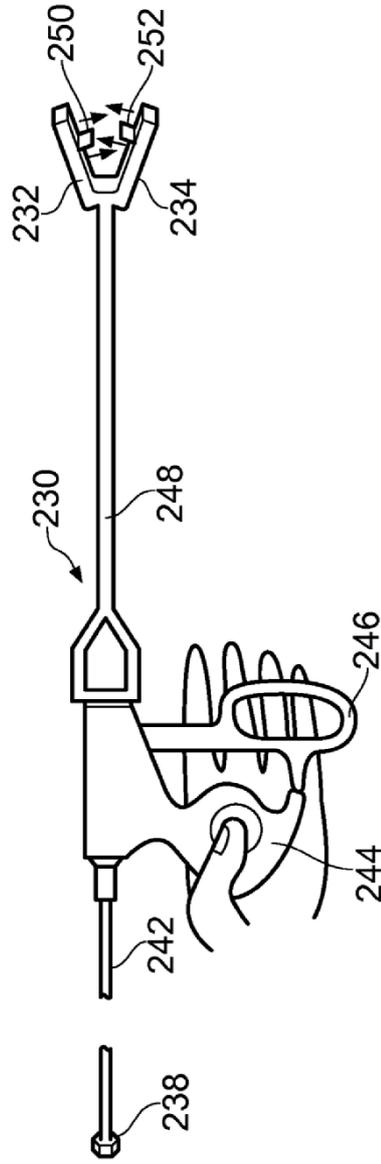
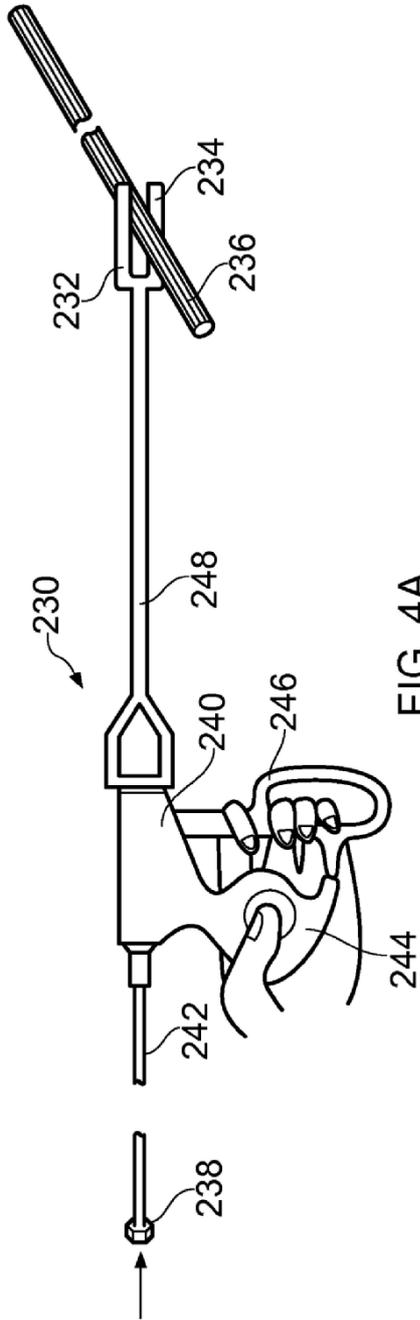


FIG. 3C



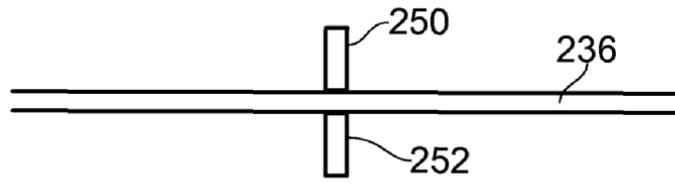


FIG. 5A

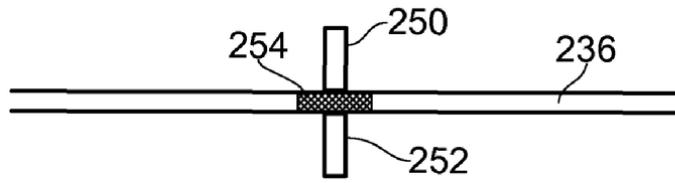


FIG. 5B

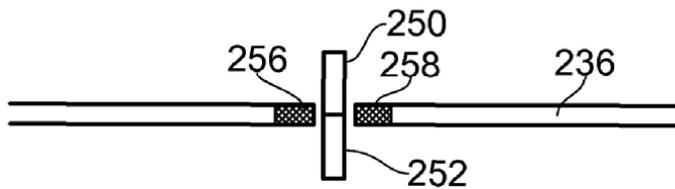


FIG. 5C

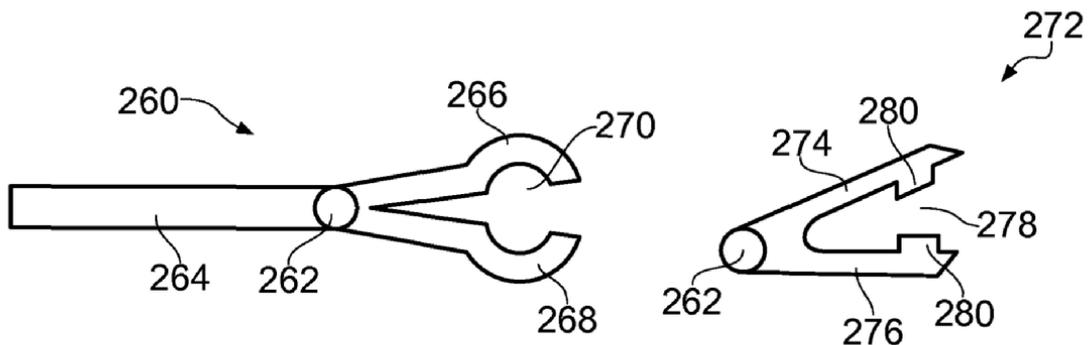


FIG. 6A

FIG. 6B

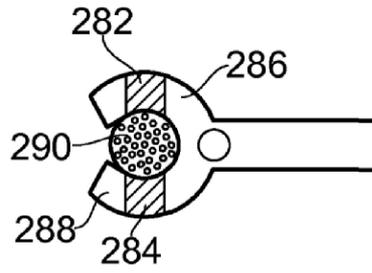


FIG. 7A

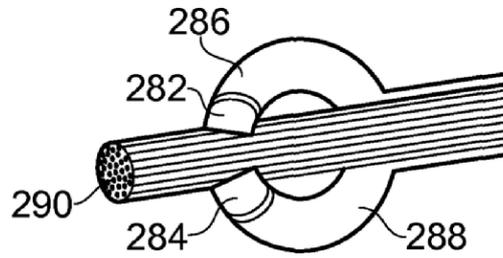


FIG. 7B

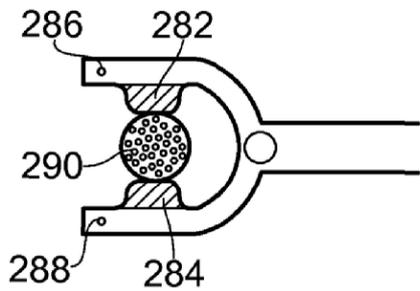


FIG. 8A

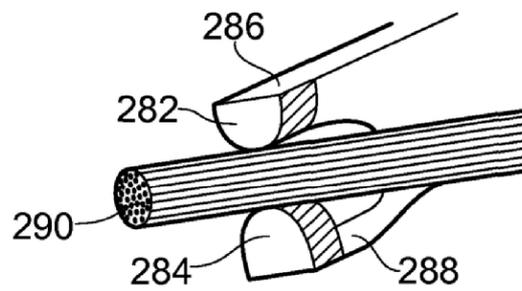


FIG. 8B

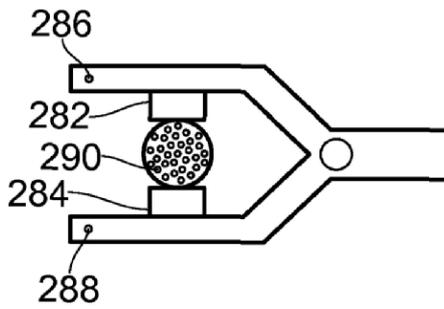


FIG. 9A

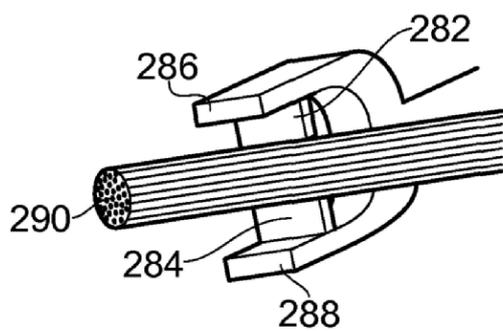


FIG. 9B

