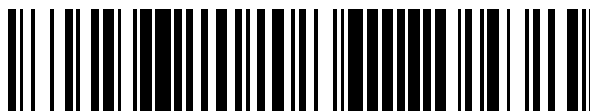


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 818 617**

51 Int. Cl.:

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: **16.05.2017** **PCT/EP2017/061741**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.11.2017** **WO17198672**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.05.2017** **E 17724015 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.07.2020** **EP 3457974**

54 Título: **Instrumento de pinzas electroquirúrgicas**

30 Prioridad:

17.05.2016 GB 201608632

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

13.04.2021

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;
ULLRICH, GEORGE;
WEBB, DAVID;
MORRIS, STEVEN;
BURN, PATRICK;
WHITE, MALCOLM y
CRAVEN, THOMAS

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 818 617 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 de pinzas electroquirúrgicas

5 Campo de la invención

La invención se refiere a pinzas electroquirúrgicas para agarrar tejido biológico y administrar energía de microondas al tejido agarrado con el fin de coagular, cauterizar o sellar el mismo. En particular, las pinzas pueden usarse para aplicar una presión que permita cerrar uno o más vasos sanguíneos antes de aplicar radiación electromagnética (preferiblemente energía de microondas) con el fin de sellar el vaso o los vasos sanguíneos. Las pinzas también pueden estar dispuestas para cortar tejido tras la coagulación o el sellado, por ejemplo, utilizando energía de radiofrecuencia (RF) o un elemento de corte mecánico, tal como una cuchilla. La invención puede aplicarse a pinzas que pueden introducirse por el canal instrumental de un endoscopio, un gastroscopio o un broncoscopio, o puede usarse en cirugía laparoscópica o en cirugía abierta.

Antecedentes de la invención

Se conocen pinzas capaces de suministrar energía térmica al tejido biológico agarrado [1]. Por ejemplo, se conoce el suministro de energía de radiofrecuencia (RF) desde una disposición de electrodo bipolar en las mordazas de las pinzas [2,3]. La energía de RF puede usarse para sellar los vasos sanguíneos mediante la desnaturalización térmica de las proteínas de la matriz extracelular dentro de la pared del vaso sanguíneo. La energía térmica también puede cauterizar el tejido agarrado y facilitar la coagulación.

El documento US 6.585.735 describe una pinza bipolar endoscópica en la que las mordazas de la pinza están dispuestas para conducir energía bipolar a través del tejido retenido entre las mismas.

El documento EP 2 233 098 describe unas pinzas de microondas para sellar tejido, en las que las superficies de sellado de las mordazas incluyen una o más antenas de microondas para irradiar energía de microondas al tejido agarrado entre las mordazas de las pinzas.

El documento WO 2015/097472 describe unas pinzas electroquirúrgicas en las que uno o más pares de estructuras de líneas de transmisión con pérdidas, no balanceadas y no resonantes, están dispuestos sobre la superficie interior de un par de mordazas.

Sumario de la invención

La invención se define en la reivindicación 1. Aspectos adicionales y realizaciones preferidas se definen en las reivindicaciones adjuntas. Los aspectos, las realizaciones y los ejemplos de la presente divulgación que no están comprendidos en el alcance de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la invención y se proporcionan simplemente con fines ilustrativos. En su forma más general, la presente invención proporciona un instrumento de pinzas electroquirúrgicas en el que una estructura de transporte de energía que permite transferir de manera eficaz energía electromagnética (por ejemplo, energía de microondas y/o energía de radiofrecuencia) desde un cable coaxial a los electrodos en las mordazas de las pinzas se incorpora en una estructura de apertura de mordazas compacta. La estructura de apertura de mordazas puede dimensionarse de modo que resulte adecuada para su inserción en el canal instrumental de un endoscopio u otro dispositivo de visualización. De manera alternativa, el dispositivo puede configurarse como un dispositivo laparoscópico o usarse en procedimientos abiertos. El instrumento puede usarse como herramienta para llevar a cabo nuevas técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas, tales como la cirugía endoscópica transluminal por orificios naturales (NOTES, por sus siglas en inglés) o similares.

El instrumento puede usarse como sellador de vasos sanguíneos, por lo que la estructura de la mordaza está configurada para suministrar a las paredes de un vaso sanguíneo suficiente presión para cerrar el vaso sanguíneo antes de la aplicación de energía de microondas a las paredes del mismo, con el fin de crear un tapón de coagulación capaz sellar de manera eficaz el vaso sanguíneo. El instrumento puede suministrar energía de RF para cortar tejido. Por ejemplo, un vaso sanguíneo puede cortarse mediante la creación de dos sellos, usando energía de microondas y luego aplicando energía de RF en una ubicación entre los dos sellos de microondas para cortar o separar el vaso sanguíneo. Esta funcionalidad puede usarse, por ejemplo, para realizar lobectomías de pulmón o hígado.

Para transportar la energía electromagnética desde el cable coaxial a la estructura de mordaza, la estructura de transporte de energía hace uso de una estructura flexible, es decir, deformable. Esto permite que la estructura de mordaza se mueva con respecto al cable coaxial sin afectar al suministro de la energía electromagnética. La estructura flexible puede comprender un sustrato flexible que forma la base de una estructura de línea de transmisión, que puede ser una estructura coaxial, una estructura de línea de transmisión de tipo microstrip o una línea stripline blindada. Las dimensiones de la estructura de la línea de transmisión pueden ajustarse para mejorar la coincidencia de impedancia entre el cable coaxial y los electrodos de las mordazas de pinzas.

De acuerdo con la invención, se proporcionan unas pinzas electroquirúrgicas que comprenden: un cable coaxial para transportar energía de microondas, un par de mordazas que pueden montarse en un extremo distal del cable coaxial, pudiendo moverse el par de mordazas una con respecto a la otra para abrir y cerrar un espacio entre las superficies interiores opuestas de las mismas, en las que el par de mordazas comprende una primera mordaza que presenta: un elemento de mordaza exterior que puede acoplarse de forma operativa a un elemento de accionamiento para provocar el movimiento relativo entre el par de mordazas, un elemento de mordaza interior unido al elemento de mordaza exterior para formar la superficie interior de la primera mordaza, comprendiendo el elemento de mordaza interior una almohadilla aplicadora provista de un primer electrodo y un segundo electrodo formados sobre la misma y un elemento de transferencia de energía para transportar energía de microondas desde el cable coaxial al primer electrodo y al segundo electrodo, y en las que el elemento de transferencia de energía comprende un sustrato dieléctrico flexible que presenta un par de pistas conductoras formadas sobre el mismo. Durante el uso, el par de mordazas puede estar dispuesto para agarrar tejido biológico, por ejemplo, un vaso sanguíneo, y aplicar energía de microondas a través del espacio entre las superficies interiores de las mordazas con el fin de coagular el tejido contenido dentro del vaso sanguíneo, a saber, colágeno, elastina, grasa, sangre o una combinación de estos en el tejido biológico y, por lo tanto, sellar el vaso sanguíneo agarrado. Después del sellado, el vaso sanguíneo puede cortarse usando, por ejemplo, una cuchilla o energía de RF suministrada desde los mismos electrodos que suministran la energía de microondas. De este modo, puede incorporarse una cuchilla móvil en las pinzas.

Aunque los electrodos pueden proporcionarse sobre una sola de las mordazas, es preferible que estén provistos sobre ambas mordazas, de modo que el efecto coagulante de la energía de microondas se aplique de manera uniforme, lo que permitirá crear un mejor sellado. Por lo tanto, el par de mordazas puede comprender una segunda mordaza que se dispone opuesta a la primera mordaza, presentando la segunda mordaza una estructura idéntica a la primera mordaza.

Los electrodos primero y segundo pueden ser elementos conductores alargados formados sobre la almohadilla aplicadora. Pueden ser líneas de transmisión paralelas y pueden formar una estructura de líneas coplanares sobre la almohadilla aplicadora. La distancia de separación entre las líneas coplanares o las líneas de transmisión paralelas puede seleccionarse para proporcionar una función de corte por RF, es decir, para permitir que un campo eléctrico generado al aplicar energía de RF sea lo suficientemente alto como para producir el corte o la disección/resección de tejido. Los electrodos de transmisión paralelos pueden disponerse de manera que los electrodos que se oponen entre sí a través del espacio entre las mordazas presenten polaridades opuestas, es decir, que una carga positiva sobre una línea quede enfrentada a una carga negativa de la línea opuesta. La acción de corte de tejido puede verse potenciada por medio de los campos eléctricos opuestos sobre las dos caras opuestas cuando las mordazas están muy próximas, por ejemplo, a una distancia igual o inferior a 1 mm, preferiblemente igual o inferior a 0,5 mm. El espacio entre los electrodos primero y segundo sobre la mordaza puede ser igual o inferior a 0,5 mm.

La energía de RF puede aplicarse entre los electrodos primero y segundo y/o puede aplicarse de manera similar a los selladores bipolares de RF convencionales, en los que una mordaza presenta una polaridad y la mordaza enfrentada presenta la polaridad opuesta. En este caso, es preferible invertir las conexiones a mordazas opuestas de manera que cuando las mordazas estén muy próximas entre sí, las polaridades de los dos conjuntos de electrodos que quedan enfrentados se atraigan, es decir, como polos magnéticos.

La invención puede comprender una o más de las siguientes características, en cualquier combinación.

El par de pistas conductoras puede formarse sobre lados opuestos del sustrato dieléctrico flexible. Por ejemplo, el par de pistas conductoras puede comprender una primera pista conductora eléctricamente conectada a un conductor interior del cable coaxial y una segunda pista conductora eléctricamente conectada a un conductor exterior del cable coaxial.

La primera pista conductora puede estar eléctricamente conectada al primer electrodo y la segunda pista conductora está eléctricamente conectada al segundo electrodo. Estas conexiones pueden producirse en la unión sobre la almohadilla aplicadora. Las pistas conductoras pueden conectarse a lados opuestos de la almohadilla aplicadora. La almohadilla aplicadora puede presentar un orificio formado a través de la misma, de modo que uno del primer electrodo y el segundo electrodo se conecta a uno de los pares de pistas conductoras a través del orificio.

El elemento de mordaza exterior puede estar formado de un material rígido para impartir resistencia estructural al par de mordazas. Por ejemplo, el elemento de mordaza exterior puede estar formado de acero inoxidable o nitinol. El elemento de mordaza exterior puede preformarse (por ejemplo, mediante tratamiento térmico) en una forma que mantenga las superficies interiores de las mordazas alejadas entre sí. En consecuencia, las mordazas pueden ocupar naturalmente una configuración abierta.

Con el fin de deformarse de una manera predecible o repetible, el elemento de mordaza exterior puede estar articulado. Por ejemplo, el elemento de mordaza exterior puede comprender una o más bisagras vivas, por ejemplo, formadas por áreas de espesor de material reducido sobre el elemento de mordaza exterior. Los elementos de mordaza exteriores pueden estar articulados para proporcionar una estructura de tipo pantógrafo en la que el espacio entre las almohadillas aplicadoras sea uniforme a lo largo de la longitud de las mordazas cuando estas se

abren y cierran. Esta estructura permite evitar que el tejido sea empujado fuera de las mordazas cuando estas se cierran.

5 El sustrato dieléctrico flexible puede ser una cinta con un ancho mayor que el del par de pistas conductoras. La almohadilla aplicadora puede comprender una pieza adicional de dieléctrico (por ejemplo, cerámica o PTFE o PTFE cargado de cerámica) montada sobre el elemento de mordaza interior. De manera alternativa, la almohadilla aplicadora puede ser una porción distal expuesta del sustrato flexible. Con el fin de minimizar la pérdida de potencia en el sustrato flexible que conecta el cable de alimentación coaxial a los aplicadores de suministro de energía y para garantizar que el material pueda soportar los voltajes asociados con el corte por RF, es decir, voltajes máximos de hasta 400 V o más, el material presenta preferiblemente un factor de disipación o tan delta bajo, es decir, de 0,001 o inferior, y presenta una resistencia dieléctrica o voltaje de ruptura alto, es decir, de hasta 100 kV/mm o más. Puede usarse poliimida o un material similar.

15 El primer electrodo y el segundo electrodo pueden comprender bandas alargadas paralelas de material conductor sobre la superficie interior de la mordaza.

El elemento de transferencia de energía puede dimensionarse para hacer coincidir la impedancia del cable coaxial con la impedancia del primer electrodo y del segundo electrodo y del tejido biológico en contacto con el electrodo.

20 El elemento de accionamiento puede ser un manguito montado de forma deslizable sobre el cable coaxial. Durante el uso, el manguito puede deslizarse sobre las superficies posteriores de los elementos de mordaza exteriores para forzar uno hacia el otro con el fin de cerrar el par de mordazas. El manguito puede comprender dos porciones. La primera porción (proximal) puede comprender una sección flexible larga (por ejemplo, igual o superior a 1 m) que puede estar articulada o moverse dentro del canal instrumental y, al tiempo, proporcionar un nivel de rigidez sin deformarse ni doblarse. La primera porción puede estar hecha de PEEK o similar. La segunda porción (distal) puede comprender una sección corta, por ejemplo, igual o inferior a 10 mm, de material más rígido, por ejemplo, un metal o plástico duro, que puede ser empujada sobre las mordazas y aplicar la fuerza suficiente para cerrar las mismas.

30 El par de mordazas puede dimensionarse para encajar dentro del canal instrumental de un dispositivo quirúrgico de visualización. Por ejemplo, el diámetro exterior máximo del par de mordazas (y del manguito) puede ser igual o inferior a 2 mm.

35 En otro aspecto, la invención proporciona un aparato electroquirúrgico que comprende: un generador electroquirúrgico para suministrar energía de microondas, un dispositivo quirúrgico de visualización (por ejemplo, un endoscopio o similar) provisto de un cordón instrumental para su inserción en el cuerpo de un paciente, presentando el cordón instrumental un canal instrumental que se extiende a través del mismo, unas pinzas electroquirúrgicas tal como se ha expuesto anteriormente montadas en el canal instrumental y un mango para accionar las pinzas, en el que el cable coaxial está conectado en su extremo proximal para recibir energía de microondas del generador electroquirúrgico, y en el que el elemento de accionamiento está conectado de forma operativa al mango. Tal como se ha expuesto anteriormente, las pinzas pueden estar dispuestas también para suministrar energía de RF, por ejemplo, con el propósito de cortar tejido. La energía de RF puede derivarse del mismo generador que la energía de microondas.

45 El elemento de accionamiento puede ser un manguito que se extiende alrededor del cable coaxial y puede deslizarse axialmente con respecto al mismo. El mango puede comprender un mecanismo de accionamiento para controlar el movimiento axial del manguito, comprendiendo el mecanismo de accionamiento: un cuerpo fijado al mango; un carro deslizable con respecto al cuerpo y una palanca montada de manera pivotante sobre el cuerpo y acoplada de forma operativa al carro, de modo que la rotación de la palanca provoca el movimiento deslizante del carro, en el que el manguito está unido al carro. El mecanismo de accionamiento puede incluir un elemento de empuje (por ejemplo, un resorte) dispuesto para impulsar el carro en una dirección proximal, es decir, para impulsar el manguito alejándolo de las mordazas de modo que las pinzas normalmente ocupen una posición abierta.

55 El primer electrodo y el segundo electrodo pueden ser elementos conductores alargados paralelos dispuestos para actuar como (i) un electrodo activo y un electrodo de retorno para la energía de RF transportada por el cable coaxial y (ii) una estructura de línea de transmisión con pérdidas para la energía de microondas transportada por el cable coaxial. En el presente documento, la expresión "estructura de línea de transmisión con pérdidas" puede significar una línea de transmisión con pérdidas, no balanceada, no uniforme, destinada a soportar la energía de microondas como una onda viajera, siendo la línea de transmisión con pérdidas no balanceada, no uniforme y no resonante para la energía de microondas a lo largo de la onda viajera. Los elementos conductores alargados pueden presentar un extremo proximal en conexión eléctrica con un conductor interior o un conductor exterior del cable coaxial y un extremo distal de circuito abierto. Esta disposición impone menos restricciones sobre la configuración del electrodo que en las pinzas de microondas, en las que los electrodos deben formar una antena radiante. Son posibles otras configuraciones de líneas paralelas, a saber, dos líneas serpenteantes, dos líneas curvas paralelas, dos líneas en forma de 'L', etc. La forma de los electrodos puede seleccionarse en función del efecto tisular que se desee conseguir.

En el presente documento, la expresión "no resonante" puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión (a lo largo de la onda viajera de energía de microondas) está configurada para inhibir múltiples reflejos de la onda viajera, es decir, para impedir o inhibir la creación de una onda estacionaria radiante. En la práctica, esto puede significar que la longitud eléctrica de la línea de transmisión es sustancialmente diferente de un múltiplo del cuarto de longitud de onda de la energía de microondas (debe evitarse un múltiplo par o impar en función de si el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto o un cortocircuito). Cuando el tejido biológico está presente en el espacio, es decir, en contacto con los elementos de mordaza, es particularmente preferible que la línea de transmisión no sea resonante. En consecuencia, la longitud eléctrica de la línea de transmisión puede establecerse de esta manera para evitar múltiplos de un cuarto de longitud de onda de la energía de microondas cuando se carga tejido biológico en la línea de transmisión. Preferiblemente, el extremo distal de la línea de transmisión es un circuito abierto, puesto que esto permite que el dispositivo funcione con energía de radiofrecuencia (RF) así como con energía de microondas.

La formación de una línea de transmisión no resonante puede impedir que el dispositivo irradie. Por lo tanto, la energía de microondas es suministrada desde la estructura de la línea de transmisión al tejido a través de fugas. Al establecer la longitud de la línea de transmisión con conocimiento del nivel de pérdidas en el tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas, las pinzas electroquirúrgicas de la invención pueden disponerse para suministrar sustancialmente toda la potencia recibida en el extremo proximal de la línea de transmisión en una sola transmisión de la onda viajera a lo largo de la línea de transmisión, creando así una coagulación tisular óptima en el menor tiempo posible.

En otras palabras, la geometría de la línea de transmisión se selecciona, por ejemplo, sobre la base de simulaciones o similares, de modo que exhiba una alta pérdida en el tejido biológico a la frecuencia de la energía de microondas. Del mismo modo, la geometría de la línea de transmisión permite garantizar que se pierda mucha menos energía cuando no hay tejido, sino aire, en el espacio. Por ejemplo, el dispositivo puede mostrar una pérdida de retorno de aproximadamente 1 dB, es decir, el 80 % de la energía reflejada de vuelta al generador, en comparación con el 20 % cuando hay tejido en el espacio. De este modo, cuando el tejido está presente en el espacio, puede suministrarse hasta cuatro veces más energía. El tejido biológico es disipativo, es decir, es un buen absorbente de energía de microondas.

Cada uno de los electrodos pueden presentar una cresta conductora formada sobre el mismo. Esto proporciona una línea conductora que actúa como una ubicación preferida para una terminación de la trayectoria de la corriente. La cresta puede estar formada de manera integral con el elemento conductor alargado, o puede formarse uniendo (por ejemplo, soldando) una varilla a cada electrodo. De este modo, las crestas elevadas generan polos de un campo eléctrico que realiza la función de corte cuando se suministra energía de RF. La altura de cada cresta puede ser igual o inferior a 0,5 mm. Puede aplicarse una película dieléctrica entre crestas sobre la misma almohadilla aplicadora. Esto puede ayudar a formar una trayectoria preferida entre las superficies superiores de las crestas y ayudar a impedir la ruptura.

En el presente documento, el término radiofrecuencia (RF) puede significar una frecuencia fija estable en el rango de 10 kHz a 300 MHz y la energía de microondas puede presentar una frecuencia fija estable en el rango de 300 MHz a 100 GHz. La energía de RF debe presentar una frecuencia lo suficientemente alta como para evitar que la energía provoque la estimulación nerviosa y lo suficientemente baja como para evitar que la energía provoque el blanqueamiento del tejido, un margen térmico innecesario o daños en la estructura del tejido. Las frecuencias preferidas para la energía de RF incluyen una o más de: 100 kHz, 250 kHz, 400 kHz, 500 kHz, 1 MHz, 5 MHz. Las frecuencias preferidas para la energía de microondas incluyen 915 MHz, 2.45 GHz, 5.8 GHz, 14.5 GHz, 24 GHz.

Como se ha mencionado anteriormente, las pinzas electroquirúrgicas de la invención pueden estar configuradas para su inserción en el canal instrumental de un endoscopio destinado a ser insertado en el tracto gastrointestinal superior e inferior, o pueden disponerse para su uso en cirugía laparoscópica, en un procedimiento NOTES o en un procedimiento abierto general.

La invención puede usarse para sellar vasos sanguíneos con un diámetro de pared de menos de 2 mm a más de 7 mm.

La invención también puede representarse como un dispositivo electroquirúrgico que puede usarse para suministrar energía de microondas con el fin de crear tapones para sellar vasos sanguíneos y puede usar energía de RF suministrada usando campos eléctricos establecidos entre líneas planares paralelas de microstrip y/o líneas sobre mordazas opuestas que presentan polaridades opuestas para cortar o separar los vasos sanguíneos.

La invención también puede representarse como un dispositivo electroquirúrgico que puede usarse para suministrar energía de microondas con el fin de crear tapones para sellar vasos sanguíneos y que incorpora una cuchilla mecánica para cortar o separar los vasos sanguíneos.

La invención puede usarse en un procedimiento de sellado de vasos sanguíneos mediante el cual se crean dos sellos o tapones utilizando la energía de microondas y luego los vasos sanguíneos se separan (por ejemplo, en el

punto central entre los dos tapones) usando bien energía de RF o bien una cuchilla mecánica. En el último caso, la cuchilla puede estar dispuesta para ubicarse entre las dos mordazas radiantes y usar un accionador separado para desplegar la cuchilla mecánica al final del procedimiento de sellado, cuando es necesario separar los vasos sanguíneos.

5

Breve descripción de los dibujos

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

10

La Figura 1 es un diagrama esquemático que muestra un aparato de electrocirugía en el que puede usarse la presente solicitud.

La Figura 2 es una vista esquemática en sección transversal de un conjunto de punta distal para pinzas electroquirúrgicas que constituye una realización de la invención.

15

La Figura 3A es una vista en sección transversal de una porción distal de las pinzas electroquirúrgicas mostradas en la Figura 2 en una posición cerrada.

La Figura 3B es una vista inferior de las pinzas electroquirúrgicas mostradas en la Figura 3A.

La Figura 4A es una vista en perspectiva esquemática de un conjunto de punta distal para pinzas electroquirúrgicas que constituye otra realización de la invención.

20

La Figura 4B es una vista lateral de las pinzas electroquirúrgicas mostradas en la Figura 4A.

La Figura 4C es una vista en perspectiva de las pinzas electroquirúrgicas mostradas en la Figura 4A con la estructura de mordaza retirada.

Las Figuras 5A, 5B y 5C son vistas en perspectiva que muestran una operación de cierre de las pinzas electroquirúrgicas que constituye una realización de la invención,

25

La Figura 6 es una vista en despiece de una estructura de mordaza para pinzas electroquirúrgicas que constituye una realización de la invención, y

La Figura 7 es una vista esquemática en sección transversal de un accionador para un manguito deslizante adecuado para su uso con pinzas electroquirúrgicas en una realización.

Descripción detallada; otras opciones y preferencias

La presente invención se refiere a un dispositivo de pinzas electroquirúrgicas capaz de suministrar energía de microondas para sellar vasos sanguíneos. El dispositivo puede usarse en cirugía abierta, pero puede encontrar un uso particular en procedimientos en los que hay un acceso limitado al sitio de tratamiento. Por ejemplo, las pinzas electroquirúrgicas de la invención pueden adaptarse para encajar dentro del canal instrumental de un dispositivo quirúrgico de visualización, es decir, un laparoscopio, un endoscopio o similares. La Figura 1 muestra una vista esquemática de un aparato de electrocirugía 100 en el que pueden usarse las pinzas electroquirúrgicas de la invención.

El aparato de electrocirugía 100 comprende un dispositivo quirúrgico de visualización 102, tal como un endoscopio o un laparoscopio. El dispositivo quirúrgico de visualización 102 está provisto de un cordón instrumental 103 adecuado para su inserción en el cuerpo de un paciente. Extendiéndose dentro del cordón instrumental, hay un canal instrumental 105, que permite el acceso de los instrumentos quirúrgicos al extremo distal del cordón instrumental 104. En este ejemplo, puede verse un conjunto de punta distal de un instrumento de pinzas 106 que sobresale de la punta distal del canal instrumental 105.

El aparato de electrocirugía puede comprender un generador electroquirúrgico 108 capaz de generar y controlar la potencia que se ha de suministrar al instrumento 106, por ejemplo, mediante el cable de alimentación 110, que se extiende desde el generador 108 a través del dispositivo de visualización 102 y el canal instrumental 105 hasta la punta distal. Tales generadores electroquirúrgicos son conocidos, por ejemplo, según se divulga en el documento WO 2012/076844. El generador electroquirúrgico 108 puede presentar una interfaz de usuario (no mostrada) para seleccionar y/o controlar la potencia suministrada al instrumento 106. El generador 108 puede incorporar una pantalla 112 para mostrar el modo de suministro de energía seleccionado.

El dispositivo quirúrgico de visualización 102 puede ser convencional. Por ejemplo, puede comprender un ocular 114 u otro sistema óptico para proporcionar una imagen de la punta distal. El manejo del instrumento 106 puede lograrse a través de un cable de control 102 o manguito 112 que se extiende a través del canal instrumental 105. Un operador puede controlar el movimiento del cable de control 120 o manguito 122 mediante un mango 116 provisto de un accionador 118, que puede ser un disparador deslizante, un dial o una palanca giratoria.

60

Las realizaciones de la presente invención suponen un desarrollo de las pinzas electroquirúrgicas divulgadas en el documento WO 2015/097472 y, en particular, se refieren a la estructura del conjunto de punta distal, que proporciona control sobre la apertura y cierre de las pinzas al tiempo que suministra la potencia eléctrica necesaria para lograr el sellado de los vasos sanguíneos por coagulación.

65

La Figura 2 muestra una vista en sección transversal de un conjunto de punta distal 200 para un dispositivo de

pinzas electroquirúrgicas que constituye una realización de la invención. El conjunto de punta distal 200 comprende un manguito de soporte proximal 202 que actúa como base estructural para un par de elementos de mordaza móviles 206a, 206b. El manguito de soporte proximal 202 puede asegurarse (por ejemplo, mediante un marco rígido o un conector adecuado) a un cable coaxial (no mostrado) que suministra energía a las pinzas. Una base de mordaza 204 está montada sobre el manguito de soporte proximal 202 en su extremo distal o está formada de manera integral con el mismo. En esta realización, la base de mordaza 204 presenta un par de elementos de mordaza opuestos que se extienden desde la misma en dirección distal. Cada mordaza comprende un elemento de mordaza exterior 206a, 206b y un elemento de mordaza interior 202a, 202b. Las mordazas pueden estar formadas por un material inerte rígido, tal como acero inoxidable o similar. Cada uno de los elementos de mordaza exteriores 206a, 206b comprende un par de bisagras vivas 208a, 208b formadas de manera integral en el interior de los mismos, hacia un extremo proximal de la mordaza. De manera similar, cada uno de los elementos de mordaza interiores 212a, 212b presenta un par de bisagras vivas 214a, 214b. Las bisagras vivas están dispuestas para permitir que los elementos de mordaza interiores y exteriores estén articulados, de manera que las superficies interiores opuestas de las mordazas puedan moverse acercándose o alejándose entre sí con el fin de abrir y cerrar las mordazas. El movimiento de los elementos de mordaza puede controlarse mediante uno o más cables de control axialmente móviles (no mostrados) que pueden extenderse a través del canal instrumental y ser controlados por un operador.

Con el fin de suministrar energía de microondas al tejido biológico agarrado entre las superficies interiores opuestas de las mordazas, cada elemento de mordaza exterior 206a, 206b presenta una almohadilla aplicadora dieléctrica 210a, 210b unida a su superficie interior. Las almohadillas aplicadoras 210a, 210b pueden estar formadas, por ejemplo, de cerámica. Sobre las superficies opuestas expuestas de las almohadillas aplicadoras 210a, 210b puede formarse un par de electrodos (no mostrados) para suministrar energía de microondas. Los electrodos pueden configurarse de manera similar a la divulgada en el documento WO 2015/097472, aunque son posibles otras configuraciones. Sin embargo, es preferible que el par de electrodos sobre cada almohadilla aplicadora 210a, 210b esté en comunicación eléctrica, respectivamente, con un conductor interior y exterior de un cable coaxial (no mostrado) que suministra potencia al conjunto de punta distal 200.

Con el fin de transportar potencia desde el cable coaxial a las almohadillas aplicadoras 210a, 210b, el conjunto de punta distal 200 comprende un par de sustratos flexibles 218a, 218b que se extienden desde la porción proximal de las almohadillas aplicadoras 210a, 210b a través de un canal 217 formado en la base de la mordaza 204 y un canal 216 formado en el manguito de soporte proximal 202 al extremo distal del cable coaxial que está ubicado de manera proximal al manguito de soporte proximal 202.

Cada sustrato flexible 218a, 218b puede presentar la forma de una cinta de material dieléctrico, tal como el sustrato de microondas Rflex fabricado por Rogers Corporation. Cada uno de los sustratos flexibles 218a, 218b puede presentar un par de bandas conductoras formadas sobre los mismos, que sirven para conectar eléctricamente los electrodos formados sobre las almohadillas aplicadoras 210a, 210b, respectivamente, con el conductor interior y exterior del cable coaxial. Las bandas conductoras pueden ser capas de metalización formadas en superficies opuestas de los sustratos flexibles 218a, 218b. Las dimensiones de la cinta dieléctrica (por ejemplo, su ancho y su longitud) y las pistas de metalización pueden seleccionarse para permitir obtener una buena coincidencia entre el cable coaxial y los electrodos de las almohadillas aplicadoras 210a, 210b.

La Figura 3A muestra una vista lateral del conjunto de punta distal 200 en una configuración cerrada, en la que las superficies opuestas de las almohadillas aplicadoras 210a, 210b se juntan. En esta vista, puede verse que los sustratos flexibles 218a, 218b se extienden distalmente desde el manguito de soporte proximal 202. Los sustratos se separan en este punto y se acoplan (y se conectan eléctricamente) a una sección sobresaliente del conductor interior 222, que a su vez se extiende en una dirección distal desde el cable coaxial restante 220. Un ejemplo de cómo se puede lograr esta conexión se expone con más detalle a continuación.

La Figura 3B muestra una vista inferior del instrumento de pinzas mostrado en la Figura 3A. Aquí puede verse que la cinta de dieléctrico flexible puede presentar un ancho similar al de las mordazas.

La Figura 4A muestra una vista en perspectiva de un conjunto de punta distal 300 para un dispositivo de pinzas electroquirúrgicas que constituye otra realización de la invención. Esta realización presenta una estructura de mordaza estructuralmente más sencilla, en la que el elemento de mordaza exterior se forma a partir de una sola pieza de material (por ejemplo, nitinol o acero inoxidable) que es termoformado antes del ensamblaje, de modo que las mordazas son empujadas hacia la posición abierta que se muestra en la Figura 4A.

El conjunto de punta distal 300 mostrado en la Figura 4A comprende un par de elementos de mordaza separados que están montados juntos en sus respectivas bases de mordaza proximales 304a, 304b al extremo distal de un cable coaxial 302. Cada elemento de mordaza comprende tres secciones: la base de mordaza 304a, 304b que se une al cable coaxial 302, una porción flexible intermedia 308a, 308b y un soporte de electrodo distal 306a, 306b. Una almohadilla de cerámica 310a, 310b se fija a las superficies interiores opuestas de las porciones distales 306a, 306b de cada elemento de mordaza de una manera similar a la expuesta anteriormente.

En esta realización, un sustrato flexible 312a, 312b está unido (por ejemplo, adherido) a las superficies interiores de cada elemento de mordaza. El sustrato flexible puede extenderse debajo de su respectiva almohadilla aplicadora. De manera similar a la realización expuesta anteriormente, cada sustrato flexible incorpora un par de elementos conductores formados sobre el mismo, por ejemplo, sobre lados opuestos del mismo. En la Figura 4A, puede verse el sustrato flexible 312b del elemento de mordaza inferior, sobre el cual se extiende un elemento conductor 314b para conectarse a un electrodo 318b formado sobre el aplicador 310b. Un segundo electrodo 316b se forma al lado del electrodo 318b sobre la almohadilla aplicadora 310b. Los electrodos 316b, 318b juntos forman una estructura de línea paralela para suministrar energía de microondas y radiofrecuencia (RF). El electrodo 316b se une a un segundo elemento conductor (no mostrado en la Figura 4A) sobre el sustrato flexible 312b de la manera que se describe a continuación.

Las dimensiones de la almohadilla aplicadora y los electrodos mostrados en la Figura 4A pueden seleccionarse para permitir que la potencia de microondas se suministre de manera eficaz. Por ejemplo, la longitud de la almohadilla aplicadora 310b (que puede estar hecha de cerámica) puede ser de 10 mm. Su ancho puede ser igual o inferior a 2 mm. El espacio entre los electrodos 316b, 318b puede ser igual o inferior a 0,4 mm. El ancho del sustrato flexible 312b puede ser menor que el ancho de su respectivo aplicador, por ejemplo, igual o inferior a 1,8 mm. La longitud del sustrato flexible 312b entre el cable coaxial y la almohadilla aplicadora puede ser de 22 mm. Como se ha descrito anteriormente, el sustrato flexible puede formarse a partir de cualquier material dieléctrico adecuado, por ejemplo, Rflex® fabricado por Rogers Corporation, o material laminado dieléctrico Ultralam®, por ejemplo, formado a partir de polímero cristalino líquido, también fabricado por Rogers Corporation.

La Figura 4B muestra una vista lateral del conjunto de punta dieléctrica 300 en su configuración abierta natural. Aquí puede verse que un conductor interior 320 del cable coaxial 302 sobresale de un extremo distal del mismo, donde está conectado eléctricamente el elemento conductor sobre la superficie interior de los sustratos flexibles 312a, 312b. Durante el uso, las mordazas de pinzas de esta realización pueden cerrarse deslizando un manguito exterior (no mostrado) a lo largo del dispositivo con el fin de juntar las mismas. La funcionalidad de este modo se expone a continuación con respecto a las Figuras 5A a 5C.

La Figura 4C muestra una vista del conjunto de extremo distal mostrado en la Figura 4A sin los elementos de mordaza. Aquí puede verse que los sustratos flexibles 312a, 312b se extienden desde una interfaz 322 en el extremo distal del cable coaxial 302 a una región proximal sobre cada una de las almohadillas aplicadoras 310a, 310b. Como se muestra en la Figura 4C, el sustrato flexible superior 312a presenta un primer elemento conductor 315a sobre una superficie superior del mismo, que está conectado en su extremo proximal a un conductor exterior del cable coaxial 302. Este elemento conductor se conecta a un electrodo sobre la superficie interior expuesta de la almohadilla aplicadora 310a a través de un orificio pasante 317a en la almohadilla aplicadora, que se llena con un material eléctricamente conductor. El sustrato flexible 312a presenta otra pista conductora (no visible en la Figura 4C) sobre esta superficie opuesta que proporciona una conexión eléctrica desde el conductor interior del cable coaxial 302 a otro electrodo sobre la almohadilla aplicadora 310a.

El sustrato flexible inferior mostrado en la Figura 4C se configura de manera idéntica al sustrato flexible superior 312a. Por lo tanto, puede verse que el sustrato flexible inferior 312b presenta un elemento conductor interior 314b sobre su superficie interior, que se conecta a un electrodo 318b sobre la almohadilla aplicadora 310b en una unión 319b. Un segundo electrodo 316b sobre la almohadilla aplicadora 310b se conecta a un elemento conductor exterior (no visible en la Figura 4C), a través de un orificio pasante en la almohadilla aplicadora 310b tal como se ha descrito anteriormente.

Las Figuras 5A, 5B y 5C muestran diferentes etapas de una operación de cierre de un conjunto de punta distal 300 como se ha descrito anteriormente. En estas figuras, el manguito 324 puede moverse axialmente con respecto a las mordazas 326. A medida que se mueve en dirección distal, el manguito fuerza a los elementos de mordaza a moverse uno hacia el otro cuando se acopla a la porción intermedia de los mismos. La Figura 5C muestra el dispositivo de pinzas en una configuración cerrada en la que las almohadillas aplicadoras se juntan. El manguito puede realizarse de cualquier material que presente una resistencia adecuada para hacer que los elementos de mordaza se muevan juntos. Por ejemplo, puede estar hecho de PEEK. Dado que el manguito móvil 324 debe deslizarse con respecto al cable coaxial, el cable coaxial puede presentar un revestimiento lubricante formado sobre el mismo.

Durante el uso, el dispositivo de pinzas de la invención puede insertarse en el canal instrumental de un dispositivo quirúrgico de visualización, o usarse en cualquier otro procedimiento, por ejemplo, en cirugía abierta o con un laparoscopio. El dispositivo parte de una configuración abierta como se muestra en la Figura 5A, en la que puede ser manipulado para colocar tejido biológico (por ejemplo, el tallo de un pólipo o similar) entre las mordazas. Una vez en posición, las mordazas pueden cerrarse físicamente moviendo el manguito para agarrar el tejido y hacer un buen contacto entre los electrodos y el tejido. La energía de microondas puede suministrarse a los electrodos a través del cable coaxial, donde se transfiere al tejido para coagular el vaso o los vasos sanguíneos agarrados.

Las pinzas pueden aplicar presión a los vasos sanguíneos al tiempo que suministran la energía para crear un buen sellado. Después de sellar el vaso sanguíneo, este puede cortarse, por ejemplo, mediante el suministro de energía

de radiofrecuencia (RF) a los electrodos, o desplegando un elemento de corte mecánico (por ejemplo, una cuchilla o similar) que puede estar montado dentro del dispositivo.

La Figura 6 muestra una vista en despiece de un conjunto de punta distal 400 de un dispositivo de pinzas electroquirúrgicas que constituye otra realización de la invención. El conjunto de punta distal 400 funciona de manera similar a la mostrada en las Figuras 4A, 4B y 4C en el sentido de que comprende un par de elementos de mordaza que están termoformados o pretratados de otro modo para descansar naturalmente en una configuración abierta. Para cerrar las mordazas, se mueve un manguito axialmente deslizable (no mostrado) sobre los elementos de mordaza para forzar uno hacia el otro.

De manera similar a las realizaciones expuestas anteriormente, el conjunto de punta distal está fijado al extremo distal de un cable coaxial 402. En esta realización, el cable coaxial 402 comprende un conductor interior 404 separado de un conductor exterior 408 por un material dieléctrico 406. Esta estructura está rodeada por una cubierta exterior 410 que puede estar hecha de PTFE o similar sobre la cual se desliza el manguito de accionamiento (no mostrado).

Como se describe a continuación, porciones del conductor interior 404 y del conductor exterior 408 quedan expuestas en el extremo distal del cable coaxial 402 para conectarse eléctricamente a los electrodos formados sobre los elementos de mordaza.

En esta realización, cada mordaza comprende un elemento de mordaza exterior 412a, 412b formado de acero inoxidable o nitinol que está preformado en una configuración abierta, tal como se ha expuesto anteriormente. Unido a la superficie interior de cada elemento de mordaza exterior 412a, 412b hay un elemento de mordaza interior 414a, 414b, que en esta realización es una estructura laminada de múltiples capas. La estructura laminada comprende una capa de sustrato flexible que presenta, en un lado, una capa de material conductor (por ejemplo, oro o similar) conectada a tierra y una pista conductora formada en el otro lado. La pista conductora está cubierta por una segunda capa de sustrato flexible a lo largo de su longitud, excepto por la longitud distal que forma un electrodo activo 418b y la longitud proximal 420b que está eléctricamente conectada al conductor interior 404 mediante un primer adaptador conductor 426. La segunda capa de sustrato flexible puede adherirse o fijarse de otro modo a su respectivo elemento de mordaza interior.

Un electrodo de retorno 416b de material eléctricamente conductor se forma adyacente al electrodo activo 418b y está en comunicación eléctrica con la capa de material conductor conectada a tierra mediante un orificio 422 a través del sustrato flexible. Las capas de material conductor conectadas a tierra en los elementos de mordaza interiores están conectadas eléctricamente al conductor exterior a través de un segundo adaptador conductor 428. Los elementos de mordaza exteriores 412a, 412b pueden soldarse a su respectivo elemento de mordaza interior. Sobre la superficie posterior de cada elemento de mordaza interior 414a, 414b puede formarse una almohadilla de unión 424 de un metal adecuado para garantizar una unión de soldadura fuerte.

El primer adaptador conductor 426 puede estar ubicado distalmente desde el segundo adaptador conductor 428. El primer adaptador conductor 426 puede presentar un orificio para recibir el conductor interior 404 de tal manera que conecte eléctricamente estos elementos entre sí. Las pistas conductoras que forman los electrodos activos pueden estar en contacto con lados opuestos del primer adaptador conductor 426.

El segundo adaptador conductor 428 puede ser un tubo que se ajusta sobre el conductor exterior 408 y se conecta eléctricamente al mismo. El tubo puede presentar dos dedos distales que sobresalen para cubrir y conectarse eléctricamente a la capa de material conductor conectada a tierra en cada respectivo elemento de mordaza interior 414a, 414b. La unión que contiene el primer adaptador conductor 426 y el segundo adaptador conductor 428 puede encapsularse en un material adecuado (por ejemplo, adhesivo curado con UV) para proporcionar aislamiento eléctrico. En una realización, la unión puede estar contenida en una carcasa tubular que ancla el par de elementos de mordaza al cable coaxial.

La Figura 7 muestra una vista esquemática en sección transversal de un mecanismo de accionamiento 500 que permite mover un manguito deslizable con el fin de accionar las pinzas electroquirúrgicas descritas en algunas realizaciones anteriores. El mecanismo de accionamiento 500 puede ser parte del mango 116 expuesto con referencia a la anterior Figura 1. El mecanismo de accionamiento 500 comprende un cuerpo 502, que puede estar formado de manera integral con el mango y presenta una abertura en un extremo frontal del mismo, desde el cual se extiende un manguito flexible 504. El manguito 504 está dispuesto para recibir el cable coaxial (por ejemplo, a través de una entrada lateral más a lo largo de su longitud) y se extiende junto con el cable coaxial al conjunto de extremo distal. El mecanismo de accionamiento está dispuesto para deslizar el manguito 504 con respecto al cable coaxial con el fin de accionar las pinzas (es decir, abrir y cerrar las mordazas). El extremo proximal del cable coaxial puede estar envuelto en un tubo de guiado rígido dentro de la carcasa del mecanismo de accionamiento para garantizar que no se doble dentro de la misma.

Un extremo proximal del manguito 504 está montado (por ejemplo, adherido o asegurado de otro modo) sobre un carro 506 que se desliza en una pista 508 formada en el cuerpo 502. Una palanca giratoria 510 está montada de

forma pivotante sobre el cuerpo. La palanca se acopla de forma operativa al carro 506 mediante una disposición de tipo de cremallera y piñón, por lo que al girar la palanca 510 con respecto al cuerpo 502 se impulsa el movimiento lineal del carro 506 con respecto al cuerpo, que a su vez impulsa el movimiento del manguito 504. Un resorte 512 se monta en el cuerpo de manera que empuja el carro a una posición retraída (que corresponde a las pinzas abiertas).
 5 El manguito deslizable 504 puede montarse dentro de un tubo protector exterior (no mostrado) que está fijado al cuerpo 502.

REFERENCIAS

- 10 [1] Presthus, y col.: *Vessel sealing using a pulsed bipolar system and open forceps*, J Am Assoc Gynecol Laparosc 10(4):528-533, 2003.
 [2] Carbonell, y col.: *A comparison of laparoscopic bipolar vessel sealing devices in the hemostasis of small-, medium-, and large-sized arteries*, J Laparoendosc Adv Surg Tech 13(6):377-380, 2003.
 15 [3] Richter, y col.: *Efficacy and quality of vessel sealing*, Surg Endosc (2006) 20: 890-894.

REIVINDICACIONES

1. Pinzas electroquirúrgicas (100) que comprenden:

- 5 un cable coaxial (302) para transportar energía de microondas;
un par de mordazas que pueden montarse en un extremo distal del cable coaxial, pudiendo moverse el par de mordazas una con respecto a la otra para abrir y cerrar un espacio entre las superficies interiores opuestas de las mismas,
en donde el par de mordazas comprende una primera mordaza que tiene:
- 10 un elemento de mordaza exterior (206) que puede acoplarse de forma operativa a un elemento de accionamiento para provocar el movimiento relativo entre el par de mordazas,
un elemento de mordaza interior (212) unido al elemento de mordaza exterior para formar la superficie interior de la primera mordaza, comprendiendo el elemento de mordaza interior una almohadilla aplicadora provista de un primer electrodo y un segundo electrodo formados sobre la misma, y
- 15 un elemento de transferencia de energía para transportar energía de microondas desde el cable coaxial al primer electrodo y al segundo electrodo, y
caracterizadas por que el elemento de transferencia de energía comprende un sustrato dieléctrico flexible que tiene un par de pistas conductoras formadas sobre el mismo.
- 20

2. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 1, en las que el par de mordazas comprende una segunda mordaza que está dispuesta opuesta a la primera mordaza, teniendo la segunda mordaza:

- 25 un elemento de mordaza exterior que puede acoplarse de forma operativa a un elemento de accionamiento para provocar el movimiento relativo entre el par de mordazas,
un elemento de mordaza interior unido al elemento de mordaza exterior para formar la superficie interior de la primera mordaza, comprendiendo el elemento de mordaza interior una almohadilla aplicadora provista de un primer electrodo y un segundo electrodo formados sobre la misma, y
- 30 un elemento de transferencia de energía para transportar energía de microondas desde el cable coaxial al primer electrodo y al segundo electrodo y en donde el elemento de transferencia de energía comprende un sustrato dieléctrico flexible que tiene un par de pistas conductoras formadas sobre el mismo.

3. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 2, en las que el primer electrodo y el segundo electrodo de la primera mordaza se oponen al primer electrodo y el segundo electrodo de la segunda mordaza a través del espacio entre el par de mordazas y en donde los electrodos que se oponen entre sí a través del espacio tienen polaridades eléctricas opuestas.

35

4. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 3, en las que el cable coaxial está dispuesto para transportar energía de radiofrecuencia (RF) con el fin de establecer un campo eléctrico a través del espacio que resulte apropiado para cortar tejido biológico.

40

5. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el par de pistas conductoras están formadas sobre lados opuestos del sustrato dieléctrico flexible.

45 6. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en las que el par de pistas conductoras comprende una primera pista conductora eléctricamente conectada a un conductor interior del cable coaxial y una segunda pista conductora eléctricamente conectada a un conductor exterior del cable coaxial.

50 7. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 6, en las que la primera pista conductora está eléctricamente conectada al primer electrodo y la segunda pista conductora está eléctricamente conectada al segundo electrodo.

8. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que la almohadilla aplicadora tiene un orificio formado a través de la misma y en donde uno del primer electrodo y el segundo electrodo está conectado a uno de los pares de pistas conductoras a través del orificio.

55

9. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el elemento de mordaza exterior está preformado para empujar el par de mordazas a una configuración abierta.

60 10. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el elemento de mordaza exterior comprende una bisagra viva.

11. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el sustrato dieléctrico flexible es una cinta que presenta un ancho mayor que el ancho del par de pistas conductoras.

65

12. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que la

almohadilla aplicadora es una pieza de cerámica, PEEK o PTFE.

13. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en las que la almohadilla aplicadora es una porción distal expuesta del sustrato flexible.

14. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el primer electrodo y el segundo electrodo comprenden bandas alargadas paralelas de material conductor sobre la superficie interior de la mordaza.

15. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 14, en las que las bandas alargadas paralelas de material conductor son rectas, serpenteantes, en forma de "L" o triangulares.

16. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el elemento de transferencia de energía está dimensionado para hacer coincidir la impedancia del cable coaxial con la impedancia del primer electrodo y el segundo electrodo.

17. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el elemento de accionamiento es un manguito montado de forma deslizable sobre el cable coaxial.

18. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 17, en las que el manguito comprende una porción proximal flexible y una porción distal rígida.

19. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con la reivindicación 18, en las que la porción distal rígida tiene una longitud igual o inferior a 10 mm.

20. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con las reivindicaciones 18 o 19, en las que el manguito comprende una trenza encapsulada, siendo la densidad de la trenza dentro del encapsulado mayor en la porción distal rígida que en la porción proximal flexible.

21. Pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en las que el par de mordazas está dimensionado para encajar dentro de un canal instrumental de un dispositivo quirúrgico de visualización.

22. Aparato electroquirúrgico que comprende:

un generador electroquirúrgico para suministrar energía de microondas;
un dispositivo quirúrgico de visualización provisto de un cordón instrumental para su inserción en el cuerpo de un paciente, teniendo el cordón instrumental un canal instrumental que se extiende a través del mismo;
unas pinzas electroquirúrgicas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores montadas en el canal instrumental; y
un mango para accionar las pinzas,
en donde el cable coaxial está conectado en su extremo proximal para recibir energía de microondas del generador electroquirúrgico, y
en donde el elemento de accionamiento está conectado de forma operativa al mango.

23. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 22, en el que el elemento de accionamiento es un manguito que se extiende alrededor del cable coaxial y puede deslizarse axialmente con respecto al cable coaxial.

24. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 23, en el que el mango comprende un mecanismo de accionamiento para controlar el movimiento axial del manguito, comprendiendo el mecanismo de accionamiento:

un cuerpo fijado al mango;
un carro deslizable con respecto al cuerpo, y
una palanca montada de manera pivotante sobre el cuerpo y acoplada de forma operativa al carro, de modo que la rotación de la palanca provoca el movimiento deslizante del carro,
en donde el manguito está unido al carro.

25. Aparato electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 24, en el que el mecanismo de accionamiento incluye un elemento de empuje dispuesto para impulsar el carro en una dirección proximal.

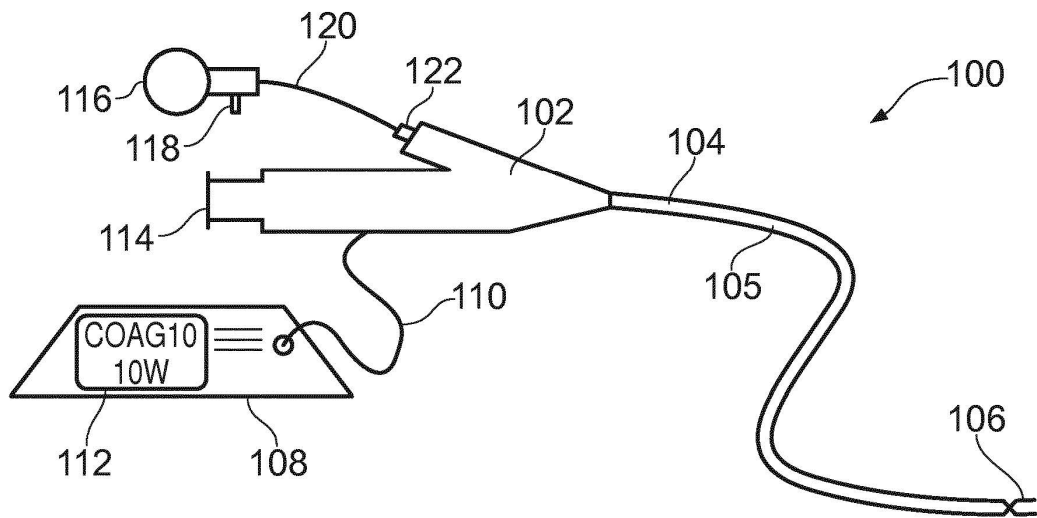


FIG. 1

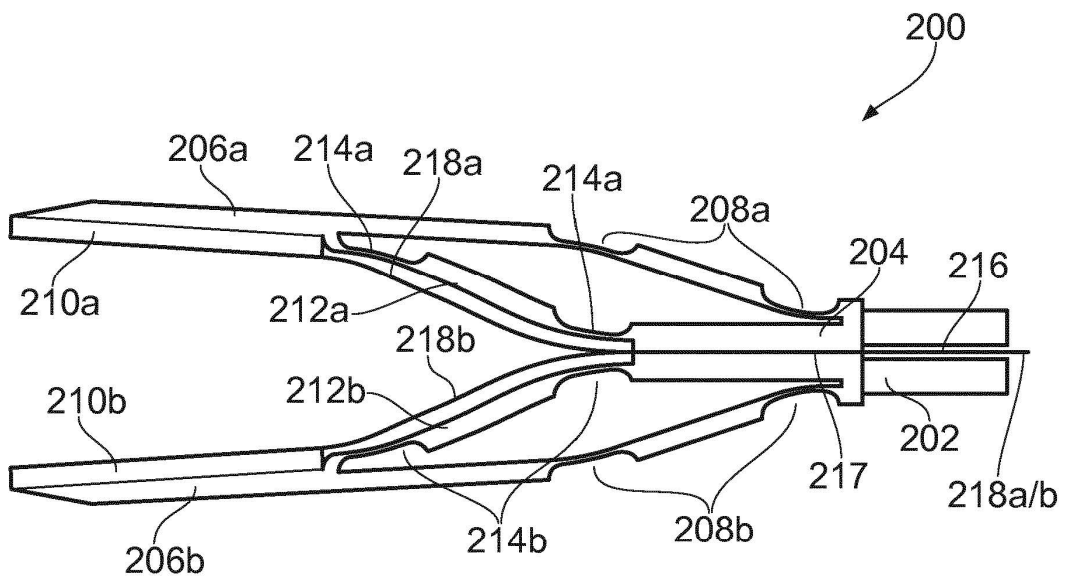


FIG. 2

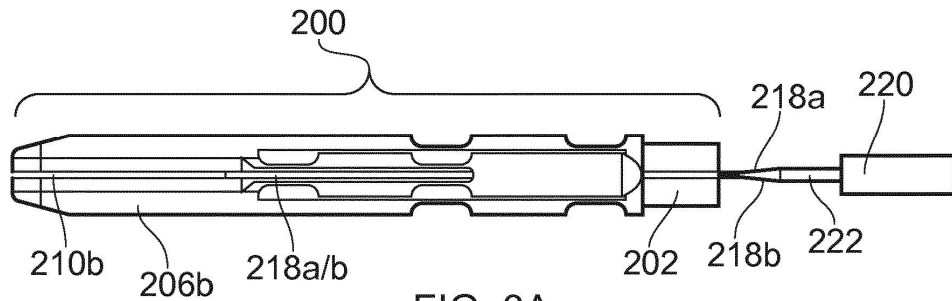


FIG. 3A

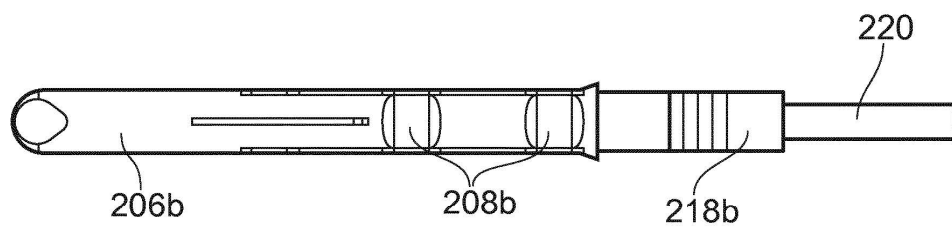


FIG. 3B

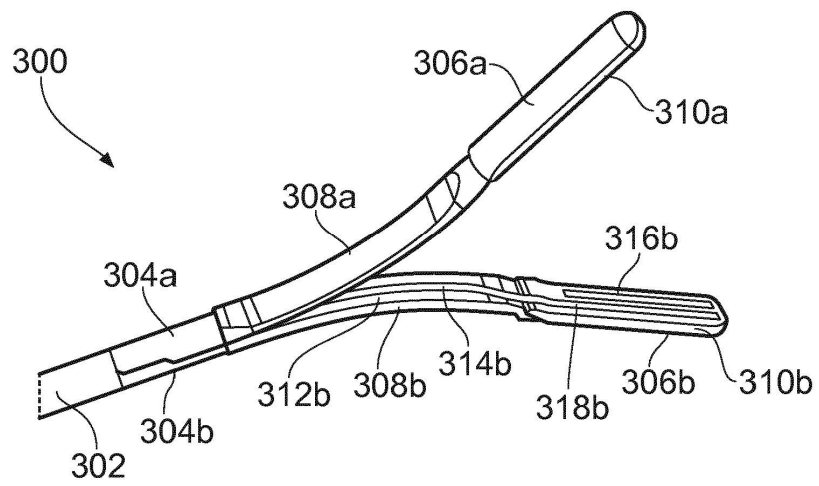


FIG. 4A

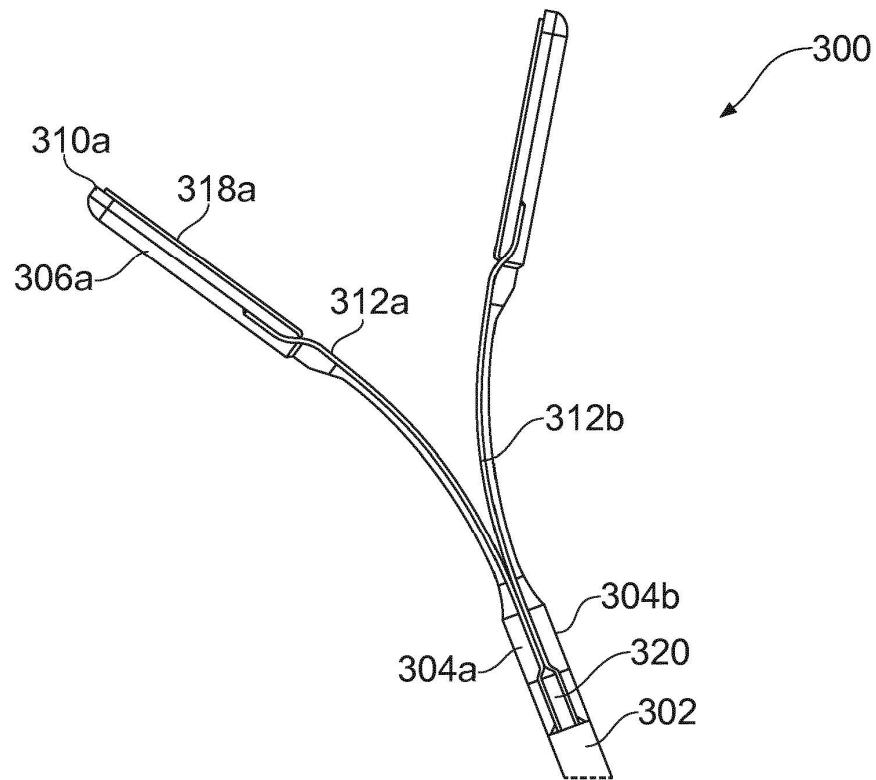


FIG. 4B

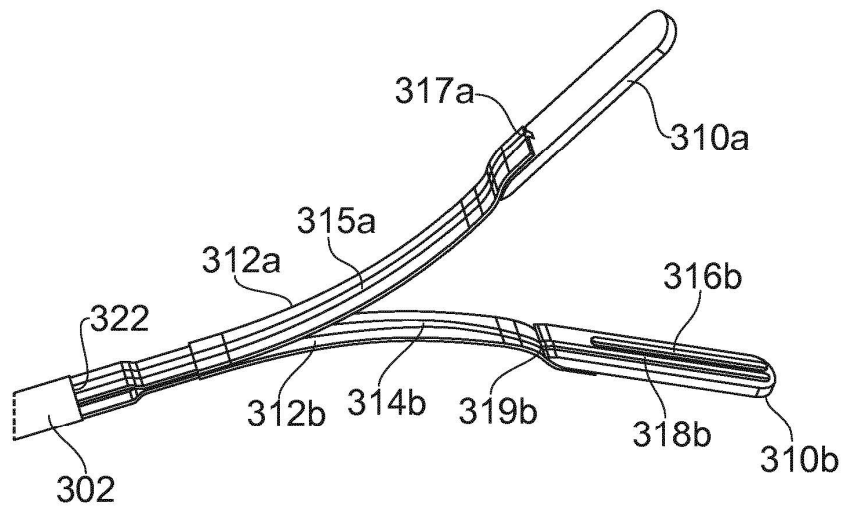


FIG. 4C

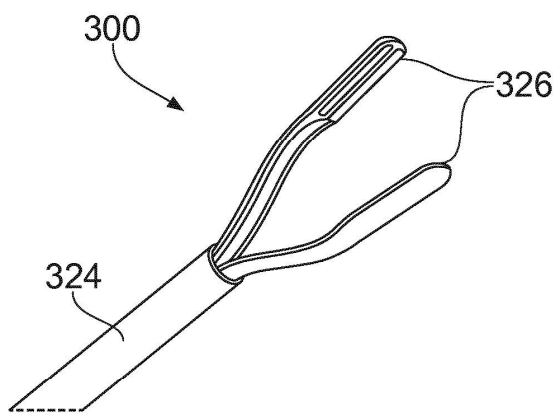


FIG. 5A

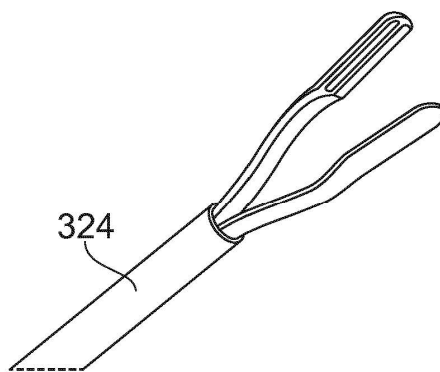


FIG. 5B

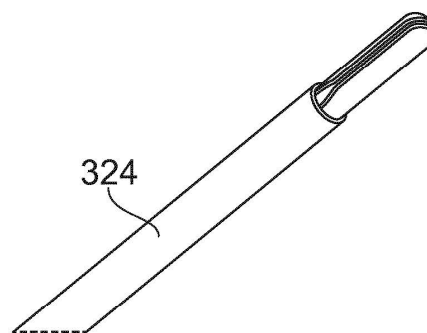


FIG. 5C

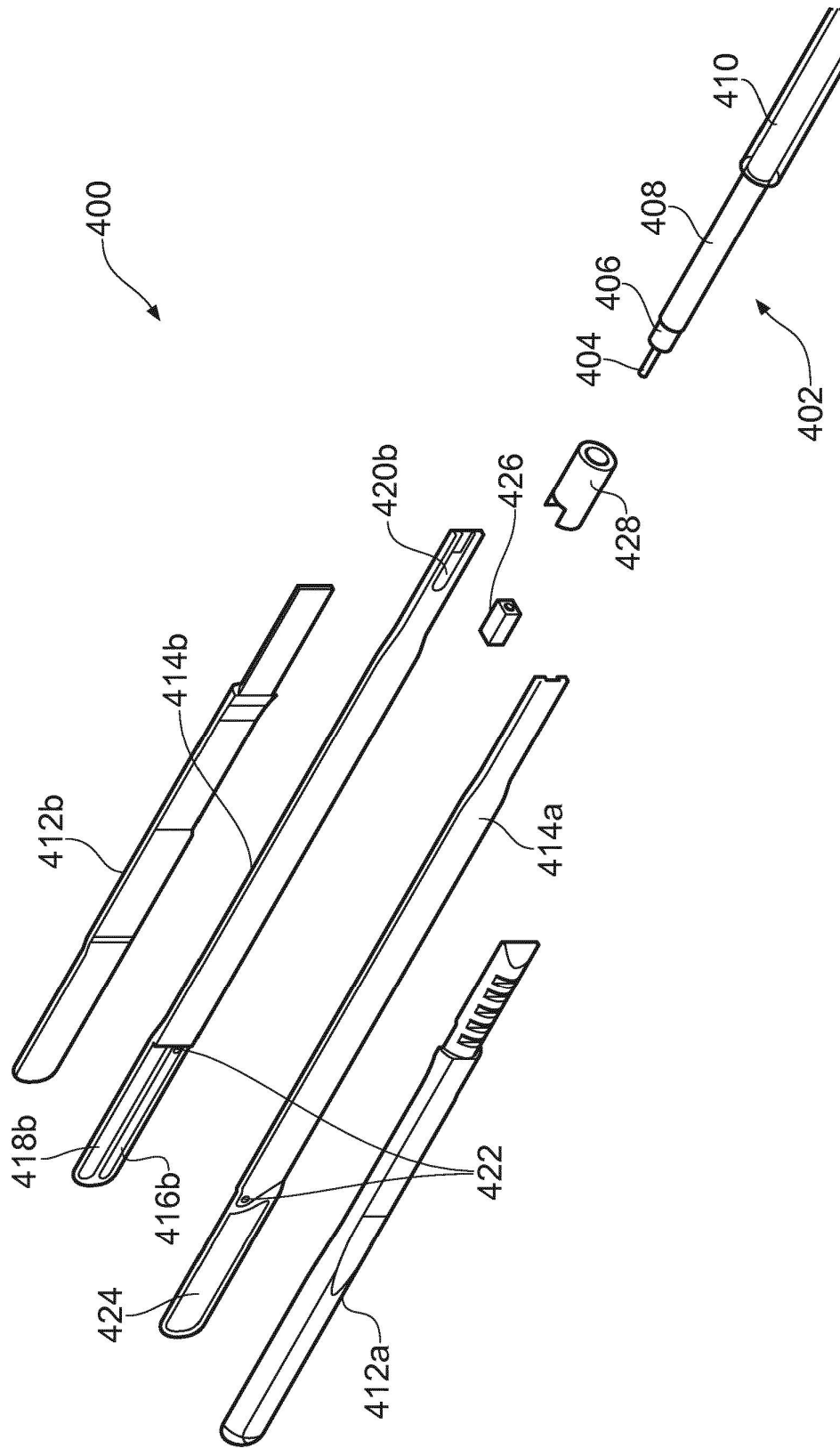


FIG. 6

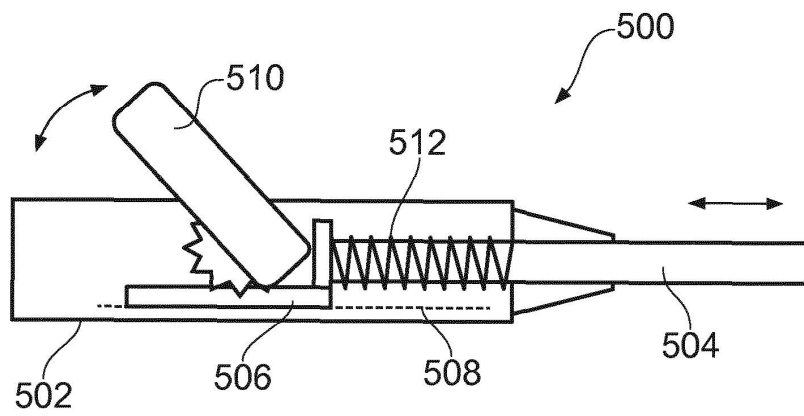


FIG. 7