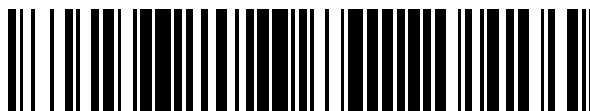


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 660 397**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 90/00 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.09.2013 E 15183443 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.12.2017 EP 2997923**

54 Título: **Aparato para corte y sellado de tejido**

30 Prioridad:

26.09.2012 US 201261705721 P

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

22.03.2018

73 Titular/es:

**AESFULAP AG (100.0%)
Am Aesculap-Platz
78532 Tuttlingen, DE**

72 Inventor/es:

**WALBERG, ERIK y
LOUDERMILK, BRANDON**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 660 397 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).

DESCRIPCION

Aparato para corte y sellado de tejido

Campo

5 La presente solicitud se refiere, en general, a instrumentos electroquirúrgicos que tienen mordazas opuestas de corte y sellado de tejido y, más específicamente, a instrumentos electroquirúrgicos con mordazas que tienen una rigidez y resistencia compresiva mejoradas, y a un mecanismo de articulación mejorado.

Antecedentes

10 Los instrumentos electroquirúrgicos bipolares aplican energía de radiofrecuencia (RF) a un punto quirúrgico, para cortar, extirpar, o coagular el tejido. Una aplicación particular de estos efectos electroquirúrgicos es sellar vasos sanguíneos o láminas de tejido. Un instrumento típico tiene la forma de un par de mordazas o pinzas opuestas, con uno o más electrodos en cada punta de mordaza. En un procedimiento electroquirúrgico, se colocan los electrodos muy próximos entre sí a medida que se cierran las mordazas sobre un punto objetivo, de manera que la trayectoria de corriente alterna entre los dos electrodos pase a través del tejido dentro del punto objetivo. La fuerza mecánica ejercida por las mordazas y la corriente eléctrica se combinan para crear el efecto quirúrgico deseado. Mediante el control del nivel de los parámetros mecánicos y eléctricos, tales como la presión aplicada por las mordazas, la distancia de separación entre los electrodos, y el voltaje, la corriente, la frecuencia, y la duración de la energía electroquirúrgica aplicada al tejido, el cirujano puede coagular, cauterizar o sellar tejido con un fin terapéutico.

15 El documento US 2011/230875 A1 describe, por ejemplo, un dispositivo electroquirúrgico para cortar y sellar tejido, el dispositivo electroquirúrgico que comprende: una mordaza superior situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico y que se opone a una mordaza inferior, la mordaza superior conectada de manera pivotante a la mordaza inferior mediante una conexión de pivote, y un mecanismo de muñeca entre un eje alargado del dispositivo electroquirúrgico y las mordazas superior e inferior, en donde las mordazas superior e inferior son desplazables en el mecanismo de muñeca para permitir que las mordazas superior e inferior sean dobladas con relación al eje alargado, y en donde el mecanismo de muñeca comprende una sección de muñeca. El documento WO 03/001986 A2 describe además una herramienta quirúrgica que tiene una articulación de muñeca multidisco accionada por tendón que se puede posicionar.

20 Los procedimientos electroquirúrgicos pueden llevarse a cabo en un entorno abierto, a través de incisiones convencionales, o utilizando procedimientos laparoscópicos. En los procedimientos laparoscópicos, el instrumento electroquirúrgico debe ser capaz de caber a través de una cánula o trocar, que tiene un diámetro interior muy pequeño que típicamente es de entre 5 mm y 10 mm. Es posible fabricar un instrumento electroquirúrgico lo suficientemente pequeño para cumplir este requisito de tamaño. Sin embargo, el empuje de fabricar instrumentos más pequeños a menudo compite con otros criterios de diseño igualmente importantes.

25 La fuerza de compresión ejercida por el instrumento es uno de los criterios de diseño más importantes que compite con el tamaño del instrumento. Ordinariamente, se necesita una fuerza de compresión elevada entre las mordazas para formar un sellado adecuado en una cantidad razonablemente corta de tiempo. Sin una fuerza de compresión suficiente, el instrumento puede no ser capaz de formar un sellado adecuado, o que solo pueda formar un sello adecuado después de mucho tiempo. Puede ser muy difícil crear una fuerza de compresión suficiente con un instrumento electroquirúrgico más pequeño debido a que, a medida que el tamaño del instrumento disminuye, aumenta el porcentaje de espacio ocupado por los elementos no estructurales de las mordazas. Por ejemplo, los componentes que controlan el corte del tejido, el accionamiento de las mordazas, la articulación, y el suministro de energía, ocupan espacio en las mordazas. Cada componente requiere la eliminación de material de las mordazas, para proporcionar espacio para el componente. Esto reduce la masa de material y la rigidez de las mordazas, reduciendo por ello la fuerza de compresión que puede crearse.

30 Basándose en lo anterior, existe la necesidad de dispositivos electroquirúrgicos mejorados que se puedan reducir de tamaño sin sacrificar parámetros importantes como la resistencia compresiva.

Compendio

35 De acuerdo con un ejemplo de la invención, un dispositivo electroquirúrgico para cortar y sellar tejido incluye una mordaza superior situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico que se opone a una mordaza inferior. La mordaza superior está conectada de manera pivotante a la mordaza inferior, mediante una conexión de pivote. El dispositivo electroquirúrgico también incluye un mecanismo de muñeca entre un eje alargado del dispositivo electroquirúrgico y las mordazas superior e inferior, en donde las mordazas superior e inferior son desplazables en el mecanismo de muñeca para permitir que las mordazas superior e inferior sean dobladas con relación al eje alargado. El mecanismo de muñeca comprende una sección de muñeca que tiene una interfaz de pivote no circular. La sección de muñeca comprende una vértebra y un casquillo, en donde la interfaz de pivote no circular está entre la vértebra y el casquillo. La sección de muñeca comprende un acoplamiento de enderezamiento automático entre la vértebra y el casquillo para empujar a las mordazas superior e inferior hacia una posición centrada.

Breve descripción de los dibujos

El compendio anterior y la siguiente descripción detallada se entenderán mejor conjuntamente con las figuras de los dibujos, de las cuales:

La FIG. 1 es una vista en perspectiva truncada de un dispositivo electroquirúrgico según una realización;

5 La FIG. 2 es una vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

La FIG. 3 es otra vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

10 La FIG. 4 es otra vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

La FIG. 5 es otra vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

La FIG. 6 es otra vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

15 La FIG. 7 es un diagrama esquemático que ilustra unos arcos que corresponden a longitudes de arco de cables de accionamiento en una configuración transversal que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

La FIG. 8 es otra vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

20 La FIG. 9 es otra vista en perspectiva truncada de componentes de dispositivo electroquirúrgico que pueden utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otra realización, que muestra componentes de un mecanismo de articulación, con algunos componentes eliminados para una mayor claridad;

La FIG. 10 es otra vista en perspectiva truncada de los componentes de la FIG. 9, con algunos componentes eliminados para una mayor claridad;

25 La FIG. 11 es otra vista en perspectiva truncada de los componentes de la FIG. 9, con algunos componentes eliminados para una mayor claridad;

La FIG. 12 es otra vista en perspectiva truncada de los componentes de la FIG. 9, con algunos componentes eliminados para una mayor claridad;

30 La FIG. 13 es una vista en planta de una interfaz de pivote entre componentes que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

La FIG. 14 es una vista en perspectiva truncada de un dispositivo electroquirúrgico con componentes eliminados para mostrar la configuración de los componentes internos que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

35 La FIG. 15 es una vista truncada en sección transversal parcial ampliada de un dispositivo electroquirúrgico que muestra la configuración de los componentes internos que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

La FIG. 16 es otra vista truncada en sección transversal parcial ampliada de un dispositivo electroquirúrgico que muestra la configuración de los componentes internos que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones; y

40 La FIG. 17 es una vista en perspectiva truncada de un dispositivo electroquirúrgico, que muestra la configuración de los componentes internos que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones.

Descripción detallada

45 Los solicitantes han desarrollado dispositivos electroquirúrgicos mejorados que abordan la necesidad de un tamaño reducido, al tiempo que abordan la necesidad de una elevada fuerza de compresión entre las mordazas. Los dispositivos electroquirúrgicos mejorados fueron diseñados utilizando un enfoque holístico que elimina, simplifica o combina componentes individuales, cuando resulte adecuado, al tiempo que maximiza la resistencia y la rigidez de las mordazas.

50 Los siguientes ejemplos ilustran características que están diseñadas para abordar las necesidades que compiten de tamaño reducido y de mordazas más rígidas y resistentes. Aunque se describirán y mostraran diferentes características en un dispositivo electroquirúrgico 100, muchas de las características son características

independientes. Algunas o todas estas características pueden aparecer en el mismo dispositivo, pero no es necesario que estén en el mismo dispositivo, y pueden utilizarse en diferentes combinaciones en diferentes realizaciones de la invención. Los dispositivos según la invención pueden incluir muchas de los rasgos y las características del dispositivo mostradas y descritas en la Publicación de Estados Unidos N° 2009-0198272 A1 y la Patente de Estados Unidos N° 8.870.867.

Conexión de pivote

Con referencia a la Figura 1, se muestra un dispositivo electroquirúrgico 100 según una realización ejemplar. El dispositivo 100 incluye un eje alargado 102. El eje alargado 102 tiene una porción de extremo distal 110, que presenta una mordaza superior 120 y una carcasa 130 de mordaza inferior. La carcasa 130 de mordaza inferior contiene una mordaza inferior 132. Una cuchilla de corte 160, mostrada en las Figuras 2 y 3, puede desplazarse entre las mordazas superior e inferior 120 y 132 para cortar tejido.

La mordaza superior 120 y la carcasa 130 de mordaza inferior están pivotantemente unidas por una conexión 140 de pivote, que permite que la mordaza superior pivote con respecto a la carcasa de mordaza inferior, para abrir y cerrar la mordaza superior. La conexión 140 de pivote incluye un elemento semicilíndrico 142 que tiene una superficie convexa 143, que engancha con un primer lado 122 de la mordaza superior 120. La conexión 140 de pivote incluye también una superficie cóncava 144 en forma de arco, que engancha con un segundo lado 124 de la mordaza superior 120. La superficie convexa 143 y la superficie cóncava 144 siguen unos perfiles circulares que son concéntricos alrededor de un punto 148 de pivote. El elemento semicilíndrico 142 y la superficie cóncava 144 están separados entre sí por un paso arqueado 145. Los bordes del paso arqueado 145 forman una pista o tolva 146 a través de la cual desliza la mordaza superior 120. La forma arqueada de la pista 146 hace que la mordaza superior 120 pivote en relación a la carcasa 130 de mordaza inferior, a medida que la mordaza superior desliza a través del paso. La mordaza superior 120 pivota alrededor del punto 148 de pivote.

Como puede verse en las Figuras 1 y 3, la conexión 140 de pivote difiere significativamente de las conexiones de pasador convencionales. Para empezar, la conexión 140 de pivote no requiere la eliminación de material de las mordazas. La mordaza superior 120 encaja en el cuerpo de la carcasa 130 de mordaza inferior a través del paso arqueado 145, dejando poco o ningún hueco en la mordaza superior y la carcasa de mordaza inferior, o alrededor de las mismas. Por el contrario, las conexiones de pasador convencionales requieren la eliminación de material para acomodar el pasador y para permitir que cada mordaza pivote con respecto a la otra. La eliminación de material de las mordazas reduce la masa de las mordazas y, en consecuencia, la cantidad rigidez y de fuerza de compresión que puede ejercerse sobre el tejido cuando las mordazas están cerradas.

La conexión 140 de pivote también difiere de las conexiones de pasador convencionales en lo referente a la posición de la conexión de pivote con respecto a las mordazas. Las conexiones de pasador típicamente están situadas a lo largo de la línea media del instrumento, entre las mordazas superior e inferior. Por el contrario, el punto 148 de pivote está desplazado con respecto a una línea central 101 del dispositivo, adyacente al borde exterior 121 de la mordaza superior 120. Esta disposición desplazada tiene una ventaja sobre las conexiones de pasador transversal ubicadas en la línea media, debido a que proporciona una trayectoria no obstruida clara a través de la línea media. La trayectoria no obstruida permite que la cuchilla de corte 160 se desplace a lo largo de la línea media entre las cuchillas, sin ninguna obstrucción creada por el pasador.

Configuración de electrodos

La configuración de electrodos en el dispositivo 100 es otra característica que equilibra la necesidad de reducir el tamaño y aumentar la rigidez de las mordazas. Muchos dispositivos electroquirúrgicos conocidos usan uno o más electrodos independientes, colocados sobre las mordazas. Los electrodos independientes requieren espacio para retener, aislar y alojar los electrodos en las mordazas, sacrificando la rigidez de las mordazas. Para abordar este problema, el dispositivo 100 está diseñado sin electrodos independientes. La energía se suministra directamente a la mordaza superior 120 y a la carcasa 130 de mordaza inferior.

Suministro de energía

Los dispositivos electroquirúrgicos conocidos suministran energía a los electrodos utilizando cables de transmisión de energía dedicados, que se extienden a través de las mordazas. En muchos casos, estos cables de transmisión de energía dedicados están en forma de cables trenzados estacionarios o con camisa. Los cables de transmisión de energía dedicados ocupan una cantidad significativa de espacio, y requieren orificios pasantes, pasos, etc., que eliminan material de las mordazas. Como tal, los cables de transmisión de energía dedicados y sus orificios pasantes disminuyen la rigidez de las mordazas, reduciendo por ello la cantidad de fuerza de compresión que puede aplicarse entre las mordazas durante el sellado. Los cables de transmisión de energía dedicados también pueden limitar el movimiento del instrumento, en casos en los que los cables dedicados no tengan suficiente holgura o elasticidad para moverse o estirarse, a medida que se mueve el instrumento.

Para conservar la rigidez de las mordazas y proporcionar una mayor movilidad y flexibilidad del instrumento, los dispositivos según la invención preferiblemente incluyen componentes multifuncionales, que controlan tanto el movimiento como el suministro de energía. Preferiblemente, se evitan los cables de transmisión de energía

dedicados que sacrifican la rigidez de las mordazas y la movilidad del instrumento. El suministro de energía puede proporcionarse a través de los mismos componentes que controlan el accionamiento y/o la articulación, por ejemplo. El suministro de energía también puede proporcionarse a través de componentes de traslación.

5 Con referencia la Figura 2, se muestra una sección transversal del dispositivo 100 en su sección 170 de "muñeca" o "vértebra". La sección 170 de muñeca, que se describe con más detalle en una sección posterior, incluye una vértebra 173 que es sustancialmente sólida, con la excepción de cuatro pasos pasantes. Dos pasos pasantes alojan un cable 167 de articulación en bucle, y un paso pasante aloja un cable 169 de accionamiento en bucle. El cable 167 de articulación puede operarse para permitir que la porción de extremo distal del dispositivo se doble con relación al eje longitudinal del dispositivo. El cable 169 de accionamiento puede operarse para abrir y cerrar la mordaza superior 120. El cable 167 de articulación está en bucle a través de los pasos, formando dos secciones 172 y 174 de cable de articulación generalmente paralelas. Del mismo modo, el cable 169 de accionamiento está en bucle a través de los pasos, formando dos secciones 176 y 178 de cable de accionamiento generalmente paralelas. Las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento se cruzan la una sobre la otra en la sección mostrada en la Figura 2, como se explicará con más detalle. Las Figuras 3 y 14 muestran cómo se encaminan el cable 167 de articulación y el cable 169 de accionamiento a través de una porción de extremo distal del dispositivo, con un extremo en bucle del cable de articulación visible.

20 Un primer paso pasante 173a, situado en una sección periférica exterior de la vértebra 173, contiene la primera sección 172 de cable de articulación. Un segundo paso pasante 173b, situado en otra sección periférica exterior de la vértebra 173, contiene la segunda sección 174 de cable de articulación. Un tercer paso pasante 173c, situado en una sección interior de la vértebra 173, contiene la cuchilla de corte 160. Un cuarto paso pasante 173d, situado en una sección interior de la vértebra 173, contiene las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento.

25 A través del cable 169 de accionamiento se suministra energía a la mordaza superior 120. A través del cable 167 de articulación se suministra energía a la carcasa 130 de mordaza inferior, y también puede suministrarse a través de cualquier otra serie de componentes metálicos, incluyendo casquillos, vértebra o ejes de mordaza, que pueden ser metálicos y que contactan entre sí en serie, y que estén aislados del cable 169 de accionamiento. Tanto la carcasa 130 de mordaza inferior como la mordaza inferior 132 incluyen unas superficies metálicas en contacto una con otra, de modo que la energía suministrada a la carcasa de mordaza inferior se transmita a la mordaza inferior.

Aislamiento

30 Las superficies de la mordaza superior 120 que interactúan con la carcasa 130 de mordaza inferior y con la mordaza inferior 132 deben estar aisladas eléctricamente. Para abordar esto, el dispositivo 100 incluye una película plástica 180 sobre la mordaza superior 120. La mordaza superior 120 se sobremoldea con la película plástica 180, para aislar las superficies que interactúan con la carcasa 130 de mordaza inferior. El sobremoldeo no requiere hueco entre los componentes, preservando espacio para permitir que las mordazas tengan más masa de material. El sobremoldeo de la mordaza superior 120 también permite que se creen características de desplazamiento en la mordaza superior, como se explicará en la siguiente sección.

Características de desplazamiento de generación de hueco

40 La película sobremoldeada 180 tiene múltiples funciones. Una primera función de la película sobremoldeada es aislar eléctricamente la mordaza superior 120 de la carcasa 130 de mordaza inferior, como se ha descrito anteriormente. Una segunda función de la película sobremoldeada es generar unas características de desplazamiento que creen un espacio hueco entre los electrodos, es decir, entre la mordaza superior 120 y la mordaza inferior 132, cuando las mordazas estén cerradas. En la Figura 4, una realización del dispositivo incluye unas características de desplazamiento que se muestran en forma de tirantes 150, que se extienden transversalmente a través de la mordaza superior 120. Los tirantes 150 se producen durante el proceso de sobremoldeo. Una tercera función de la película sobremoldeada es reducir la temperatura de la cara posterior de la mordaza, que entra en contacto con el tejido, para reducir el riesgo de quemadura del tejido.

45 Las características de desplazamiento de generación de hueco según la invención no necesitan adoptar la forma de tirantes transversales, y pueden ser cualquier tipo de irregularidad o saliente superficial que proporcione una separación entre los electrodos, cuando se cierran las mordazas. Por ejemplo, la mordaza superior 120 puede incluir una pluralidad de orificios que reciban remaches, o miembros de tipo remache, que sobresalgan de la superficie de la mordaza superior y hagan contacto con la mordaza inferior 132.

Mordaza inferior sin pasador

55 La mordaza inferior 132 está conectada de forma pivotante a la carcasa 130 de mordaza inferior mediante una conexión 190 de pivote de mordaza inferior. La conexión 190 de pivote entre la mordaza inferior 132 y la carcasa 130 de mordaza inferior representa una de las áreas más críticas en la que se debe maximizar la rigidez y la resistencia de la mordaza inferior, para proporcionar una fuerza de compresión suficiente. Las conexiones de pasador y los orificios pasantes requieren eliminar material de la mordaza inferior, reduciendo la rigidez y la resistencia de la mordaza, como se ha descrito anteriormente. Por lo tanto, la conexión 190 de pivote presenta una conexión "sin pasador" en forma de un par de protuberancias 136. Las protuberancias 136 sobresalen hacia fuera de

la mordaza inferior 132, y encajan en unas pequeñas aberturas 138 de la carcasa 130 de mordaza inferior. Con esta disposición, no se elimina material de la mordaza inferior 132 a lo ancho de la mordaza en la ubicación de la conexión 190 de pivote.

5 A modo de alternativa a las protuberancias y las aberturas, la carcasa 130 de mordaza inferior puede estar ligeramente engarzada para crear una interfaz de pivote entre la carcasa de mordaza inferior y la mordaza inferior 132.

10 Con referencia la Figura 5, la mordaza 132 tiene una superficie inferior convexa 133, redondeada, y la carcasa 130 de mordaza inferior tiene una superficie interior cóncava 131, redondeada. La superficie interior cóncava 131 se apoya contra la superficie inferior convexa 133, cuando se hace pivotar la carcasa 130 de mordaza inferior con respecto a la mordaza superior 120. Como tal, la superficie interior cóncava 131 y la superficie inferior convexa 133 forman unas superficies de apoyo que absorben la fuerza de compresión entre la mordaza inferior 132 y la carcasa 130 de mordaza inferior y dirigen la fuerza de compresión lejos de las protuberancias 136 y a las aberturas 138. En consecuencia, la integridad estructural de la mordaza inferior 132 no dependerá demasiado de la resistencia de las protuberancias 136, o de la conexión 190 de pivote.

15 Cable de accionamiento

Uno de los retos de un dispositivo de articulación es transmitir el movimiento a través de los miembros de articulación. Cuando el dispositivo se dobla, la longitud de arco a través de la articulación cambia a medida que uno se aleja de la línea central. Generalmente, esto requiere el uso de miembros de accionamiento altos (para la resistencia) y finos (para la flexibilidad), que se muevan a lo largo de la línea central del dispositivo. La articulación a izquierda y derecha impide el uso de miembros de accionamiento cortos y planos o miembros de cable pareados dispuestos perpendiculares al plano de articulación, porque los miembros o cables se curvarán y/o transmitirán el movimiento y la fuerza desigualmente.

20 El dispositivo 100 utiliza un cable 169 de accionamiento que está en bucle, para formar un par de secciones 176 y 178 de cable paralelas, como se ha señalado anteriormente. Las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento están configuradas para pivotar la mordaza superior 120 con relación a la carcasa 130 de mordaza inferior, cuando se aplica fuerza a través de las secciones de cable de accionamiento. El cable 169 de accionamiento en bucle está conectado a un pasador (no mostrado) en la mordaza superior 120. Para pivotar la mordaza superior 120 a una posición abierta, se aplica una fuerza de empuje (o fuerza dirigida hacia una porción de extremo distal 110) a la mordaza superior a través de las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento. Para pivotar la mordaza superior 120 a una posición cerrada, se aplica una fuerza de tracción (o fuerza de tensión dirigida lejos de la porción de extremo distal 110) a la mordaza superior a través de las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento. Cada una de las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento se parte de la línea central del plano de articulación, pero en una disposición que permita que los cables empujen o tiren de izquierda a derecha por igual. La solución es trenzar los cables 180 grados, cruzándolos en el medio de los miembros de articulación en un punto P de cruce.

35 La Figura 2 es una vista en sección transversal del dispositivo 100, tomada a través de un plano que interseca el punto P de cruce, en el que la sección 176 de cable de accionamiento cruza sobre la sección 178 de cable de accionamiento. La Figura 14 es una vista en perspectiva del extremo distal del dispositivo 100, con componentes eliminados para mostrar como la sección 176 de cable cruza sobre la sección 178 de cable en el punto P. La Figura 15 es una vista en sección transversal del dispositivo 100, que muestra como el cable 169 de accionamiento conecta con la mordaza superior 120. El cable 169 de accionamiento está en bucle a través de una ranura 125 en forma de U, formada en una porción de base de la mordaza superior 120. Las Figuras 16 y 17 son vistas en sección transversal del dispositivo 100, que muestran cómo los cables 176 y 178 de accionamiento conectan con el extremo proximal del dispositivo. El cruzado de los cables 176 y 178 de accionamiento da como resultado unas longitudes de arco a través de la zona de articulación, que son imágenes especulares la una de la otra y que mantienen la misma longitud. Las longitudes de arco se ilustran esquemáticamente en la Figura 7. El punto P de cruce actúa como un punto de pivote para los cables. Al mantener longitudes de arco iguales, se equilibran las fuerzas entre las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento, incluso cuando las secciones de cable de accionamiento se doblen durante la articulación de las mordazas, de modo que las secciones de cable tiren uniformemente de la mordaza superior y pongan una mínima resistencia a los cables 172 y 174 de articulación. Las secciones 172 y 174 de cable de articulación se mantienen en un estado de tensión de modo que los componentes del sistema permanezcan juntos en tensión, permitiendo que las mordazas se abran y se cierren adecuadamente y permitir que el extremo distal del dispositivo articule adecuadamente.

Contorno de mordaza

55 Con referencia la Figura 8, la mordaza superior 120 tiene una superficie 131 de acoplamiento que se acopla con la mordaza inferior 132. De manera similar, la mordaza inferior 132 tiene una superficie 133 de acoplamiento que se acopla con la mordaza superior 120. Cada una de las superficies 131 y 133 de acoplamiento tienen un contorno en forma de V, como se muestra, que proporciona diversas ventajas frente a las superficies de acoplamiento planas.

El contorno en forma de V proporciona una característica de alineación automática, que mantiene la mordaza superior 120 y la mordaza inferior 132 alineadas entre sí. La característica de alineación automática elimina la

necesidad de largas longitudes de los componentes y de geometrías con tolerancia estrecha detrás de las mordazas para controlar la alineación. Las superficies 131 y 133 de acoplamiento en forma de V también tienen unas áreas superficiales más grandes que las superficies planas, resultando un área incrementalmente más amplia para enganchar el tejido.

5 La línea central axial 123 de la superficie 131 de acoplamiento se encuentra con la línea central axial 135 de la superficie 133 de acoplamiento a lo largo de una línea 137 que está desplazada de una línea central 101 del dispositivo 100. En esta disposición, puede alejarse el plano 103 de corte de la línea central 101 del dispositivo 100, permitiendo que la cuchilla 160 de corte sea situada lejos del centro de modo que puedan colocarse otros componentes hacia el centro del dispositivo.

10 Resorte de mordaza inferior

Con referencia de nuevo a la Figura 1, la carcasa 130 de mordaza inferior contiene un resorte 134 de mordaza inferior entre la carcasa de mordaza inferior y la mordaza inferior 132. El resorte 134 de mordaza inferior se apoya contra el interior de la carcasa 130 de mordaza inferior para pivotar la mordaza inferior 132. En esta configuración, el resorte 134 de mordaza inferior desvía una porción distal 137 de la mordaza inferior 132 hacia la mordaza superior 120.

15 Los dispositivos electroquirúrgicos conocidos que incluyen resortes de mordaza inferior sitúan el resorte en una sección proximal de la mordaza inferior, en un punto situado proximalmente con respecto al punto de pivote. Para proporcionar espacio para el resorte, se elimina cierta cantidad de material de la porción proximal de la mordaza inferior, y/o de la carcasa de mordaza inferior en un área similar. Esta eliminación de material puede crear una
20 disminución sustancial de la resistencia y la rigidez en la sección proximal de la mordaza inferior y/o de la carcasa de mordaza inferior. La resistencia y la rigidez de la mordaza son especialmente importantes en la sección proximal de la mordaza inferior y de la carcasa de mordaza debido a que la sección proximal es un área crítica para proporcionar una fuerza de compresión. La Figura 1 muestra el espesor relativo de la mordaza inferior 132 en su sección proximal 135 y en su sección distal 137.

25 Para evitar la pérdida de resistencia y rigidez de la mordaza en la porción proximal 135 de la mordaza inferior 132, se sitúa el resorte 134 de mordaza inferior en la porción distal 137 de la mordaza inferior. Esto conserva más masa alrededor de la sección proximal 135, donde se necesita. La sección distal 137 de la mordaza inferior 132 tiene más masa para empezar que la sección proximal 135 y, por lo tanto, es más adecuada para alojar el resorte 134 de mordaza inferior.

30 El resorte 134 de mordaza inferior se engancha por fricción con la mordaza inferior 132 en dos ubicaciones, 132a y 132b. Este enganche en dos ubicaciones ayuda a transferir energía desde la carcasa 130 de mordaza inferior hasta la mordaza inferior 132.

Mecanismo de articulación

35 Las Figuras 9-12 muestran un mecanismo 200 de articulación según la invención. El mecanismo 200 de articulación controla el movimiento de flexión o de giro en la sección 170 de muñeca, lo que permite que la mordaza superior 120 y la mordaza inferior 132 se doblen hacia la izquierda o hacia la derecha. Más específicamente, el mecanismo 200 de articulación puede operarse para aplicar una fuerza de tensión a una de las secciones 172 y 174 de cable de articulación, para doblar el dispositivo en la sección 170 de muñeca.

40 El mecanismo de articulación 200 incluye un par de discos de indexación 210, que retienen la posición articulada de las mordazas superior e inferior 120 y 132. El mecanismo 200 de articulación incluye también un articulador 220, que puede operarse para girar los discos de indexación 210. El articulador 220 tiene un par de agarraderos 222 que se extienden hacia fuera desde los discos de indexación. Los agarraderos 222 y los discos de indexación 210 pueden desplazarse de forma giratoria en una carcasa 230. La carcasa 230 tiene una pared interior 232 recubierta con unas muescas 234 de trinquete. Cada disco de indexación 210 tiene un par de brazos 212 de indexación que pueden
45 operarse para enganchar y desenganchar las muescas 234 de trinquete, cuando se gira el disco de indexación en la carcasa 230. Las muescas 234 de trinquete están separadas entre sí por una serie de dientes 235 de trinquete que apuntan hacia dentro. Cada brazo 212 de indexación tiene un extremo distal 213 con una punta 215 puntiaguda, configurado para interactuar y enganchar de forma deslizante con las muescas 234 de trinquete y los dientes 235 de trinquete a medida que los discos 210 de indexación giran en la carcasa. Los brazos 212 de indexación están
50 formados por un material flexible resiliente que permite que los brazos de indexación se flexionen o doblen radialmente hacia dentro, hacia el centro de los discos 210 de indexación, en respuesta al contacto entre la punta 215 y los dientes 235 de indexación. Cuando las puntas 215 enganchan con las secciones más interiores de los dientes 235 de trinquete, los brazos 212 de indexación se doblan hacia dentro debido a la energía almacenada. A medida que los discos 210 de indexación giran y las puntas 215 se alinean con las muescas 234 de trinquete, los
55 brazos 212 de indexación enganchan por presión hacia fuera y vuelven a un estado relajado, con las puntas colocadas en las muescas de trinquete.

El mecanismo 200 de articulación incluye un mecanismo de centrado 240, que desvía el articulador 220 a una condición centrada o "neutral". En la Figura 9 se muestra la condición neutral. El mecanismo de centrado 240 incluye

un par de resortes 216 de lámina flexible, que se extienden desde cada disco 210 de indexación. Cada resorte 216 de lámina tiene un extremo distal 217 que se mantiene en una posición cautiva entre un par de salientes 226 en el articulador 220. Cuando el articulador 220 está en la condición neutral, cada resorte 216 de lámina está sustancialmente recto, en un estado relajado. Cuando el articulador 220 comienza a girar a la izquierda o a la derecha, los salientes 226 también giran, pero los discos 210 de indexación no giran inmediatamente y, en su lugar, permanecen estacionarios, como se explicará en más detalle a continuación. Como tal, cada resorte 216 de lámina se dobla en respuesta al movimiento inicial de los salientes 226, almacenando energía en el resorte de lámina que crea una fuerza de desviación. La fuerza de desviación de cada resorte 216 de lámina aplica una fuerza al articulador 220 en la dirección opuesta a la dirección en la que se giró el articulador, para empujar el articulador de vuelta hacia la condición neutral. Cuando se libera la fuerza de rotación desde el articulador 200, la fuerza de desviación de los resortes 216 de lámina hace volver el articulador 200 de nuevo a la condición neutral.

El mecanismo 200 de articulación incluye además un mecanismo 250 de bloqueo automático. El mecanismo 250 de bloqueo es un mecanismo de interbloqueo pasivo, que impide que una fuerza externa sobre las mordazas superior e inferior 120 y 132 mueva las mordazas fuera de su posición indexada. El mecanismo 250 de bloqueo incluye cuatro retenes 228 en el articulador 220, dos de los cuales son visibles en las Figuras, y dos de los cuales están en el lado opuesto del articulador. Cada retén 228 es móvil con respecto a los discos 210 de indexación, entre una posición de bloqueo y una posición de liberación. En la posición de bloqueo, mostrada en la Figura 9, cada retén 228 está alineado con un saliente interior 219 en uno de los brazos 212 de indexación. En esta posición, los salientes interiores 219 bloquean los brazos de indexación y evitan que se doblen hacia el interior, evitando por ello que los brazos de indexación se desenganchen de las muescas de trinquete, e impidan la articulación de las mordazas desde su posición indexada. En la posición de liberación, mostrada en la Figura 10, cada retén 228 está girado fuera de alineación con el correspondiente saliente interior 219, permitiendo que los brazos de indexación se doblen hacia dentro y desenganchen las muescas de trinquete para facilitar la articulación de las mordazas a otra posición.

En esta disposición, el mecanismo 200 de articulación es un mecanismo flotante que se desvía hacia la condición neutral con respecto a los discos de indexación. En funcionamiento, las mordazas se articulan girando el articulador 220 ya sea en sentido horario o antihorario, con respecto a la carcasa 230, a través de los agarraderos 222. Cuando se aplica inicialmente una fuerza de rotación a los agarraderos 222, la fuerza aplicada se opone por las fuerzas de centrado de los resortes 216 de lámina. Si la fuerza aplicada es mayor que las fuerzas de centrado, el articulador 220 girará con respecto a los discos 210 de indexación, de modo que los retenes 228 se mueven fuera de la posición de bloqueo hasta la posición de liberación.

El articulador 220 tiene cuatro bordes de apoyo 225, y los discos 210 de indexación tienen unos correspondientes bordes de apoyo 211. Cuando el articulador está en la condición neutral, los bordes de apoyo 211 están separados de los bordes de apoyo 225, creando unos pequeños huecos 229 que definen los límites del recorrido. Tras la rotación inicial de los agarraderos 222, el articulador 220 girará, y dos de los bordes de apoyo 225 se aproximarán a los correspondientes bordes de apoyo 211 de los discos 210 de indexación. Después de que se giran los agarraderos 222 a través de un pequeño ángulo umbral de rotación, tal como 5 grados, los bordes de apoyo 225 que se acercan a los bordes de apoyo 211 de los discos 210 de indexación alcanzarán su límite de recorrido y harán contacto con los discos 210 de indexación. En este punto, la fuerza de rotación aplicada a los agarraderos se transferirá a los discos 210 de indexación y girará los discos de indexación en tándem con el articulador 220. A medida que giren los discos de indexación 210, las puntas 215 de los brazos 212 de indexación se doblan hacia dentro, a medida que se enganchan de manera deslizante con los dientes 235 de trinquete y se encajarán por presión hacia el exterior a medida que se alineen con las muescas 234 de trinquete, en la siguiente posición indexada. Al alcanzar una posición indexada deseada, se libera una fuerza de rotación de los agarraderos 222, de modo que los resortes 216 de lámina devolverán el articulador 220 a la condición neutral, con los retenes 228 devueltos a la posición de bloqueo. En la posición de bloqueo, los retenes 228 impiden que los brazos 212 de indexación se desenganchen de las muescas 234 de trinquete, bloqueando de manera efectiva los cables 172 y 174 de articulación y la muñeca 170 en la posición indexada.

Con referencia a las Figuras 11 y 12, el dispositivo 100 incluye una placa 260 de resorte que está unida a los extremos proximales de los cables 172 y 174 de articulación. La placa 260 de resorte pone en tensión los cables 172 y 174 de articulación para asegurar entre sí los componentes de la muñeca 170, evitando por ello la necesidad de utilizar otros medios para unir físicamente los componentes de la muñeca. Los discos 210 de indexación sujetan la placa 260 de resorte en su sitio, en la carcasa 230. Cada cable 172 y 174 de articulación se extiende a través de un orificio en una porción 262 de ala de la placa 260 de resorte. El extremo proximal de cada cable 172 y 174 de articulación se dobla y captura en un obturador 270 de cable. Cada obturador 270 de cable está enchavetado para mantener su orientación contra la placa 260 de resorte. Cada porción 262 de ala tiene un estado relajado, en el que la porción de ala se dobla en una dirección proximal con respecto al resto de la placa 260 de resorte. En el estado montado, los obturadores 270 de cable se arrastran distalmente contra las porciones 262 de ala para tensar el mecanismo 200 de articulación.

Mecanismo de muñeca

Las realizaciones pueden incluir un mecanismo de muñeca con componentes que tengan interfaces de pivote "no circulares". Por ejemplo, las interfaces de pivote entre los componentes pueden tener geometrías parabólicas,

escalonadas o con muescas en V, dando como resultado un eje móvil de rotación en lugar de un eje fijo de rotación tradicional asociado con las geometrías estrictamente "circulares", tales como las geometrías de interconexión esféricas o cilíndricas. El eje móvil de rotación proporciona el beneficio de un acoplamiento de enderezamiento automático o de centrado automático, en el que las vértebras colindantes se empujan a regresar a una configuración recta después de ser articuladas. Esta desviación hacia una configuración enderezada estabiliza la posición de las mordazas y proporciona resistencia contra las oscilaciones cuando las mordazas se bloquean o entran en contacto con otros objetos.

La interfaz no circular también resiste la pérdida de la fuerza de compresión experimentada por las mordazas, cuando se articulan las mordazas mediante el alargamiento de la longitud eficaz del eje. En los dispositivos que tienen un mecanismo de tipo "tracción" para cerrar las mordazas, el alargamiento del eje (sin cambios en el mecanismo de bloqueo de mordazas) dará como resultado tirar más fuerte para más fuerza de compresión.

La Figura 13 muestra un ejemplo de una interfaz no circular 171 entre la vértebra 173 y un casquillo 182, en la sección 170 de muñeca. La interfaz no circular 171 incluye una superficie 175 de acoplamiento convexa redondeada sobre la vértebra 173, y una superficie 184 de acoplamiento cóncava redondeada sobre el casquillo 182. Un escalón u "lóbulo" 177 se extiende hacia fuera desde la superficie 175 de acoplamiento convexa. Las transiciones superficiales entre el lóbulo 177 y la superficie 175 de acoplamiento convexa son redondeadas, formando una curvatura compuesta lisa a lo largo del borde de la vértebra 173. Un rebaje 185 se extiende hacia la superficie 184 de acoplamiento cóncava y tiene una forma que se adapta a la geometría del lóbulo 177, como se muestra.

Cuando la sección 170 de muñeca es recta (es decir, cuando las vértebras no están articuladas y las mordazas están rectas), la superficie 175 de acoplamiento convexa y el lóbulo 177 están en fase con la superficie 184 de acoplamiento cóncava y el rebaje 185, estando el lóbulo anidado en el rebaje. Cuando se articula la sección 170 de muñeca, la superficie 175 de acoplamiento convexa y el lóbulo 177 se desplazan fuera de fase con la superficie 184 de acoplamiento cóncava y el rebaje 185, de manera que el lóbulo se mueva fuera del rebaje y enganche con la superficie de acoplamiento cóncava. En esta condición, la distancia entre la vértebra 173 y el casquillo 182 aumenta de forma incremental, desplazando el eje de rotación entre las partes. La dimensión del lóbulo 177 puede ser muy pequeña con relación al tamaño de la superficie 175 de acoplamiento convexa. El perímetro redondeado del lóbulo 177 puede sobresalir una distancia tan pequeña como 0,0508 mm (0,002 pulgadas) de la superficie 175 de acoplamiento convexa. También pueden utilizarse configuraciones de lóbulo más pequeñas o más grandes.

Aunque las realizaciones de la invención se han mostrado y descrito en la presente memoria, se comprenderá que tales realizaciones se proporcionan solamente a modo de ejemplo. Los expertos en la técnica podrán pensar en numerosas variaciones, cambios y sustituciones, sin apartarse de la invención. En consecuencia, se pretende que las reivindicaciones adjuntas cubran todas las de tales variaciones en la medida que caigan dentro del alcance de la invención.

Compendio de aspectos de la presente invención

1. Un dispositivo electroquirúrgico para cortar y sellar tejido, comprendiendo el dispositivo electroquirúrgico:

una mordaza superior situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico y opuesta a una mordaza inferior, la mordaza inferior conectada de manera pivotante a la mordaza superior mediante una conexión de pivote,

en el que la conexión de pivote comprende un paso que contiene una porción de la mordaza superior, pudiendo desplazarse la mordaza superior axialmente a través del paso para pivotar la mordaza superior con respecto a la mordaza inferior entre una condición relativamente abierta y una condición relativamente cerrada, pudiendo operarse la mordaza superior y la mordaza inferior en la condición relativamente cerrada para suministrar energía de RF al tejido.

2. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1, en el que la mordaza superior puede pivotar con respecto a la mordaza inferior alrededor de un punto de pivote situado adyacente a un borde exterior de la mordaza superior, estando desplazado el punto de pivote de una línea central del dispositivo.

3. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1, en el que la conexión de pivote comprende un elemento semicilíndrico que tiene una superficie convexa que engancha con un primer lado de la mordaza superior.

4. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 3, en el que la conexión de pivote comprende además una superficie cóncava que se engancha con un segundo lado de la mordaza superior.

5. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 4, en el que la superficie convexa y la superficie cóncava definen paredes opuestas del paso.

6. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 4, en el que la superficie convexa y la superficie cóncava siguen perfiles circulares que son concéntricos alrededor de un punto común.

7. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1 comprendiendo además una carcasa de mordaza inferior que contiene la mordaza inferior, estando colocada la mordaza inferior en una porción distal de la carcasa de mordaza inferior.
- 5 8. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 7, en el que la mordaza inferior está conectada de manera pivotante a la carcasa de mordaza inferior mediante una conexión de pivote de mordaza inferior.
9. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 8, en el que la conexión de pivote de mordaza inferior comprende una conexión sin pasador comprendiendo un par de protuberancias que sobresalen hacia fuera de la mordaza inferior, enganchando las protuberancias un par de aberturas en la carcasa de mordaza inferior.
- 10 10. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 7 comprendiendo un resorte de mordaza inferior colocado entre la carcasa de mordaza inferior y la mordaza inferior.
11. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 10, en el que el resorte de mordaza inferior está situado en una porción distal de la mordaza inferior, desviando el resorte de mordaza inferior una porción distal de la mordaza inferior hacia la mordaza superior.
- 15 12. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1, en el que la mordaza superior comprende una película plástica moldeada sobre la mordaza superior para aislar eléctricamente la mordaza superior de la mordaza inferior.
13. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1 comprendiendo además una sección de muñeca entre un eje alargado del dispositivo electroquirúrgico y las mordazas superior e inferior, pudiendo desplazarse las mordazas superior e inferior en la sección de muñeca para permitir que las mordazas superior e inferior se doblen con respecto al eje alargado.
- 20 14. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 13 comprendiendo además un cable de articulación en bucle a través de un paso en la sección de muñeca.
15. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 14, en el que la energía se suministra a las mordazas superior e inferior a través del cable de articulación.
- 25 16. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 13, en el que la sección de muñeca comprende una vértebra, un casquillo y un acoplamiento de enderezamiento automático entre la vértebra y el casquillo para empujar las mordazas superior e inferior hacia una posición centrada.
17. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1, comprendiendo además un cable de accionamiento en bucle a través de un paso en una de las mordazas superior e inferior.
- 30 18. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 17, en el que el cable de accionamiento comprende una primera sección de cable de accionamiento y una segunda sección de cable de accionamiento, cruzando la primera sección de cable de accionamiento sobre la segunda sección de cable de accionamiento de modo que la primera y segunda secciones de cable de accionamiento ejercen fuerzas iguales sobre dicha una de las mordazas superior e inferior a través de la cual está en bucle el cable de accionamiento.
- 35 19. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 17, en el que la energía se suministra a las mordazas superior e inferior a través del cable de accionamiento.
20. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1, en el que la mordaza superior comprende una primera superficie de acoplamiento y la mordaza inferior comprende una segunda superficie de acoplamiento que se acopla con la primera superficie de acoplamiento, comprendiendo cada una de la primera y segunda superficies de acoplamiento un contorno en forma de V.
- 40 21. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 1, comprendiendo además un mecanismo de articulación para controlar el movimiento de flexión o de giro de las mordazas superior e inferior.
22. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 21, en el que el mecanismo de articulación comprende una carcasa y un disco de indexado desplazable de forma giratoria en la carcasa.
- 45 23. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 22, en el que la carcasa comprende una pluralidad de muescas de trinquete, y el disco de indexación comprende un brazo de indexación para enganchar las muescas de trinquete para indexar la posición de las mordazas superior e inferior.
24. El dispositivo electroquirúrgico del aspecto 22, en el que el mecanismo de articulación comprende un mecanismo de bloqueo automático que impide que una fuerza externa sobre las mordazas superior e inferior mueva las mordazas superior e inferior fuera de una posición indexada.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo electroquirúrgico (100) para cortar y sellar tejido, comprendiendo el dispositivo electroquirúrgico (100) comprendiendo:
 - 5 una mordaza superior (120), situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico (100) y opuesta a una mordaza inferior (132), la mordaza superior (120) conectada de manera pivotante a la mordaza inferior (132) mediante una conexión (140) de pivote, y
 - 10 un mecanismo de muñeca entre un eje alargado (102) del dispositivo electroquirúrgico (100) y las mordazas superior e inferior (120, 132), en el que las mordazas superior e inferior (120, 132) se pueden desplazar en el mecanismo de muñeca para permitir que las mordazas superior e inferior (120, 132) se doblen con relación al eje alargado (102), en el que
 - el mecanismo de muñeca comprende una sección (170) de muñeca que tiene una interfaz de pivote no circular (171); y
 - 15 la sección (170) de muñeca comprende una vértebra (173) y un casquillo (182), en la que la interfaz de pivote no circular (171) está entre la vértebra (173) y el casquillo (182), caracterizado por que
 - la sección (170) de muñeca comprende un acoplamiento de enderezamiento automático entre la vértebra (173) y el casquillo (182) para empujar las mordazas superior e inferior (120, 132) hacia una posición centrada.
2. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 1, en el que
 - 20 la interfaz de pivote no circular (171) comprende una superficie (175) de acoplamiento convexa estando redondeada en la vértebra (173) y una superficie (184) de acoplamiento cóncava opuesta y emparejada estando redondeada en el casquillo (182).
3. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 2, en el que
 - 25 la interfaz de pivote no circular (171) entre la vértebra (173) y el casquillo (182) tiene una geometría parabólica, una geometría escalonada o una geometría con muescas en V, de manera que la vértebra (173) y el casquillo (182) están anidados, cuando la sección (170) de muñeca es recta.
4. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 2 o 3, en el que
 - un paso o un lóbulo (177) se extiende hacia fuera de la superficie (175) de acoplamiento convexa.
5. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 4, en el que
 - 30 las transiciones superficiales entre el lóbulo (177) y la superficie (175) de acoplamiento convexa son redondeadas.
6. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 4 o 5, en el que
 - un rebaje (185) se extiende a la superficie (184) de acoplamiento cóncava, en el que el rebaje (185) tiene una forma que se ajusta a la geometría del lóbulo (177).
- 35 7. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 6, en el que
 - la superficie (175) de acoplamiento convexa y el lóbulo (177) están en fase con la superficie (184) de acoplamiento cóncava y el rebaje (185), en el que el lóbulo (177) está anidado en el rebaje (185), cuando la sección (170) de muñeca es recta.
8. El dispositivo electroquirúrgico (100) según la reivindicación 6 o 7, en el que
 - 40 la superficie (175) de acoplamiento convexa y el lóbulo (177) están desplazados fuera de fase con la superficie (184) de acoplamiento cóncava y el rebaje (185), en el que la sección (170) de muñeca es articulada.
9. El dispositivo electroquirúrgico (100) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que
 - 45 la conexión (140) de pivote comprende un paso (145) que contiene una porción de la mordaza superior (120), pudiendo desplazarse la mordaza superior (120) axialmente a través del paso (145) para pivotar la mordaza superior (120) con respecto a la mordaza inferior (132) entre una condición relativamente abierta y una condición relativamente cerrada, pudiendo operarse la mordaza superior (120) y la mordaza inferior (132) en la condición relativamente cerrada para suministrar energía de RF al tejido.

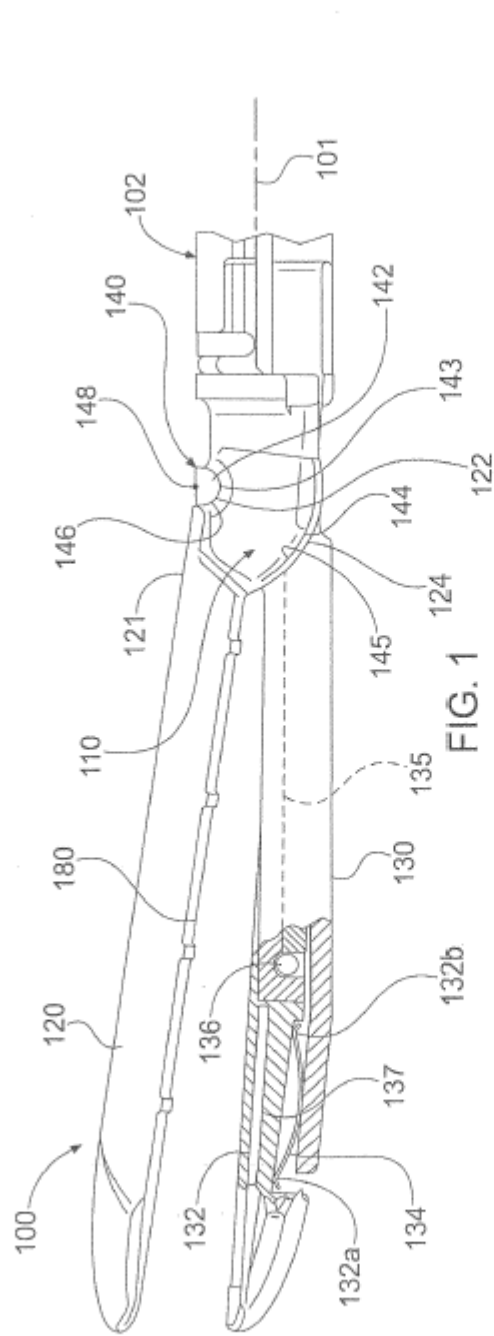


FIG. 1

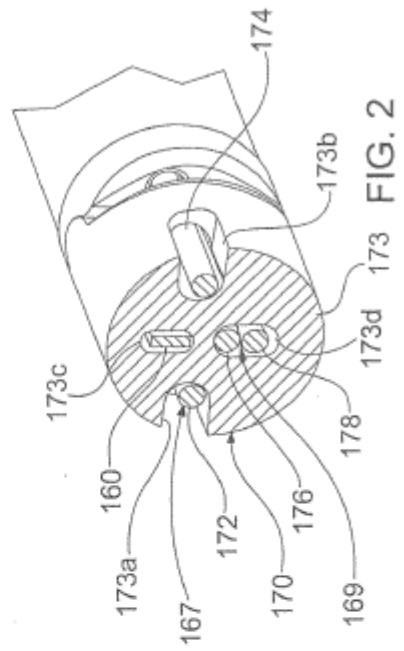
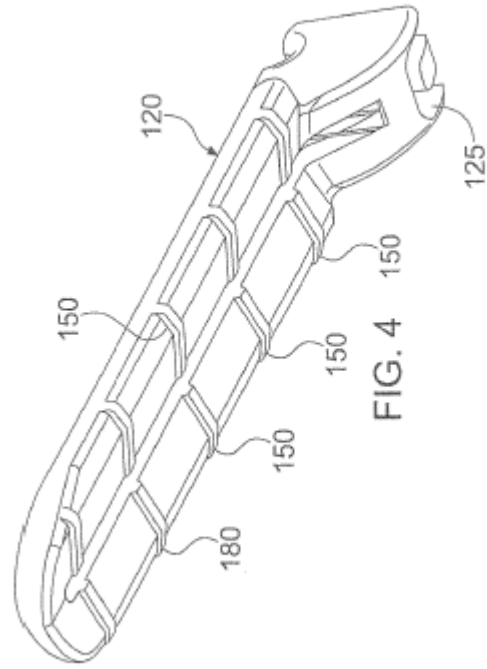
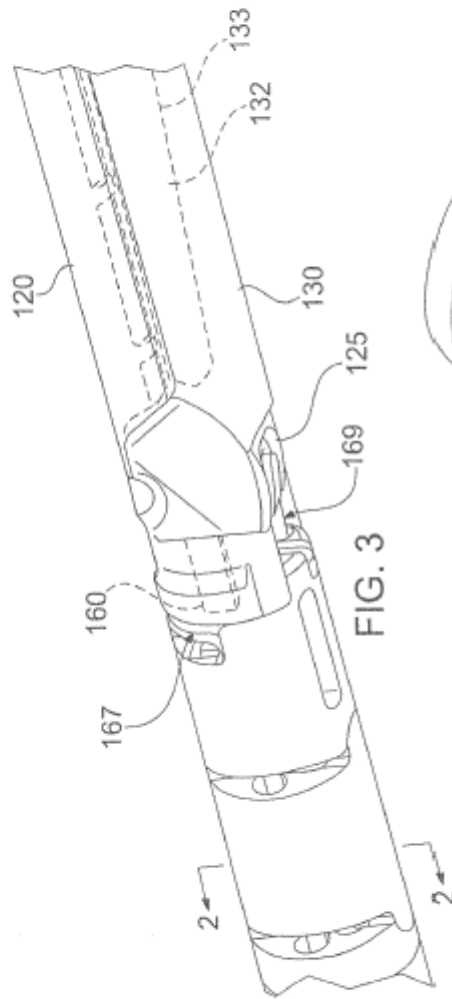
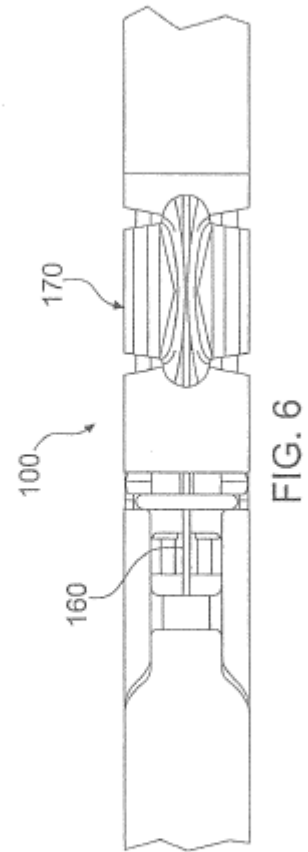
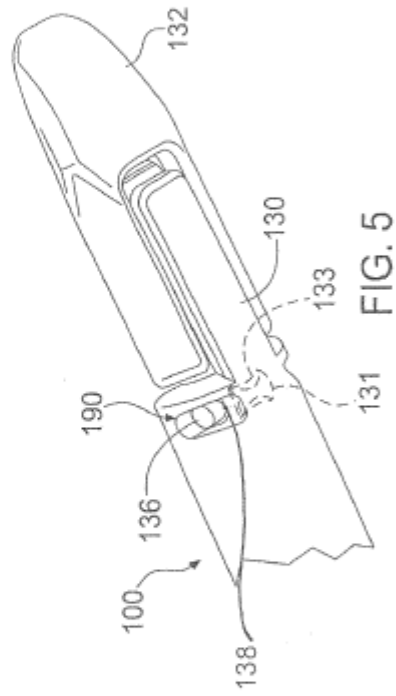


FIG. 2





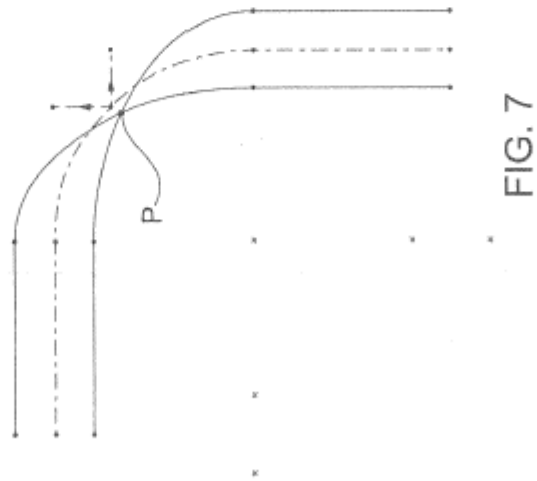


FIG. 7

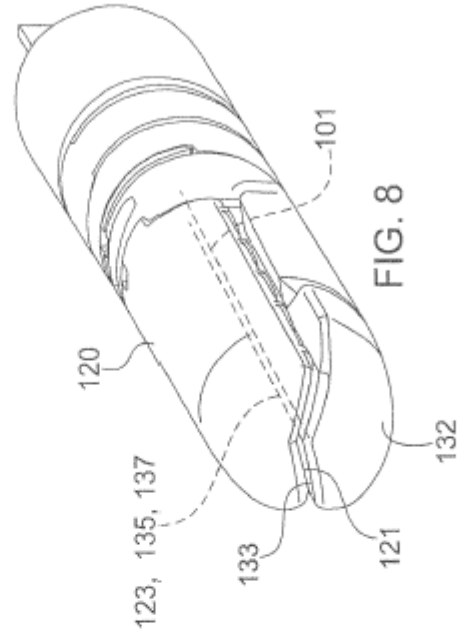
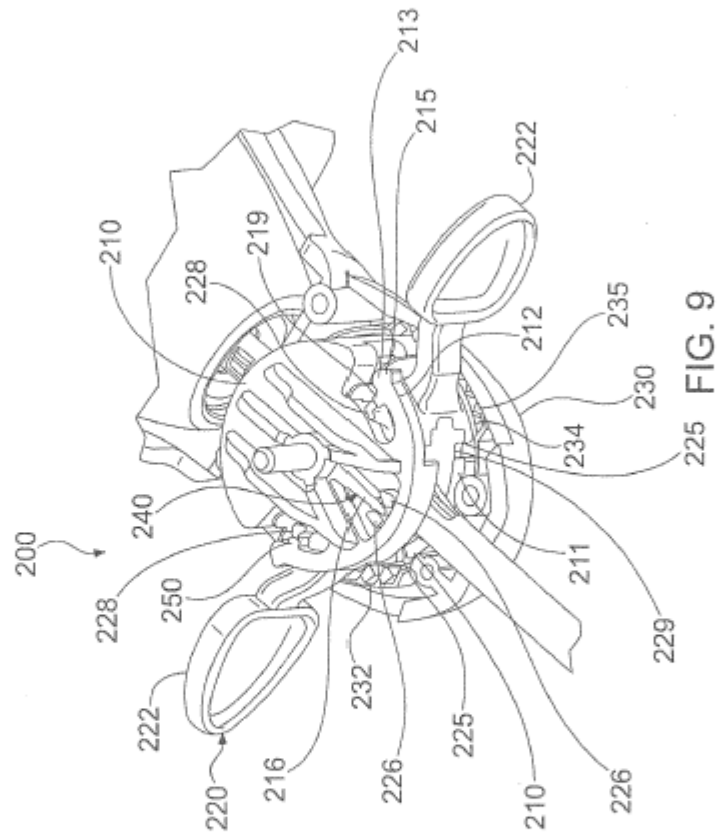


FIG. 8



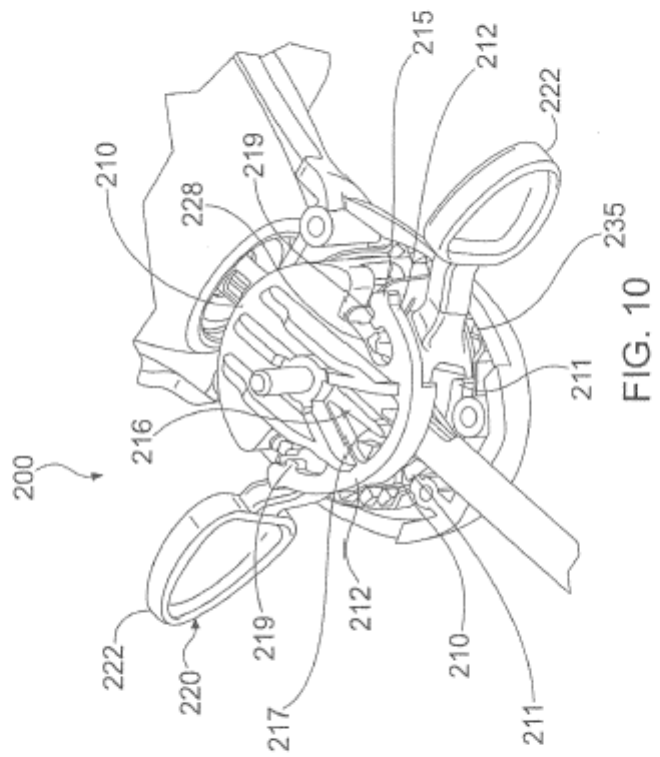


FIG. 10

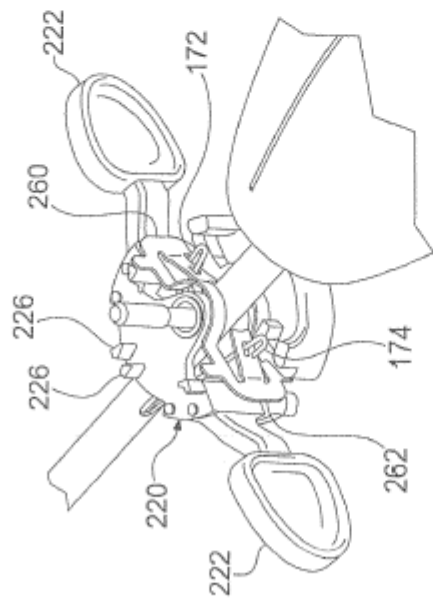


FIG. 11

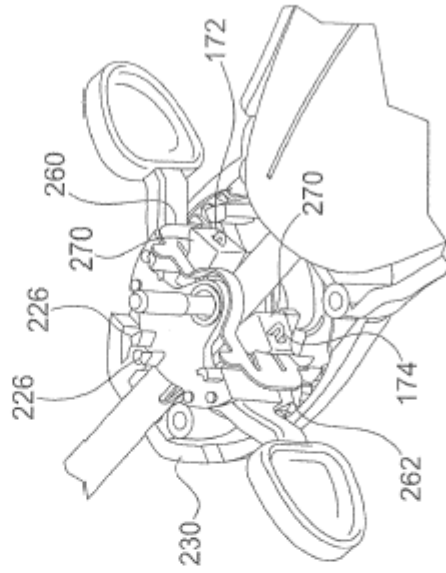
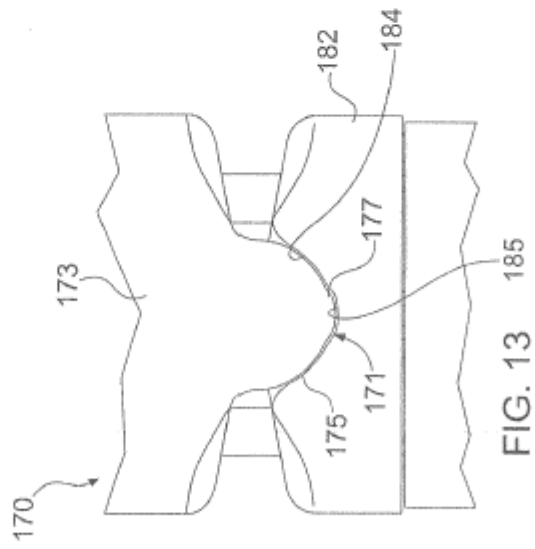
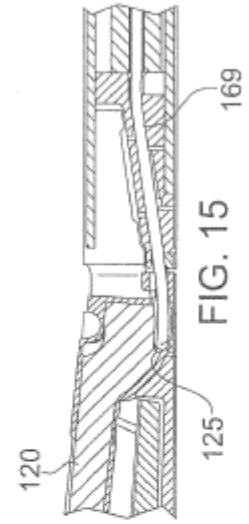
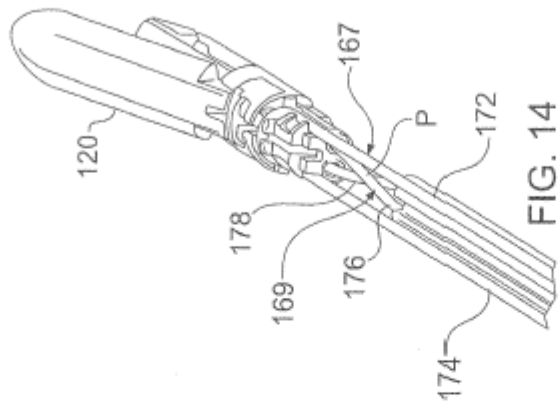


FIG. 12



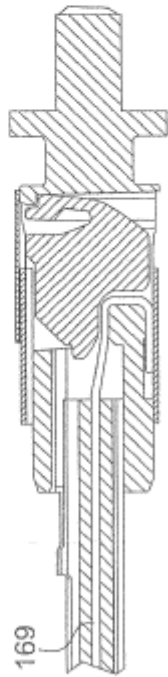


FIG. 16

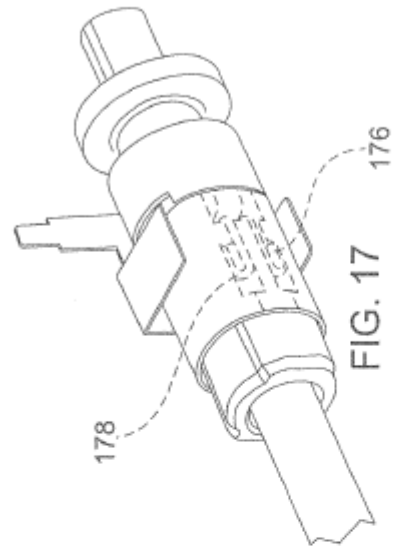


FIG. 17