

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 628 297**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.09.2013 PCT/IB2013/002133**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.04.2014 WO14049423**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.09.2013 E 13798723 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.04.2017 EP 2900162**

54 Título: **Aparato de 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:
02.08.2017

73 Titular/es:
**AESULAP AG (100.0%)
Am Aesculap-Platz
78532 Tuttlingen, DE**

72 Inventor/es:
**WALBERG, ERIK y
LOUDERMILK, BRANDON**

74 Agente/Representante:
ARIZTI ACHA, Monica

ES 2 628 297 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

Aparato de corte y sellado de tejido

5 **Campo**

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

Antecedentes

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 la de sellar vasos sanguíneos o láminas de tejido. Un instrumento habitual tiene la forma de un par de mandíbulas o pinzas opuestas, con uno o más electrodos en cada punta de mandíbula. En un procedimiento electroquirúrgico, se colocan los electrodos muy próximos entre sí a medida que se cierran las mandíbulas sobre un punto diana, de manera que la ruta de corriente alterna entre los dos electrodos pase a través del tejido dentro del punto diana. La fuerza mecánica ejercida por las mandíbulas 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 mandíbulas, la distancia de separación entre los electrodos, y el voltaje, corriente, frecuencia, y duración de la energía electroquirúrgica aplicada al tejido, el cirujano puede coagular, cauterizar o sellar con fines terapéuticos.

El documento US 2011/0184404 A1, por ejemplo, da a conocer un dispositivo electroquirúrgico que incluye un conjunto de mandíbulas opuestas que comprenden, al menos, un par de electrodos bipolares dispuestos en las mismas, en el que el conjunto de mandíbulas está configurado para suministrar energía de radiofrecuencia a un tejido diana. Las realizaciones del dispositivo pueden incluir un conjunto de rotación sin pasador, formado por características giratorias cooperantes de la primera mandíbula y la segunda mandíbula, que conecte las mandíbulas entre sí y permita al juego de mandíbulas pivotar entre una posición abierta y una posición cerrada. El documento US 2012/0130367 A1 da a conocer un conjunto de efector terminal, que está conectado operativamente a un extremo distal de un vástago, y que incluye un par de primer y segundo miembros de mandíbula acoplados de forma giratoria, siendo los miembros de mandíbula móviles el uno con respecto al otro. Un mecanismo accionador incluye una estructura de accionamiento, que está operativamente asociada con el vástago y que está operativamente dispuesta de manera adyacente al conjunto de efector terminal.

Los procedimientos electroquirúrgicos pueden llevarse a cabo en un entorno abierto, a través de incisiones convencionales, o utilizando procedimientos laparoscópicos. En los procedimientos laparoscópicos, es necesario que el instrumento electroquirúrgico quepa a través de una cánula o trocar, que tiene un diámetro interior muy pequeño que normalmente es de entre 5 mm y 10 mm. Es posible fabricar un instrumento electroquirúrgico lo suficientemente pequeño como para que cumpla con este requisito de tamaño. Sin embargo, el esfuerzo de fabricar instrumentos más pequeños a menudo genera conflicto con otros criterios de diseño, igualmente importantes.

La fuerza de compresión ejercida por el instrumento es uno de los criterios de diseño más importantes, en oposición al tamaño del instrumento. Por lo general se necesita una fuerza de compresión elevada entre las mandíbulas, para formar un sellado adecuado en un plazo razonablemente corto de tiempo. Sin una fuerza de compresión suficiente, puede ser que el instrumento no pueda formar un sellado adecuado, o que sólo pueda formar un sello adecuado tras un largo 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 miembros no estructurales de las mandíbulas. Por ejemplo, todos los componentes que controlan el corte del tejido, el accionamiento de las mandíbulas, la articulación, y el suministro de energía, ocupan espacio en las mandíbulas. Cada uno de los componentes requiere la eliminación de material de las mandíbulas, para proporcionar espacio para el componente. Esto reduce la masa de material y la rigidez de las mandíbulas, lo que reduce la fuerza de compresión que puede crearse.

Basándose en lo anterior, existe la necesidad de dispositivos electroquirúrgicos mejorados que puedan presentar un tamaño reducido, sin sacrificar parámetros importantes como la resistencia a la compresión.

Sumario

De acuerdo con un ejemplo de la invención, un dispositivo electroquirúrgico de corte y sellado de tejido incluye una mandíbula superior, situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico que se opone a una mandíbula inferior. La mandíbula inferior está conectada de manera pivotante a la mandíbula superior, mediante una conexión de pivote. La conexión de pivote incluye un paso que contiene una porción de la mandíbula superior. La mandíbula

- superior puede desplazarse axialmente a través del paso, para hacer pivotar la mandíbula superior con relación a la mandíbula inferior entre una condición relativamente abierta y una condición relativamente cerrada. En la condición relativamente cerrada, la mandíbula superior y la mandíbula inferior pueden operarse para suministrar energía de RF a un tejido. El dispositivo electroquirúrgico comprende adicionalmente un cable de accionamiento, asegurado en bucle a través de un paso en una de las mandíbulas superior e inferior. El cable de accionamiento comprende una primera sección de cable de accionamiento y una segunda sección de cable de accionamiento, en el que la primera sección de cable de accionamiento cruza sobre la segunda sección de cable de accionamiento, de modo que la primera y segunda secciones de cable de accionamiento ejerzan fuerzas iguales sobre la mencionada una de las mandíbulas superior e inferior, a través de la cual está enrollado en bucle el cable de accionamiento.
- De acuerdo con otro aspecto de dicho dispositivo electroquirúrgico, la mandíbula superior es pivotante con relación a la mandíbula inferior alrededor de un punto de pivote, situado adyacente a un borde exterior de la mandíbula superior, estando desplazado el punto de pivote con respecto a una línea central del dispositivo.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la conexión de pivote comprende un miembro semicilíndrico que tiene una superficie convexa, que engancha con un primer lado de la mandíbula superior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la conexión de pivote comprende adicionalmente una superficie cóncava, que engancha con un segundo lado de la mandíbula superior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la superficie convexa y la superficie cóncava definen unas paredes opuestas del paso.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la superficie convexa y la superficie cóncava se adaptan a unos perfiles circulares, que son concéntricos alrededor de un punto común.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, dicho dispositivo comprende adicionalmente una carcasa de mandíbula inferior que contiene la mandíbula inferior, estando posicionada la mandíbula inferior en una porción distal de la carcasa de mandíbula inferior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la mandíbula inferior está conectada de manera pivotante a la carcasa de mandíbula inferior mediante una conexión de pivote de mandíbula inferior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la conexión de pivote de mandíbula inferior comprende una conexión sin pasador, que comprende un par de salientes que sobresalen hacia fuera desde la mandíbula inferior, enganchando los salientes con un par de aberturas situadas en la carcasa de mandíbula inferior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, dicho dispositivo comprende adicionalmente un resorte de mandíbula inferior, posicionado entre la carcasa de mandíbula inferior y la mandíbula inferior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, el resorte de mandíbula inferior está situado en una porción distal de la mandíbula inferior, desviando el resorte de mandíbula inferior una porción distal de la mandíbula inferior hacia la mandíbula superior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la mandíbula superior comprende una película de plástico moldeada sobre la mandíbula superior, para aislar eléctricamente la mandíbula superior con respecto a la mandíbula inferior.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, dicho dispositivo comprende adicionalmente una sección de muñón entre un vástago alargado del dispositivo electroquirúrgico y las mandíbulas superior e inferior, pudiendo desplazarse las mandíbulas superior e inferior en la sección de muñón para permitir la flexión de las mandíbulas superior e inferior con respecto al vástago alargado.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, dicho dispositivo comprende adicionalmente un cable de articulación asegurado en bucle a través de un paso de la sección de muñón.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, se suministra energía a las mandíbulas superior e inferior a través del cable de articulación.
- De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la sección de muñón comprende una vértebra, un casquillo y un acoplamiento de enderezamiento automático entre la vértebra y el casquillo, para empujar las mandíbulas superior e inferior hacia una posición centrada.

De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, se suministra energía a las mandíbulas superior e inferior a través del cable de accionamiento.

5 De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la mandíbula superior comprende una primera superficie de acoplamiento y la mandíbula 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.

10 De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, el dispositivo comprende adicionalmente un mecanismo de articulación para controlar el movimiento de flexión o de giro de las mandíbulas superior e inferior.

De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, el mecanismo de articulación comprende una carcasa y un disco de indización, desplazable de forma giratoria en la carcasa.

15 De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, la carcasa comprende una pluralidad de muescas de trinquete, y el disco de indización comprende un brazo de indización para enganchar las muescas de trinquete, para indizar la posición de las mandíbulas superior e inferior.

20 De acuerdo con otro aspecto más de dicho dispositivo electroquirúrgico, el mecanismo de articulación comprende un mecanismo de bloqueo automático, que impide que una fuerza externa ejercida sobre las mandíbulas superior e inferior mueva las mandíbulas superior e inferior con respecto a una posición indizada.

Breve descripción de los dibujos

25 El sumario 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, de acuerdo con una realización;

30 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;

35 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;

40 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;

45 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, en la que se han eliminado algunos componentes para una mayor claridad;

La FIG. 10 es otra vista en perspectiva truncada de los componentes de la FIG. 9, en la que se han eliminado algunos componentes para una mayor claridad;

50 La FIG. 11 es otra vista en perspectiva truncada de los componentes de la FIG. 9, en la que se han eliminado algunos componentes para una mayor claridad;

La FIG. 12 es otra vista en perspectiva truncada de los componentes de la FIG. 9, en la que se han eliminado algunos componentes para una mayor claridad;

55 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, en la que se han eliminado componentes para mostrar la configuración de los componentes internos que puede utilizarse en la realización de la Figura 1, o en otras realizaciones;

60 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

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

5 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 mandíbulas. Los dispositivos electroquirúrgicos mejorados se han diseñado 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 mandíbulas.

10 Los siguientes ejemplos ilustran características que están diseñadas para hacer frente a las necesidades opuestas de tamaño reducido y de mandíbulas más rígidas y resistentes. Aunque se describirán y mostrarán características diferentes en un dispositivo electroquirúrgico 100, muchas de las características son características independientes. Algunas o todas estas características pueden figurar en el mismo dispositivo, pero no es necesario que figuren en el mismo dispositivo, y pueden utilizarse en diferentes combinaciones en diferentes realizaciones de la invención. Los dispositivos de acuerdo con la invención pueden incluir muchas de las características y funciones del dispositivo mostradas y descritas en las Solicitudes de Estados Unidos con número de serie 12/027.231 y 13/070.391, cuyos contenidos se incorporan en su totalidad en el presente documento a modo de referencia.

20 *Conexión de pivote*

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

30 La mandíbula superior 120 y la carcasa 130 de mandíbula inferior están pivotantemente unidas por una conexión 140 de pivote, que permite que la mandíbula superior pivote con respecto a la carcasa de mandíbula inferior, para abrir y cerrar la mandíbula superior. La conexión 140 de pivote incluye un miembro semicilíndrico 142 que tiene una superficie convexa 143, que engancha con un primer lado 122 de la mandíbula 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 mandíbula superior 120. La superficie convexa 143 y la superficie cóncava 144 se adaptan a unos perfiles circulares, que son concéntricos alrededor de un punto 148 de pivote. El miembro 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 deslizadera 146 a través de la cual desliza la mandíbula superior 120. La forma arqueada de la pista 146 hace que la mandíbula superior 120 pivote en relación a la carcasa 130 de mandíbula inferior, a medida que la mandíbula superior desliza a través del paso. La mandíbula superior 120 pivota alrededor del punto 148 de pivote.

40 Como puede observarse 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 eliminar material de las mandíbulas. La mandíbula superior 120 encaja en el cuerpo de la carcasa 130 de mandíbula inferior a través del paso arqueado 145, dejando poco o ningún hueco en la mandíbula superior y la carcasa de mandíbula 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 mandíbula pivote con respecto a la otra. La eliminación de material de las mandíbulas reduce la masa de las mandíbulas y, en consecuencia, el grado de rigidez y de fuerza de compresión que puede ejercerse sobre el tejido cuando las mandíbulas están cerradas.

50 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 mandíbulas. Las conexiones de pasador normalmente están situadas a lo largo de la línea media del instrumento, entre las mandíbulas 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 mandíbula superior 120. Esta disposición desplazada presenta una ventaja sobre las conexiones de pasador transversal ubicadas en la línea media, ya que proporciona una trayectoria sin obstáculos a través de la línea media. La trayectoria sin obstáculos permite que la cuchilla de corte 160 se desplace a lo largo de la línea media entre las cuchillas, sin que el pasador cree ningún tipo de obstáculo.

60 *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 mandíbulas. Muchos dispositivos electroquirúrgicos conocidos usan uno o más electrodos independientes, colocados sobre las mandíbulas. Los electrodos independientes requieren espacio, para retener, aislar y alojar los electrodos en las mandíbulas, lo que va en detrimento de la rigidez de las mandíbulas.

Para hacer frente a este problema, el dispositivo 100 se ha diseñado sin electrodos independientes. La energía se suministra directamente a la mandíbula superior 120 y a la carcasa 130 de mandíbula inferior.

Suministro de energía

5 Los dispositivos electroquirúrgicos conocidos suministran energía a los electrodos utilizando cables de transmisión de energía dedicados, que se extienden a través de las mandíbulas. En muchos casos, estos cables de transmisión de energía dedicados adoptan la forma de cables trenzados estacionarios o encamisados. Los cables de transmisión de energía dedicados ocupan una cantidad significativa de espacio, y requieren orificios pasantes, pasos, etc., que eliminan material de las mandíbulas. Como tal, los cables de transmisión de energía dedicados y sus orificios pasantes disminuyen la rigidez de las mandíbulas, lo que reduce la cantidad de fuerza de compresión que puede aplicarse entre las mandíbulas durante el sellado. Los cables de transmisión de energía dedicados también pueden limitar el movimiento del instrumento, en aquellos casos en los que los cables dedicados no presentan suficiente holgura o elasticidad para desplazarse, o estirarse, a medida que se mueve el instrumento.

15 Para conservar la rigidez de las mandíbulas y proporcionar una mayor movilidad y flexibilidad del instrumento, los dispositivos de acuerdo con la invención preferentemente incluyen componentes multifuncionales, que controlan tanto el movimiento como el suministro de energía. Preferentemente, se evitarán los cables de transmisión de energía dedicados que sacrifican la rigidez de las mandíbulas 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.

25 Con referencia la Figura 2, se muestra una sección transversal del dispositivo 100 en su sección 170 de "muñón" o "vértebra". La sección 170 de muñón, que se describe con más detalle en un apartado posterior, incluye una vértebra 173 que es sustancialmente sólida, con la excepción de cuatro conductos pasantes. Dos conductos pasantes alojan un cable 167 de articulación en bucle, y un conducto pasante aloja un cable 169 de accionamiento en bucle. El cable 167 de articulación puede operarse para permitir que la porción terminal distal del dispositivo se flexione, con relación al eje longitudinal del dispositivo. El cable 169 de accionamiento puede operarse para abrir y cerrar la mandíbula superior 120. El cable 167 de articulación está asegurado 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 asegurado 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 trazan el cable 167 de articulación y el cable 169 de accionamiento a través de una porción terminal distal del dispositivo, siendo visible un extremo en bucle del cable de articulación.

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

45 A través del cable 169 de accionamiento se suministra energía a la mandíbula superior 120. A través del cable 167 de articulación se suministra energía a la carcasa 130 de mandíbula inferior, y también puede suministrarse a través de cualquier otra serie de componentes metálicos, incluyendo casquillos, vértebra o vástagos de mandíbula, que pueden ser metálicos y hacer contacto mutuo en serie, y que estén aislados con respecto al cable 169 de accionamiento. Tanto la carcasa 130 de mandíbula inferior como la mandíbula inferior 132 incluyen unas superficies metálicas en contacto mutuo, de modo que la energía suministrada a la carcasa de mandíbula inferior se transmita a la mandíbula inferior.

Aislamiento

55 Las superficies de la mandíbula superior 120 que interactúen con la carcasa 130 de mandíbula inferior, y con la mandíbula inferior 132, deberán aislarse eléctricamente. Para solucionar esto, el dispositivo 100 incluye una película plástica 180 sobre la mandíbula superior 120. La mandíbula 120 se sobremoldea con la película plástica 180, para aislar las superficies que interactúen con la carcasa 130 de mandíbula inferior. El sobremoldeo no requiere hueco entre los componentes, preservando espacio para permitir que las mandíbulas tengan una mayor masa de material. El sobremoldeo de la mandíbula superior 120 también permite crear características de desplazamiento en la mandíbula superior, como se explicará en el siguiente apartado.

Características de Desplazamiento de Generación de Hueco

La película sobremoldeada 180 presenta múltiples funciones. Una primera función de la película sobremoldeada es aislar eléctricamente la mandíbula superior 120 con respecto a la carcasa 130 de mandíbula 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 mandíbula superior 120 y la mandíbula inferior 132, cuando las mandíbulas estén cerradas. En la Figura 4, una realización del dispositivo incluye unas características de desplazamiento que se muestran en forma de bridas 150, que se extienden transversalmente a través de la mandíbula superior 120. Las bridas 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 mandíbula, que entra en contacto con el tejido, a fin de reducir el riesgo de abrasión del tejido.

Las características de desplazamiento de generación de hueco de acuerdo con la invención no tienen por qué adoptar la forma de bridas transversales, y pueden ser cualquier tipo de irregularidad o saliente superficial que proporcione una separación entre los electrodos, cuando se cierran las mandíbulas. Por ejemplo, la mandíbula superior 120 puede incluir una pluralidad de orificios que reciban remaches, o miembros de tipo remache, que sobresalgan desde la superficie de la mandíbula superior y hagan contacto con la mandíbula inferior 132.

Mandíbula Inferior Sin Pasadores

La mandíbula inferior 132 está conectada de forma pivotante a la carcasa 130 de mandíbula inferior mediante una conexión 190 de pivote de mandíbula inferior. La conexión 190 de pivote entre la mandíbula inferior 132 y la carcasa 130 de mandíbula inferior representa una de las zonas más claves a la hora de maximizar la rigidez y la resistencia de la mandíbula inferior, para proporcionar una fuerza de compresión suficiente. Las conexiones de pasador y los orificios pasantes requieren eliminar material de la mandíbula inferior, lo que reduce la rigidez y la resistencia de la mandíbula, como se ha descrito anteriormente. Por lo tanto, la conexión 190 de pivote presenta una conexión "sin pasadores" en la forma de un par de salientes 136. Los salientes 136 sobresalen hacia fuera desde la mandíbula inferior 132, y encajan en unas pequeñas aberturas 138 de la carcasa 130 de mandíbula inferior. Con esta disposición, no es necesario eliminar material de la mandíbula inferior 132 a lo ancho de la misma, en la ubicación de la conexión 190 de pivote.

A modo de alternativa a los salientes y las aberturas, la carcasa 130 de mandíbula inferior puede estar ligeramente plisada para crear una interfaz de giro, entre la carcasa de mandíbula inferior y la mandíbula inferior 132.

Con referencia la Figura 5, la mandíbula 132 tiene una superficie inferior convexa 133, redondeada, y la carcasa mandíbula inferior 130 tiene una superficie interior cóncava 131, redondeada. La superficie interior cóncava 131 apoya contra la superficie inferior convexa 133, cuando se hace pivotar la carcasa 130 de mandíbula inferior con respecto a la mandíbula 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 mandíbula inferior 132 y la carcasa 130 de mandíbula inferior, y dirigen la fuerza de compresión en sentido opuesto a los salientes 136 y a las aberturas 138. En consecuencia, la integridad estructural de la mandíbula inferior 132 no dependerá demasiado de la resistencia de los salientes 136, o de la conexión 190 de pivote.

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 flexiona, 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 que sean resistentes) y finos (para que sean flexibles), que se desplacen a lo largo de la línea central del dispositivo. La articulación a izquierdas y derechas impide usar miembros de accionamiento cortos y planos, o miembros de cable pareados dispuestos perpendicularmente al plano de articulación, porque los miembros o cables se curvarán y/o transmitirán el movimiento y la fuerza desigualmente.

El dispositivo 100 utiliza un cable 169 de accionamiento que está asegurado en bucle, para formar un par de secciones 176 y 178 de cable paralelas, como se señaló anteriormente. Las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento están configuradas para pivotar la mandíbula superior 120 con relación a la carcasa 130 de mandíbula 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 mandíbula superior 120. Para pivotar la mandíbula superior 120 a una posición abierta, se aplica una fuerza de empuje (o fuerza dirigida hacia una porción terminal distal 110) en la mandíbula superior a través de las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento. Para pivotar la mandíbula superior 120 a una posición cerrada, se aplica una fuerza de tracción (o fuerza de tensión dirigida en sentido opuesto a la porción terminal distal 110) en la mandíbula 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 establece desde la línea central del plano de articulación, pero en una disposición que permita a los cables empujar o tirar de izquierda a derecha por igual. La solución es girar los cables 180 grados, cruzándolos en el medio de los miembros de articulación en un punto P de cruce.

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 se cruza con la sección 178 de cable de accionamiento. La Figura 14 es una vista en perspectiva del extremo distal del dispositivo 100, en la que se han eliminado componentes para mostrar cómo la sección 176 de cable 178 se cruza con la sección 178 de cable en el punto P. La Figura 15 es una vista en sección transversal del dispositivo 100, que muestra cómo el cable 169 de accionamiento conecta con la mandíbula superior 120. El cable 169 de accionamiento está asegurado en bucle a través de una ranura 125 en forma de U, formada en una porción de base de la mandíbula 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 resulta en unas longitudes de arco a través de la zona de articulación, que son imágenes especulares la una de la otra y que tienen 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 flexionen durante la articulación de las mandíbulas, de modo que las secciones de cable tirarán uniformemente de la mandíbula superior y supondrán 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 manera que los componentes del sistema permanezcan juntos y tensados, lo que permite abrir y cerrar las mandíbulas correctamente, y permite articular adecuadamente el extremo distal del dispositivo.

Contorno de las mandíbulas

Con referencia la Figura 8, la mandíbula superior 120 tiene una superficie 131 de acoplamiento que se acopla con la mandíbula inferior 132. De manera similar, la mandíbula inferior 132 tiene una superficie 133 de acoplamiento que se acopla con la mandíbula 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 mandíbula superior 120 y la mandíbula inferior 132 alineadas entre sí. La característica de alineación automática elimina la necesidad de grandes longitudes de los componentes, y de geometrías con tolerancia estrecha detrás de las mandíbulas para controlar la alineación. Las superficies 131 y 133 de acoplamiento en forma de V también tienen presentadas unas áreas superficiales más grandes que las superficies planas, lo que resulta un área incrementalmente más amplia para enganchar con el tejido.

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 con respecto a 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 colocar la cuchilla 160 de corte lejos del centro para poder posicionar otros componentes hacia el centro del dispositivo.

Resorte de Mandíbula Inferior

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

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

Para evitar la pérdida de resistencia y rigidez de la mandíbula en la porción proximal 135 de la mandíbula inferior 132, se sitúa el resorte 134 de mandíbula inferior en la porción distal 137 de la mandíbula inferior. Esto conserva más masa alrededor de la sección proximal 135, donde resulta necesario. La sección distal 137 de la mandíbula inferior 132 cuenta de por sí con más masa que la sección proximal 135 y, por lo tanto, resulta más adecuada para alojar el resorte 134 de mandíbula inferior.

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

5 *Mecanismo de Articulación*

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

El mecanismo de articulación 200 incluye un par de discos de indización 210, que retienen la posición articulada de las mandíbulas superior e inferior 120 y 132. El mecanismo 200 de articulación incluye también un articulador 220, que puede operarse para hacer girar los discos de indización 210. El articulador 220 tiene un par de agarraderos 222, que se extienden hacia fuera desde los discos de indización. Los agarraderos 222 y los discos de indización 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 210 de indización tiene un par de brazos 212 de indización que puede operarse para enganchar y desenganchar las muescas 234 de trinquete, cuando se hace girar el disco de indización 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 indización 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 indización giran en la carcasa. Los brazos 212 de indización están formados por un material flexible elástico, que permite que los brazos de indización se flexionen o doblen radialmente hacia dentro, hacia el centro de los discos 210 de indización, en respuesta al contacto entre la punta 215 y los dientes 235 de indización. Cuando las puntas 215 enganchan con las secciones más interiores de los dientes 235 de trinquete, los brazos 212 de indización se doblan hacia dentro debido a la energía almacenada. A medida que los discos 210 de indización rotan y las puntas 215 se alinean con las muescas 234 de trinquete, los brazos 212 de indización se sueltan rápidamente hacia fuera y regresan a un estado relajado, con las puntas posicionadas 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, que se extienden desde cada disco 210 de indización. Cada resorte 216 de lámina tiene un extremo distal 217, que está retenido en una posición cautiva entre un par de salientes 226 del 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 indización no giran inmediatamente y, por el contrario, 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 la fuerza en el articulador 220, en la dirección opuesta a la dirección en la que se hizo girar el articulador, para forzar el articulador de vuelta hacia la condición neutral. Cuando se anula la fuerza de rotación sobre el articulador 200, la fuerza de desviación de los resortes 216 de lámina hace regresar el articulador 200 de nuevo a la condición neutral.

El mecanismo 200 de articulación incluye adicionalmente un mecanismo 250 de bloqueo automático. El mecanismo 250 de bloqueo es un mecanismo de interbloqueo pasivo, que impide que una fuerza externa ejercida sobre las mandíbulas superior e inferior 120 y 132 desplace las mandíbulas fuera de su posición indizada. 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 indización, entre una posición de bloqueo y una posición de liberación. En la posición de bloqueo, que se muestra en la Figura 9, cada retén 228 está alineado con un saliente interior 219 en uno de los brazos 212 de indización. En esta posición, los salientes interiores 219 bloquean los brazos de indización y evitan que se doblen hacia el interior, evitando de este modo que los brazos de indización se desenganchen de las muescas de trinquete, e impidan la articulación de las mandíbulas desde su posición indizada. En la posición de liberación, que se muestra en la Figura 10, cada retén 228 está girado fuera de alineación con el correspondiente saliente interno 219, permitiendo que los brazos de indización se doblen hacia dentro y desenganchen las muescas de trinquete, para facilitar la articulación de las mandíbulas a otra posición.

En esta disposición, el mecanismo 200 de articulación es un mecanismo flotante que está desviado hacia la condición neutral con respecto a los discos de indización. En funcionamiento, las mandíbulas se articulan haciendo girar 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 la fuerza de rotación a los agarraderos 222, las fuerzas de centrado de los resortes 216 de lámina se oponen a la fuerza aplicada. Si la fuerza aplicada es mayor que las fuerzas de

centrado, el articulador 220 girará con respecto a los discos 210 de indización, de modo que los retenes 228 de desplacen fuera de la posición de bloqueo hasta la posición de liberación.

5 El articulador 220 tiene cuatro bordes de tope 225, y los discos 210 de indización tienen unos correspondientes
 10 bordes de tope 211. Cuando el articulador está en la condición neutral, los bordes de tope 211 están separados de
 los bordes de tope 225, creando unos pequeños huecos 229 que definen los límites de desplazamiento. Tras la
 15 rotación inicial de los agarraderos 222, el articulador 220 girará, y dos de los bordes de tope 225 se aproximarán a
 los correspondientes bordes de tope 211 de los discos 210 de indización. Una vez que se han girado los
 20 agarraderos 222 dentro de un pequeño ángulo umbral de rotación, por ejemplo 5 grados, los bordes de tope 225 que
 se acercan a los bordes de tope 211 de los discos 210 de indización llegarán a su límite de desplazamiento, y harán
 contacto con los discos 210 de indización. En este punto, la fuerza de rotación aplicada a los agarraderos se
 transferirá a los discos 210 de indización, y girará los discos de indización junto con el articulador 220. A medida que
 giren los discos de indización 210, las puntas 215 de los brazos 212 de indización se doblarán hacia dentro, a
 medida que enganchan de manera deslizante con los dientes 235 de trinquete, y se soltarán hacia el exterior a
 medida que se alineen con las muescas 234 de trinquete, en la siguiente posición indizada. Al llegar a una posición
 indizada deseada, se libera la fuerza de rotación de los agarraderos 222, de modo que los resortes 216 de lámina
 harán regresar el articulador 220 a la condición neutral, en la que los retenes 228 regresan a la posición de bloqueo.
 En la posición de bloqueo, los retenes 228 impiden que los brazos 212 de indización se desenganchen de las
 muescas 234 de trinquete, bloqueando de manera efectiva los cables 172 y 174 de articulación y el muñón 170 en la
 posición indizada.

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 tensa los cables 172 y 174 de
 25 articulación para asegurar entre sí los componentes del muñón 170, evitando así la necesidad de utilizar otros
 medios para unir físicamente los componentes del muñón. Los discos 210 de indización 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
 30 porción 262 de ala de la placa 260 de resorte. El extremo proximal de cada cable 172 y 174 de articulación está
 doblado y capturado en un fiador 270 de cable. Cada fiador 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 está doblada en una dirección proximal con respecto al resto de la placa 260 de resorte. En el estado montado,
 los fiadores 270 de cable están sometidos a una fuerza de tracción distal contra las porciones 262 de ala, para
 tensar el mecanismo 200 de articulación.

Mecanismo de Muñón

35 Las realizaciones pueden incluir un mecanismo de muñón, con componentes que tengan interfaces de pivote "no
 40 circulares". Por ejemplo, las interfaces de pivote entre los componentes pueden tener geometrías parabólicas,
 escalonadas o con muescas en V, que resulten en un eje móvil de rotación en lugar del 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 se fuerce a las vértebras colindantes a regresar a una configuración
 45 recta tras su articulación. Esta desviación hacia una configuración enderezada estabiliza la posición de las
 mandíbulas, y proporciona resistencia contra las sacudidas cuando las mandíbulas están bloqueadas o entran en
 contacto con otros objetos.

La interfaz no circular también resiste la pérdida de la fuerza de compresión experimentada por las mandíbulas,
 cuando se articulan las mandíbulas mediante el alargamiento de la longitud eficaz del vástago. En los dispositivos
 que presentan un mecanismo de tipo "tracción" para cerrar las mandíbulas, el alargamiento del vástago (sin cambios
 50 en el mecanismo de bloqueo de mandíbulas) resultará en una necesidad de mayor tracción para lograr una mayor
 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 muñón. La interfaz no circular 171 incluye una superficie 175 de acoplamiento convexa y
 redondeada sobre la vértebra 173, y una superficie 184 de acoplamiento cóncava y redondeada sobre el casquillo
 55 182. Un escalón u "orejeta" 177 se extiende hacia fuera desde la superficie 175 de acoplamiento convexa. Las
 transiciones superficiales entre la orejeta 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 el
 interior de la superficie 184 de acoplamiento cóncava, y tiene una forma que se adapta a la geometría de la orejeta
 60 177, como se muestra.

Cuando la sección 170 de muñón es recta (es decir, cuando las vértebras no están articuladas y las mandíbulas
 están rectas), la superficie 175 de acoplamiento convexa y la orejeta 177 están en fase con la superficie 184 de
 acoplamiento cóncava y el rebaje 185, estando la orejeta anidada en el rebaje. Cuando se articula la sección 170 de
 muñón, la superficie 175 de acoplamiento convexa y la orejeta 177 se desplazan fuera de fase con la superficie 184

de acoplamiento cóncava y el rebaje 185, de tal manera que la orejeta se desplace 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 de la orejeta 177 puede ser muy pequeña con relación al tamaño de la superficie 175 de acoplamiento convexa. El perímetro redondeado de la orejeta 177 puede sobresalir una distancia tan pequeña como 0,05 mm desde la superficie 175 de acoplamiento convexa. También pueden utilizarse configuraciones de orejeta más pequeñas o más grandes.

5 Aunque en el presente documento se han mostrado y descrito las realizaciones preferidas de la invención, debe comprenderse que tales realizaciones se han proporcionado solamente a modo de ejemplo. Los expertos en la materia podrán pensar en diversas variaciones, cambios y sustituciones, sin apartarse de la invención. En

10 consecuencia, las reivindicaciones adjuntas pretenden cubrir todas las mencionadas variaciones que caigan dentro del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo electroquirúrgico (100) para cortar y sellar tejido, comprendiendo el dispositivo electroquirúrgico (100):
- 5 una mandíbula superior (120), situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico (100) y opuesta a una mandíbula inferior (132), estando conectada la mandíbula inferior (132) de manera pivotante a la mandíbula superior (120) mediante una conexión (140) de pivote,
- 10 en el que la conexión (140) de pivote comprende un paso (145), que contiene una porción de la mandíbula superior (120), pudiendo desplazarse la mandíbula superior (120) axialmente a través del paso (145) para pivotar la mandíbula superior (120) con respecto a la mandíbula inferior (132), entre una condición relativamente abierta y una condición relativamente cerrada, pudiendo operarse la mandíbula superior (120) y la mandíbula inferior (132) en la condición relativamente cerrada para suministrar energía de RF al tejido,
- 15 en el que el dispositivo electroquirúrgico (100) comprende adicionalmente un cable (169) de accionamiento, asegurado en bucle a través de un paso situado en una de las mandíbulas superior e inferior (120, 132), en el que el cable (169) de accionamiento comprende una primera sección (176) de cable de accionamiento y una segunda sección (178) de cable de accionamiento, **caracterizado porque** la primera sección (176) de cable de accionamiento se cruza con la segunda sección (178) de cable de accionamiento, de manera que la primera y segunda secciones (176, 178) de cable de accionamiento ejerzan fuerzas iguales sobre dicha una de las
- 20 mandíbulas superior e inferior (120, 132), a través de la cual está asegurado en bucle el cable (169) de accionamiento.
2. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 1, en el que la mandíbula superior (120) puede pivotar con respecto a la mandíbula inferior (132), alrededor de un punto (148) de pivote situado adyacente a un borde exterior de la mandíbula superior (120), estando desplazado el punto (148) de pivote con respecto a una línea central (101) del dispositivo electroquirúrgico (100).
- 25 3. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 1, en el que la conexión (140) de pivote comprende un miembro semicilíndrico (142) que tiene una superficie convexa (143), que engancha con un primer lado de la mandíbula superior (120).
- 30 4. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 3, en el que la conexión (140) de pivote comprende adicionalmente una superficie cóncava (144), que engancha con un segundo lado de la mandíbula superior (120).
- 35 5. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente una carcasa (130) de mandíbula inferior que contiene la mandíbula inferior (132), estando posicionada la mandíbula inferior (132) en una porción distal de la carcasa (130) de mandíbula inferior.
- 40 6. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 5, en el que la mandíbula inferior (132) está conectada de manera pivotante a la carcasa (130) de mandíbula inferior mediante una conexión (190) de pivote de mandíbula inferior.
- 45 7. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente una sección (170) de muñón entre un vástago alargado (102) del dispositivo electroquirúrgico (100) y las mandíbulas superior e inferior (120, 132), pudiendo desplazarse las mandíbulas superior e inferior (120, 132) en la sección (170) de muñón para permitir que las mandíbulas superior e inferior (120, 132) se doblen con respecto al vástago alargado (102).
- 50 8. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 7, que comprende adicionalmente un cable (167) de articulación, asegurado en bucle a través de un paso situado en la sección (170) de articulación.
- 55 9. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 7, en el que la sección (170) de muñón comprende una vértebra (173), un casquillo (182) y un acoplamiento de enderezamiento automático entre la vértebra (173) y el casquillo (182), para empujar las mandíbulas superior e inferior (120, 132) hacia una posición centrada.
- 60 10. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 1, en el que la mandíbula superior (120) comprende una primera superficie (131) de acoplamiento y la mandíbula inferior (132) comprende una segunda superficie (133) de acoplamiento, que engancha con la primera superficie (131) de acoplamiento, comprendiendo cada una de la primera y segunda superficies (131, 133) de acoplamiento un contorno en forma de V.
11. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente un mecanismo (200) de articulación para controlar el movimiento de flexión o de giro de las mandíbulas superior e inferior (120, 132).
12. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 11, en el que el mecanismo (200) de articulación comprende una carcasa (230) y un disco (210) de indizado, desplazable de forma giratoria en la carcasa (230).

13. El dispositivo electroquirúrgico (100) de la reivindicación 12, en el que el mecanismo (200) de articulación comprende un mecanismo (250) de bloqueo automático, que impide que una fuerza externa ejercida sobre las mandíbulas superior e inferior (120, 132) desplace las mandíbulas superior e inferior (120, 132) con respecto a una posición indizada.

5

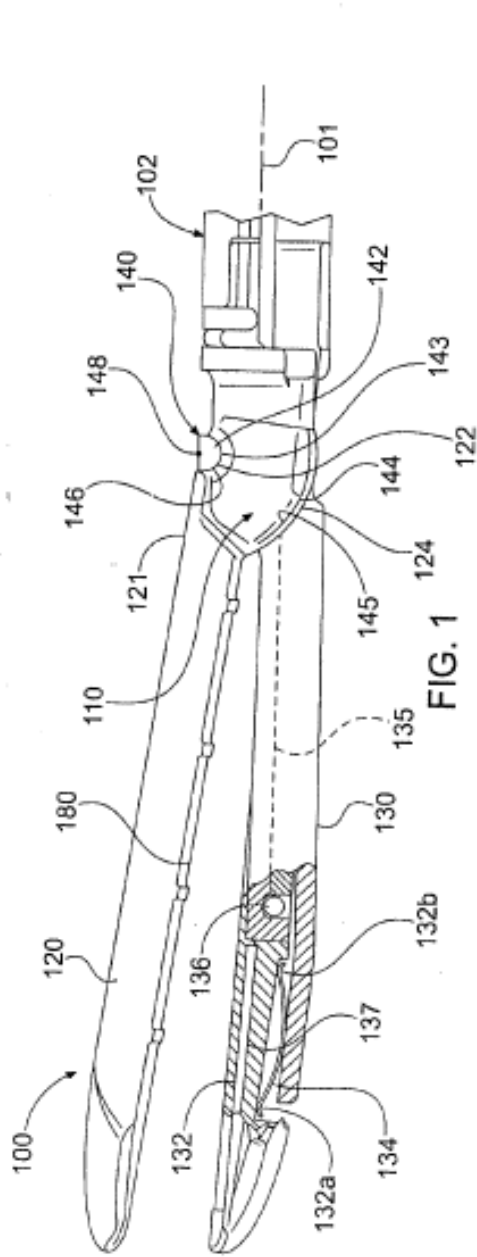


FIG. 1

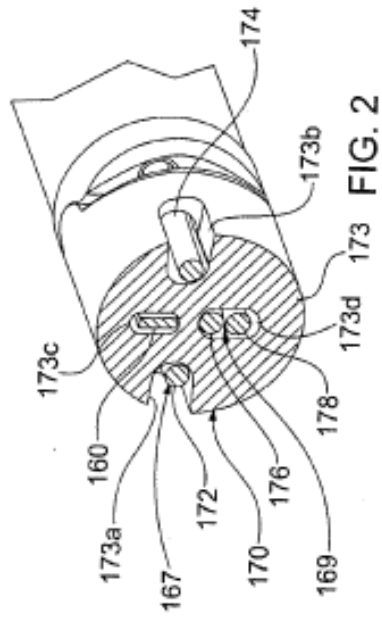


FIG. 2

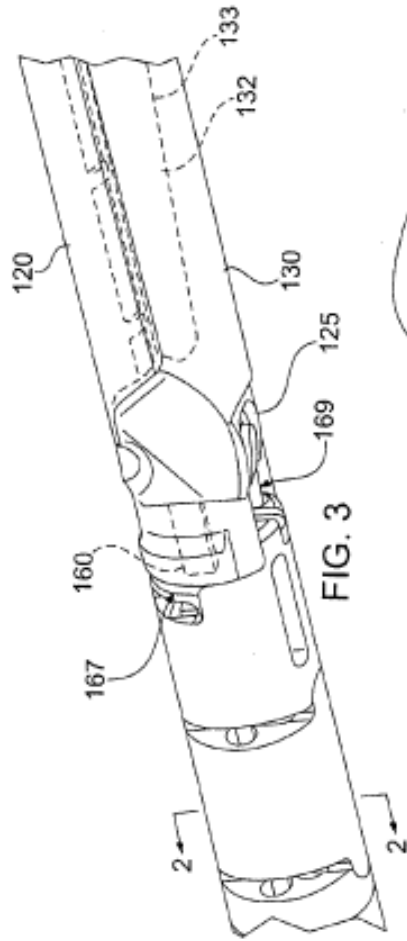


FIG. 3

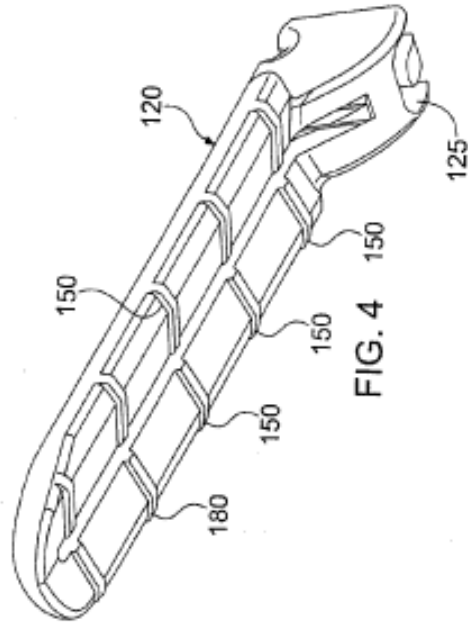
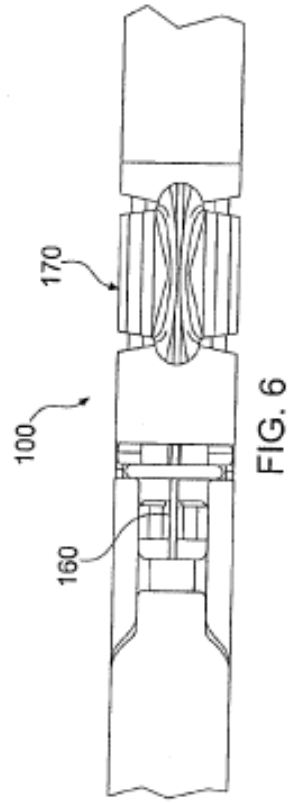
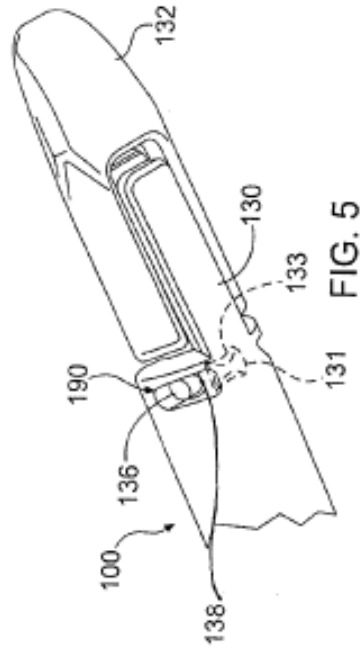
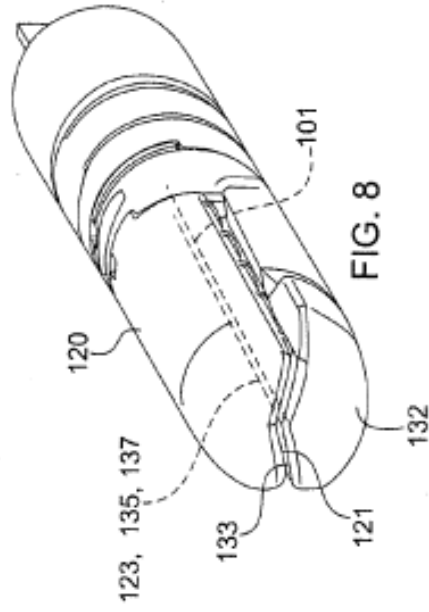
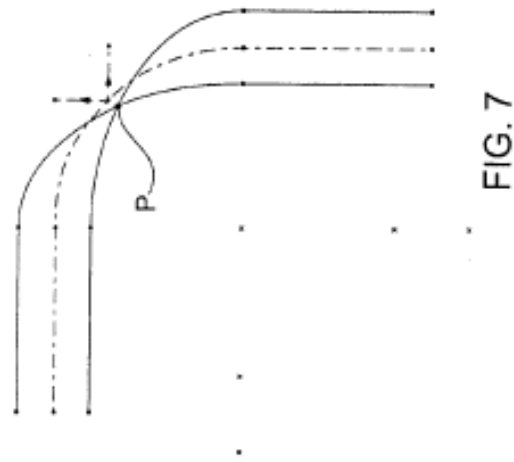
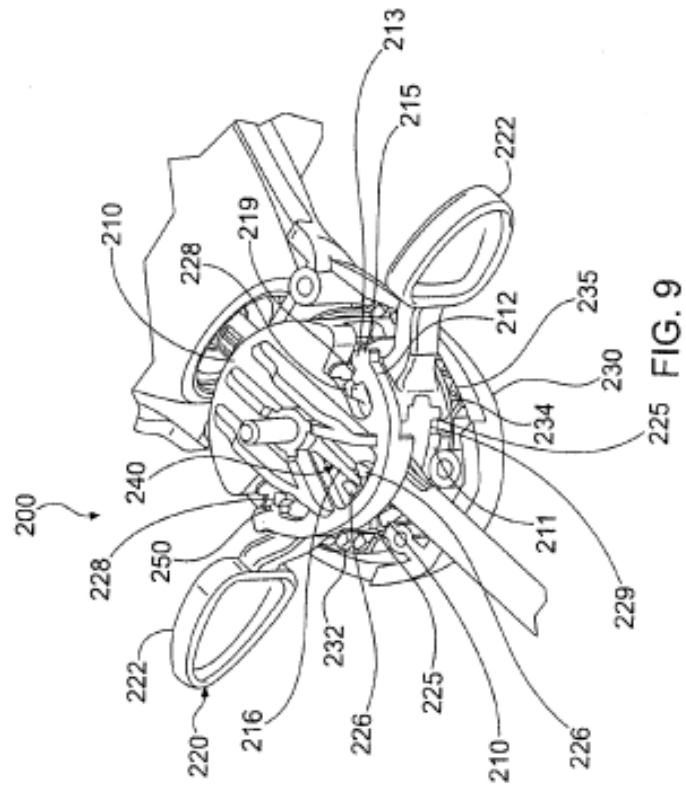
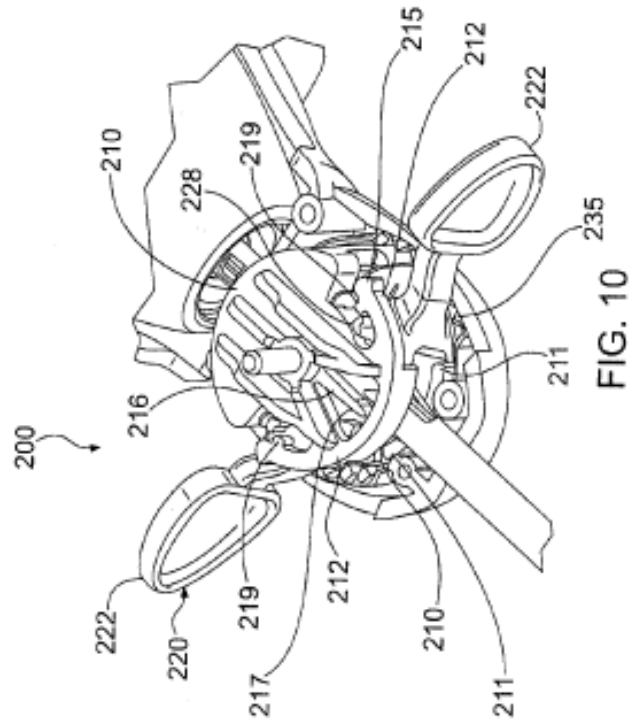


FIG. 4









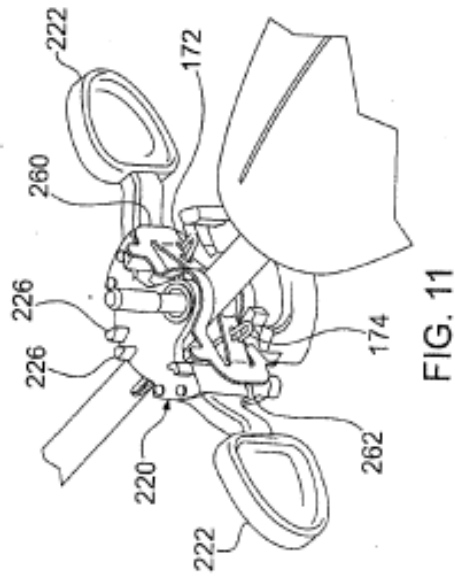


FIG. 11

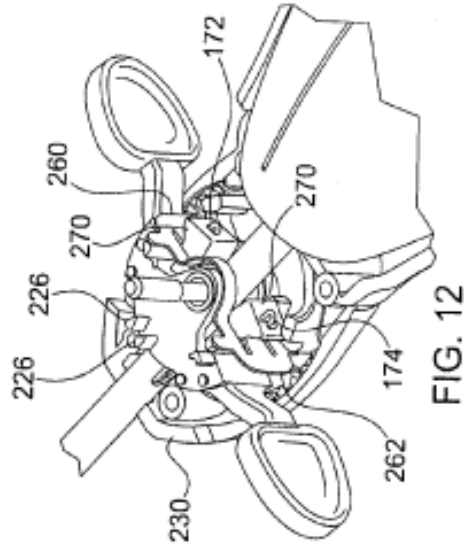
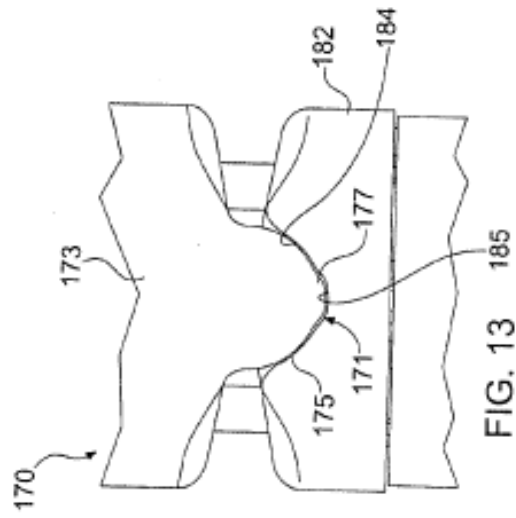
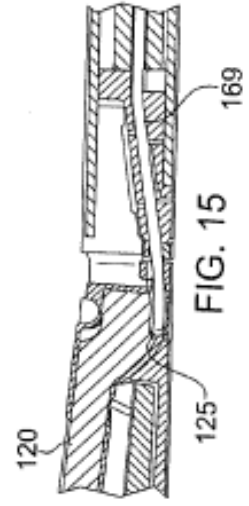
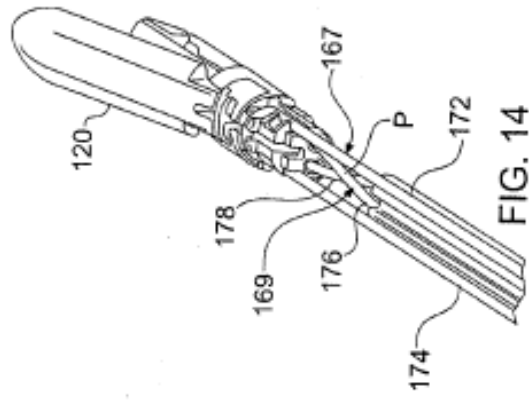


FIG. 12



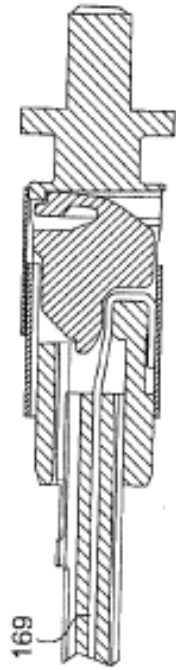


FIG. 16

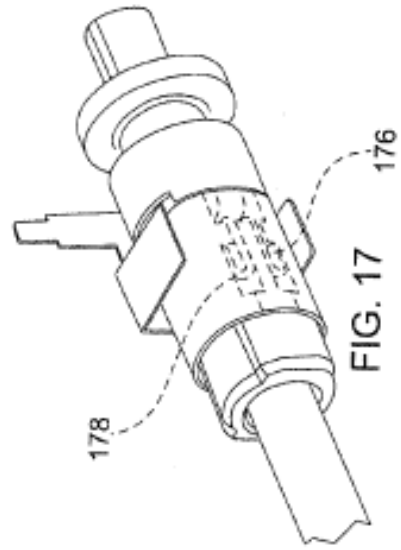


FIG. 17