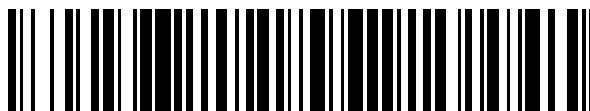


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 628 848**

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 15183441 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.04.2017** **EP 2997921**

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:

**04.08.2017**

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 2 628 848 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).

## Aparato de corte y sellado de tejido

**DESCRIPCIÓN**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 mejores rigidez y resistencia a la compresión, y a un mecanismo de articulación mejorado.

**Antecedentes**

15 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. Es habitual que los instrumentos tengan la forma de un par de mandíbulas o pinzas opuestas, con uno o más electrodos en cada punta de la mandíbula. Durante 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 una ruta de corriente alterna entre los dos electrodos pase a través del tejido contenido

20 en el punto diana. Para crear el efecto quirúrgico deseado, se combinan la fuerza mecánica ejercida por las mandíbulas y la corriente eléctrica. Al controlar el 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.

25 El documento US 2012/0130367 A1 da a conocer, por ejemplo, un dispositivo electroquirúrgico para cortar y sellar tejido, que comprende una mandíbula superior situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico y una mandíbula inferior opuesta, estando conectada la mandíbula inferior de manera pivotante a la mandíbula superior mediante una conexión de pivote y un cable de accionamiento, comprendiendo el cable de accionamiento 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 se cruza con la segunda sección de cable de accionamiento, en un punto de cruce.

35 Los procedimientos electroquirúrgicos pueden llevarse a cabo en un entorno abierto, mediante incisiones convencionales o utilizando procedimientos laparoscópicos. En los procedimientos laparoscópicos, es necesario que el instrumento electroquirúrgico pueda pasar a través de una cánula o trocar, que presenta 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 este requisito de tamaño. Sin embargo, el esfuerzo de fabricar instrumentos más pequeños a menudo genera un conflicto con otros criterios de diseño, que son igualmente importantes.

45 La fuerza de compresión ejercida por el instrumento es uno de los criterios de diseño más importantes, frente al tamaño del instrumento. Por lo general será necesaria una fuerza de compresión elevada, entre las mandíbulas, para poder formar un sellado adecuado en un plazo razonablemente corto de tiempo. Sin una fuerza de compresión suficiente, puede ser que el instrumento no sea capaz de formar un sellado adecuado, o que sólo sea capaz de formar un sello adecuado tras un largo periodo de tiempo. Puede resultar bastante difícil crear una fuerza de compresión suficiente con un instrumento electroquirúrgico más pequeño, debido a que, a medida que disminuye el tamaño del instrumento, 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 y la articulación de las mandíbulas, y el suministro de energía, ocupan espacio en las mandíbulas. Cada uno de los componentes requiere eliminar material de las mandíbulas, para proporcionar espacio para el componente. Esto reduce la masa del material y la rigidez de las mandíbulas, lo que reduce la posible fuerza de compresión a crear.

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

**Sumario**

60 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, opuesta a una mandíbula inferior. La mandíbula inferior está conectada de manera pivotante a la mandíbula superior, mediante una conexión de pivote. El dispositivo electroquirúrgico comprende adicionalmente un cable de accionamiento, asegurado en bucle a través de un paso situado 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. La primera sección

de cable de accionamiento se cruza con la segunda sección de cable de accionamiento, en un punto de cruce, 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.

#### Breve descripción de los dibujos

5 El sumario anterior, y la siguiente descripción detallada, se comprenderán mejor en conjunto con las figuras de los dibujos, en las cuales:

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

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

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

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

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

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

La FIG. 9 es otra vista en perspectiva truncada de componentes del 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;

30 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;

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;

35 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;

La FIG. 13 es una vista en planta de una interfaz de pivote entre los 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 algunos componentes para mostrar la configuración de los componentes internos, que puede utilizarse en la realización de la Figura 1 o en otras realizaciones;

40 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;

45 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

50 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 resulta adecuado, al tiempo que maximiza la resistencia y la rigidez de las mandíbulas.

60 Los siguientes ejemplos ilustran características que están diseñadas para hacer frente a las necesidades, opuestas, de tamaño reducido y de unas 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 de las mencionadas 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 de 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.

#### *Conexión de pivote*

5 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.

10 La mandíbula superior 120 y la carcasa 130 de mandíbula inferior están unidas pivotantemente por una conexión de pivote 140, que permite que la mandíbula superior pivote con respecto a la carcasa de mandíbula inferior, para abrir y cerrar la mandíbula superior. La conexión de pivote 140 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 de pivote 140 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 de pivote 148. 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 se desliza a través del paso. La mandíbula superior 120 pivota alrededor del punto de pivote 148.

25 Como puede observarse en las Figuras 1 y 3, la conexión de pivote 140 difiere significativamente de las conexiones de pasador convencionales. Para empezar, con la conexión de pivote 140 no es necesario 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 espacio o nada de espacio en la mandíbula superior y la carcasa de mandíbula inferior, o alrededor de las mismas. Por el contrario, con las conexiones de pasador convencionales es necesario eliminar material para alojar el pasador, y para permitir que cada una de las mandíbulas pivote con respecto a la otra. Eliminar material de las mandíbulas reduce la masa de las mandíbulas y, en consecuencia, el grado de rigidez y la fuerza de compresión que puede ejercerse sobre el tejido cuando se cierran las mandíbulas.

35 La conexión de pivote 140 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 se sitúan a lo largo de la línea media del instrumento, entre las mandíbulas superior e inferior. Por el contrario, el punto de pivote 148 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.

40

#### *Configuración de los electrodos*

45 La configuración de los 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, situados 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.

#### 50 *Suministro de energía*

Los dispositivos electroquirúrgicos conocidos suministran energía a los electrodos mediante 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 reducen la cantidad de material en las mandíbulas. Como tal, los cables de transmisión de energía dedicados y sus orificios pasantes disminuyen la rigidez de las mandíbulas, lo que reduce el grado 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 presenten suficiente holgura o elasticidad para desplazarse o estirarse, a medida que se mueve el instrumento.

60

Para conservar la rigidez de las mandíbulas, y proporcionar una mayor movilidad y flexibilidad del instrumento, los dispositivos de acuerdo con la invención incluyen preferentemente 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 controlen 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 "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 de articulación 167 en bucle, y un conducto pasante aloja un cable de accionamiento 169  
10 en bucle. El cable de articulación 167 puede operarse para permitir la flexión de la porción terminal distal del dispositivo, con relación al eje longitudinal del dispositivo. El cable de accionamiento 169 puede operarse para abrir y cerrar la mandíbula superior 120. El cable de articulación 167 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 de accionamiento 169 está asegurado en bucle a través de los pasos, formando dos secciones 176 y 178 de cable de  
15 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 la forma en que se trazan el cable de articulación 167 y el cable de accionamiento 169, a través de una porción terminal distal del dispositivo, siendo visible un extremo en bucle del cable de articulación.

20 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  
25 accionamiento.

A través del cable de accionamiento 169 se suministra energía a la mandíbula superior 120. A través del cable de articulación 167 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, vértebras o vástagos de la  
30 mandíbula, que pueden ser metálicos y hacer contacto mutuo en serie, y que están aislados con respecto al cable de accionamiento 169. Tanto la carcasa 130 de mandíbula inferior como la mandíbula inferior 132 incluyen unas superficies metálicas, que hacen contacto mutuo, de modo que la energía suministrada a la carcasa de mandíbula inferior se transmita a la mandíbula inferior.

### 35 *Aislamiento*

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

### 45 *Características de Desplazamiento de Generación de Hueco*

La película 180 sobremoldeada 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  
50 desplazamiento, que creen un espacio hueco entre los electrodos, es decir entre la mandíbula superior 120 y la mandíbula inferior 132, cuando se cierran las mandíbulas. En la Figura 4, una realización del dispositivo incluye unas características de desplazamiento que se muestran en forma de unas 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  
55 mandíbula, que entrará 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  
60 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 de pivote 190 de la mandíbula inferior. La conexión de pivote 190 entre la mandíbula inferior 132 y la carcasa 130 de mandíbula inferior representa una de las zonas más importantes de cara a maximizar la rigidez, y la resistencia de la mandíbula inferior, para poder proporcionar una fuerza de compresión suficiente. Como se ha descrito anteriormente, al usar conexiones de pasador y orificios pasantes es necesario eliminar material de la mandíbula inferior, lo que reduce la rigidez y la resistencia de las mandíbulas. Por lo tanto, la conexión de pivote 190 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 de pivote 190.

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 la carcasa 130 de mandíbula inferior pivota 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 de pivote 190.

#### *Cable de Accionamiento*

Uno de los retos de un dispositivo de articulación es transmitir el movimiento a través de los miembros de articulación. Cuando se flexiona el dispositivo, 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 a la articulación, dado que los miembros o cables se curvarán y/o transmitirán el movimiento y la fuerza de forma desigual.

El dispositivo 100 utiliza un cable de accionamiento 169 que está asegurado en bucle, de modo que forme 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 aplique una fuerza a través de las secciones de cable de accionamiento. El cable de accionamiento 169 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) sobre 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) sobre 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 está establecida desde la línea central del plano de articulación, pero en una disposición que permita a los cables empujar o tirar por igual de izquierda a derecha. La solución es girar los cables 180 grados, cruzándolos en el medio de los miembros de articulación en un punto de cruce P.

La Figura 2 es una vista en sección transversal del dispositivo 100, tomada por un plano que interseca el punto de cruce P 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 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 de accionamiento 169 conecta con la mandíbula superior 120. El cable de accionamiento 169 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 de accionamiento 176 y 178 conectan con el extremo proximal del dispositivo. El cruzado de los cables de accionamiento 176 y 178 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 de cruce P actúa como un punto de pivote para los cables. Al hacer que las longitudes de arco sean iguales, se equilibran las fuerzas entre las secciones 176 y 178 de cable de accionamiento incluso si las secciones de cable de accionamiento se flexionan durante la articulación de las mandíbulas, de modo que las secciones de cable tiren de manera uniforme de la mandíbula superior y supongan una mínima resistencia para los cables de articulación 172 y 174. Las secciones 172 y 174 de cable de articulación se mantienen en un estado tensado, 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*

- 5 Con referencia la Figura 8, la mandíbula superior 120 tiene una superficie de acoplamiento 131 que se acopla con la mandíbula inferior 132. De manera similar, la mandíbula inferior 132 tiene una superficie de acoplamiento 133 que se acopla con la mandíbula superior 120. Cada una de las superficies de acoplamiento 131 y 133 tiene un contorno en forma de V, como se muestra, que proporciona diversas ventajas frente a las superficies de acoplamiento planas.
- 10 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 en los componentes, y elimina la necesidad de geometrías con tolerancia estrecha detrás de las mandíbulas, para controlar la alineación. Las superficies de acoplamiento 131 y 133 en forma de V también presentan unas mayores áreas superficiales que las superficies planas, lo que resulta en un área incrementalmente más amplia de enganche con el tejido.
- 15

La línea central axial 123 de la superficie de acoplamiento 131 se encuentra con la línea central axial 135 de la superficie de acoplamiento 133, 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 de corte 103 de la línea central 101 del dispositivo 100, lo que permite colocar la cuchilla de corte 160 lejos del centro para poder posicionar otros componentes hacia el centro del dispositivo.

20

*Resorte de Mandíbula Inferior*

- 25 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 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.
- 30

Los dispositivos electroquirúrgicos conocidos que incluyen resortes de mandíbula inferior suelen tener el resorte situado en una sección proximal de la mandíbula inferior, en un punto situado proximalmente con respecto al punto de pivote. De cara a proporcionar espacio para el resorte, deberá eliminarse cierta cantidad de material de la porción proximal de la mandíbula inferior, y/o en una zona similar de la carcasa de mandíbula inferior. Esta extracción de material puede crear una sustancial disminución de la resistencia y de 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 la 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.

35

Para evitar la pérdida de resistencia y de rigidez de la mandíbula, en la porción proximal 135 de la mandíbula inferior 132, el resorte 134 de mandíbula inferior está situado en la porción distal 137 de la mandíbula inferior. Esto ayuda a conservar una mayor cantidad de masa alrededor de la sección proximal 135, allí donde resulta más 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.

40

45

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.

50

*Mecanismo de Articulación*

Las Figuras 9-12 muestran un mecanismo de articulación 200 de acuerdo con la invención. El mecanismo de articulación 200 controla el movimiento de flexión o de giro de 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 de articulación 200 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.

55

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 de articulación 200 incluye también un articulador 220, que puede operarse para 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 de indización 210 tiene un par de brazos de indización 212, que pueden

60

operarse para enganchar y desenganchar las muescas 234 de trinquete cuando se gira 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 de indización 212 tiene un extremo distal 213 con una punta 215 puntiaguda, configurada para interactuar y enganchar de forma deslizante con las muescas 234 de trinquete y con los dientes 235 de trinquete, a medida que los discos de indización 210 giran en la carcasa. Los brazos de indización 212 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 de indización 210, en respuesta al contacto entre la punta 215 y los dientes de indización 235. Cuando las puntas 215 enganchan con las secciones más interiores de los dientes 235 de trinquete, los brazos de indización 212 se flexionan hacia dentro, debido a la energía almacenada. A medida que los discos de indización 210 rotan y las puntas 215 se alinean con las muescas 234 de trinquete, los brazos de indización 212 se sueltan y saltan hacia fuera, regresando a un estado relajado, con las puntas posicionadas en las muescas de trinquete.

El mecanismo de articulación 200 incluye un mecanismo de centrado 240, que desvía el articulador 220 hasta una condición centrada o "neutral". En la Figura 9 se muestra la condición neutral. El mecanismo de centrado 240 incluye un par de resortes laminares 216, que se extienden desde cada disco de indización 210. Cada resorte laminar 216 tiene un extremo distal 217, que está en una posición retenida entre un par de salientes 226 del articulador 220. Cuando el articulador 220 está en la condición neutral, cada resorte laminar 216 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 de indización 210 no giran inmediatamente sino que, por el contrario, permanecen estacionarios como se explicará en más detalle a continuación. Como tal, cada resorte laminar 216 se dobla en respuesta al movimiento inicial de los salientes 226, almacenando energía en el resorte laminar, que crea una fuerza de desviación. La fuerza de desviación de cada resorte laminar 216 aplica una 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 laminares 216 hace regresar el articulador 200 de nuevo a la condición neutral.

El mecanismo de articulación 200 incluye adicionalmente un mecanismo de bloqueo automático 250. El mecanismo de bloqueo 250 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 de bloqueo 250 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 de indización 210, 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 de 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 de manera desalineada 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 de articulación 200 es un mecanismo flotante que está desviado a la condición neutral, con respecto a los discos de indización. En funcionamiento, las mandíbulas se articulan al girar el articulador 220 en sentido horario o antihorario, con respecto a la carcasa 230, mediante los agarraderos 222. Cuando se aplica inicialmente la fuerza de rotación en los agarraderos 222, las fuerzas de centrado de los resortes laminares 216 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 de indización 210, de modo que los retenes 228 se desplacen y abandonen la posición de bloqueo, hasta la posición de liberación.

El articulador 220 tiene cuatro bordes de tope 225, y los discos de indización 210 tienen unos correspondientes 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 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 de indización 210. Una vez que se han girado los 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 de indización 210 alcanzarán su límite de desplazamiento, y harán contacto con los discos de indización 210. En este punto, la fuerza de rotación aplicada a los agarraderos se transferirá a los discos de indización 210, y girará los discos de indización junto con el articulador 220. A medida que los discos de indización 210 giran, las puntas 215 de los brazos de indización 212 se doblarán hacia dentro, a medida que enganchan de manera deslizante con los dientes de trinquete 235, y se soltarán y moverán hacia el exterior a medida que se alinean con las muescas de trinquete 234, a la siguiente posición indizada. Al llegar a una posición indizada deseada, se liberará la fuerza de rotación de los agarraderos 222, de modo que los resortes laminares 216 hagan 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 de indización 212 se



desenganchen de las muescas de trinquete 234, bloqueando de manera efectiva los cables de articulación 172 y 174 y el muñón 170 en la posición indizada.

Con referencia a las Figuras 11 y 12, el dispositivo 100 incluye una placa de resorte 260 que está unida a los extremos proximales de los cables de articulación 172 y 174. La placa de resorte 260 tensa los cables de articulación 172 y 174, 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 de indización 210 sujetan la placa de resorte 260 en su sitio, en la carcasa 230. Cada cable de articulación 172 y 174 se extiende a través de un orificio, situado en una porción 262 de ala de la placa de resorte 260. El extremo proximal de cada cable de articulación 172 y 174 está doblado, y capturado en un fiador de cable 270. Cada fiador de cable 270 está enchavetado, para mantener su orientación contra la placa de resorte 260. Cada porción de ala 262 tiene un estado relajado, en el que la porción de ala está doblada en una dirección proximal con respecto al resto de la placa de resorte 260. En el estado montado, los fiadores de cable 270 están sometidos a una fuerza de tracción distal, contra las porciones de ala 262, para tensar el mecanismo de articulación 200.

#### *Mecanismo de Muñón*

Las realizaciones pueden incluir un mecanismo de muñón, con componentes que presenten interfaces de pivote "no 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 ofrece el beneficio de un acoplamiento de enderezamiento automático o de centrado automático, en el que se fuerza a las vértebras colindantes a regresar a una configuración 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 cuando 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 al alargar 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 en el mecanismo de bloqueo de mandíbulas) resultará en la necesidad de una 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 de muñón 170. La interfaz no circular 171 incluye una superficie de acoplamiento 175 convexa y redondeada sobre la vértebra 173, y una superficie de acoplamiento 184 cóncava y redondeada sobre el casquillo 182. Un escalón u "orejeta" 177 se extiende hacia fuera desde la superficie de acoplamiento 175 convexa. Las transiciones superficiales entre la orejeta 177 y la superficie de acoplamiento 175 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 de acoplamiento 184 cóncava, y tiene una forma que se adapta a la geometría de la orejeta 177, tal como se muestra.

Cuando la sección de muñón 170 es recta (es decir, cuando las vértebras no están articuladas y las mandíbulas están rectas), la superficie de acoplamiento 175 convexa y la orejeta 177 están en fase con la superficie de acoplamiento 184 cóncava y el rebaje 185, estando la orejeta anidada en el rebaje. Cuando se articula la sección de muñón 170, la superficie de acoplamiento 175 convexa y la orejeta 177 se desplazan fuera de fase con respecto a la superficie de acoplamiento 184 cóncava y con el rebaje 185, de tal manera que la orejeta se desplazará fuera del rebaje y enganchará 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 de acoplamiento 175 convexa. La distancia a la que sobresale el perímetro redondeado de la orejeta 177 puede ser tan pequeña como 0,05 mm, desde la superficie de acoplamiento 175 convexa. También pueden utilizarse configuraciones de orejeta más pequeñas, o más grandes.

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 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, que comprende una mandíbula superior (120) situada en un extremo distal del dispositivo electroquirúrgico (100), y opuesta a una mandíbula inferior (132), la  
5 mandíbula inferior (132) estando conectada de manera pivotante a la mandíbula superior (120) mediante una conexión de pivote (140) y un cable de accionamiento (169), comprendiendo el cable de accionamiento (169) una primera sección (176) de cable de accionamiento y una segunda sección (178) de cable de accionamiento, en el que la primera sección (176) de cable de accionamiento se cruza con la segunda sección (178) de cable de accionamiento en un punto de cruce (P), **caracterizado porque** el cable de accionamiento (169) está asegurado en  
10 bucle a través de un paso en una de las mandíbulas superior e inferior (120, 132), de manera que la primera y segunda secciones (176, 178) de cable de accionamiento ejerzan fuerzas iguales sobre dicha una de las mandíbulas superior e inferior (120, 132), a través de la cual está asegurado en bucle el cable de accionamiento (169).
2. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la primera y segunda secciones (176, 178) de cable de accionamiento están giradas 180° en el punto de cruce (P).  
15
3. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que el cable de accionamiento (169) es un cable de transmisión de energía que suministra energía a la mandíbula superior (120).
- 20 4. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que se aplica una fuerza de empuje a la mandíbula superior (120) para pivotar la mandíbula superior (120) a la posición abierta.
- 25 5. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que se aplica una fuerza de tracción a la mandíbula superior (120) para pivotar la mandíbula superior (120) a la posición cerrada.
- 30 6. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el cruce de las secciones (176, 178) de cable de accionamiento en el punto de cruce (P) resulta en unas longitudes de arco de la primera y segunda secciones (176, 178) de cable de accionamiento, que son imágenes especulares la una de la otra y que conservan la misma longitud.
- 35 7. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el cable de accionamiento (169) está conectado a un pasador de la mandíbula superior (120).
- 40 8. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el cable de accionamiento (169) 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).
- 45 9. El dispositivo electroquirúrgico (100) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que la conexión de pivote (140) comprende un paso (145) que contiene una porción de la mandíbula superior (120), siendo axialmente desplazable la mandíbula superior (120) 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, y siendo operables la mandíbula superior (120) y la mandíbula inferior en la condición relativamente cerrada para suministrar energía de RF a un tejido.

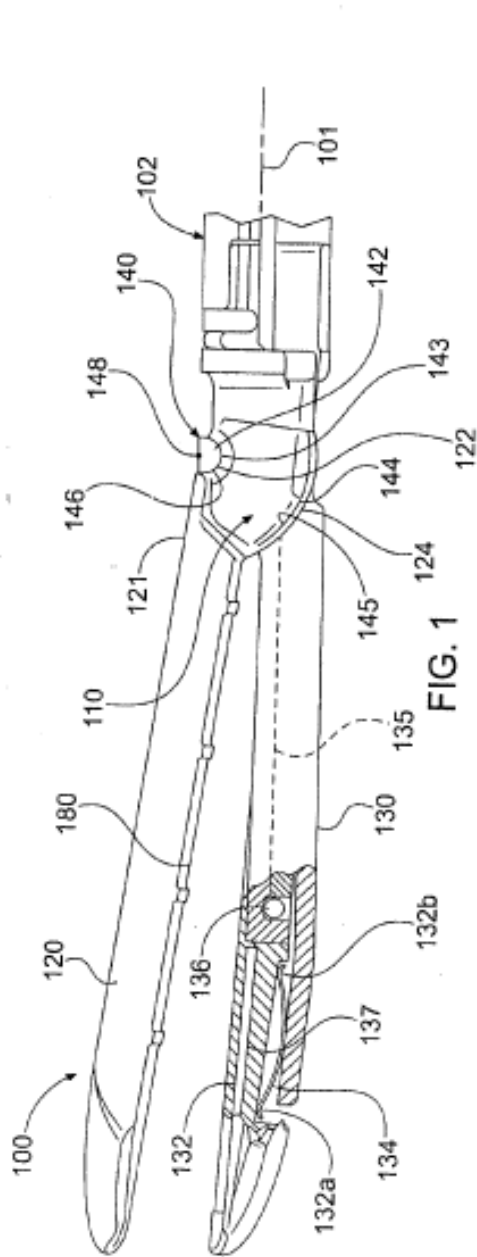


FIG. 1

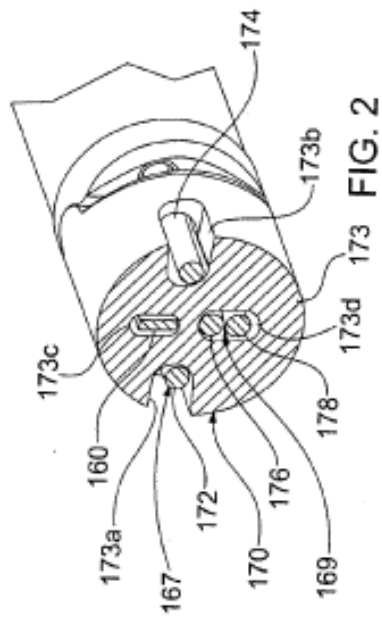


FIG. 2

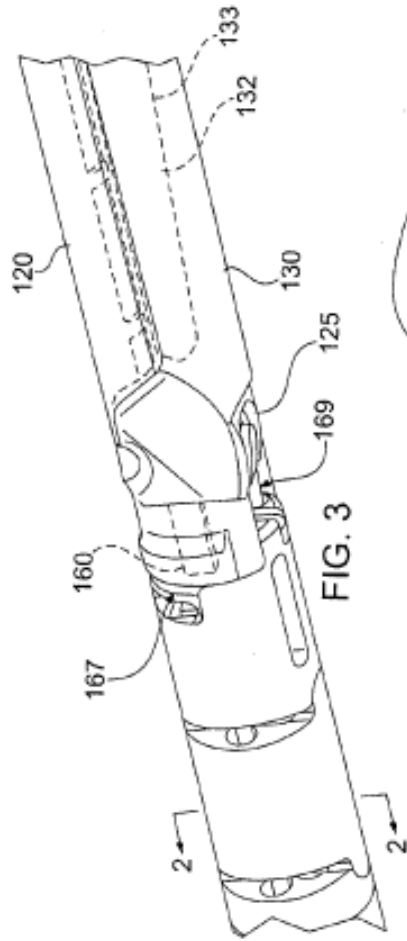


FIG. 3

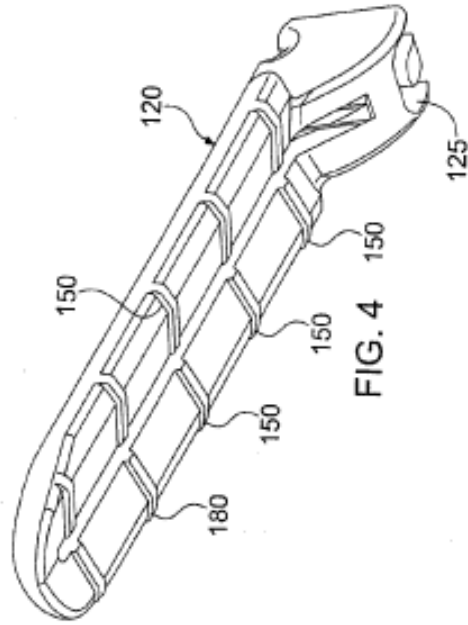
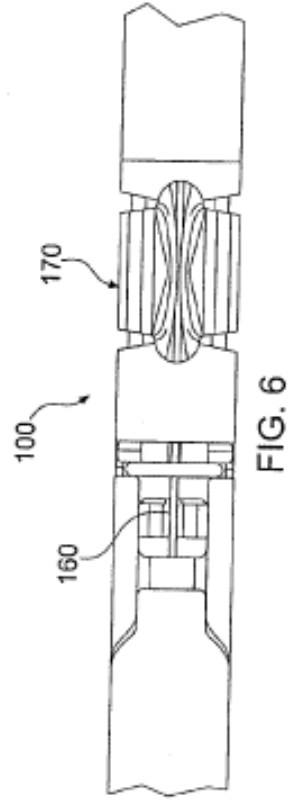
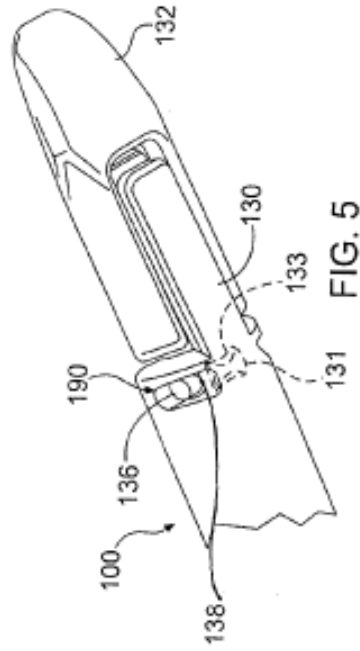
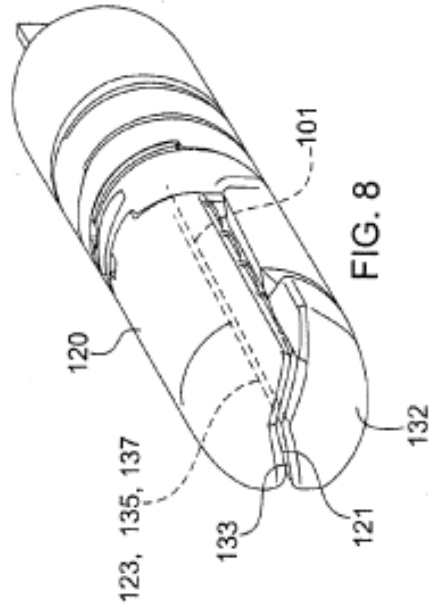
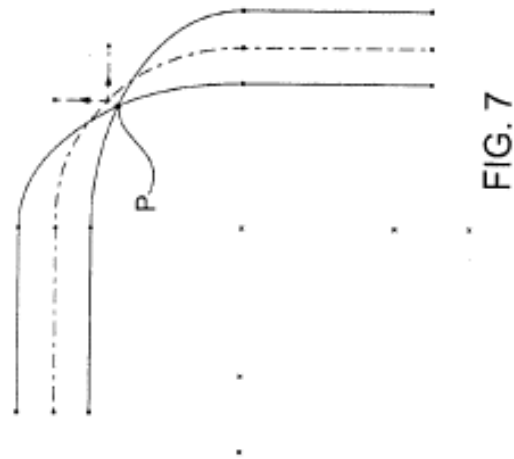
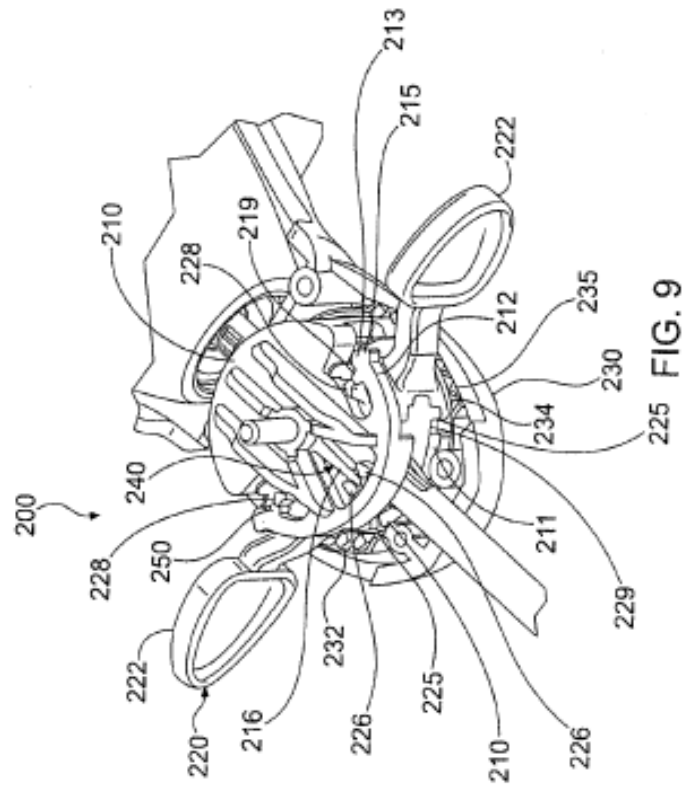
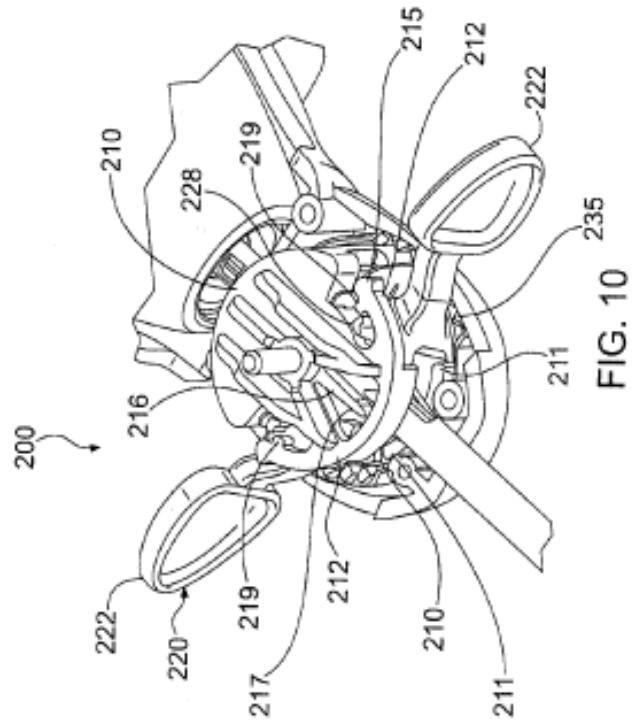


FIG. 4











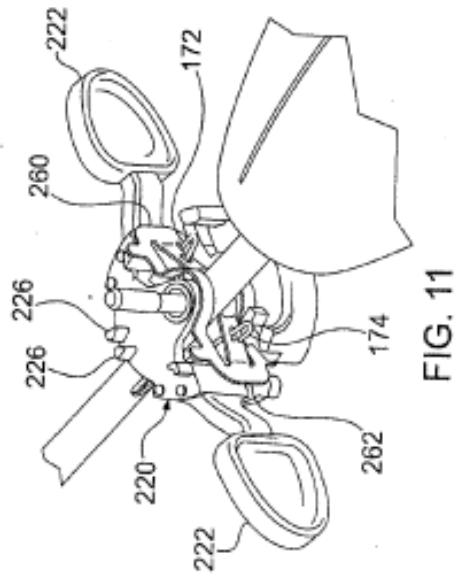


FIG. 11

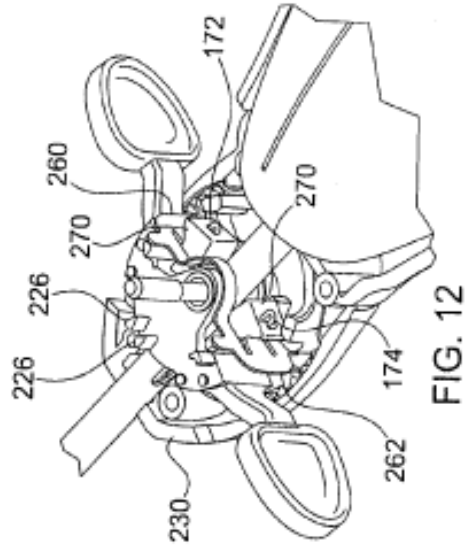
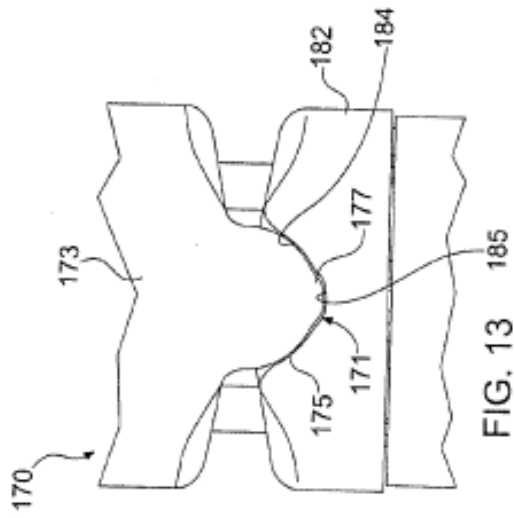
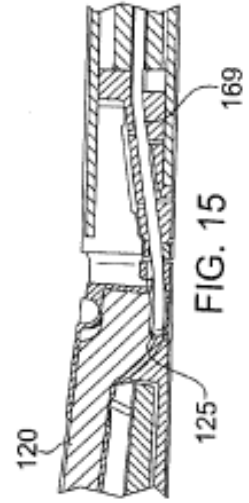
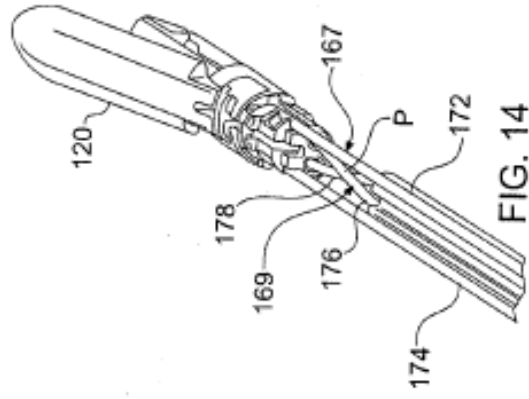


FIG. 12



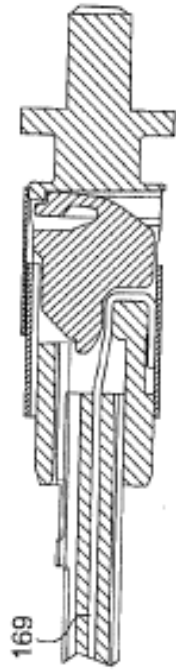


FIG. 16

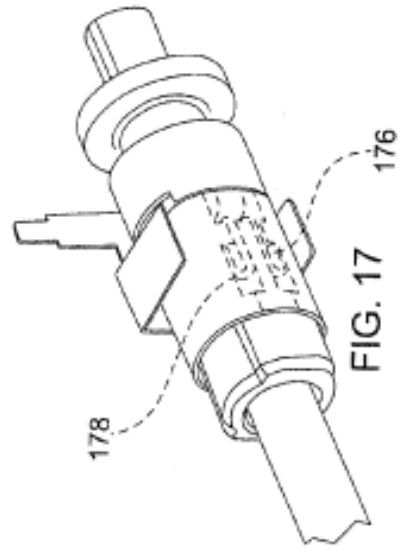


FIG. 17