

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 442 241**

51 Int. Cl.:

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.03.2009 E 10192580 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2013 EP 2364662**

54 Título: **Sistema electroquirúrgico con un mecanismo de conmutación**

30 Prioridad:

31.03.2008 US 41045 P 31.03.2008 US 40994 P
31.03.2008 US 41012 P 31.03.2008 US 40980 P
31.03.2008 US 40828 P 31.03.2008 US 40890 P
31.03.2008 US 40957 P 18.11.2008 US 115756 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.02.2014

73 Titular/es:

**APPLIED MEDICAL RESOURCES CORPORATION
(100.0%)
22782 Avenida Empresa
Rancho Santa Margarita, CA 92688 , US**

72 Inventor/es:

**FALKENSTEIN, ZORAN;
CAPPELLO, CHRISTOPHER J.;
JOHNSON, GARY M.;
GIANNESCHI, BENJAMIN A.;
TRAN, OLIVA J.;
WIXEY, MATTHEW A.;
PRAVONGVIENGKHAM, KENNII;
PRAVONG, BOUN;
YAWATA, HARUYASU;
BRUSTAD, JOHN R.;
COHEN, ADAM J.;
HILAL, NABIL;
BECERRA, MATTHEW M.;
PINGLETON, EDWARD D.;
HILAL, SAID S.;
HART, CHARLES C. y
WIKOFF, CHRIS R.**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 442 241 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

Sistema electroquirúrgico con un mecanismo de conmutación

5 AntecedentesCampo

La presente solicitud se refiere en general a sistemas electroquirúrgicos.

10 Discusión de la técnica relevante

Las intervenciones quirúrgicas implican frecuentemente cortar y conectar tejidos corporales que incluyen materiales orgánicos, musculatura, tejido conjuntivo y conductos vasculares. Durante siglos, las cuchillas afiladas han sido los sostenes principales de intervenciones de corte y reconexión. Cuando se corta tejido corporal, especialmente tejido vascularizado en grado relativamente alto, durante una intervención quirúrgica, tiende a sangrar. Así, los profesionales médicos, tales como los cirujanos, han buscado desde hace tiempo herramientas y métodos quirúrgicos que ralenticen o reduzcan el sangrado durante intervenciones quirúrgicas.

Más recientemente, han estado disponibles herramientas quirúrgicas que utilizan energía eléctrica para realizar ciertas tareas quirúrgicas. Típicamente, las herramientas electroquirúrgicas son herramientas de mano tales como prensos, tijeras, pinzas, cuchillas, agujas y otras herramientas de mano que incluyen uno o más electrodos que están configurados para alimentarse con energía eléctrica procedente de un generador electroquirúrgico que incluye un suministro de potencia. La energía eléctrica puede utilizarse para coagular, fusionar o cortar tejido al que se aplica. Ventajosamente, a diferencia de las intervenciones de bisturí mecánico típicas, la aplicación de la energía eléctrica al tejido tiende a detener el sangrado del tejido.

Las herramientas electroquirúrgicas caen típicamente dentro de dos clasificaciones: monopolares y bipolares. En herramientas monopolares, la energía eléctrica de una cierta polaridad se suministra a uno o más electrodos en la herramienta. Un electrodo de retorno independiente se acopla eléctricamente a un paciente. Las herramientas electroquirúrgicas monopolares pueden ser útiles en ciertas intervenciones, pero pueden incluir un riesgo de ciertos tipos de lesiones al paciente, tales como quemaduras eléctricas frecuentemente atribuibles al menos de manera parcial al funcionamiento del electrodo de retorno. En herramientas electroquirúrgicas bipolares, uno o más electrodos se acoplan eléctricamente a una fuente de energía eléctrica de una primera polaridad y uno o más electrodos distintos se acoplan eléctricamente a una fuente de energía eléctrica de una segunda polaridad opuesta a la primera polaridad. Así, las herramientas electroquirúrgicas bipolares, que funcionan sin electrodos de retorno independientes, pueden proporcionar señales eléctricas a un área de tejido enfocada con un riesgo reducido de lesiones al paciente.

No obstante, incluso con los efectos quirúrgicos relativamente enfocados de las herramientas bipolares, los resultados quirúrgicos son con frecuencia altamente dependientes de la pericia del cirujano. Por ejemplo, pueden ocurrir daños y necrosis térmicos del tejido en casos en los que se suministra energía eléctrica en una duración relativamente larga o en los que se suministra una señal eléctrica de potencia relativamente alta, incluso para una duración corta. La tasa a la que un tejido conseguirá el efecto de coagulación o de corte deseado tras la aplicación de la energía eléctrica varía sobre la base del tipo de tejido y puede variar también sobre la base de la presión aplicada al tejido por una herramienta electroquirúrgica. Sin embargo, incluso para un cirujano altamente experimentado, puede ser difícil que un cirujano evalúe la rapidez con la que una masa de tipos de tejido combinados agarrados en un instrumento electroquirúrgico se fusionará en una cantidad deseable.

Se han hecho intentos de reducir el riesgo de daños al tejido durante intervenciones electroquirúrgicas. Por ejemplo, los sistemas electroquirúrgicos previos han incluido generadores que vigilan una resistencia óhmica o temperatura de tejido durante la intervención electroquirúrgica y terminan la energía eléctrica una vez que se alcanza un punto predeterminado. Sin embargo, estos sistemas han tenido inconvenientes ya que no han proporcionado resultados consistentes al determinar los puntos extremos de coagulación, fusión o corte de tejido para tipos de tejido variados o masas de tejido combinadas. Estos sistemas pueden dejar también de proporcionar resultados electroquirúrgicos consistentes dentro del uso de diferentes herramientas que tienen geometrías de herramienta y electrodo diferentes. Típicamente, incluso cuando el cambio es una mejora relativamente menor en la geometría de la herramienta durante una vida útil del producto, el generador electroquirúrgico debe recalibrarse para cada tipo de herramienta a utilizar, una intervención costosa que consume tiempo y que puede eliminar del servicio indeseablemente a un generador electroquirúrgico.

El documento US 6270497 describe una herramienta de tratamiento de alta frecuencia que tiene una porción de tratamiento para coagular o hacer una incisión en el tejido en base a una señal generada tras manipular una porción de manipulación de la herramienta de tratamiento. La porción de manipulación tiene un mecanismo de control para originar que la herramienta haga una incisión en el tejido después de que la coagulación del tejido mediante la herramienta se complete.

El documento US 2004/006340 describe un fórceps que incluye una primera mitad de fórceps y una segunda mitad

de fórceps que están eléctricamente aisladas entre sí y unidos de manera pivotante mediante un dispositivo de sujeción. Las mitades de fórceps tienen bucles de recepción de dedos y mordazas. Un electrodo puede estar integrado en la mordaza de una mitad del fórceps y otra mordaza de la otra mitad de fórceps tener un electrodo. Un electrodo de corte está montado en y se extiende a lo largo de la longitud de un electrodo.

5

Sumario

En vista de al menos los inconvenientes anteriores de los sistemas electroquirúrgicos anteriores, existe una necesidad en la técnica de mejorar el control de las intervenciones electroquirúrgicas a fin de realzar la consistencia de los resultados electroquirúrgicos entre las herramientas electroquirúrgicas y los tipos de tejido. En consecuencia, existe una necesidad de un sistema electroquirúrgico mejorado que pueda evaluar con precisión un punto extremo de aplicación de energía eléctrica para una intervención electroquirúrgica deseada. Existe también una necesidad de un sistema electroquirúrgico mejorado que puede alojar rápidamente varias herramientas electroquirúrgicas con un mínimo impacto sobre el resultado quirúrgico

10

15

De acuerdo con la presente invención se proporciona una herramienta electroquirúrgica con un extremo proximal y un extremo distal, la herramienta comprende: una pieza extrema distal posicionada en el extremo distal de la herramienta, que comprende: un primer elemento de mordaza, un segundo elemento de mordaza, los elementos primero y segundo de mordaza movibles entre sí entre una posición abierta y una posición cerrada; y una pluralidad de electrodos dispuestos en al menos uno de entre el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza, la pluralidad de electrodos configurables selectivamente en uno de entre una configuración de coagulación y una configuración de corte; un vástago alargado con un extremo distal conectado a la pieza extrema y al extremo proximal; un conjunto de mango posicionado en el extremo proximal de la herramienta y conectado al extremo proximal del vástago alargado, el conjunto de mango comprendiendo: una pieza de mano, y un disparador acoplado de manera pivotante a la pieza de mano y acoplado operativamente a la pieza de mano de extremo distal de manera que el movimiento del disparador en relación con la pieza de mano mueve los elementos de mordaza primero y segundo entre sí; y un mecanismo de conmutación acoplado eléctricamente a la pieza manual extrema distal para configurar selectivamente la pluralidad de electrodos en uno de entre la configuración de coagulación y la configuración de corte, el mecanismo de conmutación es operable mediante el movimiento del disparador en relación con la pieza de mano de manera que el movimiento del disparador configura selectivamente la pluralidad de electrodos en uno de entre la configuración de coagulación y la configuración de corte, en el que el mecanismo de conmutación configura la pluralidad de electrodos en la configuración de coagulación cuando el primer elemento de mordaza y el segundo elemento de mordaza están en la posición abierta.

20

25

30

35

Una herramienta electroquirúrgica de acuerdo con la invención puede proporcionar disección de tejido conjuntivo y vascular. La herramienta puede utilizarse en cirugía mínimamente invasiva, particularmente cirugía laparoscópica.

40

Mientras en una realización solamente la mordaza inferior es utilizada para proporcionar tanto las funciones de coagulación como de corte, otra realización puede también emplear el elemento de mordaza superior para ser utilizado en los procesos de coagulación y/o corte. Aún en otra realización, ambos elementos de mordaza pueden llevar múltiples elementos de electrodo, incrementando enormemente la funcionalidad de la herramienta. Una disposición específica de electrodo puede permitir a las herramientas ser más adecuada para procedimientos quirúrgicos particulares.

45

50

La herramienta electroquirúrgica puede estar dispuesta para activar y desactivar uno o múltiples electrodos, en base a la posición de los elementos de mordaza. Esta actuación en base a la posición permite, por ejemplo, la activación de los electrodos de mordaza superior solamente en una posición casi cerrada de la herramienta (o en otras realizaciones, en una posición abierta o casi abierta de la herramienta). En algunas realizaciones, conmutadores eléctricos en el mecanismo de accionamiento del elemento de mordaza pueden estar colocados en una pieza manual de la herramienta quirúrgica para activar y desactivar selectivamente uno o múltiples electrodos en base a una posición de los elementos de mordaza. En otras realizaciones, la activación y desactivación puede ser realizada deslizando contactos que están ensamblados en la pieza de mano.

55

60

Todavía otro aspecto de las herramientas quirúrgicas descritas aquí es la conmutación automatizada de la coagulación al corte, habilitada por el uso de un generador multielectrodo. Aquí, un mecanismo de realimentación de tejido dispara tanto la conmutación de un juego de electrodos de coagulación (aplicados con voltajes apropiados para la coagulación) a otro juego de electrodos de corte (aplicados con voltajes apropiados para el corte). Por tanto, cada electrodo de herramienta individual puede transferirse a través de una conexión de barra de bus a cualquier polaridad de elección del suministro de potencia. Además, los interruptores de posición de herramienta en la herramienta de mano pueden proveerse de conmutación lógica para la población de diferentes ajustes de coagulación y/o corte, dependiendo de la posición de herramienta específica.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención puede entenderse por referencia a la siguiente descripción, tomada en conexión con los dibujos que se acompañan, en los que los números de referencia designan partes iguales en todas las figuras de los mismos.

65

La figura 1A es un diagrama de bloques esquemático de una realización de un sistema electroquirúrgico.
 La figura 1B es un diagrama de bloques esquemático de otra realización de un sistema electroquirúrgico.
 La figura 2A es una vista en perspectiva de componentes de una realización de un sistema electroquirúrgico.
 La figura 2B es una vista en perspectiva de componentes de una realización de un sistema electroquirúrgico.
 5 La figura 2C es una vista en perspectiva de componentes de una realización de un sistema electroquirúrgico.
 La figura 3A es una vista en perspectiva de una unidad electroquirúrgica para uso en un sistema electroquirúrgico.
 La figura 3B es una vista frontal de la unidad electroquirúrgica de la figura 3A.
 La figura 3C es una vista trasera de la unidad electroquirúrgica de la figura 3A.
 10 La figura 4 es un diagrama de bloques de un proceso de fusión o soldadura de una unidad electroquirúrgica.
 La figura 5A es una vista en perspectiva de una realización de un sellador/divisor laparoscópico.
 La figura 5B es una vista desensamblada de un sellador/divisor laparoscópico de la figura 1A.
 Las figuras 6A a 6C son vistas de un actuador del sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 La figura 7 es una vista en sección transversal desde arriba de un actuador del sellador/divisor laparoscópico
 15 de la figura 5A.
 Las figuras 8A a 8D son vistas de un conjunto de vástago del sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 Las figuras 9A a 9C son vistas de un conjunto de mordaza del sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 Las figuras 10A a 10G son vistas laterales en sección transversal del sellador/divisor laparoscópico de la
 20 figura 5A.
 Las figuras 11-1 y 11-2 son vistas en perspectiva de un controlador del sellador/divisor laparoscópico de la
 figura 5A.
 La figura 12A es una vista lateral de un conjunto de mordaza de un sellador/divisor laparoscópico de la figura
 5A.
 Las figuras 12B a 12C son representaciones gráficas de ejemplos de presiones de sellado de vaso
 25 proporcionadas por el sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 Las figuras 13-1, 13-2 y 13-3 son vistas del nivel superior de una configuración de electrodo del
 sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 La figura 14 es una vista del nivel superior de un conjunto de mordaza del sellador/divisor laparoscópico de la
 30 figura 5A.
 La figura 15 es una vista lateral de un conjunto de mordaza del sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 Las figuras 16-1 y 16-2 son vistas de un conjunto de mordaza del sellador/divisor laparoscópico de la figura
 5A.
 La figura 17A es una vista en perspectiva de un conjunto de mordaza del sellador/divisor laparoscópico de la
 35 figura 5A.
 La figura 17B es una vista en perspectiva de un actuador del sellador/divisor laparoscópico de la figura 5A.
 La figura 18-1, 18-2 y 18-3 son vistas de porciones de un conjunto de vástago del sellador/divisor
 laparoscópico de la figura 5A.
 Las figuras 19-1 y 19-2 son vistas de un conjunto de mordaza del sellador/divisor laparoscópico de la figura
 40 5A.
 La figura 20 es una vista en perspectiva de una realización de una herramienta quirúrgica para su uso en una
 intervención quirúrgica laparoscópica.
 La figura 21 es un dibujo en perspectiva del extremo distal de un ejemplo de dispositivo de fusión/corte de
 tejido.
 45 Las figuras 22A a D son dibujos esquemáticos de diversas realizaciones de configuraciones extremas distales
 para un dispositivo electroquirúrgico de disección de tejido sin sangre.
 Las figuras 23A a C son dibujos esquemáticos de circuitos activos de conmutación de electrodo en la
 herramienta de mano.
 La figura 24 es un dibujo esquemático del interior de la pieza de mano, ilustrando un mecanismo de
 conmutación de electrodo activo sobre la base de la apertura de los elementos de mordaza.
 50 La figura 25 representa otra realización de un mecanismo de conmutación de electrodo activo basado
 también en la apertura de los elementos de mordaza.
 La figura 26 representa una realización de un mecanismo de conmutación pasivo basado también en la
 apertura de los elementos de mordaza.
 La figura 27 representa otra realización de un mecanismo de conmutación pasivo basado tanto en la apertura
 55 como en el cierre de los elementos de mordaza.
 La figura 28 representa circuitos esquemáticos que conectan cinco electrodos, a través de relés, a una barra
 de bus que es transferida a un circuito de medición o una central eléctrica electroquirúrgica.
 La figura 29 ilustra esquemática una realización de un método para la disección sustancialmente sin sangre
 de tejido biológico.

60 Descripción detallada
 Se proporciona la siguiente descripción para posibilitar que cualquier persona experta en la técnica haga y utilice las
 herramientas quirúrgicas y realice los métodos descritos aquí y expone los mejores modos contemplados por los
 inventores para llevar a cabo su invención. Diversas modificaciones, sin embargo, resultarán e videntes para los
 65 expertos en la técnica. Se contempla que esas modificaciones están dentro del ámbito de la presente descripción.

Sistema electroquirúrgico

La figura 1A ilustra un diagrama esquemático de un sistema electroquirúrgico 2. El sistema electroquirúrgico 2 puede comprender una unidad electroquirúrgica (ESU) 10 y una herramienta electroquirúrgica 40. La herramienta electroquirúrgica 40 puede acoplarse eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 10. En algunas realizaciones, un acoplador electrónico 30, tal como un hilo, un haz de hilos eléctricos, o un cable, pueden acoplar eléctricamente la herramienta electroquirúrgica 40 a la ESU 10. En algunas realizaciones, el sistema electroquirúrgico 2 puede comprender además opcionalmente un controlador 80 de herramienta externa.

Con referencia continuada a la figura 1A, la unidad electroquirúrgica 10 puede comprender un generador 12 y un circuito de realimentación 20. El generador 12 puede incluir un actuador 16, tal como un suministro de potencia y un procesador de señal, configurado para generar una señal electroquirúrgica de radiofrecuencia (RF). El generador 12 puede comprender además una pantalla 14. La pantalla 14 puede configurarse para indicar el estado del sistema electroquirúrgico 2, incluyendo, entre otra información, el estado del actuador 16 y el estado de la herramienta electroquirúrgica 40 eléctricamente acoplada a la unidad electroquirúrgica 10.

Con referencia continuada a la figura 1A, el circuito de realimentación 20 de la ESU 10 puede comprender un discriminador de fase 22, un identificador de tejido 24 y un módulo de encriptación 26. En algunas realizaciones, el discriminador de fase 22 puede acoplarse eléctricamente al identificador de tejido 24. El discriminador de fase 22 puede configurarse para recibir información de la herramienta electroquirúrgica 40 acoplada eléctricamente a la ESU 10. En algunas realizaciones, la información de la herramienta electroquirúrgica 40 comprende información concerniente a un voltaje aplicado y una corriente suministrada a la herramienta electroquirúrgica, y el discriminador de fase 22 puede configurarse para calcular una diferencia de fase entre el voltaje aplicado y la corriente suministrada. El módulo de encriptación 26 puede configurarse para transmitir y recibir datos formateados según un protocolo encriptado. El protocolo encriptado puede ser uno de los diversos protocolos de encriptación comercialmente disponibles o, en algunas realizaciones, puede ser un protocolo de encriptación desarrollado a propósito.

Con referencia continuada a la figura 1A, en algunas realizaciones, el circuito de realimentación 20 puede ser uno o más circuitos integrados, placas de circuito impreso u otro procesador colocados junto con el generador 12 dentro de una ESU integrada 10. Como se ilustra en la figura 1B, en otras realizaciones, el circuito de realimentación 20' puede acoplarse eléctricamente a un generador autónomo 12' para formar una ESU 10'. La herramienta 40 puede acoplarse eléctricamente al circuito de realimentación 20'. Otros aspectos de sistemas electroquirúrgicos que tienen un generador autónomo 12' y el circuito de realimentación 20' pueden ser sustancialmente similares a sistemas que tengan una ESU integrada tratados con respecto a la figura 1A.

Con referencia continuada a la figura 1A, la herramienta 40 puede comprender un indicador 42, un selector de tejido 50, un actuador 60 y una memoria 70. En algunas realizaciones, el indicador 40 puede comprender un indicador de audio 44 tal como un altavoz, una campanilla, un dispositivo de clics u otro dispositivo de generación de audio. En algunas realizaciones, el indicador 40 puede comprender un indicador visual 46 tal como una lámpara, un LED, una pantalla, un contador u otro dispositivo de indicación visual. En algunas realizaciones, el indicador visual 46 comprende un LED multicolor. En algunas realizaciones, la herramienta 40 comprende tanto un indicador de audio 44 como un indicador visual 46.

El selector de tejido 50 puede comprender un conjunto de electrodo 52 y una herramienta de corte 54. En varias realizaciones, diversos conjuntos de electrodo pueden configurarse para realizar una intervención electroquirúrgica deseada, tal como, por ejemplo, coagulación, corte o fusión en un tejido particular. En algunas realizaciones, el conjunto de electrodo 52 puede configurarse para uso como sellador vascular. En otras realizaciones, el conjunto de electrodo 52 puede configurarse para uso como grapadora bariátrica. Todavía en otras realizaciones, el conjunto de electrodo 52 puede configurarse para uso como dispositivo de corte de tejido. En algunas realizaciones, la herramienta de corte 54 puede ser un elemento mecánico tal como una cuchilla estacionaria o móvil o un borde afilado. En otras realizaciones, la herramienta de corte 54 puede ser un elemento electroquirúrgico tal como un hilo o filamento energizable.

Con referencia continuada a la figura 1A, el actuador 60 puede acoplarse operativamente al selector de tejido 50 para elegir selectivamente tejido. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el selector de tejido 50 puede incluir un prensor basado en mordazas y el actuador puede comprender un mecanismo de actuación para mover selectivamente el prensor desde una posición abierta hasta una posición cerrada. En otras realizaciones, se contempla que puedan utilizarse otros selectores de tejido en el sistema electroquirúrgico 2. En algunas realizaciones, el actuador 60 puede configurarse también para energizar selectivamente los electrodos. Por ejemplo, el actuador 60 puede comprender un interruptor o botón en la herramienta.

Con referencia continuada a la figura 1A, la herramienta 40 puede comprender además una memoria 70. En algunas realizaciones, la memoria 70 comprende un módulo de encriptación 72 y un módulo de dispositivo de configuración 74. El módulo de encriptación 72 puede configurarse para facilitar un intercambio de información encriptada con el módulo de encriptación 26 en la ESU 10. El módulo de dispositivo de configuración 74 puede almacenar información de parámetros operacionales sobre la herramienta 40. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el módulo de

dispositivo de configuración 74 puede almacenar información con respecto al conjunto de electrodo, el número de usos y el tiempo operacional total de uso de la herramienta y otros parámetros operacionales.

5 Con referencia continuada a la figura 1A, el sistema electroquirúrgico 2 puede comprender además un controlador 80 de herramienta externo que acople eléctricamente la ESU 10 a la herramienta 40. En algunas realizaciones, el controlador 80 de herramienta externo comprende un selector de herramienta 82 tal como un interruptor. El controlador 80 de herramienta externo puede permitir que se conecten a éste múltiples dispositivos. Un selector de herramienta 82 permite la selección de uno de los múltiples dispositivos a energizar. Por ejemplo, el selector de herramienta 82 puede comprender un dial, un interruptor o una palanca biestable. El actuador 84 de herramienta
10 puede acoplar eléctricamente de manera selectiva la herramienta seleccionada 40 con la ESU 10.

15 Con referencia a la figura 2A, se ilustra un ejemplo de realización de un sistema electroquirúrgico 102 que incluye una ESU 110 y una herramienta de fusión electroquirúrgica 120. La herramienta de fusión electroquirúrgica 120 puede acoplarse eléctricamente a la ESU 110 por un acoplador eléctrico 130, tal como con una conexión cableada a un puerto de herramienta 112 en la ESU 110. En la realización ilustrada, la herramienta de fusión electroquirúrgica 120 comprende un sellador y divisor de tejido, como se trata con detalle adicional a continuación con respecto a las figuras 5A a 19. La herramienta de fusión electroquirúrgica 120 comprende indicadores visuales 122 tales como LEDs multicolor posicionados en la misma para notificar a un usuario el estado de la herramienta. En otras realizaciones, la herramienta de fusión electroquirúrgica 120 puede acoplarse eléctricamente a un generador o una
20 unidad electroquirúrgica diferente. Un controlador manual, tal como un interruptor de mano o de pedal, puede acoplarse eléctricamente a la ESU 10 o a la herramienta de fusión electroquirúrgica 122 para permitir el control selectivo de la herramienta.

25 Con referencia a la figura 2B, se ilustra un ejemplo de realización de un sistema electroquirúrgico 202 que incluye una ESU 210, y una herramienta electroquirúrgica 220. La herramienta electroquirúrgica 220 puede acoplarse eléctricamente a la ESU 210 tal como con una conexión cableada al puerto de herramienta 212 en la ESU 210. En la realización ilustrada, la herramienta electroquirúrgica 220 comprende una herramienta de corte y coagulación eléctrica, como se trata con más detalle a continuación con respecto a las figuras 20 a 29. La herramienta electroquirúrgica 220 comprende indicadores visuales 222 tales como LEDs multicolor posicionados en la misma
30 para notificar al usuario el estado de la herramienta. En otros casos, la herramienta electroquirúrgica 220 puede acoplarse eléctricamente a un generador o una unidad electroquirúrgica diferente. En algunas realizaciones, un controlador manual tal como un interruptor de mano o de pedal puede acoplarse eléctricamente a la ESU 210 o a la herramienta de fusión electroquirúrgica 222 para permitir el control selectivo de la herramienta.

35 Con referencia a la figura 2C, se ilustra un ejemplo de realización de sistema electroquirúrgico 2302 que incluye una ESU 310 y una herramienta electroquirúrgica 320. La herramienta electroquirúrgica 320 puede acoplarse eléctricamente a la ESU 310 tal como con una conexión cableada a un puerto de herramienta 312 en la ESU 310. La herramienta electroquirúrgica 320 comprende indicadores visuales 322 tales como LEDs multicolor posicionados en la misma para notificar al usuario el estado de la herramienta. En otras realizaciones, la herramienta electroquirúrgica 320 puede acoplarse eléctricamente a un generador o a una unidad electroquirúrgica diferente. En algunas realizaciones, un controlador manual tal como un interruptor de mano o de pedal puede acoplarse eléctricamente a la ESU 310 o a la herramienta electroquirúrgica 322 para permitir el control selectivo de la
40 herramienta.

45 Unidad electroquirúrgica integrada

Con referencia a las figuras 3A-3C, una unidad electroquirúrgica 410 se ilustra en vistas en perspectiva, frontal y trasera. La unidad electroquirúrgica 410 puede ser una ESU integrada como se trata anteriormente con respecto a la figura 1A, y puede comprender un generador y un circuito de realimentación. En algunas realizaciones, el alojamiento o la consola de la unidad electroquirúrgica 410 pueden dimensionarse y configurarse para encajar en un
50 carro o armario de almacenamiento de quirófano estándar. En algunas realizaciones, el alojamiento o la consola de la unidad electroquirúrgica 410 puede configurarse para ser apilable con otro equipo eléctrico quirúrgico.

Con referencia a las figuras 3A-3B, se ilustra una vista en perspectiva de la unidad electroquirúrgica 410. En la realización ilustrada, la unidad electroquirúrgica 410 comprende dos puertos de herramienta dedicados 412, un
55 puerto de herramienta bipolar 414 y un puerto de potencia eléctrica 416. En otras realizaciones, las unidades electroquirúrgicas pueden comprender diferentes números de puertos. Por ejemplo, en algunas realizaciones, una unidad electroquirúrgica puede comprender más o menos de dos telepuertos dedicados 412, más o menos de un puerto de herramienta bipolar 414 y más o menos de un puerto de potencia 416.

60 Con referencia continuada a las figuras 3A-3B, cada puerto de herramienta dedicado 412 está configurada para acoplarse a una herramienta electroquirúrgica que tiene una memoria, como se describe anteriormente con respecto a la figura 1A. Así, los puertos de herramienta dedicados 412 pueden acoplarse eléctricamente al circuito de realimentación de la unidad electroquirúrgica 410 así como al generador. En algunas realizaciones, los puertos de herramienta dedicados 412 comprende conectores multipatilla que incluyen una pluralidad de patillas de conexión
65 eléctricas o de receptáculos de patilla. En algunas realizaciones, los conectores pueden comprender más de 10, por ejemplo 20 patillas o receptáculos de patilla. Como se trata anteriormente con respecto a la figura 1A, y se trata con

más detalle a continuación, los puertos de herramienta dedicados 412 pueden configurarse para transmisión y recepción encriptadas de datos procedentes de una herramienta electroquirúrgica eléctricamente acoplada.

5 Con referencia continuada a las figuras 3A-3B, el puerto de herramienta bipolar 414 puede incluir un enchufe configurado para recibir una herramienta electroquirúrgica bipolar convencional. El puerto de herramienta bipolar 414 puede acoplarse al generador de la unidad electroquirúrgica 410. En algunas realizaciones, el puerto de herramienta bipolar 414 no está acoplado al circuito de realimentación de la unidad electroquirúrgica 410. Así, ventajosamente, la unidad electroquirúrgica 410 puede energizar tanto herramientas electroquirúrgicas especializadas, como se describe aquí con detalle adicional, como herramientas electroquirúrgicas bipolares convencionales. En consecuencia, la unidad electroquirúrgica 410 puede utilizarse en lugar de un generador electroquirúrgico bipolar autónomo sin requerir armario o espacio de carro adicionales en un espacio de trabajo quirúrgico.

15 Con referencia continuada a las figuras 3A-3B, el puerto de potencia eléctrica 416 puede acoplarse al generador de la unidad electroquirúrgica 410. El puerto de potencia eléctrica 416 puede configurarse para suministrar corriente continua. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el puerto de potencia eléctrica 416 puede proporcionar aproximadamente 12 voltios CC. El puerto de potencia eléctrica 416 puede configurarse para alimentar potencia a un accesorio quirúrgico, tal como un respirador, bomba, luz u otro accesorio quirúrgico. Así, ventajosamente, además de sustituir un generador electroquirúrgico para herramientas bipolares estándar, la unidad electroquirúrgica 410 puede sustituir también un suministro de potencia de accesorio quirúrgico. En algunas realizaciones, la sustitución de los generadores existentes actualmente y los suministros de potencia por la unidad electroquirúrgica 410 puede reducir la cantidad de espacio de almacenamiento requerido en armarios de almacenamiento, carros o bandejas y el número de cordones de potencia de red eléctrica requeridos en un espacio de trabajo quirúrgico.

25 Con referencia continuada a las figuras 3A-3B, la unidad electroquirúrgica 410 puede comprender una pantalla 420. En algunas realizaciones, la pantalla puede comprender una pantalla multilínea capaz de presentar información de texto e información gráfica tal como, por ejemplo, una pantalla de panel LCD que, en algunas realizaciones, puede iluminarse a través de luz posterior o luz lateral. En algunas realizaciones, la pantalla 420 puede comprender una pantalla multicolor que puede configurarse para visualizar información sobre una herramienta particular acoplada eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 410 y un color que corresponde a un color estándar asociado con una intervención quirúrgica (tales como, por ejemplo operaciones de corte representadas en texto y gráficos amarillos, operaciones de fusión o soldadura representadas en púrpura, y coagulación representada en azul, operaciones de disección sin sangre pueden ser representadas en amarillo y azul). En algunas realizaciones, tal como se trata con más detalle más adelante, la pantalla puede configurarse para indicar simultáneamente datos de estado para una pluralidad de herramientas acopladas eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 410. En algunas realizaciones, un usuario puede alternar la pantalla 420 entre presentar el estado de múltiples herramientas eléctricamente conectadas y el estado de una única herramienta eléctricamente conectada. Otros aspectos ejemplares de la pantalla se tratan en general con respecto a las figuras 4A y 4B y, más específicamente, con respecto al funcionamiento del sistema posterior.

40 Con referencia continuada a las figuras 3A-3B, la unidad electroquirúrgica puede comprender una interfaz de usuario tal como, por ejemplo, una pluralidad de botones 422. Los botones 422 pueden permitir al usuario la interacción con la unidad electroquirúrgica tal como, por ejemplo, solicitando un aumento o una reducción en la energía eléctrica suministrada a una o más herramientas acopladas a la unidad electroquirúrgica 410. En otras realizaciones, la pantalla 420 puede ser una pantalla táctil, integrando así las funcionalidades de la pantalla de datos y de la interfaz de usuario. En algunas realizaciones, la unidad electroquirúrgica 410 puede comprender un indicador audible, tal como un altavoz o campanilla para alertar a un usuario de un posible error, la terminación de la energía eléctrica suministrada u otras condiciones. La unidad electroquirúrgica 410 puede configurarse de tal manera que el indicador audible pueda hacer sonar un sonido particular durante operaciones de corte, un sonido diferente durante las operaciones de fusión o soldadura y otro sonido bien distinto durante las operaciones de coagulación para proporcionar realimentación audible a un usuario.

55 Con referencia a la figura 3C, se ilustra una vista trasera de la unidad electroquirúrgica 410. En la realización ilustrada, la parte trasera de la unidad electroquirúrgica 410 incluye un panel trasero 430. El panel trasero 430 puede incluir diversos puertos, tales como un puerto de controlador 432 configurado para acoplarse eléctricamente a un controlador externo tal como un controlador de pedal, como se describe anteriormente con respecto a la figura 1A. El panel trasero 430 puede incluir también un terminal de tierra. En otras realizaciones, uno o más puertos de controlador y/o el terminal de tierra pueden localizarse en otra cara de la unidad electroquirúrgica 410, por ejemplo en la cara frontal o una cara lateral. La cara trasera de la unidad electroquirúrgica 410 puede incluir un módulo de potencia 440 que incluye un puerto de potencia de red eléctrica configurado para enchufarse en una red eléctrica de potencia CA tal como un receptáculo de pared y un interruptor de potencia maestro para conectar y desconectar la unidad electroquirúrgica 410. En otras realizaciones, el interruptor de potencia maestro puede posicionarse en otra cara de la unidad electroquirúrgica 410, por ejemplo en la cara frontal o una cara lateral. La cara trasera de la unidad electroquirúrgica 410 puede incluir también una característica de intercambio de calor tal como, por ejemplo, ranuras, una rejilla o una pluralidad de lamas 450. En otras realizaciones, la característica de intercambio de calor puede posicionarse en otra cara de la unidad electroquirúrgica 410, por ejemplo en la cara frontal o una cara lateral. La característica de intercambio de calor puede mejorar el enfriamiento del aire o de otro fluido del generador, el

circuito de realimentación y otros componentes eléctricos alojados dentro de la consola de la unidad electroquirúrgica 410.

Sistemas y procesos electroquirúrgicos

5 Sistemas y procesos electroquirúrgicos en diversas realizaciones aplican energía eléctrica monopolar o bipolar de alta frecuencia a un paciente durante la cirugía. Tales sistemas y procesos están adaptados particularmente para cirugías laparoscópicas y endoscópicas en donde el acceso y la visibilidad espacialmente limitados requieren una manipulación simple, y se utilizan para fusionar vasos sanguíneos y soldar otro tejido biológico y, en un aspecto, para cortar, diseccionar y separar tejido/vasos. En realizaciones concretas, los sistemas y procesos incluyen la aplicación de energía de RF a tejido mecánicamente comprimido para (a) desecar el tejido, y (b) desnaturalizar colágenos (tipo I-III) y otras proteínas que son abundantes en la mayoría de tejidos biológicos. Cuando el calentamiento de colágenos a una temperatura apropiada hace que estos se desplieguen, se encojan o se desnaturalicen, el sistema permite el sellado de capilares y vasos sanguíneos durante la cirugía para la oclusión permanente de los vasos. Como se describe con mayor detalle a continuación, como un ejemplo, arterias de hasta 15 siete milímetros pueden ocluirse y diseccionarse por energía de radiofrecuencia (RF) y presión mecánica.

20 Cuando se aplica al mismo tiempo energía eléctrica de alta frecuencia controlada al tejido comprimido, el tejido se comprime con una presión relativamente alta (alrededor de 10 a 20 kg/cm²) y el tejido se suministra con suficiente energía eléctrica para desnaturalizar proteínas y eliminar suficiente agua en el tejido. Durante este proceso, los voltajes aplicados se reducen suficientemente para evitar formación de arco eléctrico (típicamente < 200 V eficaces).

25 Cuando se aplica energía eléctrica de la manera descrita indicada anteriormente, el tejido se mueve rápidamente a través del siguiente proceso de fusión/soldadura. Comenzando a temperatura corporal, el tejido (a) se calienta rápidamente llevando a (b) rotura celular, expulsando jugos (principalmente agua e iones salinos), (c) desenredamiento y activación de colágenos y elastina en los vasos sanguíneos a alrededor de 60 a 650° C y (d) desecación del vaso. Aquí, el proceso de desecación puede verse por la liberación de agua en forma de vapor cuando la temperatura del vaso ha alcanzado aproximadamente 1000° C. La reducción de agua en presencia de hebras de colágeno y elastina desenredadas lleva a formación de enlaces entre hebras de colágeno, llevando a un sellado fuerte y elástico del tejido. Como se confirma por las mediciones, las fusiones de vaso más fuertes (presión de explosión más alta) se obtienen cuando los vasos se han calentado a al menos 70° C, presurizado con alrededor de 10 a 20 kg/cm²) y se desecan a continuación en alrededor de 40-50% de su contenido de agua original.

35 Eléctricamente, el tejido puede caracterizarse durante el proceso de fusión por su impedancia que está comenzando típicamente a 10-100 ohmios de resistencia puramente óhmica. Durante el proceso de fusión, la resistencia puramente óhmica se reduce en 20 a 50% antes de que aumente en dos órdenes de magnitud. Cuando la resistencia se aproxima a un valor final, la impedancia del tejido aumenta gradualmente en comportamiento capacitivo con un desplazamiento de fase de alrededor de 20 grados. El tejido exhibirá un comportamiento capacitivo pronunciado al final del proceso de fusión con un desplazamiento de fase de alrededor de 40 grados, aun cuando el componente óhmico permanecerá casi sin cambiar durante esta fase.

40 Como se describe previamente y se describe en toda la solicitud, el generador electroquirúrgico suministra finalmente energía de RF a una herramienta electroquirúrgica conectada. El generador electroquirúrgico asegura que la energía de RF suministrada no exceda parámetros especificados y detecta fallos o condiciones de error. En diversas realizaciones una herramienta electroquirúrgica proporciona las órdenes o lógica utilizadas para aplicar apropiadamente la energía de RF para una intervención quirúrgica. Una herramienta electroquirúrgica incluye memoria que tiene órdenes y parámetros que dictan el funcionamiento de la herramienta en conjunción con el generador electroquirúrgica. Por ejemplo, en un caso simple, el generador puede suministrar la energía de RF pero la herramienta conectada decide cuánta energía se aplica. Sin embargo, el generador no permite que el suministro de energía de RF exceda un umbral ajustado aun cuando se le ordene hacerlo por la herramienta conectada, proporcionando así una comprobación o garantía contra una orden de herramienta defectuosa.

55 En una realización, cada herramienta puede venir con un circuito integrado que proporcione autenticación, configuración, expiración y registro de herramienta. La conexión de herramientas en los receptáculos o puertos inicia un proceso de verificación e identificación de herramienta. La autenticación de herramienta en una realización se proporciona a través de un esquema de estímulo-respuesta y/o una clave secreta almacenada compartida también por el controlador. Otros parámetros tienen almohadillas para comprobaciones de integridad. Los usos se registran en el controlador y/o en el circuito integrado de herramienta. Los errores en una realización pueden dar como resultado un uso no registrado. En una realización la grabación de registro se ajusta en binario y se interpreta con herramientas sin conexión o a través del controlador.

60 En una realización la conexión de una herramienta bipolar estándar en la salida bipolar estándar no comprobará de manera activa la herramienta. Sin embargo, el controlador reconoce una conexión de modo que la información en la salida bipolar pueda visualizarse en el monitor o interfaz de usuario de la unidad. La pantalla reserva un campo para la salida bipolar antes de que se active la salida. En una realización, el controlador utiliza osciladores o componentes de medición del tiempo para vigilar una expiración de la herramienta. Tales componentes utilizan osciladores de recuento o temporizadores o relojes calendario en tiempo real y se configuran en tiempo de arranque. Las

interrupciones de temporizador se manipulan por el controlador y pueden utilizarse por los guiones de órdenes durante los tiempos muertos. El registro utiliza también temporizadores o contadores para eventos registrados con sello de tiempo.

5 La herramienta en una realización tiene memoria integrada con la herramienta o retirable de ésta. Un algoritmo o guión de órdenes de herramienta dentro de la memoria de herramienta está cargada en un interpretador de guión de órdenes del generador. El guión de órdenes proporciona órdenes y parámetros que preparan la herramienta para uso cuando se conecta al generador. Tras la activación de un interruptor acoplado a la herramienta, el controlador detecta el cierre del interruptor y autentifica la herramienta, comprueba el estado de expiración de la herramienta e
10 inicializa estructuras de datos internas que representan la herramienta del receptáculo. Una activación posterior del interruptor de herramienta inicia un evento que hace que el guión de órdenes dirija el generador a suministrar energía de RF. El controlador registra el uso de la herramienta y el generador. Cuando la herramienta se desconecta del receptáculo del generador, el controlador restablece la información asociada con el receptáculo. El controlador vigila constantemente el generador para un funcionamiento apropiado. Se anuncian errores y fallos irrecuperables y se impide un funcionamiento adicional del sistema. Todos los fallos se almacenan en la memoria del controlador y/o
15 la memoria de la herramienta.

Los datos de una intervención específica (por ejemplo, de encendido a apagado) se almacenan en cada herramienta. La herramienta mantiene adicionalmente los datos de una intervención, es decir, el número de usos de la herramienta, el ajuste de potencia y los fallos. Cada herramienta en una realización mantiene también la información de todas las demás herramientas. La memoria de herramienta incluye, pero no se limita a ellos, los parámetros siguientes: número de serie del generador, sello de tiempo, evaluación del tejido y ajuste de punto extremo para cada uso de herramienta, corte, coagulación, soldadura, ajuste de potencia, duración de RF y punto extremo (autodetención, fallo, detención manual).
20

El generador registra detalles del uso en un registro interno que es descargable. El generador tiene memoria para el almacenamiento de código y prestaciones de máquina. El generador tiene memoria reprogramable que contiene instrucciones para prestaciones de herramienta específicas. La memoria, por ejemplo, retiene un número de herramienta y parámetros de uso de herramienta. El generador almacena información sobre el tipo de herramientas conectadas. Tal información incluye pero no está limitada a un identificador de herramienta, por ejemplo un número de serie de una herramienta conectada, junto con un sello de tiempo, número de usos o duración de uso de la herramienta conectada, ajuste de potencia de cada una y cambios hechos al ajuste por defecto. La memoria en una realización mantiene datos durante aproximadamente dos meses o alrededor de 10000 usos de herramienta y está configurada para sobrescribir sobre sí misma cuando sea necesario.
25

En una realización, el controlador incluye un módulo interpretador de máquina de estado que analiza los guiones de órdenes de herramienta. Los guiones de órdenes de herramienta representan un proceso de herramienta para una herramienta específica o dada. Los guiones de órdenes de herramienta se almacenan en la memoria conectada a una herramienta o integrada en ésta, el controlador o una combinación de los mismos. El módulo interpretador de máquina de estado responde a eventos específicos tales como una activación/desactivación de interruptor, posiciones de herramientas o umbrales de medición en exceso. El módulo en respuesta controla la salida de energía de RF y/o la activación del electrodo. En una realización, un módulo interpretador puede proporcionarse para cada receptáculo de entrada de herramienta. El controlador detecta eventos de herramienta y avanza el evento detectado al módulo interpretador apropiado. El módulo solicita a su vez acciones del controlador sobre la base del evento detectado que proporciona salida a la herramienta conectada asociada con el receptáculo de entrada de herramienta apropiada y también el módulo interpretador apropiado.
30
35
40
45

En una realización, el controlador tiene un guión de órdenes de herramienta fijo específico o predeterminado para un receptáculo de entrada específico. Por tanto, sólo se utiliza este guión de órdenes de herramienta para la herramienta conectada al receptáculo de entrada particular. El módulo interpretador incluye un detector de evento y un analizador de guión de órdenes. El detector de evento recibe e identifica eventos de herramienta, tales como un evento de activación/desactivación de interruptor o un evento de medición (por ejemplo, umbral de fase excedido). El detector de evento formula solicitudes al controlador para controlar salida de RF, selección de salida y/o selección de salidas, cambios en la pantalla y tonos de audio. Otros eventos detectados incluyen detectar interruptores de mano y de pedal, interruptores de mordaza, eventos de sobrefase y de subfase después de sobrefase, cortocircuitos y aperturas, y estados de los guiones de órdenes de herramienta. El analizador de guión de órdenes interpreta los guiones de órdenes de herramienta. Palabras clave en los guiones ayudan al analizador de guión de órdenes a extraer órdenes operacionales y datos para el funcionamiento de la herramienta sobre la base de un evento detectado identificado por el detector de evento. Además de los puntos de ajuste del voltaje, corriente, etc. un guión de órdenes de herramienta especifica la fuente de RF como la fuente de CORTE o la fuente de COAGULACIÓN. El guión de órdenes especifica también qué electrodos llegan a conectarse a RF+, RF- o se permite que floten. Debido a que el guión de órdenes controla la configuración de electrodo y puede ajustar umbrales que disparan eventos, un guión de órdenes puede reconfigurar completamente una herramienta durante su uso.
50
55
60

El guión de órdenes controla los ajustes de salida de voltaje y corriente así como secuencias de voltaje y ajustes de corriente. Por ejemplo, la permitividad y conductividad de los vasos sanguíneos son las mismas con independencia
65

del tamaño. Un pequeño vaso sanguíneo se fusionará muy rápidamente mientras que un vaso grande puede llevar varios segundos. La aplicación de una gran cantidad de corriente a un vaso pequeño puede provocar daños de tejido excesivos, mientras que la utilización de una pequeña cantidad de corriente hará que lleve un tiempo inaceptablemente largo el realizar la función de fusión. Para modificar las prestaciones de herramienta, el guión de órdenes puede controlar inicialmente una pequeña cantidad de corriente de RF y, si no se alcanza el punto extremo de fusión en menos de un segundo, se ordena una corriente alta para acelerar la fusión de un vaso grande. Otro uso de guión de órdenes para modificar las prestaciones de herramienta para conmutar de una operación (coagulación) a otra operación (corte) es reconfigurar los electrodos de herramienta y la salida de ESG para simplificar un proceso multietapa tal como fusión y corte. Cuando el médico comienza el proceso, el guión de órdenes ajustará primero la unidad para la fusión y medirá el ángulo de fase de tejido que indica el punto extremo de fusión. La potencia de RF se conecta entonces hasta que se alcance el punto extremo de fusión. La unidad desconectará entonces la potencia de RF y pitará para indicar que la fusión está completa. La unidad conmuta entonces los electrodos a la configuración de corte, ajusta la salida de RF para corte y reinicia la salida de RF. La operación de corte se detiene por el médico cuando se completa el corte.

Haciendo referencia a la figura 4, se proporciona un resumen de las operaciones de herramienta. Una herramienta conectada al generador electroquirúrgica se verifica en 601. El punto extremo se determina en 602. La herramienta aplica energía en 603, por ejemplo energía de RF, y continúa hasta que se alcanza un punto extremo o se detecta una condición de error. Tras la determinación de que se alcanza o se excede un punto extremo 604, se desactiva la herramienta (por ejemplo, se detiene la aplicación de la energía), terminándose el proceso.

Sobre la base del algoritmo de herramienta para la herramienta conectada, pueden variar la verificación y determinación de la herramienta de un punto extremo. En particular, se determina un cortocircuito de herramienta midiendo la resistencia en una superficie de contacto de tejido de la herramienta. Si la resistencia es menor que diez (10) ohmios, se reconoce una condición de cortocircuito de herramienta. De acuerdo con diversas realizaciones, el producto de la permitividad y conductividad de tejido medidas o un desplazamiento de fase inicial se utiliza para determinar el punto extremo para una herramienta conectada.

De acuerdo con diversas realizaciones, se mide el desplazamiento de fase y/o una tasa de cambio de fase en todo el proceso para determinar si se alcanza o se excede un punto extremo. Asimismo, parámetros de tiempo muerto, por ejemplo, un temporizador o contador que alcanzan o exceden un límite de tiempo establecido, o una condición de fallo detiene o interrumpe el proceso aun cuando el punto extremo determinado no se alcance o se exceda.

Herramientas electroquirúrgicas portátiles

Como se describe en general anteriormente y se describe con más detalle a continuación, pueden utilizarse diversas herramientas electroquirúrgicas portátiles en los sistemas electroquirúrgicos descritos aquí. Por ejemplo, prensores, tijeras, pinzas, sondas, agujas y otros instrumentos que incorporan uno, algunos o todos los aspectos tratados aquí pueden proporcionar diversas ventajas en un sistema electroquirúrgico. Diversas realizaciones de herramientas electroquirúrgicas se tratan a continuación. Se contempla que una, algunas o todas las características tratadas en general a continuación puedan incluirse en cualquiera de las realizaciones de herramientas tratadas seguidamente. Por ejemplo, puede ser deseable que cada una de las herramientas descritas a continuación incluya una memoria para la interacción con un circuito de realimentación como se describe anteriormente. Sin embargo, en otras realizaciones, las herramientas descritas a continuación pueden configurarse para interactuar con una fuente de potencia bipolar estándar sin interacción de una memoria de herramienta. Además, aunque se contempla que ciertos aspectos de estas realizaciones pueden combinarse con ciertos aspectos de otras herramientas electroquirúrgicas dentro del ámbito de esta solicitud. Ciertos aspectos de estas herramientas electroquirúrgicas se tratan en general aquí y con más detalle con respecto a varias realizaciones a continuación.

Como se trató anteriormente con respecto a las figuras 1A y 1B, una herramienta electroquirúrgica puede incluir deseablemente una memoria. La memoria puede incluir un módulo de encriptación y un módulo de dispositivo de configuración. El módulo de dispositivo de configuración puede almacenar ciertos tipos de datos de herramienta. Por ejemplo, el módulo de dispositivo de configuración puede almacenar parámetros operacionales para la herramienta incluyendo software a transferir a una unidad electroquirúrgica tras la conexión eléctrica exitosa a la unidad electroquirúrgica. Estos parámetros operacionales pueden incluir datos con respecto a diversas intervenciones electroquirúrgicas a realizar por la herramienta y rangos de nivel de energía correspondientes y duraciones para estas operaciones, datos relativos a una configuración de electrodo de una herramienta y datos relativos a la conmutación entre electrodos para realizar diferentes intervenciones electroquirúrgicas con la herramienta. Ventajosamente, a diferencia de los sistemas electroquirúrgicos de la técnica anterior, pueden hacerse rápidamente cambios en los perfiles de herramienta y actualizaciones periódicas de herramienta sin tiempo de paro para los generadores electroquirúrgicos, ya que el software para el funcionamiento de la herramienta puede residir en la propia herramienta electroquirúrgica en vez de en el generador. En consecuencia, pueden hacerse actualizaciones durante la producción de la herramienta.

El módulo de dispositivo de configuración puede almacenar adicionalmente un registro de datos que comprende, por ejemplo, una grabación de información de cada uso de herramienta previo. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el registro de datos puede contener datos de sello de tiempo, incluyendo un identificador de unidad electroquirúrgica, un

registro de intervenciones electroquirúrgicas realizadas por la herramienta, y un registro de duraciones y de energías aplicadas a la herramienta. En algunas realizaciones, puede ser deseable que el uso de una herramienta particular esté limitado a un periodo de uso máximo o número de intervenciones, especialmente cuando la herramienta electroquirúrgica no se ha configurado para esterilización y reutilización. En consecuencia, en algunas realizaciones, el módulo de dispositivo de configuración puede configurarse para impedir el funcionamiento de una herramienta después de un uso predeterminado o un número de intervenciones. En algunas realizaciones, una herramienta puede comprender un cierre mecánico además del registro de datos o en lugar de éste, tal como un conector arrancable de un solo uso para reducir la posibilidad de una reutilización no intencionada.

En algunas realizaciones, es deseable que la herramienta comunique con la unidad electroquirúrgica a través de un protocolo encriptado. En consecuencia, la memoria puede almacenar además un módulo de encriptamiento o una clave de encriptamiento para facilitar esta comunicación encriptada.

Como se trató anteriormente con respecto a las figuras 1A y 1B, puede ser deseable que una herramienta electroquirúrgica para uso en el sistema electroquirúrgico incluya uno o más indicadores de audio y/o visuales. En algunas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica puede incluir una matriz de LEDs o un conjunto de LED multicolor tal como un conjunto de LED de tres colores capaz de generar muchos colores combinados. El indicador visual puede configurarse para iluminarse con un color correspondiente al tipo de intervención electroquirúrgica realizada por la herramienta. Cuando una herramienta está configurada para realizar múltiples tipos diferentes de intervenciones electroquirúrgicas, deseablemente el indicador visual se actualiza para reflejar la intervención electroquirúrgica actualmente seleccionada. Así, ventajosamente, un usuario puede decir, mientras ve el campo quirúrgico, qué tipo de intervención electroquirúrgica está configurada para realizar la herramienta.

Herramienta de fusión electroquirúrgica

Con referencia a las figuras 5A a 5B, se proporciona una realización de un sellador/divisor laparoscópico portátil o herramienta de fusión 1100. En la realización ilustrada el sellador/divisor comprende un conjunto de mango 1110, un vástago alargado 1120 que se extiende desde el conjunto de mango 1110 y un conjunto de mordaza 1130 posicionado en el vástago alargado 1120 opuesto al conjunto de mango 1110. El vástago alargado 1120 tiene un extremo proximal y un extremo distal que definen un eje longitudinal central entre ellos. En la realización ilustrada, el conjunto de mango 1110 comprende un mango semejante a una empuñadura de pistola. El vástago alargado 1120 y el conjunto de mordaza 1130, en una realización, se dimensionan y configuran para encajar a través de una cánula o puerto de acceso de trocar de 5 mm de diámetro. En otras realizaciones, el vástago alargado y el conjunto de mordaza pueden dimensionarse y configurarse para encajar a través de las cánulas o puertos de acceso de trocar que tienen otros tamaños estándar o no estándar. En la figura 5A, el conjunto de mango 1110 se muestra en una posición primera o inicial en la que se abren las mordazas.

Con referencia a las figuras 5A a 6C, el conjunto de mango 1110 comprende un mango estacionario 1112 y un mango de actuación 1114 acoplado de forma móvil al mango estacionario. En la realización ilustrada, el mango estacionario 1112 comprende un alojamiento formado de bastidores de mango derecho 1112R e izquierdo 1112L. En otras realizaciones, el mango estacionario 1112 puede ser un componente único o puede ser un alojamiento formado de más de dos piezas. En la realización ilustrada, el mango de actuación 1114 está acoplado deslizable y pivotablemente al alojamiento estacionario, como se trata con detalle adicionalmente a continuación. En funcionamiento, el mango de actuación 1114 puede manipularse por un usuario, por ejemplo un cirujano para actuar el conjunto de mordaza, por ejemplo abriendo y cerrando selectivamente las mordazas.

Con referencia continuada a las figuras 6A a 6B, en la realización ilustrada, el mango de actuación 1114 está acoplado al mango estacionario 1112 para formar un mecanismo de regulación de fuerza 1200 acoplando el conjunto de mango 1110 al conjunto de mordaza 1130. Deseablemente, el mecanismo de regulación de fuerza 1200 puede configurarse de tal manera que, en una configuración cerrada, el conjunto de mordaza 1130 suministre una fuerza de agarre entre la primera mordaza 1132 y la segunda mordaza 1134 entre una fuerza mínima predeterminada y una fuerza máxima predeterminada.

Con referencia continuada a las figuras 6A a 6B, en la realización ilustrada, el mango de actuación 1114 está acoplado al mango estacionario 1112 en dos localizaciones de pivote deslizantes 1202, 1204 para formar el mecanismo de regulación de fuerza 1200. El mango de actuación 1114 tiene un primer extremo 1116 que incluye una superficie de agarre formada en el mismo, y un segundo extremo 1118 opuesto al primer extremo 1116. En la realización ilustrada, el mango de actuación 1114 está acoplado a una espiga 1206 adyacente al segundo extremo 1118. En algunas realizaciones, el mango de actuación 1114 puede formarse de manera enteriza con un saliente que se extiende desde el mismo que define una superficie de espiga, mientras que en otras realizaciones, una espiga puede encajarse a presión en una abertura en el mango de actuación. La espiga 1206 puede contenerse dentro de ranuras en el mango estacionario 1112, tal como ranuras correspondientes formadas en los bastidores de mango derecho e izquierdo 1112R, 1112L del alojamiento de mango estacionario. Estas ranuras pueden permitir que la espiga deslizante 1206 se mueva sobre un rango predeterminado. En algunas realizaciones, las ranuras pueden configurarse para definir una trayectoria de mango de actuación deseada cuando el mango de actuación se mueve desde la primera posición correspondiente a las mordazas abiertas hasta una segunda posición correspondiente a las mordazas cerradas. Por ejemplo, la realización ilustrada incluye ranuras generalmente lineales

formadas en el mango estacionario 1112 en ángulo con respecto al eje longitudinal central del vástago alargado 1120. En otras realizaciones, las ranuras pueden formarse en general paralelas al eje longitudinal central. En algunas realizaciones, las ranuras pueden ser curvilíneas.

5 En la realización ilustrada, el mecanismo de regulación de fuerza 1200 incluye un miembro de activación tal como un resorte de disparador 1208 que solicita la espiga en una dirección proximal hacia la parte trasera de las ranuras de espiga en los bastidores de mango derecho e izquierdo (véase, por ejemplo, la figura 6B). El resorte de disparador 1208 y el mango de actuación 1114 pueden pivotar libremente y sin dificultades en su punto de sujeción 1202. El miembro de activación 1208 puede cargarse previamente a una fuerza predeterminada. En funcionamiento, cuando se ejerce una fuerza predeterminada sobre el mango de actuación 1114, se vence una fuerza de activación ejercida por el resorte de disparador 1208, y el segundo extremo 1118 del mango de actuación 1114 puede trasladarse en general distalmente guiado por la espiga en las ranuras.

15 Aunque la realización ilustrada incluye una disposición de espiga en ranura que acopla un punto de pivote del mango de actuación al mango estacionario, en otras realizaciones se contempla que puedan formarse otras conexiones. Por ejemplo, en algunas realizaciones, una ranura puede formarse en el mango de actuación y una proyección conjugada puede formarse en el mango estacionario. Además, aunque la realización ilustrada incluye un resorte helicoidal de tensión que forma el miembro de activación, en otras realizaciones, se contemplan otros miembros de activación. Por ejemplo, el miembro de activación puede comprender un resorte de compresión, un resorte de torsión, una banda elastomérica, una unidad de absorción de choques llena de fluido u otro dispositivo de activación adecuado.

25 Con referencia continuada a las figuras 6A a 6B, en la realización ilustrada, el mango de actuación 1114 está acoplado deslizable y pivotablemente al mango estacionario 1112 en una localización entre los extremos primero y segundo 1116, 1118 del mango de actuación. Un miembro de actuación tal como un bloque de tracción 1250 puede acoplarse al mango de actuación. En la realización ilustrada una trayectoria de actuación del bloque de tracción 1250 se define por carriles formados en los bastidores de mango derecho e izquierdo 1112L, 1112R. Cuando el mango de actuación 1114 se mueve proximalmente, el bloque de tracción 1250 se mueve también, cerrando efectivamente las mordazas y sujetando así cualquier tejido entre las mordazas. En la realización ilustrada, los carriles guían el bloque de tracción 1250 para deslizarse proximal y distalmente mientras se limita el movimiento en otras direcciones. En otras realizaciones, diversos miembros de guía diferentes tales como una disposición de espiga en ranura pueden definir la trayectoria de actuación del miembro de actuación.

35 Como se ilustra, el bloque de tracción 1250 comprende una estructura prismática generalmente rectangular que tiene caras superior e inferior generalmente abiertas y un extremo proximal sustancialmente cerrado. El mango de actuación 1114 puede extenderse a través de las caras superior e inferior del bloque de tracción 1250. Un borde del mango de actuación 1114 puede apoyarse sobre el extremo proximal del bloque de tracción 1250 de tal manera que el movimiento del mango de actuación 1114 con relación al mango estacionario pueda mover el bloque de tracción 1250 de manera generalmente longitudinal a lo largo de la trayectoria de actuación definida por los carriles. Un extremo distal del bloque de tracción 1250 puede acoplarse con un vástago de actuación tal como un tubo, barra o varilla de actuación, que pueden extenderse longitudinalmente a lo largo del vástago alargado del sellador/divisor. Así, en funcionamiento, el movimiento del mango de actuación 1114 desde la primera posición hasta la segunda posición traslada el bloque de tracción 1250 longitudinalmente dentro del alojamiento estacionario que traslada correspondientemente la varilla de actuación en general linealmente a lo largo del eje longitudinal con respecto al vástago alargado. El movimiento de este tubo de actuación puede controlar el movimiento relativo de las mordazas en el conjunto de mordaza.

50 Con referencia continuada a las figuras 6A y 6B, en algunas realizaciones, el sellador/divisor puede incluir un mecanismo de pestillo 1260 para mantener el mango de actuación 1114 en la segunda posición con respecto al mango estacionario. En la realización ilustrada, el disparador de actuación comprende un brazo de pestillo extendido 1262 que puede acoplarse con un pestillo coincidente 1264 contenido dentro del mango de actuación 1112 para sujetar el disparador de actuación en una posición segunda o cerrada. En otras realizaciones, se contempla que una porción del mecanismo de pestillo pueda formarse en una porción del mango de actuación 1114 adyacente al segundo extremo del mango de actuación 1114, y una porción conjugada del mecanismo de gatillo pueda formarse en el mango de actuación 1112. Todavía en otras realizaciones, se contempla que una porción del mecanismo de pestillo pueda formarse en el bloque de tracción 1250 y una porción conjugada del mecanismo de pestillo pueda formarse en el alojamiento estacionario.

60 En algunas realizaciones, el conjunto de mordaza 1130 del sellador/divisor comprende una cuchilla de corte avanzable 1400 (figura 8B) que puede acoplarse a un actuador de cuchilla tal como un disparador de cuchilla 1402 posicionado en el conjunto de mango 1110. Un mecanismo de actuación de cuchilla 1404 puede acoplar operativamente el disparador de cuchilla a la cuchilla de corte. En la realización ilustrada, el disparador de cuchilla 1402 está posicionado en una superficie proximal del conjunto de mango de tal modo que puede hacerse funcionar fácilmente a manera de una empuñadura de pistola. Como se ilustra, el mecanismo de actuación de cuchilla 1404 comprende un enlace de avance de cuchilla pivotante que transfiere e invierte el movimiento proximal del disparador de cuchilla 1402 a un conjunto de vástago de actuación de cuchilla acoplado a la cuchilla de corte. En otras

- realizaciones, el disparador de cuchilla 1402 puede posicionarse en otro lugar en el mango de actuación 1112 tal como en una superficie distal del mango de actuación 1112 de tal modo que el movimiento distal del disparador de cuchilla 1402 puede hacer avanzar la cuchilla de corte distalmente sin transferir direcciones de avance a través de un varillaje. En funcionamiento, un usuario puede mover proximalmente el disparador de cuchilla 1402 para hacer avanzar la cuchilla de corte 1400 desde una posición retraída hasta una posición extendida. El mecanismo de actuación de cuchilla 1404 puede incluir un miembro de activación tal como un resorte de retorno de cuchilla 1406 para activar la palanca de avance de cuchilla distalmente dentro del actuador y solicitar así la cuchilla de corte 1400 en la posición retraída.
- Con referencia a la figura 6C, el conjunto de mango comprende también un arnés de cables 1500. El arnés de cables 1500 puede comprender, en ciertas realizaciones, seis hilos o terminales eléctricos individuales aislados contenidos dentro de una funda única. Como se ilustra, el arnés de cables 1500 puede salir del alojamiento del mango de actuación 1112 en una superficie inferior del mismo y puede discurrir generalmente hacia arriba a lo largo del interior del mango de actuación 1112. En otras realizaciones, pueden hacerse también otros enrutamientos de hilo. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el arnés de cables 1500 puede salir de una porción inferior de la superficie proximal del mango de actuación 1112. Los cables dentro del arnés pueden proporcionar comunicación eléctrica entre el sellador/divisor y un generador electroquirúrgico y/o accesorios del mismo, como se trata anteriormente.
- En ciertas realizaciones de sellador/divisor, dentro del mango de actuación 1112, dos de los terminales pueden sujetarse a pinzas de acoplamiento rotacionales 1502 configuradas para permitir la rotación infinita del conjunto de mordaza 1130, como se trata con más detalle posteriormente, dos de los otros dos terminales se sujetan a un indicador visible 1504, tal como un LED multicolor, y los restantes dos terminales se sujetan a un interruptor 1506. En algunas realizaciones, el interruptor 1506 se conecta a un botón de activación manipulado por un usuario y se activa cuando se presiona el botón de activación. En un aspecto, una vez activado, el interruptor 1506 completa un circuito acoplando eléctricamente de forma conjunta los dos terminales. Por tanto, se establece entonces una trayectoria eléctrica desde un generador electroquirúrgico hasta el actuador para suministrar potencia de radiofrecuencia a uno de los dos terminales sujetos a las pinzas de acoplamiento rotacionales 1502.
- Haciendo referencia ahora a la figura 7, el conjunto de mango está acoplado a un conjunto de vástago rotacional 1600. En ciertas realizaciones, el acoplamiento del conjunto de mango al conjunto de vástago rotacional 1600 está configurado para permitir una rotación infinita de 360 grados del conjunto de mordaza 1130 con respecto al conjunto de mango. En la realización ilustrada, el conjunto de mango 1110 se conecta al vástago 1120 en cinco localizaciones o conexiones que proporcionan una rotación continua de 360 grados de todo el vástago mientras permite simultáneamente la actuación completa del mango de actuación 1114, por ejemplo para sellar y/o dividir el vaso. Como se ilustra, las primeras dos conexiones son pinzas de acoplamiento rotacionales 1502 que hacen contacto con el conjunto de vástago rotacional en el tubo de actuación y el manguito conductivo. La siguiente área de acoplamiento o la tercera conexión es un conjunto de cubo rotacional 1602 que está localizado entre las dos pinzas de acoplamiento rotacionales 1502.
- Con referencia continuada a la figura 7, el conjunto de vástago rotacional 1600 está contenido deseablemente dentro de los bastidores de mango derecho e izquierdo de tal manera que se impide el movimiento proximal y distal del conjunto de mordaza 1130 con respecto al conjunto de mango 1110 mientras permite el movimiento rotacional. Por ejemplo, pueden formarse pestañas que se extiendan hacia dentro en el mango de actuación 1112 y que interfieran con el movimiento proximal y distal del conjunto de cubo rotacional 1602, las pinzas de acoplamiento rotacional 1502 u otros componentes del conjunto de vástago rotacional 1600. La cuarta conexión está en una pluralidad de tuercas roscadas 1604 y el bloque de tracción 1250. La quinta conexión está entre la palanca de cuchilla 1608 y un vástago de cuchilla trasero 1606. El conjunto de vástago de rotación 1600 comprende también un botón de rotación 1610 que se fija al tubo de cubierta exterior. El botón de rotación 1610 permite que el cirujano haga girar el vástago del dispositivo mientras agarra el mango. Aunque el conjunto de vástago rotacional 1600 se ilustra con cinco localizaciones de conexión con el mango de actuación 1112, en algunas realizaciones, un conjunto de vástago rotacional puede tener menos localizaciones de conexión, tal como, por ejemplo, 1, 2, 3 o 4 localizaciones de conexión. Todavía en otras realizaciones, puede ser deseable que un conjunto de vástago rotacional tenga más de 5 localizaciones de conexión, tal como, por ejemplo 6, 7, 8 o más de 8 localizaciones de conexión.
- Deseablemente, el conjunto de vástago rotacional 1600 proporciona el sellador/divisor de vaso con rotación continua de 360 grados en toda la operación del instrumento electroquirúrgico. Utilizando pinzas de acoplamiento rotacionales 1502 para las conexiones eléctricas al vástago, el vástago puede funcionar, por ejemplo suministrar energía de RF, en cualquier orientación o rotación del conjunto de mordaza 1130 con relación al conjunto de mango. Así, ventajosamente, el cirujano se provee de más opciones quirúrgicas para la colocación y activación del sellador/divisor. Por tanto, ventajosamente, con un conjunto de vástago rotacional 1600, los hilos y las conexiones eléctricas y mecánicas no interfieren con la rotación continua, infinita del vástago. Para mantener una conexión bipolar a través del conjunto de vástago rotacional 1600, una de las conexiones eléctricas está eléctricamente aislada de otras porciones conductoras del vástago.
- Como se trata con más detalle a continuación, en algunas realizaciones, el sellador/divisor puede configurarse para

sujetar con una fuerza de agarre dentro de un rango predeterminado. En una realización, un apilamiento de tolerancia total sobre la longitud del vástago puede controlarse de modo que la fuerza aplicada al conjunto de mordaza 1130 desde el conjunto de mango puede mantenerse exactamente dentro del rango predeterminado. La longitud total del vástago 1120 puede controlarse utilizando tuercas roscadas 1604 y un acoplamiento roscado. Las tuercas roscadas 1604 pueden ajustarse para controlar estrechamente la longitud del vástago alargado 1120. La longitud es controlada manteniendo la localización de las tuercas roscadas 1604 en relación con las porciones de cubo del vástago. En la realización ilustrada, sujeto al extremo distal del tubo de actuación hay un acoplamiento roscado. Sujeto al acoplamiento roscado hay dos tuercas roscadas, que están configuradas para acoplarse con el bloque de tracción 1250. El bloque de tracción 1250 se acopla con las tuercas roscadas 1604 que se sujetan a la parte trasera del tubo de actuación, haciendo que el tubo de actuación se mueva proximalmente. La interacción descrita puede invertirse también de modo que las tuercas roscadas 1604 y el acoplamiento se sujeten a un tubo de cubierta exterior en vez del tubo de actuación. En otras realizaciones, pueden utilizarse otros mecanismos de ajuste de longitud para controlar el apilamiento de tolerancia total, tal como un tornillo de bloqueo para asegurar selectivamente la posición del bloque de tracción 1250 en una localización deseada con relación al tubo de actuación o interfaces de trinquete dentadas que definen relaciones de distancia ajustada entre el bloque de tracción y el tubo de actuación. En otras realizaciones, un mecanismo de ajuste de longitud puede posicionarse en el extremo distal del vástago alargado, por ejemplo, en donde el vástago alargado interactúa con el conjunto de mordaza 1130.

Haciendo referencia a las figuras 8A a 8D, el vástago alargado 1120 puede comprender una pluralidad de miembros de actuación que se extienden a su través. En la realización ilustrada, el vástago alargado comprende un tubo de actuación 1122 que acopla el conjunto de mordaza 1130 con el conjunto de mango 1110 y un conjunto de vástago de actuación de cuchilla 1124 que acopla el disparador de cuchilla 1402 con la cuchilla de corte. En algunas realizaciones, el conjunto de vástago de actuación de cuchilla 1124 comprende un vástago de dos piezas que tiene una porción proximal y una porción distal. La porción proximal del conjunto de vástago de cuchilla puede terminar en un extremo proximal en un nodo de interfaz 1126. En la realización ilustrada, el nodo de interfaz 1126 comprende una porción de saliente generalmente esférica que está adaptada para acoplarse a la palanca de avance de cuchilla. En otras realizaciones, el nodo de interfaz puede comprender otras geometrías tales como salientes prismáticos cúbicos o rectangulares. En la realización ilustrada, la porción proximal del vástago de cuchilla está acoplada operativamente a la porción distal del conjunto de vástago de cuchilla 1124. La porción distal del vástago de cuchilla puede comprender una montura en su extremo distal para la fijación de la cuchilla de corte. En el caso ilustrado, la montura comprende al menos un poste de empotramiento por calor. En ciertas realizaciones, ambas porciones proximal y distal del vástago de cuchilla están al menos parcialmente posicionadas dentro de una sección generalmente tubular del tubo de actuación 1122 (véase, por ejemplo, la figura 8C).

Como se trata anteriormente con respecto al ajuste de longitud del vástago alargado 1120, en la realización ilustrada, sujeto al extremo distal del tubo de actuación 1122 hay un acoplamiento roscado 1150 (figura 8D). Como se ilustra, sujeto al acoplamiento roscado 1150, hay dos tuercas roscadas 1604, que están configuradas para acoplarse con el bloque de tracción 1250. En la realización ilustrada, el tubo de actuación 1122 está alojado dentro de un tubo de cubierta exterior. Aunque el tubo de actuación 1122 se ilustra como un miembro generalmente tubular que puede anidarse dentro del tubo de cubierta exterior 1126, y que puede tener un vástago de actuación de cuchilla 1124 anidado dentro de él, en otras realizaciones, puede utilizarse un miembro de actuación no tubular, por ejemplo, un vástago, una banda rígida o un enlace que, en ciertas realizaciones, puede posicionarse generalmente paralelo al vástago de actuación de cuchilla dentro del tubo de cubierta exterior.

Con referencia continuada a la figura 8A, en la realización ilustrada, sujeto al extremo distal del tubo de cubierta exterior 1126 está el conjunto de vástago rotacional 1600. El conjunto de vástago rotacional 1600 comprende dos cubos parejos 1602 y un manguito conductivo 1610. En la realización ilustrada, los cubos 1602 encajan de golpe uno en otro, acoplándose con el tubo de cubierta exterior. En otras realizaciones, los cubos pueden ser de una construcción monolítica y configurarse para interactuar con características conjugadas en el tubo de cubierta exterior. El manguito conductivo 1610 puede sujetarse a la porción proximal de los cubos ensamblados después de que se fijen al tubo de cubierta exterior. Cuando el manguito conductivo 1610 se sujeta a la parte trasera de los cubos ensamblados 1602, el manguito 1610 atrapa el extremo expuesto de un hilo aislado 1612 (véase la figura 8D). En la realización ilustrada, el hilo aislado 1612 se extiende desde su punto de atrapamiento bajo el manguito conductivo a través de una ranura en el tubo de actuación 1122 y a continuación dentro de un manguito protector 1614. El manguito protector 1614 y el hilo aislado 1612 se extienden distalmente dentro del tubo de actuación 1122, hacia el conjunto de mordaza 1130. En otras realizaciones, el hilo aislado puede formarse de manera entera con una funda protectora y no está presente ningún manguito protector independiente en el tubo de actuación.

Con referencia a las figuras 9A a 9C, sujeto al extremo distal del vástago alargado 1120, está el conjunto de mordaza 1130. En ciertas realizaciones, el conjunto de mordaza 1130 comprende una mordaza inferior 1134, una mordaza superior 1132, un conjunto conductor superior 1142, un espaciador inferior no conductor 1144 y una espiga de pivote de mordaza 1146. En las realizaciones ilustradas la espiga de pivote de mordaza 1146 acopla pivotablemente las mordazas superior e inferior 1132, 1134 y permite que la mordaza superior 1132 pivote con relación a la mordaza inferior 1134. En otras realizaciones, otros acoplamientos pivotantes son posibles. Como se ilustra, la porción proximal de la mordaza superior 1132 se extiende a través de la mordaza inferior 1134 y hacia un

agujero en el tubo de actuación 1122.

En algunas realizaciones, una mordaza puede fijarse con respecto al vástago alargado 1120 de tal manera que la mordaza opuesta pivote con respecto a la mordaza fijada entre una posición abierta y una posición cerrada. Por ejemplo, en la realización ilustrada, la porción proximal de la mordaza inferior 1134 se extiende dentro del tubo de cubierta 1126 y se recalca en su sitio, fijando el conjunto de mordaza 1130 al conjunto de vástago de rotación 1600. Así, en la realización ilustrada, la mordaza superior 1132 es móvil con respecto a una mordaza inferior fijada 1134. En otras realizaciones, ambas mordazas pueden acoplarse pivotablemente al vástago alargado de tal modo que ambas mordazas puedan pivotar una con respecto a otra.

Sujeto a la mordaza superior 1132 está el conjunto conductor superior 1142, que comprende una porción no conductora 1702 y una almohadilla conductora 1704 (véase la figura 9B). La porción no conductora 1702 aísla la almohadilla conductora 1704 de la mordaza superior 1132, aislándola también del resto del conjunto de vástago 1120. El hilo aislado 1612 puede enrutarse para acoplar eléctricamente la almohadilla conductora 1704 en la mordaza superior 1132 al arnés de cables 1500 en el conjunto de mango 1110. En la realización ilustrada, el hilo aislado 1612 se extiende desde el extremo distal del manguito protector que está alojado en el extremo proximal de la mordaza inferior y se extiende a la mordaza superior 1132. La mordaza superior 1132 puede tener una ranura posicionada para recibir el hilo aislado. El hilo aislado 1612 se extiende entonces a través de un agujero en la mordaza superior 1132 y cae en una ranura de la porción no conductora. El hilo aislado se extiende entonces al extremo distal de la porción no conductora y cae a través de la almohadilla conductora (véase la figura 44D).

El conjunto de mordaza 1130 puede incluir uno o más miembros de mantenimiento de espacio no conductores tales como espaciadores 1144 para reducir el riesgo de que los electrodos en la mordaza superior 1132 y la mordaza inferior 1134 puedan entrar en contacto directo y crear un cortocircuito. En la realización ilustrada, el espaciador no conductor inferior 1144 está alojado dentro de la porción de surco en u de la mordaza inferior y contiene salientes de mantenimiento de espacio que impiden que la almohadilla conductora contacte con la mordaza inferior (véase la figura 9C).

Volviendo ahora a algunos de los aspectos operacionales de los instrumentos electroquirúrgicos descritos aquí, una vez que se ha identificado un vaso 1030 o haz de tejido para sellado, las mordazas superior e inferior se colocan alrededor del tejido (véase la figura 10A). El mango de actuación 1114 se aprieta moviendo el mango de actuación 1114 proximalmente con respecto al mango de actuación 1112 (véase la figura 10B). Cuando el mango de actuación 1114 se mueve proximalmente empuja el bloque de tracción 1250 a lo largo de los carriles en los bastidores de mango derecho e izquierdo. El bloque de tracción 1250 se acopla con las tuercas roscadas 1604 que se sujetan a la parte trasera del tubo de actuación 1122, haciendo que el tubo de actuación 1122 se mueva proximalmente. El movimiento proximal del tubo de actuación hace pivotar la mordaza superior 1132 acoplada al tubo de tracción, hacia la mordaza inferior, sujetando efectivamente el tejido (véase la figura 10C). La fuerza aplicada al tejido por la mordaza superior se traslada a través del tubo de tracción y el bloque de tracción 1250 al mango de actuación 1114. Una vez que se ha superado la fuerza precargada, el mango de actuación 1114 comenzará moviendo distalmente la espiga deslizante 1206 (véase la figura 10D). Cuando se ha superado la precarga en el resorte de disparador, el punto de pivote del mango de actuación 1114 se desplaza desde la espiga deslizante 1206 hasta la porción trasera del bloque de tracción 1250 en donde contacta con el disparador de actuación. La espiga deslizante 1206 puede avanzar distalmente debido a que se ha superado la fuerza precargada en el resorte de disparador 1208.

La manipulación continuada del mango de actuación 1114 hace pivotar el mango de actuación 1114 a una localización en la que el mango de actuación 1114 se acopla con el mecanismo de pestillo 1260 en los bastidores de mango derecho e izquierdo que mantiene el disparador en la posición acoplada e impide que el disparador vuelva a una posición abierta. Cuando se alcanza la posición acoplada y no hay nada presente entre las mordazas superior e inferior 1132, 1134, el resorte de disparador se extiende a una distancia que asegura que la fuerza aplicada a los electrodos del conjunto de mordaza 1130 está cerca del extremo inferior del rango de fuerza requerido para el sellado óptimo del vaso. Cuando una gran cantidad, por ejemplo máxima, de tejido se coloca en las mordazas, el mango de actuación 1114 extiende el resorte de disparador 1208 una distancia mayor. Sin embargo, el resorte de disparador 1208 asegura que la cantidad máxima de fuerza aplicada no exceda el extremo máximo del rango de fuerza utilizado para el sellado óptimo de vaso. Desde la posición acoplada, se aplica energía de radiofrecuencia de sellado al tejido presionando el botón de activación de potencia. Una vez que se ha sellado el tejido, el disparador de actuación puede reabrirse continuando el avance proximal a una posición que permite que la porción de dedo del disparador de actuación se desacople de las porciones de pestillo de los bastidores de mango izquierdo y derecho. (Véanse las figuras 10A a 10F).

El mecanismo de pivotamiento doble flotante que incluye una espiga deslizante 1206 y un bloque de tracción 1250 descrito anteriormente proporciona deseablemente una fuerza mínima, óptima para sellar vasos y tejidos y mantenida con independencia de la cantidad de sustancia contenida entre las mordazas superior e inferior. Este mecanismo reduce también el riesgo de que se aplique al tejido una cantidad extremadamente grande de fuerza. Si se aplica demasiada fuerza a un vaso o haz de tejido, podrían producirse daños potenciales. Así, si se sujeta un vaso muy pequeño o haz de tejido delgado dentro de la mordaza, el instrumento aplica la cantidad mínima de fuerza requerida para obtener una buena soldadura de tejido. Lo mismo es cierto con un vaso o haz de tejido muy grande.

Puesto el recorrido de la mordaza puede variar ampliamente dependiendo del espesor del tejido, la fuerza aplicada por la mordaza es ajustable. Se desea que el instrumento sea autoajustable y automático (ninguna acción del usuario). El mecanismo de pivote doble flotante descrito anteriormente proporciona el autoajuste, aplicando un rango específico de fuerza a lo largo de la longitud del electrodo.

Una vez que el mango de actuación 1114 se ha presionado a un rango de fuerza predeterminado para el sellado de vaso óptimo, se acoplará al pestillo coincidente de los bastidores de mango derecho e izquierdo, bloqueando el disparador de actuación frente al movimiento adicional distal (véase la figura 10E). En este punto, el usuario puede presionar el botón de activación, aplicando la energía apropiada al tejido para el sellado apropiado.

Una vez que se ha sellado el tejido, el usuario puede actuar el disparador de cuchilla 1402. Cuando el disparador de cuchilla 1402 se mueve proximalmente, la palanca de cuchilla pivota, forzando a los vástagos de cuchilla delantero y trasero y a la cuchilla de corte 1400 a moverse distalmente. La cuchilla de corte avanza hacia delante y divide la porción sellada del tejido (véase la figura 10F). Cuando el usuario libera el disparador de cuchilla 1402, el resorte de cuchilla restablece la cuchilla de corte a su posición original. Cuando el disparador de cuchilla 1402 ha sido devuelto a su posición original o inicial, el usuario puede continuar apretando el mango de actuación 1114 para abrir la mordaza superior. El movimiento proximal continuado del mango de actuación 1114 desacoplará el mango de actuación 1114 del mecanismo de pestillo 1260 de los bastidores de mango derecho e izquierdo solicitando la porción de brazo extendida 1262 del disparador de actuación hacia arriba, sobre el extremo del pestillo, hasta una posición en la que el disparador puede liberarse (véase la figura 10G).

El instrumento electroquirúrgico se puede conectar a un generador electroquirúrgico específicamente configurado para aplicar la cantidad apropiada de energía al tejido cuando se presiona el botón de activación, tal como el generador electroquirúrgico descrito anteriormente. Con referencia a la figura 11, el instrumento puede conectarse también a una unidad de control intermedia 1800 en conjunción con un generador electroquirúrgico. La unidad de control intermedia 1800 puede vigilar el sellado de tejido y asegurar que se aplique la cantidad apropiada de energía de sellado al tejido. La unidad de control 1800 en un aspecto puede tener un conjunto de cables configurado para enchufarse en la mayoría de los generadores electroquirúrgicos típicos. La unidad de control tiene también un puerto para conectar el enchufe del arnés de cables 1500 del instrumento (véase la figura 11).

Con referencia continuada a la figura 11, en ciertas realizaciones, el controlador de potencia no estéril interactúa con el sellador/divisor de vaso estéril a través de un cordón que se extiende desde el sellador/divisor más allá del campo estéril y se enchufa en el controlador. En un aspecto, el controlador regula y/o distribuye potencia desde un suministro de potencia reutilizable no estéril en el que se sujeta o se integra el controlador. En algunas realizaciones, el controlador puede configurarse para un solo uso a fin de mantener la esterilidad del entorno quirúrgico. A fin de impedir la reutilización del controlador no reutilizable, el cordón de la herramienta electroquirúrgica, una vez enchufado en el controlador no estéril, no puede retirarse. Esta conexión acopla permanentemente las porciones estériles y no estériles, impidiendo que el usuario sea capaz de desconectar el controlador para su reutilización en intervenciones o finalidades quirúrgicas no pretendidas. (Véase la figura 11).

Al agarrar conjuntos de mordaza, tal como el conjunto de mordaza 1130 de la herramienta electroquirúrgica, la fuerza de agarre generada entre las mordazas puede variar a lo largo de la longitud de las mordazas desde una F_{max} máxima relativa cercana al extremo proximal hasta una F_{min} mínima relativa cercana al extremo distal. En algunas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica puede configurarse de tal manera que las fuerzas se optimicen a lo largo de la longitud de las porciones de electrodo activas de las mordazas, manteniéndose un rango de fuerza predeterminado para el sellado del vaso. Una cantidad máxima predeterminada de fuerza utilizada para obtener un sellado de vaso apropiado no se excede deseablemente en el extremo proximal de los electrodos activos (más próximos al pivote). Además, una fuerza de agarre en los extremos más distales de los electrodos activos es deseablemente mayor que una cantidad de fuerza mínima predeterminada para un sellado de vaso óptimo. Deseablemente, la fuerza de agarre generada en cada punto a lo largo del conjunto de mordaza 1130 está dentro del rango definido por la fuerza máxima predeterminada y la fuerza mínima predeterminada para conseguir un sellado óptimo (véase la figura 12A).

En algunas realizaciones, la anchura de electrodo para formar sellados de vaso está entre alrededor de 0,25 mm y alrededor de 1,5 mm. En otras realizaciones, la anchura de electrodo está deseablemente entre alrededor de 0,4 mm y alrededor de 1 mm. En otras realizaciones, la anchura de electrodo está preferiblemente entre alrededor de 0,6 mm y 0,8 mm. En algunas realizaciones, la anchura de electrodo es de aproximadamente 0,75 mm. Con un electrodo de 0,75 mm, la fuerza suficiente para este tipo de electrodo para conseguir un sellado de vaso es de aproximadamente 10 N (3 libras) (véanse las figuras 12B y 12C). Sin embargo, puede verse por la figura 12C que un rango de fuerza de aproximadamente 2 N a 23 N (0,4 libras a 2,3 kg) en un electrodo de 0,75 mm puede mantener presiones de explosión mayores que 100 kPa (15 psi). En algunas realizaciones, la disposición de mordaza y electrodo puede mantenerse deseablemente una presión de entre 300 kPa y 3800 kPa (3 y 39 kg/cm²), más deseablemente 1000 kPa-3000 kPa (10-30 kg/cm²) y, de preferencia, aproximadamente 2300 kPa (23 kg/cm²). Las realizaciones que tienen diferentes anchuras de electrodo pueden tener diferentes rangos de fuerza. A fin de maximizar el área de la superficie de sellado mientras se mantiene la configuración de electrodo descrita anteriormente, en algunas realizaciones, pueden proporcionarse múltiples hileras de electrodos de 0,75 mm.

En algunas realizaciones, la geometría de electrodo en las almohadillas conductoras del conjunto de mordaza 1130 asegura que el área de sellado contenga completamente la porción distal de la trayectoria de corte de cuchilla. Electrodo lineales únicos podrían provocar fugas en el vaso cuando sólo se sella una porción de un vaso. En una realización, los electrodos posicionados en el conjunto de mordaza 1130 comprenden una superficie única de electrodo en forma de u 1902 en cada una de las mordazas superior e inferior. Cada electrodo en forma de u puede comprender patas lineales generalmente paralelas 1910 que se extienden desde un extremo proximal de la almohadilla conductora de la mordaza hacia el extremo distal y un conector curvo 1912 en el extremo distal que se extiende desde una pata hasta la pata opuesta. Deseablemente, los electrodos en forma de u pueden abarcar completamente el extremo distal de la trayectoria de corte de cuchilla. En otras realizaciones, para proporcionar un área de sellado mayor, pueden proporcionarse dos o más superficies de electrodo en forma de u espaciadas en las mordazas superior e inferior (véase la figura 49). En algunos casos, los electrodos 1904 pueden conectarse en los extremos distales para crear un sellado completamente cerrado (véase la figura 13). En ciertas realizaciones, uno o múltiples miembros de puente 1908 entre las superficies de electrodo en forma de u 1906 pueden asegurar además que el área de sellado contiene completamente la porción distal de la trayectoria de corte de cuchilla.

En algunas realizaciones, para algunas intervenciones quirúrgicas, la forma exterior de las mordazas 1130' puede ser curva de tal manera que los extremos distales de las mordazas estén decalados con respecto al eje longitudinal de los extremos proximales de las mordazas a fin de mejorar la visibilidad para un usuario tal como un cirujano. En realizaciones con mordazas curvas, los electrodos en forma de u pueden disponerse también de una manera curva mientras se mantiene todavía la anchura y el espaciamiento de electrodo apropiados (véase la figura 50).

Con referencia a la figura 15, en ciertas realizaciones, el dispositivo electroquirúrgico puede incluir un disector de tejido formado en el conjunto de mordaza 1130". Ventajosamente, este disector de tejido integrado puede facilitar la disección de tejido no vascular rudamente o de manera electroquirúrgica, sin tener que intercambiar el sellador/divisor de vaso por otro instrumento. Así, esta funcionalidad de herramienta múltiple puede facilitar ventajosamente intervenciones quirúrgicas más rápidas. El número reducido de intercambios de herramienta puede ser especialmente ventajoso en intervenciones laparoscópicas o intervenciones con acceso relativamente limitado ya que los intercambios de herramientas pueden consumir tiempo en estos entornos quirúrgicos.

Con referencia continuada a la figura 15, en algunas realizaciones, una de las mordazas del conjunto de mordaza 1130" puede tener un extremo distal extendido distalmente más allá del extremo distal de la otra mordaza (véase la figura 15). En la realización ilustrada, la mordaza inferior 1134" puede tener un extremo distal extendido. Ventajosamente, en realizaciones en las que la mordaza inferior 1134" está pivotablemente fijada al vástago alargado, esta disposición extendida puede facilitar la estabilidad de la mordaza inferior durante la disección. En otras realizaciones, la mordaza superior 1132 puede tener un extremo distal extendido, permitiendo que el disector de tejido sea hecho pivotar durante la operación de disección por el movimiento del mango de actuación 1114. En algunas realizaciones, el extremo distal extendido puede ser de forma estrechada de modo que el extremo distal sea relativamente corto y estrecho en comparación con porciones de la mordaza relativamente más proximales. Ventajosamente, esta forma estrechada permite que el extremo distal acceda al tejido posicionado en entornos relativamente confinados mientras se reduce el riesgo de que se contacte con tejido adyacente.

Con referencia a las figuras 16-1 y 16-2, en algunas realizaciones, ambas mordazas del conjunto de mordaza 1130"" se estrechan lateralmente y/o en altura a lo largo de la longitud de las porciones de electrodo de mordaza o al menos parte de las porciones de electrodo. En estas realizaciones, el conjunto de mordaza 1130"" tiene un extremo distal de perfil bajo que puede utilizarse para la disección de tejido. Ventajosamente, el extremo distal de perfil bajo puede mejorar también el acceso del conjunto de mordaza 1130"" a entornos quirúrgicos relativamente confinados.

Con referencia a las figuras 17A y 17B, en ciertas realizaciones, un electrodo de corte/coagulación puede disponerse en una superficie exterior del conjunto de mordaza 1130 para proporcionar disección de tejido. En algunas realizaciones, el electrodo de corte/coagulación está localizado en la mordaza en, por ejemplo, el extremo distal en la superficie exterior de la mordaza superior o inferior (véase la figura 17A). Deseablemente, el electrodo 1920 puede aislarse o incomunicarse eléctricamente de otros componentes del conjunto de mordaza 1130, proporcionando un electrodo activo para el instrumento bipolar. Por tanto, un hilo aislado puede extenderse desde el electrodo de corte/coagulación 1920 hasta el extremo proximal del vástago alargado 1120 (similar al hilo aislado que se extiende desde la almohadilla conductora en la mordaza superior) para acoplar eléctricamente el electrodo de corte/coagulación al arnés de cables 1500 de la herramienta electroquirúrgica en el conjunto de mango. En algunas realizaciones, el hilo aislado puede extenderse dentro de un manguito protector dentro del tubo de cubierta exterior del vástago alargado. En otros casos, el hilo aislado puede formarse de manera enteriza con una funda protectora. En otras realizaciones, el hilo aislado también en un aspecto está acoplado a una conexión rotacional, por ejemplo, una pinza rotacional, similar al cable aislado que se extiende para la almohadilla conductora.

Con referencia a la figura 17B, el electrodo de corte/coagulación en un aspecto puede activarse selectivamente por al menos un botón de actuación 1922, 1924 o conectar el conjunto de mango 1110. En algunas realizaciones, el conjunto de mango puede comprender un botón de corte 1922 para actuar el electrodo con una señal electroquirúrgica de corte de tejido y un botón de coagulación 1924 para actuar el electrodo con una señal

electroquirúrgica de coagulación de tejido. Por ejemplo, en la figura 17B, se ilustran botones de corte y coagulación independientes en el actuador junto a un botón de sellado de tejido para actuar los electrodos en las superficies interiores de las mordazas. En otras realizaciones, un interruptor o botón multifunción único puede actuar el electrodo de corte/coagulación en la configuración deseada. Todavía en otras realizaciones, el electrodo de corte/coagulación puede configurarse para recibir sólo una señal electroquirúrgica de corte o sólo una señal electroquirúrgica de coagulación, y un único botón o interruptor de actuación correspondiente puede utilizarse para actuar selectivamente el electrodo.

El sellador/divisor de vaso puede utilizar tubos metálicos delgados y varillas mecanizadas de pequeño diámetro para los componentes alargados internos utilizados para actuar mordazas tales como el tubo de actuación y el vástago de actuación de cuchilla. Sin embargo, tales componentes pueden ser costosos y, en algunas realizaciones, los costes de fabricación y de materiales pueden reducirse deseablemente a través del uso de componentes de plástico moldeados por inyección alargados. Como se trata anteriormente con respecto al vástago de actuación de cuchilla 1124, en algunas realizaciones, pueden reducirse además los costes y las dificultades de fabricación por el uso de un vástago alargado formado por dos secciones de vástago de polímero conjugadas 124a, 124b tales como una porción de vástago proximal o trasera y una porción de vástago distal o frontal. En algunos casos, las dos porciones de vástago 1124a, 1124b pueden conectarse por enclavamientos 1960, por ejemplo proyecciones en una sección o componente de vástago que casa con ranuras correspondientes en la otra sección de vástago, para mantener la concentricidad e impedir el movimiento innecesario en su dirección axial (véase la figura 18-1, 18-2 y 18-3). En otras realizaciones, pueden formarse otras estructuras conjugadas en las dos porciones de vástago conjugadas. Por ejemplo, una de las porciones de vástago puede formarse con una o más barbas en la misma y la otra porción de vástago puede formarse con un rebajo configurado para recibir y retener las barbas. Todavía en otras realizaciones, las dos porciones de vástago conjugadas pueden adherirse con un adhesivo químico o epoxi, además de o en lugar de enclavamientos formados en las porciones de vástago.

Con referencia a las figuras 19-1 y 19-2, en ciertas realizaciones, el vástago alargado 1120 de la herramienta electroquirúrgica puede configurarse de tal manera que la superficie exterior del mismo no se traslade proximal y distalmente durante la actuación del conjunto de mordaza 1130 por el mango de actuación 1114. En otras realizaciones, el movimiento del componente de vástago exterior puede utilizarse para abrir y cerrar las mordazas y proporcionar una fuerza de sujeción apropiada sin manipular el conjunto de mango. Sin embargo, el movimiento del componente de vástago exterior puede hacer también que el sellador/divisor de vaso se mueva en relación con un sellado de trocar y complique así potencialmente un sellado de gas entre el sellador/divisor y la cavidad de cuerpo insuflada. Por tanto, puede ser deseable que los componentes de vástago más exteriores permanezcan estacionarios en toda una intervención quirúrgica. Por tanto, en ciertas realizaciones, el vástago alargado mantiene los componentes móviles (por ejemplo, el tubo de tracción y el vástago de actuación de cuchilla) en el interior de un tubo de cubierta exterior estacionario (que puede tener también un revestimiento dieléctrico o manguito aislante). Con referencia continuada a las figuras 19-1 y 19-2, como se ilustra, el tubo de cubierta exterior estacionario está conectado a la porción estacionaria de las mordazas mientras que el tubo de tracción está conectado a la porción móvil de las mordazas (por ejemplo, la mordaza superior). Así, cuando el conjunto de mordaza 1130 se actúa desde una posición abierta (figura 19-1) hasta una posición cerrada (figura 19-2), el tubo de tracción se traslada longitudinalmente de manera proximal mientras que el manguito de cubierta exterior permanece estacionario.

Como se trata anteriormente con respecto al sistema electroquirúrgico, en ciertas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica puede comprender una memoria tal como un chip de ID de herramienta montado en una PCB pequeña. En algunas realizaciones, la PCB puede disponerse sobre o en el mango de actuación 1112. En otras realizaciones, la PCB y el chip pueden integrarse en el enchufe del arnés de cables. La PCB y el chip pueden moldearse con un patrón específico de la herramienta. El chip de ID de herramienta y la PCB pueden conectarse eléctricamente en el arnés de cables y el enchufe de la herramienta electroquirúrgica. Un "espaciador" entre el enchufe y el chip de ID de la herramienta puede permitir el uso del mismo conector para todas las herramientas. En algunas realizaciones, el espaciador puede tener la misma forma para todas las herramientas en el lado del enchufe, y un patrón específico de la herramienta en el lado de chip de tal manera que durante el ensamblaje hay un riesgo reducido de que una PCB para un tipo de herramienta electroquirúrgica pueda ensamblarse en un tipo diferente de herramienta electroquirúrgica.

Como se trata anteriormente con respecto al sistema electroquirúrgico, cuando el enchufe se inserta en el generador, se verifica la información de herramienta encriptada almacenada en la memoria. Se intercambia información general (número de serie de herramienta y generador), y el software específico de la herramienta se sube al generador. Con el fin de cada uso de herramienta, puede comunicarse información específica de la herramienta (conexiones al generador, usos de herramienta individuales, errores), si fuera necesario, y se almacena en la memoria del generador, el chip de herramienta o ambos. En una realización ejemplar, la memoria del generador se dimensiona para mantener datos durante aproximadamente dos meses mientras que la memoria del chip de la herramienta puede mantener datos para una intervención quirúrgica.

Como se trata anteriormente con respecto al sistema electroquirúrgico, en algunas realizaciones, la herramienta de fusión electroquirúrgica puede utilizarse en un sistema que vigila diversos parámetros operacionales y determina un punto extremo de radiofrecuencia sobre la base del ángulo de fase.

Herramienta de disección electroquirúrgica

Las intervenciones quirúrgicas laparoscópicas requieren típicamente la disección de tejido conjuntivo o vascular. Dependiendo de factores tales como el tipo de tejido, tamaño, localización y condición del tejido específico, pueden utilizarse diferentes herramientas y técnicas para realizar una intervención específica. La elección de una herramienta individual puede basarse en la funcionalidad combinada con un deseo de que la herramienta seleccionada proporcione daños traumáticos relativamente pequeños al tejido circundante. Como ejemplo, la disección de tejido conjuntivo se realiza usualmente por corte mecánico o electroquirúrgico, mientras que la disección de tejido vascular confía típicamente en técnicas de ligadura que emplean pinzas o grapadoras seguidas por un corte mecánico. En consecuencia, una intervención laparoscópica típica que incluye disección de tejido conjuntivo y tejido vascular requiere múltiples herramientas que se intercambian consecutivamente a través de puertos de acceso de trocar al sitio quirúrgico. Este intercambio de herramienta aumenta tanto el coste como el tiempo de la intervención quirúrgica. Por tanto, es deseable proporcionar herramientas multifuncionales que puedan reducir ampliamente el número de intercambios de herramientas durante intervenciones laparoscópicas.

Haciendo referencia ahora a la figura 20, en la realización ilustrada, una herramienta de disección de tejido sin sangre 2101 comprende una pieza de mano proximal 2102 que conecta un vástago 2103 a una pieza extrema distal 2104. La activación del disparador 2105 en la pieza de mano 2102 permite cerrar y abrir los elementos de mordaza 2106, 2107 en la pieza extrema distal 2104 de modo que el tejido pueda sujetarse entre los elementos de mordaza superior 2106 e inferior 2107.

Con referencia continuada a la figura 20, en algunas realizaciones, la herramienta 2101 puede configurarse para acoplarse eléctricamente a un generador electroquirúrgico. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la herramienta 2101 puede incluir un cordón de potencia integrado o un receptáculo u otro conector adaptado para recibir un cordón de potencia. Al menos una porción de la herramienta puede energizarse selectivamente a través de la actuación de un control o interruptor en el generador electroquirúrgico. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la herramienta puede energizarse con un interruptor de mano o un interruptor de pedal en el generador electroquirúrgico o acoplado a éste.

Con referencia a la figura 21, se ilustra un ejemplo de dispositivo electroquirúrgico de la técnica anterior. Pueden utilizarse dispositivos de sellado de tejido electroquirúrgicos que incluyen un bisturí mecánico para coagular primero electroquirúrgicamente y cortar a continuación mecánicamente a través de una variedad de tipos de tejido. Pueden utilizarse también ciertos divisores de tejido armónicos para coagular y/o diseccionar una variedad de tejido, que va desde tejido conjuntivo a tejido altamente vascular, tales como órganos.

Como se representa esquemáticamente en la figura 21, disectores de tejido electroquirúrgicos de la técnica anterior pueden incluir una mordaza inferior que forma un primer electrodo 2201 y una mordaza superior que forma un segundo electrodo 2202. En los dispositivos de la técnica anterior, los dos elementos de mordaza – o electrodos 2201, 2202 – suministran una cantidad relativamente grande de presión al tejido. Puede utilizarse alta presión con la aplicación simultánea de energía eléctrica al tejido comprimido para ocluir permanentemente vasos sanguíneos muy grandes por fusión de vaso electroquirúrgico. Después de que se haya completado el proceso de fusión eléctrica, el tejido puede separarse haciendo avanzar una cuchilla mecánica 2203.

En contraste a los dispositivos electroquirúrgicos de la técnica anterior, con referencia a la figura 22A, se muestra una realización de una herramienta electroquirúrgica que puede configurarse en un estado de coagulación electroquirúrgica o un estado de corte electroquirúrgico. En la realización ilustrada, un elemento de mordaza inferior 2301 comprende un primer electrodo de coagulación 2302, un segundo electrodo de coagulación 2303 y un electrodo de corte electroquirúrgico 2304. Cada uno de los electrodos puede aislarse eléctricamente uno de otro por miembros aislantes 2305. La mordaza superior 2306 no se energiza en esta realización, sino que se utiliza meramente para presionar tejido contra el elemento de mordaza inferior 2301.

Con la disposición de electrodo ilustrada en la figura 22A, el tejido que está en contacto con el elemento de mordaza inferior 2301 puede coagularse acoplando eléctricamente cada uno de los dos electrodos de coagulación 2302, 2303 con la salida correspondiente de una unidad electroquirúrgica bipolar. Aquí, los dos electrodos de coagulación 2302 y 2303 pueden proveerse de energía eléctrica con polaridades opuestas. En alguna realización, puede ser deseable que la energía eléctrica suministrada tenga una diferencia potencial de no más de 200 V para reducir el riesgo de formación de arco y que el electrodo 2302 y 2303 tengan la misma área de contacto con el tejido. Esto último asegura el mismo efecto electroquirúrgico para ambos electrodos.

Con referencia continuada a la figura 22A, después de que los dos electrodos de coagulación 2302, 2303 hayan conseguido hemostasis sustancial dentro del volumen de tejido coagulado, el tejido puede cortarse electroquirúrgicamente aplicando energía a un electrodo de corte electroquirúrgico 2304. Durante la operación de corte electroquirúrgico, los dos electrodos de coagulación 2302, 2303 pueden acoplarse eléctricamente a una salida o salidas correspondientes de una unidad electroquirúrgica bipolar para funcionar como electrodos de retorno. Aquí, la diferencia potencia entre el electrodo de corte 2304 y los dos electrodos de retorno 2302 y 2303 puede estar deseablemente entre aproximadamente 300-500 V, mientras que los dos electrodos de retorno pueden ser de

manera deseable sustancialmente equipotenciales.

Con referencia continuada a la figura 22A, en algunas realizaciones puede ser deseable que el área de contacto relativa de los electrodos con el tejido sea mucho más pequeña para el electrodo de corte 2304 que los electrodos de retorno 2302, 2303. Por ejemplo, en algunas realizaciones, deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea aproximadamente entre 1% y 20% de un área de contacto de uno de los electrodos de retorno 2302, 2303. Más deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea aproximadamente entre 5% y 10% de un área de contacto de uno de los electrodos de retorno 2302, 2303. En alguna realización el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea aproximadamente el 10% de un área de contacto de uno de los electrodos de retorno 2302, 2303. Esta proporción relativa entre los tamaños del área de corte lleva a una densidad de corriente relativamente alta (y, por tanto, una densidad de potencia alta) en el tejido próximo al electrodo de corte, lo que facilita la vaporización localizada o el corte electroquirúrgico del tejido.

Con referencia continuada a la figura 22A, un aspecto adicional de la disposición de electrodo ilustrada es que la mordaza inferior 2301 puede utilizarse para la coagulación y el corte, con independencia de si las mordazas están en una posición abierta o cerrada. Esta funcionalidad múltiple es ventajosa cuando se utiliza la herramienta para coagular por puntos tejidos, o para diseccionar tejido configurando la herramienta en un estado de corte y cepillando la herramienta contra el tejido.

Otra realización de una disposición de electrodo para una herramienta quirúrgica se ilustra en la figura 22B. En la realización ilustrada, la mordaza superior 2306' no se utiliza solamente para presionar tejido contra el elemento de mordaza inferior 2301, sino que también incluye un electrodo superior 2307 dispuesto sobre el mismo, que puede alimentarse de energía eléctrica. Puede coagularse tejido suministrando los dos electrodos de coagulación inferiores 2302, 2303 con una primera polaridad eléctrica, y el electrodo superior 2307 con una segunda polaridad opuesta a una unidad electroquirúrgica bipolar. De nuevo, es deseable que, cuando se configura para coagulación, la diferencia potencial entre el electrodo superior 2307 y los dos electrodos inferiores 2302, 2303 no exceda de 200 V para reducir el riesgo de formación de arco en el tejido y que el electrodo 2307 tenga la misma área de contacto con el tejido que el área de superficie combinada de los electrodos 2302 y 2303. Esto último asegura el mismo efecto electroquirúrgico para ambos lados del electrodo.

Con referencia continuada a la figura 22B, después de que se haya conseguido sustancialmente la hemostasis del tejido entre el electrodo superior 2306' y los dos electrodos inferiores 2302, 2303, el tejido puede cortarse electroquirúrgicamente alimentando al electrodo de corte electroquirúrgico 2304 con energía eléctrica. El electrodo de coagulación superior 2307 en la mordaza superior 2306' puede configurarse como un electrodo de retorno acoplándolo eléctricamente con la salida correspondiente de una unidad electroquirúrgica bipolar.

Con referencia continuada a la figura 22B, cuando la herramienta quirúrgica está configurada como un dispositivo de corte electroquirúrgico, deseablemente la diferencia de potencial entre el electrodo de corte 2304 y el electrodo de retorno 2307 está entre aproximadamente 300-500 V. En algunas realizaciones, puede ser deseable que el área de contacto de los electrodos con el tejido sea mucho más pequeña para el electrodo de corte 2304 que con el electrodo de retorno 2307 en la mordaza superior 2306'. Por ejemplo, en algunas realizaciones, deseablemente el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea entre aproximadamente 1% y 20% de un área de contacto del electrodo de retorno 2307. Más deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea entre aproximadamente 5% y 10% de un área de contacto del electrodo de retorno 2307. En alguna realización, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea aproximadamente el 10% de un área de contacto del electrodo de retorno 2307. Este dimensionamiento relativo puede llevar a densidad de corriente relativamente alta (y, por tanto, alta densidad de potencia) en el tejido próximo al electrodo de corte 2304, lo que facilita la vaporización localizada o el corte electroquirúrgico del tejido. Con el extremo distal de herramienta quirúrgica de la figura 22B que tiene los electrodos 2302, 2303, 2304, 2307 como se describe anteriormente, sólo puede coagularse y/o cortarse tejido entre los dos elementos de mordaza. Así, a diferencia de la herramienta ilustrada en la figura 22A, la herramienta ilustrada en la figura 22B no está configurada para utilizarse empleando solamente el electrodo inferior.

Otra realización de una disposición de electrodo para una herramienta quirúrgica se ilustra en la figura 22C. En la realización ilustrada, la mordaza superior 2306'' incluye un electrodo superior 2307', pero también muestra dos electrodos de corte 2304 y 2309 que están emparejados entre dos electrodos de coagulación 2302 y 2303. A diferencia de la realización mostrada en la figura 22B, tanto la coagulación como el corte se distinguen para casos en los que la herramienta de mano (y, por tanto, los miembros de mordaza) están completamente abiertos o no completamente abiertos. Con una herramienta completamente abierta, el tejido puede coagularse aplicando los dos electrodos de coagulación inferiores 2302 y 2303 con polaridades opuestas, y se le cortará aplicando el electrodo de corte 2304 con el primero y ambos electrodos 2302 y 2303 con la segunda polaridad. Por el contrario, una herramienta no completamente abierta coagulará tejido aplicando ambos electrodos de coagulación inferiores 2302 y 2303 con una polaridad y el electrodo 2307' con la opuesta, mientras tiene lugar el corte entre el electrodo 2309 y el electrodo de retorno 2307'. De nuevo, es deseable que cuando se configura para coagulación, la diferencia potencial entre los dos electrodos inferiores 2302 y 2303 (herramienta completamente abierta) o el electrodo superior 2307' y los dos electrodos inferiores 2302, 2303 (herramienta no completamente abierta) no exceda de 200 V para reducir el

riesgo de formación de arco en el tejido.

La separación de electrodos de corte 2304 y 2309 facilita el corte de tejido que está posicionado dentro de los elementos de mordaza superior e inferior (no completamente abiertos), o el corte de tejido en contacto con el lado inferior de la herramienta. La separación impide el corte inadvertido de tejido.

En la figura 22D se ilustra otra disposición de electrodo para una herramienta quirúrgica en donde la mordaza superior 2306^{'''} incluye dos electrodos independientes 2307^{''} y 2308. En esta configuración, el elemento de mordaza superior 2306^{'''} puede utilizarse para presionar tejido contra el elemento de mordaza inferior 2301, pero puede suministrar también energía eléctrica.

Con referencia continuada a la figura 22D, los electrodos 2302, 2303, 2307^{''}, 2308 pueden configurarse selectivamente en un estado de coagulación. Suministrando los electrodos de coagulación 2302, 2303 en la mordaza inferior 2301 y los dos electrodos de coagulación 2307^{''}, 2308 en la mordaza superior 2306^{'''} con polaridades alternas, puede coagularse tejido dentro de las mordazas. Por ejemplo, en una posible configuración de estado de coagulación, un electrodo de coagulación 2302 en la mordaza inferior 2301, y un electrodo de coagulación 2308 en la mordaza superior 2306^{'''} pueden acoplarse eléctricamente a una fuente de energía eléctrica que tiene una primera polaridad. El otro electrodo de coagulación 2303 en la mordaza inferior 2301, y el otro electrodo de coagulación 2307^{''} en la mordaza superior 2306^{'''} pueden acoplarse eléctricamente a una fuente de energía eléctrica que tiene una segunda polaridad generalmente opuesta a la primera polaridad. Aunque esto es un ejemplo ilustrativo, se contempla que otras combinaciones de conexiones de los electrodos 2302, 2303, 2307^{''}, 2308 con fuentes de energía eléctrica son posibles para configurar la herramienta en un estado de coagulación. Puede ser deseable que el área o áreas de contacto del electrodo o electrodos de coagulación opuestos sean las mismas para proporcionar el mismo efecto electroquirúrgico para ambos lados del electrodo.

Con referencia continuada a la figura 22D, después de la hemostasis del tejido entre los electrodos superiores 2307^{''}, 2308 y los dos electrodos inferiores 2302, 2303 por la aplicación de la energía eléctrica con los electrodos en el estado de coagulación, el tejido puede cortarse electroquirúrgicamente. El extremo distal de la herramienta quirúrgica puede configurarse en un estado de corte alimentando al electrodo de corte electroquirúrgico 2304 con energía eléctrica. En varias realizaciones, uno, alguno o todos los demás electrodos 2302, 2303, 2307^{''}, 2308 pueden configurarse para funcionar como electrodos de retorno cuando la herramienta está en un estado de corte acoplándolos eléctricamente con la salida correspondiente de una unidad electroquirúrgica bipolar.

Con referencia continuada a la figura 22D, cuando la herramienta está configurada en un estado de corte, la diferencia potencial entre el electrodo de corte y el electrodo de retorno está deseablemente entre aproximadamente 300-500 V. Además, puede ser deseable que el área de contacto relativa de los electrodos con el tejido sea mucho más pequeña para el electrodo de corte 2304 que para cualquiera de los electrodos de retorno 2302, 2303, 2307^{''}, 2308 o combinaciones de los mismos. En algunas realizaciones, deseablemente, el electrodo de corte 2304 puede tener un área de contacto que esté entre aproximadamente 1% y 20% de un área de contacto de uno de los electrodos de retorno. Más deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que esté entre aproximadamente 5% y 10% de un área de contacto de uno de los electrodos de retorno. En una realización, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea aproximadamente el 10% de un área de contacto de uno de los electrodos de retorno. Justo como con la realización ilustrada y descrita con respecto a la figura 22A, la disposición de electrodo ilustrada en la realización de la figura 22D puede utilizarse para coagular por puntos tejido, o diseccionar el tejido cuando "se cepilla" la herramienta contra éste en un modo de corte.

La practicidad de las configuraciones de herramienta de las figuras 22A a 22D puede mejorarse además por la activación y/o desactivación selectivas de los electrodos seleccionados. En algunas realizaciones, esta activación y desactivación selectivas pueden realizarse por interruptores eléctricos presionados por el operador, tales como interruptores cableados o inalámbricos accionados con la mano o con el pie, o interruptores posicionados en la pieza de mano. La unidad electroquirúrgica se dirigirá entonces a electrodos específicos, dependiendo de cuánto se abran y se cierren las mordazas.

La figura 23A ilustra un diagrama de circuito esquemático para una disposición de electrodo como se da en la figura 22A. Aquí, la activación de un interruptor eléctrico de único polo 401 conecta los electrodos de coagulación exteriores 2302, 2303 a polaridades opuestas, mientras que el electrodo de corte central 2304 permanece desacoplado. Este ajuste configura los electrodos en un estado de coagulación. Alternativamente, la activación de un interruptor eléctrico 402 de doble polo alimenta al electrodo de corte central 2304 con energía eléctrica que tiene una primera polaridad, y a los electrodos de retorno exteriores 2302, 2303 con energía eléctrica que tiene una segunda polaridad generalmente opuesta a la primera polaridad. Este ajuste configura los electrodos en un estado de corte. Como resultado, la herramienta puede utilizarse para coagulación y/o corte electroquirúrgicos y, por tanto, puede realizar la disección sin sangre de tejido.

La figura 23B ilustra un circuito de suministro de potencia esquemático que puede utilizarse para la disposición de electrodo mostrada en la figura 22B. En la realización ilustrada, la activación de un interruptor eléctrico de doble polo 2403 conecta los dos electrodos de coagulación exteriores 2302, 2303 en la mordaza inferior a un suministro de

energía eléctrica de una primera polaridad, y el electrodo de coagulación 2307 en la mordaza superior a un suministro de energía eléctrica de una segunda polaridad sustancialmente opuesta a la primera polaridad. Con el interruptor 2403 en esta posición, el electrodo de corte 2304 permanece desacoplado. Este ajuste configura los electrodos de la herramienta quirúrgica en un estado de coagulación. Alternativamente, la activación de un interruptor eléctrico de único polo 2404 permite que los electrodos de mordaza inferior 2302, 2303 se utilicen para coagulación. El electrodo en la mordaza superior 2307 y el electrodo de corte 2304 permanecen desacoplados en esta configuración de coagulación alterna. Para diseccionar tejido después de que se haya coagulado, se utiliza una salida de electrodo independiente 2405 en un generador electroquirúrgico para abordar el electrodo de corte 2304. Deseablemente, el electrodo de corte se alimenta con voltajes de 300-500 V con respecto a los dos electrodos de retorno 2302, 2303 en la mordaza inferior.

La figura 23C ilustra un circuito de suministro de potencia esquemático que puede utilizarse para abordar la disposición de electrodo de la figura 22D. En la realización ilustrada, la activación del interruptor eléctrico de doble polo 2406 conecta los dos electrodos de coagulación 2302, 2303, 2307", 2308 en ambas mordazas inferior y superior a fuentes de energía eléctrica que tienen polaridades opuestas. El electrodo de corte 2304 permanece desacoplado. Este ajuste puede utilizarse para configurar los electrodos de una herramienta quirúrgica en un estado de coagulación para coagular tejido que está sujeto entre el elemento de mordaza superior e inferior. Alternativamente, en otras realizaciones, un segundo interruptor de doble polo de coagulación 2407 puede implementarse para separar la activación de las mordazas superior e inferior de tal modo que una o ambas mordazas puedan actuarse selectivamente durante un estado de coagulación. Para utilizar la mordaza inferior de la herramienta para corte electroquirúrgico de tejido coagulado, la activación del interruptor de doble polo de corte 2408 conecta el electrodo de corte 2304 a una fuente de energía eléctrica que tiene una primera polaridad y los dos electrodos de retorno 2302, 2303 a una fuente de energía eléctrica que tiene una segunda polaridad sustancialmente opuesta a la primera polaridad. El voltaje suministrado por el generador para este ajuste está deseablemente entre alrededor de 300-500 V a fin de facilitar el corte electroquirúrgico. En la realización ilustrada, los electrodos 2307", 2308 en el elemento de mordaza superior permanecen sin abordar durante el corte electroquirúrgico.

Como se trató con más detalle anteriormente, la activación (o desactivación) de electrodos específicos puede configurar la herramienta en un estado de coagulación o un estado de corte. En ciertas realizaciones la activación y desactivación selectivas de electrodos específicos pueden facilitarse por botones pulsadores, interruptores u otros dispositivos de conmutación eléctrica montados en la pieza de mano de la herramienta laparoscópica, o interruptores cableados o inalámbricos. En otras realizaciones, la activación y desactivación selectivas de electrodos específicos pueden facilitarse por interruptores u otros dispositivos de conmutación eléctrica que se incorporen en el mecanismo de mango de la pieza de mano para conmutar en diversas posiciones de los elementos de mordaza.

Con respecto al circuito mostrado en la figura 23A, haciendo referencia a la herramienta mostrada en la figura 22A, pueden utilizarse dispositivos de conmutación montados en la pieza de mano para permitir que un usuario configure selectivamente los electrodos en la herramienta. El interruptor 2401 puede ser un dispositivo de conmutación activado manualmente activado montado en la pieza de mano que puede activarse selectivamente para configurar los electrodos de la herramienta en un estado de coagulación. El interruptor 2402 puede ser un dispositivo de conmutación activado manualmente montado en la pieza de mano que puede activarse selectivamente para configurar los electrodos de la herramienta en un estado de corte. En otra realización, los interruptores 2401, 2402 pueden incorporarse en el mecanismo de mango de tal manera que la herramienta sea conmutada automáticamente de un estado de coagulación a un estado de corte en una posición predeterminada de los miembros de sujeción.

Un beneficio de conmutar los electrodos de un estado de coagulación a un estado de corte en diferentes posiciones de los elementos de mordaza (por ejemplo, mordazas abiertas y casi cerradas) puede verse con respecto a la realización de la figura 23B. En ciertas realizaciones, los interruptores 2403 y 2404 pueden incorporarse dentro del mango de la herramienta quirúrgica para autoconmutación basada en la posición del mecanismo de disparador, en vez de en el exterior de la herramienta de mano para la activación manual. En una realización, el interruptor 2403 puede desacoplarse y el interruptor 2404 puede acoplarse en una posición de elemento de mordaza completamente abierta. Así, con los elementos de mordaza completamente abiertos, los interruptores 2403, 2404 pueden configurarse de tal manera que sólo el elemento de mordaza inferior pueda utilizarse para coagulación por puntos. En esta realización, cuando el disparador de la pieza de mano es actuado para mover los elementos de mordaza cerrados desde la posición de mordaza completamente abierta, el interruptor 2404 se desacopla y el interruptor 2403 se acopla simultáneamente. Así, con los elementos de mordaza movidos a una configuración parcialmente cerrada, la herramienta puede utilizarse para coagular o cortar tejido que se sujeta entre el elemento de mordaza superior e inferior.

En la realización descrita, los interruptores de electrodos se actúan automáticamente cuando se cierran los elementos de mordaza. Aunque la realización descrita incluye un punto de conmutación entre un estado de coagulación y un estado de corte tras el comienzo del cierre desde la posición completamente abierta de las mordazas, otras realizaciones pueden tener diferentes posiciones de conmutación. Por ejemplo, con esta conmutación automática, los interruptores 2403, 2404 pueden configurarse de tal manera que los electrodos se activen y se desactiven en cualquier posición en un ciclo de apertura o cierre. En otras realizaciones, una

herramienta quirúrgica puede incluir la configuración de electrodo de la figura 22B y el circuito de conmutación de la figura 23B con los interruptores 2403, 2404 configurados para la actuación manual, tal como posicionándose en la pieza de mano de herramienta.

5 Análogamente, en ciertas realizaciones una herramienta quirúrgica que tiene la configuración de electrodo de la figura 22D con el circuito de conmutación de la figura 23C puede tener los interruptores 2406, 2408 incorporados en el mecanismo de disparador para la conmutación automática entre un estado de coagulación y un estado de corte en ciertas posiciones de elemento de mordaza. En ciertas realizaciones, puede ser deseable también incorporar el
10 segundo interruptor de coagulación 2407 en el mecanismo de disparador de la pieza de mano, desacoplando los electrodos en el elemento de mordaza superior en una posición de mordaza predeterminada tal como una posición de mordaza completamente abierta. Esta disposición de conmutación del segundo interruptor de coagulación 2407 permite, por ejemplo, coagular por puntos el tejido utilizando el elemento de mordaza inferior sin tocar
15 inadvertidamente el tejido con los electrodos en el elemento de mordaza superior. En otras realizaciones, puede ser deseable que el segundo interruptor de coagulación 2407 se posicione en la pieza de mano para ser actuada manualmente por un usuario, permitiendo que un usuario acople y desacople selectivamente los electrodos en el elemento de mordaza superior. En otras realizaciones, todos los interruptores 2406, 2407, 2408 del circuito de conmutación de la figura 23C pueden posicionarse en la pieza de mano de la herramienta quirúrgica a ser actuada manualmente por el usuario.

20 Con referencia a la figura 24, se ilustra una configuración de la conmutación de herramienta. En la realización ilustrada, se incorporan contactos eléctricos tanto en la pieza de mano 2501 como en el disparador 2502. Por ejemplo, como se ilustra, la pieza de mano 2501 incluye un primer contacto eléctrico 2504, un segundo contacto eléctrico 2506 y un tercer contacto eléctrico 507 posicionados en ella. En la realización ilustrada, el disparador 2502 incluye un primer contacto eléctrico 2503 y un segundo contacto eléctrico 2505. Todos los contactos eléctricos 2503,
25 2504, 2505, 2506, 2507 se posicionan para acoplarse y desacoplarse uno de otro en posiciones relativas predeterminadas del disparador 2502 y la pieza de mano 2501.

Con referencia continuada a la figura 24, como se muestra, el primer contacto 2503 en el disparador 2502 acopla el primer contacto 2504 en la pieza de mano 2501 cuando las mordazas están en una posición completamente abierta, pero los primeros contactos 2503, 2504 se desconectan cuando el disparador 2502 se mueve desde la posición
30 abierta para cerrar las mordazas. En la realización ilustrada, con las mordazas en la posición completamente abierta, el segundo contacto 2505 en el disparador 2502 acopla el segundo contacto 2506 en la pieza de mano 2501. No obstante, los segundos contactos 2505, 2506 se desconectan cuando el disparador 2502 se mueve desde la posición abierta para cerrar las mordazas. Cuando las mordazas se cierran adicionalmente, el segundo contacto 2505 en el disparador 2502 llega a acoplarse con el tercer contacto 2507 en la pieza de mano 2501, y el primer
35 contacto 2503 en el disparador acopla el segundo contacto 2506 en la pieza de mano 2501. Este acoplamiento permite la conmutación de la polaridad de los contactos 2507 cuando la pieza de mano está cerrada adicionalmente. Como resultado y con referencia a la figura 22B, el mecanismo de conmutación en la figura 24 permite la activación del electrodo superior 2307 y un electrodo de coagulación inferior 2303 con polaridades opuestas en una posición de
40 mordaza completamente abierta. Con desecación de tejido progresiva, las mordazas comienzan a cerrarse y el electrodo superior 2307 llega a desacoplarse eléctricamente (desconectando el contacto 2503 y 2504 en la figura 24), mientras que el electrodo inferior 2303 se conmuta a la misma polaridad que el segundo electrodo 2302 (conectando el contacto 2505 desde 2506 al contacto 2507 en la figura 60). En un paso independiente, el tejido desecado entre los elementos de mordaza superior e inferior puede diseccionarse ahora electroquirúrgicamente.

45 Con referencia a la figura 25, se ilustra otra realización de un mecanismo de conmutación con los miembros de mordaza en una posición completamente abierta. En la realización ilustrada, se disponen tiras de contacto concéntricas en la pieza de mano y espigas de contacto opuestas se montan en el disparador. En otras realizaciones, las espigas de contacto pueden montarse en la pieza de mano y las tiras de contacto pueden posicionarse en el disparador. En la realización ilustrada, el movimiento del disparador permite que los contactos de espiga (que están conectados a electrodos específicos) se provean de energía eléctrica en ciertas posiciones de
50 herramienta. En algunas realizaciones, la polaridad de una única espiga (es decir, el mismo electrodo) podría cambiar cuando las mordazas se abren o se cierran.

55 En la figura 25 se ilustra una disposición de tira y espiga de contacto para una configuración de electrodo de la figura 3B. En el caso ilustrado, la espiga 2601 se acopla eléctricamente al electrodo 2307 (figura 58b) en el miembro de mordaza superior y se desacopla. Como se ilustra, la espiga 2602 está acoplada eléctricamente a uno de los electrodos de coagulación 2302, 2303 (figura 58b) en la mordaza inferior. Como se ilustra, la espiga 2602 se acopla cuando el disparador se mueve desde la posición completamente abierta hasta una posición parcialmente cerrada.
60 Con el avance adicional del disparador, la espiga 2602 cambia a la misma polaridad que el segundo electrodo de coagulación de modo que ambos puedan utilizarse como electrodos de retorno para corte.

Aunque tanto la figura 24 como la figura 25 muestran mecanismos de conmutación activos en la herramienta de mano (en donde pueden conmutarse los electrodos activos), que permite que las herramientas se utilicen con generadores electroquirúrgicos convencionales, la figura 62 muestra una configuración para conmutación pasiva. Aquí, un interruptor momentáneo 2701 está montado en el mango y está cerrado por un disparador 2702 cuando la

palanca 2703 se lleva a la posición completamente abierta.

Análogamente, la figura 27 muestra la incorporación de dos interruptores momentáneos 2801 y 2802 que son cerrados por disparadores 2803 y 2804 en la posición de herramienta completamente abierta y la posición de herramienta completamente cerrada, respectivamente. El cierre de los interruptores momentáneos como se muestra en las figuras 26 y 27 se utiliza entonces para conmutación lógica de generadores multielectrodo como se describe a continuación.

La figura 28 muestra un esquema de suministro de potencia de conmutación multielectrodo para conectar directamente electrodos de herramienta individuales (tales como todos los electrodos individuales en las figuras 22A a 22D) a una fuente de potencia de RF interna. En lugar de conmutar dos polaridades de una unidad electroquirúrgica externa a diferentes electrodos con interruptores activos en las herramientas de mano, esta disposición facilita la población de electrodos conectados individualmente con diferentes polaridades conmutando dentro del suministro de potencia. Dependiendo de la posición de herramienta, como se determina por los interruptores de posición de herramienta mostrados en las figuras 62 y 63, los electrodos pueden poblarse de una manera diferente determinada por una lógica predeterminada. Por tanto, los cinco puntos de conexión de electrodo 2901 a 2905 están conectados por un banco de relés 2906 a una barra de bus 2907. A través de la conmutación seleccionada de todos los relés en el banco de relés 2906, cada punto de salida 2901 a 2905 puede conectarse de manera independiente y/o concurrente a los puntos de conexión de planta 2908 y 2909, respectivamente. Los puntos de conexión de planta 2908 y 2909 pueden conectarse ellos mismos a través del banco de relé 2910 a las dos salidas de un circuito de medición de tejido 2911 o a una planta de RF 2912.

Con referencia a la figura 29, en ciertas realizaciones, se ilustran esquemáticamente métodos de utilizar una herramienta electroquirúrgica para disección de tejido sustancialmente sin sangre. El método ilustrado incluye un paso de posicionamiento 2952, un paso de evaluación de tejido 2954, y un paso de aplicar energía eléctrica para coagular 2956, un paso de medición de tejido 2958, un paso de conmutación 2960, y un paso de aplicar energía eléctrica para cortar 2962. En el paso de posicionamiento 2952, una herramienta electroquirúrgica que tiene una pluralidad de electrodos que son configurables en una de entre una configuración de coagulación y una configuración de corte, está posicionada junto al tejido a diseccionar. En ciertas realizaciones la herramienta electroquirúrgica comprende aspectos de las herramientas electroquirúrgicas tratadas aquí e ilustradas en las figuras 20 y 22 a 27.

En el paso de evaluación de tejido 2954, se aplica una señal de medición al tejido por los electrodos de coagulación para determinar un nivel de disparador futuro para conmutar de coagulación a corte. Esta determinación puede conseguirse midiendo el producto de conductividad y permitividad del tejido, apuntando al nivel de conmutación de desplazamiento de fase eléctrica deseada para el respectivo tejido. Por ejemplo, en algunas realizaciones, tienen lugar niveles de conmutación de corte deseables de 10 grados a 40 grados. Más deseablemente, el nivel de conmutación preferido para vasos sanguíneos está entre 10 y 30 grados de desplazamiento de fase, mientras que para tejido altamente vascular (tal como órganos) está más bien entre 20 y 40 grados.

En el paso de aplicar energía eléctrica para coagular 2956, se aplica energía eléctrica a la herramienta electroquirúrgica en una configuración de coagulación para conseguir hemostasis en el tejido. En diversas realizaciones tratadas aquí, se proporcionan configuraciones de electrodo para coagulación. Por ejemplo, la aplicación de energía eléctrica a la herramienta electroquirúrgica en la configuración de coagulación puede comprender suministrar uno de una pluralidad de electrodos con energía eléctrica que tiene una primera polaridad y suministrar otro de la pluralidad de electrodos con energía eléctrica que tiene una segunda polaridad generalmente opuesta a la primera polaridad. Deseablemente, una diferencia potencial entre el electrodo que tiene la primera polaridad y el electrodo que tiene la segunda polaridad no es más que aproximadamente 200 V.

Durante el proceso de coagulación del tejido, el desplazamiento de fase entre el voltaje aplicado y la corriente incurrida se mide concurrentemente en el paso 2958 para proporcionar realimentación del estado de coagulación. Una vez que se alcanza el nivel de conmutación predeterminado, el proceso continuará al paso de conmutación 2960.

En el paso de conmutación 2960, como se trata anteriormente, la herramienta electroquirúrgica puede comprender un conjunto de mango que incluye un mecanismo de conmutación. Este mecanismo de conmutación puede configurar selectivamente la herramienta electroquirúrgica en la configuración de coagulación o en la configuración de corte dependiendo de una posición de un disparador del conjunto de mango. Como se trató anteriormente, en algunas realizaciones el mecanismo de conmutación puede configurarse de tal manera que con la herramienta electroquirúrgica en una posición abierta, los electrodos se configuren en la configuración de coagulación. El mecanismo de conmutación puede configurarse adicionalmente de tal manera que cuando la herramienta electroquirúrgica se mueva hacia una posición cerrada, los electrodos se configuren en la configuración de corte. En otras realizaciones, la conmutación de la configuración de electrodos desde la configuración de coagulación hasta la configuración de corte puede tener lugar en diferentes posiciones predeterminadas del disparador del conjunto de mango. En aún otra realización, la conmutación puede tener lugar dentro de un suministro de potencia multielectrodo como se muestra en la figura 28.

- 5 En el paso de aplicar energía eléctrica para cortar 2962, se aplica energía eléctrica a la herramienta electroquirúrgica en una configuración de corte para diseccionar el tejido. En diversas realizaciones tratadas aquí, se proporcionan configuraciones de electrodo para cortar. Por ejemplo, la aplicación de energía eléctrica a la herramienta electroquirúrgica en la configuración de corte puede comprender alimentar a uno de una pluralidad de electrodos con energía eléctrica y configurar otro de la pluralidad de electrodos como electrodo de retorno. Deseablemente, una diferencia potencial entre el electrodo de corte y el electrodo de retorno está entre aproximadamente 300 V y aproximadamente 500 V.
- 10 Aunque esta solicitud describe ciertas realizaciones y ejemplos preferidos, se entenderá por los expertos en la técnica que la presente invención se extiende más allá de las realizaciones descritas específicamente a otras realizaciones alternativas de la invención y modificaciones obvias y equivalentes de la misma. Así pues, se pretende que el ámbito de la presente invención aquí descrita no debería ser limitada por las realizaciones particulares descritas anteriormente, sino que debería determinarse solamente por la correcta lectura de las siguientes reivindicaciones.
- 15

REIVINDICACIONES

1. Una herramienta electroquirúrgica con un extremo proximal y un extremo distal, comprendiendo la herramienta:

5 una pieza extrema distal (2014) posicionada en el extremo distal de la herramienta, que comprende:
 un primer elemento de mordaza (2106);
 un segundo elemento de mordaza (2107), el primero y el segundo elementos de mordaza (2106, 2107)
 10 movibles entre sí entre una posición abierta y una posición cerrada; y
 una pluralidad de electrodos (2302, 2303, 2307, 2307', 2308) configurables selectivamente en una de
 entre una configuración de coagulación y una configuración de corte y dispuestos en al menos uno de
 entre el primer elemento de mordaza (2106) y el segundo elemento de mordaza (2107);
 un vástago alargado (2103) que tiene un extremo distal conectado a la pieza extrema distal (2104), y
 un extremo proximal;
 15 un conjunto de mango (2102) posicionado en el extremo proximal de la herramienta y conectado al
 extremo proximal del vástago alargado, comprendiendo el conjunto de mango:
 una pieza de mano (2501); y
 un disparador (2502) acoplado de manera pivotante a la pieza de mano (2501) y operativamente
 20 acoplado a la pieza extrema distal de manera que el movimiento del disparador (2502) en relación a la
 pieza de mano (2501) mueve los elementos primero y segundo de mordaza (2106, 2107) entre sí, y
 un mecanismo de conmutación eléctricamente acoplado a la pieza extrema distal (2104) para
 configurar selectivamente la pluralidad de electrodos (2302, 2303, 2304, 2307, 2307', 2308) en una de
 entre la configuración de coagulación y la configuración de corte, el mecanismo de conmutación es
 25 operable mediante el movimiento del disparador (2502) en relación con la pieza de mano (2501) de
 manera que el movimiento del disparador (2502) configura selectivamente la pluralidad de electrodos
 (2302, 2303, 2304, 2307, 2307', 2308) en una de entre la configuración de coagulación y la
 configuración de corte,
caracterizada porque el mecanismo de conmutación es apropiado para configurar la pluralidad de
 30 electrodos (2302, 2303, 2304, 2307, 2307', 2308) en la configuración de coagulación cuando el primer
 elemento de mordaza (2106) y el segundo elemento de mordaza (2107) están en la posición abierta.

2. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 1, en la que el mecanismo de conmutación configura la
 pluralidad de los electrodos (2302, 2303, 2304, 2307, 2307', 2308) en la configuración de corte cuando el primer
 35 elemento de mordaza (2106) y el segundo elemento de mordaza (2107) son movidos desde la posición abierta hacia
 la posición cerrada .

3. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 1, en la que el mecanismo de conmutación comprende:

40 un primer contacto (2504), un segundo contacto eléctrico (2506), y un tercer contacto eléctrico (2507), todos
 ellos posicionados en la pieza de mano (2501); y
 un cuarto contacto eléctrico (2503) y un quinto contacto eléctrico (2505) colocado en el disparador (2502) y en
 el que el primer contacto eléctrico (2504), el segundo contacto eléctrico (2506), el tercer contacto eléctrico
 (2507), el cuarto contacto eléctrico (2503) y el quinto contacto eléctrico (2505) están posicionados para
 45 acoplarse y desacoplarse entre sí en posiciones relacionadas predeterminada del disparador (2502) y la pieza
 de mano (2501).

4. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 3, en la que cuando el primer elemento (2106) de mordaza y
 el segundo elementos (2107) de mordaza están en una posición abierta, el cuarto contacto eléctrico (2503) en el
 50 disparador (2502) se acopla con el primer contacto eléctrico (2504) en la pieza de mano (2501), y el quinto contacto
 eléctrico (2505) en el disparador (2502) se acopla con el segundo contacto eléctrico (2506) en la pieza de mano
 (2501) y en el que cuando el primer elemento de mordaza (2106) y el segundo elemento de mordaza (2107) están
 entre la posición abierta y la posición cerrada, el cuarto contacto eléctrico (2503) en el disparador (2502) se acopla
 con el segundo contacto eléctrico (2506) en la pieza de mano (2501), y el quinto contacto eléctrico (2505) en el
 55 disparador (2502) se acopla con el tercer contacto eléctrico (2507) en la pieza de mano (2501).

5. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 1, en la que le mecanismo de conmutación comprende una
 pluralidad de tiras de contacto (2604, 2606) dispuestas en la pieza de mano (2501), y una pluralidad de espigas de
 contacto (2601, 2602) montados en el disparador (2502).

6. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 5, en la que la pluralidad de espigas comprende dos espigas
 (2601, 2602) y en la que la pluralidad de las tiras de contacto comprende dos tiras de contacto concéntricas (2604,
 60 2606).

7. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 1, en la que el mecanismo de conmutación comprende un
 65 interruptor eléctrico de único polo (2404) y un interruptor eléctrico de doble polo (2403).

8. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 1, en la que en la que el mecanismo de conmutación comprende un primer interruptor eléctrico de doble polo (2406) y un segundo interruptor eléctrico de doble polo (2408).
- 5 9. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 8, en la que el mecanismo de conmutación comprende además un tercer interruptor eléctrico de doble polo (2407).
10. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 1, en la que el mecanismo de conmutación comprende un suministro de potencia de conmutación multielectrodo.
- 10 11. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 4, en la que la pluralidad de electrodos están dispuestos en el segundo elemento de mordaza (2107) y en la que el cuarto contacto eléctrico (2503) en el disparador (2502) que se acopla con el segundo contacto eléctrico (2506) en la pieza de mano (2501) ajusta los primeros y segundos electrodos (2302, 2303) de la pluralidad de electrodos en el segundo elemento de mordaza (2107) a una polaridad eléctrica y el quinto contacto eléctrico (2505) en el disparador (2502) se acopla con el tercer contacto eléctrico (2507) en la pieza manual (2501) a justa un tercer electrodo (2304) de la pluralidad de electrodos en el segundo elemento de mordaza (210) a una polaridad eléctrica opuesta al primer y segundo electrodo (2302, 2303), en el que el tercer electrodo (2304) está colocado entre el primer y segundo electrodo (2302, 2303).
- 15 12. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 7, en la que la pluralidad de electrodos están dispuestos en el segundo elemento de mordaza (2107) y en la que en el estado de coagulación el interruptor eléctrico de único polo (2404) está acoplado y el interruptor eléctrico de doble polo (2403) está desacoplado para ajustar un primer electrodo (2302) de la pluralidad de electrodos en el segundo elemento de mordaza (2107) a una polaridad eléctrica y un segundo electrodo (2303) de la pluralidad de electrodos en el segundo elemento de mordaza (2107) a una polaridad eléctrica opuesta y para desacoplar un tercer electrodo (2304) de la pluralidad de electrodos en la segunda mordaza (2107) entre el primer y segundo electrodo (2302, 2303) y un cuarto electrodo (2307) en el primer elemento de mordaza (2306) mediante energía eléctrica.
- 20 25 13. La herramienta electroquirúrgica de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que dos de los electrodos configurables selectivamente en una configuración de coagulación están en el mismo elemento de mordaza.
- 30 14. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 13, en la que el segundo elemento de mordaza (2301) tiene primeros y segundos electrodos de coagulación (2302, 2303) en el mismo y un tercer electrodo de corte (2304) electroquirúrgico entre ellos y en la que el mecanismo de conmutación puede conectar eléctricamente cada uno de los electrodos de coagulación (2302, 2303) a través de una diferencia de posibilidad de coagulación en una configuración de coagulación y puede conectar el tercer electrodo (2304) y al menos uno de entre el primer y segundo electrodo (2302, 2303) a través de una diferencia de posibilidad de corte en una configuración de corte.
- 35 40 15. La herramienta electroquirúrgica de la reivindicación 13, en la que el segundo elemento de mordaza (2301) tiene primer y segundo electrodo de coagulación (2302, 2303) con un tercer electrodo de corte (2304) entre ellos y el primer elemento de mordaza (2306) tiene un cuarto electrodo (2307), en la que cuando el primer y segundo elemento de mordaza están abiertos el mecanismo de conmutación acopla eléctricamente cada unos de los electrodos de coagulación (2302, 2303) a través de una diferencia de posibilidades de coagulación en una configuración de coagulación y cuando el primer elemento de mordaza (2303) y el segundo elemento de mordaza (2301) son movidos desde la posición abierta hacia la posición cerrada, el mecanismo de conmutación conecta el tercer electrodo (2304) y el cuarto electrodos (2307) a través de una diferencia de posibilidades de corte electroquirúrgico en una configuración de corte.
- 45

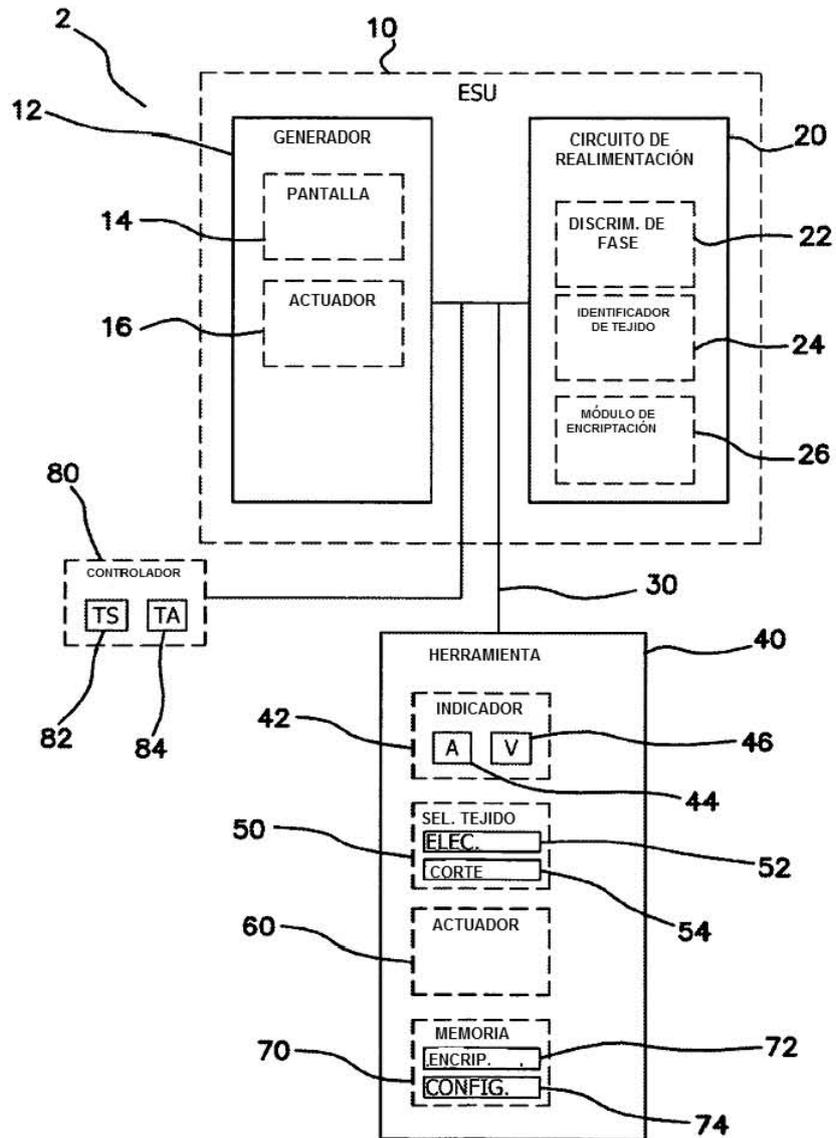


FIG. 1A

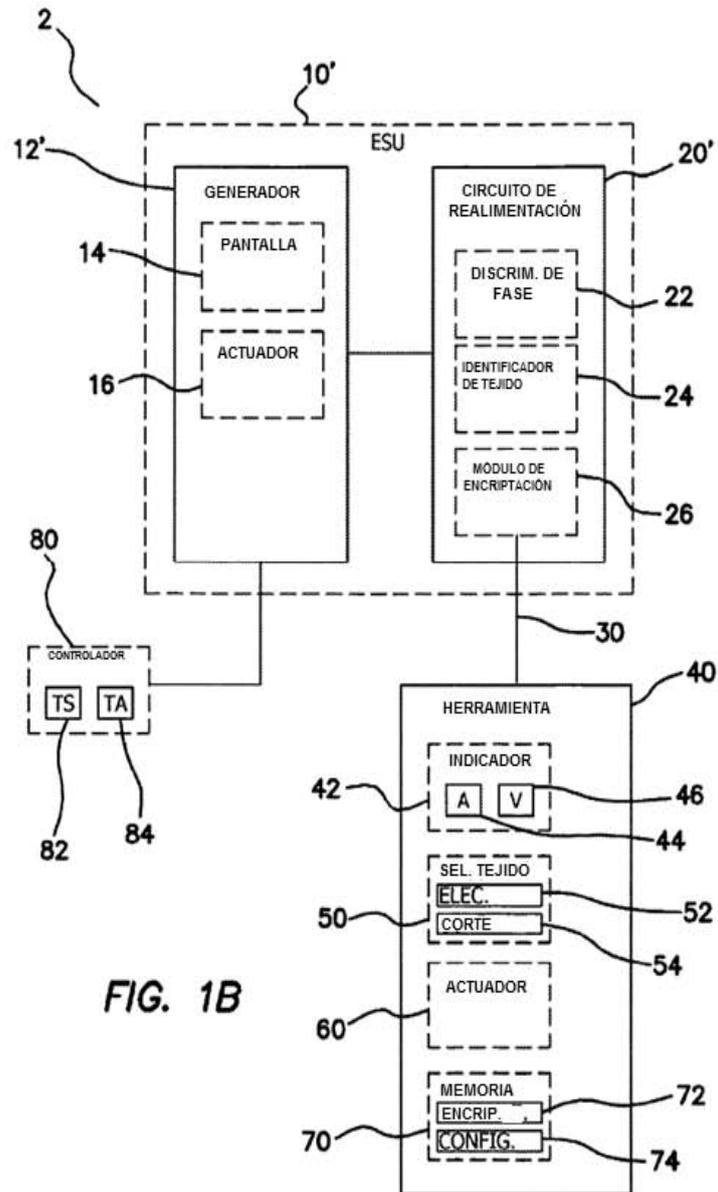


FIG. 1B

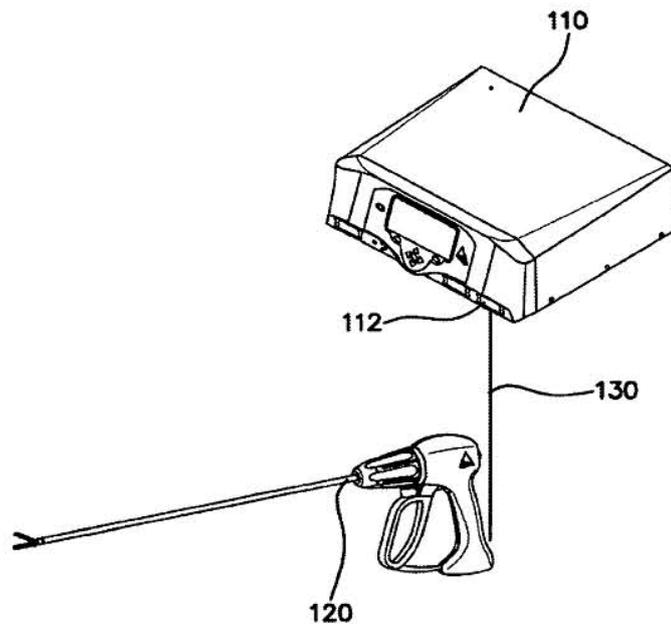


FIG. 2A

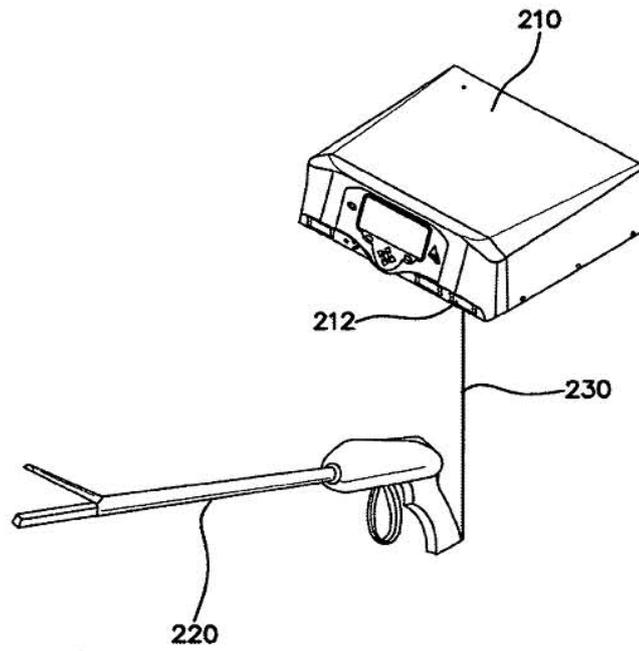


FIG. 2B

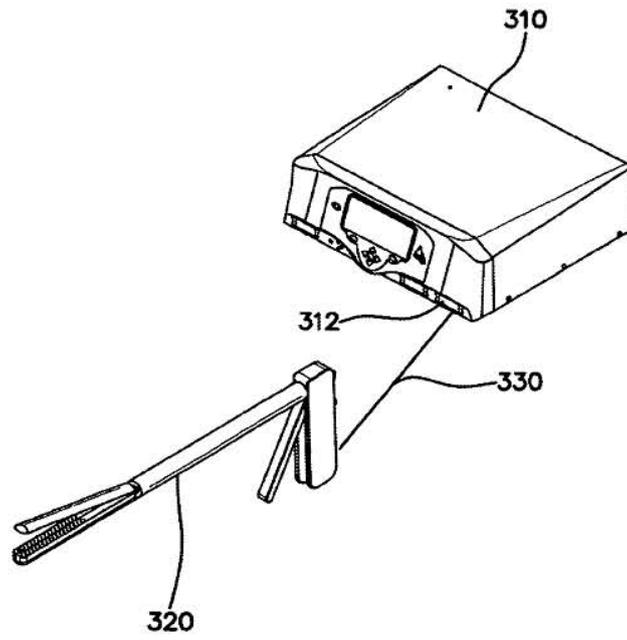


FIG. 2C

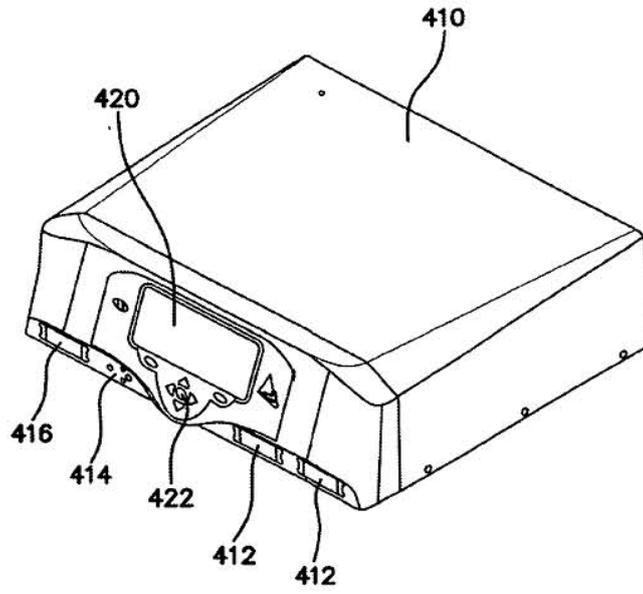


FIG. 3A

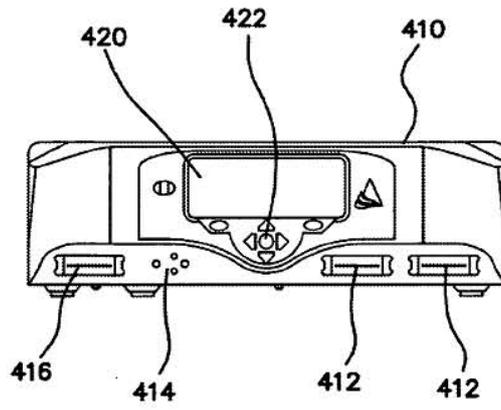


FIG. 3B

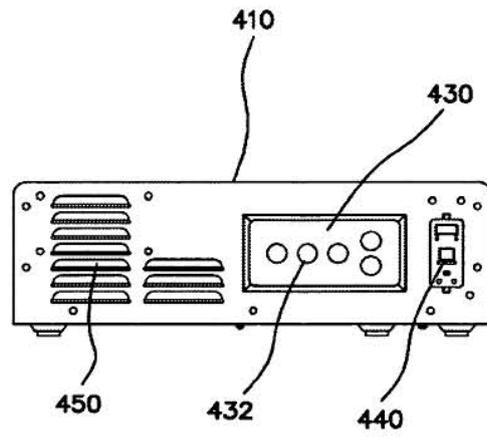


FIG. 3C

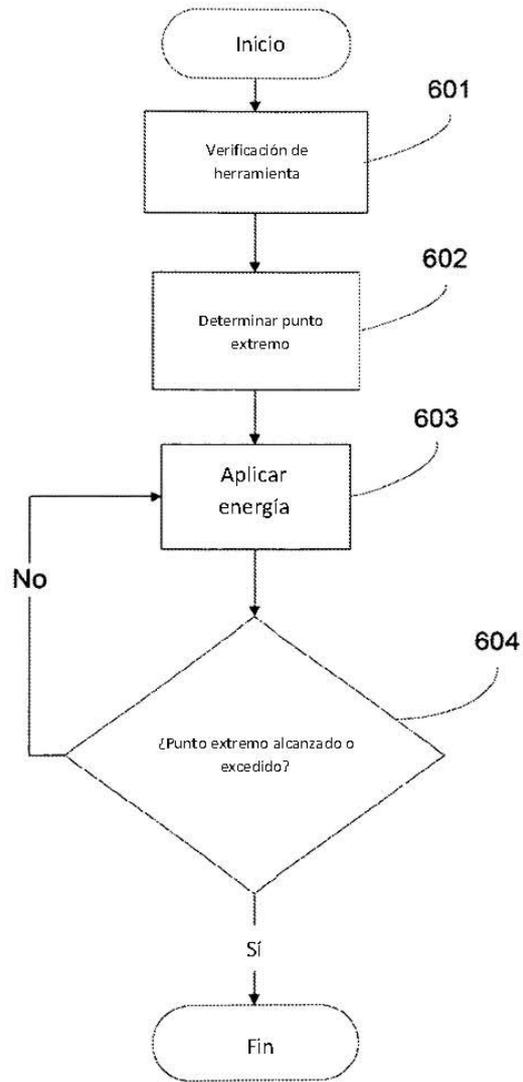


FIG. 4

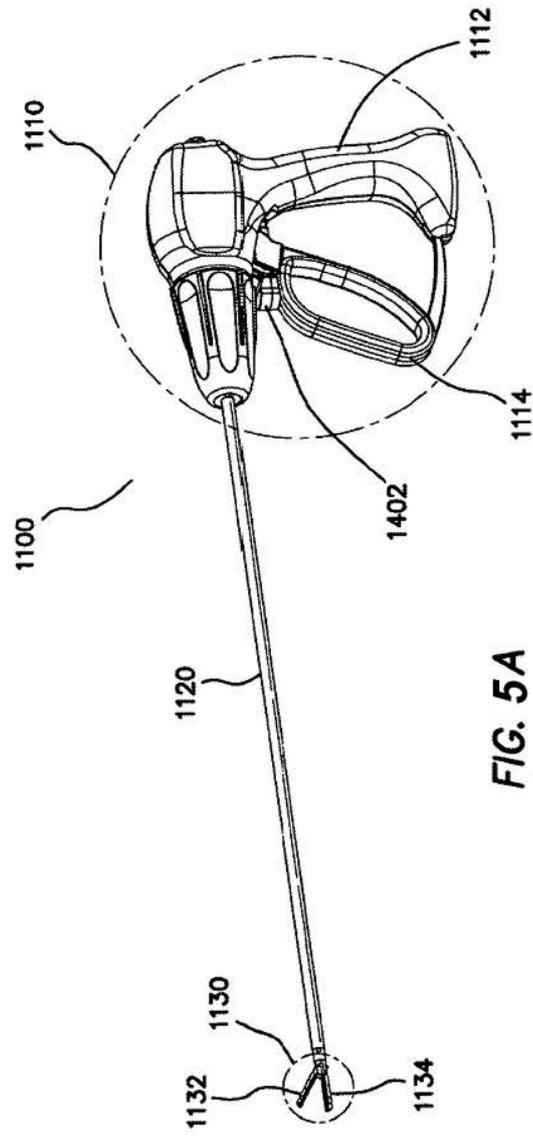


FIG. 5A

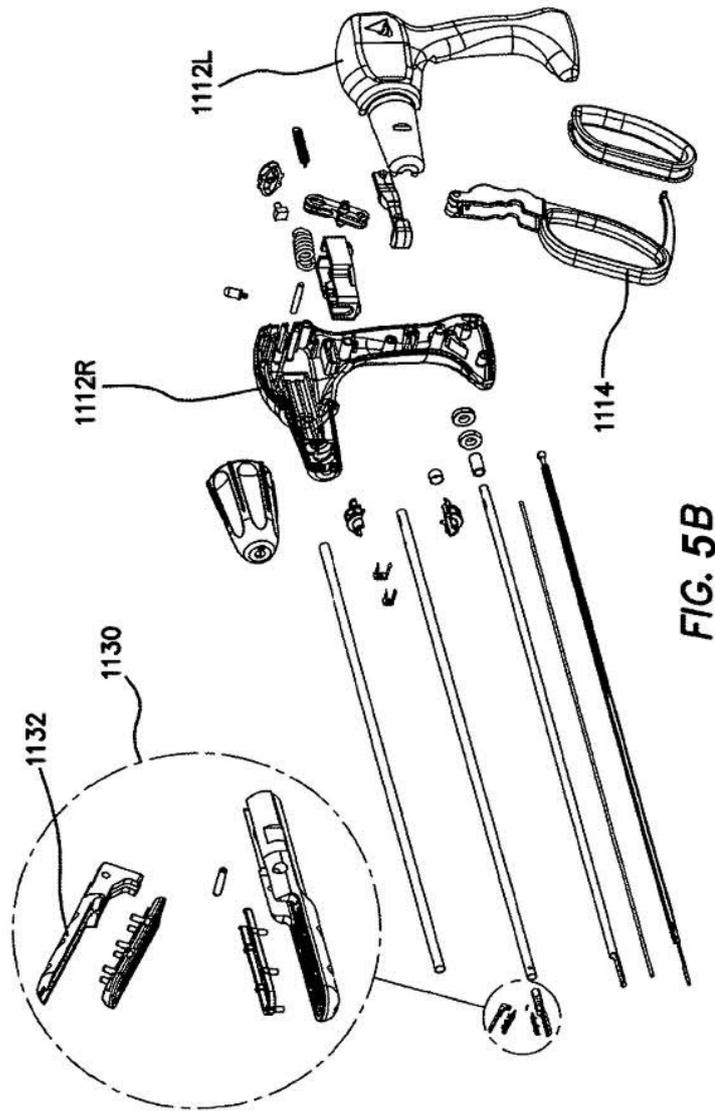


FIG. 5B

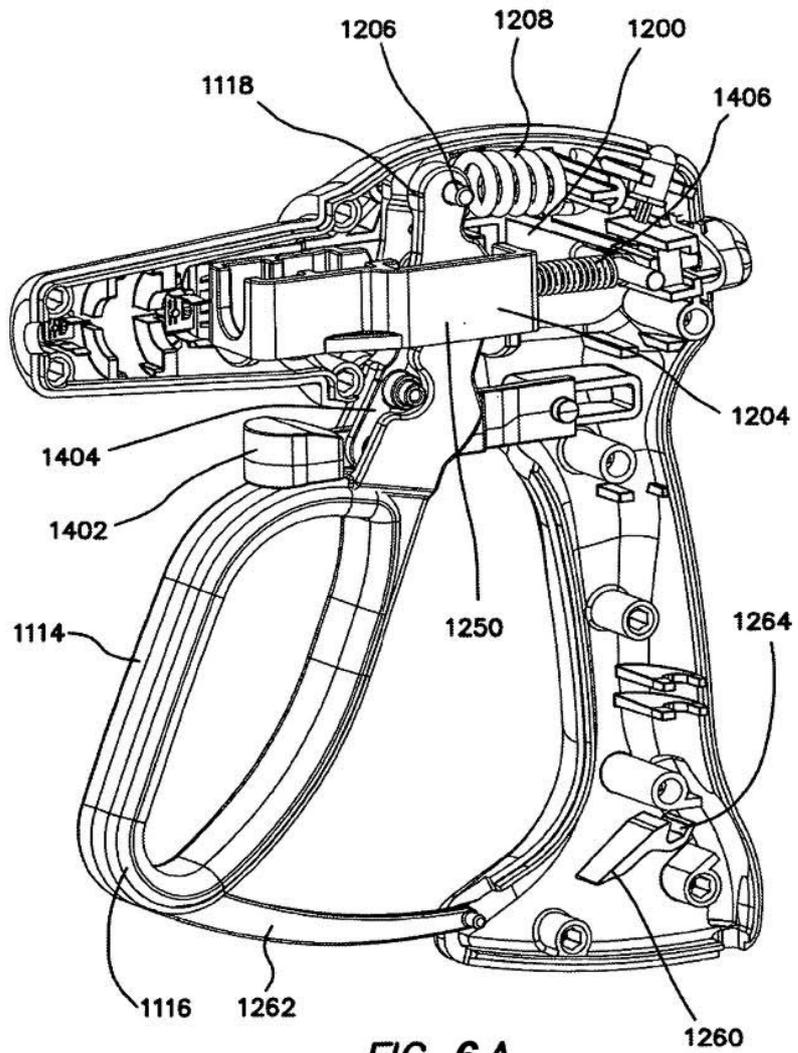


FIG. 6A

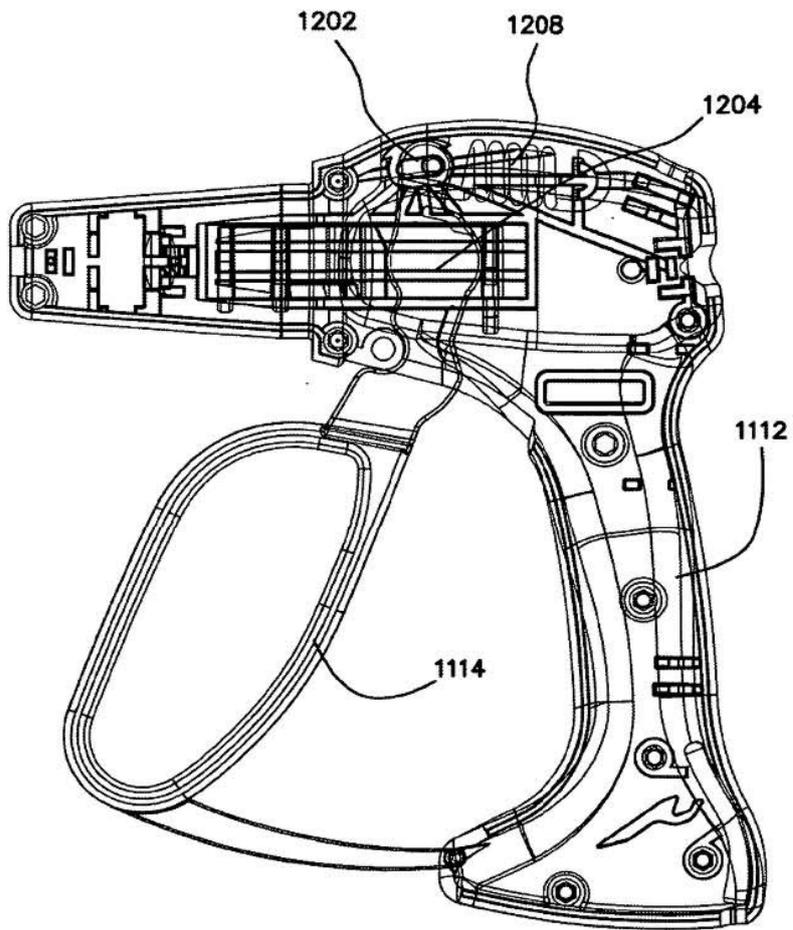
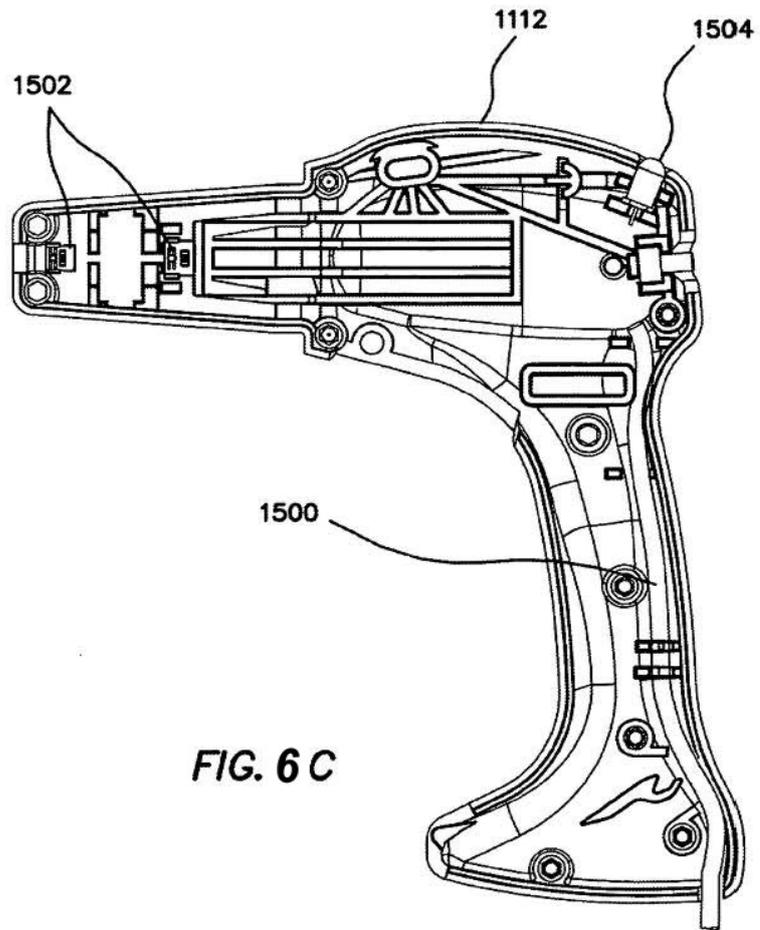
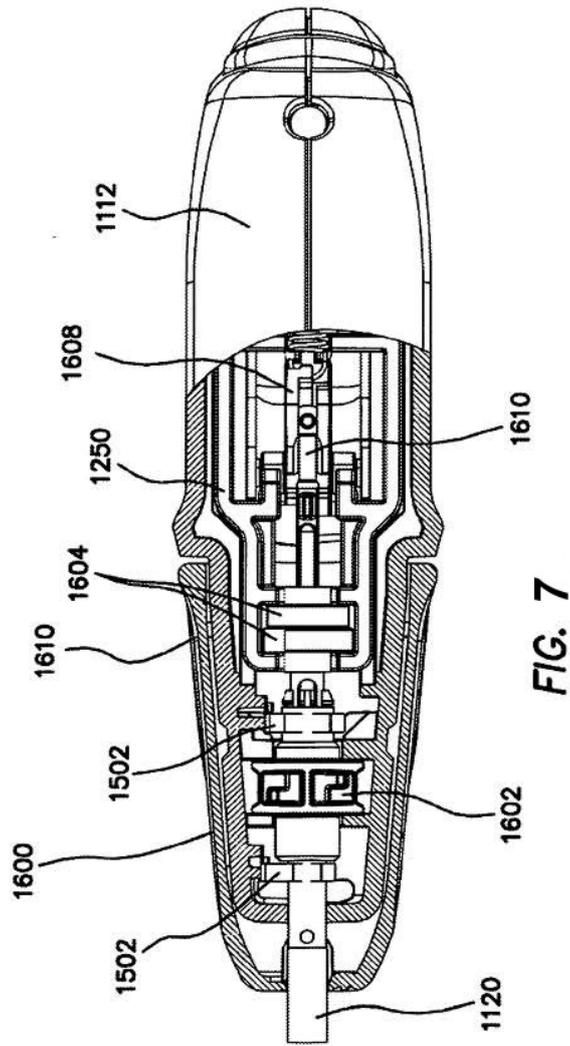


FIG. 6B





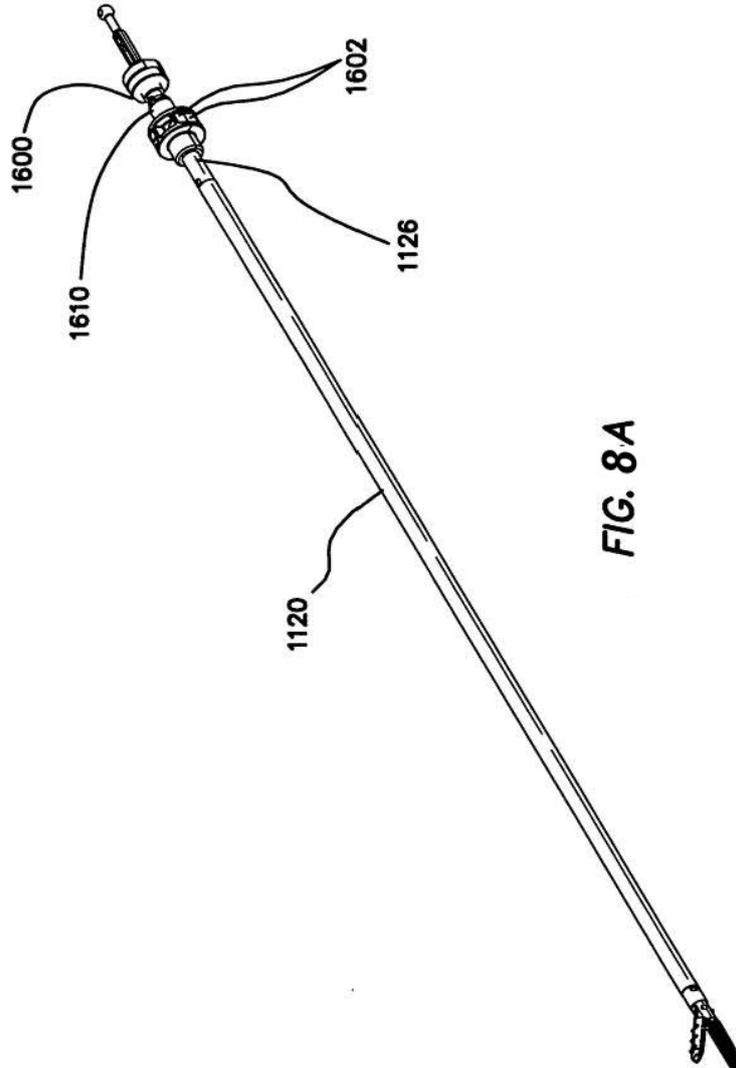
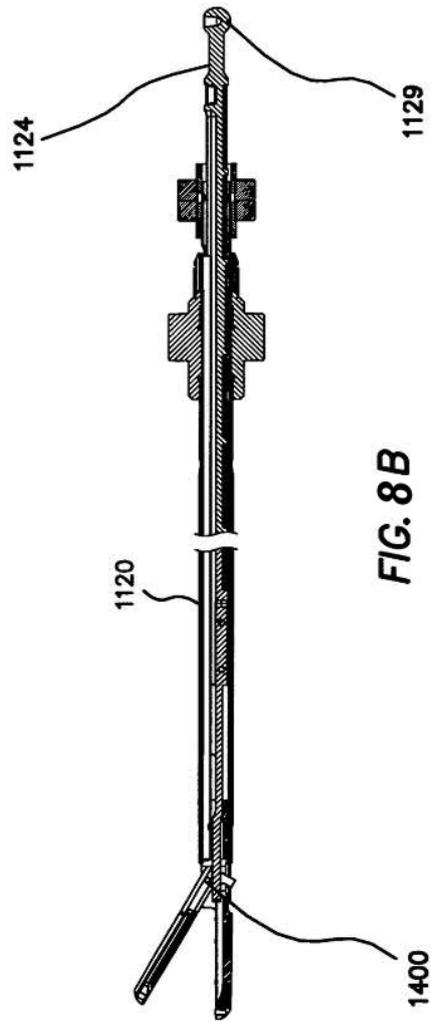


FIG. 8A



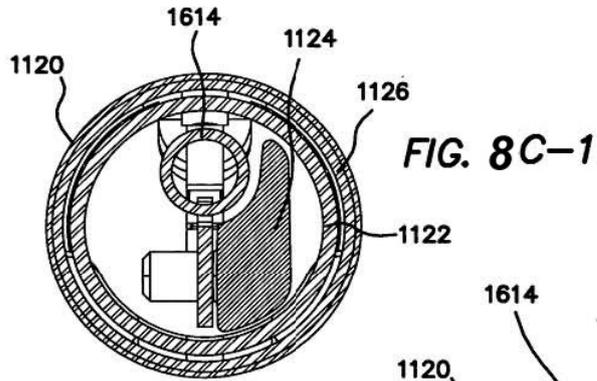
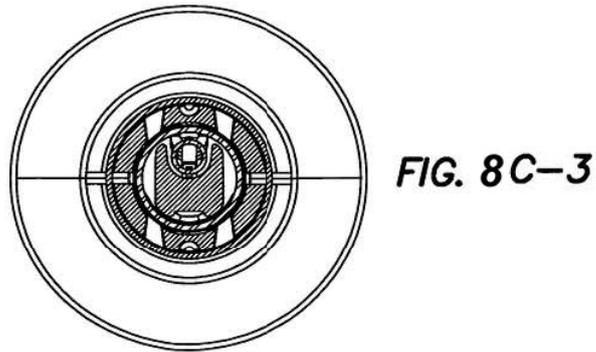
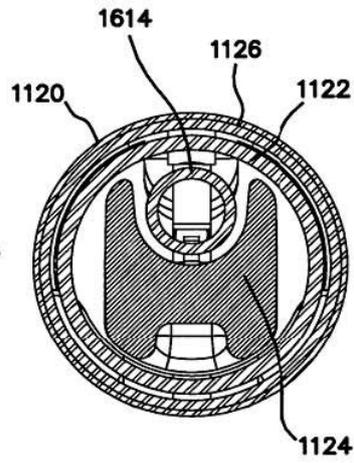


FIG. 8C-2



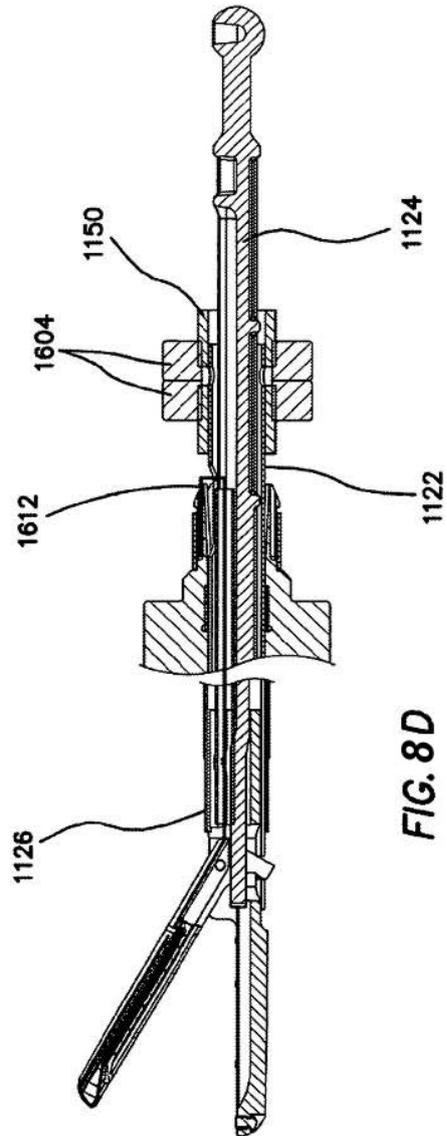


FIG. 8D

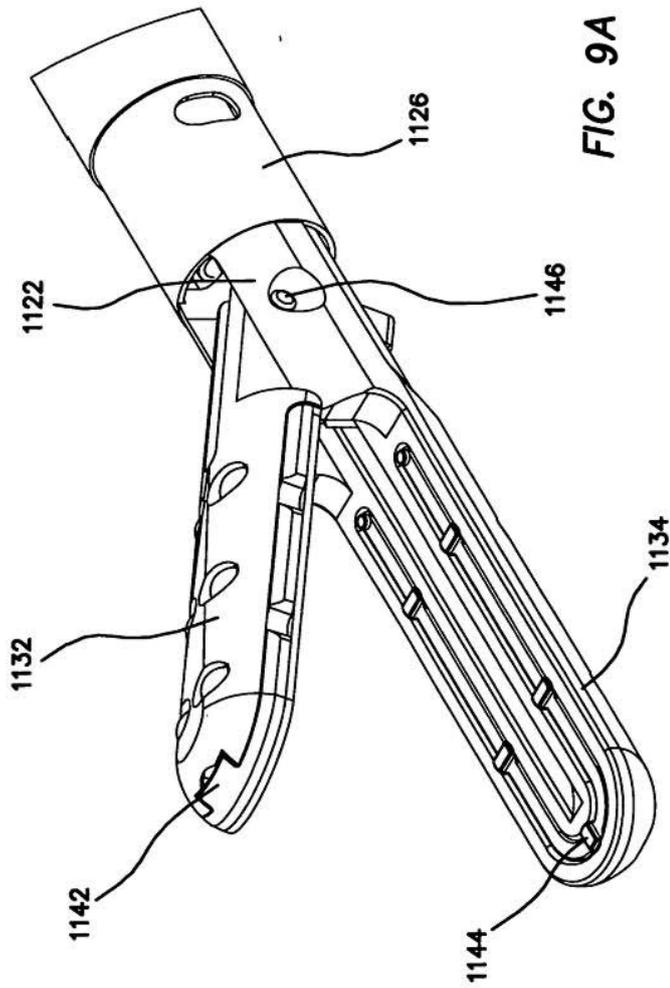
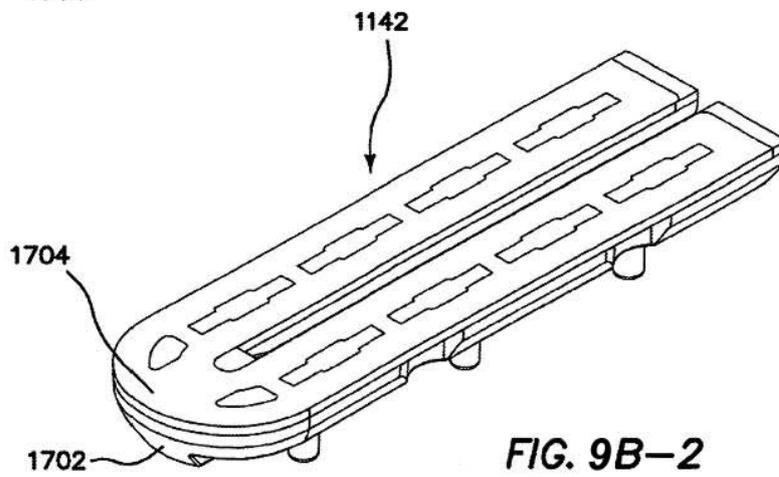
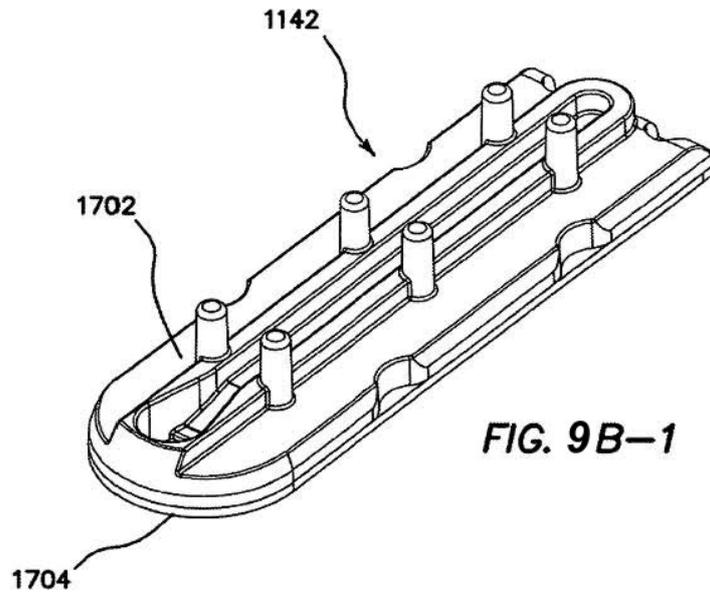
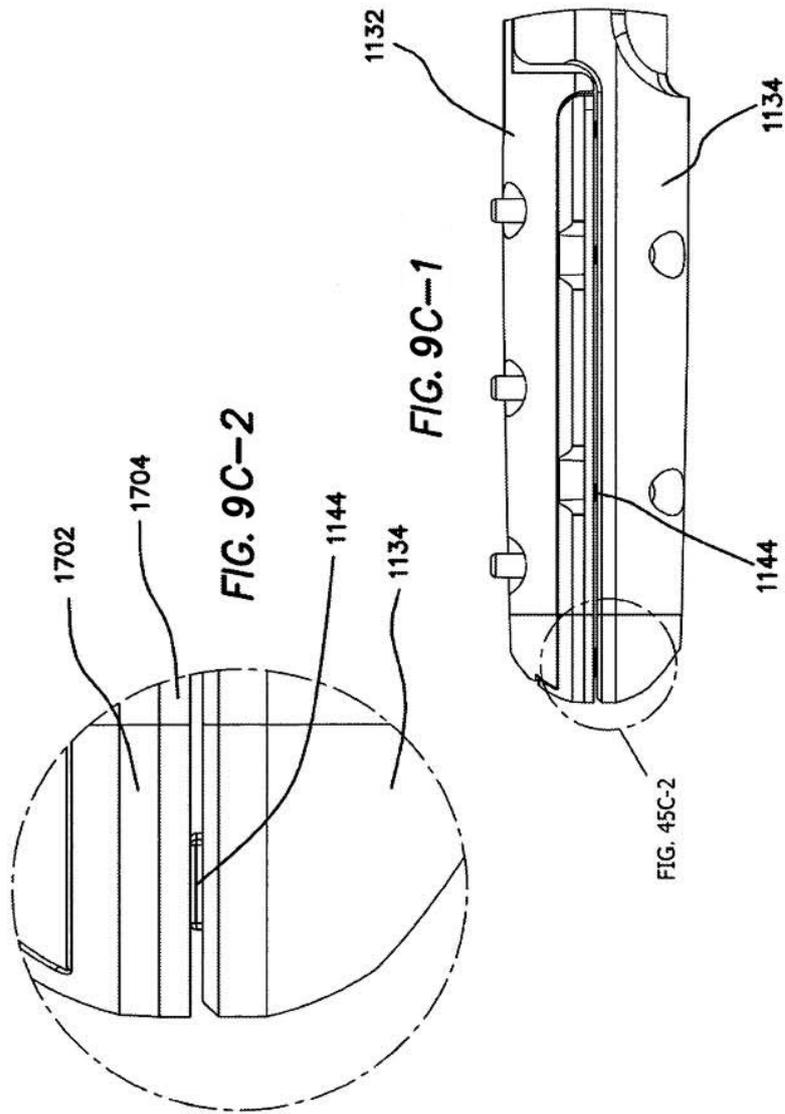


FIG. 9A





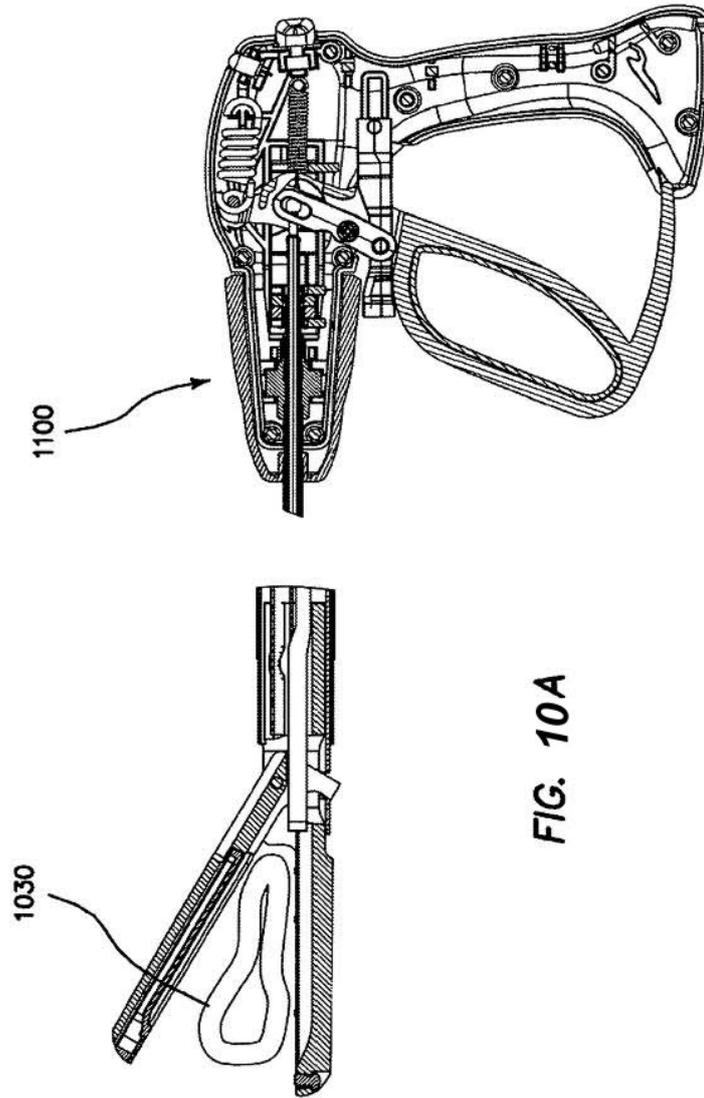


FIG. 10A

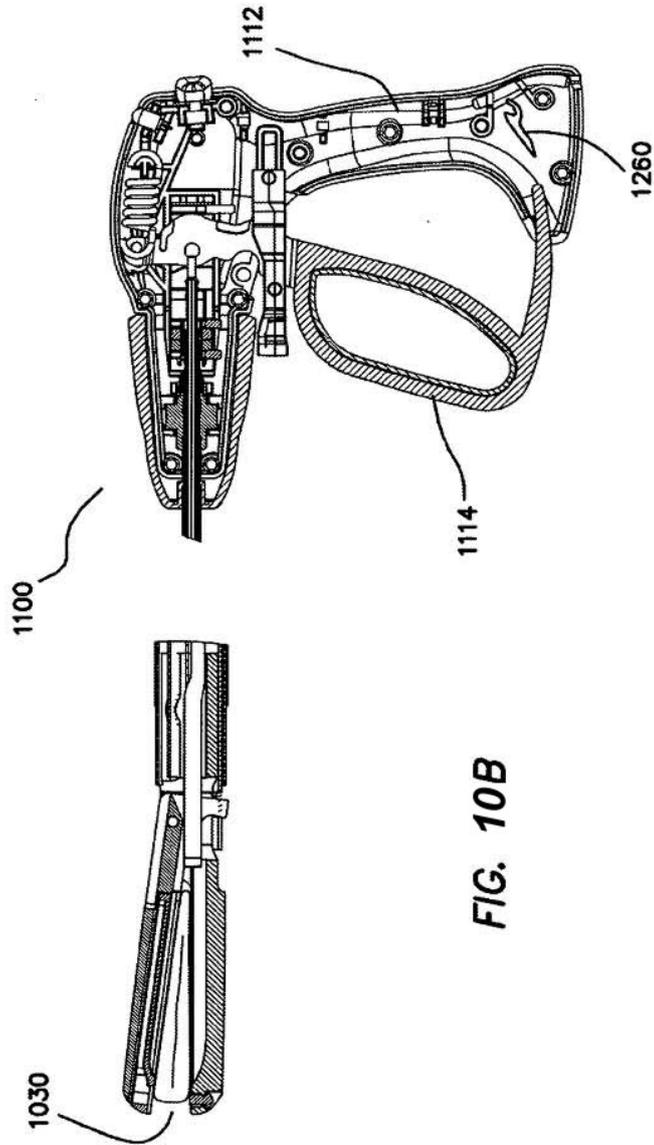


FIG. 10B

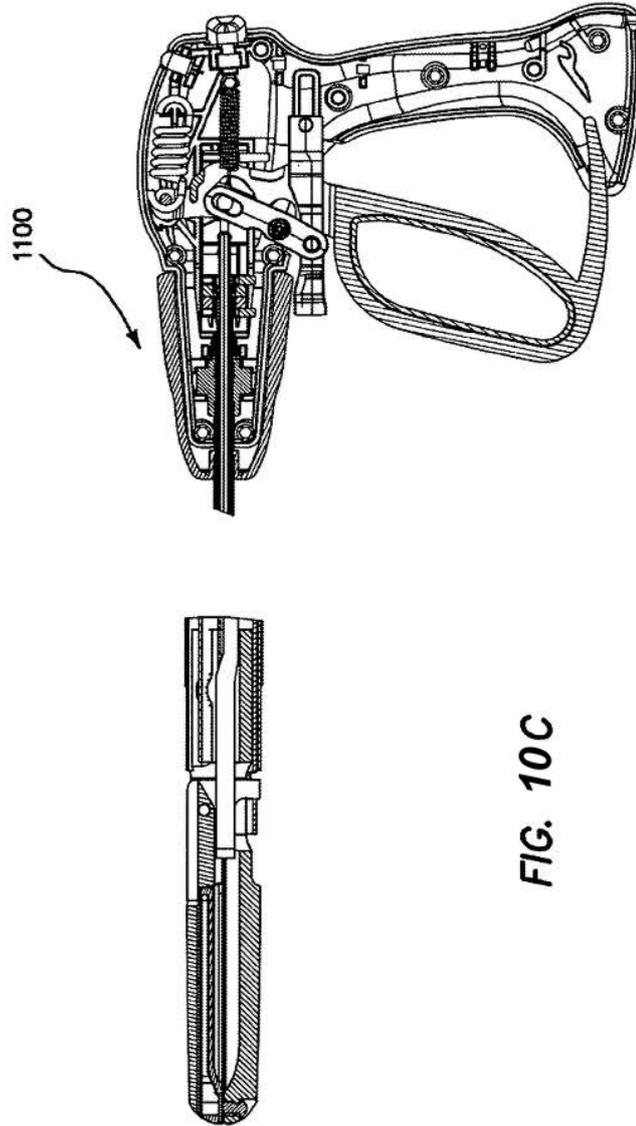


FIG. 10C

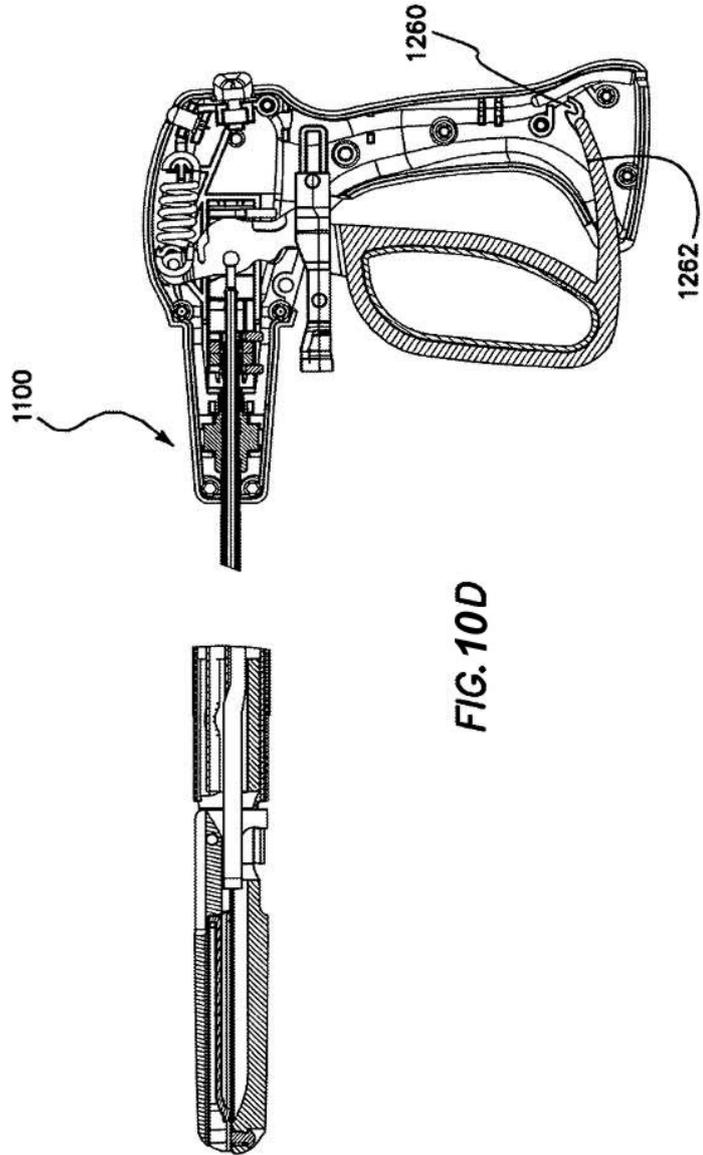


FIG. 10D

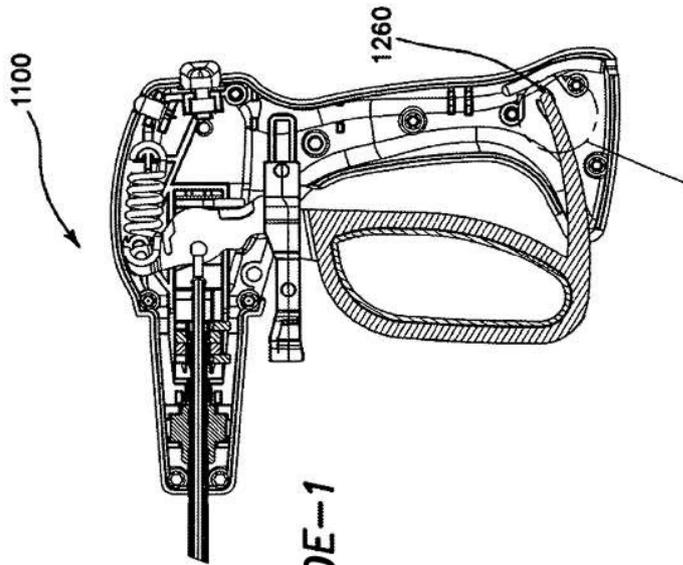


FIG. 10E-1

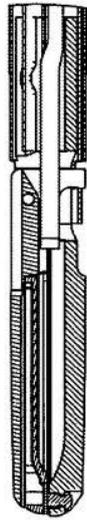


FIG. 10E-2

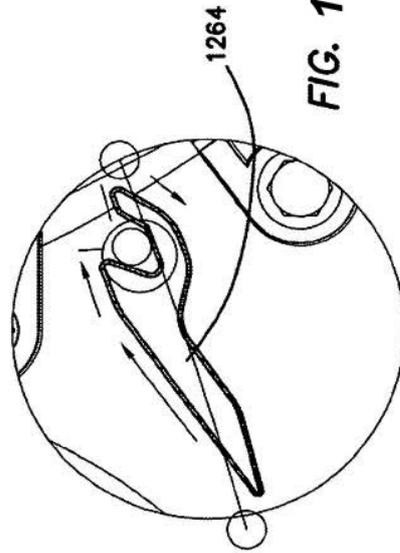


FIG. 10E-3

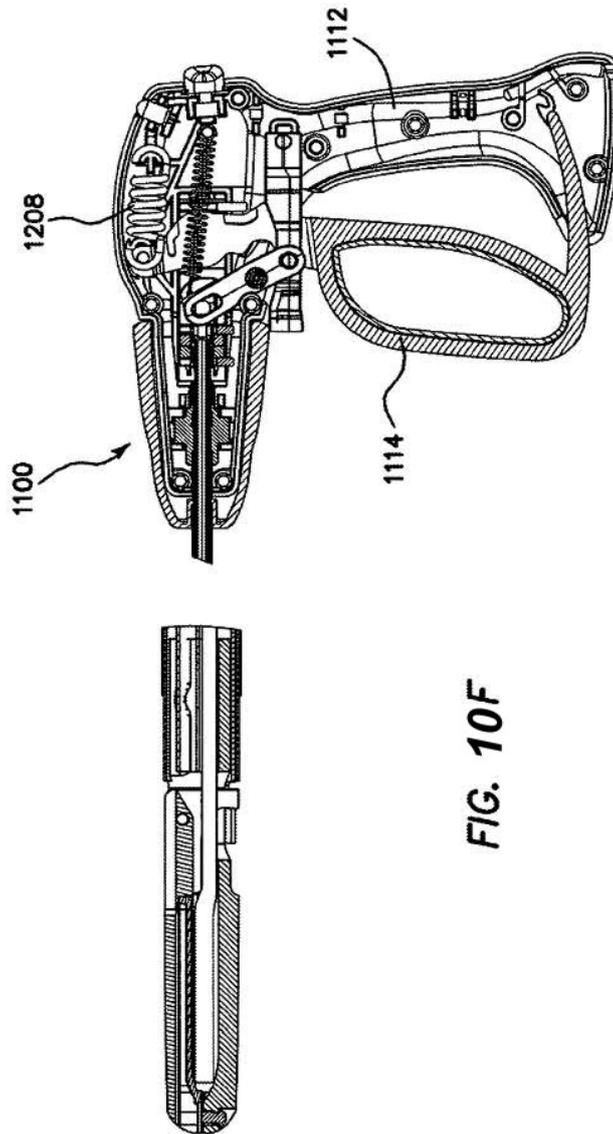


FIG. 10F

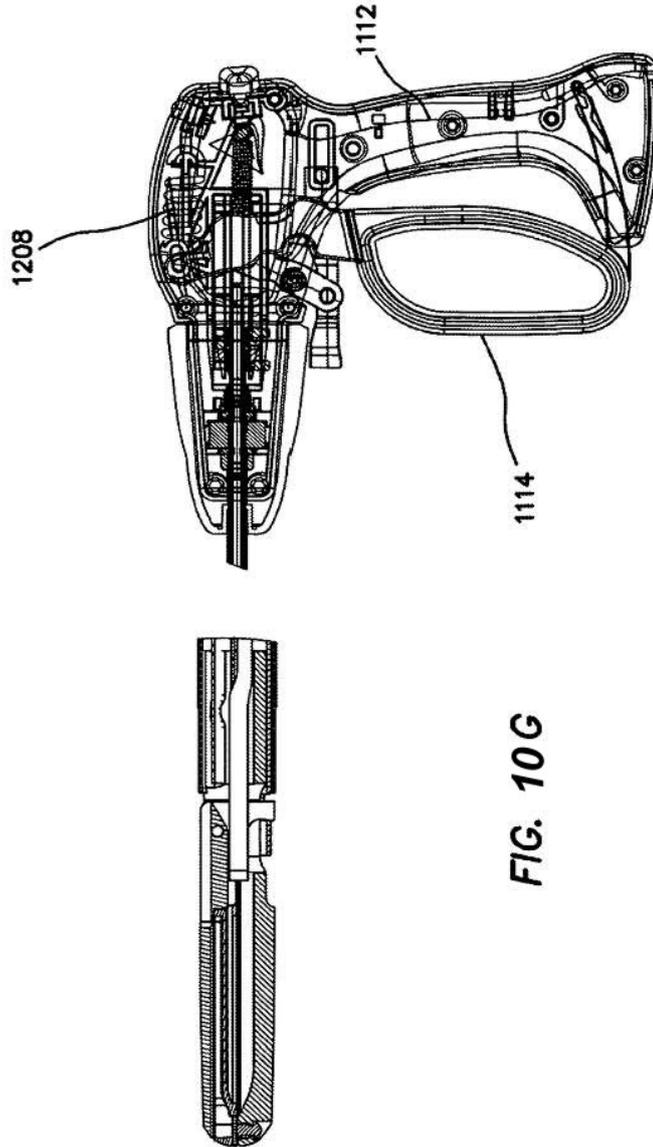


FIG. 10G

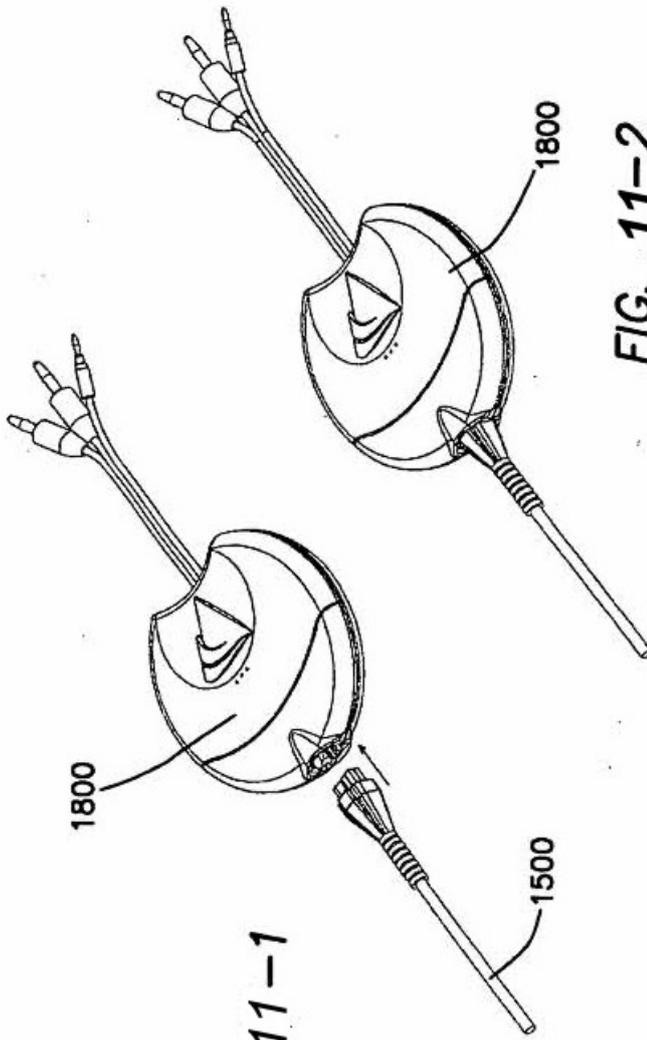


FIG. 11-1

FIG. 11-2

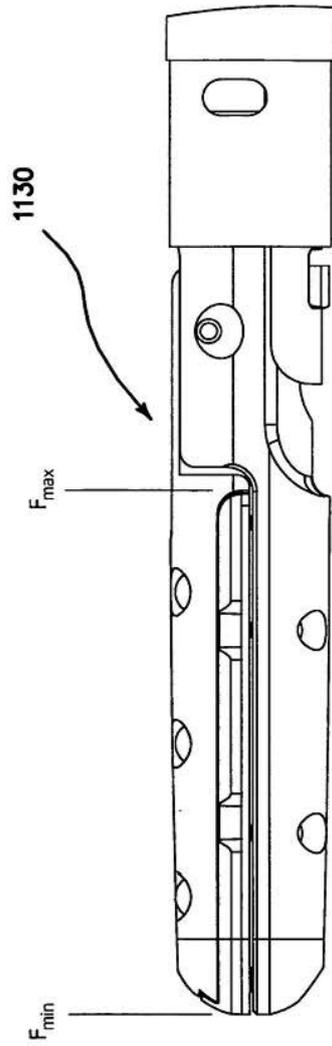


FIG. 12A

0,11 kN para electrodo
de 9,5 mm de anchura

SELLADO DE ARTERIAS RENALES DE 5 mm \varnothing
A PRESIÓN APLICADA CONSTANTE (25 lb.
PARA ELECTRODO DE 3/8" DE ANCHURA)

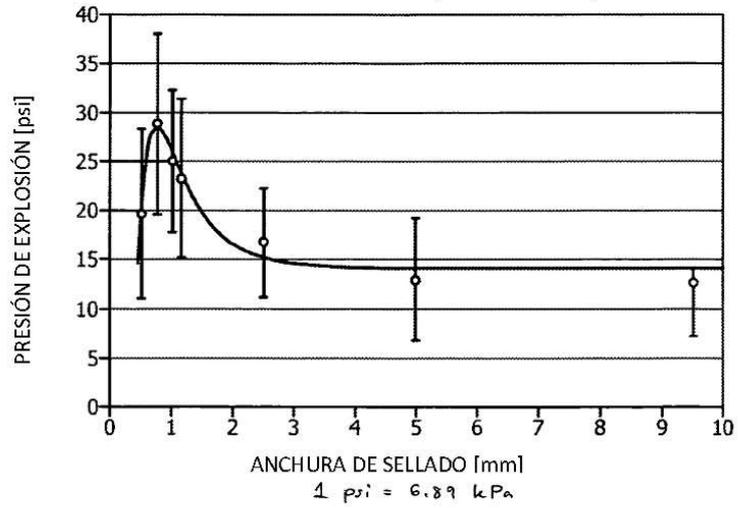
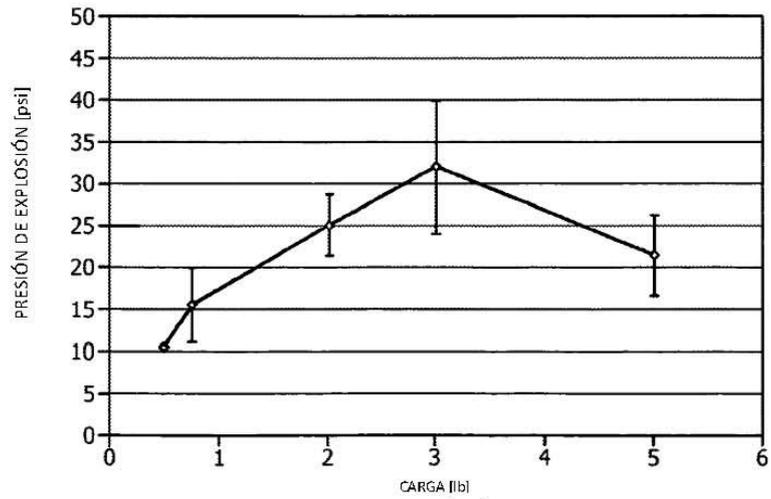


FIG. 12B

OCLUSIÓN DE RF DE ARTERIAS RENALES CON
ELECTRODO DE 0,75 mm



1 lb_f = 4.45 N
1 psi = 6.89 kPa
FIG. 12C

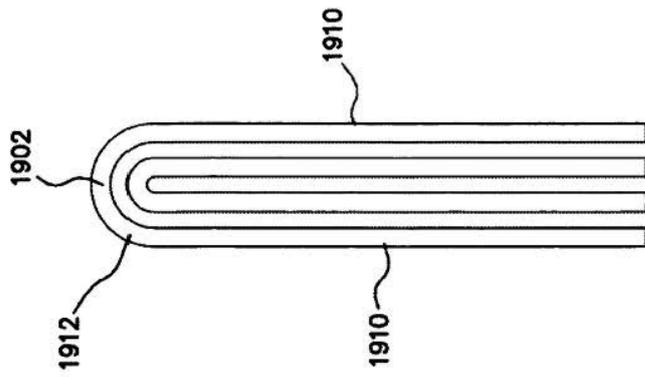


FIG. 13-1

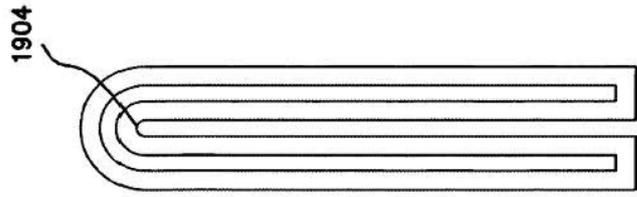


FIG. 13-2

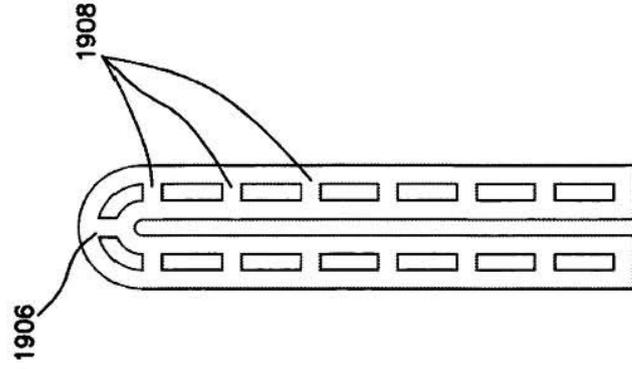


FIG. 13-3

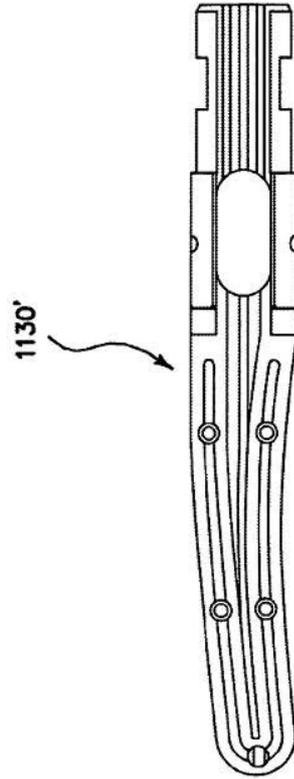


FIG. 14

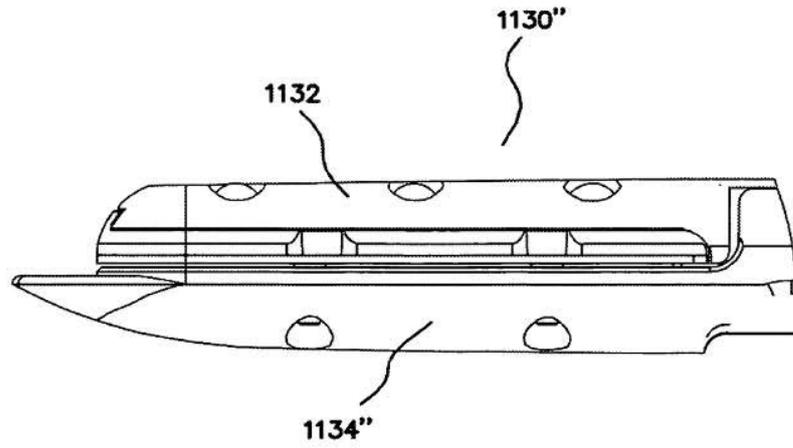


FIG. 15

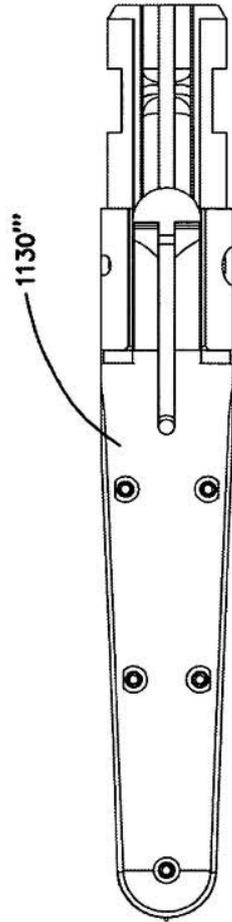


FIG. 16-1

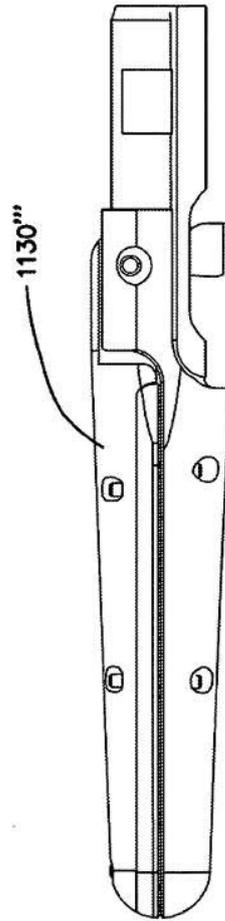
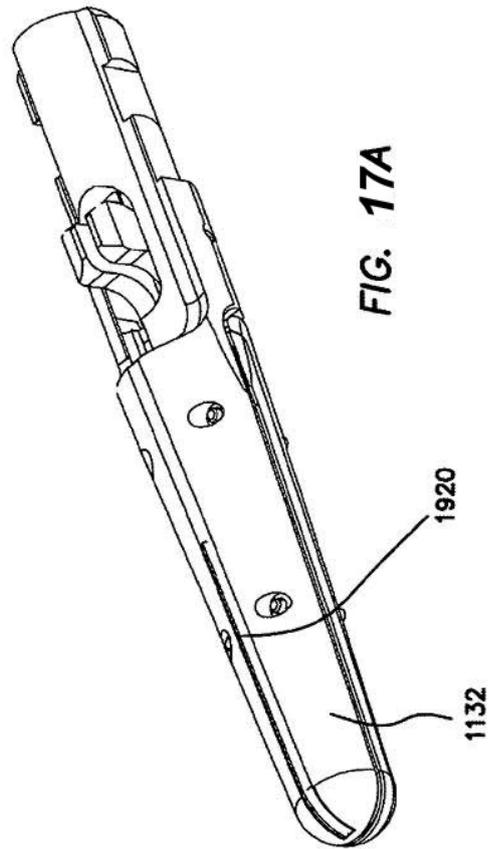


FIG. 16-2



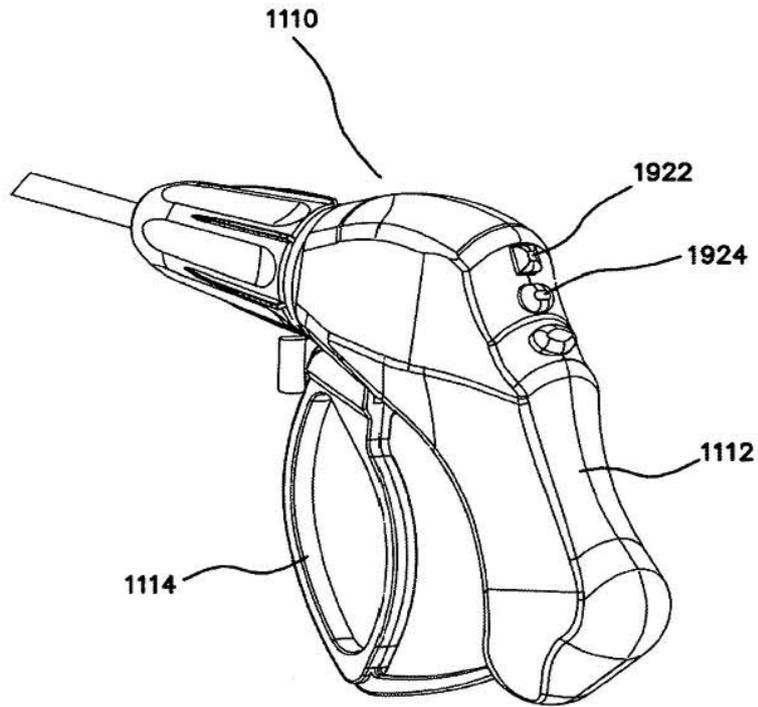
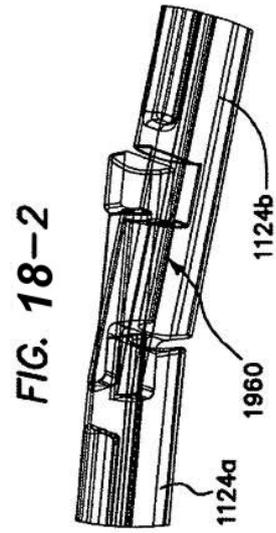
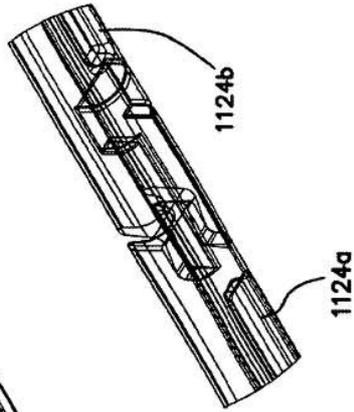
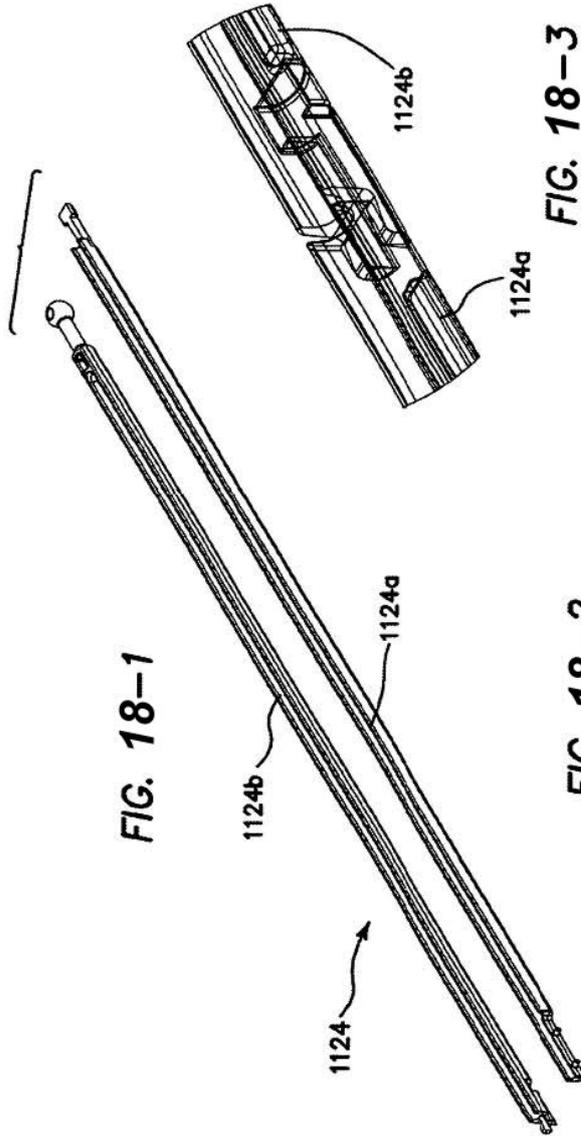
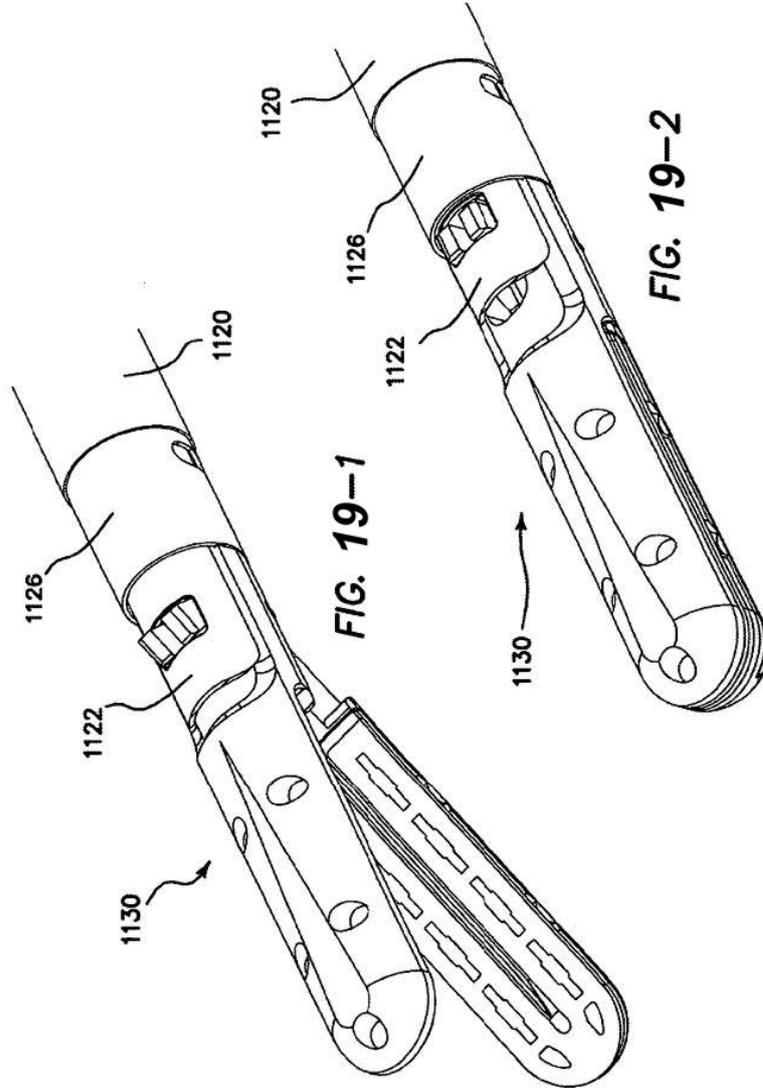


FIG. 17B





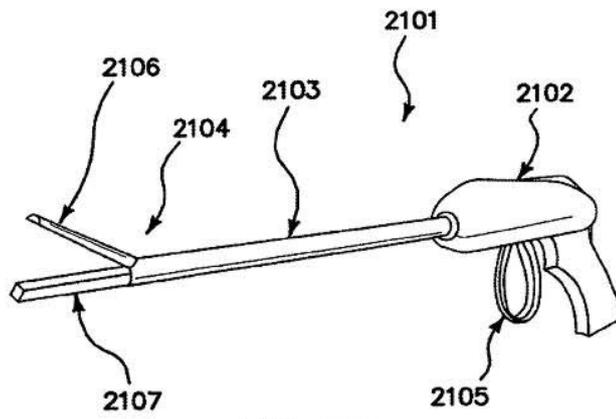


FIG. 20

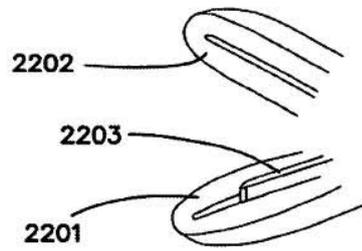


FIG. 21

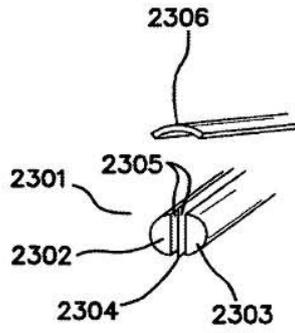


FIG. 22A

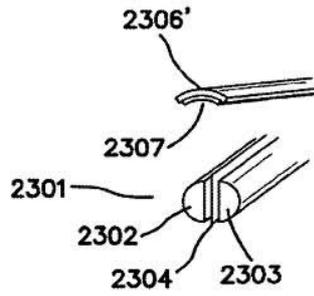


FIG. 22B

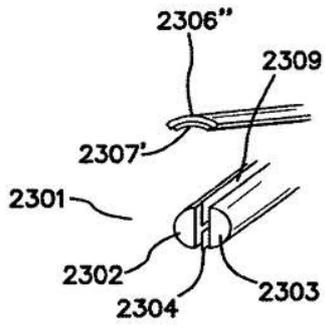


FIG. 22C

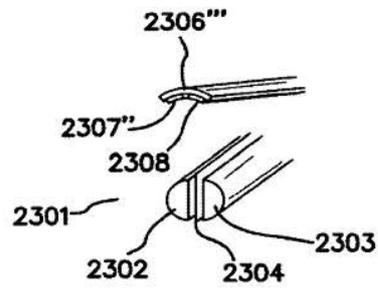


FIG. 22D

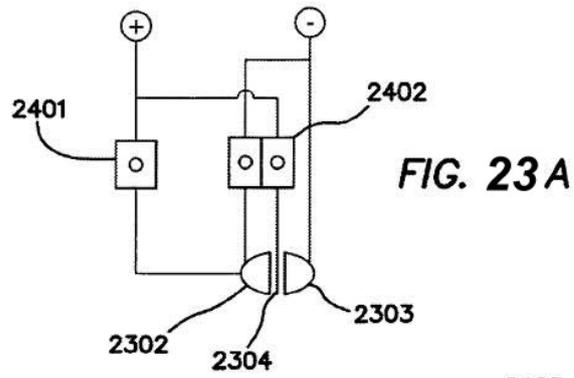
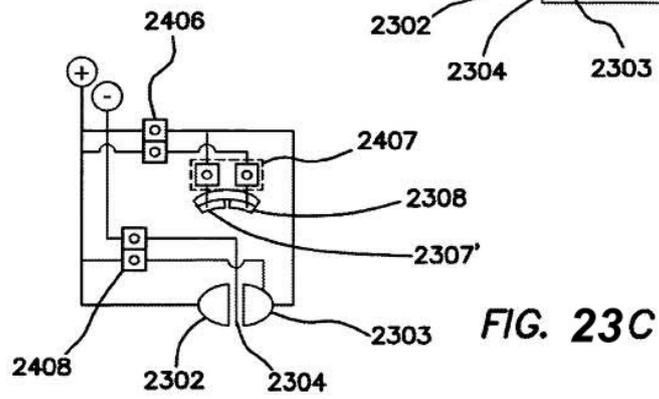
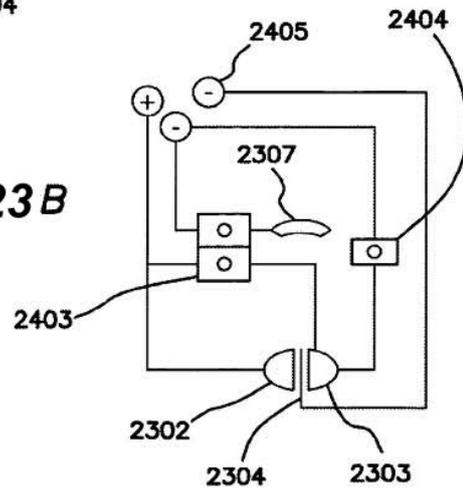


FIG. 23B



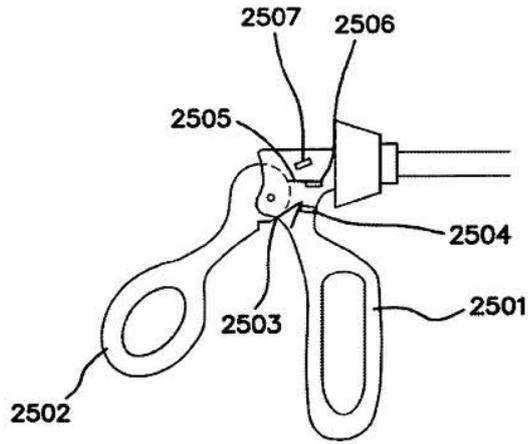


FIG. 24

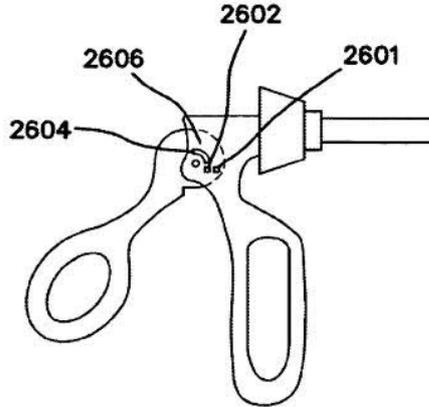


FIG. 25

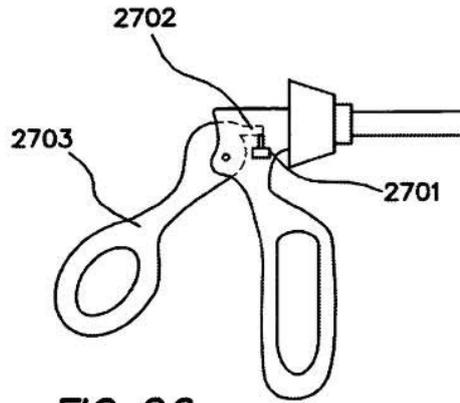


FIG. 26

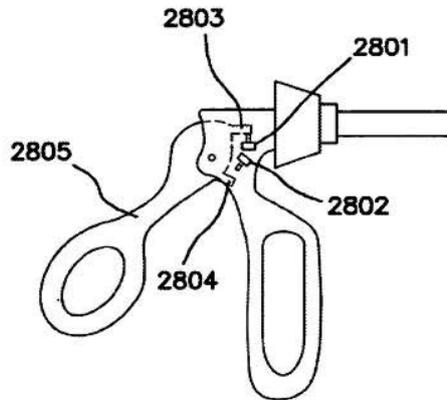


FIG. 27

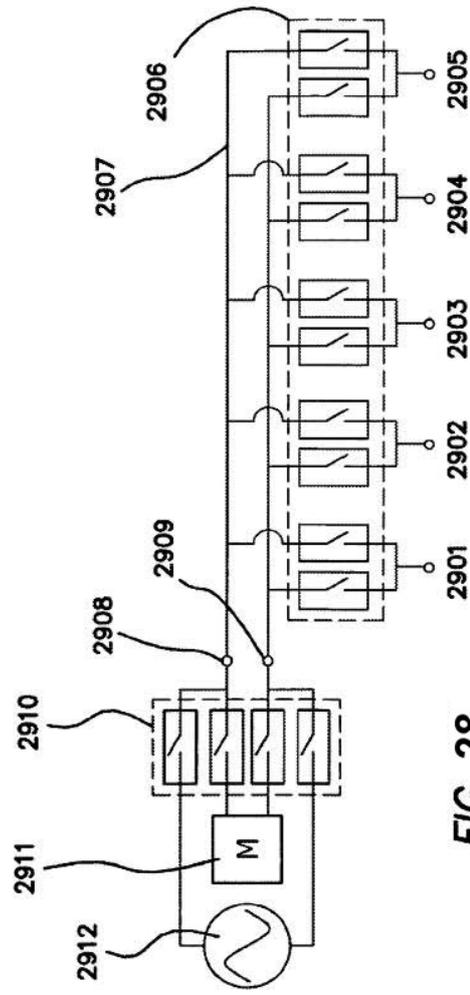


FIG. 28

