

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 723 707**

51 Int. Cl.:

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 17/28 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.07.2010 E 17179625 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.03.2019 EP 3263054**

54 Título: **Instrumentos quirúrgicos ultrasónicos que tienen pinza**

30 Prioridad:

15.07.2009 US 503766

15.07.2009 US 503769

15.07.2009 US 503770

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

30.08.2019

73 Titular/es:

ETHICON LLC (100.0%)

475 Street C, Suite 401 Los Frailes Industrial Park

00969 Guaynabo, US

72 Inventor/es:

WIENER, EITAN T.;

WAN, SHAN;

PRICE, DANIEL W.;

NORVELL, DAVID K.;

GIORDANO, JAMES R.;

DINARDO, BRIAN;

YATES, DAVID C.;

MESSERLY, JEFFREY D.;

WITT, DAVID A. y

ALDRIDGE, JEFFREY L.

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 723 707 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCION

Instrumentos quirúrgicos ultrasónicos que tienen pinza

5 ANTECEDENTES

La presente divulgación se refiere de manera general a sistemas quirúrgicos ultrasónicos y, más particularmente, a sistemas ultrasónicos que permiten a los cirujanos realizar cortes y coagulaciones.

10 Los instrumentos quirúrgicos ultrasónicos están encontrando aplicaciones cada vez más extendidas en procedimientos quirúrgicos en virtud de las características de rendimiento únicas de tales instrumentos. Dependiendo de las configuraciones específicas del instrumento y los parámetros operativos, los instrumentos quirúrgicos ultrasónicos pueden proporcionar un corte sustancialmente simultáneo del tejido y homeostasis por coagulación, minimizando de manera deseable el trauma al paciente. La acción de corte se realiza típicamente mediante un efector final, o punta de la cuchilla, en el extremo distal del instrumento, que transmite energía ultrasónica al tejido que entra en contacto con el efector final. Los instrumentos ultrasónicos de esta naturaleza pueden configurarse para procedimientos quirúrgicos de uso quirúrgico abierto, laparoscópicos o endoscópicos, incluyendo los procedimientos asistidos por robot.

20 Algunos instrumentos quirúrgicos utilizan energía ultrasónica para tanto el corte preciso como la coagulación controlada. La energía ultrasónica corta y coagula usando temperaturas más bajas que las usadas en electrocirugía. Vibrando a altas frecuencias (por ejemplo, 55.500 veces por segundo), la cuchilla ultrasónica desnatura la proteína en el tejido para formar un coágulo pegajoso. La presión ejercida sobre el tejido con la superficie de la cuchilla colapsa los vasos sanguíneos y permite que el coágulo forme un sello hemostático. La precisión del corte y la coagulación se controla mediante la técnica del cirujano y ajustando el nivel de potencia, el filo de la cuchilla, la tracción del tejido y la presión de la cuchilla.

25 Un desafío principal de la tecnología ultrasónica para dispositivos médicos, sin embargo, sigue siendo el sellado de los vasos sanguíneos. El trabajo realizado por el solicitante y otros ha demostrado que el sellado de vasos óptimo tiene lugar cuando la capa muscular interna de un vaso se separa y se aleja de la capa adventicia antes de la aplicación de la energía ultrasónica estándar. Los esfuerzos actuales para lograr esta separación han implicado aumentar la fuerza de sujeción aplicada al vaso.

30 Además, el usuario no siempre tiene retroalimentación visual del tejido que se está cortando. Por consiguiente, sería deseable proporcionar algún tipo de retroalimentación para indicar al usuario que el corte está completo cuando no hay disponible retroalimentación visual. Además, sin alguna forma de indicador de retroalimentación para indicar que el corte está completo, el usuario puede continuar activando el instrumento armónico incluso si el corte está completo, lo que provoca un posible daño al instrumento armónico y al tejido circundante por el calor que se genera exponencialmente cuando se activa un instrumento armónico sin nada entre las mordazas.

35 Sería deseable proporcionar un instrumento quirúrgico ultrasónico que supere algunas de las deficiencias de los instrumentos actuales. El instrumento quirúrgico ultrasónico descrito en la presente supera esas deficiencias. La EP2074959A1 describe un aparato de operación quirúrgico. La US2008/172051A1 Describe un aparato de operación por ultrasonidos. La US2005/004589A1 describe un sistema de tratamiento por ultrasonidos. La JP H10 127654A describe una herramienta de tratamiento ultrasónico. La US2008/132887A1 describe un instrumento quirúrgico. La WO03/039429A2 describe un aparato coagulador de pinza ultrasónica que tiene un efector final de sujeción mejorado.

50 SUMARIO

La invención es como se define en la reivindicación 1. Las realizaciones preferidas de la invención se definen en las reivindicaciones dependientes.

55 En un aspecto general, varias realizaciones están dirigidas a un instrumento quirúrgico ultrasónico que comprende un transductor configurado para producir vibraciones a lo largo de un eje longitudinal a una frecuencia predeterminada. En varias realizaciones, una cuchilla ultrasónica se extiende a lo largo del eje longitudinal y está acoplada al transductor. En varias realizaciones, la cuchilla ultrasónica incluye un cuerpo que tiene un extremo proximal y un extremo distal, en donde el extremo distal es móvil con respecto al eje longitudinal por las vibraciones producidas por el transductor.

60 En un aspecto general, varias realizaciones están dirigidas a un instrumento quirúrgico que puede suministrar energía mecánica y energía eléctrica a un efector final del instrumento quirúrgico. El instrumento quirúrgico puede funcionar en un primer modo operativo en el que un transductor del instrumento quirúrgico produce energía mecánica, o vibraciones, que se transmiten al efector final y un segundo modo de operación en el que la

energía eléctrica, o corriente, puede fluir a través del efector final para realizar electrocirugía. En otro aspecto general, el instrumento quirúrgico puede comprender una pinza, o mordaza, que puede moverse a una posición cerrada para sujetar el tejido contra una guía de onda, o cuchilla, del efector final. En el segundo modo operativo del instrumento quirúrgico, la corriente puede fluir desde una fuente de alimentación, a través de la guía de onda, y regresar a la fuente de alimentación a través de una trayectoria que comprende la mordaza.

FIGURAS

Las características de varias realizaciones se exponen con particularidad en las reivindicaciones adjuntas. Sin embargo, las varias realizaciones, tanto en lo que respecta a la organización como a los métodos de funcionamiento, junto con objetos y ventajas adicionales de las mismas, pueden entenderse mejor haciendo referencia a la siguiente descripción, tomada junto con los dibujos acompañantes como siguen.

La FIG. 1 ilustra un instrumento quirúrgico que comprende un sistema de instrumentos quirúrgicos ultrasónicos y un sistema de instrumentos quirúrgicos de electrocirugía.

La FIG. 2 ilustra una parte de un montaje de pieza de mano del instrumento quirúrgico de la FIG. 1 con una parte de la carcasa de la pieza de mano retirada y un montaje acústico acoplado operativamente con una guía de ondas del instrumento quirúrgico.

La FIG. 3 ilustra el montaje de pieza de mano de la FIG. 2 con el montaje acústico retirado para ilustrar los contactos de electrodo positivos y negativos configurados para suministrar energía al montaje acústico.

La FIG. 4 es una vista en detalle de una parte del montaje acústico de la FIG. 2.

La FIG. 5 es una vista en detalle del efector final del instrumento quirúrgico ultrasónico de la FIG. 1.

La FIG. 6 es una vista en perspectiva de una realización de un montaje de funda que comprende una funda interior y una funda exterior que puede definir un primer pasaje para una guía de ondas de un instrumento ultrasónico y un segundo pasaje para un conductor de retorno.

La FIG. 7 es una vista en perspectiva de una realización de una funda configurada para rodear por lo menos una parte de una guía de ondas de un instrumento quirúrgico ultrasónico, en donde un conductor puede estar incrustado en por lo menos una parte de una funda.

La FIG. 8 es una vista en perspectiva de una realización de un montaje de brazo de la pinza configurado para sujetar tejido contra una guía de ondas de un instrumento quirúrgico ultrasónico.

La FIG. 9 es una vista en perspectiva de otra realización de un montaje de brazo de la pinza que tiene paredes que se extienden hacia abajo que se extienden por debajo de una superficie de contacto con el tejido.

La FIG. 10 es una vista final en sección transversal del montaje de brazo de la pinza de la FIG. 9 posicionado en una posición cerrada con respecto a una guía de ondas de un instrumento quirúrgico ultrasónico.

La FIG. 11 es una vista en perspectiva de una almohadilla de contacto con el tejido de un montaje de brazo de la pinza, en donde la almohadilla incluye los primeros y segundos electrodos incrustados en la misma y colocados con relación a una guía de ondas de un instrumento quirúrgico ultrasónico.

La FIG. 12 es una vista en perspectiva de otra realización de una almohadilla de contacto con el tejido de un montaje de brazo de la pinza, en donde la almohadilla incluye los primeros y segundos electrodos montados en la misma y colocados con relación a una guía de ondas de un instrumento quirúrgico ultrasónico.

La FIG. 13 es una vista en perspectiva de otra realización de una almohadilla de contacto con el tejido de un montaje de brazo de la pinza, en donde la almohadilla incluye los primeros y segundos electrodos de punto incrustados en la misma.

La FIG. 14 es una vista en perspectiva de una realización de una funda configurada para rodear por lo menos una parte de una guía de ondas de un instrumento quirúrgico ultrasónico, en donde el primer y segundo conductores pueden estar incrustados en por lo menos una parte de una funda.

La FIG. 15 es una vista en perspectiva de una realización de un montaje de funda que comprende una funda interior y una funda exterior, en donde la funda interior y la funda exterior pueden comprender el primer y segundo conductores.

La FIG. 16 es una vista final de un montaje de brazo de la pinza que sujeta el tejido contra una guía de ondas.

La FIG. 17 es una vista final de una realización alternativa de un montaje de brazo de la pinza que sujeta tejido contra una guía de ondas.

La FIG. 18 ilustra una realización de un sistema de accionamiento de un módulo generador de ultrasonidos, que crea la señal eléctrica ultrasónica para accionar un transductor ultrasónico.

La FIG. 19 ilustra una realización de un sistema de accionamiento de un generador que comprende un módulo de impedancia tisular.

La FIG. 20 es un diagrama esquemático de un módulo de impedancia de tejido acoplado a una cuchilla y un montaje de brazo de la pinza con tejido localizado entre ellos.

DESCRIPCIÓN

Antes de explicar con detalle varias realizaciones de instrumentos quirúrgicos ultrasónicos, debe observarse que las realizaciones ilustrativas no están limitadas en su aplicación o uso a los detalles de construcción

y disposición de las partes ilustradas en los dibujos acompañantes y la descripción. Las realizaciones ilustrativas pueden implementarse o incorporarse en otras realizaciones, variaciones y modificaciones, y pueden ponerse en práctica o llevarse a cabo de varias maneras. Además, a menos que se indique lo contrario, los términos y expresiones empleados en la presente se han elegido con el propósito de describir las realizaciones ilustrativas para la comodidad del lector y no con el propósito de limitarlas.

Además, se entiende que una o más de las realizaciones, expresiones de realizaciones, ejemplos descritos a continuación pueden combinarse con una o más de las otras realizaciones, expresiones de realizaciones y ejemplos descritos a continuación.

Varias realizaciones están dirigidas a instrumentos quirúrgicos ultrasónicos mejorados configurados para efectuar la disección, corte y/o coagulación del tejido durante los procedimientos quirúrgicos. En una realización, un aparato de instrumento quirúrgico ultrasónico está configurado para su uso en procedimientos quirúrgicos abiertos, pero tiene aplicaciones en otros tipos de cirugía como procedimientos laparoscópicos, endoscópicos y asistidos por robot. El uso versátil es facilitado por el uso selectivo de energía ultrasónica.

Se apreciará que los términos "proximal" y "distal" se usan en la presente con referencia a un médico que agarra un montaje de pieza de mano. Por tanto, un efector final es distal con respecto al montaje de la pieza de mano más proximal. Se apreciará además que, por conveniencia y claridad, los términos espaciales como "superior" e "inferior" también se usan en la presente con respecto al médico que agarra el montaje de la pieza de mano. Sin embargo, los instrumentos quirúrgicos se usan en muchas orientaciones y posiciones, y no se pretende que estos términos sean limitativos y absolutos.

Las varias realizaciones se describirán en combinación con un instrumento ultrasónico como se describe en la presente. Dicha descripción se proporciona a modo de ejemplo, y no de limitación, y no se pretende que limite el alcance y las aplicaciones de las mismas. Por ejemplo, cualquiera de las realizaciones descritas es útil en combinación con una multitud de instrumentos ultrasónicos que incluyen aquellos descritos en, por ejemplo, las Patentes de Estados Unidos Nº 5.322.055; 5.449.370; 5.630.420; 5.935.144; 5.938.633; 5.944.737; 5.954.736; 6.278.218; 6.283.981; 6.309.400; 6.325.811; y 6.436.115.

Como resultará evidente a partir de la siguiente descripción, se contempla que las realizaciones del instrumento quirúrgico descrito en la presente puedan usarse en asociación con un módulo oscilador de un sistema quirúrgico, por lo que la energía ultrasónica del módulo del oscilador proporciona el accionamiento ultrasónico deseado para el presente instrumento quirúrgico. También se contempla que las realizaciones del instrumento quirúrgico descrito en la presente puedan usarse en asociación con un módulo generador de señales de un sistema quirúrgico, por lo que la energía eléctrica en forma de radiofrecuencias (RF), por ejemplo, se usa para proporcionar información al usuario referente al instrumento quirúrgico. El oscilador ultrasónico y/o los módulos generadores de señales pueden integrarse de manera no desmontable con el instrumento quirúrgico o pueden proporcionarse como componentes separados, que pueden unirse eléctricamente al instrumento quirúrgico.

Una realización del presente aparato quirúrgico está configurada particularmente para el uso desechable en virtud de su construcción sencilla. Sin embargo, también se contempla que otras realizaciones del presente instrumento quirúrgico puedan configurarse para usos no desechables o múltiples. La conexión desmontable del presente instrumento quirúrgico con un oscilador asociado y una unidad generadora de señales se divulga actualmente para su uso en paciente individuales con propósitos ilustrativos solamente. Sin embargo, también se contempla la conexión integrada no desmontable del presente instrumento quirúrgico con un oscilador asociado y/o una unidad de generación de señales. Por consiguiente, varias realizaciones de los instrumentos quirúrgicos descritos en la presente pueden configurarse para un solo uso y/o usos múltiples y con un oscilador integral desmontable y/o no desmontable y/o módulos generadores de señales, sin limitación. Se contempla que todas las combinaciones de tales configuraciones están dentro del alcance de la presente divulgación.

La FIG. 1 ilustra una realización de un sistema quirúrgico 100. El sistema quirúrgico 100 incluye un generador 112 y un instrumento quirúrgico ultrasónico 110. El generador 112 está conectado a un transductor ultrasónico 114 parte del instrumento quirúrgico ultrasónico 110 a través de un medio de transmisión adecuado como un cable 142. En una realización, el generador 112 está acoplado a un módulo generador ultrasónico 180 y un módulo generador de señales 102. En varias realizaciones, el módulo generador ultrasónico 180 y/o el módulo generador de señales 102 pueden formarse cada uno integralmente con el generador 112 o pueden proporcionarse como módulos de circuitos separados acoplados eléctricamente al generador 112 (mostrado en traslúcido para ilustrar esta opción). En una realización, el módulo generador de señales 102 puede formarse integralmente con el módulo generador ultrasónico 180. Aunque en la realización actualmente divulgada, el generador 112 se muestra separado del instrumento quirúrgico 110, en una realización el generador 112 puede formarse integralmente con el instrumento quirúrgico 110 para formar un sistema quirúrgico unitario 100. El generador 112 comprende un dispositivo de entrada 406 localizado en un panel frontal de la consola del generador 112. El dispositivo de entrada 406 puede comprender cualquier dispositivo adecuado que genere señales adecuadas para programar el funcionamiento del generador 112 como se describe posteriormente con referencia a la FIG.18. Aún en referencia a

la FIG. 1, el cable 142 puede comprender múltiples conductores eléctricos 139, 141 para la aplicación de energía eléctrica a los electrodos positivos (+) y negativos (-) del transductor ultrasónico 114. Se observará que, en algunas aplicaciones, el transductor ultrasónico 114 puede ser referido como un "montaje de mango" porque el instrumento quirúrgico 110 del sistema quirúrgico 100 puede configurarse de tal manera que un cirujano puede agarrar y manipular el transductor ultrasónico 114 durante varios procedimientos y operaciones.

En una realización, el generador 112 puede implementarse como una unidad de electrocirugía (ESU) capaz de suministrar alimentación suficiente para realizar una electrocirugía bipolar usando energía de radiofrecuencia (RF). En una realización, la ESU puede ser un ERBE ICC bipolar 350 vendido por ERBE USA, Inc. de Marietta, Georgia. En las aplicaciones de electrocirugía bipolar, como se ha tratado anteriormente, puede utilizarse un instrumento quirúrgico que tenga un electrodo activo y un electrodo de retorno, en donde el electrodo activo y el electrodo de retorno pueden posicionarse contra, o adyacentes al tejido a tratar, de tal manera que la corriente pueda fluir desde el electrodo activo hasta el electrodo de retorno a través del tejido. Por consiguiente, el generador 112 puede configurarse con propósitos terapéuticos aplicando energía eléctrica al tejido T suficiente para tratar el tejido (por ejemplo, cauterización).

En una realización, el módulo generador de señales 102 puede configurarse para suministrar una señal de RF subterapéutica para implementar un módulo de medición de impedancia tisular. En una realización, el módulo generador de señales 102 comprende un generador de radiofrecuencia bipolar como se describe con más detalle a continuación. En una realización, el módulo generador de señales 102 puede configurarse para monitorizar la impedancia eléctrica Z_t del tejido T (FIG. 5) y para controlar las características de tiempo y nivel de potencia en base a la impedancia del tejido Z_t . La impedancia del tejido Z_t puede determinarse aplicando la señal de RF subterapéutica al tejido T y midiendo la corriente a través del tejido T (FIGS. 5, 10, 16, 17) por medio de un electrodo de retorno provisto en un miembro de la pinza 151, como se explica con más detalle a continuación. Por consiguiente, el módulo generador de señales 102 puede configurarse para propósitos terapéuticos para medir la impedancia u otras características eléctricas del tejido T. Las técnicas y configuraciones de circuito para medir la impedancia u otras características eléctricas del tejido T se explican con más detalle a continuación con referencia a las FIGS. 18-20 siguientes.

Un módulo generador ultrasónico 180 adecuado puede configurarse para operar funcionalmente de manera similar al GEN 300 vendido por Ethicon Endo-Surgery, Inc. de Cincinnati, Ohio, como se divulga en una o más de las siguientes Patentes de los Estados Unidos: Patente de los Estados Unidos N° 6.480.796 (Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions); Patente de Estados Unidos N° 6.537.291 (Method for Detecting a Loose Blade in a Handle Connected to an Ultrasonic Surgical System); Patente de Estados Unidos N° 6.626.926 (Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup); Patente de Estados Unidos N° 6.633.234 (Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information); Patente de Estados Unidos N° 6.662.127 (Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System); Patente de Estados Unidos N° 6.678.621 (Output Displacement Control Using Phase Margin in an Ultrasonic Surgical Handle); Patente de Estados Unidos N° 6.679.899 (Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Handle); Patente de Estados Unidos N° 6.908.472 (Apparatus and Method for Altering Generator Functions in an Ultrasonic Surgical System); Patente de Estados Unidos N° 6.977.495 (Detection Circuitry for Surgical Handpiece System); Patente de Estados Unidos N° 7.077.853 (Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature); Patente de Estados Unidos N° 7.179.271 (Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup); y Patente de Estados Unidos N° 7.273.483 (Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System).

De acuerdo con las realizaciones descritas, el módulo generador ultrasónico 180 produce señales eléctricas de un voltaje, corriente y frecuencia particulares, por ejemplo, 55.500 ciclos por segundo (Hz). El generador 112 está conectado por el cable 142 al módulo generador ultrasónico 180 en el montaje de la pieza de mano 160, que contiene elementos piezocerámicos que forman el transductor ultrasónico 114. En respuesta a un interruptor 143 en el montaje de la pieza de mano 160 o un interruptor de pie 144 conectado al generador 112 por otro cable 105, la señal del generador se aplica al transductor 114, que provoca una vibración longitudinal de sus elementos. Una estructura conecta el transductor 114 a una cuchilla quirúrgica 146, que por lo tanto se hace vibrar a frecuencias ultrasónicas cuando la señal del generador se aplica al transductor 114. La estructura está diseñada para resonar a la frecuencia seleccionada, amplificando así el movimiento iniciado por el transductor 114. En una realización, el generador 112 está configurado para producir una señal de salida de voltaje, corriente y/o frecuencia particular que puede escalonarse con alta resolución, precisión y repetibilidad.

En referencia ahora a las FIGS. 1-4, el montaje de pieza de mano 160 del sistema de instrumento quirúrgico 110 puede incluir una carcasa de pieza de mano 116 que sostiene operativamente el efector final 150. La carcasa de pieza de mano 116 sostiene de manera giratoria un montaje acústico 124 en la misma. El montaje acústico 124 incluye el transductor ultrasónico 114 que generalmente incluye una parte de transducción 118, un primer resonador o campana final 120, un segundo resonador o campana delantera 122, y componentes auxiliares como se muestra en la FIG. 2. En varias realizaciones, la energía ultrasónica producida por el transductor 114 puede transmitirse a través del montaje acústico 124 al efector final 150 a través de la guía de ondas de transmisión

ultrasónica 147 como se muestra en las FIGS. 1 y 3. Para que el montaje acústico 124 suministre energía a la guía de ondas 147 y, en última instancia, al efector final 150, los componentes del montaje acústico 124 se acoplan acústicamente a la cuchilla 146. Por ejemplo, el extremo distal del transductor ultrasónico 114 puede estar acoplado acústicamente al extremo proximal 170 de la guía de ondas 146 mediante un montaje de acoplamiento que permite que el montaje acústico 124 gire libremente en relación a la guía de ondas 147 mientras transmite energía ultrasónica al mismo.

Como se muestra en la FIG. 3, el extremo proximal 170 de la guía de ondas 146 puede estar provisto de una apertura 172 en su interior que está dimensionada para recibir un vástago (no mostrado) que sobresale distalmente de la campana 122. En varias realizaciones, los elementos piezoeléctricos 132, por ejemplo, pueden comprimirse entre la campana final 120 y la campana delantera 122 para formar una pila de elementos piezoeléctricos cuando la campana final 120 y la campana delantera 122 se ensamblan entre sí como se ilustra en las FIGS. 2-4. Los elementos piezoeléctricos 132 pueden fabricarse a partir de cualquier material adecuado como, por ejemplo, circonato-titanato de plomo, meta-niobato de plomo, titanato de plomo y/o cualquier material cristalino piezoeléctrico adecuado, por ejemplo. Como se muestra en las FIGS. 2 y 4, el transductor 114 puede comprender electrodos, como por lo menos un electrodo positivo 134 y por lo menos un electrodo negativo 136, por ejemplo, que puede configurarse para crear un potencial de voltaje a través de uno o más elementos piezoeléctricos 132. Como se muestra en la FIG. 2, el electrodo positivo 134 y el electrodo negativo 136, y los elementos piezoeléctricos 132 pueden configurarse cada uno con un orificio (no mostrado) que coopera para formar un pasaje que puede recibir una parte roscada de la campana final 120. En una realización, el electrodo positivo 134 se proporciona en la forma de un anillo anular que tiene una primera circunferencia "PC" y el electrodo negativo 136 también se proporciona en la forma de un anillo anular que tiene una segunda circunferencia "NC". Como se muestra en la FIG. 2 En varias realizaciones, la pila de elementos piezoeléctricos 132 puede tener una circunferencia exterior "OC" que es menor que la primera y la segunda circunferencias "PC" y "NC".

En varias realizaciones, la carcasa 116 de la pieza de mano puede sostener el módulo generador ultrasónico 180 y/o el módulo generador de señales 102. En una realización, el módulo generador ultrasónico 180 puede estar acoplado eléctricamente a un montaje de contacto eléctrico 190 que puede comprender un contacto de anillo deslizante positivo 191 que está montado dentro de la carcasa de la pieza de mano 116 para el contacto giratorio con el electrodo positivo 134. El contacto de anillo deslizante positivo 191 está acoplado eléctricamente al módulo generador ultrasónico 180 por un cable/conductor de suministro ultrasónico positivo 192. El montaje de contacto eléctrico 190 puede comprender además un contacto de anillo deslizante negativo 194 que está montado dentro de la carcasa de la pieza de mano 116 para el contacto giratorio con el electrodo negativo 136. El contacto de anillo deslizante negativo 194 está acoplado eléctricamente al módulo generador ultrasónico 180 mediante un cable de suministro ultrasónico negativo 195. Se apreciará que tal disposición permite que el montaje acústico 124 gire libremente con respecto al módulo generador ultrasónico 180 mientras permanece en contacto eléctrico completo con el mismo.

En varias realizaciones, la guía de ondas de transmisión ultrasónica 147 puede comprender una pluralidad de anillos de silicona estabilizadores o soportes compatibles (no mostrados) posicionados en, o por lo menos cerca de, una pluralidad de nodos. Como se ha tratado anteriormente, los anillos de silicona pueden amortiguar una vibración indeseable y aislar la energía ultrasónica de la funda 158 que rodea por lo menos parcialmente la guía de ondas 147, asegurando de este modo el flujo de energía ultrasónica en una dirección longitudinal al extremo distal 152 del efector final 150 con la máxima eficiencia.

Como se muestra en las FIGS. 2 y 3, la funda 158 puede estar acoplada a una rueda de rotación 159 que está unida de manera rotativa al extremo distal del montaje de pieza de mano 160. La rueda de rotación 159 facilita la rotación selectiva de la funda 158 y la guía de ondas 147 con respecto al montaje de pieza de mano 160. La funda 158 puede tener una parte de adaptador 162 que puede roscarse o encajarse en la rueda de rotación 159. La rueda de rotación 159 puede incluir una parte con bridas (no mostrada) que se encaja en una ranura anular en el montaje de la pieza de mano 160 para facilitar la rotación de la funda 158 y la guía de ondas 146 en relación al montaje de pieza de mano 160 sobre el eje A-A. En una realización, la funda 158 también incluye una parte tubular hueca 164 a través de la cual se extiende la guía de ondas 146 de la manera descrita con más detalle con anterioridad. En varias realizaciones, el adaptador 162 de la funda 158 puede construirse con ULTEM®, por ejemplo, y la parte tubular 164 puede fabricarse con acero inoxidable, por ejemplo. En por lo menos una realización, la guía de ondas de transmisión ultrasónica 147 puede tener material polimérico, por ejemplo, rodeándola para aislarla del contacto exterior.

En la realización, como se muestra en la FIG. 1, el módulo generador ultrasónico 180 está acoplado eléctricamente con el generador de señal electrónica/radiofrecuencia 112 por los cables 139, 141 que pueden alojarse en una funda para formar el cable 142. Como el montaje acústico 124 puede girar libremente en relación al módulo generador ultrasónico 180, la guía de ondas 147 y el efector final 150 pueden rotarse libremente alrededor del eje A-A en relación al montaje de pieza de mano 160 sin hacer que el cable 142 se tuerza y enrede de forma no deseada.

Como se ilustra en las FIGS. 2 y 3, el montaje de pieza de mano 160 puede tener una configuración de empuñadura de pistola y sostiene operativamente un montaje de gatillo móvil 145 que está sostenido de manera pivotante dentro del montaje de pieza de mano 160. Para facilitar el montaje, el montaje de pieza de mano 160 puede comprender dos segmentos de carcasa 162 que se acoplan entre sí mediante cierres roscados, broches de presión, adhesivos. El montaje de gatillo móvil 145 incluye una parte de gatillo 153 que tiene un par de brazos de unión separados 154 que tienen cada uno un orificio 155 a través de los mismos. Los orificios 155 están dimensionados cada uno para recibir un pasador de pivote correspondiente (no mostrado) que sobresale de cada uno de los segmentos de carcasa 162. Tal disposición permite que la parte de gatillo 153 gire con respecto al montaje de la pieza de mano 160 alrededor de un eje que es sustancialmente transversal al eje A-A.

Como se muestra en las FIGS. 2 y 3, el montaje de gatillo 145 puede comprender un brazo de accionamiento 156 que está unido a la parte de gatillo 153 a través de una conexión intermedia 157. El brazo de accionamiento 156 está acoplado de manera pivotante (con pasador) a la abrazadera del gatillo 185. El brazo 156 tiene un pasador de montaje 186 que se extiende transversalmente a través del mismo, que está dimensionado para ser recibido de manera deslizable en las cavidades alargadas 187 correspondientes formadas en los segmentos de la carcasa 162. Ver FIGS. 2 y 3. Dicha disposición facilita el movimiento axial del brazo de accionamiento 156 dentro del montaje de pieza de mano 160 en respuesta al giro de la parte de gatillo 153.

En la realización ilustrada en la FIG. 1, la parte del efector final 150 del sistema quirúrgico 100 comprende un montaje de brazo de la pinza 149 conectado a un extremo distal del instrumento quirúrgico 110. La cuchilla 146 forma un primer electrodo (por ejemplo, energizado) y el montaje de brazo de la pinza 149 comprende una parte eléctricamente conductora que forma un segundo electrodo (por ejemplo, de retorno). El módulo generador de señales 102 está acoplado a la cuchilla 146 y al montaje de brazo de la pinza 149 a través de un medio de transmisión adecuado, como un cable 137. El cable 137 comprende múltiples conductores eléctricos para aplicar un voltaje al tejido y proporcionar una vía de retorno para la corriente que fluye a través del tejido de vuelta al módulo generador de señales 102. En varias realizaciones, el módulo generador de señales 102 puede formarse integralmente con el generador 112 o puede proporcionarse como un circuito separado acoplado al generador 112 y, en una realización, puede formarse integralmente con el módulo generador ultrasónico 180 (mostrado en transparencia para ilustrar estas opciones).

En una realización, el sistema quirúrgico 100 ilustrado en la FIG. 1 puede comprender componentes para energizar selectivamente un efector final 150 y transmitir energía mecánica al mismo y, además, energizar selectivamente el efector terminal 150 con energía eléctrica terapéutica y/o sub-terapéutica. El instrumento quirúrgico 110 puede ser conmutable entre un primer modo operativo en el que la energía mecánica, o vibraciones a frecuencias ultrasónicas (por ejemplo, 55,5 kHz), se transmiten al efector final 150 y un segundo modo operativo en el que se permite que la energía eléctrica (por ejemplo, terapéutica y/o subterapéutica), o corriente, que fluya a través del efector final 150. En ciertas realizaciones, en referencia a la FIG. 1, en un primer modo operativo del instrumento quirúrgico 110, por ejemplo, el transductor 114 convierte la energía eléctrica suministrada al mismo por el módulo generador ultrasónico 180 (por ejemplo, un oscilador ultrasónico) del generador 112 en vibraciones mecánicas y transmite las vibraciones en una guía de ondas 147 a la parte de la cuchilla 146 del efector final 150, por ejemplo. Tales vibraciones mecánicas pueden generarse a frecuencias ultrasónicas, aunque puede usarse cualquier frecuencia o frecuencias adecuadas. En el segundo modo operativo del instrumento quirúrgico 110, el generador 112 puede suministrar una corriente eléctrica que puede fluir a través del transductor 114, la guía de ondas 147 y el efector final 150. La corriente que fluye a través de la guía de ondas 147 y el efector final 150 puede ser una corriente alterna (corriente CA), en donde, en varias realizaciones, la forma de onda de la corriente CA puede ser sinusoidal y/o puede comprender una serie de intervalos de pasos, por ejemplo.

En una realización, la corriente suministrada por el módulo generador de señales 102 es una corriente de RF. En cualquier caso, el instrumento quirúrgico 110 puede comprender una vía y una vía de retorno, en donde el tejido T (FIG. 5) siendo tratado completa, o cierra, un circuito eléctrico, o bucle, que comprende una vía de suministro a través del transductor 114, la guía de ondas 147 y la cuchilla 146 y una vía de retorno a través del cable conductor 137. En una realización, el paciente puede colocarse en una almohadilla conductora en la que la corriente puede fluir desde una vía de suministro del instrumento quirúrgico, a través del paciente, y hacia la almohadilla conductora para completar el circuito eléctrico.

Todavía en referencia a la FIG. 1, como se ha tratado anteriormente, en una realización, el sistema de instrumento quirúrgico 110 puede ser energizado por el generador 112 por medio del interruptor de pie 144 para energizar el efector final 150. Cuando se acciona, el interruptor de pie 144 activa el generador 112 para suministrar energía eléctrica al montaje de la pieza de mano 160, por ejemplo. Aunque el interruptor de pie 144 puede ser adecuado en muchas circunstancias, pueden usarse otros interruptores adecuados. En varias realizaciones, el sistema de instrumento quirúrgico 110 puede comprender por lo menos un conductor de suministro 139 y por lo menos un conductor de retorno 141, en donde se puede suministrar corriente al montaje de pieza de mano 160 a través del conductor de suministro 139 y en donde la corriente puede volver al generador 112 a través del conductor de retorno 141. En varias realizaciones, el conductor de suministro 139 y el conductor de retorno 141 pueden comprender cables aislados y/o cualquier otro tipo adecuado de conductor. En ciertas realizaciones, como se

describe a continuación, el conductor de suministro 139 y el conductor de retorno 141 pueden estar contenidos dentro y/o pueden comprender un cable que se extiende entre, o por lo menos parcialmente entre, el generador 112 y la parte del transductor 114 del montaje de pieza de mano 160. En cualquier caso, el generador 112 puede configurarse para aplicar un diferencial de voltaje suficiente entre el conductor de suministro 139 y el conductor de retorno 141 de tal manera que se pueda suministrar suficiente corriente al transductor 114.

En varias realizaciones, todavía en referencia a la FIG. 1, el conductor de suministro 139 y el conductor de retorno 141 pueden estar conectados operativamente con una unidad de accionamiento de transductor 135, en donde la unidad de accionamiento 135 puede configurarse para recibir corriente del generador 112 a través del conductor de suministro 139. En ciertas realizaciones, el montaje de pieza de mano 160 puede comprender un interruptor, como un interruptor alternador 143, por ejemplo, que puede manipularse para colocar el instrumento quirúrgico 110 en uno de un primer modo operativo y un segundo modo operativo. En una realización, como se describe a continuación, el interruptor alternador 143 puede comprender un primer botón alternador 143a que puede presionarse para colocar el instrumento quirúrgico 110 en el primer modo operativo y, además, un segundo botón alternador 143b que puede presionarse para colocar el instrumento quirúrgico en el segundo modo operativo. Aunque en la presente se ilustra y describe un interruptor alternador, puede usarse cualquier interruptor, o interruptores, adecuado. Cuando se presiona el primer botón alternador 143a, la unidad de accionamiento del transductor 135 puede operar un transductor, como el transductor 114, por ejemplo, de tal manera que el transductor 114 produce vibraciones. El transductor 114 puede comprender uno o más elementos piezoeléctricos 132, en donde la unidad de accionamiento 135 puede configurarse para aplicar un diferencial de voltaje, y/o una serie de diferenciales de voltaje, a través de los elementos piezoeléctricos 132 de tal manera que vibren mecánicamente de una manera deseada. También, el transductor 114 puede comprender uno o más electrodos, como un electrodo positivo 134 y un electrodo negativo 136, por ejemplo, colocados intermedios y/o adyacentes a los elementos piezoeléctricos 132. En una realización, el instrumento quirúrgico 110 puede comprender un conductor de polarización positivo 192 conectado operativamente a la unidad de accionamiento 135 y un electrodo positivo 134 y, además, un conductor de polarización negativo 195 conectado operativamente a la unidad de accionamiento 135 y el electrodo negativo 136, en donde la unidad de accionamiento 135 puede configurarse para polarizar los electrodos 134, 136 a través de los conductores de polarización 192, 195, respectivamente.

En varias realizaciones, el transductor 114 puede comprender una campana delantera 122 y un transformador de velocidad 128 que puede configurarse para conducir las vibraciones producidas por los elementos piezoeléctricos 132 en la guía de ondas de transmisión 147. En ciertas realizaciones, con referencia todavía a la FIG. 1, la guía de ondas de transmisión 147 puede comprender una parte de eje alargada rodeada, o por lo menos rodeada parcialmente, por una funda 158, por ejemplo, en donde la guía de ondas 147 puede comprender un extremo distal 152. El extremo distal 152 de la guía de ondas 147 puede comprender parte del efector final 150, en donde el efector final 150 puede comprender el miembro de pinza 151 que tiene un brazo de la pinza rotatorio, o mordaza, que puede pivotar entre una posición abierta en la que el tejido se puede colocar entre la cuchilla 146 y el miembro de pinza 151 y una posición cerrada en la que el miembro de pinza 151 puede posicionar y/o comprimir el tejido T (FIG. 5) contra la cuchilla 146. En varias realizaciones, un instrumento quirúrgico puede comprender una palanca o un accionador, como un gatillo de cierre de mordaza 145, por ejemplo, que puede accionarse por un cirujano para pivotar el miembro de pinza 151 entre sus posiciones abierta y cerrada. En por lo menos una realización, el gatillo de cierre de la mordaza 145 puede estar acoplado operativamente con una barra de empuje/tracción acoplada operativamente con el miembro de pinza 151 en donde, cuando el gatillo de cierre de mordaza 145 se cierra o se mueve hacia el montaje de pieza de mano 160, el gatillo de cierre 145 puede empujar la barra de empuje/tracción distalmente y girar el miembro de pinza 151 hacia la cuchilla 146 en su posición cerrada. Correspondientemente, el gatillo de cierre de la mordaza 145 puede girarse a su posición abierta para tirar de la barra proximalmente y girar el miembro de pinza 151 alejándolo de la cuchilla 146 a su posición abierta. Varios instrumentos quirúrgicos que comprenden brazos de la pinza y mecanismos para manejar estos brazos de la pinza se divulgan en solicitudes de patente de Estados Unidos.

En cualquier caso, una vez que el tejido T (FIG. 5) se ha colocado adecuadamente dentro de las mordazas del efector final 150, el transductor 114 puede ser manejado por la unidad de accionamiento 135 con el propósito de transmitir energía mecánica, o vibraciones, al tejido objetivo T. En algunas realizaciones, el accionamiento del pie de interruptor 144 puede ser suficiente para accionar el transductor 114. En ciertas otras realizaciones, puede requerirse el accionamiento de un interruptor diferente además de o en lugar de la activación del interruptor de pie 144. En una realización, el accionamiento del interruptor de pie 144 puede suministrar alimentación a la unidad de accionamiento 135, aunque puede requerirse el accionamiento del gatillo de cierre de la mordaza 145 y el interruptor de cierre de gatillo 147 antes de que la unidad de accionamiento 135 pueda accionar el transductor 114. En varias realizaciones, el gatillo de cierre de la mordaza 145 puede moverse entre una primera posición, o abierta, en la que el interruptor de cierre del gatillo 147 está en un estado, o condición, abierta y una segunda posición, o cerrada, en la que el interruptor de cierre del gatillo 147 está en un estado, o condición, cerrada. Cuando el interruptor de cierre del gatillo 147 está en su estado cerrado, en varias realizaciones, un circuito dentro de la unidad de accionamiento 135, por ejemplo, puede cerrarse de tal manera que la unidad de accionamiento 135 puede accionar el transductor 114.

Aún en referencia a la FIG. 1, en varias aplicaciones, un cirujano puede desear tratar el tejido usando

energía mecánica o vibraciones transmitidas a través de la cuchilla 146, por ejemplo. En varias otras aplicaciones, el cirujano puede desear tratar el tejido usando energía eléctrica terapéutica transmitida a través de la cuchilla 146. En otras aplicaciones, el cirujano puede desear obtener retroalimentación respecto al estado del tejido T (FIG. 5) midiendo las propiedades eléctricas del tejido T (por ejemplo, la impedancia) usando energía eléctrica subterapéutica transmitida a través de la cuchilla 146. En varias realizaciones, el interruptor alternador 143 puede manipularse para colocar el instrumento quirúrgico 110 en el segundo modo operativo. En por lo menos una de tales realizaciones, el segundo botón alternador 143b del interruptor alternador 143 puede presionarse para cambiar el instrumento quirúrgico 110 del primer modo operativo al segundo modo operativo. Como se describe a continuación, el presionar el segundo botón alternador 143b puede configurar el montaje de la pieza de mano 160 de tal manera que la unidad de accionamiento 135 no accione el transductor 114, sino que la alimentación suministrada al montaje de la pieza de mano 160 desde el generador 112 pueda fluir hacia la cuchilla 146 sin convertirse en energía mecánica, o vibraciones. En una realización, en referencia ahora a la FIG. 5, el extremo distal 152 de la cuchilla 146 puede posicionarse contra el tejido objetivo "T" y, además, el extremo distal 153 del miembro de pinza 151 también puede posicionarse contra el tejido T de tal manera que la corriente pueda fluir desde el conductor de suministro 139 a la cuchilla 136, a través del primer modo operativo al segundo modo operativo. Como se muestra en la FIG. 5, el miembro de pinza 151 puede configurarse de tal manera que no esté en contacto con la cuchilla 146 cuando el miembro de pinza 151 está en la posición cerrada.

Con referencia ahora de nuevo a la FIG. 1, en varias realizaciones, el conductor de retorno 137 puede comprender un cable aislado que tiene un primer extremo acoplado operativamente con el miembro de pinza 151 y un segundo extremo acoplado operativamente con el conductor de retorno 141, en donde la corriente puede fluir a través del conductor de retorno 137 cuando el interruptor alternador 143 está en la segunda configuración y el interruptor de cierre del gatillo 147 ha sido cerrado por el gatillo 145. En una realización, la corriente no fluirá a través del conductor de retorno 137 cuando el interruptor de cierre del gatillo 147 esté en una condición abierta y/o cuando el interruptor alternador 143 esté en la primera configuración, es decir, cuando se presiona el primer botón alternador 143a, como se ha descrito anteriormente. En cualquier caso, en varias circunstancias, la corriente fluye a través del tejido T (FIG. 5) desde el extremo distal 152 de la cuchilla 146 hasta el extremo distal 153 del miembro de pinza 151 puede tratar el tejido colocado en el medio de, y/o circundante, los extremos distales 152, 153. En otra realización, la corriente puede ser subterapéutica para medir el estado eléctrico del tejido T (FIG. 5).

El extremo distal 152 de la cuchilla 146 puede comprender un electrodo de suministro, mientras que el extremo distal 153 del miembro de pinza 151 puede comprender un electrodo de retorno. En varias otras realizaciones, se puede suministrar corriente al conductor 137 de tal manera que el extremo distal 153 del miembro de pinza 151 pueda comprender el electrodo de suministro y el extremo distal 152 de la cuchilla 146 pueda comprender el electrodo de retorno. En una realización, la corriente puede regresar al generador 112 a través de la cuchilla 146, la guía de ondas 147 y el conductor 139. En cualquier caso, en referencia de nuevo a la FIG. 1, por lo menos una parte del conductor de retorno 137 puede extenderse a lo largo del exterior de la funda 158, en donde por lo menos otra parte del conductor de retorno 137 puede extenderse a través del montaje de pieza de mano 160. En ciertas realizaciones, aunque no se ilustra, por lo menos una parte del conductor de retorno 137 puede colocarse dentro de la funda 158 y puede extenderse a lo largo de la cuchilla 146.

Como se muestra en la FIG. 6, en algunas realizaciones, el instrumento quirúrgico 110 puede comprender una funda interior 257 y una funda exterior 258, en donde la funda interior 257 puede definir un primer pasaje 259, o interior, y en donde la funda interior 257 y la funda exterior 258 pueden definir un segundo pasaje 261, o exterior, entre ellas. En una realización, la cuchilla 146 puede extenderse a través del pasaje interior 259 y el conductor de retorno 137, y/o cualquier otro conductor adecuado, puede extenderse a través del pasaje exterior 261. En otras varias realizaciones, un conductor puede incrustarse en por lo menos una parte de la funda interior 257 o la funda exterior 258.

Como se muestra en la FIG. 7, en una realización, una funda puede comprender un material no eléctricamente conductor o aislante 358, como plástico y/o goma, por ejemplo, sobremoldeado en un inserto conductor 357, que puede estar compuesto de cobre, por ejemplo, en donde el inserto conductor 357 puede permitir que la corriente que fluye a través de la cuchilla 146 regrese al generador 112 después de que haya pasado a través del tejido objetivo T (FIG. 5) como se ha descrito anteriormente. En varias realizaciones, el material aislante 358 puede rodear completamente, o por lo menos sustancialmente, el inserto conductor 357, de tal manera que la corriente que fluye a través del inserto conductor 357 no sea inintencionadamente corta para el tejido no objetivo, por ejemplo. En por lo menos una realización, el material aislante 358 puede cubrir la superficie interior y la superficie exterior del inserto conductor 357. En ciertas realizaciones, aunque no se ilustra, el material aislante de una funda puede cubrir solo la superficie exterior del inserto conductor, por ejemplo.

En varias realizaciones, como se ha descrito anteriormente, un primer extremo del conductor de retorno 137 puede estar acoplado operativamente al miembro de pinza 151 de manera que la corriente pueda fluir a través del mismo. En ciertas realizaciones, el primer extremo del conductor de retorno 137 puede estañarse y/o soldarse al miembro de pinza 151. En una realización, aunque no se ilustra, el miembro de pinza 151 puede comprender una apertura configurada para recibir el primer extremo del retorno conductor 137 en donde se puede insertar una

sujeción en la apertura para asegurar el primer extremo en el mismo. En por lo menos una de tales realizaciones, las paredes laterales de la apertura pueden estar roscadas por lo menos parcialmente y la sujeción puede recibirse de manera roscada en la apertura roscada.

5 Como se muestra en la FIG. 8, en una realización, un montaje de brazo de la pinza 451 puede comprender una camisa conductora 472 montada en una base 449. En una realización, el primer extremo del conductor de retorno 137 puede montarse en la camisa conductora 472 de tal manera que la corriente pueda fluir desde la cuchilla 146, a través del tejido colocado entre la camisa 472 y la cuchilla 146, y luego a la camisa 472 y hacia el conductor de retorno 137. En varias realizaciones, la camisa conductora 472 puede comprender una parte central 473 y por lo menos una pared lateral 474 que se extiende hacia abajo que puede extenderse por debajo de la superficie 475 de la base 449. En la realización ilustrada, la camisa conductora 472 tiene dos paredes laterales 474 que se extienden hacia abajo en lados opuestos de la base 449. En ciertas realizaciones, la parte central 473 puede comprender por lo menos una apertura 476 que puede configurarse para recibir una proyección 477 que se extiende desde la base 449. En una realización, las proyecciones 477 pueden ajustarse a presión dentro de las aperturas 476 para asegurar la camisa conductora 472 a la base 449 aunque, en algunas realizaciones, las proyecciones 477 pueden deformarse después de que se hayan insertado en las aperturas 476. En varias realizaciones, pueden usarse sujeciones para asegurar la camisa conductora 472 a la base 449.

20 En varias realizaciones, el montaje de brazo de la pinza 451 puede comprender un material no eléctricamente conductor o aislante, como plástico y/o goma, por ejemplo, colocado entre la camisa conductora 472 y la base 449. El material aislante puede evitar que la corriente fluya, o cortocircuite, entre la camisa conductora 472 y la base 449. En varias realizaciones, en referencia de nuevo a la FIG. 8, la base 449 puede comprender por lo menos una apertura 478, por ejemplo, que puede configurarse para recibir un pasador de pivote (no ilustrado), en donde el pasador de pivote puede configurarse para montar de manera pivotante la base 449 en la funda 158, por ejemplo, de tal manera que el montaje de brazo de la pinza 451 pueda rotarse entre las posiciones abierta y cerrada con relación a la funda 158. En la realización ilustrada en la FIG. 8, la base 449 incluye dos aperturas 478 posicionadas en lados opuestos de la base 449. En una realización, el pasador de pivote puede estar compuesto por un material no eléctricamente conductor o aislante, como plástico y/o goma, por ejemplo, que puede estar configurado para evitar que la corriente fluya hacia la funda 158 incluso si la base 449 está en contacto eléctrico con la camisa conductora 472, por ejemplo.

En varias realizaciones, como se ha descrito anteriormente, el sistema de instrumento quirúrgico 110 puede configurarse de tal manera que la corriente pueda fluir desde la punta distal de la cuchilla 146, a través del tejido T (FIG. 5), y luego a la punta distal del miembro de pinza 151. En una realización, como se muestra en la FIG. 5, el miembro de pinza 151 puede comprender una almohadilla de acoplamiento al tejido o una almohadilla de pinza 155, por ejemplo, montada en la misma, en donde la almohadilla 155 puede configurarse para contactar con el tejido colocado entre el miembro de pinza 151 y la guía de ondas 146. En una expresión de la realización, la almohadilla 155 puede estar formada por un material eléctricamente no conductor o aislante, como politetrafluoroetileno (PTFE), como por ejemplo TEFLON®, un nombre de marca de E.I. Du Pont de Nemours and Company, un material polimérico de bajo coeficiente de fricción, o cualquier otro material adecuado de fricción baja. El material eléctricamente no conductor o aislante también puede servir para evitar que la corriente fluya entre el miembro de pinza 151 y la cuchilla 146 sin pasar primero a través del extremo distal 152 de la cuchilla 146, el tejido objetivo T, y el extremo distal 153 de la miembro de pinza 151. En varias realizaciones, la almohadilla 155 puede unirse al miembro de pinza 151 utilizando un adhesivo, por ejemplo. La almohadilla de la pinza 155 se monta en el miembro de pinza 151 para cooperar con la cuchilla 146, con un movimiento pivotante del miembro de pinza 151 colocando la almohadilla de la pinza 155 en una relación sustancialmente paralela y en contacto con la cuchilla 146, definiendo de este modo una región de tratamiento de tejido. Mediante esta construcción, el tejido se sujeta entre la almohadilla de la pinza 155 y la cuchilla 146. La almohadilla de la pinza 155 puede estar provista de una superficie no lisa, como una configuración tipo diente de sierra para mejorar el agarre del tejido en cooperación con la cuchilla 146. La configuración tipo diente, o dientes, de sierra proporciona tracción contra el movimiento de la cuchilla 146. Los dientes también proporcionan una tracción contraria a la cuchilla 146 y un movimiento de sujeción. Se apreciará que la configuración tipo diente de sierra es solo un ejemplo de muchas superficies de acoplamiento con el tejido para evitar el movimiento del tejido en relación al movimiento de la cuchilla 146. Otros ejemplos ilustrativos incluyen protuberancias, patrones entrecruzados, patrones escalonados, cuentas, o superficie de chorro de arena.

55 En varias otras realizaciones, el instrumento quirúrgico 110 puede configurarse de tal manera que la corriente pueda fluir a través del tejido sujeto entre la cuchilla 146, por ejemplo, y el miembro de pinza 151 sin tener que pasar primero a través de los extremos distales del mismo. En por lo menos una realización, en referencia ahora a la FIG. 9, un montaje de brazo de la pinza 551 puede comprender un miembro eléctricamente conductor 572 y una almohadilla 555 unida al mismo, en donde el miembro eléctricamente conductor 572 puede comprender por lo menos una pared lateral 574 que se extiende hacia abajo desde el mismo. En una realización, la corriente puede fluir entre la cuchilla 146, por ejemplo, a través del tejido posicionado entre la cuchilla 146 y las paredes laterales 574 del montaje de brazo de la pinza 551, y hacia las paredes laterales 574. En varias realizaciones, se pueden definir espacios entre cada pared lateral 574 y la cuchilla 146 y, además, se puede definir un espacio entre la superficie de contacto con el tejido 575 de la almohadilla 555 y la cuchilla 146.

En una realización, en referencia ahora a la FIG. 10, los espacios entre cada pared lateral 574 y la guía de ondas 146 pueden definirse por una distancia "D1", en donde la distancia D1 puede seleccionarse de tal manera que, cuando el montaje de brazo de la pinza 551 se coloca en una posición cerrada, el tejido posicionado entre cada una de las paredes laterales 574 y la cuchilla 146 pueden comprimirse. Aunque estos espacios se ilustran teniendo la misma distancia D1, se prevén otras realizaciones en las que los espacios tienen distancias diferentes. Un espacio entre la superficie de contacto con el tejido 575 y la cuchilla 146 puede definirse por una distancia "D2", en donde la distancia D2 también puede seleccionarse de tal manera que, cuando el montaje de brazo de la pinza 551 se coloca en una posición cerrada, la superficie de contacto con el tejido 575 puede contactar y/o comprimir el tejido contra la cuchilla 146.

En varias realizaciones y de acuerdo con la presente invención, un montaje de brazo de la pinza puede comprender una almohadilla eléctricamente conductora montada en el mismo. En por lo menos una de tales realizaciones, dicha almohadilla puede configurarse para contactar y/o comprimir el tejido posicionado entre el montaje de brazo de la pinza y una guía de ondas, como la cuchilla 146, por ejemplo, de tal manera que la corriente pueda fluir de la cuchilla 146 a la almohadilla. En ciertas realizaciones, la almohadilla eléctricamente conductora puede estar compuesta de un material típicamente conductor, como cobre, por ejemplo. En por lo menos una realización, la almohadilla puede estar compuesta de un material típicamente no conductor, como PTFE, por ejemplo, que puede estar impregnado con partículas eléctricamente conductoras, como acero inoxidable de grado médico, por ejemplo, de tal manera que la almohadilla sea lo suficientemente conductora para permitir que la corriente fluya entre la cuchilla 146 y el brazo de la pinza.

En una realización, como se ha tratado anteriormente, el instrumento quirúrgico 110 comprende la cuchilla 146, por ejemplo, que puede comprender un primer electrodo y, además, un brazo de la pinza, como el miembro de pinza 151, por ejemplo, que puede comprender un segundo electrodo. En varias realizaciones, también como se ha tratado anteriormente, la cuchilla 146 puede comprender un electrodo de suministro mientras que el miembro de pinza 151 puede comprender un electrodo de retorno. Alternativamente, el miembro de pinza 151 puede comprender el electrodo de suministro mientras que la cuchilla 146 puede comprender el electrodo de retorno, en varias otras realizaciones, un brazo de la pinza puede comprender tanto el electrodo de suministro como el electrodo de retorno. En ciertas realizaciones, en referencia ahora a la FIG. 11, un brazo de la pinza puede comprender una almohadilla 655 y dos o más electrodos, como un primer electrodo 682 y un segundo electrodo 683, por ejemplo. En una realización, la almohadilla 655 puede estar compuesta de un material eléctricamente no conductor o aislante, como PTFE, por ejemplo, como se ha tratado anteriormente con referencia a la almohadilla de la pinza 155 (FIG. 5), mientras que los electrodos 682, 683 pueden estar compuestos de un material eléctricamente conductor, como cobre y/o un material de PTFE que tiene partículas eléctricamente conductoras mezcladas en el mismo, por ejemplo. En varias realizaciones, el primer electrodo 682 y/o el segundo electrodo 683 pueden incrustarse dentro de la almohadilla 655. En por lo menos una de tales realizaciones, la almohadilla 655 se puede moldear sobre los electrodos 682, 683 mientras que, en ciertas realizaciones, los electrodos 682, 683 pueden insertarse y/o ajustarse a presión en las aberturas formadas en la almohadilla 655.

En varias realizaciones, el primer electrodo 682 puede colocarse adyacente a un primer lado 674a de la almohadilla 655 mientras que el segundo electrodo 683 puede colocarse adyacente a un segundo lado 674b de la almohadilla 655. En uso, el primer electrodo 682 puede comprender un electrodo de suministro y el segundo electrodo 683 pueden comprender un electrodo de retorno, en donde la corriente puede fluir desde el electrodo de suministro 682, a través del tejido sujetado o posicionado entre la almohadilla 655 y la cuchilla 146, por ejemplo, y al electrodo de retorno 683. En una realización, un cable de alimentación puede acoplarse operativamente con el primer electrodo 682 y un cable de retorno puede acoplarse operativamente con el segundo electrodo 683 de tal manera que se pueda suministrar corriente a los mismos desde una fuente de alimentación, como el generador 112, por ejemplo. En varias realizaciones, en referencia todavía a la FIG. 11, los electrodos 682, 683 pueden colocarse dentro de la almohadilla 655 de tal manera que los electrodos 682, 683 no entren en contacto con la cuchilla 146 cuando el miembro de pinza 151 (FIG. 5) está en una posición cerrada y corta a la hoja 146. Aunque la realización ilustrada comprende un electrodo de suministro y un electrodo de retorno posicionados dentro de una almohadilla, se prevén realizaciones en las que una almohadilla incluye más de un electrodo de suministro y/o más de un electrodo de retorno.

Como se ha tratado anteriormente, los electrodos se pueden incrustar dentro de la almohadilla de un montaje de brazo de la pinza. En varias realizaciones, el primer y el segundo electrodos pueden montarse en los lados de una almohadilla de brazo de la pinza. Haciendo referencia ahora a la FIG. 12, un brazo de la pinza puede comprender una almohadilla 755, por ejemplo, que puede configurarse para sostener el tejido contra la cuchilla 146, por ejemplo, en donde un primer electrodo 782 puede montarse en un primer lado 774a de la almohadilla 755 y en donde un segundo electrodo 783 puede montarse en un segundo lado 774b de la almohadilla 755. En varias realizaciones, los electrodos 782, 783 pueden colocarse dentro de los recortes en los lados de la almohadilla 755 en donde, en ciertas realizaciones, los electrodos 782, 783 pueden adherirse y/o asegurarse, por ejemplo, a la almohadilla 755. El primer electrodo 782 puede comprender un electrodo de suministro y el segundo electrodo 783 puede comprender un electrodo de retorno, en donde la corriente puede fluir desde el electrodo de suministro 782, a

través del tejido sujeto o colocado entre la almohadilla 755 y la cuchilla 146, por ejemplo, y al electrodo de retorno 783. En una realización, un cable de suministro puede acoplarse operativamente con el primer electrodo 782 y un cable de retorno puede acoplarse operativamente con el segundo electrodo 783 de tal manera que pueda suministrarse corriente a los mismos desde una fuente de energía, como el generador 112, por ejemplo. Además, los electrodos 782, 783 pueden montarse con la almohadilla 755 de tal manera que los electrodos 782, 783 no entren en contacto con la cuchilla 146 y creen un cortocircuito eléctrico en los mismos. Aunque la realización ilustrada comprende un electrodo de suministro y un electrodo de retorno montados en una almohadilla, se contemplan realizaciones en las que una almohadilla incluye más de un electrodo de suministro y/o más de un electrodo de retorno.

Aún en referencia a la FIG. 12, pueden configurarse varios electrodos de manera que se extiendan en una dirección longitudinal que sea paralela, o por lo menos sustancialmente paralela, al eje longitudinal de la cuchilla 146, por ejemplo. En varias realizaciones, los electrodos pueden extenderse a lo largo de un efector final de tal manera que se pueda tratar toda la longitud del tejido posicionado dentro del efector final. En varias realizaciones, en referencia ahora a la FIG. 13, un brazo de la pinza puede comprender una almohadilla 885 que tiene dos electrodos de punto. Más particularmente, en una realización, la almohadilla 885 puede comprender un primer electrodo de punto 882 y un segundo electrodo de punto 883 posicionado en el mismo, en donde la corriente puede fluir a través del tejido posicionado entre el primer electrodo de punto 882 y el segundo electrodo de punto 883. En por lo menos una de tal realización, la almohadilla 885 puede comprender un material no eléctricamente conductor, el primer electrodo de punto 882 puede comprender un electrodo de suministro y el segundo electrodo de punto 883 puede comprender un electrodo de retorno. En varias realizaciones, los electrodos 882, 883 pueden incrustarse dentro de la almohadilla 885 y, en una realización, la almohadilla 885 se puede moldear alrededor de los electrodos 882, 883. En ciertas realizaciones, los electrodos 882, 883 pueden insertarse en aperturas dentro de la almohadilla 885. Puede acoplarse operativamente un cable de alimentación al primer electrodo 882 y puede acoplarse operativamente un cable de retorno al segundo electrodo 883 de tal manera que se pueda suministrar corriente a los mismos desde una fuente de alimentación, como el generador 112, por ejemplo. Además, los electrodos 882, 883 pueden posicionarse dentro de la almohadilla 885 de tal manera que los electrodos 882, 883 no entren en contacto con la cuchilla 146 y creen un cortocircuito eléctrico en la misma. En una realización, la almohadilla de soporte del brazo de la pinza 885, y/o una funda que soporta rotativamente el brazo de la pinza, puede comprender además un tope que puede configurarse para evitar que la almohadilla 885 rote a una posición en la que los electrodos 882, 883 entren en contacto con la cuchilla 146. Aunque la realización ilustrada comprende un electrodo de punto de suministro y un electrodo de punto de retorno colocados dentro de una almohadilla, se contemplan otras realizaciones en las que una almohadilla incluye más de un electrodo de punto de suministro y/o más de un electrodo de punto de retorno. Se contemplan varias realizaciones en las que una almohadilla incluye una matriz de electrodos de punto de suministro y/o una matriz de electrodos de punto de retorno.

En varias realizaciones, como se ha descrito anteriormente, un instrumento quirúrgico puede comprender un brazo de la pinza que incluye tanto un electrodo de suministro como un electrodo de retorno. En una realización, el instrumento quirúrgico puede comprender una guía de ondas que no comprende un electrodo. En ciertas realizaciones, un electrodo de suministro y un electrodo de retorno pueden configurarse de tal manera que la corriente pueda fluir entre ellos a lo largo de una trayectoria predeterminada. En varias realizaciones, tal trayectoria puede ser unidimensional. Las realizaciones que tienen dos electrodos de punto, por ejemplo, pueden permitir tal trayectoria. En otras realizaciones, tal trayectoria puede ser bidimensional. Las realizaciones que tienen una matriz de electrodos de punto, por ejemplo, pueden permitir dicha trayectoria. Una trayectoria bidimensional puede ser referida como un campo. En ciertas realizaciones, una trayectoria puede ser tridimensional. En por lo menos una de tales realizaciones, un montaje de brazo de la pinza puede tener un electrodo de suministro y un electrodo de retorno, mientras que la guía de ondas puede comprender uno de un electrodo de suministro o un electrodo de retorno. En realizaciones en las que la guía de ondas comprende un electrodo de retorno, la corriente puede fluir desde el electrodo de suministro del montaje de brazo de la pinza al electrodo de retorno del montaje de brazo de la pinza y el electrodo de retorno de la guía de ondas. En una de tales realizaciones, los electrodos de retorno pueden comprender una tierra común. En realizaciones en las que la guía de ondas comprende un electrodo de suministro, la corriente puede fluir desde la guía de ondas y el electrodo de suministro del montaje de brazo de la pinza al electrodo de retorno del montaje de brazo de la pinza. Tales disposiciones pueden permitir que la corriente fluya en una trayectoria, o campo, tridimensional.

En varias realizaciones, en referencia ahora a la FIG. 14, el instrumento quirúrgico 110 puede comprender una funda que abarca, o que abarca por lo menos parcialmente, una parte de la cuchilla 146 en donde una funda puede comprender por lo menos tanto un conductor de suministro como por lo menos un conductor de retorno. En una realización, una funda puede comprender una pluralidad de insertos conductores, como un primer inserto conductor 957a y un segundo inserto conductor 957b, por ejemplo, en donde el primer inserto conductor 957a puede comprender un conductor de suministro y en donde el segundo inserto conductor 957b puede comprender un conductor de retorno. En varias realizaciones, un material no eléctricamente conductor o aislante 958, como plástico y/o goma, por ejemplo, se puede sobremoldear sobre la primera y segunda inserciones conductoras 957a, 957b para comprender la funda. En varias otras realizaciones, el instrumento quirúrgico 110 puede comprender, en referencia ahora a la FIG. 15, un montaje de funda que abarca, o que por lo menos abarca parcialmente, una parte de una guía

de ondas en donde el montaje de funda puede comprender una funda interior, como una funda interior 1057, por ejemplo, y una funda exterior, como una funda exterior 1058, por ejemplo. En una realización, la funda interior 1057 puede comprender un conductor de suministro acoplado operativamente con un electrodo de suministro en un montaje de brazo de la pinza, en donde la funda exterior 1058 puede comprender un conductor de retorno acoplado operativamente con un electrodo de retorno en el montaje de brazo de la pinza. En ciertas realizaciones, la funda interior 1057 y/o la funda exterior 1058 pueden estar compuestas de un material eléctricamente conductor, como acero inoxidable de grado médico, por ejemplo, en donde, en una realización, una o más superficies de la funda interior 1057 y/o la funda exterior 1058 puede estar recubierta, o por lo menos parcialmente recubierta, de un material no conductor, como un material que comprende polímeros de poli(p-xilileno), por ejemplo. Los materiales compuestos de polímeros de poli(p-xilileno) a menudo se venden con el nombre comercial de Parylene™.

En varias realizaciones, un brazo de la pinza puede moverse entre las posiciones abierta y cerrada para colocar y/o comprimir el tejido T contra una cuchilla. En una realización, en referencia a la FIG. 16, un brazo de la pinza 1151 puede comprender una base 1149 y una almohadilla 1155 montada en la base 1149, en donde la almohadilla 1155 puede configurarse para contactar y comprimir el tejido T contra la cuchilla 146, por ejemplo. Como se ilustra en la FIG. 16, la almohadilla 1155 puede comprender una superficie de contacto con el tejido 1175 que, aunque puede incluir varias estrías, crestas y/o texturización de la superficie, es plana, o por lo menos sustancialmente plana. En tales realizaciones, especialmente cuando la cuchilla 146 tiene una sección transversal redonda o arqueada, solo una pequeña parte del tejido T colocada entre la cuchilla 146 y la almohadilla 1155 puede entrar en contacto con el área de la superficie, o el perímetro, de la cuchilla 146. Como se ilustra en la FIG. 16, el tejido T puede entrar en contacto con la cuchilla 146 en un punto de contacto P. Se contemplan varias realizaciones alternativas en las que el brazo de la pinza 1251, por ejemplo, puede comprender paredes laterales que se extienden hacia abajo 1274 que se extienden por debajo de una superficie de contacto con el tejido 1275 de la almohadilla 1255, por ejemplo, aunque un brazo de la pinza puede comprender una superficie en contacto con el tejido con o sin una almohadilla. En una realización, en referencia a la FIG. 17, las paredes laterales 1274 pueden configurarse para hacer contacto con el tejido T colocado lateralmente con respecto a la cuchilla 146 y empujar el tejido T hacia abajo. Como se ilustra en la FIG. 17, las paredes laterales 1274 pueden empujar el tejido T hacia abajo de tal manera que el tejido T colocado entre las paredes laterales 1274 entre en contacto con un área de superficie más grande, o perímetro, en la cuchilla 146 en comparación con la realización ilustrada en la FIG. 16. Debido al área de contacto más grande, la cuchilla 146 puede ser más eficiente para cortar, coagular y/o tratar de otra manera el tejido. En realizaciones en las que la cuchilla 146 puede comprender una sección transversal circular o arqueada, la distancia de contacto del perímetro, es decir, la distancia en que el tejido está en contacto con el perímetro de la cuchilla 146, puede comprender una longitud de arco que puede ser igual a el producto del radio de curvatura del arco R y el ángulo de barrido θ , definido entre los dos puntos de contacto P. Como se ilustra en la FIG. 17, los puntos de contacto P pueden representar los puntos finales del perímetro en el que el tejido T contacta con la cuchilla 146. Aunque la cuchilla ilustrada 146 se representa con una sección transversal curvada o arqueada, puede usarse cualquier otra sección transversal adecuada.

En varias realizaciones, la superficie de contacto con el tejido 1275 del brazo de la pinza 1251 puede definir un plano 1298 que puede representar las parte de la almohadilla 1255 que entran en contacto con el tejido T colocado dentro del efector final cuando el brazo de la pinza 1251 se rota entre sus posiciones abierta y cerrada. Como se ilustra en la FIG. 17, las paredes laterales 1274 del brazo de la pinza 1251 pueden extenderse a través del plano 1298, en donde, cuando el brazo de la pinza 1251 se rota de una posición abierta a una posición cerrada, las paredes laterales 1274 pueden colocarse lateralmente a lo largo de los lados opuestos de la cuchilla 146 y, además, la superficie de contacto con el tejido 1275 puede colocarse contra, o adyacente a, la superficie superior de la cuchilla 146, de tal manera que el plano 1298 esté alineado con, o con respecto a, un plano 1299 que se extiende a través de la superficie superior de la cuchilla 146. En una realización, el plano 1299 puede definirse como un plano tangencial que es tangencial al perímetro de la cuchilla 146. En una realización, el plano 1299 puede ser tangencial a la superficie superior de contacto con el tejido de la cuchilla 146, por ejemplo, en donde la superficie superior de contacto con el tejido de 146 puede comprender la superficie más cercana a la superficie de contacto con el tejido de la pinza 1275 cuando el brazo de la pinza 1271 está en su posición cerrada. En la realización ilustrada, aún en referencia a la FIG. 17, los planos 1298, 1299 pueden ser paralelos, o por lo menos sustancialmente paralelos, entre sí cuando la superficie de contacto con el tejido 1275 está colocada adyacente a la cuchilla 146, mientras que los planos 1298, 1299 pueden ser co-planares, o por lo menos sustancialmente co-planares, entre sí cuando la superficie de contacto con el tejido 1275 está en contacto con la cuchilla 146. Las paredes laterales 1274 pueden dimensionarse y configurarse de tal manera que se extiendan a través del plano de la cuchilla 1299 cuando el brazo de la pinza 1271 esté en la posición cerrada. En varias realizaciones, las paredes laterales 1274 pueden no extenderse a través del plano 1299 cuando el brazo de la pinza 1251 está en la posición abierta. En una realización, las paredes laterales 1274 pueden "romper" el plano 1299 a medida que se cierra el brazo de la pinza 1251, pero antes de que esté completamente cerrado. En una realización, las paredes laterales 1274 pueden romper el plano 1299 justo antes de que el brazo de la pinza 1251 alcance su posición completamente cerrada.

La FIG. 18 ilustra una realización de un sistema de accionamiento 32 del módulo generador ultrasónico 180 mostrado en la FIG. 1, que crea una señal eléctrica ultrasónica para accionar un transductor ultrasónico. Con referencia ahora a las FIGS. 1 y 18, el sistema de accionamiento 32 es flexible y puede crear una señal de

accionamiento eléctrico ultrasónico 416 a un ajuste de nivel de potencia y frecuencia deseados para accionar el transductor ultrasónico 114. En varias realizaciones, el generador 112 puede comprender varios elementos funcionales separados, como módulos y/o bloques. Aunque se pueden describir ciertos módulos y/o bloques a modo de ejemplo, puede apreciarse que puede usarse un mayor o menor número de módulos y/o bloques y que todavía están dentro del alcance de las realizaciones. Además, aunque varias realizaciones pueden describirse en términos de módulos y/o bloques para facilitar la descripción, tales módulos y/o bloques pueden implementarse por uno o más componentes de hardware, por ejemplo, procesadores, procesadores de señales digitales (DSP), dispositivos lógicos programables (PLD), circuitos integrados específicos de la aplicación (ASIC), circuitos, registros y/o componentes de software, por ejemplo, programas, subrutinas, lógica y/o combinaciones de componentes de hardware y software.

En una realización, el sistema de accionamiento 32 del módulo generador ultrasónico 180 puede comprender una o más aplicaciones integradas implementadas como firmware, software, hardware o cualquier combinación de los mismos. El sistema de accionamiento 32 del módulo generador ultrasónico 180 puede comprender varios módulos ejecutables como software, programas, datos, controladores, interfaces de programa de aplicación (API), etc. El firmware puede almacenarse en memoria no volátil (NVM), como en memoria de solo lectura (ROM) de máscara de bits o en memoria flash. En varias implementaciones, almacenar el firmware en la ROM puede conservar la memoria flash. La NVM puede comprender otros tipos de memoria incluyendo, por ejemplo, ROM programable (PROM), ROM programable borrable (EPROM), ROM programable eléctricamente borrable (EEPROM) o memoria de acceso aleatorio (RAM) respaldada por batería, como RAM dinámica (DRAM), DRAM de doble velocidad de datos (DDRAM), y/o DRAM síncrona (SDRAM).

En una realización, el sistema de accionamiento 32 del módulo generador ultrasónico 180 comprende un componente de hardware implementado como un procesador 400 para ejecutar instrucciones de programa para monitorizar varias características medibles del instrumento quirúrgico ultrasónico 110 y generar una señal de control de salida correspondiente para operar el instrumento quirúrgico 110. En varias realizaciones, la señal de control de salida es para accionar el transductor ultrasónico 114 en los modos operativos de corte y/o coagulación, medir las características eléctricas del instrumento quirúrgico 110 y/o el tejido T, y proporcionar retroalimentación para su uso. Los expertos en la técnica apreciarán que el módulo generador ultrasónico 180 y el sistema de accionamiento 32 pueden comprender componentes adicionales o menos componentes, y solo se describen en la presente una versión simplificada del módulo generador ultrasónico 180 y el sistema de accionamiento 32 por razones de concisión y claridad. En varias realizaciones, como se ha tratado anteriormente, el componente de hardware puede implementarse como un DSP, PLD, ASIC, circuitos y/o registros. En una realización, el procesador 400 puede configurarse para almacenar y ejecutar instrucciones de programa de software informático para generar señales de salida de función escalón para accionar varios componentes del instrumento quirúrgico ultrasónico 110 como el transductor 114, el efector final 150, y/o la cuchilla 146.

En una realización, bajo el control de una o más rutinas de programa de software, el procesador 400 ejecuta los métodos de acuerdo con las realizaciones descritas para realizar una variedad de funciones como, por ejemplo, generar una función escalón formada por una forma de onda escalonada de señales de accionamiento que comprenden corriente (I), voltaje (V) y/o frecuencia (f) durante varios intervalos o períodos de tiempo (T), accionar el transductor ultrasónico 114, activar el efector final 150 usando señales eléctricas terapéuticas y/o subterapéuticas (por ejemplo, señal de RF), medir la impedancia (Z) del transductor 114, medir la impedancia (Z_t) del tejido T, y/o proporcionar retroalimentación al usuario. En una realización, las formas de onda escalonadas de las señales de accionamiento pueden generarse formando una combinación lineal por partes de funciones constantes a lo largo de una pluralidad de intervalos de tiempo creados al escalonar las señales de excitación del módulo generador ultrasónico 180, por ejemplo, la corriente de accionamiento de salida (I), voltaje (V), y/o frecuencia (f). Los intervalos o períodos de tiempo (T) pueden estar predeterminados (por ejemplo, fijados y/o programados por el usuario) o pueden ser variables. Los intervalos de tiempo variables pueden definirse estableciendo la señal de accionamiento a un primer valor y manteniendo la señal de accionamiento a ese valor hasta que se detecte un cambio en una característica monitorizada. Los ejemplos de características monitorizadas pueden comprender, por ejemplo, la impedancia del transductor, la impedancia del tejido, el calentamiento del tejido, el corte transversal del tejido, la coagulación del tejido y similares. Las señales de accionamiento ultrasónicas generadas por el módulo generador ultrasónico 180 incluyen, sin limitación, señales de accionamiento ultrasónicas que excitan varios modos vibratorios del transductor ultrasónico 114, como el modo longitudinal primario y sus armónicos, así como los modos vibratorios de flexión y torsión.

En una realización, los módulos ejecutables comprenden uno o más algoritmos 402 almacenados en la memoria que, cuando se ejecutan, hacen que el procesador 400 realice una variedad de funciones como, por ejemplo, generar una función escalón formada por una forma de onda escalonada de señales de accionamiento que comprenden corriente (I), voltaje (V) y/o frecuencia (f) durante varios intervalos o períodos de tiempo (T), accionar el transductor ultrasónico 114, accionar el efector final 150 usando una señal eléctrica terapéutica y/o subterapéutica (por ejemplo, señal de RF), medir la impedancia (Z) del transductor 114, medir la impedancia (Z_t) del tejido T, y/o proporcionar retroalimentación de acuerdo con un estado del tejido T. En una realización, el procesador 400 ejecuta un algoritmo 402 para generar una función escalón formada por una forma de onda escalonada de señales de

accionamiento que comprenden la corriente (I), el voltaje (V) y/o la frecuencia (f) durante varios intervalos o periodos de tiempo (T). Las formas de onda escalonadas de las señales de accionamiento pueden generarse formando una combinación lineal por partes de funciones constantes durante de dos o más intervalos de tiempo creados aumentando escalonadamente la corriente de accionamiento de salida (I), el voltaje (V) y/o la frecuencia (f) del generador 30. Las señales de accionamiento pueden generarse ya sea durante intervalos de tiempo fijos predeterminados o períodos (T) de tiempo o intervalos de tiempo variables o períodos de tiempo de acuerdo con uno o más algoritmos de salida escalonados 402. Bajo el control del procesador 400, el módulo generador ultrasónico 180 escalona (por ejemplo, incremento o decremento) la corriente (I), el voltaje (V) y/o la frecuencia (f) hacia arriba o hacia abajo a una resolución particular durante un período predeterminado (T) o hasta que se detecte una condición predeterminada, como un cambio en una característica monitorizada (por ejemplo, impedancia del transductor, impedancia del tejido). Los pasos pueden cambiar en incrementos o decrementos programados. Si se desean otros pasos, el módulo generador ultrasónico 180 puede aumentar o disminuir el escalonamiento adaptativamente en base a las características del sistema medidas. En otras realizaciones, pueden ejecutarse los algoritmos 402 por el procesador 400 para accionar el transductor ultrasónico 114, activar el efector final 150 usando una señal eléctrica terapéutica y/o subterapéutica (por ejemplo, una señal de RF), medir la impedancia (Z) del transductor 114, medir la impedancia (Z_t) del tejido T, y/o proporcionar retroalimentación de acuerdo con un estado del tejido T.

En funcionamiento, el usuario puede programar el funcionamiento del módulo generador ultrasónico 180 usando el dispositivo de entrada 406 localizado en el panel frontal de la consola del módulo generador ultrasónico 180. El dispositivo de entrada 406 puede comprender cualquier dispositivo adecuado que genere señales 408 que puedan aplicarse al procesador 400 para controlar el funcionamiento del módulo generador ultrasónico 180. En varias realizaciones, el dispositivo de entrada 406 incluye botones, interruptores, ruedecillas, teclado, teclado numérico, monitor de pantalla táctil, dispositivo señalador, conexión remota a un ordenador de propósito general o dedicado. En otras realizaciones, el dispositivo de entrada 406 puede comprender una interfaz de usuario adecuada. Por consiguiente, mediante el dispositivo de entrada 406, el usuario puede configurar o programar la corriente (I), el voltaje (V), la frecuencia (f), y/o el período (T) para programar la salida de la función escalón del módulo del generador de ultrasónico 180. El procesador 400 luego muestra el nivel de potencia seleccionado enviando una señal en la línea 410 a un indicador de salida 412.

En varias realizaciones, el indicador de salida 412 puede proporcionar retroalimentación visual, audible y/o táctil al cirujano para indicar el estado de un procedimiento quirúrgico como, por ejemplo, cuando se completa el corte y la coagulación del tejido en base a una característica medida de el instrumento quirúrgico ultrasónico 110, por ejemplo, la impedancia del transductor, la impedancia del tejido u otras mediciones como se describe posteriormente. A modo de ejemplo, y no de limitación, la retroalimentación visual comprende cualquier tipo de dispositivo de indicación visual incluyendo lámparas incandescentes o diodos emisores de luz (LED), interfaz gráfica de usuario, pantalla, indicador analógico, indicador digital, pantalla de gráfico de barras, pantalla alfanumérica digital. A modo de ejemplo, y no de limitación, la respuesta audible comprende cualquier tipo de zumbador, tono generado por ordenador, habla computarizada, interfaz de usuario de voz (VUI) para interactuar con los ordenadores a través de una plataforma de voz/habla. A modo de ejemplo, y no de limitación, la retroalimentación táctil comprende cualquier tipo de retroalimentación vibratoria proporcionada a través del montaje de la pieza de mano del instrumento 160 o simplemente del montaje del mango de la carcasa.

En una realización, el procesador 400 puede configurarse o programarse para generar una señal de corriente digital 414 y una señal de frecuencia digital 418. Estas señales 414, 418 se aplican a un circuito de sintetizador digital directo (DDS) 420 para ajustar la amplitud y la frecuencia (f) de la señal de salida de corriente 416 al transductor 114. La salida del circuito 420 DDS se aplica a un amplificador 422 cuya salida se aplica a un transformador 424. La salida del transformador 424 es la señal 416 aplicada al transductor ultrasónico 114, que está acoplado a la cuchilla 146 por medio de la guía de ondas 147.

En una realización, el módulo generador ultrasónico 180 comprende uno o más módulos o componentes de medición que pueden configurarse para monitorizar las características medibles del instrumento ultrasónico 110. En la realización ilustrada en la FIG.18, el procesador 400 puede emplearse para monitorizar y calcular las características del sistema. Como se muestra, el procesador 400 mide la impedancia Z del transductor 114 monitorizando la corriente suministrada al transductor 114 y el voltaje aplicado al transductor 114. En una realización, se emplea un circuito de detección de corriente 426 para detectar la corriente que fluye a través del transductor 114 y se emplea un circuito de detección de voltaje 428 para detectar el voltaje de salida aplicado al transductor 114. Estas señales pueden aplicarse al convertidor analógico a digital 432 (ADC) a través de un circuito multiplexor analógico 430 o una disposición de circuito de conmutación. El multiplexor analógico 430 enruta la señal analógica apropiada al ADC 432 para la conversión. En otras realizaciones, pueden emplearse múltiples ADC 432 para cada característica medida en lugar del circuito multiplexor 430. El procesador 400 recibe la salida digital 433 del ADC 432 y calcula la impedancia Z del transductor en base a los valores medidos de corriente y voltaje. En respuesta a la impedancia del transductor (Z), el procesador 400 controla el funcionamiento del instrumento quirúrgico 110. Por ejemplo, el procesador 400 puede ajustar la potencia suministrada al transductor 114, puede apagar la alimentación del transductor 114, y/o proporcionar retroalimentación al usuario. En una realización, el procesador 400 ajusta la señal de accionamiento de salida 416 de tal manera que puede generar una curva de

potencia frente a carga deseada. En una realización, de acuerdo con los algoritmos de función escalón programados 402, el procesador 400 puede escalar la señal de activación 416, por ejemplo, la corriente o la frecuencia, en cualquier incremento o decremento adecuados en respuesta a la impedancia Z del transductor.

5 Con referencia de nuevo ahora a las FIGS. 1 y 18, para hacer que la cuchilla quirúrgica 146 vibre realmente, por ejemplo, accionar la cuchilla 146, el usuario activa el interruptor de pie 144 o el interruptor 143 en el montaje de la pieza de mano 160, como se ha tratado anteriormente. Esta activación envía la señal de accionamiento 416 al transductor 114 en base a los valores programados de corriente (I), frecuencia (f) y períodos de tiempo correspondientes (T). Después de un período de tiempo fijo predeterminado (T), o un período de tiempo variable basado en una característica del sistema medible como los cambios en la impedancia Z del transductor 114, el procesador 400 cambia el paso de la corriente de salida o el paso de frecuencia de acuerdo con los valores programados. El indicador de salida 412 comunica el estado particular del proceso al usuario.

15 El funcionamiento del módulo generador ultrasónico 180 puede programarse para proporcionar una variedad de señales de accionamiento de salida para medir las propiedades eléctricas de la corriente, el voltaje, la potencia, la impedancia y la frecuencia asociadas con el transductor 114 en un estado sin carga, en un estado con carga ligera y un estado con carga pesada, por ejemplo. Cuando el transductor ultrasónico 114 está en un estado descargado, la salida del módulo generador ultrasónico 180 puede escalarse en una primera secuencia, por ejemplo. En una realización, el módulo generador ultrasónico 180 se activa inicialmente aproximadamente en el momento 0, lo que da como resultado una corriente de accionamiento que aumenta hasta un primer punto de ajuste I_1 de aproximadamente 100 mA. La corriente se mantiene en el primer punto de ajuste I_1 , durante un primer período T_1 . Al final del primer período T_1 , por ejemplo, alrededor de 1 segundo, el punto de ajuste de la corriente se cambia, por ejemplo, se escala, por el módulo generador ultrasónico 180 de acuerdo con el software, por ejemplo, el algoritmo (s) de función escalón 402, a un segundo punto de ajuste I_2 de aproximadamente 175 mA durante un segundo período T_2 , por ejemplo, aproximadamente 2 segundos. Al final del segundo período T_2 , por ejemplo, aproximadamente 3 segundos, el software del módulo generador ultrasónico 180 cambia la corriente a un tercer punto de ajuste I_3 de aproximadamente 350 mA. El voltaje, la corriente, la potencia y la frecuencia responden solo ligeramente porque no hay carga en el sistema.

30 Cuando el transductor ultrasónico 114 está en un estado de carga ligera, el módulo generador ultrasónico 180 se activa aproximadamente en el momento 0, lo que da como resultado que la corriente se eleve al primer punto de ajuste de corriente I_1 de aproximadamente 100 mA. En aproximadamente 1 segundo se cambia el punto de ajuste de corriente dentro del módulo generador ultrasónico 180 por el software a I_2 de aproximadamente 175 mA, y luego de nuevo a aproximadamente 3 segundos, el módulo generador ultrasónico 180 cambia el punto de ajuste de la corriente 300 a I_3 de aproximadamente 350 mA. El voltaje, la corriente, la potencia y la frecuencia responden a la carga ligera.

40 Cuando el transductor ultrasónico 114 se encuentra en un estado de carga pesada, el módulo generador ultrasónico 180 se activa aproximadamente en el momento 0, lo que da como resultado que la corriente se eleve al primer punto de ajuste I_1 de aproximadamente 100 mA. En aproximadamente 1 segundo se cambia el punto de ajuste de corriente dentro del módulo generador ultrasónico 180 por el software a I_2 de aproximadamente 175 mA, y luego de nuevo en aproximadamente 3 segundos, el módulo generador ultrasónico 180 cambia el punto de ajuste de la corriente 300 a I_3 de aproximadamente 350 mA. El voltaje, la corriente, la potencia y la frecuencia responden a la carga pesada.

45 Los expertos en la técnica apreciarán que los puntos de ajuste de la función escalón de corriente (por ejemplo, I_1 , I_2 , I_3) y los intervalos o períodos de tiempo (por ejemplo, T_1 , T_2) de duración de cada uno de los puntos de ajuste de la función escalón descritos anteriormente no se limita a los valores descritos en la presente y pueden ajustarse a cualquier valor adecuado que se desee para un conjunto dado de procedimientos quirúrgicos. Se pueden seleccionar puntos de ajuste de corriente y períodos de duración adicionales o menos como se desee para un conjunto dado de características de diseño o restricciones de rendimiento. Como se ha tratado anteriormente, los períodos pueden determinarse mediante programación o pueden ser variables en base a las características del sistema medibles. Las realizaciones no están limitadas en este contexto.

55 Habiendo descrito detalles de funcionamiento de varias realizaciones del sistema quirúrgico 100, las operaciones para el sistema quirúrgico 100 anterior pueden describirse adicionalmente en términos de un proceso para cortar y coagular un vaso sanguíneo que emplea un instrumento quirúrgico que comprende el dispositivo de entrada 406 y las capacidades de medición de impedancia del transductor descritas con referencia a la FIG. 18. Aunque se describe un proceso particular en relación con los detalles operativos, puede apreciarse que el proceso proporcione meramente un ejemplo de cómo puede implementarse la funcionalidad general descrita en la presente mediante el sistema quirúrgico 100. Además, el proceso dado no tiene que ser ejecutado necesariamente en el orden presentado en la presente a menos que se indique lo contrario. Como se ha tratado anteriormente, el dispositivo de entrada 406 puede emplearse para programar la salida escalonada (por ejemplo, corriente, voltaje, frecuencia) al montaje del transductor ultrasónico 114/cuchilla 146.

65

Por consiguiente, una técnica para sellar un vaso incluye separar y mover la capa muscular interna del vaso alejándola de la capa adventicia antes de la aplicación de energía ultrasónica estándar para cortar y sellar el vaso. Aunque los métodos convencionales han logrado esta separación aumentando la fuerza aplicada al miembro de pinza 151, se divulga un aparato y método alternativos para cortar y coagular tejido sin depender solo de la fuerza de sujeción. Para separar más efectivamente las capas de tejido de un vaso, por ejemplo, el módulo generador ultrasónico 180 puede programarse para aplicar una función escalón de frecuencia al transductor ultrasónico 114 para desplazar mecánicamente la cuchilla 146 en múltiples modos de acuerdo con la función escalón. En una realización, la función escalón de frecuencia puede programarse por medio de la interfaz de usuario 406, en donde el usuario puede seleccionar un programa de frecuencia escalonada, la frecuencia (f) para cada escalón y el período de tiempo correspondiente (T) de duración para cada escalón para el que se excitará el transductor ultrasónico 114. El usuario puede programar un ciclo operativo completo configurando múltiples frecuencias para múltiples períodos para realizar varios procedimientos quirúrgicos.

En una realización, puede configurarse inicialmente una primera frecuencia ultrasónica para separar mecánicamente la capa de tejido muscular de un vaso antes de aplicar una segunda frecuencia ultrasónica para cortar y sellar el vaso. A modo de ejemplo, y no de limitación, de acuerdo con una implementación del programa, inicialmente, el módulo generador ultrasónico 180 está programado para emitir una primera frecuencia de accionamiento f_1 durante un primer período de tiempo T_1 (por ejemplo menos de aproximadamente 1 segundo), en donde la primera frecuencia f_1 está significativamente fuera de resonancia, por ejemplo, $f_0/2$, $2f_0$ u otras frecuencias de resonancia estructurales, donde f_0 es la frecuencia de resonancia (por ejemplo, 55,5 kHz). La primera frecuencia f_1 proporciona un nivel bajo de acción de vibración mecánica a la cuchilla 146 que, junto con la fuerza de sujeción, separa mecánicamente la capa de tejido muscular (subterapéutica) del vaso sin provocar un calentamiento significativo que generalmente tiene lugar en la resonancia. Después del primer período T_1 , el módulo generador ultrasónico 180 está programado para cambiar automáticamente la frecuencia de accionamiento a la frecuencia de resonancia f_0 durante un segundo período T_2 para cortar transversalmente y sellar el vaso. La duración del segundo período T_2 puede programarse o puede determinarse por la duración de tiempo que realmente lleva cortar y sellar el vaso como se determina por el usuario o puede basarse en las características del sistema medidas como la impedancia Z del transductor, como se describe con más detalle a continuación.

En una realización, el proceso de corte transversal del tejido/vaso (por ejemplo, separando la capa muscular del vaso de la capa adventicia y cortando transversalmente/sellando el vaso) puede automatizarse detectando las características de impedancia Z del transductor 114 para detectar cuándo tiene lugar el corte transversal del tejido/vaso. La impedancia Z se puede correlacionar con el corte transversal de la capa muscular y con el corte transversal/sellado del vaso para proporcionar un activador para que el procesador 400 genere la salida de la función escalón de frecuencia y/o corriente. Como se ha tratado anteriormente con referencia a la FIG. 18, la impedancia Z del transductor 114 puede calcularse por el procesador 400 en base a la corriente que fluye a través del transductor 114 y el voltaje aplicado al transductor 114 mientras la cuchilla 146 está bajo varias cargas. Como la impedancia Z del transductor 114 es proporcional a la carga aplicada a la cuchilla 146, a medida que la carga sobre la cuchilla 146 aumenta la impedancia Z del transductor 114 aumenta y a medida que la carga sobre la cuchilla 146 disminuye la impedancia Z del transductor 114 disminuye. Por consiguiente, la impedancia Z del transductor 114 puede monitorizarse para detectar el corte transversal de la capa de tejido muscular interno del vaso desde la capa adventicia y también puede monitorizarse para detectar cuando el vaso ha sido cortado transversalmente y sellado.

En una realización, el instrumento quirúrgico ultrasónico 110 puede manejarse de acuerdo con un algoritmo de función escalón programado que responde a la impedancia Z del transductor. En una realización, una salida de función escalón de frecuencia puede iniciarse en base a una comparación de la impedancia Z del transductor y uno o más umbrales predeterminados que se han correlacionado con las cargas de tejido contra la cuchilla 146. Cuando la impedancia Z del transductor realiza una transición por encima o por debajo (por ejemplo, cruza) un umbral, el procesador 400 aplica una señal de frecuencia digital 418 al circuito DDS 420 para cambiar el frecuencia de la señal de accionamiento 416 en un escalón predeterminado de acuerdo con el algoritmo(s) de función escalón 402 que responden a la impedancia Z del transductor. En funcionamiento, la cuchilla 146 se localiza primero en el sitio de tratamiento del tejido. El procesador 400 aplica una primera señal de frecuencia digital 418 para establecer una primera frecuencia de accionamiento f_1 que está fuera de resonancia (por ejemplo, $f_0/2$, $2f_0$ u otras frecuencias de resonancia estructurales, donde f_0 es la frecuencia de resonancia). La señal de accionamiento 416 se aplica al transductor 114 en respuesta a la activación del interruptor 312a en el montaje de la pieza de mano 160 o el interruptor de pie 434. Durante este período, el transductor ultrasónico 114 activa mecánicamente la cuchilla 146 en la primera frecuencia de accionamiento f_1 . Puede aplicarse una fuerza o carga al miembro de pinza 151 y la cuchilla 146 para facilitar este proceso. Durante este período, el procesador 400 monitoriza la impedancia Z del transductor hasta que la carga en la cuchilla 146 cambia y la impedancia Z del transductor cruza un umbral predeterminado para indicar que la capa de tejido ha sido cortada transversalmente. El procesador 400 luego aplica una segunda señal de frecuencia digital 418 para establecer una segunda frecuencia de accionamiento f_2 , por ejemplo, la frecuencia de resonancia f_0 u otra frecuencia adecuada para el corte transversal, coagulación y sellado del tejido. Otra parte del tejido (por ejemplo, el vaso) se sujeta luego entre el miembro de pinza 151 y la cuchilla 146. El transductor 114 se energiza ahora por la señal de accionamiento 416 en la segunda frecuencia de activación f_2 accionando el interruptor de pie 434 o el interruptor 312a en el montaje de la pieza de mano 160. Los expertos en la técnica apreciarán que la

salida de corriente de accionamiento (I) también puede incrementarse como se describe con referencia a las FIGS. 6-8 en base a la impedancia del transductor Z.

5 De acuerdo con una realización de un algoritmo de función escalón 402, el procesador 400 establece inicialmente una primera frecuencia de accionamiento f_1 que está significativamente fuera de resonancia para separar la capa muscular interna del vaso de la capa adventicia. Durante este período de funcionamiento, el procesador 400 monitoriza la impedancia Z del transductor para determinar cuándo se corta transversalmente o se separa la capa muscular interna de la capa adventicia. Como la impedancia Z del transductor está correlacionada con la carga aplicada a la cuchilla 146, por ejemplo, al cortar más tejido, se reduce la carga sobre la cuchilla 146 y la impedancia Z del transductor. El corte transversal de la capa muscular interna se detecta cuando la impedancia Z del transductor cae por debajo de un umbral predeterminado. Cuando el cambio en la impedancia Z del transductor indica que el vaso se ha separado de la capa muscular interna, el procesador 400 ajusta la frecuencia de accionamiento a la frecuencia de resonancia f_0 . Luego, el vaso se agarra entre la cuchilla 146 y el miembro de pinza 151 y el transductor 114 se activa accionando o el interruptor de pie o el interruptor en el montaje de la pieza de mano 160 para cortar transversalmente y sellar el recipiente. En una realización, el cambio de impedancia Z puede variar entre aproximadamente 1,5 y aproximadamente 4 veces las mediciones de impedancia de base desde un punto inicial de contacto con el tejido hasta un punto justo antes de que la capa muscular se corte transversalmente y selle.

20 Con referencia ahora a las FIGS. 1, 8 y 19, como se ha tratado anteriormente, en una realización, el sistema quirúrgico 100, y el instrumento quirúrgico ultrasónico 110, comprende el módulo generador de señales 102. En una realización, el módulo generador de señales 102 puede implementarse como un módulo de impedancia tisular 502. Aunque en la realización actualmente divulgada, el módulo generador de señales 102 se muestra separado del instrumento quirúrgico 110, en una realización, el módulo generador de señales 102 puede formarse integralmente con el instrumento quirúrgico 110, como se muestra en transparencia en la FIG. 1, de tal manera que el instrumento quirúrgico 110 forma un sistema quirúrgico unitario. En una realización, el módulo generador de señales 102 del instrumento quirúrgico puede configurarse para monitorizar la impedancia eléctrica Z_t del tejido T (FIGS. 5, 10, 16, 17) para controlar las características de tiempo y nivel de potencia en base a la impedancia Z_t del tejido T. En una realización, la impedancia del tejido Z_t puede determinarse aplicando una señal de radiofrecuencia (RF) subterapéutica al tejido T y midiendo la corriente a través del tejido T por medio de un electrodo de retorno en el miembro de pinza 151, como se ha tratado anteriormente. En el diagrama esquemático mostrado en la FIG. 19, una parte de efector final del sistema quirúrgico 100 comprende el montaje de brazo de la pinza 451 (FIG. 8) conectado al extremo distal de la funda exterior 158. La cuchilla 146 forma un primer electrodo (por ejemplo, energizado) y el montaje de brazo de la pinza 451 comprende una parte eléctricamente conductora que forma un segundo electrodo (por ejemplo, retorno). El módulo de impedancia tisular 502 está acoplado a la cuchilla 146 y al montaje de brazo de la pinza 451 a través de un medio de transmisión adecuado, como un cable 137. El cable 137 comprende múltiples conductores eléctricos para aplicar un voltaje al tejido T y proporcionar una vía de retorno para la corriente que fluye a través del tejido T de vuelta al módulo de impedancia 502. En varias realizaciones, el módulo de impedancia tisular 502 puede formarse integralmente con el generador 112 o puede proporcionarse como un circuito separado acoplado al generador 112 (mostrado en transparencia para ilustrar esta opción).

Aún en referencia a las FIGS. 1, 8 y 19 se ilustra una realización de un módulo generador integrado 320 que comprende el módulo generador ultrasónico 180 y el módulo generador de señales 102. Como se muestra, el módulo generador de señales 102 está configurado como un módulo de impedancia tisular 502. El módulo generador integrado 320 genera la señal de accionamiento eléctrica ultrasónica 416 para accionar el transductor ultrasónico 114. En una realización, el módulo de impedancia tisular 502 puede configurarse para medir la impedancia Z_t del tejido T (FIGS. 5, 10, 16, 17) agarrado entre la cuchilla 146 y el montaje de brazo de la pinza 451. El módulo de impedancia tisular 502 comprende un oscilador de RF 506, un circuito de detección de voltaje 508 y un circuito de detección de corriente 510. Los circuitos de detección de voltaje y corriente 508, 510 responden al voltaje de RF V_{rf} aplicado al electrodo de la cuchilla 146 y la corriente de RF i_{rf} fluye a través del electrodo de la cuchilla 146, el tejido, y la parte conductora del montaje de brazo de la pinza 451. El voltaje v_{rf} y corriente i_{rf} detectados se convierten a forma digital por el ADC 432 a través del multiplexor analógico 430. El procesador 400 recibe la salida digitalizada 433 del ADC 432 y determina la impedancia del tejido Z_t calculando la relación del voltaje de RF v_{rf} a corriente i_{rf} medida por el circuito de detección de voltaje 508 y el circuito de detección de corriente 510. En una realización, el corte transversal de la capa muscular interna y el tejido pueden detectarse detectando la impedancia del tejido Z_t . Por consiguiente, la detección de la impedancia del tejido Z_t puede integrarse con un proceso automatizado para separar la capa muscular interna de la capa adventicia externa antes de cortar transversalmente el tejido sin provocar una cantidad significativa de calentamiento, que tiene lugar normalmente durante la resonancia. Pueden emplearse montajes de brazo de la pinza y funda adicionales que comprenden un electrodo como se muestra en las FIGS. 9-17 sin limitación.

La FIG. 20 es un diagrama esquemático del módulo generador de señales 102 configurado como el módulo de impedancia tisular 502 acoplado a la cuchilla 146 y al montaje de brazo de la pinza 415 con el tejido T localizado entre ellos. Con referencia ahora a las FIGS. 1, 8 y 18-20, el generador 112 comprende el módulo generador de señal 102 configurado como el módulo de impedancia tisular 502 configurado para monitorizar la impedancia Z_t del

tejido T localizado entre la cuchilla 146 y el montaje de brazo de la pinza 451 durante el proceso de corte transversal del tejido. El módulo de impedancia tisular 502 se puede acoplar al instrumento quirúrgico ultrasónico 110 por medio de los cables 137, 139. El cable incluye un primer conductor "de energizado" 139 conectado a la cuchilla 146 (por ejemplo, electrodo positivo [+]) y un segundo conductor de "retorno" 137 conectado a la camisa conductora 472 (por ejemplo, electrodo [-] negativo) del montaje de brazo de la pinza 451. En una realización, se aplica voltaje de RF v_{rf} a la cuchilla 146 para hacer que la corriente de RF i_{rf} fluya a través del tejido T. El segundo conductor 137 proporciona la vía de retorno para la corriente i_{rf} regrese al módulo de impedancia tisular 502. El extremo distal del conductor de retorno 137 está conectado a la camisa conductora 472 de tal manera que la corriente i_{rf} puede fluir desde la cuchilla 146, a través del tejido T posicionado entre la camisa conductora 472 y la cuchilla 146, y la camisa conductora 472 al conductor de retorno 137. El módulo de impedancia 502 se conecta en circuito, por medio del primer y segundo conductores 137, 139. En una realización, la energía de RF puede aplicarse a la cuchilla 146 a través del transductor ultrasónico 114 y la guía de ondas 147. Vale la pena observar que la energía de RF aplicada al tejido T con el propósito de medir la impedancia tisular Z_t es una señal subterapéutica de bajo nivel que no contribuye de manera significativa, o en absoluto, al tratamiento del tejido T.

Habiendo descrito detalles operativos de varias realizaciones del sistema quirúrgico 100, pueden describirse adicionalmente funcionamientos para el sistema quirúrgico 100 anterior con referencia a las FIGS. 1, 8 y 18-20 en términos de un proceso para cortar y coagular un vaso sanguíneo empleando un instrumento quirúrgico que comprende el dispositivo de entrada 406 y el módulo de impedancia tisular 502. Aunque se describe un proceso particular en relación con los detalles operativos, puede apreciarse que el proceso proporciona meramente un ejemplo de cómo la funcionalidad general descrita en la presente puede implementarse mediante el sistema quirúrgico 100. Además, el proceso dado no ha de ejecutarse necesariamente en el orden presentado en la presente a menos que se indique lo contrario. Como se ha tratado anteriormente, el dispositivo de entrada 406 puede emplearse para programar la salida de la función escalón (por ejemplo, corriente, voltaje, frecuencia) al montaje del transductor ultrasónico 114/cuchilla 146.

En una realización, el instrumento quirúrgico ultrasónico 110 puede manejarse de acuerdo con un algoritmo de función escalón programado 402 que responde a la impedancia tisular Z_t . En una realización, una salida de función escalón de frecuencia puede iniciarse en base a una comparación de la impedancia del tejido Z_t y umbrales predeterminados que se han correlacionado con varios estados del tejido (por ejemplo, desecación, corte transversal, sellado). Cuando la impedancia del tejido Z_t realiza una transición por encima o por debajo (por ejemplo, cruza) de un umbral, el procesador 400 aplica una señal de frecuencia digital 418 al circuito DDS 420 para cambiar la frecuencia de un oscilador ultrasónico en un escalón predeterminado de acuerdo con el algoritmo de función escalón 402 que responde a la impedancia tisular Z_t .

En funcionamiento, la cuchilla 146 está situada en el sitio de tratamiento de tejido. El tejido T se agarra entre la cuchilla 146 y el montaje de brazo de la pinza 451, de tal manera que la cuchilla 146 y la camisa conductora 472 hacen contacto eléctrico con el tejido T. El procesador 400 aplica una primera señal de frecuencia digital 418 para establecer una primera frecuencia de activación f_1 que está fuera de resonancia (por ejemplo, $f_0/2$, $2f_0$ u otras frecuencias de resonancia estructurales, donde f_0 es la frecuencia de resonancia). La cuchilla 146 se energiza eléctricamente por el voltaje de RF subterapéutico de bajo nivel v_{rf} suministrado por el módulo de impedancia tisular 502. La señal de accionamiento 416 se aplica al transductor 114/cuchilla 146 en respuesta al accionamiento del interruptor 143 en el montaje de la pieza de mano 160 o el interruptor de pie 144434 hasta que la impedancia del tejido Z_t del tejido T cambia por una cantidad predeterminada. Luego se aplica una fuerza o carga al montaje de brazo de la pinza 451 y la cuchilla 146. Durante este período, el transductor ultrasónico 114 activa mecánicamente la cuchilla 146 a la primera frecuencia de activación f_1 y, como resultado, el tejido T comienza a desecarse de la acción ultrasónica aplicada entre la cuchilla 146 y la una o más almohadillas de la pinza 155 del montaje de brazo de la pinza 451 haciendo que la impedancia Z_t del tejido T aumente. Finalmente, a medida que el tejido T se corta transversalmente por la acción ultrasónica y la fuerza de sujeción aplicada, la impedancia Z_t del tejido T se vuelve muy alta o infinita. Los expertos en la técnica apreciarán que la salida de la corriente de accionamiento de (I) también puede escalonarse como se ha descrito anteriormente en base a la impedancia medida Z_t del tejido T.

En una realización, la impedancia Z_t del tejido T puede monitorizarse mediante el módulo de impedancia 502 de acuerdo con el proceso siguiente. Una corriente de RF medible i_1 se transporta a través del primer conductor energizante 139 a la cuchilla 146, a través del tejido T, y de vuelta al módulo de impedancia 502 a través de la camisa conductora 472 y el segundo conductor 137. A medida que el tejido T se deseca y se corta por la acción ultrasónica de la cuchilla 146 que actúa contra una o más almohadillas de la pinza 155, la impedancia del tejido 514 aumenta y, por lo tanto, la corriente i_1 en la vía de retorno, es decir, el segundo conductor 137, disminuye. El módulo de impedancia 502 mide la impedancia del tejido Z_t y transmite una señal representativa al ADC 432 cuya salida digital 433 se proporciona al procesador 400. El procesador 400 calcula la impedancia del tejido Z_t en base a estos valores medidos de v_{rf} e i_{rf} . En respuesta a la impedancia del transductor (Z_t), el procesador 400 controla el funcionamiento del instrumento quirúrgico 110. Por ejemplo, el procesador 400 puede ajustar la potencia suministrada al transductor 114, puede apagar la alimentación del transductor 114, y/o proporcionar retroalimentación al usuario. En una realización, el procesador 400 escala la frecuencia en cualquier incremento o disminución adecuados en respuesta a cambios en la impedancia Z_t del tejido T. En otras realizaciones, el

procesador 400 controla las señales de accionamiento 416 y puede realizar cualquier ajuste necesario en amplitud y frecuencia en respuesta a la impedancia del tejido Z_t . En una realización, el procesador 400 puede cortar la señal de accionamiento 416 cuando la impedancia del tejido Z_t alcanza un valor umbral predeterminado.

5 Por consiguiente, a modo de ejemplo, y no de limitación, en una realización, el instrumento quirúrgico ultrasónico 110 puede manejarse de acuerdo con un algoritmo de salida escalonado programado para separar la capa muscular interna de un vaso de la capa adventicia antes de cortar transversalmente y sellar el vaso. Como se ha tratado anteriormente, de acuerdo con un algoritmo de función escalón, el procesador 400 establece inicialmente una primera frecuencia de accionamiento f_1 que está significativamente fuera de resonancia. El transductor 114 se activa para separar la capa muscular interna del vaso de la capa adventicia y el módulo de la impedancia tisular 502 aplica una señal de voltaje de RF subterapéutico v_{rf} a la cuchilla 146. Durante este período T_1 de funcionamiento, el procesador 400 monitoriza la impedancia del tejido Z_t para determinar cuándo la capa muscular interna se corta transversalmente o se separa de la capa adventicia. La impedancia del tejido Z_t se correlaciona con la carga aplicada a la cuchilla 146, por ejemplo, cuando el tejido se deseca o cuando el tejido se corta transversalmente, la impedancia del tejido Z_t se vuelve extremadamente alta o infinita. El cambio en la impedancia del tejido Z_t indica que el vaso se ha separado o cortado transversalmente de la capa muscular interna y el generador 112 se desactiva durante un segundo período de tiempo T_2 . El procesador 400 luego establece la frecuencia de accionamiento a la frecuencia de resonancia f_0 . Luego el vaso se agarra entre la cuchilla 146 y el montaje de brazo de la pinza 451 y el transductor 114 se reactiva para cortar transversalmente y sellar el recipiente. La monitorización continua de la impedancia del tejido Z_t proporciona una indicación de cuándo se corta transversalmente y sella el vaso. Además, la impedancia del tejido Z_t puede monitorizarse para proporcionar una indicación de la finalización del proceso de corte y/o coagulación del tejido o para detener la activación del generador 112 y/o el módulo generador ultrasónico 180 cuando la impedancia Z_t del tejido T alcanza un valor umbral predeterminado. El umbral para la impedancia del tejido Z_t puede seleccionarse, por ejemplo, para indicar que el vaso ha sido cortado transversalmente. En una realización, la impedancia del tejido Z_t puede variar entre aproximadamente 10 ohmios y aproximadamente 1000 ohmios desde un punto inicial hasta un punto justo antes de que la capa muscular se corte transversalmente y selle.

Los solicitantes han descubierto que los experimentos que ejecutan puntos de ajuste de corriente variable (tanto en aumento como en disminución) y tiempos de permanencia indican que las realizaciones descritas pueden usarse para separar la capa muscular interna de la capa adventicia externa antes de completar el corte transversal que resulta en una hemostasia mejorada y potencialmente menor energía total (calor) en el sitio de corte transversal. Además, aunque el instrumento quirúrgico 110 se ha descrito con respecto a los esquemas de detección del umbral de impedancia para determinar cuándo la capa muscular se separa de la adventicia, otras realizaciones que no emplean ningún esquema de detección están dentro del alcance de la presente divulgación. Por ejemplo, las realizaciones del instrumento quirúrgico 110 pueden emplearse en sistemas quirúrgicos simplificados en los que se aplica una potencia no resonante para separar las capas durante un tiempo predeterminado de aproximadamente 1 segundo o menos, antes de aplicar una potencia resonante para cortar el tejido. Las realizaciones no están limitadas en este contexto.

40 En varias realizaciones, el instrumento quirúrgico 110 puede programarse para detectar un cambio de estado del tejido que se está manipulado por un instrumento quirúrgico ultrasónico y proporcionar retroalimentación al usuario para indicar que el tejido ha experimentado dicho cambio de estado o que hay una alta probabilidad de que el tejido haya experimentado tal cambio de estado. Como se usa en la presente, el tejido puede experimentar un cambio de estado cuando el tejido se separa de otras capas de tejido o hueso, cuando el tejido se corta o se corta transversalmente, cuando el tejido se coagula, y demás mientras se manipula con un efector final de un instrumento quirúrgico ultrasónico como, por ejemplo, el efector final 150 del instrumento quirúrgico ultrasónico 110. Puede determinarse un cambio en el estado del tejido basándose en la probabilidad de que ocurra un evento de separación de tejido.

50 Con referencia a las FIGS. 1, 5 y 18-20, en varias realizaciones, la impedancia Z y el tejido Z_t , así como cualquier otra medición eléctrica adecuada, que se pueda realizar con el sistema quirúrgico 100, pueden usarse para proporcionar retroalimentación mediante el indicador de salida 412 que se muestra en las FIGS. 18 y 19. El indicador de salida 412 es particularmente útil en aplicaciones en las que el tejido que se está manipulado por el efector final 151 está fuera del campo de visión del usuario y el usuario no puede ver cuándo tiene lugar un cambio de estado en el tejido T. El indicador de salida 412 comunica al usuario que se ha producido un cambio en el estado del tejido según lo determinado de acuerdo con las operaciones descritas con respecto a varios flujos lógicos. Como se ha tratado anteriormente, el indicador de salida 412 puede configurarse para proporcionar varios tipos de retroalimentación al usuario incluyendo, sin limitación, retroalimentación visual, audible y/o táctil para indicar al usuario (por ejemplo, cirujano, practicante clínico) que el tejido tiene ha experimentado un cambio de estado del tejido. A modo de ejemplo, y no de limitación, como se ha tratado anteriormente, la retroalimentación visual comprende cualquier tipo de dispositivo de indicación visual que incluye lámparas incandescentes o LED, interfaz gráfica de usuario, pantalla, indicador analógico, indicador digital, pantalla de gráfico de barras, pantalla alfanumérica digital. A modo de ejemplo, y no de limitación, la retroalimentación audible comprende cualquier tipo de zumbador, tono generado por ordenador, habla computarizada, VUI para interactuar con ordenadores a través de una plataforma de voz/habla. A modo de ejemplo, y no de limitación, la retroalimentación táctil comprende cualquier tipo

de retroalimentación vibratoria proporcionada través del montaje de la pieza de mano 160 que aloja el instrumento 160.

5 El procesador 400 determina un cambio en el estado del tejido de acuerdo con las operaciones descritas anteriormente y proporciona retroalimentación al usuario por medio del indicador de salida 412. El procesador 400 monitoriza y evalúa las muestras de señal de voltaje, corriente y/o frecuencia disponibles del generador 32, 320 y de acuerdo con la evaluación de tales muestras de señales determina si ha tenido lugar un cambio en el estado del tejido. Un cambio en el estado del tejido puede determinarse en base al tipo de instrumento ultrasónico y el nivel de potencia con la que se energiza el instrumento. En respuesta a la retroalimentación, el modo operativo del instrumento quirúrgico ultrasónico 110 puede ser controlado por el usuario o puede controlarse de manera automática o semiautomática.

15 En una realización, la parte del procesador 400 del sistema de accionamiento 32, 320 muestrea las señales de voltaje (v), corriente (i) y frecuencia (f) del módulo generador ultrasónico 180 y/o el módulo generador de señales 102. Como se ha tratado anteriormente, el indicador de salida 412 puede proporcionar retroalimentación visual, audible y/o táctil para alertar al usuario del instrumento quirúrgico ultrasónico 110 de que ha tenido lugar un cambio en el estado del tejido. En varias realizaciones, en respuesta a la retroalimentación del indicador de salida 412, los modos operativos del generador 112, el módulo generador ultrasónico 180, el módulo generador de señales 102 y/o el instrumento ultrasónico 110 pueden controlarse manualmente, automáticamente o semiautomáticamente. Los modos operativos incluyen, sin limitación, desconectar o apagar la potencia de salida, reducir la potencia de salida, ciclar la potencia de salida, pulsar la potencia de salida y/o generar un incremento súbito momentánea de alta potencia. En una realización, los modos operativos incluyen, manejar el instrumento quirúrgico 110 en un primer modo operativo en el que el transductor 14 produce energía mecánica, o vibraciones, que se transmiten al efector final 151 y un segundo modo operativo en el que la energía eléctrica, o la corriente, pueden fluir a través del efector final 151 para realizar electrocirugía. Los modos operativos del instrumento ultrasónico 110 en respuesta al cambio en el estado del tejido pueden seleccionarse, por ejemplo, para minimizar los efectos de calentamiento del efector final 151, por ejemplo, de la almohadilla de la pinza 155, para prevenir o minimizar el posible daño al instrumento quirúrgico 110, y/o el tejido circundante. Esto es ventajoso porque se genera calor exponencialmente cuando el transductor 114 se activa sin nada entre las mordazas del efector final 151, como ocurre cuando se produce un cambio en el estado del tejido.

25 En varias realizaciones, el cambio de estado del tejido puede determinarse en base a las mediciones del transductor y de la impedancia del tejido como se ha descrito anteriormente, o en base a las mediciones de voltaje, corriente y frecuencia de acuerdo con las operaciones descritas en la divulgación de la siguiente Publicación de Patente de Estados Unidos presentada simultáneamente de propiedad conjunta N° US 2010-0036405 A1, titulada "ULTRASONIC DEVICE FOR CUTTING AND COAGULATING WITH STEPPED OUTPUT", N° de Representante END6427USNP/080591.

40 Los dispositivos divulgados en la presente pueden estar diseñados para ser desechados después de un único uso, o pueden estar diseñados para ser usados varias veces. En cualquier caso, sin embargo, el dispositivo puede reacondicionarse para su reutilización después de por lo menos un uso. El reacondicionamiento puede incluir cualquier combinación de los pasos de desmontar del dispositivo, seguido de la limpieza o reemplazo de piezas particulares y el re-ensamblaje posterior. En particular, el dispositivo puede desmontarse, y cualquier número de piezas o partes particulares del dispositivo pueden reemplazarse o eliminarse de forma selectiva en cualquier combinación. Tras la limpieza y/o el reemplazo de las partes particulares, el dispositivo puede reensamblarse para su uso posterior, ya sea en una instalación de reacondicionamiento, o por un equipo quirúrgico inmediatamente antes de un procedimiento quirúrgico. Los expertos en la técnica apreciarán que el reacondicionamiento de un dispositivo puede utilizar una variedad de técnicas para desensamblar, limpiar/reemplazar y reensamblar. El uso de tales técnicas, y el dispositivo reacondicionado resultante, están todos dentro del alcance de la presente solicitud.

50 Preferiblemente, las varias realizaciones descritas en la presente se procesarán antes de la cirugía. Primero, se obtiene un instrumento nuevo o usado y si es necesario se limpia. El instrumento puede luego esterilizarse. En una técnica de esterilización, el instrumento se coloca en un recipiente cerrado y sellado, como una bolsa de plástico o TYVEK. El recipiente y el instrumento se colocan en un campo de radiación que puede penetrar en el recipiente, como radiación gamma, rayos X o electrones de alta energía. La radiación mata las bacterias sobre el instrumento y en el recipiente. El instrumento esterilizado puede luego almacenarse en el recipiente estéril. El recipiente sellado mantiene el instrumento estéril hasta que se abre en la instalación médica. La esterilización también puede realizarse de varias formas conocidas por los expertos en la técnica, como radiación beta o gamma, óxido de etileno, y/o vapor.

60 En varias realizaciones, se puede suministrar un instrumento quirúrgico ultrasónico a un cirujano con una guía de ondas y/o un efector final ya acoplado operativamente con un transductor del instrumento quirúrgico. En por lo menos una de tales realizaciones, el cirujano u otro practicante clínico puede extraer el instrumento quirúrgico ultrasónico de un envase esterilizado, conectar el instrumento ultrasónico a un generador, como se ha descrito anteriormente, y usar el instrumento ultrasónico durante un procedimiento quirúrgico. Tal sistema puede obviar la

65

necesidad de que un cirujano u otro practicante clínico monte una guía de ondas y/o un efector final en el instrumento quirúrgico ultrasónico. Después de que se haya usado el instrumento quirúrgico ultrasónico, el cirujano u otro practicante clínico puede colocar el instrumento ultrasónico en un envase sellable, en donde el envase puede transportarse a un centro de esterilización. En la instalación de esterilización, el instrumento ultrasónico puede desinfectarse, en donde cualquier parte gastada puede desecharse y reemplazarse, mientras que las partes reutilizables pueden esterilizarse y usarse una vez más. Posteriormente, el instrumento ultrasónico se puede volver a ensamblar, probar, colocar en un envase estéril y/o esterilizar después de colocarlo en un envase. Una vez esterilizado, el instrumento quirúrgico ultrasónico reprocesado puede usarse una vez más.

5

10

Aunque en la presente se han descrito varias realizaciones, pueden implementarse muchas modificaciones y variaciones a esas realizaciones. Por ejemplo, pueden emplearse diferentes tipos de efectores finales. Además, cuando se divulgan materiales para ciertos componentes, pueden usarse otros materiales. Se pretende que la descripción anterior y las reivindicaciones siguientes cubran todas esas modificaciones y variaciones. La invención se define por el alcance de las reivindicaciones que siguen.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento quirúrgico, que comprende:

5 una carcasa de pieza de mano (116);
 un montaje acústico (124) sostenido dentro de dicha carcasa de pieza de mano, en donde dicho montaje
 acústico está configurado para producir vibraciones;
 una guía de ondas (146) que comprende un extremo proximal (170) y un extremo distal (152), en donde dicho
 10 extremo proximal está montado en dicho montaje acústico de tal manera que las vibraciones producidas por
 dicho montaje acústico se transmiten a dicha guía de ondas, y en donde dicha guía de ondas comprende
 además una superficie de contacto con el tejido;
 una pinza (151) movable entre una posición abierta y una posición cerrada en relación a dicha guía de ondas,
 en donde dicha pinza comprende:
 15 una superficie de contacto con el tejido (575) de la pinza, en donde dicha superficie de contacto con el
 tejido de la pinza se coloca por lo menos una de contra o adyacente a dicha superficie de contacto con el
 tejido de la guía de ondas cuando dicha pinza está en dicha posición cerrada; y
 una pared lateral (574) que se extiende más allá de dicha superficie de contacto con el tejido de la pinza,
 en donde dicha pared lateral también se extiende más allá de dicha superficie de contacto con el tejido de
 20 la guía de ondas cuando dicha pinza está en dicha posición cerrada
 un primer conductor (139) en comunicación eléctrica con dicha guía de ondas; y
 un segundo conductor (137) en comunicación eléctrica con dicha pinza, en donde dicho primer conductor y
 dicho segundo conductor están configurados para ser colocados en comunicación eléctrica con una fuente de
 25 alimentación (102) de tal manera que la corriente pueda fluir entre dicha guía de ondas y dicha pinza a través
 del tejido en contacto con dicha guía de ondas y dicha pinza;
 y **caracterizado porque** dicha pinza comprende además una almohadilla montada en la misma, en donde
 dicha almohadilla comprende dicha superficie de contacto con el tejido, y en la que dicha almohadilla está
 30 compuesta de un material eléctricamente conductor de tal manera que la corriente fluye entre la guía de
 ondas y la pinza a través de la almohadilla.

2. El instrumento quirúrgico de la Reivindicación 1, en donde dicha guía de ondas comprende un primer lado y un
 segundo lado, en donde dicha pared lateral comprende una primera pared lateral, en donde dicha primera pared
 35 lateral se extiende lateralmente con respecto a dicho primer lado de dicha guía de ondas cuando dicha pinza está en
 dicha posición cerrada, en donde dicha pinza comprende además una segunda pared lateral que se extiende más
 allá de dicha superficie de contacto con el tejido de la pinza, y en donde dicha segunda pared lateral se extiende
 lateralmente con respecto a dicho segundo lado de dicha guía de ondas cuando dicha pinza está en dicha posición
 cerrada.

3. El instrumento quirúrgico de la Reivindicación 1, en donde dicha superficie de contacto con el tejido de la pinza
 define un primer plano, en donde dicha superficie de contacto con el tejido de la guía de ondas define un segundo
 40 plano, y en donde dicha pared lateral se extiende a través de dicho primer plano y dicho segundo plano cuando
 dicha pinza está en dicha posición cerrada.

4. El instrumento quirúrgico de la Reivindicación 3, en donde dicha pared lateral se extiende a través de dicho primer
 plano y dicho segundo plano cuando dicha pinza está en una posición parcialmente cerrada.

5. El instrumento quirúrgico de la Reivindicación 4, en donde dicha pared lateral no se extiende a través de dicho
 50 segundo plano cuando dicha pinza está en dicha posición abierta.

55

60

65

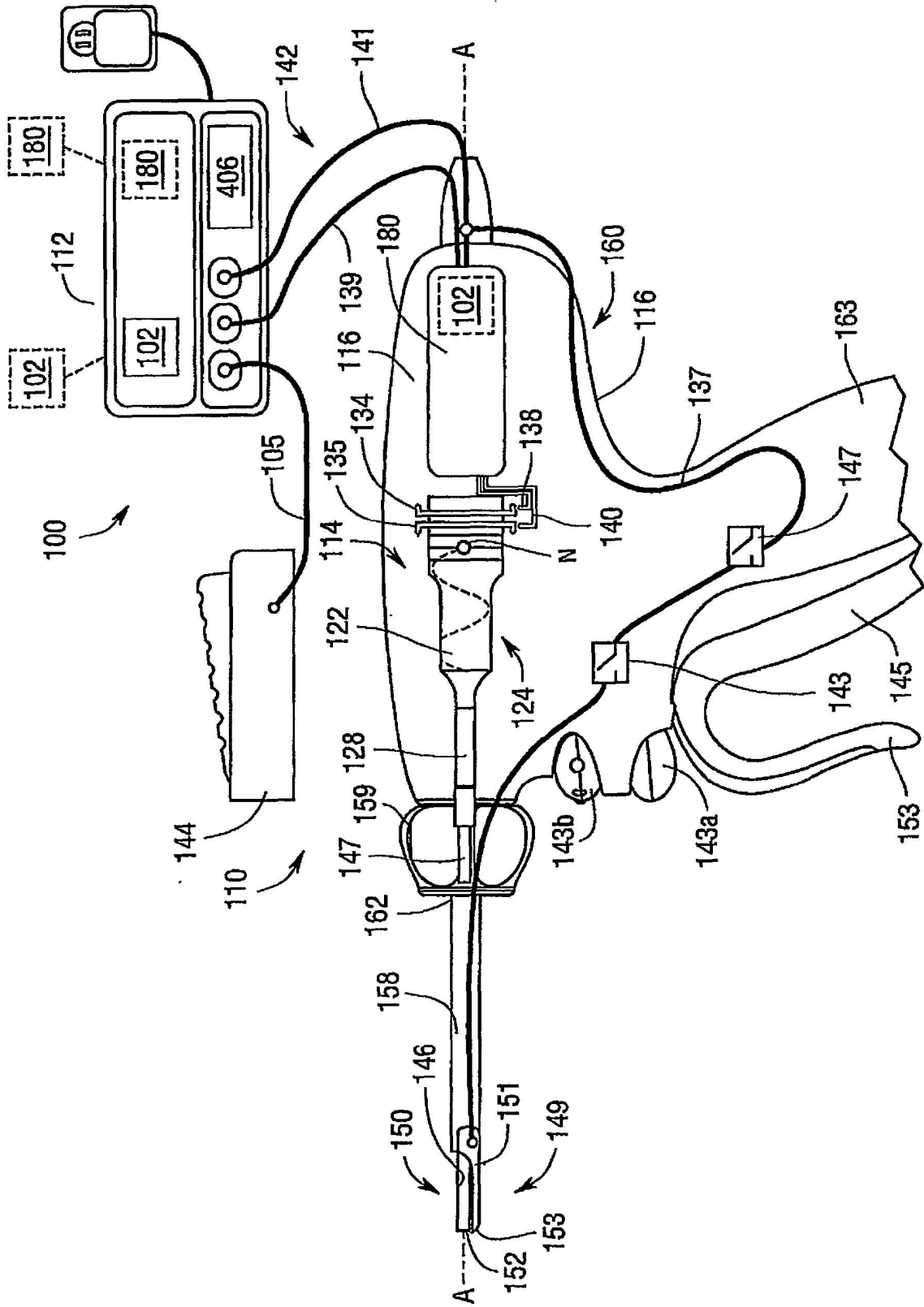


Fig. 1

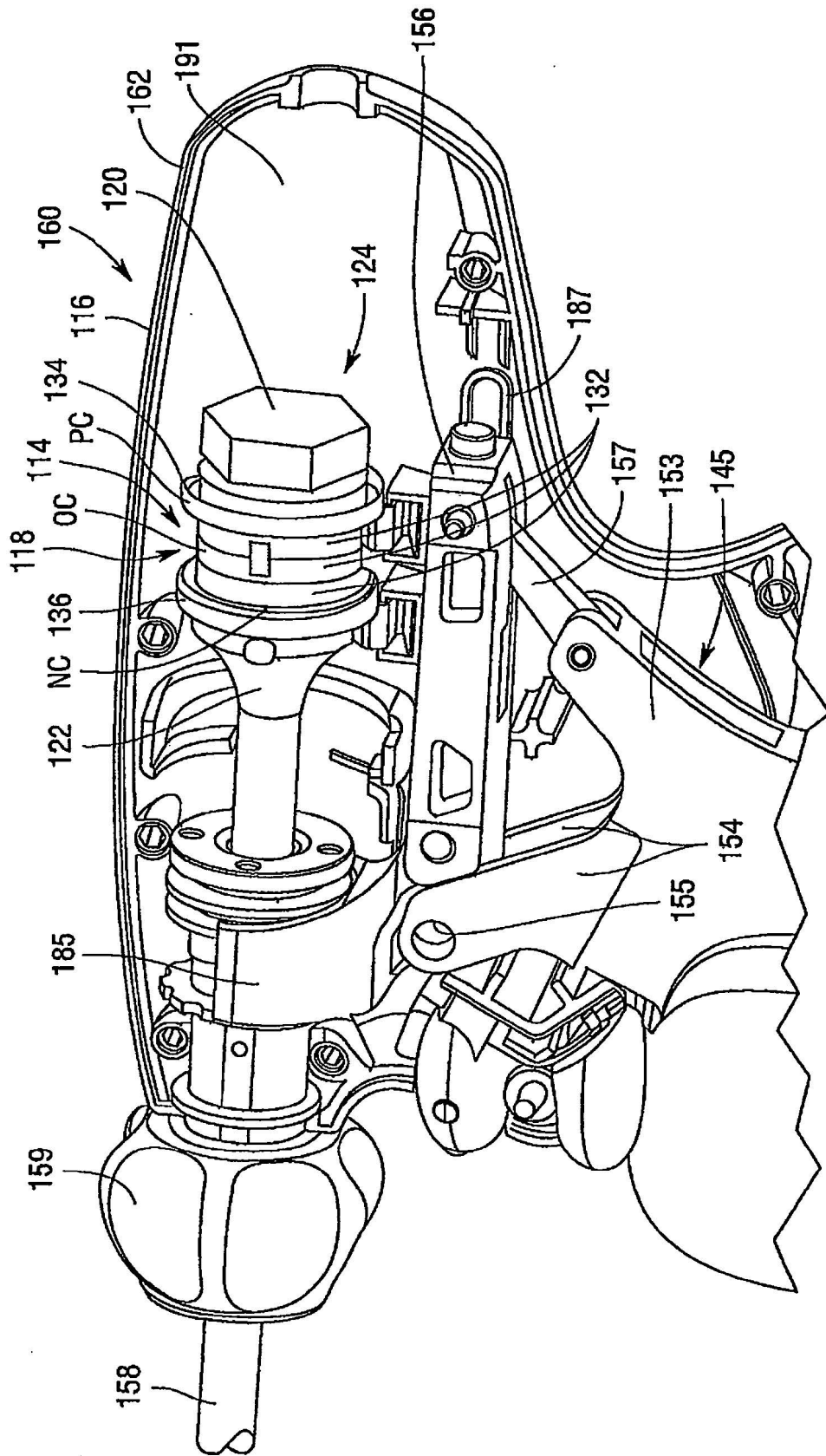


Fig.2

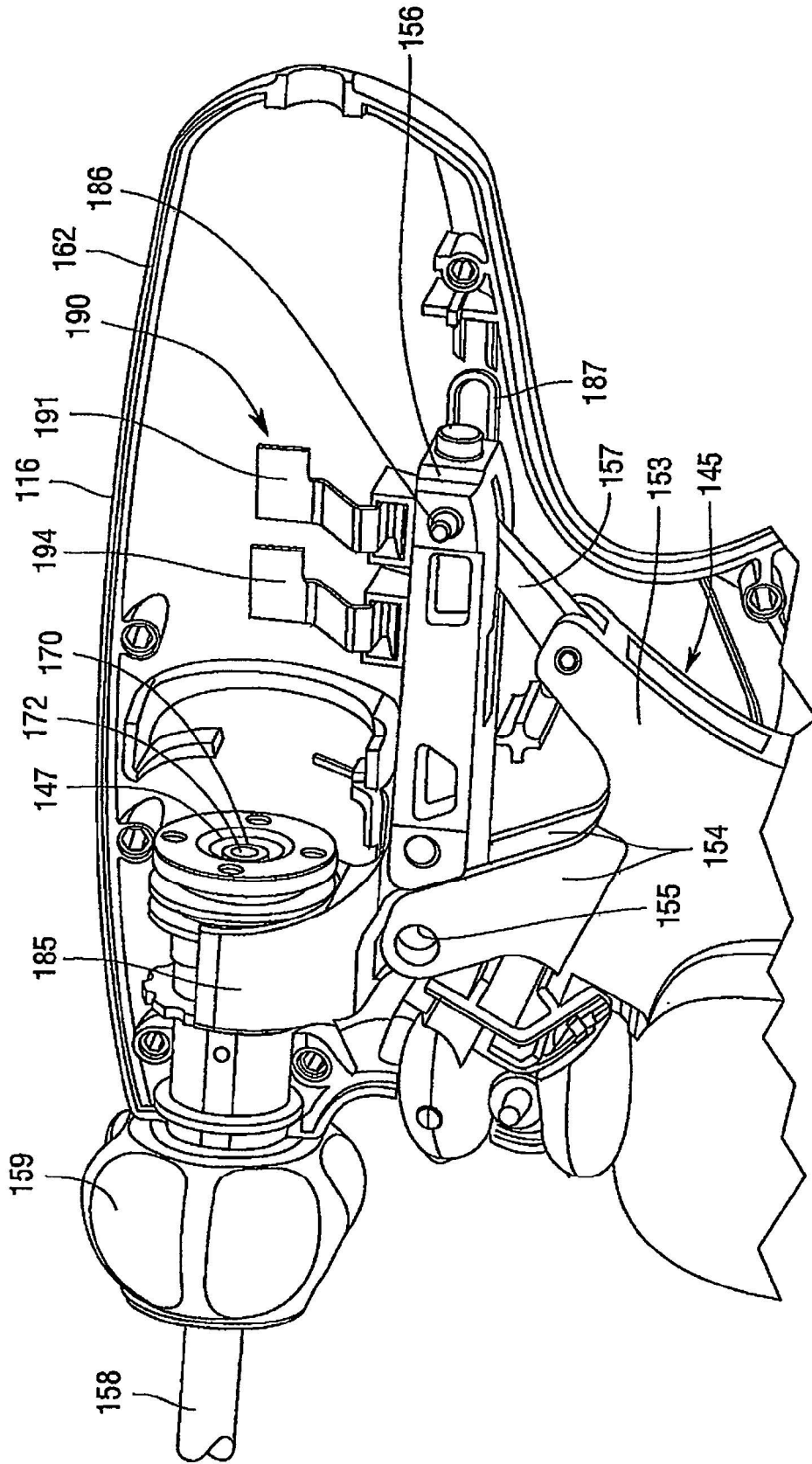


Fig.3

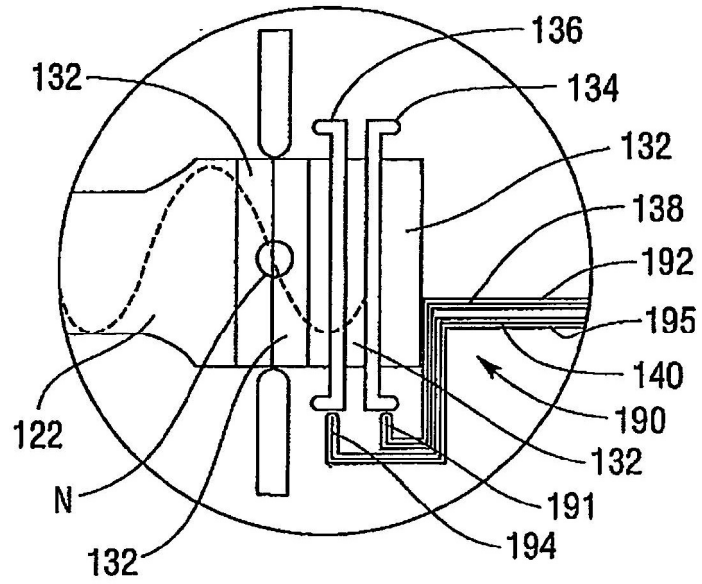


Fig.4

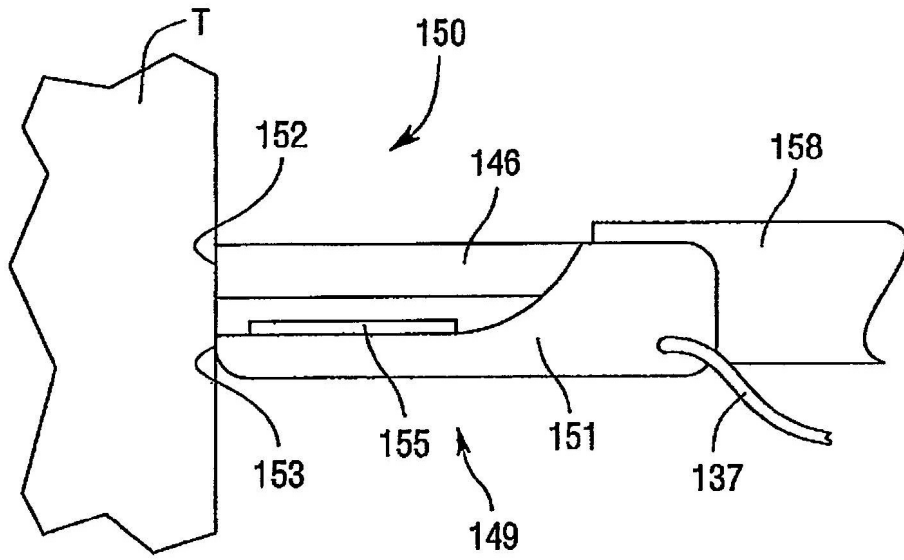


Fig.5

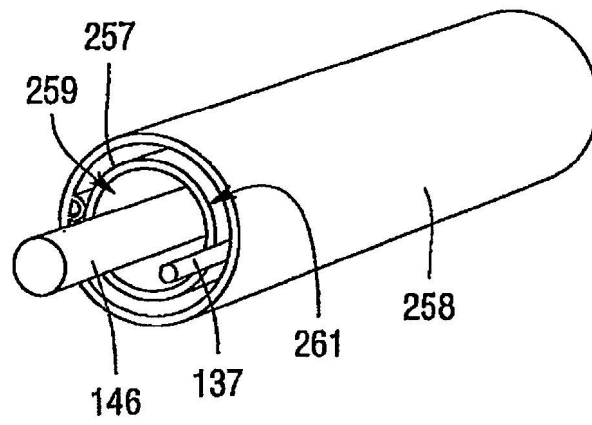


Fig. 6

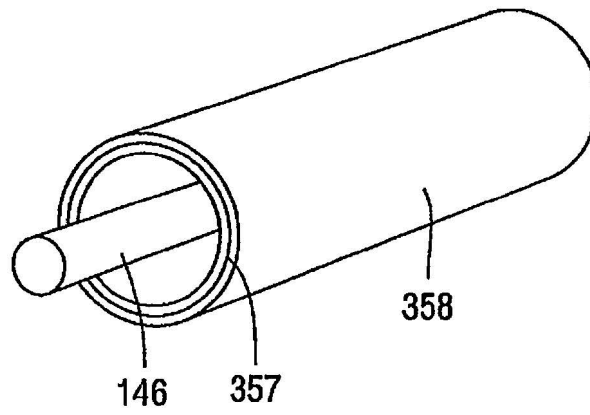


Fig. 7

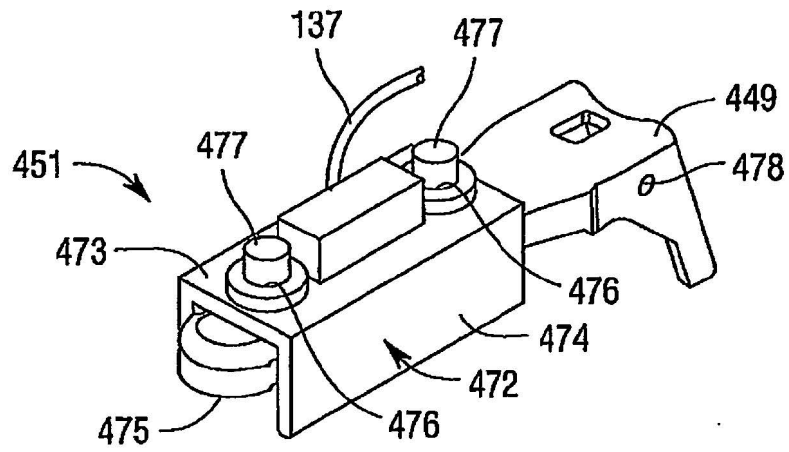


Fig. 8

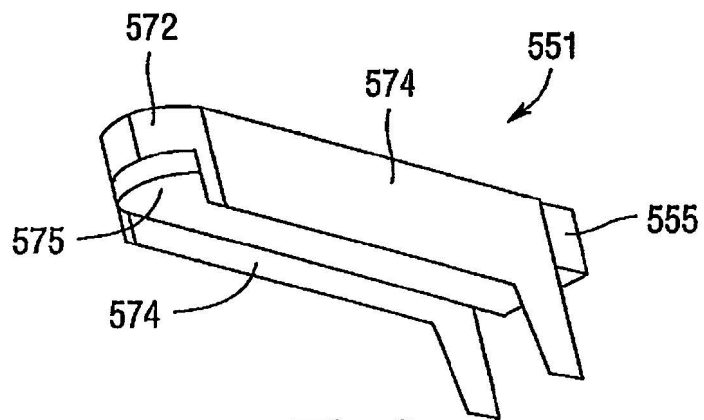


Fig. 9

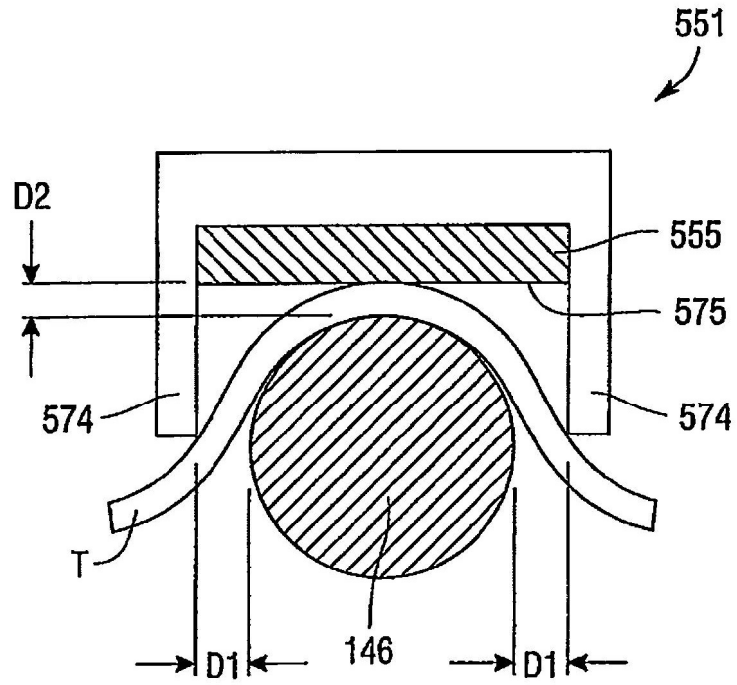


Fig.10

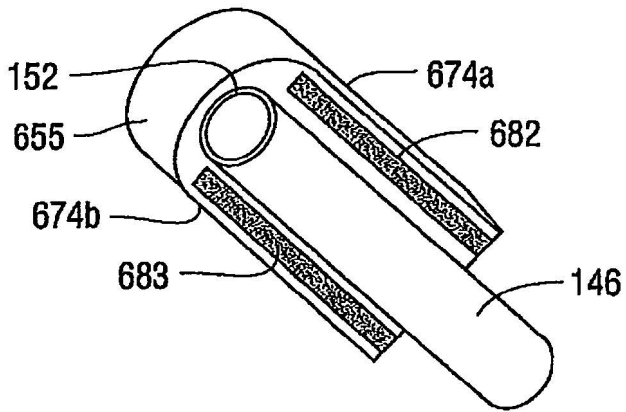


Fig. 11

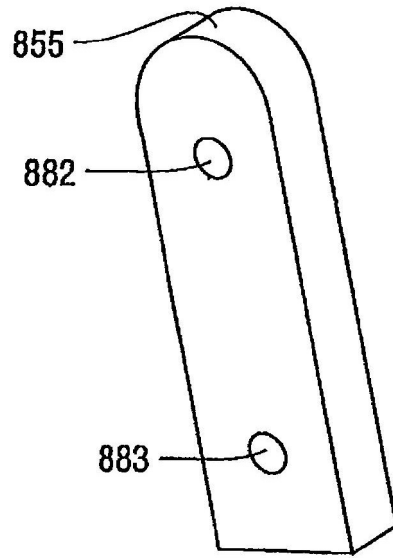


Fig. 13

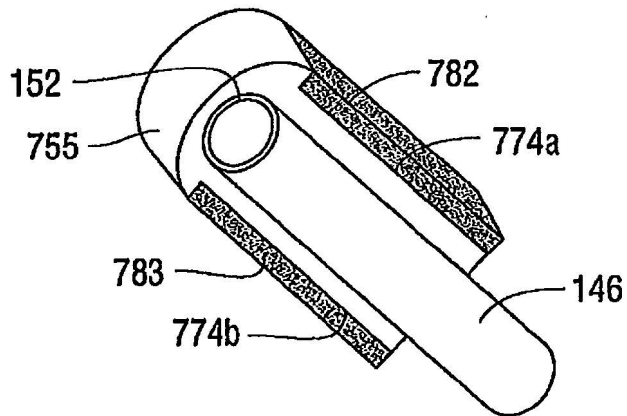


Fig. 12

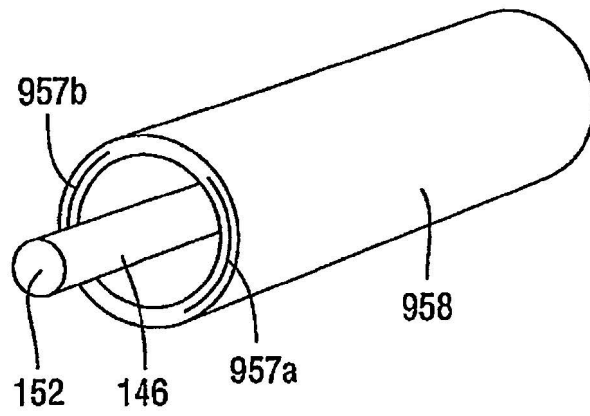


Fig.14

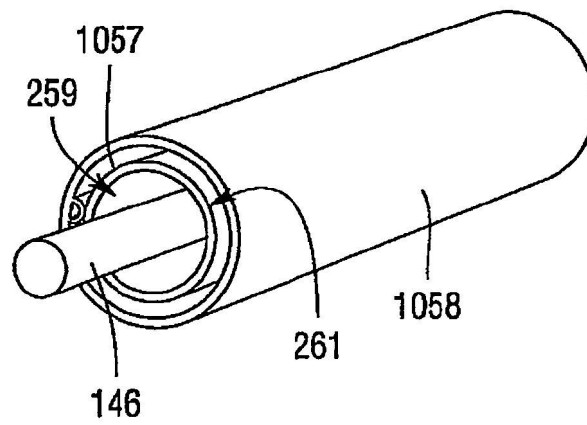


Fig.15

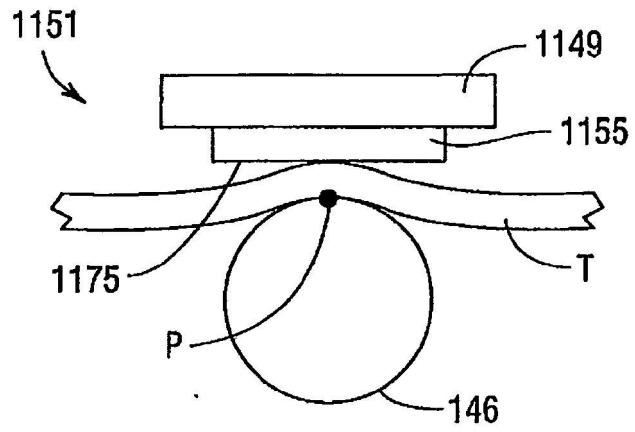


Fig.16

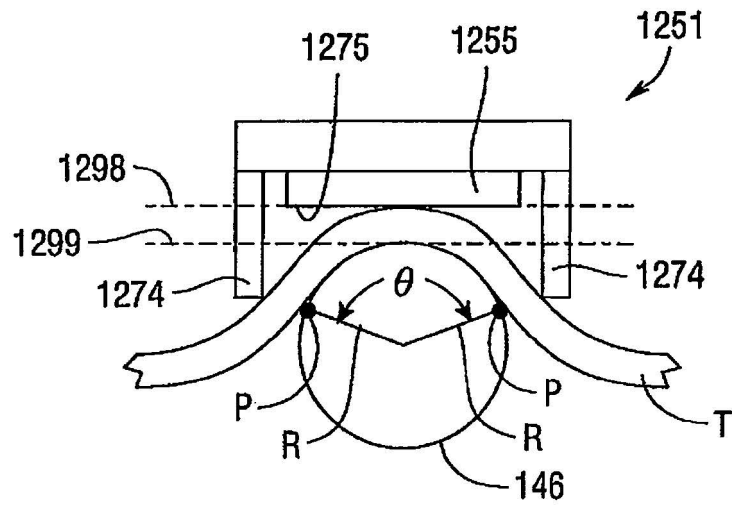


Fig.17

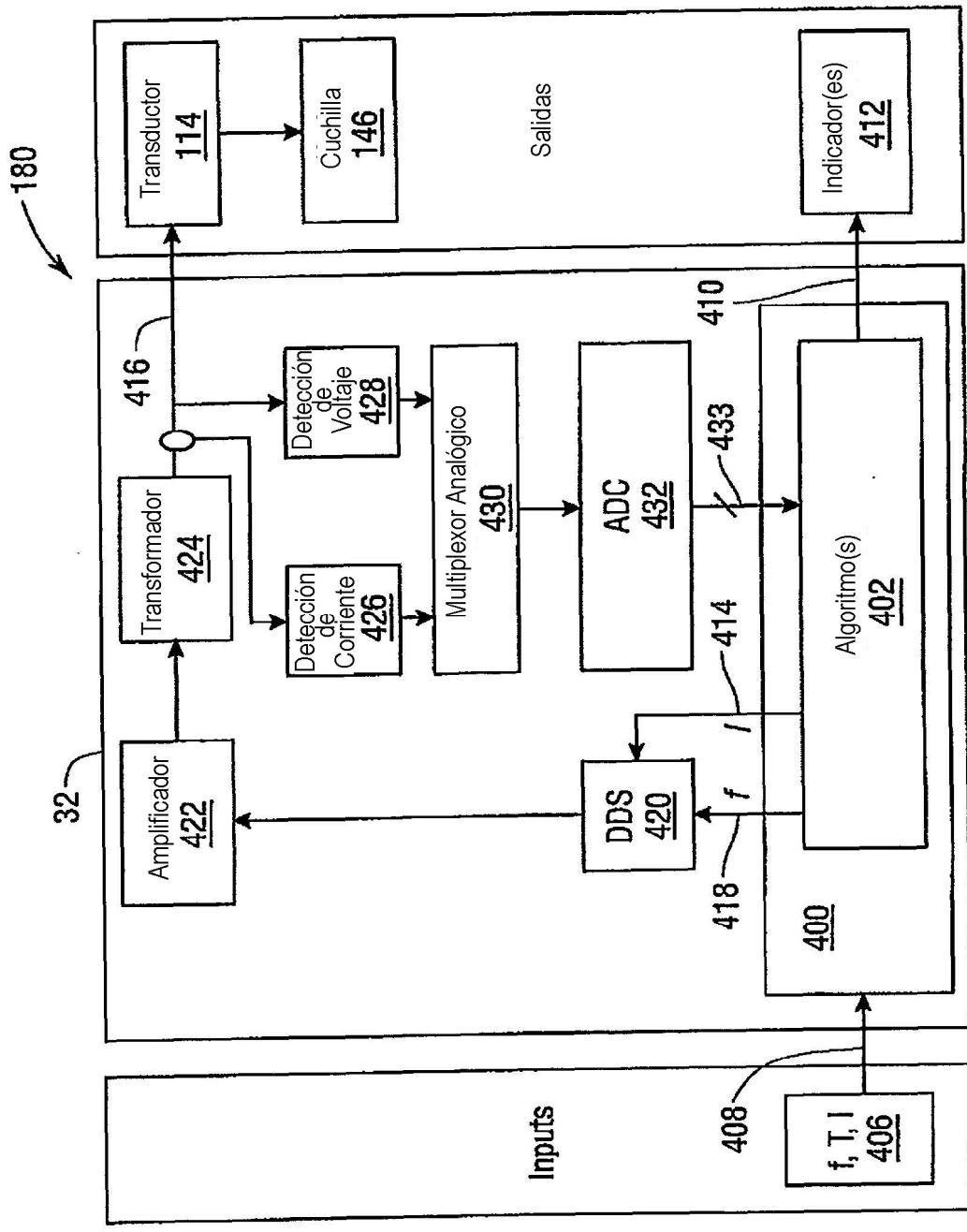


Fig. 18

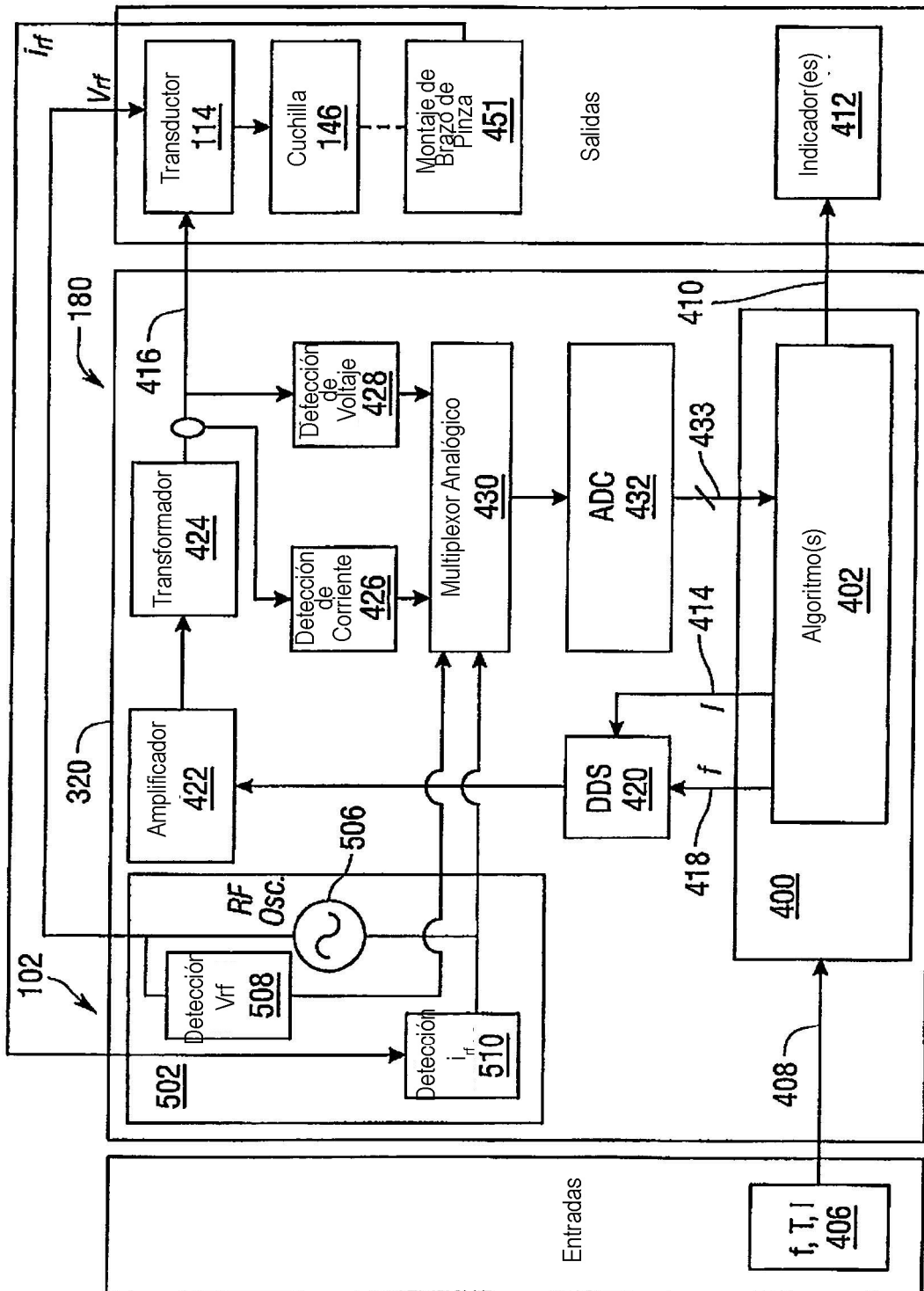


Fig. 19

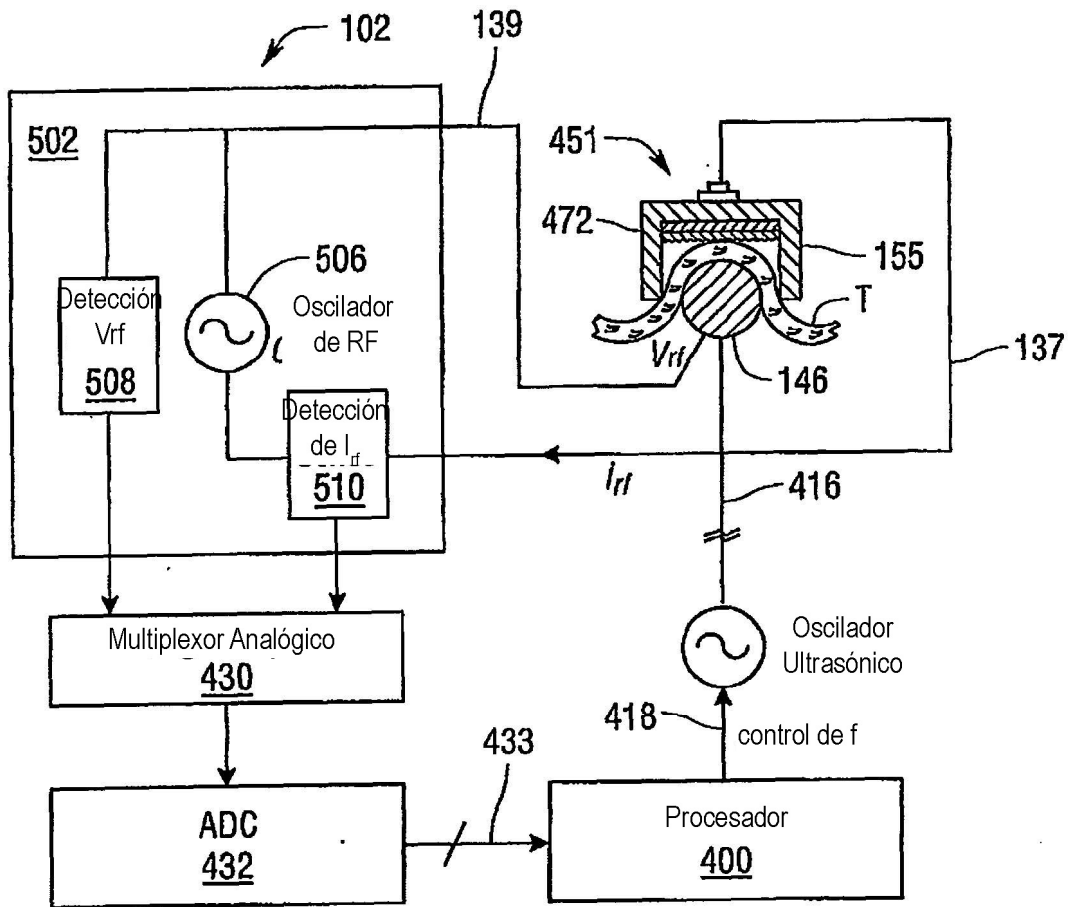


Fig.20