

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 651 687**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **31.03.2009 E 10192614 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.09.2017 EP 2335631**

54 Título: **Sistema electroquirúrgico con un módulo de memoria**

30 Prioridad:

31.03.2008 US 41045 P 31.03.2008 US 40994 P

31.03.2008 US 41012 P 31.03.2008 US 40980 P

31.03.2008 US 40828 P 31.03.2008 US 40890 P

31.03.2008 US 40957 P 18.11.2008 US 115756 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.01.2018

73 Titular/es:

**APPLIED MEDICAL RESOURCES CORPORATION
(100.0%)**

**22782 Avenida Empresa
Rancho Santa Margarita, CA 92688, US**

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 651 687 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema electroquirúrgico con un módulo de memoria

Antecedentes**Campo**

- 5 La presente solicitud está relacionada generalmente con sistemas electroquirúrgicos, y más específicamente, la presente solicitud está relacionada con la determinación de un punto final de electrocirugía utilizando monitorización de cambio de fase.

Exposición de la técnica relacionada

- 10 Los procedimientos quirúrgicos a menudo implican cortar y conectar en persona tejido que incluye materiales orgánicos, musculatura, tejido conjuntivo y conductos vasculares. Durante siglos, las cuchillas afiladas y las suturas han sido los pilares de los procedimientos de corte y reconexión. A medida que durante un procedimiento quirúrgico se corta el tejido, especialmente el tejido relativamente muy vascularizado, este tiende a sangrar. De este modo, los facultativos, tales como cirujanos, han buscado mucho tiempo unas herramientas y métodos quirúrgicos que ralenticen o reduzcan el sangrado durante los procedimientos quirúrgicos.

- 15 Más recientemente, se ha tenido disponibilidad y herramientas electroquirúrgicas que utilizan energía eléctrica para realizar ciertas tareas quirúrgicas. Típicamente, las herramientas electroquirúrgicas son unas herramientas manuales, tales como pinzas, tijeras, pincitas, cuchillas, agujas y otras herramientas manuales que incluyen uno o más electrodos que se configuran para recibir suministro de energía eléctrica desde un generador electroquirúrgico que incluye una fuente de alimentación. La energía eléctrica puede utilizarse para coagular, fundir o cortar tejido al que se aplica.
20 Ventajosamente, a diferencia de los procedimientos típicos mecánicos de hoja, la aplicación de energía eléctrica al tejido tiende a detener el sangrado del tejido.

- Las herramientas electroquirúrgicas entran típicamente en dos clasificaciones: monopolar y bipolar. En las herramientas monopolares, una energía eléctrica de una cierta polaridad se aplica a uno o más electrodos en la herramienta. A un paciente se le acopla eléctricamente un electrodo independiente de retorno. Las herramientas
25 electroquirúrgicas monopolares pueden ser útiles en ciertos procedimientos, pero pueden incluir el riesgo de ciertos tipos de heridas a pacientes, tales como quemaduras eléctricas, a menudo atribuibles, por lo menos parcialmente, al funcionamiento del electrodo de retorno. En las herramientas electroquirúrgicas bipolares, uno o más electrodos se acoplan eléctricamente a una fuente de energía eléctrica que tiene una primera polaridad y uno o más electrodos se acoplan eléctricamente a una fuente de energía eléctrica que tiene una segunda polaridad opuesta a la primera
30 polaridad. De este modo, las herramientas electroquirúrgicas bipolares, que funcionan sin electrodos independientes de retorno, pueden entregar las señales eléctricas a un área enfocada de tejido con un reducido riesgo de heridas a pacientes.

- Incluso con los efectos quirúrgicos relativamente enfocados de las herramientas electroquirúrgicas bipolares, sin embargo, los resultados quirúrgicos son a menudo sumamente dependientes de la habilidad del cirujano. Por ejemplo,
35 puede producirse daño térmico y necrosis del tejido en los casos en los que la energía eléctrica se entrega durante relativamente mucho tiempo o cuando se entrega una señal eléctrica con relativamente alta potencia incluso durante poco tiempo. La tasa a la que un tejido logrará la coagulación o el efecto de corte deseados con la aplicación de la energía eléctrica varía en función del tipo de tejido y también puede variar según la presión aplicada al tejido por una herramienta electroquirúrgica. Sin embargo, incluso para un cirujano sumamente experimentado, puede ser difícil que
40 un cirujano evalúe con qué rapidez se fundirá una cantidad deseable de una masa de tipos de tejidos combinados agarrados en un instrumento electroquirúrgico.

- Se han hecho intentos por reducir el riesgo de daño al tejido durante los procedimientos electroquirúrgicos. Por ejemplo, los sistemas electroquirúrgicos anteriores incluyen unos generadores que monitorizan una resistencia óhmica o la temperatura del tejido durante el procedimiento electroquirúrgico, y detienen la energía eléctrica una vez
45 alcanzado un punto predeterminado. Sin embargo, estos sistemas han tenido unas deficiencias porque no han proporcionado resultados uniformes al determinar puntos finales de coagulación, fusión o corte de tejido para tipos los diversos tipos de tejido o masas de tejidos combinados. Estos sistemas también pueden no proporcionar resultados electroquirúrgicos uniformes entre el uso de diferentes herramientas que tienen diferentes geometrías de herramienta y de electrodo. Típicamente, incluso cuando el cambio es una actualización relativamente menor en la geometría de la
50 herramienta durante la vida de un producto, el generador electroquirúrgico debe ser recalibrado para cada de tipo herramienta que se utiliza, un procedimiento costoso, que lleva su tiempo, que de manera no deseada puede quitar del servicio un generador electroquirúrgico.

- La patente de EE. UU. n.º 6.092.722 describe métodos y aparatos para la identificación automática de componentes de sistemas de aparatos médicos, en particular, componentes de sistemas de endoscopia con los que por medio de
55 una transmisión libre de energía sin toque, se hace una interrogación de datos de identificación y también un nuevo registro de los mismos.

La publicación PCT n.º WO 2006/119245 describe un sistema electroquirúrgico usado para procedimientos de

denervación de tejido nervioso tiene una unidad de control y un conjunto de electrodos enchufable. El conjunto de electrodos tiene una cánula desechable con un cuerpo tubular que emerge axialmente de un extremo distal puntiagudo para perforar tejido a un extremo proximal acoplado a un primer conjunto de acoplamiento de la cánula. El cuerpo lleva un primer contacto expuesto directamente al tejido nervioso y conectado eléctricamente a un terminal de un primer conjunto de acoplamiento de la cánula. Un segundo conjunto de acoplamiento y un electrodo de suministro que emerge axialmente y de manera retirable en un orificio pasante del cuerpo cuando la herramienta está en un estado de funcionamiento.

La patente alemana n.º DE 102005044918 describe un dispositivo para identificación y comunicación sin contacto entre un generador de RF e instrumentos conectados por medio de conectores de instrumento, cada instrumento asociado incluye una memoria de datos inscribible y legible que tiene un transpondedor, que se dispone sobre o en el conector de instrumento para conectar a una antena de generador asociada con una toma de recepción de enchufe de instrumento correspondiente que se conecta a la unidad de escritura y lectura del generador.

La patente de EE. UU. n.º 5.400.267 describe una memoria no volátil dispuesta dentro de equipo médico alimentado eléctricamente. La memoria no volátil puede ser preprogramada para almacenar límites de utilización y datos paramétricos para el equipo.

La patente de EE. UU. n.º 7.048.687 describe una sonda médica de uso limitado que incluye una memoria para mantener un valor de uso que se acopla a un dispositivo médico que inhibe su función cuando el valor de uso alcanza un valor umbral predeterminado, impidiendo un uso inapropiado de la sonda.

La publicación de EE. UU. n.º 2005/113817 describe un electrodo electroquirúrgico de retorno que se autolimita y autorregula para máximo aumento de corriente y temperatura para impedir trauma al paciente. Un inductor se acopla en serie con el electrodo de retorno que contrarresta al menos una parte de la impedancia del electrodo de retorno y el paciente para optimizar el flujo de la corriente cuando la cantidad de área de contacto entre el paciente y el electrodo de retorno es suficiente para realizar electrocirugía.

Compendio

En vista de por lo menos las deficiencias precedentes de los sistemas electroquirúrgicos anteriores, en la técnica existe la necesidad de mejorar el control de los procedimientos electroquirúrgicos para aumentar la uniformidad de los resultados electroquirúrgicos entre tipos de herramientas electroquirúrgicas y de tejidos. Por consiguiente, existe la necesidad de un sistema electroquirúrgico mejorado que pueda evaluar con precisión un punto final de aplicación de energía eléctrica para un procedimiento electroquirúrgico deseado. También existe la necesidad de un sistema electroquirúrgico que monitorice las propiedades del tejido durante el procedimiento electroquirúrgico para evaluar el punto final de aplicación de energía. También existe la necesidad de un sistema electroquirúrgico mejorado que puede acomodar rápidamente varias herramientas electroquirúrgicas con mínimo impacto sobre el resultado quirúrgico.

Según la presente invención se proporciona un sistema electroquirúrgico para realizar procedimientos quirúrgicos en tejido corporal de un paciente que comprende: un generador electroquirúrgico; y una herramienta electroquirúrgica que comprende un módulo de memoria que almacena datos de herramienta; y en donde el generador electroquirúrgico se configura para recibir los datos de herramienta del módulo de memoria y aplicar un perfil de señal electroquirúrgica a la herramienta electroquirúrgica basado en los datos de herramienta; en donde el generador electroquirúrgico comprende un módulo de análisis configurado para monitorizar datos operacionales de la herramienta electroquirúrgica, los datos operacionales comprenden un ángulo de fase entre tensión y corriente la herramienta electroquirúrgica comprende al menos dos electrodos configurables para funcionar en un estado de coagulación y un estado de corte, en donde el módulo de memoria comprende además un guion de herramienta configurado para modificar prestaciones de herramienta electroquirúrgica para cambiar de coagulación a corte al reconfigurar los al menos dos electrodos y la salida de generador electroquirúrgico y en donde el guion de herramienta se dispone para: configurar en primer lugar el sistema para fusión de tejido; medir el ángulo de fase de tejido para determinar datos de punto final de ángulo de fase esperado indicativos de una fusión esperada de ese tejido; luego encender energía de radiofrecuencia hasta que se llega al punto final de ángulo de fase esperado predeterminado; luego apagar la energía de radiofrecuencia; luego cambiar los electrodos a la configuración de corte; establecer la salida de radiofrecuencia para corte; y reiniciar la energía de radiofrecuencia.

Breve descripción de los dibujos

La presente invención puede entenderse por referencia a la siguiente descripción, tomada con respecto a los dibujos adjuntos en los que los números de referencia semejantes designan a piezas semejantes en todas las figuras de los mismos.

La Figura 1A es un diagrama de bloques esquemático de una realización de sistema electroquirúrgico.

La Figura 1B es un diagrama de bloques esquemático de otra realización de sistema electroquirúrgico.

La Figura 2A es una vista en perspectiva de unos componentes de una realización de sistema electroquirúrgico.

La Figura 2B es una vista en perspectiva de unos componentes de una realización de un sistema electroquirúrgico.

- La Figura 2C es una vista en perspectiva de unos componentes de una realización de sistema electroquirúrgico.
- La Figura 3A es una vista en perspectiva de una unidad electroquirúrgica para el uso en un sistema electroquirúrgico.
- La Figura 3B es una vista delantera de una unidad electroquirúrgica de la Figura 3A.
- La Figura 3C es una vista trasera de una unidad electroquirúrgica de la Figura 3A.
- 5 La Figura 4A es un ejemplo de captura de pantalla de una pantalla de la unidad electroquirúrgica de la Figura 3A.
- La Figura 4B es otro ejemplo de captura de pantalla de la pantalla de la unidad electroquirúrgica de la Figura 3A.
- La Figura 5 es un diagrama de bloques de diversas realizaciones de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 6 es una vista delantera de una interfaz de usuario de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 7 es una vista delantera de una interfaz de usuario de una unidad electroquirúrgica.
- 10 La Figura 8 es una vista delantera de una interfaz de usuario de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 9 es un diagrama de bloques de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 10 es un diagrama de bloques de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 11 es una representación gráfica de una señal impulsora de alto voltaje a baja frecuencia con respecto a una señal de medición de bajo voltaje a una alta frecuencia.
- 15 La Figura 12 es una representación gráfica de señales filtradas de medición y de corriente durante un tiempo cercano al final del proceso de fusión.
- La Figura 13 es un diagrama de bloques de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 14 es un diagrama de bloques de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 15 es un diagrama esquemático de una red de circuitos externos de medición de una unidad electroquirúrgica.
- 20 La Figura 16 es un diagrama esquemático de una red de circuitos de conmutación de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 17 es un diagrama esquemático de una red de circuitos de detección o comparador de fase de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 18 es un diagrama esquemático de una red de circuitos de alimentación con batería de una unidad electroquirúrgica.
- 25 La Figura 19 es un diagrama esquemático de una interfaz de aporte de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 20 es una representación gráfica de unos datos experimentales para el voltaje aplicado al tejido durante un proceso típico de fusión de un vaso.
- La Figura 21 es una representación gráfica de unos datos experimentales para el voltaje aplicado al tejido durante el ciclo de medición.
- 30 La Figura 22 es una representación gráfica de unos datos experimentales para el voltaje aplicado al tejido durante el ciclo de medición de RF para determinar el cambio de fase a través del tejido.
- La Figura 23 es una representación gráfica de una muestra de datos experimentales para un proceso típico de sellado de vasos, que muestra una captura temporal de voltaje aplicado, la corriente eléctrica y la potencia disipada en 1 segundo en la fusión.
- 35 La Figura 24 es una representación gráfica de una muestra de datos experimentales para un proceso típico de sellado de vaso, que muestra el voltaje máximo y la corriente eléctrica máxima como función del tiempo de fusión.
- La Figura 25 es una representación gráfica de una muestra de datos experimentales para un proceso típico de sellado de vaso, que muestra la impedancia de vaso como función del tiempo de fusión.
- 40 La Figura 26 es una representación gráfica de un proceso de sellado de vaso y de soldadura de tejido que muestra las impedancias relativas de diversos tejidos como una función del tiempo.
- La Figura 27 es una representación gráfica de un proceso de fusión/sellado de vaso que muestra una captura temporal del voltaje aplicado, la corriente eléctrica y la potencia disipada en 4 segundos en el proceso de fusión.
- 45 La Figura 28 es una representación gráfica para un proceso de fusión/sellado de vaso que muestra una captura temporal del voltaje aplicado, la corriente eléctrica y la potencia disipada en 7 segundos en el proceso de fusión.

- La Figura 29 es una representación gráfica de la presión de estallido como una función del cambio de fase utilizada en la determinación de punto final.
- La Figura 30 es una tabla de constantes dieléctricas o permisividad y conductividad para diversos tipos de tejido biológico, dispuestas en valores crecientes del producto de las constantes dieléctrica y la conductividad de tejido.
- 5 La Figura 31 es una representación gráfica de cambios de fase determinados empíricamente para fundir y/o soldar adecuadamente diversos tipos de tejido biológico.
- La Figura 32 es una representación gráfica de cambios de fase de punto final relativos a las mediciones de cambio de fase inicial de diversos tipos de tejido biológico.
- 10 La Figura 33 es una representación gráfica de un diagrama de fase de dos herramientas electroquirúrgicas y su capacitancia y resistencia asociadas.
- La Figura 34 es una representación gráfica de un diagrama de fase de una herramienta electroquirúrgica en contacto con tejido y la capacitancia y resistencia asociadas.
- La Figura 35 es una representación gráfica de la resistencia óhmica de una arteria renal porcina durante el proceso electroquirúrgico de fusión.
- 15 La Figura 36 es una representación gráfica del cambio de fase durante el proceso de fusión electroquirúrgica.
- La Figura 37 es una representación gráfica de la derivada del cambio de fase durante el proceso de fusión electroquirúrgica.
- La Figura 38 es una representación gráfica del cambio de fase durante el proceso de fusión electroquirúrgica.
- 20 La Figura 39 es una representación gráfica de la derivada del cambio de fase durante el proceso de fusión electroquirúrgica.
- La Figura 40 es un diagrama de bloques de un proceso de fusión o soldadura de una unidad electroquirúrgica.
- La Figura 41A es una vista en perspectiva de un sellador/divisor laparoscópico.
- La Figura 41B es una vista de desmontaje de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 1A.
- 25 Las Figuras 42A-42C son unas vistas de un dispositivo de accionamiento del sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 43 es una vista superior en sección transversal de un dispositivo de accionamiento de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- Las Figuras 44A-44D son unas vistas de un conjunto de tronco del sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- Las Figuras 45A-45C son unas vistas de un conjunto de mordazas del sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- 30 Las Figuras 46A-46G son unas vistas laterales en sección transversal de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 47 es una vista en perspectiva de un controlador de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 48A es una vista lateral de un conjunto de mordazas de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- 35 Las Figuras 48B-48C son unas representaciones gráficas de unos ejemplos de presiones de sellado de vaso proporcionadas por un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 49 es una vista superior a nivel de una configuración de electrodos de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 50 es una vista superior a nivel de un conjunto de mordazas de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- 40 La Figura 51 es una vista lateral de un conjunto de mordazas de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 52 proporciona unas vistas de un conjunto de mordazas de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.
- La Figura 53A es una vista en perspectiva de un conjunto de mordazas de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 51A.
- 45 La Figura 53B es una vista en perspectiva de un dispositivo de accionamiento del sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.

La Figura 54 proporciona unas vistas de unas partes de un conjunto de tronco de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.

La Figura 55 proporciona unas vistas de un conjunto de mordazas de un sellador/divisor laparoscópico de la Figura 41A.

- 5 La Figura 56 es una vista en perspectiva de una realización de una herramienta quirúrgica para el uso en un procedimiento quirúrgico laparoscópico.

La Figura 57 es un dibujo en perspectiva del extremo distal de un ejemplo de dispositivos de fusión/corte de tejido.

Las Figuras 58A-D son unos dibujos esquemáticos de diversas realizaciones de configuraciones de extremo distal para un dispositivo electroquirúrgico de disección de tejido sin sangre.

- 10 Las Figuras 59A-C son unos dibujos esquemáticos de unas redes de circuitos de conmutación de electrodos activos en las herramientas manuales.

La Figura 60 es un dibujo esquemático del interior de la pieza de mano, que ilustra la realización de un mecanismo activo de conmutación de electrodo basado en la apertura de los elementos de mordaza.

- 15 La Figura 61 representa otra realización de mecanismo de conmutación de electrodo activo, también basado en la apertura de los elementos de mordaza.

La Figura 62 representa una realización de un mecanismo pasivo de conmutación, también basado en la apertura de los elementos de mordaza.

La Figura 63 representa otra realización de un mecanismo pasivo de conmutación, basado en la apertura y el cierre de los elementos de mordaza.

- 20 La Figura 64 representa una red esquemática de circuitos que conecta cinco electrodos mediante unos relés a una barra colectora que se controla con unos relés a un circuito de medición, o a una planta de energía electroquirúrgica.

La Figura 65 ilustra esquemáticamente una realización de un método para la disección substancialmente sin sangre de tejido biológico.

Descripción detallada

- 25 La siguiente descripción se proporciona para permitir cualquier a experto en la técnica hacer y utilizar las herramientas quirúrgicas y lleva a cabo los métodos descritos en esta memoria y presentar los mejores modos contemplados por los inventores para llevar a cabo sus métodos divulgados. Varias modificaciones, sin embargo, seguirán siendo evidentes para los expertos en la técnica. Se contempla que estas modificaciones estén dentro del alcance de la presente descripción.

- 30 Sistema electroquirúrgico

La Figura 1A ilustra un diagrama esquemático de un sistema electroquirúrgico 2. El sistema electroquirúrgico 2 puede comprender una unidad electroquirúrgica (ESU) 10 y una herramienta electroquirúrgica 40. La herramienta electroquirúrgica 40 puede acoplarse eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 10. En algunas realizaciones, un acoplador electrónico 30, tal como un cable eléctrico, mazo de cables o un cable puede acoplar eléctricamente la herramienta electroquirúrgica 40 a la ESU 10. En algunas realizaciones, el sistema electroquirúrgico 2 opcionalmente puede comprender además un controlador externo 80 de herramienta.

- 35 Continuando con la referencia a la Figura 1A, la unidad electroquirúrgica 10 puede comprender un generador 12 y un circuito de retroinformación 20. El generador 12 puede incluir un dispositivo de accionamiento 16, tal como una fuente de alimentación, y un procesador de señal configurado para generar una señal electroquirúrgica de radiofrecuencia (RF). El generador 12 puede comprender además una pantalla 14. La pantalla 14 puede configurarse para indicar el estado del sistema electroquirúrgico 2, incluido, entre otra información, el estado del dispositivo de accionamiento 16 y el estado de la herramienta electroquirúrgica 40 acoplada eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 10.

- 40 Continuando con la referencia a la Figura 1A, el circuito de retroinformación 20 de la ESU 10 puede comprender un discriminador de fase 22, un identificador de tejido 24 y un módulo de cifrado 26. En algunas realizaciones, el discriminador de fase 22 puede acoplarse eléctricamente al identificador de tejido 24. El discriminador de fase 22 puede configurarse para recibir información procedente de la herramienta electroquirúrgica 40 acoplada eléctricamente a la ESU 10. En algunas realizaciones, la información desde la herramienta electroquirúrgica 40 comprende información relativa a un voltaje aplicado y una corriente suministrada a la herramienta electroquirúrgica, y el discriminador de fase 22 puede configurarse para calcular una diferencia de fase entre el voltaje aplicado y la corriente suministrada. El módulo de cifrado 26 puede configurarse para transmitir y recibir los datos formateados en un protocolo cifrado. El protocolo cifrado puede ser uno de varios protocolos cifrados disponibles comercialmente o, en algunas realizaciones, puede ser un protocolo de cifrado desarrollado a propósito.

- 50 Continuando con la referencia a la Figura 1A, en algunas realizaciones el circuito de retroinformación 20 puede ser uno

o más circuitos integrados, placas de circuitos impresos, u otro procesador colocado con el generador 12 dentro de una ESU integrada 10. Como se ilustra en la Figura 1B, en otras realizaciones el circuito de retroinformación 20' puede acoplarse eléctricamente a un generador autónomo 12' para formar una ESU 10'. La herramienta 40 puede acoplarse eléctricamente al circuito de retroinformación 20'. Otros aspectos de los sistemas electroquirúrgicos que tienen un generador autónomo 12' y un circuito de retroinformación 20' pueden ser substancialmente similares a los sistemas que tienen una ESU integrada, tratados con respecto a la Figura 1A.

Continuando con la referencia a la Figura 1A, la herramienta 40 puede comprender un indicador 42, un selector de tejido 50, un dispositivo de accionamiento 60 y una memoria 70. En algunas realizaciones, el indicador 40 puede comprender un indicador de audio 44, tal como un altavoz, un timbre, un dispositivo de clic u otro dispositivo de generación de audio. En algunas realizaciones, el indicador 40 puede comprender un indicador visual 46, tal como una lámpara, un led, una pantalla, un contador u otro dispositivo visual de indicación. En algunas realizaciones, el indicador visual 46 comprende un led multicolor. En algunas realizaciones, la herramienta 40 comprende a la vez un indicador de audio 44 y un indicador visual 46.

El selector de tejido 50 puede comprender un conjunto de electrodo 52 y una herramienta de corte 54. En varias realizaciones, diversos conjuntos de electrodo pueden configurarse para realizar un procedimiento electroquirúrgico deseado tal como, por ejemplo, coagulación, corte o fusión, en un tejido particular. En algunas realizaciones, el conjunto de electrodo 52 puede configurarse para el uso como un sellador vascular. En otras realizaciones, el conjunto de electrodo 52 puede configurarse para el uso como una grapadora bariátrica. En todavía otras realizaciones, el conjunto de electrodo 52 puede configurarse para el uso como un dispositivo de corte de tejido. En algunas realizaciones, la herramienta de corte 54 puede ser un elemento mecánico, tal como una hoja estacionaria o movable u orilla afilada. En otras realizaciones, la herramienta de corte 54 puede ser un elemento electroquirúrgico, tal como un alambre o filamento energizables.

Continuando con la referencia a la Figura 1A, el dispositivo de accionamiento 60 puede acoplarse funcionalmente al selector de tejido 50 para seleccionar selectivamente tejido. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el selector 50 de tejido puede incluir una pinza con mordazas, y el dispositivo de accionamiento puede comprender un mecanismo de accionamiento para mover selectivamente las pinzas desde una posición de apertura a una posición de cierre. En otras realizaciones, se contempla que en el sistema electroquirúrgico 2 puedan utilizarse otros selectores de tejido. En algunas realizaciones, el dispositivo de accionamiento 60 también puede configurarse para energizar selectivamente los electrodos. Por ejemplo, el dispositivo de accionamiento 60 puede comprender un interruptor o botón en la herramienta.

Continuando con la referencia a la Figura 1A, la herramienta 40 puede comprender además una memoria 70. En algunas realizaciones, la memoria 70 comprende un módulo de cifrado 72 y un módulo de dispositivo de configuración 74. El módulo de cifrado 72 puede configurarse para facilitar un intercambio cifrado de información con el módulo de cifrado 26 en la ESU 10. El módulo de dispositivo de configuración 74 puede almacenar información de parámetros funcionales acerca de la herramienta 40. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el módulo de dispositivo de configuración 74 puede almacenar información relativa al conjunto de electrodo, el número de usos y el tiempo operativo total de uso de la herramienta, y otros parámetros de funcionamiento.

Continuando con la referencia a la Figura 1A, el sistema electroquirúrgico 2 puede comprender además un controlador externo 80 de herramienta que acopla eléctricamente la ESU 10 a la herramienta 40. En algunas realizaciones, el controlador externo 80 de herramienta comprende un selector 82 de herramienta, tal como un interruptor. El controlador externo 80 de herramienta puede permitir que múltiples dispositivos se conecten a él. Un selector 82 de herramienta permite la selección de uno de los múltiples dispositivos que se van a energizar. Por ejemplo el selector 82 de herramienta puede comprender un dial, interruptor o basculante. El dispositivo de accionamiento 84 de herramienta puede acoplar selectivamente de manera eléctrica la herramienta seleccionada 40 con la ESU 10.

Haciendo referencia a la Figura 2A, se ilustra una realización de ejemplo de sistema electroquirúrgico 102 que incluye una ESU 110 y una herramienta electroquirúrgica de fusión 120. La herramienta electroquirúrgica de fusión 120 puede acoplarse eléctricamente a la ESU 110 mediante un acoplador eléctrico 130, tal como con una conexión cableada a un puerto 112 de herramienta en la ESU 110. En la realización ilustrada, la herramienta electroquirúrgica de fusión 120 comprende un sellador y divisor de tejido, como se trata con detalle adicional más adelante con respecto a las Figuras 41A-55. La herramienta electroquirúrgica de fusión 120 comprende unos indicadores visuales 122, tal como unos ledes multicolor, colocados sobre la misma para informar a un usuario del estado de la herramienta. En otras realizaciones, la herramienta electroquirúrgica de fusión 120 puede acoplarse eléctricamente a un generador o a una unidad electroquirúrgica diferente. En algunas realizaciones, un controlador manual, tal como un interruptor de mano o de pie, puede acoplarse eléctricamente a la ESU 110 o a la herramienta electroquirúrgica de fusión 122 para permitir el control selectivo de la herramienta.

Haciendo referencia a la Figura 2B, se ilustra una realización de ejemplo de sistema electroquirúrgico 202 que incluye una ESU 210 y una herramienta electroquirúrgica 220. La herramienta electroquirúrgica 220 puede acoplarse eléctricamente a la ESU 210, tal como con una conexión cableada a un puerto 212 de herramienta en la ESU 210. En la realización ilustrada, la herramienta electroquirúrgica 220 comprende una herramienta eléctrica de corte y de coagulación, como se trata con detalle adicional más adelante con respecto a las Figuras 56-65. La herramienta electroquirúrgica 220 comprende unos indicadores visuales 222, tal como unos ledes multicolor, colocados sobre la

misma para informar a un usuario del estado de la herramienta. En otras realizaciones, la herramienta electroquirúrgica 220 puede acoplarse eléctricamente a un generador o a una unidad electroquirúrgica diferente. En algunas realizaciones, un controlador manual, tal como un interruptor de mano o de pie, puede acoplarse eléctricamente a la ESU 210 o a la herramienta electroquirúrgica de fusión 222 para permitir el control selectivo de la herramienta.

Haciendo referencia a la Figura 2C, se ilustra una realización de ejemplo de sistema electroquirúrgico 2302 que incluye una ESU 310, y una herramienta electroquirúrgica 320. La herramienta electroquirúrgica 320 puede acoplarse eléctricamente a la ESU 310, tal como con una conexión cableada a un puerto 312 de herramienta en la ESU 310. En la realización ilustrada, la herramienta electroquirúrgica 320 comprende una herramienta de grapado electroquirúrgico, como se explica con más detalle a continuación con respecto a las figuras 66-111. La herramienta electroquirúrgica 320 comprende unos indicadores visuales 322, tal como unos ledes multicolor, colocados sobre la misma para informar a un usuario del estado de la herramienta. En otras realizaciones, la herramienta electroquirúrgica 320 puede acoplarse eléctricamente a un generador o a una unidad electroquirúrgica diferente. En algunas realizaciones, un controlador manual, tal como un interruptor de mano o de pie, puede acoplarse eléctricamente a la ESU 310 o a la herramienta electroquirúrgica 322 para permitir el control selectivo de la herramienta.

Unidad electroquirúrgica integrada

Haciendo referencia a las Figuras 3A-3C, se ilustra una unidad electroquirúrgica 410 en unas vistas en perspectiva, delantera y trasera. La unidad electroquirúrgica 410 puede ser una ESU integrada como se ha tratado arriba con respecto a la Figura 1A, y puede comprender un generador y un circuito de retroinformación. En algunas realizaciones, el alojamiento o consola de la unidad electroquirúrgica 410 pueden tener un tamaño y configurarse para encajar en un carrito estándar de sala de operaciones o en un bastidor de almacenamiento. En algunas realizaciones, el alojamiento o la consola de la unidad electroquirúrgica 410 pueden configurarse para poder apilarse con otros equipos eléctricos quirúrgicos.

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

Continuando con la referencia a las Figuras 3A-3B, cada puerto dedicado 412 de herramienta se configura para acoplarse a una herramienta electroquirúrgica que tiene una memoria, como se ha descrito arriba con respecto a la Figura 1A. De este modo los puertos dedicados 412 de herramienta pueden acoplarse eléctricamente al circuito de retroinformación de la unidad electroquirúrgica 410 así como al generador. En algunas realizaciones, los puertos dedicados 412 de herramienta pueden comprender unos conectores multipin que comprenden una pluralidad de pines eléctricos de conexión o receptáculos de pines. En algunas realizaciones, los conectores pueden comprender más de 10 pines o receptáculos de pines, por ejemplo 20. Como se ha tratado arriba con respecto a la Figura 1A, y como se trata con detalle adicional más adelante, los puertos dedicados 412 de herramienta pueden configurarse para la transmisión y la recepción cifradas de datos desde una herramienta electroquirúrgica eléctricamente acoplada.

Continuando con la referencia a las Figuras 3A-3B, el puerto bipolar 414 de herramienta puede incluir un enchufe configurado para recibir una herramienta electroquirúrgica bipolar convencional. El puerto bipolar 414 de herramienta puede acoplarse al generador de la unidad electroquirúrgica 410. En algunas realizaciones, el puerto bipolar 414 de herramienta no se acopla al circuito de retroinformación de la unidad electroquirúrgica 410. De este modo, ventajosamente, la unidad electroquirúrgica 410 puede energizar ambas herramientas electroquirúrgicas especiales, como se describe con detalle adicional en esta memoria, y herramientas electroquirúrgicas bipolares convencionales. Por consiguiente, la unidad electroquirúrgica 410 puede utilizarse en lugar de un generador electroquirúrgico bipolar autónomo sin que sea necesario un espacio adicional de bastidor o carrito en una zona de trabajo quirúrgico.

Continuando con la referencia a las Figuras 3A-3B, el puerto de alimentación eléctrica 416 puede acoplarse al generador de la unidad electroquirúrgica 410. El puerto de alimentación eléctrica 416 puede configurarse para suministrar corriente continua. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el puerto de alimentación eléctrica 416 puede proporcionar aproximadamente 12 voltios de CC. El puerto de alimentación eléctrica 416 puede configurarse para alimentar un accesorio quirúrgico, tal como un respirador, bomba, luz u otro accesorio quirúrgico. De este modo, ventajosamente, además de sustituir al generador electroquirúrgico para herramientas bipolares estándar, la unidad electroquirúrgica 410 también puede sustituir a una fuente de alimentación de accesorio quirúrgico. En algunas realizaciones, la sustitución de los generadores y las fuentes de alimentación actualmente existentes con la unidad electroquirúrgica 410 puede reducir la cantidad de espacio de almacenamiento necesario en los bastidores, carritos o estantes de almacenamiento en el número de cables de alimentación de red necesarios en una zona de trabajo quirúrgico.

Continuando con la referencia a las Figuras 3A-3B, la unidad electroquirúrgica 410 puede comprender una pantalla 420. En algunas realizaciones, la pantalla puede comprender una pantalla multilínea capaz de presentar texto e información gráfica, tal como por ejemplo una pantalla de panel LCD, que, en algunas realizaciones, puede iluminarse

con iluminación posterior o lateral. En algunas realizaciones, la pantalla 420 puede comprender una pantalla multicolor que puede configurarse para exponer información acerca de una herramienta particular acoplada eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 410 y un color que corresponde a un color estándar asociado con un procedimiento quirúrgico (tal como, por ejemplo operaciones de corte de ejemplo se muestra con texto y gráficas amarillos, las operaciones de fusión o soldadura se exponen en morado, y la coagulación se expone en azul y las operaciones de disección sin sangre pueden exponerse en amarillo y azul). En algunas realizaciones, como se describe más en detalle a continuación, la pantalla puede configurarse para indicar simultáneamente datos de estado para una pluralidad de herramientas acopladas eléctricamente a la unidad electroquirúrgica 410. En algunas realizaciones, un usuario puede alternar la pantalla 420 entre presentar el estado de múltiples herramientas eléctricamente conectadas y el estado de una sola herramienta eléctricamente conectada. Unos ejemplos de aspectos adicionales de la pantallas se tratan generalmente con respecto a las Figuras 4A y 4B, y más específicamente con respecto al funcionamiento del sistema más adelante.

Continuando con la referencia a las Figuras 3A-3B, la unidad electroquirúrgica puede comprender una interfaz de usuario, tal como, por ejemplo una pluralidad de botones 422. Los botones 422 pueden permitir la interacción del usuario con la unidad electroquirúrgica, tal como, por ejemplo, solicitar un aumento o disminución de la energía eléctrica suministrada a una o más herramientas acopladas a la unidad electroquirúrgica 410. En otras realizaciones, la pantalla 420 puede ser una pantalla táctil que integra de este modo funcionalidades de exposición de datos y de interfaz de usuario. En algunas realizaciones, la unidad electroquirúrgica 410 puede comprender un indicador audible, tal como un altavoz o timbre, para alertar a un usuario de un posible error, la finalización de la energía eléctrica suministrada, u otras situaciones. En algunas realizaciones, la unidad electroquirúrgica 410 puede configurarse de tal manera que el indicador audible pueda emitir un sonido particular durante las operaciones de corte, un sonido diferente durante operaciones de fusión o soldadura, y otro sonido distinto durante operaciones de coagulación para proporcionar retroinformación audible a un usuario.

Haciendo referencia a la Figura 3C, se ilustra una vista trasera de la unidad electroquirúrgica 410. En la realización ilustrada, la parte trasera de la unidad electroquirúrgica 410 incluye un panel trasero 430. El panel trasero 430 puede incluir varios puertos, tal como un puerto 432 de controlador configurado para acoplarse eléctricamente a un controlador externo, tal como un controlador de pedal de pie, como se ha descrito arriba con respecto a la Figura 1A. El panel trasero 430 también puede incluir un saliente de toma de tierra. En otras realizaciones, uno o más puertos de controlador y/o el saliente de toma de tierra pueden ubicarse en otra cara de la unidad electroquirúrgica 410, por ejemplo en la cara delantera o en una cara lateral. La cara trasera de la unidad electroquirúrgica 410 puede incluir un módulo de alimentación 440 que incluye un puerto de alimentación de red configurado para ser enchufado en una red de alimentación de CA, tal como un enchufe de pared, y un interruptor de alimentación principal para encender y apagar la unidad electroquirúrgica 410. En otras realizaciones, el interruptor de alimentación principal puede colocarse en otra cara de la unidad electroquirúrgica 410, por ejemplo en la cara delantera o una cara lateral. La fase trasera de la unidad electroquirúrgica 410 también puede incluir una característica de intercambio de calor, tal como por ejemplo unas ranuras, una rejilla o una pluralidad de lamas 450. En otras realizaciones, la característica de intercambio de calor puede colocarse en otra cara de la unidad electroquirúrgica 410, por ejemplo en la cara delantera o una cara lateral. La característica de intercambio de calor puede aumentar la refrigeración por aire o por otro fluido del generador, el circuito de retroinformación y otros componentes eléctricos alojados dentro de la consola de la unidad electroquirúrgica 410.

Haciendo referencia a la Figura 4A, se ilustra un ejemplo de captura de pantalla de la pantalla. En la realización ilustrada, la pantalla 420 puede dividirse para exponer información de estado para herramientas ADC 460, una herramienta bipolar 470, una primera herramienta electroquirúrgica de radiofrecuencia 480 y una segunda herramienta electroquirúrgica de radiofrecuencia 490, correspondiente a los cuatro puertos del panel delantero de la unidad electroquirúrgica 410 tratados arriba con respecto a las Figuras 3A, 3B en la captura de pantalla ilustrada, una primera sección 462 expone información relativa a la herramienta de CC 460. Una segunda sección 472 expone información relativa a la herramienta electroquirúrgica bipolar 470. Puede utilizarse un indicador visual, tal como un gráfico de barras de estado 474, para ilustrar una proporción de la energía eléctrica total disponible que se va a aplicar a la herramienta electroquirúrgica bipolar 470 cuando se accione. Como se ha tratado arriba, el indicador visual puede estar codificado por colores para indicar un procedimiento quirúrgico que se va a realizar. Una tercera sección 482 puede exponer información relativa a una primera herramienta electroquirúrgica de radiofrecuencia 480 con un indicador visible, tal como un gráfico de barras de estado 484. Una cuarta sección 492 puede exponer información relativa a una segunda herramienta electroquirúrgica de radiofrecuencia 490 con unos indicadores visuales o gráficos de barras independientes 494, 496, 498 para cada tipo de operación quirúrgica que puede ser realizada con esa herramienta. Por ejemplo una herramienta electroquirúrgica que puede funcionar para cortar, coagular o fundir tejido podría tener tres gráficos de barras codificados por colores. La pantalla 420 también puede incluir un icono de controlador, tal como un icono de pedal de pie 476 se coloca en una sección correspondiente a una herramienta a la que se acopla eléctricamente un pedal de pie.

Haciendo referencia a la Figura 4B, se ilustra otro ejemplo de captura de pantalla de la pantalla 420. Se ilustra, la pantalla se ha configurado para maximizar presentación de información de la sección 492 correspondiente a la segunda de las herramientas electroquirúrgicas. Como se ha tratado arriba, en algunas realizaciones, la unidad electroquirúrgica puede ser configurable para exponer información de estado relativa a una única herramienta acoplada eléctricamente a la misma. En algunas realizaciones, la unidad electroquirúrgica puede permitir al usuario la

manipulación de los niveles energéticos aplicados a una herramienta electroquirúrgica. En una configuración, los niveles energéticos para una herramienta electroquirúrgica pueden ser ajustados proporcionalmente para cada tipo de procedimiento electroquirúrgico a realizar por la herramienta. Por ejemplo, un usuario puede aumentar o disminuir un nivel energético principal que correspondientemente aumenta o disminuye los niveles energéticos suministrados a la operación electroquirúrgica realizada por la herramienta, que puede ser reflejado en los gráficos de barras 494, 496, 498 en la pantalla 420. En otra configuración, los niveles energéticos para una herramienta electroquirúrgica se pueden manipular de una manera específica para un procedimiento. Por ejemplo, un usuario puede aumentar o disminuir en nivel energético correspondiente a uno de los procedimientos electroquirúrgicos realizados por una herramienta electroquirúrgica específica al tiempo que deja sin cambiar unos niveles energéticos para otros procedimientos electroquirúrgicos. Este cambio puede reflejarse en uno de los gráficos de barras en la pantalla 420, por ejemplo, el gráfico de barras cortadas 494.

Operación de ángulo de fase de sistema electroquirúrgico

Unidad electroquirúrgica

Generalmente, se proporciona una unidad electroquirúrgica que incluye un generador electroquirúrgico, un controlador electroquirúrgico y una o más herramientas electroquirúrgicas. El controlador puede incorporarse o conectarse al generador con la herramienta conectada al controlador.

En una realización, un controlador se puede conectar a diversos generadores electroquirúrgicos. El generador conectado al controlador proporciona el suministro de energía de RF según lo dirigido por el controlador. El controlador proporciona control de retroinformación y ajustes preprogramados para los diversos generadores conectables. Esto se permite en gran medida al utilizar una señal interna de medición que es independiente del generador conectado. Es decir, independientemente de la frecuencia de impulsión de la señal de impulso que genera el generador (que tiene un impacto en la medición de punto final, por ejemplo, el cambio de fase), la señal de medición y por tanto el cambio final de fase permanecen igual.

Haciendo referencia a la Figura 5, en una realización, un generador electroquirúrgico incluye un amplificador de RF, un modulador de anchura de pulso (PWM) y unos relés. El generador electroquirúrgico se acopla a un aporte principal de voltaje a 120 Hz. El aporte principal se aísla con un transformador de aislamiento de bajas fugas de fuente de alimentación 631. La fuente de alimentación proporciona voltajes de funcionamiento para el procesador de control 637 y para el amplificador de RF 633. Adicionalmente, la fuente de alimentación incluye dos módulos de salida de 50 V CC conectados en serie para proporcionar una producción total de 100 V CC y 8 amperios. La energía de RF es generada por el amplificador de RF, p. ej., un generador de RF de baja impedancia de modo conmutado que produce el voltaje de salida de RF. En una realización, se genera un voltaje de corte máximo 600 para cortar y una corriente de 10 amperios para coagular/fundir.

En una realización, la fusión de tejido implica aplicar corriente de RF a un pedazo relativamente grande de tejido. A causa de la potencialmente gran área de contacto de herramienta la impedancia de tejido es muy baja. Por consiguiente, para entregar una cantidad eficaz de potencia de RF, la capacidad actual del amplificador de RF es grande. Como tal, cuando un generador típico puede tener capacidad de 2 a 3 amperios de corriente, el amplificador de RF del generador puede suministrar más de 5 amperios RMS a cargas de baja impedancia. Esto tiene como resultado una fusión rápida del tejido con mínimos daños al tejido adyacente.

La red de circuitos del amplificador de RF tiene una monitorización redundante de voltaje y corriente. Un conjunto de sensores de voltaje y de corriente se conectan a la red de circuitos de PWM y se utilizan para el servocontrol. El voltaje y la corriente también pueden ser leídos por el procesador 637 utilizando un convertidor analógico a digital (ADC, *analog to digital converter*) ubicado en la red de circuitos de PWM. La red de circuitos de PWM también tiene un multiplicador analógico, que calcula la potencia mediante el cálculo del producto de voltaje y corriente. La red de circuitos de PWM utiliza el valor medio de voltaje y corriente y no incluye un ángulo de fase y de este modo calcula realmente voltioamperios reactivos (VAR) en lugar de la potencia verdadera. Un segundo conjunto de sensores de voltaje y de corriente también se conectan a la red de circuitos de telemetría 642. Las señales se conectan a un ADC para una monitorización redundante de voltaje y corriente. El procesador multiplica las lecturas de voltaje y corriente para verificar que la salida de potencia no supera los 400 vatios. La red de circuitos de telemetría tiene unos circuitos de monitorización que son completamente independientes de la red de circuitos de PWM. Esto incluye el ADC, que tiene una referencia de voltaje independiente.

En una realización, el amplificador de RF es una red de circuitos de conmutación de inserción-extracción (*push pull*) de clase D. Como tal, el amplificador puede generar voltajes grandes de RF en una impedancia alta de tejido, así como corrientes grandes de RF en impedancia baja de tejido. El nivel de salida del amplificador de RF es controlado por modulación de anchura de pulso (PWM, *Pulse Width Modulation*). Esta señal de salida de alto voltaje de PWM se convierte en una onda sinusoidal mediante un filtro de paso bajo en el amplificador de RF. La salida del filtro es la salida de coagulación del amplificador de RF. La salida también es aumentada en voltaje por un transformador de salida que tiene como resultado la salida de corte del amplificador de RF. Sólo una salida se conecta al servocontrol en la red de circuitos de PWM a la vez y solo se selecciona una salida para usar a la vez.

Acoplada al amplificador de RF está la red de circuitos de PWM 634. En una realización, el PWM 634 recibe puntos de

consigna de voltaje y de corriente, que son aportados por el usuario a través de una interfaz de usuario, para establecer el nivel de salida del amplificador de RF. Los puntos de consigna de usuario son traducidos a los niveles de funcionamiento por unos convertidores digital a analógico del PWM. Los puntos de consigna de usuario son traducidos a los niveles de funcionamiento por unos convertidores digital a analógico del PWM. Los puntos de consigna incluyen una salida de voltaje máximo, una salida de corriente máxima, una salida de potencia máxima, y una parada de fase. El servocircuito de la red de circuitos de PWM controla la salida de RF sobre la base de los tres puntos de consigna. El servocircuito como tal controla el voltaje de salida del amplificador de RF de modo que no se superen los puntos de consigna de voltaje, corriente y potencia. Por ejemplo, la salida del ESG está restringida para ser menos de 400 vatios. El punto de consigna individual de voltaje y de corriente pueden establecerse para superar los 400 vatios dependiendo de la impedancia de tejido. La servo-potencia limita sin embargo la salida de potencia a menos de 400 vatios.

El voltaje y la corriente de salida de RF son regulados por un sistema de control de retroinformación. El voltaje y la corriente de salida se comparan con unos valores de puntos de consigna y el voltaje de salida se ajusta para mantener la salida ordenada. La salida de RF se limita a 400 vatios. Dos conexiones de herramienta tienen apoyo al utilizar unos relés 635 para multiplexar las señales de control y de salida de RF. El filtro en línea EMI 636 limita las fugas de corriente de RF mediante el uso de un transformador de aislamiento de RF y unos condensadores de acoplamiento.

Los voltajes de salida de corte y de coagulación del amplificador de RF se conectan a la red de circuitos de relés 635. En una realización, la red de circuitos de relés contiene una matriz de relés, que dirige la salida de los amplificadores de RF a uno de los tres puertos de salida de la unidad electroquirúrgica. La matriz de relés también selecciona la configuración de los electrodos de herramienta. La salida de RF se apaga siempre antes de conmutar los relés para evitar daños a los contactos de relé. Para mitigar el atasco de relés que dirigen la RF a un puerto de salida parado, cada puerto de salida tiene un sensor de fugas de corriente. El sensor busca corrientes desequilibradas de RF, tal como una corriente que sale por un puerto de herramienta y vuelve por otro puerto de herramienta. Los sensores de corriente están ubicados en la PCB de relés y los detectores y el ADC están en la PCB de Telemetría. La CPU monitoriza si el ADC tiene fugas de corriente. Cualquier fallo detectado tiene como resultado una situación de alarma que apaga la potencia de RF.

La red de circuitos de relés también contiene un circuito analizador de red de bajo voltaje que se utiliza para medir la impedancia de herramienta antes que encender la potencia de RF. El circuito mide impedancia y ángulo de fase de tejido. El procesador 637 utiliza la medición de impedancia para ver si la herramienta está cortocircuitada. Si una salida de Herramienta A o B está cortocircuitada, el sistema advierte al usuario y no encenderá la potencia de RF. El amplificador de RF está protegido completamente contra cortocircuitos. Dependiendo de los ajustes de servo, el sistema puede funcionar normalmente en un cortocircuito y no provocar una situación de fallo.

La retroinformación de voltaje de corriente se proporciona utilizando unos transformadores de aislamiento para asegurar pocas fugas de corriente. El procesador de control 637 computa la salida de potencia del amplificador de RF y la compara con el punto de consigna de potencia, que, en una realización, se aporta por el usuario. El procesador también monitoriza la demora de fase o la diferencia entre corriente y voltaje. Adicionalmente, en una realización, el procesador hace coincidir los diferentes ajustes de fase, que dependen de los tipos de tejido, con la diferencia monitorizada de fase. El procesador como tal mide un cambio de fase del tejido antes de cualquier aplicación de energía de RF. Como se describirá con detalle más adelante, la medición de fase es proporcional a la permeabilidad y a la conductividad del tejido que identifica de manera única el tipo de tejido. Una vez que se identifica el tipo de tejido, se puede determinar el ángulo de fase asociado con una determinación de punto final de ese tipo de tejido. En una realización, el generador tiene tres puertos de salida de RF (Herramienta A, Herramienta B y bipolar genérico). Los puertos 639 de herramienta A y B se utilizan para conectar herramientas inteligentes, mientras que el puerto bipolar genérico 640 es compatible con las herramientas electroquirúrgicas estándar. Cuando la salida de RF está activa o existe una situación de alarma, se producen unos tonos audibles.

Los controles de mano y de pie también están aislados para limitar las fugas de corriente. El procesador de control comprueba que los aportes tienen UNAS selecciones válidas antes de habilitar la salida de RF. Cuando se activan simultáneamente dos aportes de control desde los interruptores, la salida de RF se apaga y se genera una alarma. Se utilizan unos convertidores de digital a analógico para traducir las salidas de control en señales utilizables por el Servo-Control Analógico. Los puntos de consigna de control son el voltaje y la corriente de salida. El convertidor analógico a digital se utiliza para procesar la medición analógica de ángulo de fase. La información de voltaje RMS, corriente RMS y potencia RMS del controlador también se convierte de una forma utilizable para la presentación al usuario. La interfaz digital de bus de E/S 638 proporciona una comunicación digital entre el usuario, el controlador e interruptores de mano/pie. La red de circuitos de aislamiento se utiliza para eliminar un posible recorrido de fugas desde el generador electroquirúrgico. También proporciona una comunicación entre el usuario y el generador mediante un protocolo de canal de datos.

En una realización, en la unidad hay cuatro circuitos de interfaz de herramienta. Estos circuitos se utilizan para aislar eléctricamente los interruptores de aporte de usuario de la alimentación de red dentro del sistema. Los cuatro circuitos de interfaz de herramienta son idénticos y tienen un microprocesador a bordo para leer los aportes de interruptor de usuario así como la memoria criptográfica de herramienta y las memorias de escritura. La resistencia del cierre de interruptor se mide con un ADC para eliminar que un contacto contaminado de interruptor sea leído como un cierre. Los cierres de interruptor por debajo de 300 ohmios son válidos, mientras que cualquier lectura por encima de 1000 ohmios es abierta. Las lecturas entre 300 y 1000 ohmios se consideran como aportes defectuosos.

Los cuatro circuitos de interfaz de herramienta se comunican con el procesador utilizando una red RS485. Cada circuito de interfaz de herramienta tiene unos puentes para seleccionar su dirección y ubicación en la unidad. La interfaz RS485 está aislada para eliminar potenciales recorridos de fugas de corriente. Un circuito de interfaz de herramienta se conecta a cada uno de los puertos de Herramienta A y B. Un tercer circuito de interfaz de herramienta se conecta al puerto de salida de CC, y el cuarto circuito se conecta a los aportes de interruptor de pie del panel trasero. El procesador es el maestro de la red y cada uno de los cuatro circuitos es un esclavo de la red. El procesador sondea cada circuito en busca de aportes. La red de circuitos de interfaz de herramienta solo puede contestar a órdenes. Esto hace que la red sea determinista y previene cualquier clase de bloqueo mutuo. Cada circuito de la Interfaz de Herramienta se conecta a una señal de la lógica del visto bueno (OK) del Sistema. Si el circuito de Interfaz de Herramienta detecta un error de sistema, esta señal es reafirmada. El procesador monitoriza esta señal e indica un fallo. Esta señal también tiene una conexión de hardware al circuito de PWM e inhabilitará el amplificador de RF cuando sea reafirmada. Un error de sistema podría ser dos interruptores de aporte activados al mismo tiempo, o una pérdida de comunicación con el procesador. Los puertos de Herramienta A y B así como el puerto de CC tienen un microinterruptor que detecta cuando se enchufa una herramienta en el receptáculo. Hasta que se oprime este interruptor, las conexiones del panel delantero de circuito de Interfaz de Herramienta se configuran para evitar que las fugas de corriente fluyan desde las conexiones de panel delantero. Una vez que se oprime el interruptor la Interfaz de Herramienta permite al procesador iniciar lecturas y escrituras en la memoria criptográfica y en la memoria de sucesión de comandos de la herramienta. Una vez que se detecta una herramienta, se abre una ventana en la pantalla de interfaz de usuario que muestra el tipo de herramienta conectada y el estado. El puerto bipolar genérico es compatible con herramientas heredadas, que no tienen una memoria de configuración. La red de circuitos de medición de tejido se utiliza para monitorizar los contactos de conexión bipolar. Cuando se conecta una herramienta bipolar, se detecta la capacitancia de herramienta y el procesador abre la ventana de herramienta bipolar en la pantalla de interfaz de usuario y muestra el estado para la herramienta bipolar. El puerto de CC se utiliza para la interfaz con herramientas quirúrgicas personalizadas alimentadas con 12 voltios de CC. Cuando se enchufa una herramienta en este puerto, se abre una ventana en la pantalla de interfaz de usuario que muestra el tipo de herramienta conectada y el estado. Cuando la sucesión de comandos de herramienta de CC ordena el encendido, el procesador cierra un relé en el Control de alimentación y la red de circuitos de aislamiento 643 encendiendo la alimentación aislada de herramienta de 12 voltios.

La red de circuitos de control de alimentación y de aislamiento 643 tiene otras dos características. Controla la fuente de alimentación de 100 voltios que impulsa el amplificador de RF. Esta fuente de alimentación es encendida por un relé controlado desde la red de circuitos de PWM. El procesador ordena esta activación de fuente de alimentación a través de la red de circuitos de PWM. Si la red de circuitos de PWM se restablece o detecta una situación de fallo, el relé no funcionará, dejando inactiva a la fuente de alimentación de 100 voltios. También en la red de circuitos de control de alimentación y de aislamiento hay un circuito de aislamiento RS485 que añade una capa extra de aislamiento.

La red de circuitos 641 de interfaz de panel delantero se utiliza para conectar los interruptores de control de panel delantero y la pantalla LCD al procesador. La red de circuitos de la interfaz de panel delantero también contiene un microprocesador, que es alimentado por fuente de alimentación aislada en espera, que se enciende cuando se enciende el interruptor de alimentación principal. Cuando se aprieta el interruptor de alimentación de panel delantero, el microprocesador utiliza un relé en la red de circuitos de control de alimentación y de aislamiento para encender la fuente de alimentación de lógica principal. Cuando se aprieta el botón para apagar la alimentación, el microprocesador envía al procesador una señal de apagar. Cuando el procesador está listo para apagar la alimentación, envía una señal al microprocesador para apagar la alimentación. El relé de control de alimentación se abre entonces, apagando la fuente de alimentación principal.

En una realización, el generador acepta solo órdenes individuales de aporte de interruptor. Sin RF activa, p. ej., energía de RF aplicada, se ignoran múltiples cierres de interruptor, ya sea de un interruptor de pie, herramienta, o una combinación de interruptor de pie y herramienta. Con RF activa, los dobles cierres provocarán una alarma y la RF se finalizará. El interruptor de pie, en una realización, incluye interruptores momentáneos que proporcionan la activación de la aplicación de energía de RF. Los interruptores, por ejemplo cuando son manipulados, inician la activación de la energía de RF para la coagulación, para cortar y/o una secuencia de coagulación o corte. Un pulsador de dos posiciones en el interruptor de pedal de pie permite alternar entre diferentes herramientas. El puerto activo se indica en la pantalla del generador y con un led en la herramienta manual.

En una realización, la activación de RF tiene como resultado un tono de RF activa. El volumen del tono de activación es ajustable, entre 40dBA (mínimo) y 65 dB (máximo) con un mando de control montado en el panel trasero. El control de volumen sin embargo no afecta al volumen de audio para las alarmas. También, en una realización, una fuente de alimentación de entrada universal se acopla al generador y funciona sobre el intervalo de voltaje y frecuencia de aporte sin el uso de interruptores o ajustes. En una realización, se utiliza un puerto de programación para descargar código al generador y se utiliza para cargar datos de funcionamiento.

En una realización, el generador proporciona una potencia de salida que tiene una CC de 12 V a 3 Amperios. Unos ejemplos de tales herramientas que utilizan alimentación de CC son, pero no se limitan a, una bomba de succión/irrigación, una grapadora y un morcelador, *morcellator*, (herramienta para dividir en pedazos pequeños y extirpar, como un tumor, etc). El conector de CC tiene conexión intuitiva de sentido único. De manera similar a los otros receptáculos de herramienta, un módulo de chip electrónico no estéril se imparte al conector de la herramienta manual

- apropiada alimentada con CC mediante un mecanismo de trabado de una vez en un sentido. Unos grabados específicos de herramienta en el módulo de chip y en el conector aseguran que el módulo de chip solo encaja en el tipo de herramienta para el que ha sido programado. El conector de chip permite un reconocimiento de herramienta y el almacenamiento de datos acerca de la utilización de herramienta. El conector de CC también se configura para impedir una inserción inapropiada. El generador también se configura para reconocer la herramienta conectada alimentada por CC. El generador lee los datos de configuración a través del conector de herramienta, permitiendo el reconocimiento de herramienta y el almacenamiento de datos de utilización de herramienta.
- En una realización, el controlador reconoce la herramienta cuando la herramienta se conecta al controlador. Sobre la base de la herramienta reconocida, el generador accede a e inicia operaciones específicas y parámetros de configuración utilizados para configurar el controlador para aplicar apropiadamente energía de RF con la herramienta, como se desee. Por ejemplo, el conjunto de parámetros incluir, pero no se limita a, una preselección automática del voltaje de salida, la activación de pines específicos de salida (conectados a la herramienta) o la determinación del ciclo de retroinformación.
- En una realización, el controlador suministra señales de control y/o alimentación a una herramienta conectada para indicar cuando están activos a través de un led y/o un tono distintivo de audio. El controlador también se dispone para exponer cuándo y/o qué herramienta específica está activa. El controlador también impide que la herramienta sea reutilizada después del vencimiento del período de conservación de herramienta, o un período de tiempo específico después de la primera activación de la herramienta.
- En una realización, la medición de fase es una medición relativa entre dos señales sinusoidales. Una señal se utiliza como una referencia, y se mide el cambio de fase con respecto a esa referencia. Dado que las señales son variables en el tiempo, la medición no puede hacerse instantáneamente. Las señales deben ser monitorizadas durante suficiente tiempo de modo que pueda determinarse diferencia entre ellas. Típicamente, para determinar el ángulo de fase se mide la diferencia de tiempo entre dos puntos conocidos (onda sinusoidal cruza por cero). En el caso del controlador de fase, el dispositivo elabora la onda sinusoidal de salida con un reloj preciso controlado con cristal. Ese mismo reloj exacto se utiliza para leer las muestras aportadas con el convertidor analógico a digital. De esta manera la salida del controlador en fase está exactamente en fase con el aporte del controlador de fase. En una realización, el controlador de fase compara la señal aportada de onda sinusoidal con una onda sinusoidal de referencia para determinar la cantidad de cambio de fase.
- El controlador de fase hace esta comparación utilizando un proceso matemático conocido como transformada discreta de Fourier (DFT, *Discrete Fourier Transform*). En este caso particular 1024, unas muestras de la señal aportada se ponen en correlación, punto por punto, con una función de seno y con una función de coseno. Por convención, la parte de coseno se llama real y la parte de seno se llama imaginaria. Si la señal aportada no tiene cambio de fase, el resultado de la DFT es 100% real. Si la señal aportada tiene un cambio de fase de 90 grados, el resultado de la DFT es 100% imaginario. Si el resultado de la DFT tiene una componente real y una imaginaria, el ángulo de fase puede calcularse como el arcotangente de la relación entre el valor real y el imaginario.
- Debe apreciarse que el cálculo de ángulo de fase es independiente de las unidades de los números real e imaginario. Sólo importa la relación. Los resultados de fase del controlador de fase también son independientes de la ganancia y en el proceso de calcular el ángulo de fase no se hace ningún cálculo de impedancia. Al realizar una DFT, el controlador de fase codifica la medición de fase como un par de números.
- Un usuario interactúa con la unidad electroquirúrgica a través de una pantalla gráfica de panel y los interruptores asociados 641. Los interruptores del panel delantero permiten la interacción con menús de pantalla LCD generados en la pantalla gráfica de panel. Los menús permiten la selección de idioma y la modificación de puntos de consigna de herramienta. En una realización, solo cuando una herramienta está enchufada y detectada por la unidad, los parámetros pueden ser cambiados para esa herramienta.
- La unidad electroquirúrgica, como se ha descrito arriba, incluye uno o más receptáculos en los que las herramientas electroquirúrgicas se conectan a la unidad. Mediante esta conexión, una herramienta y una unidad se comunican entre sí. La conexión de la herramienta también hace que el controlador actualice la pantalla del sistema para que muestre información de herramienta e intensidad de corriente.
- Un ejemplo de una pantalla o interfaz 641 de usuario se muestra en la Figura 6. La interfaz de usuario proporciona información de herramienta, tal como estado de herramienta para cada herramienta conectada, y permite a un usuario modificar los puntos de consigna, p. ej., la aplicación o la intensidad de la energía de RF. En una realización, la interfaz de usuario también muestra los ajustes de herramienta para las funciones de cada herramienta conectada. En la realización ilustrada, en el generador hay conectadas tres herramientas. Por consiguiente, se muestra una pantalla 621 de bomba de succión/irrigación, una pantalla 622 de herramienta de fusión Kii y una pantalla 623 de herramienta de espátula. También se proporcionan unas operaciones o acciones asociadas disponibles para cada herramienta, en las que la bomba de succión/irrigación tiene una configuración de activación/desactivación 624; la herramienta de fusión de Kii tiene una configuración relativa de potencia para el corte 625, la coagulación 626 y la fusión 627; y la herramienta de espátula tiene unos ajustes relativos de potencia para el corte 628 y la coagulación 629.
- En una realización, la interfaz de usuario permite un cambio simultáneo en todos los ajustes para una herramienta

seleccionada (indicado por el borde destacado 631) pulsando un solo botón de los botones de navegación 632. Por ejemplo, como se muestra en la Figura 7, al pulsar el botón de “arriba” 633 cambiarán simultáneamente los ajustes de potencia relativa de corte, coagulación y fusión para la herramienta conectada de fusión de Kii. Adicionalmente, los ajustes pueden cambiarse individualmente navegando en un submenú, como se muestra en la Figura 8. En el caso
 5 ilustrado, el nivel de coagulación de la herramienta de fusión de Kii se cambia sin cambiar los ajustes de potencia relativa de corte y/o fusión. Al seleccionar el botón de predefinido 634, los ajustes para todas las funciones de herramienta de la herramienta seleccionada se devuelven a la configuración predefinida. También, como justifica el contexto, una operación asociada de botón y la correspondiente etiqueta pueden variar como se muestra en el botón 635 que es un botón de menú en la Figura 7 y un botón de atrás en la Figura 8.

En la Figura 9 se muestra un diagrama de bloques que ilustra un controlador de acuerdo con varios aspectos de la descripción. Como se muestra, la salida de un generador se alimenta a una red de circuitos que determina la frecuencia de la señal impulsora y la red de circuitos para medir el cambio de fase entre voltaje y corriente aplicados al tejido. El voltaje aplicado por el generador se envía a través de un cambiador (*shifter*) de búfer/nivel 541 que reduce la amplitud del voltaje de salida. La señal se procesa para entregar la frecuencia de la salida de generador a través de la
 10 medición de frecuencia 542 y se alimenta a un microcontrolador 543. La frecuencia de la señal impulsora puede impactar directamente en el cambio de fase. Similarmente, la salida de generador se envía a través de una red de circuitos 544, de acondicionamiento de señal, para reducir el ruido de alta frecuencia, y entonces se acondiciona a través de acondicionamiento de voltaje y corriente 545a-b y se filtra con un filtro multipolo de paso bajo 546a-b para entregar las señales que representan el voltaje y la corriente aplicados. Ambas señales que representan voltaje y
 15 corriente se miden para el cambio de fase utilizando un comparador de fase 547. La salida del comparador de fase se alimenta al microcontrolador 543. Dependiendo de la frecuencia de la unidad electroquirúrgica utilizada, que puede determinar el cambio final de fase a alcanzar, el microcontrolador compara la salida del comparador de fase con el nivel de disparador determinado por la frecuencia impulsora del generador. Cuando se alcanza ese nivel de disparador, es decir, se completa la fusión o soldadura de tejido, el microcontrolador 543 hace que el tejido sea desconectado del generador e indica ese estado mediante unos indicadores acústicos o visuales 548 (zumbador, pantalla, luces, etc.). También se proporciona un detector de sobrevoltaje 549 que se suministra a la salida de generador para la detección de voltaje excesivo, cuya situación se suministra al microcontrolador 543.

La Figura 10 muestra un diagrama de bloques de un controlador de acuerdo con varias realizaciones de una unidad electroquirúrgica que utiliza el cambio de fase entre voltaje y corriente para determinar el punto final del proceso de fusión. Un microcontrolador 553 entrega una señal de onda cuadrada de bajo voltaje 551 a 5 MHz, que es convertida por un filtro de paso bajo de 4 polos 550 en una señal de onda sinusoidal de bajo voltaje 552 a 5 MHz. La señal de bajo voltaje a 5 MHz se sobrepone a la salida del generador, que típicamente está en el intervalo de 100 a 200 V a
 25 frecuencias de 300 a 500 kHz. Como un ejemplo, en la Figura 11 se muestra la señal sobrepuesta de voltaje de un voltaje impulsor de 200 V a 500 kHz y un voltaje de medición de 5 V a 5 MHz.

Los voltajes combinados se aplican entonces al tejido y, como en el ejemplo anterior, también se acondicionan a través de una red de circuitos de cambiador de búfer/nivel para el procesamiento. Similarmente, se mide la corriente a través del tejido y también se acondiciona para el procesamiento. La señal procesada de voltaje (y de corriente) que contiene la señal de alto voltaje (y alta corriente) de 300 a de 500 kHz desde la ESU, así como la señal de bajo voltaje (baja corriente) a 5 MHz es enviada a través de un filtro de paso de banda multipolo que centra a 5 MHz. El filtro discrimina la señal de la ESU, dejando solo las dos señales a 5 MHz para medir el cambio de fase en un comparador de fase. Las
 35 señales filtradas tanto para el voltaje como para la corriente a 5 MHz se ilustran en la Figura 12 en un momento cerca del final del proceso de fusión.

El cambio de fase medido se alimenta a un microcontrolador, que compara la lectura con un nivel predeterminado indicativo de la terminación del proceso de fusión a una frecuencia de 5 MHz. De nuevo, cuando se alcanza ese nivel de disparador, es decir, se completa la fusión o soldadura de tejido, el microcontrolador 553 hará que el tejido se interrumpa desde generador e indicará ese estado mediante un indicador acústico o visual 548 (zumbador, pantalla, luces, etc.).

La Figura 13 muestra un diagrama de bloques esquemático de un aspecto de un controlador. Como se muestra, un microprocesador 561 temporiza la conmutación del tejido entre la salida de un generador y un circuito interno de medición. Como resultado, periódicamente se evalúa el estado del proceso de fusión del tejido midiendo el cambio de fase de una señal de medición de bajo voltaje y de baja corriente. Dependiendo del valor del cambio de fase obtenido, al tejido se le cambia la salida de alto voltaje del generador para una fusión adicional o se desconecta permanentemente del generador. Como tal, el circuito interno comprende un microprocesador 561 que genera una
 45 señal de onda cuadrada de bajo voltaje 562 a 500 kHz que es transferida a una onda sinusoidal de bajo voltaje 563 a 500 kHz. Esta señal se aplica al tejido, y es analizada por un comparador de fase 564 solo cuando se desconecta eléctricamente del generador durante intervalos regulares de medición.

En una realización, el cambio de fase se deriva directamente de la señal impulsora, es decir, el voltaje y la corriente suministrados por el generador electroquirúrgico al tejido. En una realización, un circuito eléctrico modifica el voltaje impulsor que tiene una frecuencia (sinusoidal) al sobreponer una señal de medición a una frecuencia enormemente
 50 diferente. Como resultado, la energía eléctrica para el proceso de fusión se proporciona en una frecuencia, mientras simultáneamente se aplica como segunda señal en una segunda frecuencia para la medición. La separación de las dos señales diferentes utilizando filtros de paso de banda en el circuito de medición permite una medición continua del

cambio de fase durante el proceso electroquirúrgico de fusión o soldadura. En una realización, el controlador interrumpe periódicamente el suministro de energía electroquirúrgica para evaluar el estado del proceso de fusión o soldadura mediante la aplicación de una señal de medición de bajo voltaje. Dependiendo del cambio de fase obtenido durante el ciclo de medición, el controlador cambia la señal impulsora del generador de nuevo al tejido o aísla el tejido.

5 En una realización, el controlador interrumpe el proceso fusión o soldadura de tejido a un nivel predeterminado del cambio de fase mediante la finalización del suministro de energía de RF desde el generador al tejido.

La Figura 14 representa un controlador o unidad de control de acuerdo con los aspectos de la presente descripción para la fusión o soldadura controladas de tejido biológico. Como se muestra, la unidad de control conecta la salida bipolar de potencia de un generador 507 a la herramienta 508 que se dispone para comprimir vasos o tejido. La herramienta también aloja un interruptor 509 que activa el proceso de fusión. Si el generador está equipado con un elemento de aporte para la activación a mano (en lugar de utilizar un pedal de pie 511 u otro dispositivo intermedio), una tercera conexión 512 desde la unidad de control al generador permite la activación del generador con el mismo interruptor de mano.

10

En una realización, el controlador incluye un procesador 513 que controla la conmutación del tejido entre la salida directa del generador y un circuito interno de medición, p. ej., el interruptor 515. Se alimenta con un módulo interno 514 de alimentación con batería. La conmutación temporizada hace que el tejido se funda a intervalos mientras se mide periódicamente el estado del tejido. Como tal, la señal de medición es una señal sinusoidal de bajo voltaje a 500 kHz, generada por un generador de señal 518 cuando se alimenta con una onda cuadrada a 500 kHz desde el microprocesador 513. Cuando la señal sinusoidal de medición de bajo voltaje se aplica al tejido, un comparador de fase 516 mide el cambio de fase entre el voltaje y la corriente aplicados de medición provocado por la aplicación del voltaje de medición. Dependiendo del resultado analizado o procesado por el procesador, el tejido será cambiado de nuevo al generador, o se desconectará del generador acompañado de una indicación acústica y/o visual a través de unos ledes/zumbadores 517.

15

20

La Figura 15 muestra en una realización del circuito externo de medición que genera la señal sinusoidal de bajo voltaje utilizada para medir el cambio de fase. Se genera al pasar una onda cuadrada a 500 kHz a través de un filtro activo de paso bajo de 4 polos 531. El filtro de paso bajo de 4 polos elimina los componentes más armónicos y deja pasar la frecuencia sinusoidal fundamental. La onda cuadrada a 500 kHz es generada a través del periférico de PWM 522 en el microcontrolador 524.

25

La Figura 16 ilustra el interruptor 515 configurado para conmutar entre la aplicación del señal de impulso y la señal de medición, p. ej., la señal de referencia de onda sinusoidal a 500 kHz de 5 voltios de pico a pico, desde el generador. Aunque el uso de un interruptor de estado sólido para implementar la conmutación ofrece una larga vida operativa y un control inherente de aumentos bruscos de corriente, puede ser difícil bloquear la señal de voltaje relativamente alta (-200 V CA) y alta frecuencia (-500 kHz) generada por un generador típico en modo bipolar de coagulación. Como tal, se utilizan dos relés mecánicos de doble polo doble tiro 527, 528. El primer relé 527 conmuta entre el generador y la señal de referencia. El segundo relé 528 limita la sobrecorriente momentánea, que puede dañar el relé y crear un impulso de interferencia electromagnética (EMI, *electromagnetic interference*) que puede interrumpir la red de circuitos de bajo voltaje. Adicionalmente, esto protege el tejido contra complicaciones o asuntos provocados por arco eléctrico. Dado que la mayoría de los generadores son dispositivos de potencia constante, los voltajes más altos se producen durante situaciones sin carga. Al conmutar en primer lugar en el generador a través de un reóstato en serie, el voltaje de salida del generador se comparte a través del reóstato, limitando el voltaje impartido al tejido. Por otra parte, el reóstato sirve como un limitador de energía, permitiendo que los canales más conductivos en el tejido se fundan antes de que se aplique la plena potencia del generador.

30

35

40

En una realización, la conmutación tiene lugar con la siguiente secuencia. Al conmutar desde la señal de referencia o de medición de bajo voltaje al generador, el primer relé 528 conmuta ambos extremos de la referencia y los interruptores en un generador llevan directamente y uno a través de un reóstato 100 ohmios. El reóstato de 100 ohmios limita la sobrecorriente momentánea a 2 amperios para una fuente de 200 voltios. Si se produce una salida cortocircuitada, se disipan 400 vatios en el reóstato de 3 vatios, que se quemaría rápidamente. Sin embargo, aproximadamente 50 milisegundos después de que el primer relé 528 conmute en el generador, un segundo relé 527 conmuta el reóstato de 100 ohmios, evitando que se queme y permitiendo que la plena potencia del generador sea entregada al tejido. Cuando el dispositivo conmuta por el otro camino (desde la ESU a la señal de la referencia), conmuta primero en el reóstato de 100 ohmios, reduciendo la corriente, y entonces conmuta completamente el generador. Esta secuencia reduce el rebote inductivo y la generación de EMI.

45

50

En una realización, los relés 527, 528 son de tipo de enganche. La mayoría de los relés mecánicos consumen una cantidad justa de potencia en su estado no predefinido (se necesita una corriente eléctrica para luchar contra la fuerza del resorte de retorno). Dado que el controlador está equipado con una batería de capacidad limitada de potencia, se utilizan dos relés de tipo enganche. Estos relés solo utilizan corriente para la transición entre dos estados estables y pueden funcionar en un nivel de potencia mucho más bajo.

55

En la Figura 17 se muestra la red de circuitos de detección de fase 530, que mide el cambio de fase entre las dos sobredichas ondas sinusoidales. La primera parte del circuito cambia de nivel la onda sinusoidal al mismo valor de CC como un voltaje de referencia. La señal cambiada de nivel se envía entonces al elemento de aporte negativo de un comparador 531. El aporte positivo se conecta directamente al voltaje de referencia de CC. Para reducir el ruido de

60

conmutación se utiliza una pequeña cantidad de histéresis. La salida del comparador es una onda cuadrada con la misma fase como la onda sinusoidal aportada. Estas dos señales son enviadas a una puerta "O" (OR) exclusiva 532. La salida de la puerta es alta cuando una de los dos aportes es alto y en caso contrario es baja. El ciclo de trabajo de la salida se relaciona por lo tanto linealmente con la fase de las dos ondas cuadradas aportadas. El ciclo de trabajo se convierte a un voltaje de CC a través de un filtro de paso bajo, que es medido por el convertidor periférico analógico a digital del microcontrolador.

La Figura 18 muestra el circuito de potencia de batería que alimenta el circuito de control mediante dos celdas de baja capacidad. La batería proporciona una vida de 500 ciclos de fusión en un lapso de 5 horas. Cuando se alcanza un número específico de sellados, o un tiempo límite específico, el controlador emite una advertencia y deja de funcionar. El controlador gestiona su demanda de potencia alrededor de las características de potencia de las baterías específicas utilizadas. El controlador incluye unos controles de gestión que impiden que se produzcan simultáneamente operaciones específicas que puedan exceder la capacidad de potencia de las baterías, apaga unas partes seleccionadas del circuito entre ciclos de fusión, y ralentiza el oscilador del microcontrolador de 4 MHz a 32 kHz entre ciclos de fusión.

La Figura 19 muestra un puerto de aporte 534 adaptado para conectar a una herramienta. Con el acoplamiento de un interruptor en la herramienta, el controlador hace unas mediciones iniciales en el tejido (corto, etc.) y sobre la base de las mediciones iniciales activa el generador para suministrar la potencia electroquirúrgica que es pasada y controlada por el controlador.

Como muchos generadores pueden activarse exclusivamente (pero también alternativamente, según la preferencia de los cirujanos) con un pedal de pie, el controlador da cabida a este tipo escenario. Por ejemplo, si el generador se activa con un interruptor de pie mientras se produce la subsiguiente activación del interruptor de mano en la herramienta, el controlador permite la conmutación de la salida del generador.

El resultado de utilizar el circuito de control descrito arriba se muestra en la Figura 20, que muestra el voltaje efectivo aplicado al tejido biológico como función del tiempo. Como se muestra en este ejemplo específico de arterias renales porcinas, el tejido se expone en 6 intervalos de fusión de alta potencia de aproximadamente 850 ms de duración, interrumpidos por 5 ciclos de medición de aproximadamente 300 ms.

En una realización, el proceso de fusión comienza al oprimir un interruptor en la herramienta, que comienza una secuencia inicial de medición. Este punto en el tiempo está marcado como inicio (interruptor activo) 535. En una realización, la herramienta verifica la resistencia entre los dos electrodos y si el cambio de fase está dentro de un intervalo aceptable. La verificación del cambio de fase previene un intento de refundir un tejido ya fundido. Sobre la base de los resultados de la comprobación inicial, el controlador conmuta la salida activada del generador al tejido. Esto inicia la aplicación de energía de RF al tejido comprimido. Después de aproximadamente 850 ms, el controlador desconecta el tejido del generador y cambia de nuevo a la primera fase de evaluación de tejido. Dependiendo del resultado, el tejido se calienta aún más, o permanece desconectado del generador para permanecer en el circuito de medición. El último caso se marca como "parada de potencia (interruptor activo)" 536. En este caso, se da una señal acústica y/o visual fuera de la unidad, indica que el tejido está sellado (o que se ha producido un corto de los electrodos). El suministro de la señal de medición al tejido se termina cuando se libera el interruptor en la herramienta, marcado como "parada manual (interruptor inactivo)" 537. En este momento se termina todo el suministro de energía al tejido.

En las Figuras 21 y 22 se muestra un análisis más detallado del ciclo de medición 538, que muestra que en ese periodo de medición pueden incluirse mediciones adicionales (aparte del cambio de fase). Tales mediciones, por ejemplo, podrían impedir un intento de fundir tejido ya fundido, o alimentar electrodos eléctricamente cortocircuitados.

En la Figura 22 se da un análisis más detallado de la meseta de medición 539 de 2 V de la Figura 21. Como muestra una vista detallada de la señal de medición de bajo voltaje 540 a 500 kHz utilizada para determinar el cambio de fase a través del tejido durante el ciclo de medición de RF.

Sistemas y procesos electroquirúrgicos

En varias realizaciones, los sistemas y los procesos electroquirúrgicos aplican energía eléctrica de alta frecuencia monopolar o bipolar a un paciente durante la cirugía. Tales sistemas y procesos están particularmente adaptados para la cirugía laparoscópica y endoscópica, en las que el acceso y la visibilidad limitados espacialmente exigen un manejo simple, y se utilizan para fundir vasos sanguíneos y soldar otros tejidos biológicos y en un aspecto para cortar, diseccionar y separar tejido/vasos. En realizaciones particulares, los sistemas y los procesos incluyen la aplicación de energía de RF al tejido mecánicamente comprimido para (a) desecar el tejido, y (b) desnaturalizar colágeno (tipo I-III) y otras proteínas, que son ricas en la mayoría de los tejidos biológicos. Como el calentamiento del colágeno a una temperatura apropiada hace que se despliegue, encoja o desnaturalice, el sistema permite el sellado de capilares y vasos sanguíneos durante la cirugía para obtener una permanente oclusión de los vasos. Como se describe con detalle más adelante, como un ejemplo, las arterias de hasta siete milímetros pueden ser obstruidas y disecadas por energía de radiofrecuencia (RF) y presión mecánica.

Al aplicar al mismo tiempo la energía eléctrica de alta frecuencia controlada al tejido comprimido, el tejido se comprime con una presión relativamente alta (aproximadamente 10 - 20 kg/cm²), y el tejido recibe suministro de energía eléctrica

suficiente como para desnaturalizar proteínas y eliminar suficiente agua del tejido. Durante este proceso, los voltajes aplicados se reducen suficientemente como para evitar el arco eléctrico (típicamente < 200 V RMS).

Al aplicar energía eléctrica de la manera descrita indicada arriba, el tejido se mueve rápidamente por el siguiente proceso de fusión/soldadura. Empezando a temperatura corporal, el tejido (a) se calienta rápidamente, llevando a (b) ruptura celular, expulsión de jugos (principalmente agua e iones salinos), (c) desenredo y "activación" de colágeno y elastina en los vasos sanguíneos a aproximadamente 60-650 C, y (d) desecación del vaso. Aquí, el proceso de desecación puede verse por la liberación de agua en forma de vapor, en la que la temperatura de vaso ha alcanzado aproximadamente 1000 C. La reducción de agua en presencia de hilos desenredados de colágeno y elastina lleva a la formación de uniones entre los hilos de colágeno, lo que lleva a un sellado fuerte y elástico del tejido. Como confirman las mediciones, las fusiones más fuertes (presión más alta de estallido) de vaso se obtienen cuando los vasos se calientan a por lo menos 70 °C, presurizados a aproximadamente 10 - 20 kg/cm², y luego se desecan a aproximadamente un 40-50% de su contenido original de agua.

Eléctricamente, el tejido puede caracterizarse durante el proceso de fusión por su impedancia, que típicamente empieza en 10-100 ohmios de resistencia estrictamente óhmica. Durante el proceso de fusión, la resistencia estrictamente óhmica se reduce un 20-50% antes de que aumente dos órdenes de magnitud. A medida que la resistencia se acerca a un valor final, la impedancia del tejido aumenta gradualmente en comportamiento capacitivo con un cambio de fase de aproximadamente 20 grados. El tejido exhibirá un comportamiento marcadamente capacitivo al final del proceso de fusión con un cambio de fase de aproximadamente 40 grados, aunque el componente óhmico permanecerá casi sin cambiar durante esta fase.

Haciendo referencia ahora a la Figura 23, se muestra una representación gráfica que ejemplifica unos datos experimentales para el sellado de una arteria renal porcina de cuatro milímetros de diámetro de acuerdo con varias realizaciones del sistema electroquirúrgico. El proceso de fusión se realiza comprimiendo la arteria con unos electrodos de 0,75 milímetros de ancho con una carga de compresión de tres libras, y energizando con un suministro de energía electroquirúrgica estabilizada en voltaje utilizando 200 V con una configuración de potencia máxima de 60 W. Se muestra el voltaje 501, la corriente 502 y la potencia eléctrica 503 al inicio del proceso de fusión (1 segundo). Como puede verse, el voltaje y la corriente sinusoidales están substancialmente en fase, p. e., la diferencia de fase o el ángulo son igual a cero. En este momento, la impedancia de la arteria es puramente óhmica con un valor de aproximadamente 100 ohmios.

En la Figura 24 se proporciona la progresión temporal del voltaje máximo y la corriente máxima aplicados para la arteria del mismo tamaño. El voltaje aplicado se estabiliza rápidamente a un valor constante, que es un artefacto del suministro de energía con voltaje estabilizado. Independientemente de la carga aplicada, los suministros de energía electroquirúrgica con voltaje estabilizado regulan el voltaje de salida a un valor preestablecido dado que el voltaje tiene un impacto dominante en el efecto electroquirúrgico. A diferencia del voltaje, la corriente conducida a través de la arteria aumenta desde 1 A inicial a 1,5 A tras 0,5 s, y luego se reduce gradualmente en los siguientes tres segundos a aproximadamente 0,2 A. En los restantes 4 segundos del tiempo de fusión el valor máximo de la corriente permanece casi sin cambios.

Otra manera de representar la información de la Figura 24 se muestra en la Figura 25, que muestra la impedancia 506 de la arteria como una función del tiempo de fusión. La impedancia inicial de la arteria cultivada son 75 ohmios. Con la aplicación de energía eléctrica a alta frecuencia la arteria se calienta rápidamente, llevando a una contracción del colágeno, la ruptura de membranas celulares y a la última expulsión del líquido atrapado (principalmente agua e iones). Como resultado, la impedancia se reduce a aproximadamente 54 ohmios. Un suministro adicional de energía eléctrica empieza a desecar la arteria, que tiene como resultado un aumento de impedancia. En aproximadamente 4 segundos en el proceso de fusión la impedancia de la arteria empieza a estabilizarse, con un aumento lento de la impedancia desde aproximadamente 800 ohmios a aproximadamente 1200 ohmios.

El proceso de fusión podría terminarse (a) en una resistencia fija y absoluta (por ejemplo 2 kohmios), que descuidaría tanto el tamaño como el tipo de tejido, (b) en un múltiplo específico del tiempo en el que la resistencia óhmica es mínima, (c) en un múltiplo específico del tiempo en el que la resistencia óhmica es igual que la inicial, o (d) en un múltiplo específico del tiempo en el que la resistencia óhmica es un cierto factor del mínimo. Sin embargo, considerando una presión de estallido de arterias fundidas y la expansión térmica, la finalización del proceso de fusión se determina para estar en la parte aplanada de la curva de impedancia. Como puede verse en la Figura 25, sin embargo, esta región es también un intervalo inexacto para las mediciones de impedancia. Similarmente, cada sucesión de (a) a (d) llega a ser mejor para determinar el punto final del tiempo de fusión (que tiene como resultado la mayor presión de estallido deseada con la menor expansión térmica deseada). La utilización de la resistencia óhmica solo como criterio de finalización puede llevar a resultados incompletos. Esto puede ser más pronunciado cuando se funden tejidos con forma distinta (incluso de misma naturaleza), también ejemplificado en la Figura 26 que muestra la resistencia relativa (relativa a la resistencia inicial) de arterias de varios tamaños y otro tejido como una función del tiempo de fusión.

La terminación del proceso de fusión para tejido del mismo material (es decir, arterias) no puede ser controlada con la precisión deseada al especificar una carga óhmica relativa (p. ej., cuando la resistencia llega a ser 3 veces la resistencia inicial). En cambio, el cambio relativo en la resistencia depende del tamaño del vaso, es decir, las arterias de < 2 mm se sellan en fracciones de segundo (cuando la resistencia se dobla aproximadamente en comparación con

la resistencia inicial), las arterias de aproximadamente 3 mm se sellan en aproximadamente 2 segundos (cuando las resistencia se triplica), y las arterias/venas de 15 mm se sellan en aproximadamente 7 segundos (cuando la resistencia aumenta en un factor de 5). Al mismo tiempo, algunas arterias no pueden seguir esa caracterización (p. ej., una arteria de 3-4 mm no llegaría a más de 2,5 veces la resistencia inicial). En cambio, el proceso de fusión debe terminar dentro de la región plana de la Figura 25. Como se ha descrito anteriormente, la precisión es difícil en la región plana con la función de tiempo en diferentes tiempos de fusión.

Monitorización basada en fase

En un aspecto, la determinación del punto final del proceso de fusión se obtiene al monitorizar el cambio de fase de voltaje y corriente durante el proceso de fusión. A diferencia de la impedancia, el cambio de fase cambia mucho más pronunciadamente en los momentos en los que la arteria se deseca y la fusión se completa, y por tanto ofrece un valor de control más sensible que la impedancia. Esto puede verse cuando se monitoriza el voltaje y la corriente como función del tiempo en diferentes momentos de fusión, como se muestra en la Figura 23 para el inicio del proceso de fusión.

En la Figura 23, el inicio de la fusión muestra que el voltaje y la corriente aplicados están en fase (con un cambio de aproximadamente -3 grados), lo que revela que la arteria se comporta predominantemente como una carga óhmica de aproximadamente 75 ohmios. El suministro adicional de energía lleva al calentamiento de la arteria, una reducción inicial en la impedancia (causada por la contracción del colágeno, la ruptura de membrana celular y la expulsión principalmente de agua e iones disueltos), y un subsiguiente aumento en la impedancia. Durante este período de fusión de vaso, la diferencia de fase entre voltaje y corriente sigue siendo pequeña con cambios mínimos, lo que indica que la arteria es estrictamente óhmica.

La arteria no se deseca completamente, y de este modo no se completa el sellado. Haciendo referencia a la Figura 27, a los 4 segundos en el proceso de fusión, la diferencia de fase aumenta lentamente a -10 grados (corriente dirige). Si bien un suministro adicional de energía eléctrica no cambia significativamente el valor de la resistencia (véase la Figura 24), sí provoca un pronunciado aumento en diferencia de fase entre voltaje y corriente. Esto puede verse en la Figura 28 a los 7 segundos en el proceso de fusión, que muestra una diferencia de fase de aproximadamente 25 grados. El proceso de fusión del vaso continúa y genera las presiones deseadas de estallido con la menor expansión térmica deseada cuando la diferencia de fase o el ángulo llegan a aproximadamente 35-40 grados como se muestra en la Figura 29. También, como se muestra, el ángulo de fase llega a aproximadamente 20 a 40 grados. Similarmente, la diferencia de fase o el ángulo necesario para tener como resultado soldadura de otro tejido llega a aproximadamente 45-50 grados para el tejido pulmonar, y 60 a 65 grados para el intestino delgado. Sin embargo, para todos los tipos de tejido, llegar a un extremo alto del intervalo de fase puede llevar a tiempos de sellado excesivamente largos. Por consiguiente, como se describe con detalle más adelante, la aplicación de energía de RF, es decir; señal de impulso, a través de un generador electroquirúrgico en conjunción con la medición o monitorización del cambio de fase, es decir, una señal de medición, a través de un controlador electroquirúrgico se proporcionan para fusionar o soldar vasos y tejidos de acuerdo con varias realizaciones del sistema electroquirúrgico.

Determinación de punto final basada en las propiedades de tejido

La utilización de la diferencia de fase entre voltaje y corriente como un valor de control en el proceso de fusión o soldadura, en lugar de la impedancia, puede mostrarse aún más al caracterizar el tejido eléctricamente. Cuando se considera que los vasos y el tejido son un reóstato óhmico R y un condensador C dependientes del tiempo en paralelo

(ambos dependen del tamaño y tipo de tejido) la diferencia de fase puede ser obtenida con $R = \frac{\rho \cdot d}{A}$, donde R es la resistencia óhmica, ρ la resistencia específica, A el área y d el grosor del tejido fundido, $X_c = \frac{1}{\omega \cdot C}$, donde X_c es la impedancia capacitiva, ω la frecuencia y C la capacidad del tejido, y $C = \frac{\epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot A}{d}$, donde ϵ and ϵ_0 son la permisividad relativa y la absoluta.

La diferencia de fase ϕ se puede expresar entonces como

$$\phi = \arctan\left(\frac{X_c}{R}\right) = \arctan\left[(\omega \cdot \epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot \rho)^{-1}\right]$$

Como tal, la diferencia entre la monitorización de la diferencia de fase ϕ opuestamente a la resistencia (óhmica) R es que ϕ depende solo de la frecuencia aplicada ω y de las propiedades materiales (a saber, la constante dieléctrica ϵ y la conductividad ρ) pero no de las dimensiones de tejido (a saber el área A de tejido comprimido y el grosor d de tejido). Por otra parte, el cambio relativo en la diferencia de fase es mucho más grande al final del proceso de fusión que el cambio en la resistencia de tejido, lo que permite una medición más fácil y más precisa.

Además, con la medición de las propiedades dieléctricas iniciales del tejido (constante dieléctrica ϵ y conductividad ρ)

a una cierta frecuencia, puede determinarse el tipo de tejido. Las propiedades dieléctricas para diversos tipos de tejido biológico, dispuestas por valores crecientes del producto de la constante dieléctrica ϵ y la conductividad ρ se dan en la Figura 30 a una frecuencia de 350 kHz (que está en intervalo de frecuencia de un generador electroquirúrgico típico). Con la medición del producto de constante dieléctrica ϵ y conductividad ρ del tejido (que son características materiales e independientes de las dimensiones de tejido) antes del proceso real de fusión o soldadura, puede determinarse el cambio de fase necesario para fundir o sellar adecuadamente el tejido biológico específico a partir de la Figura 30. El cambio de fase necesario para fundir o sellar con fiabilidad el respectivo tipo de tejido se mide como función del producto de constante dieléctrica ϵ y de conductividad ρ del tejido (en 350 kHz). Las Figuras 31 y 32 enfatizan adicionalmente esta función en la que en la Figura 31, la determinación de punto final se muestra como una función de una lectura inicial de fase y en la Figura 32 se muestra la determinación de punto final como una función de las propiedades de tejido (conductividad por la permisividad relativa). La función de las propiedades de tejido también puede expresarse $\text{end} = 38 + 29 [1 - \exp(-0,0091)]$.

Como resultado, (a) la medición de las propiedades dieléctricas del tejido y (b) el control y retroinformación de la diferencia de fase permiten un mecanismo preciso de control y retroinformación para diversos tipos de tejido, independientemente del tamaño de tejido y permite emplear fuentes de alimentación electroquirúrgicas estándar (que funcionan individualmente en un intervalo muy cercano de frecuencias). Sin embargo, cabe señalar que esa frecuencia específica de las propiedades de tejido a la que realiza la medición puede ser igual o diferente a la frecuencia específica de la fase. Si la medición de tejido se basa en la frecuencia impulsora del generador, y aunque se utilizan diversos generadores (todos los cuales funcionan en un intervalo cercano de frecuencias), los puntos finales serán diferentes. Por tanto, para tal caso, puede ser deseable (1) utilizar una señal externa de medición (que es a la misma frecuencia), o (b) utilizar un generador autónomo.

Como tal, el controlador se configura para determinar el producto de constante dieléctrica y conductividad, así como la diferencia de fase entre el voltaje y la corriente aplicados para monitorizar y controlar el proceso de fusión o soldadura de tejido. En particular, la red de circuitos de control y de retroinformación del controlador determina cuándo la diferencia de fase alcanza el valor de cambio de fase determinado por el resultado de las mediciones dieléctricas y de conductividad. Cuando se llega a este umbral, se termina el proceso de fusión o soldadura. Se proporciona un indicador, p. ej., visual o audible, para enviar una señal de finalización y en un aspecto el controlador restringe (completamente, casi completamente o a un mínimo predeterminado) la entrega adicional de energía eléctrica a través de los electrodos. Como tal, la herramienta que genera el sello, soldadura o la conexión del tejido proporciona un contacto no traumático con el tejido conjuntivo y proporciona suficiente presión de estallido, resistencia a la tracción o resistencia a la ruptura dentro del tejido.

Compensación de la carga capacitiva de las herramientas conectadas

En una realización, la medición y la consideración de la capacitancia de herramienta y la resistencia de herramienta se proporcionan para una evaluación inicial uniforme del tejido (conductividad y permisividad) que proporciona el punto final del proceso específico de tejido (es decir, coagulación, fusión o soldadura). En otro aspecto de la descripción, la medición y la consideración de la capacitancia de herramienta y la resistencia de herramienta permiten una mediciones uniformes de retroinformación de tejido (cambio de fase) que asegura unos resultados uniformes de modificación de tejido (es decir, coagulación, fusión o soldadura).

La Figura 33 muestra unos diagramas de fase de dos herramientas electroquirúrgicas. Como puede verse, ambas herramientas se representan eléctricamente como cargas resistivas u óhmicas (originadas principalmente desde el mazo de cables 1500 que conecta la herramienta manual al generador, así como las conexiones dentro de las herramientas manuales), así como cargas capacitivas (originadas principalmente desde las mordazas de herramienta, así como el mazo de cables 1500 que conecta la herramienta manual al generador). En un diagrama de fase, la herramienta puede caracterizarse por un ángulo de fase.

Los valores de las impedancias óhmicas y capacitivas encontradas en disposiciones típicas de las herramientas están en el intervalo de 1-10 ohmios para la carga óhmica y 1-100 kohmios para resistencias capacitivas (capacitancia de varias decenas a varios cientos de pF a varios 100 kHz). Incluso para dos herramientas iguales, las variaciones en las características de herramienta (tales como conexiones cableadas, longitud de mazo, etc.) puede llevar a diferentes ángulos de fase y para la misma herramienta. Como se mostrará más adelante, estas variaciones pueden llevar a diferentes resultados de medición de tejido, utilizados antes y durante la evaluación de tejido.

Como se muestra en la Figura 34, el diagrama de fase de una herramienta electroquirúrgica que está en contacto con el tejido se compone de componente resistivo y capacitivo de la herramienta (flechas de puntos) que se añade a la componente óhmica y capacitiva del tejido (flechas continuas) para presentar una carga total al generador electroquirúrgico (línea de trazos). Para técnicas de medición de tejido que dependen del cambio de fase de voltaje y corriente, la presencia de la herramienta altera significativamente los resultados de la medición pretendida de tejido por la fase aparente.

En este contexto, la presencia de la herramienta (impedancia) no supone un problema real si la medición de tejido antes de la alimentación (para determinar el punto final de fusión/soldadura) ni durante la alimentación (para determinar el punto final de la fusión/soldadura) ha sido definida con la mismísima herramienta (es decir, impedancia de herramienta). En cambio, las variaciones de las impedancias de herramienta llevan a diferentes resultados en la

evaluación inicial de tejido (que indica un punto final impreciso) y en la medición de retroinformación de tejido (que determina el punto final de la fusión/soldadura).

Como tal, el controlador utilizado para medir el cambio de fase durante el proceso de modificación de tejido puede utilizarse para determinar inicialmente la impedancia inicial de herramienta (p. ej., al enchufar el conector de herramienta al generador electroquirúrgico), cuando en el algoritmo de medición de tejido se consideran entonces la tolerancias/cambios en las características de herramienta. Esto permitirá valores de medición de tejido que son independientes de los valores óhmicos y capacitivos y/o de las tolerancias de la herramienta electroquirúrgica específica.

Por consiguiente, hablando generalmente, cuando aumenta la capacitancia de herramienta, el cambio de fase de punto final disminuye. En particular, cuando aumenta la capacitancia de herramienta, la impedancia capacitiva disminuye ($X=1/\omega C$). La menor impedancia capacitiva lleva a un cambio de fase de punto final más pequeño o disminuido. Similarmente, cuando aumenta la resistencia de herramienta, el cambio de fase de punto final disminuye.

También, desde una perspectiva inicial de determinación de tejido, hablando generalmente, cuando aumenta la capacitancia de herramienta, el cambio de fase inicial aparente disminuye en comparación con el valor "ideal". El valor "ideal" es una herramienta que tiene capacitancia nula o casi nula. Similarmente, cuando aumenta la resistencia de herramienta, el cambio de fase inicial aparente disminuye en comparación con el valor "ideal". Como tal, cuando aumenta la capacitancia de herramienta ($C = A/d$) y/o la resistencia de herramienta ($R = d/A$), hay un aumento en la permisividad y/o en la conductividad que se refleja en una disminución en la $\tan\phi$, es decir una disminución en la fase. En un ejemplo, una herramienta electroquirúrgica con una capacitancia de 160 pF tenía un cambio de fase inicial de 9 - 59 grados frente a una herramienta que tenía una capacitancia de 230 pF que tenía un cambio de fase inicial de 6-23 grados. Adicionalmente los valores del producto de permisividad y conductividad de tejido que son inversamente proporcionales al cambio de fase inicial, cuando aumenta la capacitancia y/o la resistencia de herramienta, el valor del producto de permisividad y conductividad de tejido aparente aumenta en comparación con el valor "ideal".

La Figura 35 muestra la resistencia óhmica de una arteria renal porcina durante el proceso electroquirúrgico de fusión. Como se mostró anteriormente, el proceso de fusión de vasos sanguíneos y/o soldadura de tejido puede ser controlado mejor cuando se mide la diferencia de fase o ángulo entre el voltaje aplicado y la corriente provocada y se utiliza para interrumpir el proceso de fusión/sellado. Dependiendo del tipo de tejido, se ha encontrado que el punto final es ideal a aproximadamente 40 grados (vasos sanguíneos) o 60 grados (intestinos), respectivamente.

En lugar del tejido que llega rápidamente a una fase predeterminada (que va de 40 a 60 grados, dependiendo del tipo de tejido), el cambio de fase medido se acerca asintóticamente al umbral de corte. Esto se muestra en la Figura 36 para el mismo sellado que se da en la Figura 35. Como puede verse, el cambio de fase aumenta rápidamente durante el proceso inicial de fusión, pero luego aumenta lentamente para el resto del sellado. El planteamiento asintótico puede requerir una cantidad significativa de tiempo para llegar al umbral final de fase (por ejemplo, 40 grados). Como tal, en lugar de depender del valor de fase para llegar a un valor definido solo, adicionalmente puede utilizarse la derivada de la fase para evitar planteamientos asintóticos a un valor de fase finalizado. La derivada del valor de fase del mismo sellado se muestra en la Figura 37. Como se muestra, la fase cambia (aumenta) fuertemente durante los primeros 0,5 s en el sellado y cambia poco durante el resto del sellado. Después de aproximadamente un tiempo de sellado de 1,5 s, la derivada de la fase $d\phi/dt$ llega a un valor predeterminado de 0,1 grados/segundo para terminar el sellado (independiente de la lectura real de fase).

Adicionalmente, el valor determinado de fase puede sobrepasarse sin que se detecte, por ejemplo, cuando el nivel de recorrido de fase se alcanza durante el tiempo de lectura del procesador que controla la fuente de alimentación. En tales casos, el procesador no puede reconocer que se ha llegado a la parada final de fase. Esto se muestra en la Figura 38 para soldadura de intestinos porcinos. Como puede verse, el cambio de fase sobrepasa un umbral predeterminado de fase de 60 grados, pero en su lugar alcanza un nivel asintótico de estado estable de 50 grados. En lugar de depender del valor de fase para llegar a un valor definido solo, la derivada de la fase también se utiliza para asegurar que termine el sellado.

La derivada del valor de fase del mismo sellado se muestra en la Figura 39. Como se muestra, la fase cambia (aumenta) fuertemente durante los primeros 0,25 s en la soldadura y cambia solo un poco durante el resto del sellado. A aproximadamente 1,5 s en la soldadura, la derivada de la fase $d\phi/dt$ llega a un valor predeterminado de 0,1 grados/segundo y termina la soldadura (independiente de la lectura real de fase). La derivada de la fase en una realización se establece en 0,02 grados por segundo. También se ha encontrado aceptable un intervalo de derivada de fase de 0,2 a 0,01 grados por segundo. En el último caso, la derivada de la lectura de ángulo de fase proporciona una característica de seguridad para finalizar un sellado/soldadura.

Como anteriormente se ha descrito y como se describe por toda la solicitud, el generador electroquirúrgico en última instancia suministra energía de RF a una herramienta electroquirúrgica conectada. El generador electroquirúrgico asegura que la energía de RF suministrada no supere los parámetros especificados y detecta fallos o situaciones de error. En varias realizaciones, sin embargo, una herramienta electroquirúrgica proporciona las órdenes o la lógica que se utilizan para aplicar apropiadamente energía de RF para un procedimiento quirúrgico. Una herramienta electroquirúrgica incluye una memoria que tiene unas órdenes y parámetros que dictan el funcionamiento de la herramienta conjuntamente con el generador electroquirúrgico. Por ejemplo, en un caso sencillo, el generador puede

suministrar la energía de RF pero la herramienta conectada decide cuánta energía se aplica. El generador sin embargo no permite que el suministro de energía de RF supere un umbral establecido incluso si la herramienta conectada lo dirige, proporcionando de ese modo una comprobación o certeza contra una orden defectuosa de herramienta.

5 En una realización, cada herramienta viene con un circuito integrado que proporciona autenticación, configuración, vencimiento y apuntes de herramienta. La conexión de herramientas en los receptáculos o puertos inicia un proceso de verificación e identificación de herramienta. En una realización, la autenticación de herramienta se proporciona mediante un plan de desafío-respuesta y/o una clave secreta almacenada, compartida también por el controlador. Otros parámetros tienen claves *hash* para comprobaciones de integridad. Los usos se apuntan en el controlador y/o en el circuito integrado de herramienta. En una realización, los errores pueden tener como resultado un uso sin apuntar.

10 En una realización, el registro de apuntes se establece en binario y es interpretado con herramientas sin conexión (*offline*) o a través del controlador.

15 En una realización, la conexión de una herramienta bipolar estándar en la salida bipolar estándar no comprobará activamente la herramienta. Sin embargo, el controlador reconoce una conexión de modo que la información en la salida bipolar pueda ser expuesta en el monitor o interfaz de usuario de la unidad. La pantalla reserva un campo para la salida bipolar antes de que la salida sea activada. En una realización, el controlador utiliza unos componentes temporales de medición para monitorizar el vencimiento de una herramienta. Tales componentes utilizan osciladores de sondeo, o temporizadores, relojes-calendario en tiempo real y se configuran en el momento del arranque. Las interrupciones de temporizador son manejadas por el controlador y pueden ser utilizadas por las sucesiones de comandos para tiempos de espera. El apunte también utiliza temporizadores o contadores para marcar el tiempo en los eventos apuntados.

20

25 En una realización, la herramienta tiene una memoria integrada o desmontable de la herramienta. Una sucesión de comandos o algoritmo de herramienta dentro de la memoria de herramienta se carga en un interpretador de sucesión de comandos del generador. La sucesión de comandos proporciona órdenes y parámetros que preparan la herramienta para el uso cuando se conecta al generador. Con la activación de un interruptor acoplado a la herramienta, el controlador detecta el cierre de interruptor, y autentica la herramienta, comprueba el estado de vencimiento de la herramienta, e inicializa las estructuras internas de datos que representan la herramienta del receptáculo. Una subsiguiente activación del interruptor de herramienta inicia un evento que hace que la sucesión de comandos dirija el generador para suministrar energía de RF. El controlador apunta el uso de la herramienta y del generador. Cuando la herramienta se desconecta del receptáculo del generador, el controlador restablece la información asociada con el receptáculo. El controlador monitoriza constantemente el funcionamiento apropiado del generador. Se anuncian los errores y los fallos irreversibles y se impide un funcionamiento adicional del sistema. Todos los fallos son almacenados en la memoria del controlador y/o en la memoria de la herramienta.

30

35 Los datos de un procedimiento específico (p. ej., desde el encendido al apagado) se almacenan en cada herramienta. La herramienta contiene adicionalmente los datos de un procedimiento, es decir, el número de usos de herramienta, los ajustes de potencia y los fallos. En una realización, cada herramienta contiene la información de todas las demás herramientas. La memoria de herramienta incluye pero no se limita a los siguientes parámetros: número de serie de generador, marca de tiempo, evaluación de tejido y ajustes de punto final para cada uso de herramienta, corte, coagulación, soldadura, ajustes de potencia, duración de RF y punto final (auto-parada, fallo, parada manual, etc.).

40 El generador apunta detalles de uso en un registro interno que se puede descargar. El generador tiene memoria para el almacenamiento de prestaciones de máquina y de código. El generador tiene memoria reprogramable que contiene instrucciones para prestaciones específicas de herramienta. La memoria retiene, por ejemplo, un número de serie y parámetros de uso de herramienta. El generador almacena información acerca del tipo de herramientas conectadas. Tal información incluye, pero no se limita a, un identificador de herramienta, p. ej., un número de serie de una herramienta conectada, junto con una marca de tiempo, el número de usos o la duración del uso de la herramienta conectada, los ajustes de potencia de cada cambio hecho en los ajustes predefinidos. En una realización, la memoria contiene los datos durante aproximadamente dos meses o aproximadamente 10000 usos de herramienta y se configura para sobrescribirse a sí misma en caso necesario.

45

50 En una realización, el controlador incluye un módulo interpretador de máquina de estado que analiza sintácticamente sucesiones de comandos de herramienta. Las sucesiones de comandos de herramienta representan un proceso de herramienta para una herramienta específica o dada. Las sucesiones de comandos de herramienta se almacenan en la memoria conectada o integrada en una herramienta, el controlador o una combinación de los mismos. El módulo del interpretador de la máquina del estado responde a eventos específicos, tal como una activación/desactivación de interruptor, posiciones de herramienta o al superar umbrales de medición. Con la respuesta, el módulo controla la salida de energía de RF y/o la activación de electrodos. En una realización, se proporciona un módulo interpretador para cada receptáculo de aporte de herramienta. El controlador detecta eventos de herramienta y reenvía el evento detectado al módulo interpretador apropiado. El módulo a su vez solicita acciones del controlador sobre la base del evento detectado que proporciona salida a la herramienta conectada asociada con el receptáculo apropiado de aporte de herramienta y también el módulo interpretador apropiado.

55

60 En una realización, el controlador tiene una sucesión de comandos fija específica o predeterminada de herramienta para un receptáculo de aporte específico. Como tal, solo se utiliza esta sucesión de comandos de herramienta para la herramienta conectada al receptáculo de aporte particular. El módulo interpretador incluye un detector de eventos y un

analizador sintáctico de sucesión de comandos. El detector de eventos recibe e identifica eventos de herramienta, tales como un evento de activación/desactivación o un evento de medición (p. ej., umbral de fase superado). El detector de eventos formula peticiones al controlador para controlar la salida de RF, selección de salidas, cambios en la pantalla y tonos de audio. Otros eventos detectados incluyen la detección de interruptores de mano y pie, interruptores de mordaza, eventos de fase máxima (*phase over*) y de fase mínima después de máxima (*phase under-after-over*), cortocircuitos y circuitos abiertos, estados de sucesión de comandos de herramienta. El analizador sintáctico de sucesiones de comandos interpreta las sucesiones de comandos de herramienta. Las palabras clave en las sucesiones de comandos ayudan al analizador sintáctico de escritura a extraer órdenes y datos de funcionamiento para el funcionamiento de herramienta sobre la base de un evento detectado, identificado por el detector de eventos. Además del voltaje, corriente, etc., puntos de consigna, una sucesión de comandos de herramienta especifica la fuente de RF como la fuente de CORTE o de COAG. La sucesión de comandos también especifica qué electrodos conectar a RF +, RF- o tienen permitido flotar. Como la sucesión de comandos controla la configuración de electrodos y puede establecer umbrales que provocan eventos, una sucesión de comandos puede reconfigurar completamente una herramienta durante su uso.

La sucesión de comandos controla la configuración de salida de voltaje y corriente, así como las secuencias de la configuración de voltaje y corriente. Por ejemplo la permisividad y la conductividad de los vasos sanguíneos son igualmente independientes del tamaño. Un pequeño vaso sanguíneo se fundirá muy rápidamente mientras un vaso grande puede tardar varios segundos. Al aplicar una gran cantidad de corriente a un pequeño vaso se puede causar un excesivo daño al tejido, mientras que al utilizar una pequeña cantidad de corriente tardará un tiempo inaceptablemente largo en realizar la función de fusión. Por lo que para modificar las prestaciones de herramienta, la sucesión de comandos puede ordenar inicialmente una pequeña cantidad de corriente de RF, y si no se llega al punto final de fusión en menos de un segundo, se ordena una corriente alta para acelerar la fusión de un vaso grande. Otro uso de sucesiones de comandos para modificar las prestaciones de herramienta para conmutar de una operación (coagulación) a otra operación (corte) es reconfigurar los electrodos de herramienta y la salida de ESG para simplificar un proceso multietapa tal como fusión y corte. Cuando el clínico inicia el proceso, la sucesión de comandos preparará primero la unidad para la fusión, la medición del ángulo de fase de tejido que indica el punto final de fusión. La potencia de RF se enciende entonces hasta que se llega al punto final de fusión. La unidad apagará entonces la potencia de RF y pitará para indicar que la fusión está completa. La unidad conmuta entonces los electrodos a la configuración de corte, establece la salida de RF para el corte y reinicia la salida de RF. Cuando se completa el corte, el clínico detiene la operación de corte.

Haciendo referencia a la Figura 40, se proporciona una visión general de unas operaciones de herramienta. Una herramienta conectada al generador electroquirúrgico se verifica 601. El punto final se determina 602. La herramienta aplica energía 603, p. ej., energía de RF, y continúa hasta que se llega a un punto final o se detecta una situación de error. Con la determinación de que se ha llegado o se ha superado un punto final 604, la herramienta se desactiva (p. ej., se detiene la aplicación de energía) finalizando el proceso.

Sobre la base del algoritmo de herramienta para la herramienta conectada, la verificación de herramienta y la determinación de un punto final pueden variar. En particular, un cortocircuito de herramienta se determina midiendo la resistencia en una superficie, de la herramienta, que contacta con tejido. Si la resistencia es menos de diez (10) ohmios, se reconoce una situación de cortocircuito de herramienta. De acuerdo con diversas realizaciones, el producto de la permisividad y la conductividad medidas de tejido o un cambio inicial de fase se utilizan para determinar el punto final para una herramienta conectada.

De acuerdo con diversas realizaciones, se mide el cambio de fase y/o una tasa de cambio de fase durante todo el proceso para determinar si se ha llegado o superado un punto final. También, unos parámetros de tiempo de espera, p. ej., un temporizador o contador que llega a un tiempo límite establecido, o una situación de fallo detiene o interrumpe el proceso incluso si no se ha llegado o superado el punto final determinado.

Herramientas electroquirúrgicas portátiles o de mano

Como se ha descrito generalmente arriba y como se describe con detalle más adelante, en los sistemas electroquirúrgicos descritos en esta memoria se pueden utilizar diversas herramientas electroquirúrgicas portátiles. Por ejemplo, las pinzas, tijeras, pincitas, sondas, agujas y otros instrumentos electroquirúrgicos que incorporan uno, alguno o todos los aspectos tratados en esta memoria pueden proporcionar diversas ventajas en un sistema electroquirúrgico. Más adelante se tratan diversas realizaciones de herramienta electroquirúrgica. Se contempla que algunas o todas las características tratadas generalmente más adelante puedan ser incluidas en cualquiera de las realizaciones de herramienta tratadas más adelante. Por ejemplo, puede ser deseable que cada una de las herramientas descritas más adelante incluya una memoria para la interacción con un circuito de retroinformación como se ha descrito arriba. Sin embargo, en otras realizaciones, las herramientas descritas más adelante pueden configurarse para interactuar con una fuente de alimentación bipolar estándar sin interacción de una memoria de herramienta. Adicionalmente, aunque se contempla que ciertos aspectos de estas realizaciones se puedan combinar con ciertos aspectos de otras realizaciones, dentro del alcance de esta solicitud. Ciertos aspectos de estas herramientas electroquirúrgicas se tratan generalmente en esta memoria, y con más detalle en adelante con respecto a varias realizaciones.

Como se ha tratado arriba con respecto a las Figuras 1A y 1B, una herramienta electroquirúrgica puede incluir

deseablemente una memoria. La memoria puede incluir un módulo de cifrado y un módulo de dispositivo de configuración. El módulo de dispositivo de configuración puede almacenar ciertos tipos de datos de herramienta. Por ejemplo el módulo de dispositivo de configuración puede almacenar parámetros de funcionamiento para la herramienta, incluido software que se transferirá a una unidad electroquirúrgica con la conexión eléctrica exitosa a la unidad electroquirúrgica. Estos parámetros operativos pueden incluir datos relativos a diversos procedimientos electroquirúrgicos a realizar por la herramienta y los correspondientes intervalos de nivel energético y las duraciones para estas operaciones, los datos relativos a una configuración de electrodo de una herramienta, y los datos relativos a la conmutación entre electrodos para realizar diferentes procedimientos electroquirúrgicos con la herramienta. Ventajosamente, a diferencia de los sistemas electroquirúrgicos de la técnica anterior, pueden hacerse rápidamente cambios a los perfiles de herramienta y actualizaciones periódicas de herramienta sin tiempo de inactividad para los generadores electroquirúrgicos, ya que el software para el funcionamiento de herramienta puede residir en la propia herramienta electroquirúrgica, en lugar de en el generador. Por consiguiente, las actualizaciones pueden hacerse durante la producción de herramienta.

El módulo de dispositivo de configuración puede almacenar además un diario de datos que comprende, por ejemplo, un registro de información de cada uso anterior de herramienta. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el diario de datos puede contener los datos de marca de tiempo, incluido un identificador de unidad electroquirúrgica, un diario de procedimientos electroquirúrgicos realizados por la herramienta, y un diario de duraciones y energías aplicadas a la herramienta. En algunas realizaciones, puede ser deseable que el uso de una herramienta particular se limite a un máximo período de uso o número de procedimientos, especialmente cuando la herramienta electroquirúrgica no ha sido configurada para esterilización y reutilización. Por consiguiente, en algunas realizaciones, el módulo de dispositivo de configuración puede configurarse para impedir el funcionamiento de una herramienta después de un predeterminado uso o número de procedimientos. En algunas realizaciones, una herramienta puede comprender una traba mecánica además o en lugar del diario de datos, tal como un conector rompible de un solo uso para reducir la posibilidad de una reutilización involuntaria.

En algunas realizaciones, es deseable que la herramienta se comunique con la unidad electroquirúrgica mediante un protocolo cifrado. Por consiguiente, la memoria puede almacenar además un módulo de cifrado, o clave de cifrado para facilitar esta comunicación cifrada.

Como se ha tratado arriba con respecto a las figuras 18 y sea una, es deseable que una herramienta electroquirúrgica para el uso en el sistema electroquirúrgico incluya uno o más indicadores de audio y/o visuales. En algunas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica puede incluir una distribución de ledes, o de un conjunto de ledes multicolor, tal como un conjunto de ledes de tres colores capaces de generar muchos colores combinados. El indicador visual puede configurarse para iluminarse con un color correspondiente al tipo de procedimiento electroquirúrgico realizado por la herramienta. Cuando una herramienta se configura para realizar múltiples tipos diferentes de procedimientos electroquirúrgicos, deseablemente el indicador visual se actualiza para reflejar el procedimiento electroquirúrgico seleccionado en ese momento. De este modo, ventajosamente, un usuario puede decir, mientras mira el campo quirúrgico, para qué tipo de procedimiento electroquirúrgico a realizar está configurada la herramienta.

Herramienta electroquirúrgica de fusión

Haciendo referencia a las Figuras 41A-41B, se proporciona una realización de un sellador/divisor laparoscópico de mano o herramienta de fusión 1100. En la realización ilustrada, el sellador/divisor comprende un conjunto de asidero 1110, un tronco alargado 1120 que se extiende desde el conjunto de asidero 1110, y un conjunto de mordazas 1130 colocado en el tronco alargado 1120 opuesto al conjunto de asidero 1110. El tronco alargado 1120 tiene un extremo proximal y un extremo distal que entremedio definen un eje longitudinal central. En la realización ilustrada, el conjunto de asidero 1110 comprende un asidero semejante a una empuñadura de pistola. En una realización, el tronco alargado 1120 y el conjunto de mordazas 1130, están dimensionados y conformados para encajar a través de un orificio de acceso o cánula de trocar de 5 mm de diámetro. En otras realizaciones, el tronco alargado y el conjunto de mordazas pueden tener un tamaño y configurarse para encajar a través de una cánula de trocar u orificios de acceso que tienen otros tamaños estándar o no estándar. En la Figura 41A, el conjunto de asidero 1110 se muestra en una posición primera o inicial en la que las mordazas están abiertas.

Haciendo referencia a las Figuras 41A-42B, el conjunto de asidero 1110 comprende un asidero estacionario 1112 y un asidero de accionamiento 1114 acoplado moviblemente al asidero estacionario. En la realización ilustrada, el asidero estacionario 1112 comprende un alojamiento formado de un bastidor derecho 1112R y uno izquierdo 1112L de asidero. En otras realizaciones, el asidero estacionario 1112 puede ser un único componente, o puede ser un alojamiento formado de más de dos piezas. En la realización ilustrada, el asidero de accionamiento 1114 se acopla de manera deslizante y pivotante al alojamiento estacionario, como se trata con detalle adicional más adelante. En funcionamiento, el asidero de accionamiento 1114 puede ser manipulado por un usuario, p. ej., un cirujano, para accionar el conjunto de mordaza, por ejemplo, que abre y cierra selectivamente las mordazas.

Continuando con la referencia a las Figuras 42A-42B, en la realización ilustrada, el asidero de accionamiento 1114 se acopla al asidero estacionario 1112 para formar un mecanismo de regulación de fuerza 1200 que acopla el conjunto de asidero 1110 al conjunto de mordazas 1130. Deseablemente, el mecanismo de regulación de fuerza 1200 se puede configurar de tal manera que en la configuración cerrada, el conjunto de mordazas 1130 entregue una fuerza de agarre entre la primera mordaza 1132 y la segunda mordaza 1134 entre una fuerza mínima predeterminada y una fuerza

máxima predeterminada.

Continuando con la referencia a las Figuras 42A-42B, en la realización ilustrada, el asidero de accionamiento 1114 se acopla al asidero estacionario 1112 en dos ubicaciones deslizantes de pivote 1202, 1204 para formar el mecanismo de regulación de fuerza 1200. El asidero de accionamiento 1114 tiene un primer extremo 1116 que incluye una superficie de agarre formada sobre el mismo, y un segundo extremo 1118 opuesto al primer extremo 1116. En la realización ilustrada, el asidero de accionamiento 1114 se acopla a un pasador 1206 adyacente al segundo extremo 1118. En algunas realizaciones, el asidero de accionamiento 1114 puede formarse integralmente con un saliente que se extiende desde el mismo definiendo una superficie de pasador, mientras que en otras realizaciones, un pasador puede encajarse a presión en una abertura en el asidero de accionamiento. El pasador 1206 puede estar contenido dentro de unas ranuras en el asidero estacionario 1112, tal como unas correspondientes ranuras formadas en el bastidor derecho e izquierdo 1112R, 1112L de asidero, del alojamiento estacionario de asidero. Estas ranuras pueden permitir al pasador deslizante 1206 moverse una distancia predeterminada. En algunas realizaciones, las ranuras pueden configurarse para definir un recorrido deseado de asidero de accionamiento a medida que el asidero de accionamiento se mueve desde la primera posición correspondiente a mordazas abiertas a una segunda posición correspondiente a mordazas cerradas. Por ejemplo, la realización ilustrada incluye unas ranuras generalmente lineales, formadas en el asidero estacionario 1112 con un ángulo desde el eje longitudinal central del tronco alargado 1120. En otras realizaciones, las ranuras pueden formarse generalmente paralelas al eje longitudinal central. En algunas realizaciones, las ranuras pueden ser curvilíneas.

En la realización ilustrada, el mecanismo de regulación de fuerza 1200 incluye un miembro de predisposición, tal como un resorte 1208 de disparador, que predispone el pasador en sentido proximal hacia la parte trasera de las ranuras de pasador en el bastidor derecho e izquierdo de asidero (véase, por ejemplo, la Figura 42B). El resorte 1208 de disparador y el asidero de accionamiento 1114 pueden pivotar libremente o sin obstáculos en su punto de conexión 1202. El miembro de predisposición 1208 puede ser precargado con una fuerza predeterminada. En funcionamiento, a medida que se ejerce una fuerza predeterminada en el asidero de accionamiento 1114, se vence una fuerza de predisposición ejercida por el resorte 1208 de disparador, y el segundo extremo 1118 del asidero de accionamiento 1114 puede trasladarse en general distalmente, guiado por el pasador en las ranuras.

Mientras la realización ilustrada incluye una disposición de pasador en ranura que acopla un punto de pivote del asidero de accionamiento con el asidero estacionario, en otras realizaciones, se contempla que puedan formarse otras conexiones. Por ejemplo, en algunas realizaciones, puede formarse una ranura en el asidero de accionamiento y puede formarse una proyección de emparejamiento en el asidero estacionario. Por otra parte, mientras la realización ilustrada incluye un resorte helicoidal de tensión que forma el miembro de predisposición, en otras realizaciones se contemplan otros miembros de predisposición. Por ejemplo, el miembro de predisposición puede comprender un resorte de compresión, un resorte de torsión, una banda elastomérica, una unidad llena de fluido que absorbe golpes, u otro dispositivo adecuado de predisposición.

Continuando con la referencia a las Figuras 42A-42B, en la realización ilustrada el asidero de accionamiento 1114 se acopla, de manera deslizante y pivotante, al asidero estacionario 1112 en una ubicación entre el primer y segundo extremo 1116, 1118 del asidero de accionamiento. Un miembro de accionamiento, tal como un bloque de tiro 1250, puede acoplarse al asidero de accionamiento. En la realización ilustrada, un recorrido de accionamiento del bloque de tiro 1250 está definido por unos rieles formados en el bastidor derecho e izquierdo 1112L, 1112R de asidero. Cuando el asidero de accionamiento 1114 se mueve proximalmente, el bloque de tiro 1250 también se mueve, cerrando eficazmente las mordazas, sujetando de ese modo cualquier tejido entre las mordazas. En la realización ilustrada, los rieles guían el bloque de tiro 1250 para que se deslice proximal y distalmente mientras se limita el movimiento en otras direcciones. En otras realizaciones, otros diversos miembros de guía, tal como una disposición de pasador en ranura, pueden definir el recorrido de accionamiento del miembro de accionamiento.

Como se ilustra, el bloque de tiro 1250 comprende una estructura prismática generalmente rectangular que tiene una cara superior e inferior generalmente abiertas y un extremo proximal substancialmente cerrado. El asidero de accionamiento 1114 puede extenderse a través de la cara superior e inferior del bloque de tiro 1250. Una orilla del asidero de accionamiento 1114 puede apoyarse en el extremo proximal del bloque de tiro 1250, de tal manera que el movimiento del asidero de accionamiento 1114 con respecto al asidero estacionario pueda mover el bloque de tiro 1250 de manera generalmente longitudinal a lo largo del recorrido de accionamiento definido por los rieles. Un extremo distal del bloque de tiro 1250 puede acoplarse con un tronco de accionamiento, tal como un tubo, barra o varilla de accionamiento, que puede extenderse longitudinalmente a lo largo del tronco alargado del sellador/divisor. De este modo, en funcionamiento, el movimiento del asidero de accionamiento 1114 desde la primera posición a la segunda posición traslada longitudinalmente el bloque de tiro 1250 dentro del alojamiento estacionario, que correspondientemente traslada la varilla de accionamiento de manera generalmente lineal a lo largo del eje longitudinal con respecto al tronco alargado. El movimiento de este tubo de accionamiento puede controlar el movimiento relativo de las mordazas en el conjunto de mordaza.

Continuando con la referencia a las Figuras 42A y 42B, en algunas realizaciones, el sellador/divisor puede incluir un mecanismo de enganche 1260 para mantener el asidero de accionamiento 1114 en la segunda posición con respecto al asidero estacionario. En la realización ilustrada, el disparador de accionamiento comprende un brazo extendido de enganche 1262 que puede acoplarse con un enganche coincidente 1264 contenido dentro del asidero de accionamiento 1112 para sostener el disparador de accionamiento en una segunda posición o cerrada. En otras

realizaciones, se contempla que la parte del mecanismo de enganche pueda formarse en una parte del asidero de accionamiento 1114 adyacente al segundo extremo del asidero de accionamiento 1114, y una parte de emparejamiento del mecanismo de enganche pueda formarse en el asidero de accionamiento 1112. En todavía otras realizaciones, se contempla que una parte del mecanismo de enganche pueda formarse en el bloque de tiro 1250 y una parte de emparejamiento del mecanismo de enganche pueda formarse en el alojamiento estacionario.

En algunas realizaciones, el conjunto de mordazas 1130 del sellador/divisor comprende una hoja de corte, que puede avanzar, 1400 (Figura 44B) que puede acoplarse a un dispositivo de accionamiento de hoja, tal como un disparador 1402 de hoja colocado en el conjunto de asidero 1110. Un mecanismo 1404 de accionamiento de hoja puede acoplar funcionalmente el disparador de hoja con la hoja de corte. En la realización ilustrada, el disparador 1402 de hoja se coloca en una superficie proximal del conjunto de asidero, de tal manera que pueda manejarse fácilmente a modo de empuñadura de pistola. Como se ilustra, el mecanismo 1404 de accionamiento de hoja comprende un enlace pivotante de avance de hoja que transfiere e invierte el movimiento proximal del disparador 1402 de hoja a un conjunto de tronco de accionamiento de hoja acoplado a la hoja de corte. En otras realizaciones, el disparador 1402 de hoja puede colocarse en otra parte en el asidero de accionamiento 1112, tal como en una superficie distal del asidero de accionamiento 1112, de tal manera que el movimiento distal del disparador 1402 de hoja pueda hacer avanzar la hoja de corte distalmente sin transferencia de direcciones de avance a través de una unión. En funcionamiento, un usuario puede mover el disparador 1402 de hoja para hacer avanzar proximalmente la hoja de corte 1400 desde una posición de retracción a una posición de extensión. El mecanismo 1404 de accionamiento de hoja puede incluir un miembro de predisposición, tal como un resorte 1406 de retorno de hoja, para predisponer la palanca de avance de hoja distalmente dentro del dispositivo de accionamiento y predisponer de ese modo la hoja de corte 1400 en la posición de retracción.

Haciendo referencia a la Figura 42C, el conjunto de asidero también comprende un mazo de cables 1500. El mazo de cables 1500, en ciertas realizaciones, comprende seis cables o conductores eléctricos individuales aislados contenidos dentro de una única funda. Como se ilustra, el mazo de cables 1500 puede salir del alojamiento del asidero de accionamiento 1112 en una superficie inferior del mismo y pueden discurrir generalmente hacia arriba a lo largo del interior del asidero de accionamiento 1112. En otras realizaciones, pueden hacerse otras rutas de cables. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el mazo de cables 1500 puede salir por una parte inferior de la superficie proximal del asidero de accionamiento 1112. Los cables dentro del mazo pueden proporcionar comunicación eléctrica entre el sellador/divisor y un generador electroquirúrgico y/o los accesorios del mismo, como se ha tratado arriba.

En ciertas realizaciones de sellador/divisor, dentro del asidero de accionamiento 1112, dos de los conductores se conectan a unos sujetadores de acoplamiento rotatorio 1502 configurados para permitir una rotación infinita del conjunto de mordazas 1130, como se trata en más detalle a continuación; dos de los otros conductores se conectan a un indicador visible 1504, tal como un led multicolor, y los restantes dos conductores se conectan a un interruptor 1506. En algunas realizaciones, el interruptor 1506 se conecta a un botón de activación manipulado por el usuario y puede ser activado cuando se oprime el botón de activación. En un aspecto, una vez activado, el interruptor 1506 completa un circuito por el acoplamiento eléctrico de dos conductores entre sí. Como tal, entonces se establece un recorrido eléctrico desde un generador electroquirúrgico al dispositivo de accionamiento para suministrar potencia de radiofrecuencia a uno de los dos conductores conectados a los sujetadores de acoplamiento rotatorio 1502.

Haciendo referencia ahora a la Figura 43, el conjunto de asidero se acopla a un conjunto de tronco rotatorio 1600. En ciertas realizaciones, el acoplamiento del conjunto de asidero al conjunto de tronco rotatorio 1600 está configurado para permitir una rotación infinita de 360 grados del conjunto de mordazas 1130 con respecto al conjunto de asidero. En la realización ilustrada, el conjunto de asidero 1110 se conecta al tronco 1120 en cinco ubicaciones o conexiones que proporcionan una rotación continua de 360 grados del tronco entero mientras se permite simultáneamente un accionamiento completo del asidero de accionamiento 1114, p. ej.; sellar y/o dividir el vaso. Como se ilustra, las primeras dos conexiones son unos sujetadores de acoplamiento rotatorio 1502 que hacen contacto con el conjunto de tronco rotatorio en el tubo de accionamiento y el manguito conductivo. La siguiente área de acoplamiento o la tercera conexión es un conjunto de concentrador rotatorio 1602 que se ubica entre los dos sujetadores de acoplamiento rotatorio 1502.

Continuando con la referencia a la Figura 43, el conjunto de tronco rotatorio 1600 es contenido deseablemente dentro del bastidor derecho e izquierdo de asidero, de tal manera que se impide el movimiento proximal y distal del conjunto de mordazas 1130 con respecto al conjunto de asidero 1110 al tiempo que se permite un movimiento de rotación. Por ejemplo, en el asidero de accionamiento 1112 pueden formarse unos rebordes que se extienden hacia dentro, que interfieren con el movimiento proximal y distal del conjunto de concentrador rotatorio 1602, de los sujetadores de acoplamiento rotatorio 1502 o de otros componentes del conjunto de tronco rotatorio 1600. La cuarta conexión está en una pluralidad de tuercas roscadas 1604 y el bloque de tiro 1250. La quinta conexión está entre la palanca 1608 de hoja y un tronco trasero 1606 de hoja. El conjunto de tronco de rotación 1600 también puede comprender un mando de rotación 1610 que se fija al tubo de cobertura exterior. El mando de rotación 1610 permite al cirujano hacer rotar el tronco del dispositivo mientras agarra el asidero. Si bien el conjunto de tronco rotatorio 1600 se ilustra como que tiene cinco ubicaciones de conexión con el asidero de accionamiento 1112, en algunas realizaciones, un conjunto de tronco rotatorio puede tener menos ubicaciones de conexión, tal como por ejemplo, 1, 2, 3 o 4 ubicaciones de conexión. En todavía otras realizaciones, puede ser deseable que un conjunto de tronco rotatorio tenga más de 5 ubicaciones de conexión, como por ejemplo 6, 7, 8, o más de 8 ubicaciones de conexión.

Deseablemente, el conjunto de tronco rotatorio 1600 proporciona al sellador/divisor de vasos una rotación continua de 360 grados en el funcionamiento del instrumento electroquirúrgico. Al utilizar unos sujetadores de acoplamiento rotatorio 1502 para las conexiones eléctricas al tronco, el tronco puede funcionar, p. ej., para entregar energía de RF, en cualquier orientación o rotación del conjunto de mordazas 1130 con respecto al conjunto de asidero. De este modo, ventajosamente, al cirujano se le proporcionan más opciones quirúrgicas para la colocación y la activación del sellador/divisor. Ventajosamente, con un conjunto de tronco rotatorio 1600, los cables y las conexiones eléctricas y mecánicas, como tal, no interfieren con la rotación continua e infinita del tronco. Para mantener una conexión bipolar a través del conjunto de tronco rotatorio 1600, una de las conexiones eléctricas se aísla eléctricamente de otras partes conductoras del tronco.

Como se trata con detalle adicional más adelante, en algunas realizaciones, el sellador/divisor puede configurarse para agarrar con una fuerza de agarre dentro de un intervalo predeterminado. En una realización, puede controlarse la acumulación total de tolerancia sobre la longitud del tronco de modo que la fuerza aplicada al conjunto de mordazas 1130 desde el conjunto de asidero puede mantenerse exactamente dentro del intervalo predeterminado. La longitud total del tronco 1120 puede ser controlada utilizando unas tuercas roscadas 1604 y un acoplamiento roscado. Las tuercas roscadas 1604 pueden ajustarse para controlar estrechamente la longitud del tronco alargado 1120. La longitud se controla al mantener la ubicación de las tuercas roscadas 1604 en relación con las partes de concentrador del tronco. En la realización ilustrada, conectado al extremo distal del tubo de accionamiento hay un acoplamiento roscado. Conectadas al acoplamiento roscado hay dos tuercas roscadas, que se configuran para acoplarse con el bloque de tiro 1250. El bloque de tiro 1250 se acopla con las tuercas roscadas 1604 que se conectan a la parte trasera del tubo de accionamiento, haciendo que el tubo de accionamiento se mueva proximalmente. La interacción descrita también puede ser invertida de modo que las tuercas roscadas 1604 y el acoplamiento se conecten a un tubo de cobertura exterior en lugar de al tubo de accionamiento. En otras realizaciones, pueden utilizarse otros mecanismos de ajuste de longitud para controlar la acumulación total de tolerancia, tal como un tornillo de trabado, para asegurar selectivamente la ubicación del bloque de tiro 1250 en una ubicación deseada con respecto al tubo de accionamiento o el trinquete dentado tiene una interfaz que define unas relaciones de distancia establecida entre el bloque de tiro y el tubo de accionamiento. En otras realizaciones, puede colocarse un mecanismo de ajuste de longitud en el extremo distal del tronco alargado, p. ej., donde el tronco alargado tiene una interfaz con el conjunto de mordazas 1130.

Haciendo referencia a las Figuras 44A-44D, el tronco alargado 1120 puede comprender una pluralidad de miembros de accionamiento que se extienden a través del mismo. En la realización ilustrada, el tronco alargado comprende un tubo de accionamiento 1122 que acopla el conjunto de mordazas 1130 con el conjunto de asidero 1110 y un conjunto de tronco 1124 de accionamiento de hoja que acopla el disparador 1402 de hoja con la hoja de corte. En algunas realizaciones, el conjunto de tronco 1124 de accionamiento de hoja comprende un tronco de dos piezas que tiene una parte proximal y una parte distal. La parte proximal del conjunto de tronco de hoja puede terminar en un extremo proximal en un nodo de interfaz 1126. En la realización ilustrada, el nodo de interfaz 1126 comprende una parte saliente generalmente esférica que se adapta para acoplarse a la palanca de avance de hoja. En otras realizaciones, el nodo de interfaz puede comprender otras geometrías tales como unos salientes prismáticos cúbicos o rectangulares. En la realización ilustrada, la parte proximal del tronco de hoja se acopla funcionalmente a la parte distal del conjunto de tronco 1124 de hoja. La parte distal del tronco de hoja puede comprender un soporte de montaje en su extremo distal para la conexión de la hoja de corte. En la realización ilustrada, el soporte de montaje comprende por lo menos un poste térmico de sujeción. En ciertas realizaciones, la parte proximal y la distal del tronco de hoja se colocan por lo menos parcialmente dentro de una sección generalmente tubular del tubo de accionamiento 1122. (Véase, por ejemplo, la Figura 44C).

Como se ha tratado arriba con respecto al ajuste de longitud del tronco alargado 1120, en la realización ilustrada conectado al extremo distal del tubo de accionamiento 1122 hay un acoplamiento roscado 1150 (Figura 44D). Como se ilustra, conectadas al acoplamiento roscado 1150 hay dos tuercas roscadas 1604, que se configuran para acoplarse con el bloque de tiro 1250. En la realización ilustrada, el tubo de accionamiento 1122 se aloja dentro de un tubo de cobertura exterior. Si bien el tubo de accionamiento 1122 se ilustra como un miembro generalmente tubular que puede anidarse dentro del tubo de cobertura exterior 1126, y que puede tener un tronco 1124 de accionamiento de hoja anidado dentro del mismo, en otras realizaciones puede utilizarse un miembro no tubular de accionamiento, por ejemplo, un tronco, una banda rígida, o un enlace, que en ciertas realizaciones puede colocarse generalmente paralelo al tronco de accionamiento de hoja dentro del tubo de cobertura exterior.

Continuando con la referencia a la Figura 44A, en la realización ilustrada, conectado al extremo distal del tubo de cobertura exterior 1126 está el conjunto de tronco de rotación 1600. El conjunto de tronco rotatorio 1600 comprende dos concentradores de emparejamiento 1602 y un manguito conductor 1610. En la realización ilustrada, los concentradores 1602 encajan por salto elástico juntos, acoplándose con el tubo de cobertura exterior. En otras realizaciones, los concentradores pueden ser una construcción monolítica y configurarse para tener una interfaz con unas características de emparejamiento en el tubo de cobertura exterior. El manguito conductor 1610 puede conectarse a la parte proximal de los concentradores ensamblados después de que sean conectados al tubo de cobertura exterior. Cuando el manguito conductor 1610 se conecta a la parte trasera de los concentradores ensamblados 1602, el manguito 1610 atrapa el extremo expuesto de un cable aislado 1612 (véase la Figura 44D). En la realización ilustrada, el cable aislado 1612 se extiende desde su punto de atrapamiento bajo el manguito conductor a través de una ranura en el tubo de accionamiento 1122 y entonces dentro de un manguito protector 1614. El manguito protector 1614 y el cable aislado 1612 se extienden distalmente dentro del tubo de accionamiento 1122,

hacia el conjunto de mordazas 1130. En otras realizaciones, el cable aislado puede formarse integralmente con una funda protectora y sin manguito protector aparte presente en el tubo de accionamiento.

Haciendo referencia a las Figuras 45A-45C, conectado al extremo distal del tronco alargado 1120 está el conjunto de mordazas 1130. En ciertas realizaciones, el conjunto de mordazas 1130 comprende una mordaza inferior 1134, una mordaza superior 1132, un conjunto conductivo superior 1142, un espaciador inferior no conductivo 1144 y un pasador 1146 de pivote de mordaza. En la realización ilustrada, el pasador 1146 de pivote de mordaza acopla de manera pivotante la mordaza superior y la inferior 1132, 1134 y permite a la mordaza superior 1132 pivotar con respecto a la mordaza inferior 1134. En otras realizaciones, se contemplan otros acoplamientos pivotantes. Como se ilustra, la parte proximal de la mordaza superior 1132 se extiende a través de la mordaza inferior 1134 y a un agujero en el tubo de accionamiento 1122.

En algunas realizaciones, una mordaza puede fijarse con respecto al tronco alargado 1120 de tal manera que la mordaza opuesta pivote con respecto a la mordaza fija entre una posición de apertura y una de cierre. Por ejemplo, en la realización ilustrada, la parte proximal de la mordaza inferior 1134 se extiende dentro del tubo de cobertura 1126 y se prensa ondulado en el lugar, fijando el conjunto de mordazas 1130 al conjunto del tronco de rotación 1600. De este modo, en la realización ilustrada la mordaza superior 1132 es móvil con respecto a una mordaza inferior fija 1134. En otras realizaciones, ambas mordazas pueden acoplarse de manera pivotante al tronco alargado de tal manera que ambas mordazas puedan pivotar relativamente entre sí.

Conectado a la mordaza superior 1132 está el conjunto conductivo superior 1142, que comprende una parte no conductiva 1702 y una almohadilla conductiva 1704 (véase la Figura 45B). La parte no conductiva 1702 aísla la almohadilla conductiva 1704 respecto a la mordaza superior 1132, aislándola igualmente del resto del conjunto de tronco 1120. El cable aislado 1612 puede ser dirigido para acoplar eléctricamente la almohadilla conductiva 1704 en la mordaza superior 1132 al mazo de cableado 1500 en el conjunto de asidero 1110. En la realización ilustrada, el cable aislado 1612 se extiende desde el extremo distal del manguito protector que está alojado en el extremo proximal de la mordaza inferior y se extiende adentro de la mordaza superior 1132. La mordaza superior 1132 puede tener una ranura colocada para recibir el cable aislado. El cable aislado 1612 se extiende entonces a través de un agujero en la mordaza superior 1132 y cae en una ranura en la parte no conductiva. El cable aislado se extiende entonces al extremo distal de la parte no conductiva y cae a través de la almohadilla conductiva (véase la Figura 44D).

El conjunto de mordazas 1130 puede incluir uno o más miembros no conductivos que mantienen espacio, tal como unos espaciadores 1144, para reducir el riesgo de que electrodos en la mordaza superior 1132 y la mordaza inferior 1134 entren en contacto directo y creen un cortocircuito. En la realización ilustrada, el espaciador inferior no conductivo 1144 se aloja dentro de la parte de ranura en U de la mordaza inferior y contiene unos salientes que mantienen un espacio que impide que la almohadilla conductiva contacte con la mordaza inferior (véase la Figura 45C).

Cambiando ahora a algunos aspectos funcionales de los instrumentos electroquirúrgicos descritos en esta memoria, una vez que se ha identificado para sellado un vaso 1030 o manojito de tejido, la mordaza superior y la inferior se colocan alrededor del tejido (véase la Figura 46A). El asidero de accionamiento 1114 se aprieta moviendo el asidero de accionamiento 1114 proximalmente con respecto al asidero de accionamiento 1112 (véase la Figura 46B). Cuando el asidero de accionamiento 1114 se mueve proximalmente, empuja el bloque de tiro 1250 a lo largo de los rieles en el bastidor derecho e izquierdo de asidero. El bloque de tiro 1250 se acopla con las tuercas roscadas 1604 que se conectan a la parte trasera del tubo de accionamiento 1122, haciendo que el tubo de accionamiento 1122 se mueva proximalmente. El movimiento proximal del tubo de accionamiento hace pivotar la mordaza superior 1132, acoplada al tubo de tiro, hacia la mordaza inferior, sujetando eficazmente el tejido (véase la Figura 46C). La fuerza aplicada al tejido por la mordaza superior es trasladada a través del tubo de tiro y el bloque de tiro 1250 al asidero de accionamiento 1114. Una vez que se ha vencido la fuerza precargada, el asidero de accionamiento 1114 comenzará a mover el pasador deslizante 1206 distalmente (véase la Figura 46D). Cuando se ha vencido la precarga en el resorte de disparador, el punto de pivote del asidero de accionamiento 1114 cambia desde el pasador deslizante 1206 a la parte trasera del bloque de tiro 1250 en la que contacta con el disparador de accionamiento. El pasador deslizante 1206 puede avanzar distalmente porque se ha vencido la fuerza precargada en el resorte 1208 de disparador.

La continua manipulación del asidero de accionamiento 1114 hace pivotar el asidero de accionamiento 1114 a una ubicación en la que el asidero de accionamiento 1114 se acopla con el mecanismo de enganche 1260 en el bastidor derecho e izquierdo de asidero que mantiene el disparador en la ubicación de acoplamiento e impide que el disparador vuelva a una ubicación abierta. Cuando se llega a la posición de acoplamiento y no hay nada presente entre la mordaza superior y la inferior 1132, 1134, el resorte de disparador se extiende a una distancia que asegura que la fuerza aplicada a los electrodos del conjunto de mordazas 1130 está cerca del extremo inferior del intervalo de fuerza necesaria para el sellado óptimo de vasos. Cuando en las mordazas se coloca una gran cantidad, p. ej. máxima, de tejido, el asidero de accionamiento 1114 extiende el resorte 1208 de disparador una distancia más grande. Sin embargo, el resorte 1208 de disparador asegura que la cantidad máxima de fuerza aplicada no supere el extremo máximo del intervalo de fuerza utilizado para el sellado óptimo de vaso. Desde la posición de acoplamiento, al oprimir el botón de activación de potencia se aplica energía de radiofrecuencia de sellado al tejido. Una vez que se ha sellado el tejido, el disparador de accionamiento puede reabrirse por el continuo avance proximal a una posición que permite que la parte de dedo del disparador de accionamiento se desacople de las partes de enganche del bastidor izquierdo y derecho de asidero. (Véanse las Figuras 46A-46F))

El mecanismo flotante de doble pivote, que incluye un pasador deslizante 1206 y un bloque de tiro 1250 descrito arriba, proporciona deseablemente una fuerza mínima, óptima para sellar vasos y tejido, se mantiene independientemente de la cantidad de sustancia contenida entre la mordaza superior e inferior. Este mecanismo también reduce el riesgo de que se aplique una cantidad extremadamente grande de fuerza al tejido. Si se aplica demasiada fuerza al vaso o manojito de tejido, podría producirse un daño potencial. De este modo, si dentro de la mordaza se sujeta un vaso muy pequeño o un manojito delgado de tejido, el instrumento aplica la mínima cantidad de fuerza necesaria para obtener una buena soldadura de tejido. Lo mismo es verdad con un vaso o manojito de tejido muy grandes. Dado que el recorrido de la mordaza puede variar en gran medida dependiendo del grosor de tejido, la fuerza aplicada por la mordaza es ajustable. Se desea que el instrumento sea autoajustable y automático (sin acción del usuario). El mecanismo flotante de doble pivote descrito a continuación proporciona el auto-ajuste, aplicando un intervalo específico de fuerza a lo largo de la longitud del electrodo.

Una vez que se ha oprimido el asidero de accionamiento 1114 a un intervalo predeterminado de fuerza para el sellado óptimo de vaso, se acoplará al enganche de emparejamiento del bastidor derecho e izquierdo de asidero, trabando el disparador de accionamiento para que no se mueva aún más distalmente (véase la Figura 46E). En este punto el usuario puede oprimir el botón de activación, aplicando la energía apropiada al tejido para un sellado apropiado.

Una vez sellado el tejido, el usuario puede accionar el disparador 1402 de hoja. Cuando el disparador 1402 de hoja se mueve proximalmente, la palanca de hoja pivota, forzando al tronco delantero y trasero de hoja y a la hoja de corte 1400 a moverse distalmente. La hoja de corte avanza hacia delante y divide la parte sellada del tejido (véase la Figura 46F). Cuando el usuario libera el disparador 1402 de hoja, el resorte de hoja restablece la hoja de corte a su posición original. Cuando el disparador 1402 de hoja han vuelto a su posición original o inicial, el usuario puede continuar apretando el asidero de accionamiento 1114 para abrir la mordaza superior. Un continuo movimiento proximal del asidero de accionamiento 1114 desacoplará el asidero de accionamiento 1114 respecto el mecanismo de enganche 1260 del bastidor derecho e izquierdo de asidero al predisponer la parte extendida de brazo 1262 del disparador de accionamiento hacia arriba, sobre el extremo del enganche, a una posición en la que puede liberarse el disparador (véase la Figura 46G).

El instrumento electroquirúrgico es conectable a un generador electroquirúrgico configurado específicamente para aplicar la cantidad apropiada de energía al tejido cuando se oprime el botón de activación, tal como el generador electroquirúrgico descrito arriba. Haciendo referencia a la Figura 47, el instrumento también es conectable a una unidad intermedia del control 1800 junto con un generador electroquirúrgico. La unidad intermedia de control 1800 puede monitorizar el sellado de tejido y asegurar que se aplica la cantidad apropiada de energía de sellado al tejido. La unidad de control 1800, en un aspecto, puede tener un conjunto de cables configurados para enchufarse en los generadores electroquirúrgicos más típicos. La unidad de control también tiene un puerto para conectar el enchufe del mazo de cableado 1500 desde el instrumento (véase la Figura 47).

Continuando con la referencia a la Figura 47, en ciertas realizaciones el controlador no estéril de potencia tiene una interfaz con el sellador/divisor estéril de vaso a través de un cordón que se extiende desde el sellador/divisor más allá del campo estéril y se enchufa en el controlador. En un aspecto, el controlador regula y/o distribuye el potencia desde una fuente de alimentación reutilizable no estéril a la que se conecta o en la que se integra el controlador. En algunas realizaciones, el controlador puede configurarse para un único uso para mantener la esterilidad del ambiente quirúrgico. Con el fin de impedir la reutilización del controlador no reutilizable, el cordón de la herramienta electroquirúrgica, una vez enchufado en el controlador no estéril no se puede quitar. Esta conexión acopla permanentemente las partes estériles y no estériles, impidiendo al usuario desconectar el controlador para la reutilización en procedimientos o propósitos quirúrgicos involuntarios, (véase la Figura 47)

En los conjuntos de mordaza de agarre, tal como el conjunto de mordazas 1130 de la herramienta electroquirúrgica, la fuerza de agarre generada entre las mordazas puede variar a lo largo de la longitud de las mordazas desde un máximo relativo F_{max} cerca del extremo proximal a un mínimo relativo F_{min} cerca del extremo distal. En algunas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica puede configurarse de tal manera que las fuerzas se optimizan a lo largo de la longitud de las partes de electrodo activo de las mordazas, se mantiene un intervalo predeterminado de fuerza para sellado de vaso. Una cantidad máxima predeterminada de fuerza utilizada para obtener un apropiado sellado de vaso deseablemente no se supera en el extremo proximal de los electrodos activos (más cerca del pivote). Además una fuerza de agarre en los extremos más distales de los electrodos activos es deseablemente mayor que una cantidad mínima predeterminada de fuerza para el sellado óptimo de vaso. Deseablemente, la fuerza de agarre generada en cada punto a lo largo del conjunto de mordazas 1130 está dentro del intervalo definido por la fuerza máxima predeterminada y la fuerza mínima predeterminada para lograr un sellado óptimo. (Véase la Fig. 48A).

En algunas realizaciones, la anchura de electrodo para formar los sellos de vaso está entre aproximadamente 0,25 mm y aproximadamente 1,5 mm. En otras realizaciones, la anchura de electrodo está deseablemente entre aproximadamente 0,4 mm y aproximadamente 1 mm. En otras realizaciones, la anchura de electrodo está preferiblemente entre aproximadamente 0,6 mm y 0,8 mm. En algunas realizaciones, la anchura de electrodo son aproximadamente 0,75 mm. Con un electrodo de 0,75 mm, y la presión suficiente para que este tipo de electrodo logre un sellado de vaso es de aproximadamente 3 libras (véanse las Figuras 48B y 48C). Sin embargo, en la Figura 48C puede verse que un intervalo de fuerza de aproximadamente 0,4 libras a 2,3 kg en un electrodo de 0,75 mm puede mantener las presiones de estallido superiores a 15 psi. En algunas realizaciones, la disposición de mordazas y electrodos puede mantener deseablemente una presión de entre 3 y 39 kg/cm², más deseablemente 10-30 Kg/cm²,

y preferiblemente a aproximadamente 23 kg/cm². Las realizaciones que tienen diferentes anchuras de electrodos pueden tener diferentes intervalos de fuerza. Con el fin de maximizar el área superficial de sellado y todavía mantener la configuración de electrodos descrita arriba, en algunas realizaciones pueden proporcionarse múltiples filas de electrodos de 0,75 mm (véase la Figura 48D).

5 En algunas realizaciones, la geometría de electrodo en las almohadillas conductoras del conjunto de mordazas 1130 asegura que el área de sellado encierre completamente la parte distal del recorrido de corte de la hoja. Unos electrodos lineales individuales podrían provocar fugas del vaso cuando solo se sella una parte de un vaso. En una realización, los electrodos colocados en el conjunto de mordazas 1130 comprende una sola superficie de electrodo con forma de U 1902 en cada mordaza superior e inferior. Cada electrodo con forma de U puede comprender unas
10 patas lineales generalmente paralelas 1910 que se extienden desde un extremo proximal de la almohadilla conductiva de la mordaza hacia el extremo distal y un conector curvo 1912 en el extremo distal que se extiende desde una pata a la pata opuesta. Deseablemente, los electrodos con forma de U pueden abarcar completamente el extremo distal del recorrido de corte de la hoja. En otras realizaciones, para proporcionar una mayor área de sellado, pueden proporcionarse dos o más superficies espaciales de electrodo con forma de U en la mordaza superior y la inferior (véase la Figura 49). En algunas realizaciones, los electrodos 1904 pueden conectarse en los extremos distales para crear un sellado completamente encerrado (véase la Figura 49). En ciertas realizaciones uno o múltiples miembros de puente 1908 entre las superficies de electrodo con forma de U 1906 pueden asegurar además que el área de sellado encierre completamente la parte distal del recorrido de corte de la hoja.

20 En algunas realizaciones, para algunos procedimientos quirúrgicos, la forma exterior de las mordazas 1130' puede ser curvada de tal manera que los extremos distales de las mordazas estén desviados con respecto al eje longitudinal de los extremos proximales de las mordazas para mejorar la visibilidad de un usuario tal como un cirujano. En realizaciones con mordazas curvas, los electrodos con forma de U también pueden proporcionarse de manera curvada y todavía mantener la anchura y espaciado apropiados de electrodo (véase la Figura 50).

25 Haciendo referencia a la Figura 51, en ciertas realizaciones, el dispositivo electroquirúrgico puede incluir un disector de tejido formado en el conjunto de mordazas 1130". Ventajosamente, este disector integrado de tejido puede facilitar la disección de tejido no vascular ya sea de manera roma o electroquirúrgicamente, sin tener que intercambiar el sellador/divisor de vaso por otro instrumento. De este modo, esta múltiple funcionalidad de herramienta puede facilitar ventajosamente procedimientos quirúrgicos más rápidos. El menor número de intercambios de herramienta puede ser especialmente ventajoso en los procedimientos laparoscópicos o en los procedimientos con acceso relativamente limitado ya que los intercambios de herramienta pueden llevar tiempo en estos ambientes quirúrgicos.

30 Continuando con la referencia a la Figura 51, en algunas realizaciones, una de las mordazas del conjunto de mordazas 1130" puede tener un extremo distal extendido distalmente más allá del extremo distal de la otra mordaza (véase la Figura 51). En la realización ilustrada, la mordaza inferior 1134" puede tener un extremo distal extendido. Ventajosamente, en las realizaciones en las que la mordaza inferior 1134" se fija de manera pivotante al tronco alargado, esta disposición extendida puede facilitar la estabilidad de la mordaza inferior durante la disección. En otras
35 realizaciones, la mordaza superior 1132 puede tener un extremo distal extendido, que permite pivotar el disector de tejido durante la operación de disección por el movimiento del asidero de accionamiento 1114. En algunas realizaciones, la forma del extremo distal extendido puede estrecharse de tal manera que el extremo distal sea relativamente corto y estrecho en comparación con las partes relativamente más proximales de la mordaza.
40 Ventajosamente, esta forma estrechada permite al extremo distal acceder a tejido colocado en ambientes relativamente limitados y reducir el riesgo de contacto con el tejido adyacente.

Haciendo referencia a las Figuras 52A, 52B, en algunas realizaciones ambas mordazas del conjunto de mordazas 1130"" se estrechan lateralmente y/o en altura a lo largo de la longitud de partes de electrodo de la mordaza, o por lo menos algo de las partes de electrodo. En estas realizaciones, el conjunto de mordazas 1130"" tiene un extremo distal de perfil bajo que puede utilizarse para la disección de tejido. Ventajosamente, el extremo distal de perfil bajo también puede aumentar el acceso del conjunto de mordazas 1130"" a ambientes quirúrgicos relativamente limitados.

Haciendo referencia a las Figuras 53A, 53B, en ciertas realizaciones, en una superficie exterior del conjunto de mordazas 1130 puede disponerse un electrodo de corte/coagulación para proporcionar disección de tejido. En algunas realizaciones, el electrodo de corte/coagulación se ubica en la mordaza en, por ejemplo, el extremo distal en la superficie exterior de la mordaza superior o inferior (véase la Figura 53A). Deseablemente, el electrodo 1920 puede aislarse eléctricamente o aislarse de otros componentes del conjunto de mordazas 1130, proporcionando un electrodo activo para el instrumento bipolar. Como tal, un cable aislado puede extenderse desde el electrodo de corte/coagulación 1920 al extremo proximal del tronco alargado 1120 (similar al cable aislado que se extiende desde la almohadilla conductiva en la mordaza superior) para acoplar eléctricamente el electrodo de corte/coagulación al mazo de cableado 1500 de la herramienta electroquirúrgica en el conjunto de asidero. En algunas realizaciones, el cable aislado puede extenderse dentro de un manguito protector dentro del tubo de cobertura exterior del tronco alargado. En otras realizaciones, el cable aislado puede tener formada integralmente una funda protectora. El cable aislado, también en un aspecto, se acopla a una conexión rotatoria, p. ej., un sujetador rotatorio, similar al cable aislado que se extiende para la almohadilla conductiva.

60 Haciendo referencia a la Figura 53B, el electrodo de corte/coagulación en un aspecto puede ser activado selectivamente mediante por lo menos un botón de accionamiento 1922, 1924 o interruptor en el conjunto de asidero

1110. En algunas realizaciones, el conjunto de asidero puede comprender un botón de corte 1922 para accionar el electrodo con una señal electroquirúrgica de corte de tejido y un botón de coagulación 1924 para accionar el electrodo con una señal electroquirúrgica de coagulación de tejido. Por ejemplo, en la Figura 53B, en el dispositivo de accionamiento se ilustran unos botones independientes de corte y de coagulación adyacentes a un botón de sellado de tejido para accionar los electrodos en superficies interiores de las mordazas. En otras realizaciones, un solo interruptor o botón polivalente puede accionar el electrodo de corte/coagulación en la configuración deseada. En todavía otras realizaciones, el electrodo de corte/coagulación puede configurarse para recibir solo una señal electroquirúrgica de corte o de coagulación, y puede utilizarse un solo botón o interruptor de accionamiento correspondiente para accionar selectivamente el electrodo.

El sellador/divisor de vaso puede utilizar tubos metálicos delgados y varillas mecanizadas de diámetro pequeño para los componentes alargados internos utilizados para accionar las mordazas, tal como el tubo de accionamiento y el tronco de accionamiento de hoja. Sin embargo, tales componentes pueden ser costosos y, en algunas realizaciones, los costes de materiales y de fabricación pueden reducirse deseablemente mediante el uso de componentes plásticos alargados moldeados por inyección. Como se ha tratado arriba con respecto al tronco 1124 de accionamiento de hoja, en algunas realizaciones, los costes y las dificultades de fabricación pueden reducirse aún más mediante el uso de un tronco alargado formado de dos secciones emparejadas 124a, 1124b de tronco de polímero, tal como una parte proximal o trasera de tronco y una parte distal delantera de tronco. En algunas realizaciones, las dos partes 1124a, 1124b de tronco pueden conectarse mediante trabas mutuas 1960, p. ej., unas proyecciones en una sección de tronco o componente que se emparejan con unas correspondientes ranuras en la otra sección de tronco, para mantener la concentricidad e impedir un movimiento innecesario en su dirección axial (véase la Figura 54A-C). En otras realizaciones, en las dos partes de tronco emparejadas pueden formarse otras estructuras emparejadas. Por ejemplo, una de las partes de tronco puede formarse con una o más púas sobre la misma y la otra parte de tronco puede formarse con un rebaje que se configura para recibir y retener las púas. En todavía otras realizaciones, las dos partes emparejadas de tronco pueden adherirse con un adhesivo químico o epoxi, ya sea además o en lugar de trabas mutuas formadas en las partes de tronco.

Haciendo referencia a las Figuras 55A y 55B, en ciertas realizaciones, el tronco alargado 1120 de la herramienta electroquirúrgica puede configurarse de tal manera que la superficie exterior de la misma no se traslade proximal ni distalmente durante el accionamiento del conjunto de mordazas 1130 por el asidero de accionamiento 1114. En otras realizaciones, el movimiento del componente exterior de tronco puede utilizarse para abrir y cerrar las mordazas y proporcionar una fuerza apropiada de sujeción sin manipular el conjunto de asidero. Sin embargo, el movimiento del componente exterior de tronco también puede hacer que el sellador/divisor de vaso se mueva con respecto a un sello de trocar y de este modo complique potencialmente un sellado de gases entre el sellador/divisor y la cavidad insuflado del cuerpo. Como tal, puede ser deseable que los componentes más exteriores de tronco permanezcan estacionarios durante todo un procedimiento quirúrgico. Como tal, en ciertas realizaciones, el tronco alargado mantiene los componentes móviles (p. ej., el tubo de tiro y el tronco de accionamiento de hoja) por dentro de un tubo estacionario de cobertura exterior (que también puede contener un revestimiento dieléctrico o manguito aislante). Continuando con la referencia a las Figuras 55A y 55B, como se ilustra, el tubo estacionario de cobertura exterior se conecta a la parte estacionaria de las mordazas, mientras el tubo de tiro se conecta a la parte móvil de las mordazas (p. ej., la mordaza superior). De este modo, cuando se acciona el conjunto de mordazas 1130 desde una posición de apertura (Figura 55A) a una posición de cierre (Figura 55B), el tubo de tiro se traslada longitudinal y proximalmente mientras el manguito de cobertura exterior permanece estacionario.

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

Como se ha tratado arriba con respecto al sistema electroquirúrgico, cuando el enchufe se inserta en el generador, se verifica la información cifrada de herramienta almacenada en la memoria. Se intercambia información general (número de serie de la herramienta y del generador), y el software específico de herramientas carga en el generador. Al finalizar cada uso de herramienta, se puede comunicar información específica de herramienta (conexiones al generador, usos individuales de herramienta, errores, etc.), en caso necesario, y se almacena en la memoria del generador, el chip de herramienta o en ambos. En una realización de ejemplo, la memoria del generador está dimensionado para contener los datos durante aproximadamente dos meses, mientras la memoria del chip de herramienta puede contener datos para un procedimiento quirúrgico.

Como se ha tratado arriba con respecto al sistema electroquirúrgico, en algunas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica de fusión puede utilizarse en un sistema que monitoriza diversos parámetros de funcionamiento y

determina un punto final de radiofrecuencia sobre la base del ángulo de fase.

Aunque la presente invención se ha descrito en ciertos aspectos específicos, muchas modificaciones y variaciones adicionales serían evidentes para los expertos en la técnica.

Herramienta electroquirúrgica de disección

5 Los procedimientos quirúrgicos laparoscópicos requieren típicamente la disección de tejido vascular o conjuntivo. Dependiendo de factores como el tipo de tejido, el tamaño, la ubicación y el estado del tejido específico, para realizar un procedimiento específico pueden utilizarse diferentes herramientas y técnicas. La elección de una herramienta individual puede basarse en la funcionalidad combinada con el deseo de que la herramienta seleccionada proporcione relativamente poco daño traumático al tejido circundante. Como un ejemplo, la disección de tejido conjuntivo se realiza
10 usualmente mediante corte mecánico o electroquirúrgico, mientras que la disección de tejido vascular depende típicamente de técnicas de ligadura, empleando sujetadores o grapadoras, seguida por un corte mecánico. Por consiguiente, un procedimiento laparoscópico típico que incluye disección de tejido conjuntivo de tejido vascular requiere el intercambio consecutivo de múltiples herramientas a través de orificios de acceso de trocar al lugar quirúrgico. Este intercambio de herramienta aumenta el coste y el tiempo del procedimiento quirúrgico. Por tanto es deseable proporcionar herramientas multifuncionales que puedan reducir en gran medida el número de intercambios de herramienta durante los procedimientos de laparoscópica.

Haciendo referencia ahora a la Figura 56, en la realización ilustrada, una herramienta 2101 de disección de tejido sin sangre comprende una pieza de mano, distal, 2102 que se conecta a través de un tronco 2103 a una pieza extrema distal 2104. La activación del disparador 2105 en la pieza de mano 2102 permite cerrar y abrir los elementos de
20 mordaza 2106, 2107 en la pieza extrema distal 2104 de modo que el tejido pueda ser sujetado entre el elemento de mordaza superior 2106 y el inferior 2107.

Continuando con la referencia a la Figura 56, en algunas realizaciones, la herramienta 2101 puede configurarse para acoplarse eléctricamente a un generador electroquirúrgico. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la herramienta 2101 puede incluir un cable de alimentación integrado, o un enchufe u otro conector adaptado para recibir un cable de
25 alimentación. Por lo menos una parte de la herramienta puede energizarse selectivamente por accionamiento de un control o interruptor en el generador electroquirúrgico. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la herramienta puede ser energizada con un interruptor de mano o un interruptor de pie en el generador electroquirúrgico o acoplado a este.

Haciendo referencia a la Figura 57, se ilustra un dispositivo electroquirúrgico de ejemplo de la técnica anterior. Pueden utilizarse dispositivos electroquirúrgicos que sellan tejidos que incluyen un cortador mecánico para primero coagular electroquirúrgicamente y después cortar mecánicamente a través varios tipos de tejido. También pueden utilizarse ciertos divisores armónicos de tejido para coagular y/o diseccionar una variedad de tejido, que va de tejido conjuntivo a sumamente vascular, tal como órganos.

Como se representa esquemáticamente en la Figura 57, los disectores electroquirúrgicos de tejido de la técnica anterior incluyen una mordaza inferior que forma un primer electrodo 2201 y una mordaza superior que forma un
35 segundo electrodo 2202. En tales dispositivos de la técnica anterior, los dos elementos de mordaza - o los electrodos 2201, 2202 - suministran una cantidad relativamente grande de la presión al tejido. La alta presión con una aplicación simultánea de energía eléctrica al tejido comprimido puede utilizarse para obstruir permanentemente vasos sanguíneos muy grandes por fusión electroquirúrgica de vaso. Después de que se haya completado el proceso eléctrico de fusión, el tejido puede ser separado por el avance de una hoja mecánica 2203.

A diferencia de los dispositivos electroquirúrgicos de la técnica anterior, haciendo referencia a la Figura 58a, se muestra una realización de una herramienta electroquirúrgica que puede configurarse en un estado de coagulación electroquirúrgica o un estado de corte electroquirúrgico. En la realización ilustrada, un elemento de mordaza inferior 2301 comprende un primer electrodo de coagulación 2302, un segundo electrodo de coagulación 2303, y un electrodo de corte electroquirúrgico 2304. Cada uno de los electrodos puede aislarse eléctricamente de los otros mediante unos
40 miembros aislantes 2305. La mordaza superior 2306 no se energiza en esta realización, sino que solamente se utiliza para apretar tejido contra el elemento de mordaza inferior 2301.

Con la disposición de electrodo ilustrada en la Figura 58a, el tejido que está en contacto con el elemento inferior de mordaza 2301 puede ser coagulado por acoplamiento eléctrico de cada uno de los dos electrodos de coagulación 2302, 2303 con la correspondiente salida de una unidad electroquirúrgica bipolar. Aquí, los dos electrodos de
50 coagulación 2302 y 2303 pueden recibir suministro de energía eléctrica que tenga polaridades opuestas. En algunas realizaciones, puede ser deseable que la energía eléctrica suministrada tenga una diferencia de potencial de no más de 200 V para reducir el riesgo de arco eléctrico y de que el electrodo 2302 y 2303 tenga la misma área de contacto con el tejido. El último asegura el mismo efecto electroquirúrgico para ambos electrodos.

Continuando con la referencia a la Figura 58a, después de que los dos electrodos de coagulación 2302, 2303 hayan logrado una hemostasis substancial dentro del volumen de tejido coagulado, el tejido puede ser cortado electroquirúrgicamente por aplicación de energía a un electrodo de corte electroquirúrgico 2304. Durante la operación de corte electroquirúrgico, los dos electrodos de coagulación 2302, 2303 pueden acoplarse eléctricamente a una correspondiente salida o salidas de una unidad electroquirúrgica bipolar para funcionar como electrodos de retorno. Aquí, la diferencia de potencial entre el electrodo de corte 2304 y los dos electrodos de retorno 2302 y 2303 puede ser

deseablemente de unos 300-500 V, mientras que deseablemente los dos electrodos de retorno pueden ser substancialmente equipotenciales.

Continuando con la referencia a la Figura 58a, en algunas realizaciones, puede ser deseable que el área relativa de contacto de los electrodos con el tejido sea mucho más pequeña para el electrodo de corte 2304 que para los electrodos de retorno 2302, 2303. Por ejemplo, en algunas realizaciones, deseablemente el electrodo de corte puede tener un área de contacto que sea aproximadamente entre el 1% y el 20% más grande que un área de contacto de uno de los electrodos de retorno 2302, 2303. Más deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente entre el 5% y el 10% más grande que un área de contacto de uno de los electrodos de retorno 2302, 2303. En una realización, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente el 10% más grande que un área de contacto de uno de los electrodos de retorno 2302, 2303. Esta proporción relativa entre tamaños de área de corte lleva a una densidad de corriente relativamente alta (y por tanto una alta densidad de potencia) en el tejido cercano al electrodo de corte, lo que facilita la vaporización localizada, o el corte electroquirúrgico del tejido.

Continuando con la referencia a la Figura 58a, un aspecto adicional de la disposición ilustrada de electrodo es que la mordaza inferior 2301 puede utilizarse para coagulación y para corte, independientemente de si las mordazas están abiertas o cerradas. Esta múltiple funcionalidad es ventajosa cuando se usa la herramienta para coagular por puntos el tejido, o para diseccionar tejido al configurar la herramienta en un estado de corte y cepillar el tejido con la herramienta.

Otra realización de disposición de electrodo para una herramienta quirúrgica se ilustra en la Figura 58b. En la realización ilustrada, la mordaza superior 2306' no se utiliza solo para presionar el tejido contra el elemento inferior de mordaza 2301, sino que también incluye un electrodo superior 2307 dispuesto sobre el mismo que puede recibir suministro de energía eléctrica. El tejido puede ser coagulado al suministrar a los dos electrodos inferiores de coagulación 2302, 2303 una primera polaridad eléctrica, y al electrodo superior 2307 una segunda polaridad opuesta desde una unidad electroquirúrgica bipolar. De nuevo, es deseable que cuando se configura para coagulación, la diferencia de potencial entre el electrodo superior 2307 y los dos electrodos inferiores 2302, 2303 no supere los 200 V para reducir el riesgo de arco eléctrico con el tejido y que el electrodo 2307 tenga el mismo área de contacto con el tejido que el área combinada de los electrodos 2302 y 2303. Lo último asegura el mismo efecto electroquirúrgico para ambos lados de electrodo.

Continuando con la referencia a la Figura 58b, después de lograr substancialmente la hemostasis del tejido entre el electrodo superior 2306' y los dos electrodos inferiores 2302, 2303, el tejido puede ser cortado electroquirúrgicamente al suministrar energía eléctrica al electrodo de corte electroquirúrgico 2304. El electrodo superior de coagulación 2307 en la mordaza superior 2306' puede configurarse como un electrodo de retorno mediante su acoplamiento eléctrico con la correspondiente salida de una unidad electroquirúrgica bipolar.

Continuando con la referencia a la Figura 58b, cuando la herramienta quirúrgica se configura como un dispositivo de corte electroquirúrgico, deseablemente la diferencia de potencial entre el electrodo de corte 2304 y el electrodo de retorno 2307 es de aproximadamente 300-500 V. En algunas realizaciones, puede ser deseable que el área de contacto de los electrodos con el tejido sea mucho más pequeña para el electrodo de corte 2304 que con el electrodo de retorno 2307 en la mordaza superior 2306'. Por ejemplo, en algunas realizaciones, deseablemente el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente entre el 1% y el 20% más grande que un área de contacto del electrodo de retorno 2307. Más deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente entre el 5% y el 10% más grande que un área de contacto del electrodo de retorno 2307. En una realización, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente el 10% más grande que un área de contacto del electrodo de retorno 2307. Estos tamaños relativos puede llevar a una densidad de corriente relativamente alta (y por tanto una alta densidad de potencia) en el tejido cercano al electrodo de corte 2304, lo que facilita la vaporización localizada, o el corte electroquirúrgico del tejido. Con el extremo distal de herramienta quirúrgica de la Figura 58b que tiene unos electrodos 2302, 2303, 2304, 2307 como se ha descrito arriba, solo puede coagularse y/o cortarse el tejido entre los dos elementos de mordaza. De este modo, a diferencia de la realización de la Figura 58a, la herramienta ilustrada en la Figura 58b no se configura para ser utilizada empleando únicamente el electrodo inferior.

Otra realización de disposición de electrodo para una herramienta quirúrgica se ilustra en la Figura 58c. En la realización ilustrada, la mordaza superior 2306" incluye un electrodo superior 2307', pero también muestra dos electrodos de corte 2304 y 2309 que están emparejados entre dos electrodos de coagulación 2302 y 2303. A diferencia de la realización mostrada en la Figura 58b, la coagulación y el corte se distinguen por los casos en los que la herramienta manual (y por tanto los miembros de mordaza) está abierta completamente o no está abierta completamente. Con una herramienta completamente abierta, el tejido puede ser coagulado aplicando a los dos electrodos inferiores de coagulación 2302 y 2303 polaridades opuestas, y será cortado aplicando al electrodo de corte 2304 la primera polaridad y a ambos electrodos 2302 y 2303 la segunda polaridad. Como diferencia, una herramienta no completamente abierta coagulará tejido aplicando a ambos electrodos inferiores de coagulación 2302 y 2303 una polaridad y al electrodo 2307' la opuesta, mientras el corte se produce entre el electrodo 309 y electrodo de retorno 2307'. De nuevo, es deseable que cuando se configura para coagulación, la diferencia de potencial entre los dos electrodos inferiores 2302 y 2303 (herramienta completamente abierta) o el electrodo superior 2307' y los dos electrodos inferiores 2302, 2303 (herramienta no completamente abierta) no supere los 200 V para reducir el riesgo de arco eléctrico en el tejido.

La separación de los electrodos de corte 2304 y 309 facilita el corte de tejido que se coloca dentro de los elementos superiores e inferiores de mordaza (no completamente abierto), o el corte de tejido en contacto con el lado inferior de la herramienta. La separación impide el corte inadvertido de tejido.

Otra realización de disposición de electrodos para una herramienta quirúrgica se ilustra en la Figura 58d, en la que la mordaza superior 2306" incluye dos electrodos independientes 2307" y 2308. En esta configuración, el elemento superior de mordaza 2306" puede utilizarse para apretar tejido contra el elemento inferior de mordaza 2301, pero también puede suministrar energía eléctrica.

Continuando con la referencia a la Figura 58d, los electrodos 2302, 2303, 2307", 2308 pueden configurarse selectivamente a un estado de coagulación. Al suministrar polaridades alternas a los electrodos de coagulación 2302, 2303 en la mordaza inferior 2301 y a los dos electrodos de coagulación 2307", 2308 en la mordaza superior 2306", puede coagularse el tejido dentro de las mordazas. Por ejemplo, en una posible configuración de estado de coagulación, un electrodo de coagulación 2302 en la mordaza inferior 2301, y un electrodo de coagulación 2308 en la mordaza superior 2306" pueden acoplarse eléctricamente a una fuente de energía eléctrica que tiene una primera polaridad. El otro electrodo de la coagulación 2303 en la mordaza inferior 2301, y el otro electrodo de coagulación 2307" en la mordaza superior 2306" pueden acoplarse eléctricamente a una fuente de energía eléctrica que tiene una segunda polaridad generalmente opuesta a la primera polaridad. Si bien esto es un ejemplo ilustrativo, para configurar la herramienta en un estado de coagulación se contempla que son posibles otras combinaciones de conexiones de los electrodos 2302, 2303, 2307", 2308 con fuentes de energía eléctrica. Puede ser deseable que el área de contacto de los electrodos opuestos de coagulación sea la misma para proporcionar el mismo efecto electroquirúrgico para ambos lados de electrodo.

Continuando con la referencia a la Figura 58d, después de la hemostasis del tejido entre los electrodos superiores 2307", 2308 y los dos electrodos inferiores 2302, 2303 por aplicación de energía eléctrica con los electrodos en el estado de coagulación, el tejido puede ser cortado electroquirúrgicamente. El extremo distal de la herramienta quirúrgica puede configurarse en un estado de corte mediante el suministro de energía eléctrica al electrodo de corte electroquirúrgico 2304. En varias realizaciones, uno, algunos o todos los otros electrodos 2302, 2303, 2307", 2308 pueden configurarse para funcionar como electrodos de retorno cuando la herramienta está en un estado de corte mediante su acoplamiento eléctrico con la correspondiente salida de una unidad electroquirúrgica bipolar.

Continuando con la referencia a la Figura 58d, cuando la herramienta se configura en un estado de corte, la diferencia de potencial entre el electrodo de corte y el electrodo de retorno está deseablemente entre aproximadamente 300-500 V. Además, puede ser deseable que el área relativa de contacto de los electrodos con el tejido sea mucho más pequeña para el electrodo de corte 2304 que para cualquiera de los electrodos de retorno 2302, 2303, 2307", 2308 o combinaciones de los mismos. Por ejemplo, en algunas realizaciones, deseablemente el electrodo de corte 2304 puede tener un área de contacto que es aproximadamente entre el 1% y el 20% más grande que un área de contacto de uno de los electrodos de retorno. Más deseablemente, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente entre el 5% y el 10% más grande que un área de contacto de uno de los electrodos del retorno. En una realización, el electrodo de corte puede tener un área de contacto que es aproximadamente el 10% más grande que un área de contacto de uno de los electrodos de retorno. Al igual que con la realización ilustrada y descrita con respecto a la Figura 58a, la disposición de electrodos ilustrada en la realización de la Figura 58d puede utilizarse para coagular por puntos el tejido, o para diseccionar el tejido cuando la herramienta se "cepilla" contra él en un modo de corte.

La puesta en práctica de las configuraciones de herramienta de las Figuras 58a a 58d puede mejorarse aún más por activación y/o desactivación selectivas de los electrodos seleccionados. En algunas realizaciones, esta activación y desactivación selectivas pueden ser realizadas por unos interruptores eléctricos oprimidos por operador, tal como interruptores cableados o inalámbricos operados con el pie o con la mano, o interruptores colocados en la pieza de mano. La unidad electroquirúrgica dirigirá entonces unos electrodos específicos, según cuánto abiertas y cerradas estén las mordazas.

La Figura 59a ilustra un esquema esquemático de circuito para una disposición de electrodos como se da en la Figura 58a. Aquí, la activación de un interruptor eléctrico monopolo 401 conecta los electrodos exteriores de coagulación 2302, 2303 a polaridades opuestas, mientras el electrodo "de corte" central 2304 permanece desacoplado. Este escenario configura los electrodos en un estado de coagulación. Como alternativa, la activación de un interruptor eléctrico de doble polo 402 suministra al electrodo "de corte" central 2304 una energía eléctrica que tiene una primera polaridad, y a los electrodos exteriores del retorno 2302, 2303 una energía eléctrica que tiene una segunda polaridad generalmente opuesta a la primera polaridad. Este escenario configura los electrodos en un estado de corte. Como resultado, la herramienta puede utilizarse para la coagulación y/o el corte electroquirúrgicos, y por tanto puede realizar la disección sin sangre de tejido.

La Figura 59b ilustra un circuito esquemático de alimentación que puede utilizarse para la disposición de electrodos mostrada en la Figura 58b. En la realización ilustrada, la activación de un interruptor eléctrico de doble polo 2403 conecta los dos electrodos exteriores de coagulación 2302, 2303 en la mordaza inferior a un suministro de energía eléctrica de una primera polaridad, y el electrodo de coagulación 2307 en la mordaza superior a un suministro de energía eléctrica de una segunda polaridad substancialmente opuesta a la primera polaridad. Con el interruptor 2403 en esta posición, el electrodo de corte 2304 permanece desacoplado. Este escenario configura los electrodos de la

herramienta quirúrgica en un estado de coagulación. Como alternativa, la activación de un interruptor eléctrico monopolo 2404 permite a los electrodos inferiores de mordaza 2302, 2303 ser utilizados para la coagulación. El electrodo en la mordaza superior 2307 y el electrodo de corte 2304 permanecen desacoplados en esta configuración alternativa de coagulación. Para diseccionar tejido después de que se haya coagulado, se utiliza una salida aparte 2405 de electrodo en un generador electroquirúrgico para dirigir el electrodo de corte 2304. Deseablemente, el electrodo de corte recibe suministro de voltajes de 300-500 V con respecto a los dos electrodos de retorno 2302, 2303 en la mordaza inferior.

La Figura 59c ilustra un circuito esquemático de alimentación que puede utilizarse para dirigir la disposición de electrodos de la Figura 58d. En la realización ilustrada, la activación de un interruptor eléctrico de doble polo 2406 conecta los dos electrodos de coagulación 2302, 2303, 2307", 2308 en la mordaza inferior y superior a unas fuentes de energía eléctrica que tienen unas polaridades opuestas. El electrodo de corte 2304 permanece desacoplado. Este escenario puede utilizarse para configurar los electrodos de una herramienta quirúrgica en un estado de coagulación para coagular tejido que está sujeto entre el elemento superior e inferior de mordaza. Como alternativa, en otras realizaciones, puede implementarse un segundo interruptor de coagulación de doble polo 2407 para separar la activación de las mordazas superior e inferior de tal manera que una o ambas mordazas puedan ser accionadas selectivamente durante un estado de coagulación. Para utilizar la mordaza inferior de la herramienta para el corte electroquirúrgico de tejido coagulado, la activación del interruptor de corte de doble polo 2408 conecta el electrodo de corte 2304 a una fuente de energía eléctrica que tiene una primera polaridad y los dos electrodos de retorno 2302, 2303 a una fuente de energía eléctrica que tiene una segunda polaridad substancialmente opuesta a la primera polaridad. El voltaje suministrado por el generador para este escenario está deseablemente entre aproximadamente 300-500 V para facilitar el corte electroquirúrgico. En la realización ilustrada, los electrodos 2307", 2308 en el elemento superior de mordaza no son dirigidos durante el corte electroquirúrgico.

Como se ha tratado con detalle arriba, la activación (o desactivación) de electrodos específicos puede configurar la herramienta en un estado de coagulación o un estado de corte. En ciertas realizaciones, la activación y desactivación selectivas de electrodos específicos pueden facilitarse mediante pulsadores, interruptores u otros dispositivos eléctricos de conmutación montados en la pieza de mano de la herramienta de laparoscópica, o interruptores cableados o inalámbricos. En otras realizaciones, la activación y desactivación selectivas de electrodos específicos pueden facilitarse mediante unos interruptores u otros dispositivos eléctricos de conmutación que se incorporan en el mecanismo de asidero de la pieza de mano para la conmutación a diversas posiciones de los elementos de mordaza.

Con respecto al circuito mostrado en la Figura 59a, referido a la herramienta mostrada en la Figura 58a, la conmutación de los dispositivos montados en la pieza de mano puede utilizarse para permitir a un usuario configurar selectivamente los electrodos en la herramienta. El interruptor 2401 puede ser un dispositivo de conmutación activado a mano montado en la pieza de mano que puede ser activado selectivamente para configurar los electrodos de la herramienta en un estado de coagulación. El interruptor 2402 puede ser un dispositivo de conmutación activado a mano montado en la pieza de mano que puede ser activado selectivamente para configurar los electrodos de la herramienta en un estado de corte. En otra realización, los interruptores 2401, 2402 pueden incorporarse en el mecanismo de asidero de tal manera que la herramienta sea conmutada automáticamente de un estado de coagulación a un estado de corte en una posición predeterminada de los miembros de sujeción.

Un beneficio de conmutar los electrodos desde un estado de coagulación a un estado de corte en posiciones diferentes de los elementos de mordaza (p. ej., mordazas abiertas y casi cerradas) puede verse con respecto a la realización de la Figura 59b. En ciertas realizaciones, los interruptores 2403 y 2404 pueden incorporarse dentro del asidero de la herramienta quirúrgica para una auto-conmutación basada en la posición del mecanismo disparador, en lugar de en el exterior de la herramienta manual para la activación a mano. En una realización, el interruptor 2403 puede desacoplarse y el interruptor 2404 acoplarse en una posición de elemento de mordaza completamente abierto. De este modo, con los elementos de mordaza completamente abiertos, los interruptores 2403, 2404 pueden configurarse de tal manera que solo el elemento inferior de mordaza pueda utilizarse para la coagulación por puntos. En esta realización, cuando se acciona el disparador de la pieza de mano para mover los elementos de mordaza cerrados desde la posición de mordaza completamente abierta, el interruptor 2404 se desacopla y 2403 simultáneamente se acopla. De este modo, con los elementos de mordaza movidos a una configuración parcialmente cerrada, la herramienta puede utilizarse para coagular o cortar el tejido que está sujeto entre el elemento superior e inferior de mordaza.

En la realización descrita, los interruptores de electrodo son accionados automáticamente cuando los elementos de mordaza se cierran. Aunque la realización descrita incluya un punto de conmutación entre un estado de coagulación y un estado de corte al comenzar el cierre desde la posición de mordazas completamente abiertas, otras realizaciones pueden tener diferente posiciones de conmutación. Por ejemplo, con esta conmutación automática, los interruptores 2403, 2404 pueden configurarse de tal manera que los electrodos sean activados y desactivados en cualquier posición en un ciclo de apertura o cierre. En otras realizaciones, una herramienta quirúrgica puede incluir la configuración de electrodos de la Figura 58b y el circuito de conmutación de la Figura 59b con los interruptores 2403, 2404 configurados para un accionamiento manual, tal como por colocación en la pieza de mano de la herramienta.

Similarmente, en ciertas realizaciones, una herramienta quirúrgica que tiene la configuración de electrodo de la Figura 58d con el circuito de conmutación de la Figura 59c puede tener los interruptores 2406, 2408 incorporados en el mecanismo de disparador para la conmutación automática entre un estado de coagulación y un estado de corte en ciertas posiciones de elemento de mordaza. En ciertas realizaciones, también puede ser deseable incorporar el

segundo interruptor de coagulación 2407 en el mecanismo de disparador de la pieza de mano, desacoplando los electrodos del elemento superior de mordaza en una posición predeterminada de mordaza, tal como una posición de mordaza completamente abierta. Esta disposición de conmutación del segundo interruptor de coagulación 2407 permite, por ejemplo, coagular por puntos el tejido utilizando el elemento inferior de mordaza sin tocar inadvertidamente el tejido con los electrodos en el elemento superior de mordaza. En otras realizaciones, puede ser deseable que el segundo interruptor de coagulación 2407 sea colocado en la pieza de mano para ser accionado manualmente por un usuario, permitiendo a un usuario acoplar y liberar selectivamente los electrodos en el elemento superior de mordaza. En otras realizaciones, todos los interruptores 2406, 2407, 2408 del circuito de conmutación de la Figura 59c pueden colocarse en la pieza de mano de la herramienta quirúrgica para ser accionados manualmente por el usuario.

Haciendo referencia a la Figura 60, se ilustra una configuración de la conmutación de herramienta. En la realización ilustrada, los contactos eléctricos se incorporan en la pieza de mano 2501 y el disparador 2502. Por ejemplo, como se ilustra, la pieza de mano 2501 incluye un primer contacto eléctrico 2504, un segundo contacto eléctrico 2506 y un tercer contacto eléctrico 2507 colocado en la misma. En la realización ilustrada, el disparador 2502 incluye un primer contacto eléctrico 2503 y un segundo contacto eléctrico 2505. Todos los contactos eléctricos 2503, 2504, 2505, 2506, 2507 se colocan para acoplarse y desacoplarse entre sí en posiciones relativas predeterminadas del disparador 2502 y la pieza de mano 2501.

Continuando con la referencia a la Figura 60, como se muestra, el primer contacto 2503 en el disparador 2502 se acopla al primer contacto 2504 en la pieza de mano 2501 cuando las mordazas están en una posición completamente abierta, pero los primeros contactos 2503, 2504 se desconectan cuando el disparador 2502 se mueve desde la posición de apertura para cerrar las mordazas. En la realización ilustrada, con las mordazas en la posición completamente abierta, el segundo contacto 2505 en el disparador 2502 acopla el segundo contacto 2506 en la pieza de mano 2501. Pero, los segundos contactos 2505, 2506 se desconectan cuando el disparador 2502 se mueve desde la posición de apertura para cerrar las mordazas. Cuando las mordazas se cierran aún más, el segundo contacto 2505 en el disparador 2502 se acopla con el tercer contacto 2507 en la pieza de mano 2501, y el primer contacto 2503 en el disparador se acopla al segundo contacto 2506 en la pieza de mano 2501. Este acoplamiento permite la conmutación de la polaridad de los contactos 2507 a medida que la pieza de mano se cierra aún más. Como resultado, y haciendo referencia a la Figura 58b, el mecanismo de conmutación de la Figura 60 permite la activación del electrodo superior 2307 y un electrodo inferior de coagulación 2303 con polaridades opuestas en una posición de mordaza completamente abierta. Con la progresiva desecación de tejido, las mordazas comienzan a cerrarse, y el electrodo superior 2307 se desacopla eléctricamente (desconectando el contacto 2503 y 2504 en la Figura 60), mientras el electrodo inferior 2303 se conmuta a la misma polaridad que el segundo electrodo 2302 (al conectar el contacto 2505 desde 2506 al contacto 2507 en la Figura 60). En una etapa aparte, el tejido desecado entre los elementos superior e inferior de mordaza ahora puede diseccionarse electroquirúrgicamente.

Haciendo referencia a la Figura 61, se ilustra otra realización de un mecanismo de conmutación con los miembros de mordaza en una posición completamente abierta. En la realización ilustrada, en la pieza de mano se disponen unas tiras concéntricas de contacto y en el disparador se montan unos pasadores opuestos de contacto. En otras realizaciones, los pasadores de contacto pueden montarse en la pieza de mano y las tiras de contacto colocarse en el disparador. En la realización ilustrada, el movimiento de disparador permite a los pasadores de contacto (que se conectan a unos electrodos específicos) recibir suministro de energía eléctrica en ciertas posiciones de herramienta. En algunas realizaciones, la polaridad de un único pasador (es decir, el mismo electrodo) podría cambiar a medida que las mordazas se abren o se cierran.

Una disposición de tira de contacto y pasador se ilustra en la Figura 61 para una configuración de electrodos de la Figura 3b. En la realización ilustrada, el pasador 2601 se acopla eléctricamente al electrodo 2307 (Figura 58b) en el miembro superior de mordaza y se desacopla. Como se ilustra, el pasador 2602 se acopla eléctricamente a uno de los electrodos de coagulación 2302, 2303 (Figura 58b) en la mordaza inferior. Como se ilustra, el pasador 2602 se acopla a medida que el disparador se mueve desde la posición de "completa apertura" a una posición de cierre parcial. Con el avance adicional del disparador, el pasador 2602 cambia a la misma polaridad que el segundo electrodo de coagulación de modo que ambos puedan utilizarse como electrodos de retorno para cortar.

Si bien la Figura 60 y la Figura 61 muestran unos mecanismos de conmutación activa en la herramienta manual (en los que los electrodos activos pueden conmutarse), que permite que las herramientas sean utilizadas con generadores electroquirúrgicos "convencionales", la Figura 62 muestra una configuración para la conmutación pasiva. Aquí, en el asidero hay montado un interruptor momentáneo 2701 y es cerrado por un disparador 2702 cuando la palanca 2703 se lleva a la posición "completamente abierta".

Similarmente, la Figura 63 muestra la incorporación de dos interruptores momentáneos 2801 y 2802 que son cerrados por el disparador 2803 y 2804 en la posición de "herramienta completamente abierta" y "herramienta completamente cerrada", respectivamente. El cierre de los interruptores momentáneos como se muestra en las Figuras 62 y 63 se utiliza entonces para la conmutación lógica de los generadores multielectrodo, como se describe más adelante.

La Figura 64 muestra un esquema de una fuente de alimentación de conmutación multielectrodo para la conexión directa de electrodos individuales de herramienta (tal como todos los electrodos individuales de las Figuras 58a a 58d) a una fuente de alimentación interna de RF. En lugar de conmutar dos polaridades de una unidad electroquirúrgica

externa a diferentes electrodos con interruptores activos en las herramientas manuales, esta disposición facilita la población de electrodos individualmente conectados con polaridades diferentes por la conmutación dentro de la fuente de alimentación. Dependiendo de la posición de herramienta, como determinan los interruptores de posición de herramienta mostrados en las Figuras 62 y 63, los electrodos pueden poblarse de forma diferente según determine la lógica predeterminada. Como tal, los cinco puntos de conexión 2901 a 2905 de electrodo se conectan a un banco 2906 de relés en una barra colectora 2907. Mediante la conmutación seleccionada de todos los relés del banco 2906 de relés, cada punto de salida 2901 a 2905 puede conectarse independientemente y/o al mismo tiempo a los puntos de conexión 2908 y 2909 de la planta, respectivamente. Los propios puntos de conexión 2908 y 2909 de planta pueden conectarse a través del banco 2910 de relés a las dos salidas de un circuito 2911 de medición de tejido, o a una planta de RF 2912.

Haciendo referencia a la Figura 65, en ciertas realizaciones, se ilustran esquemáticamente unos métodos para utilizar una herramienta electroquirúrgica para la disección substancialmente sin sangre de tejido. El método ilustrado incluye una etapa de colocación 2952, una etapa 2954 de evaluación de tejido, una etapa 2956 de aplicación de energía eléctrica para coagular, una etapa 2958 de medición de tejido, una etapa de conmutación 2960 y una etapa 2962 de aplicación de energía eléctrica para cortar. En la etapa de colocación 2952, una herramienta electroquirúrgica que tiene una pluralidad de electrodos, configurables en una configuración de coagulación o en una configuración de corte, se colocan adyacentes al tejido a diseccionar. En ciertas realizaciones, la herramienta electroquirúrgica comprende unos aspectos de las herramientas electroquirúrgicas tratadas en esta memoria e ilustradas en las Figuras 56 y 58-63.

En la etapa 2954 de evaluación de tejido, con los electrodos de coagulación se aplica una señal de medición al tejido para determinar un futuro nivel de disparador para cambiar de coagulación a corte. Esta determinación puede lograrse midiendo el producto de la conductividad y la permisividad del tejido, señalando al nivel deseado de conmutación de cambio de fase eléctrica para el respectivo tejido. Por ejemplo, en algunas realizaciones, unos niveles deseables de conmutación se producen de 10 grados a 40 grados. Más deseablemente, el nivel preferido de conmutación para vasos sanguíneos es para un cambio de fase de 10 a 30 grados, mientras que para el tejido sumamente vascular (tal como órganos) es más bien de 20 a 40 grados.

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

Durante el proceso de coagulación del tejido, el cambio de fase entre el voltaje aplicado y la corriente provocada se mide al mismo tiempo en la etapa 2958 para proporcionar retroinformación del estado de coagulación. Una vez que se llega al nivel predeterminado de conmutación, el proceso continuará a la etapa de conmutación 2960.

En la etapa de conmutación 2960, como se ha tratado arriba, algunas realizaciones de herramienta electroquirúrgica puede comprender un conjunto de asidero que incluye un mecanismo de conmutación. Este mecanismo de conmutación puede configurar selectivamente la herramienta electroquirúrgica en la configuración de coagulación o en la configuración de corte dependiendo de una posición de un disparador del conjunto de asidero. Como se ha tratado arriba, en algunas realizaciones el mecanismo de conmutación puede configurarse de tal manera que con la herramienta electroquirúrgica en una posición de apertura, los electrodos se configuran en la configuración de coagulación. El mecanismo de conmutación puede configurarse además de tal manera que cuando la herramienta electroquirúrgica se mueva hacia una posición de cierre, los electrodos se configuran en la configuración de corte. En otras realizaciones, la conmutación de la configuración de electrodos desde la configuración de coagulación a la configuración de corte puede producirse en diferentes posiciones predeterminadas del disparador del conjunto de asidero. En todavía otra realización, la conmutación puede producirse dentro de fuente de alimentación multielectrodo como se muestra en la Figura 64.

En la etapa 2962 de aplicación de energía eléctrica para cortar, se aplica energía eléctrica a la herramienta electroquirúrgica en una configuración de corte para diseccionar el tejido. En las diversas realizaciones tratadas en esta memoria, se proporcionan unas configuraciones de electrodo para cortar. Por ejemplo, la aplicación de energía eléctrica a la herramienta electroquirúrgica en la configuración de corte puede comprender suministrar a uno de una pluralidad de electrodos una energía eléctrica y configurar otro de la pluralidad de electrodos como un electrodo de retorno. Deseablemente, una diferencia de potencial entre el electrodo de corte y el electrodo de retorno está entre aproximadamente 300 V y aproximadamente 500 V.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema electroquirúrgico para realizar procedimientos quirúrgicos en tejido corporal de un paciente que comprende:
un generador electroquirúrgico (12); y
- 5 una herramienta electroquirúrgica (40) que comprende un módulo de memoria (70) que almacena datos de herramienta; y
en donde el generador electroquirúrgico (12) se configura para recibir los datos de herramienta del módulo de memoria (70) y aplicar un perfil de señal electroquirúrgica a la herramienta electroquirúrgica (40) basado en los datos de herramienta;
- 10 el generador electroquirúrgico (12) comprende un módulo de análisis configurado: para monitorizar datos operacionales de la herramienta electroquirúrgica (40), los datos operacionales comprenden un ángulo de fase entre tensión y corriente;
la herramienta electroquirúrgica (40) comprende al menos dos electrodos (2302, 2303, 2304, 2037, 2307', 2308) configurables para funcionar en un estado de coagulación y un estado de corte, en donde el módulo de memoria
- 15 comprende además un guion de herramienta configurado para modificar prestaciones de herramienta electroquirúrgica para cambiar de coagulación a corte al reconfigurar los al menos dos electrodos y la salida de generador electroquirúrgico y en donde
el guion de herramienta se dispone para: configurar en primer lugar el sistema para fusión de tejido; medir el ángulo de fase de tejido para determinar datos de punto final de ángulo de fase esperado indicativos de una fusión esperada de ese tejido; luego encender energía de radiofrecuencia hasta que se llega al punto final de ángulo de fase esperado predeterminado; luego apagar la energía de radiofrecuencia; luego cambiar los electrodos a la configuración de corte; establecer la salida de radiofrecuencia para corte; y reiniciar la energía de radiofrecuencia.
- 20
2. El sistema de la reivindicación 1, en donde los datos de herramienta se almacenan en un formato encriptado.
3. El sistema de la reivindicación 1, en donde los datos de herramienta comprenden datos de uso de herramienta.
- 25 4. El sistema de cualquier reivindicación anterior en donde, cuando se llega al punto final de ángulo de fase esperado predeterminado, el guion de herramienta se dispone para apagar la energía de radiofrecuencia y pitar para indicar que la fusión está completa.

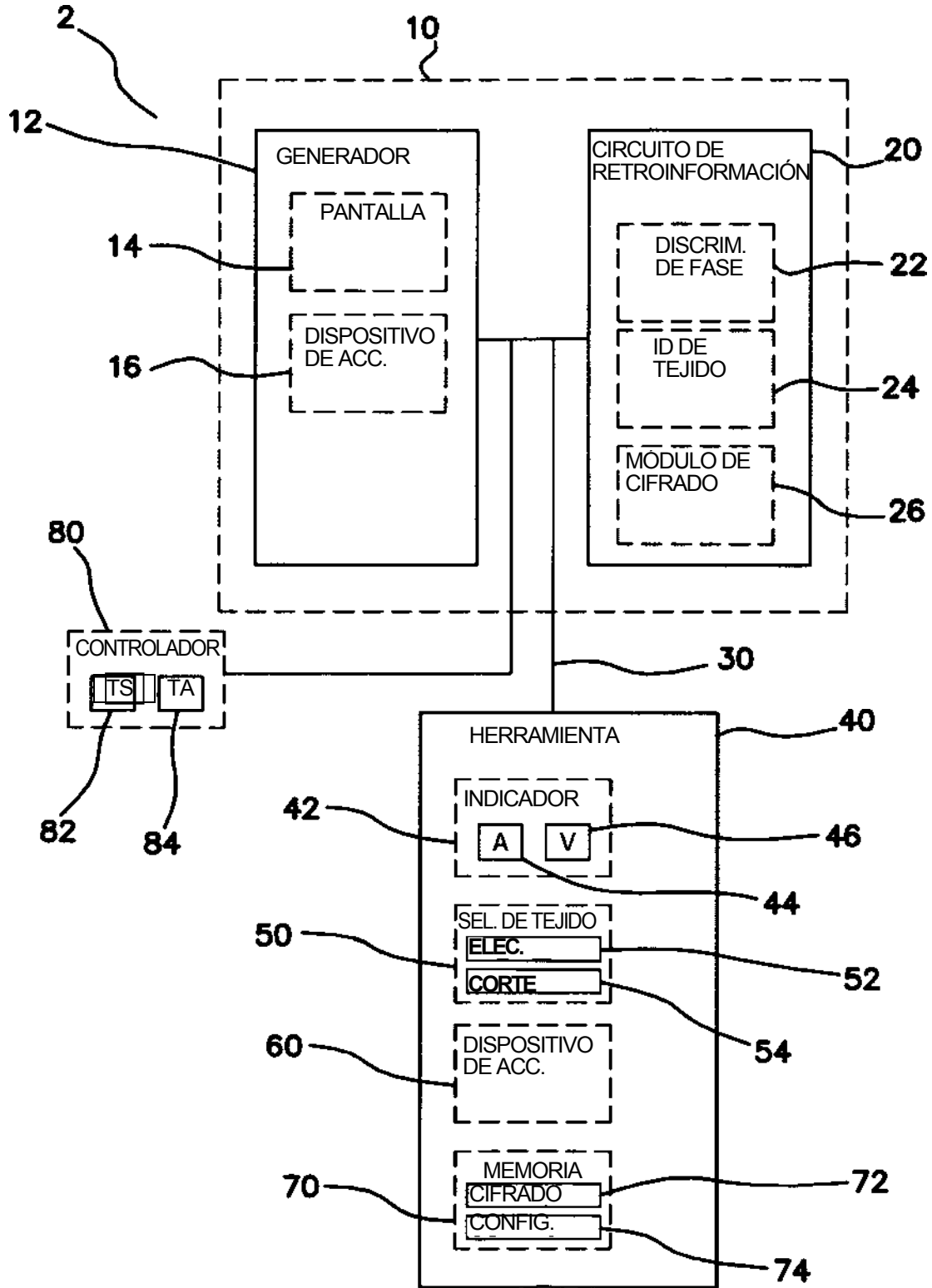


FIG. 1A

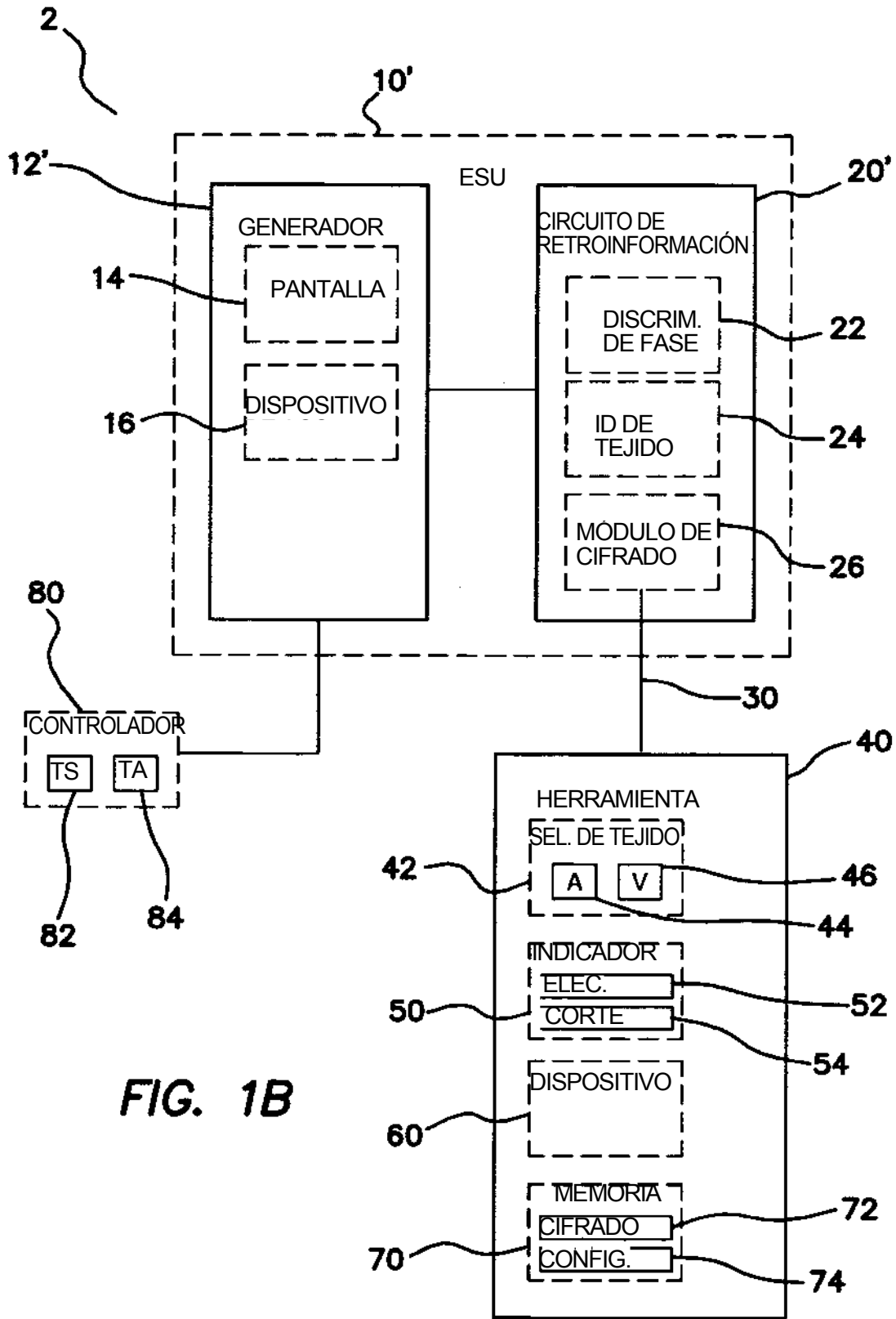


FIG. 1B

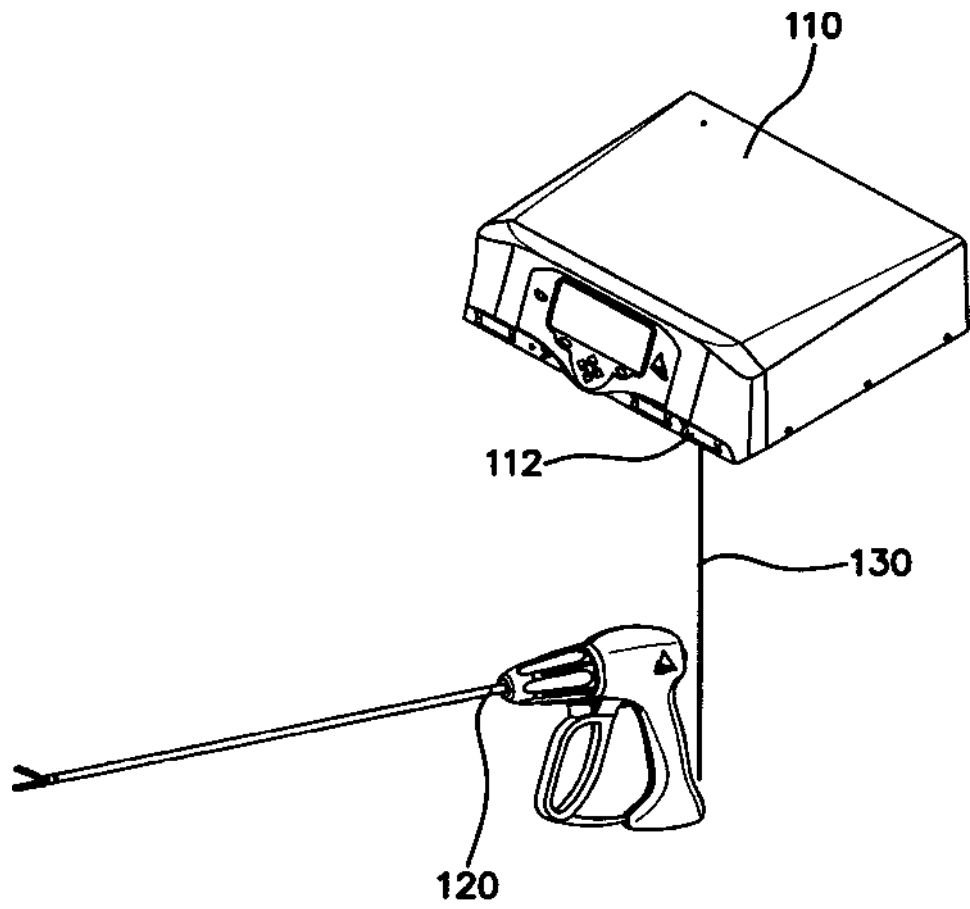


FIG. 2A

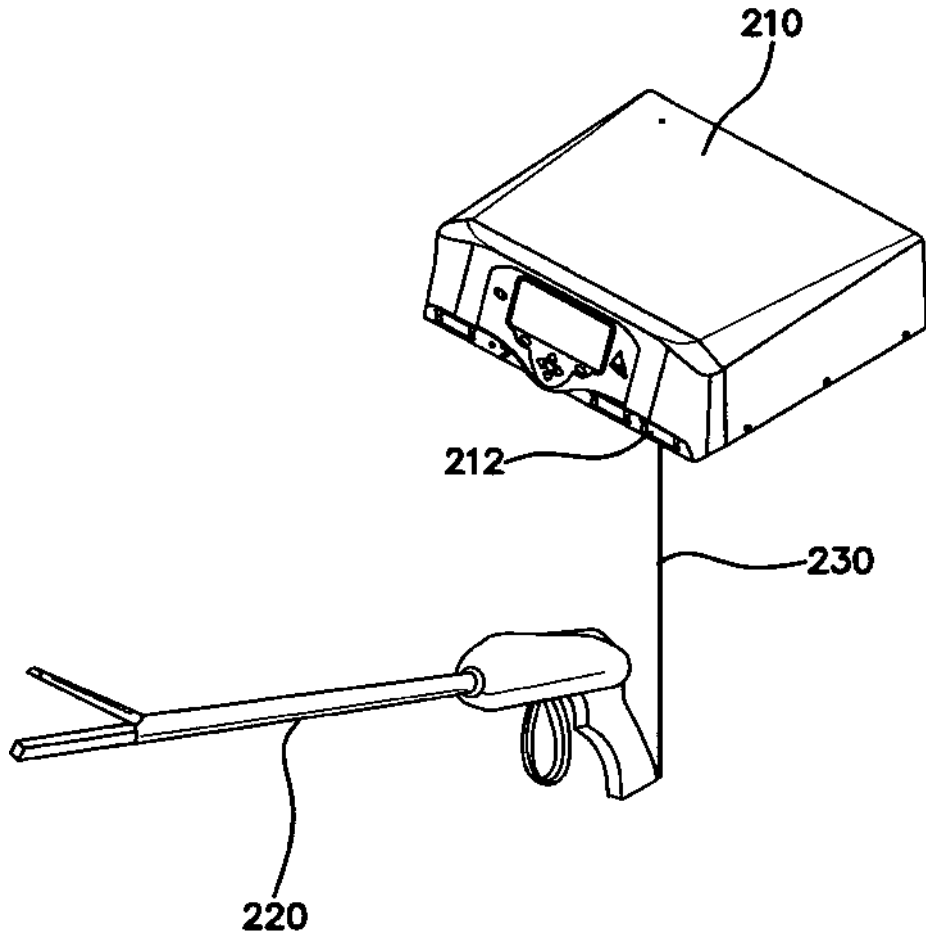


FIG. 2B

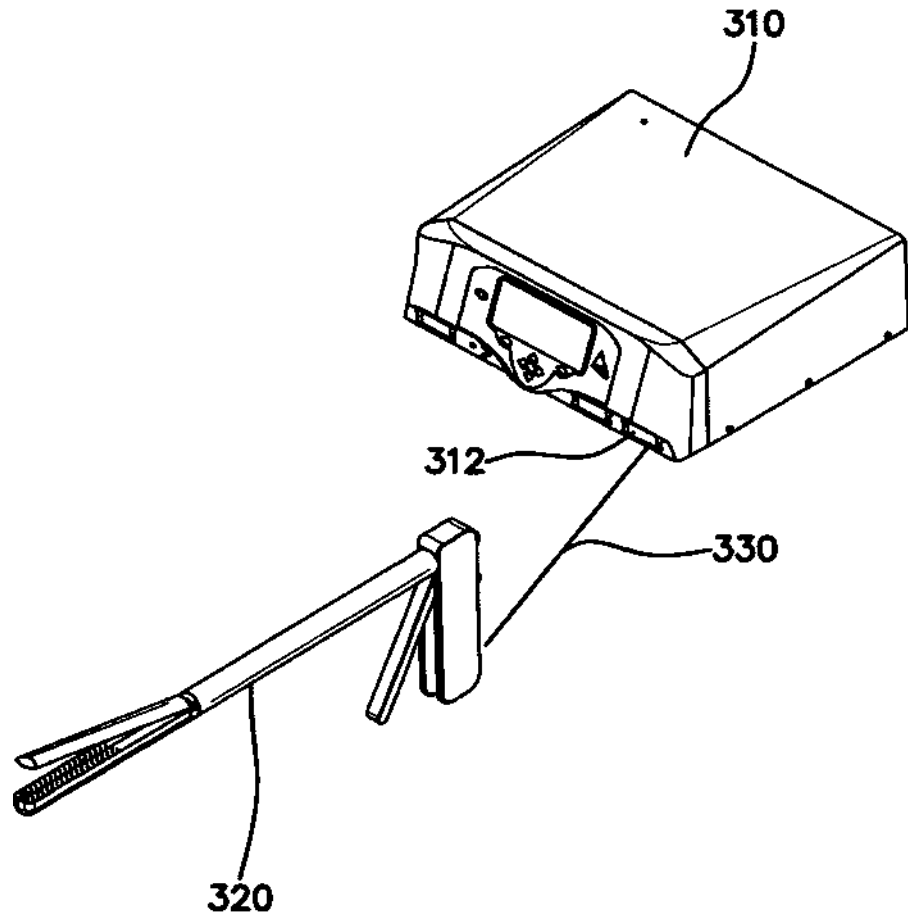


FIG. 2C

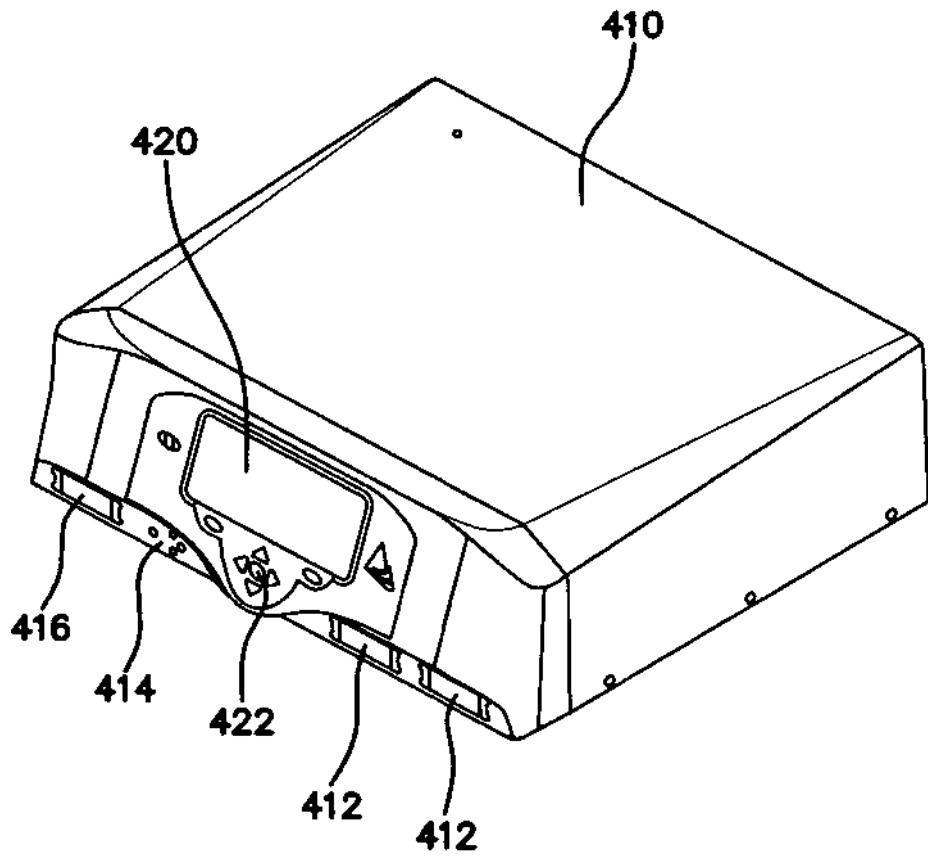


FIG. 3A

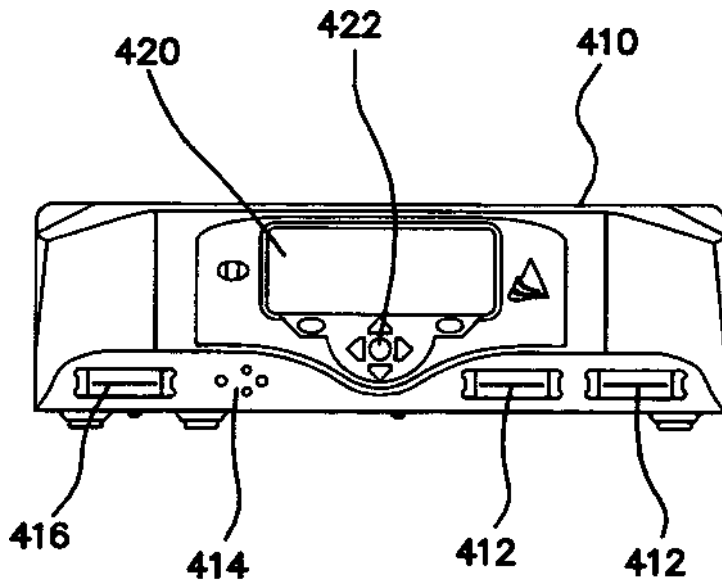


FIG. 3B

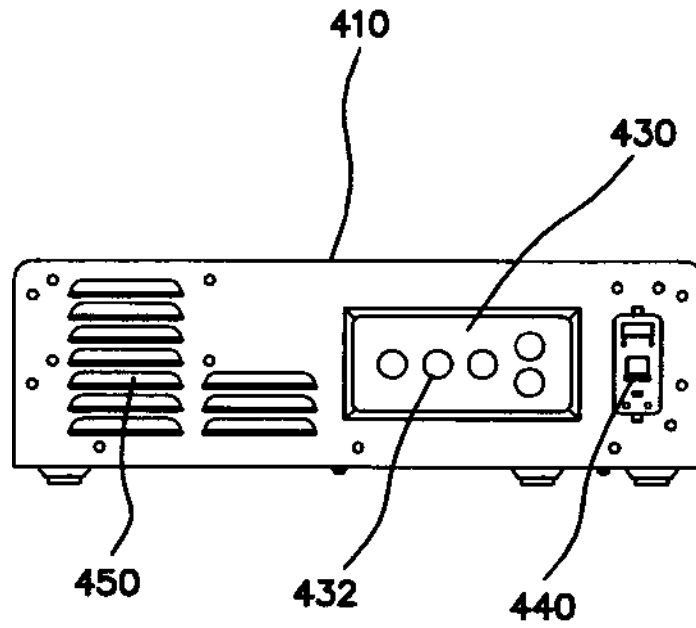


FIG. 3C

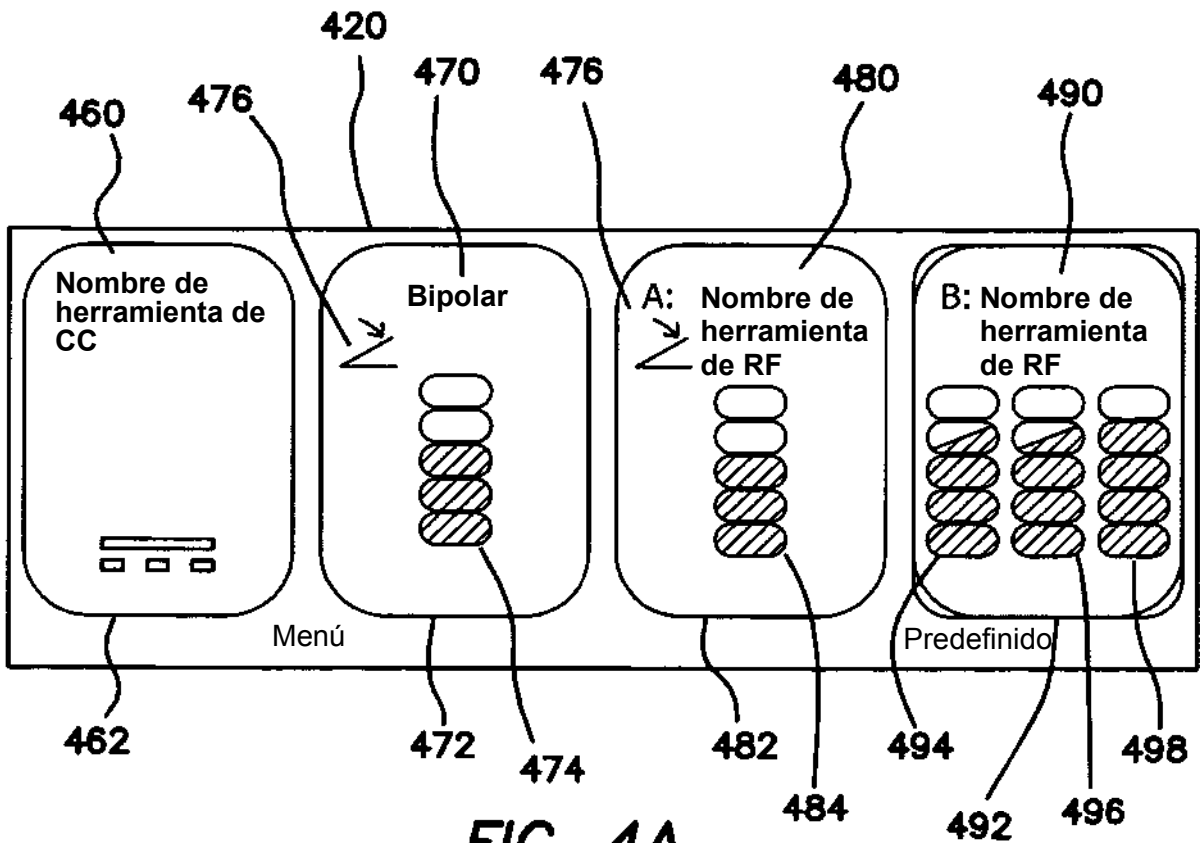


FIG. 4A

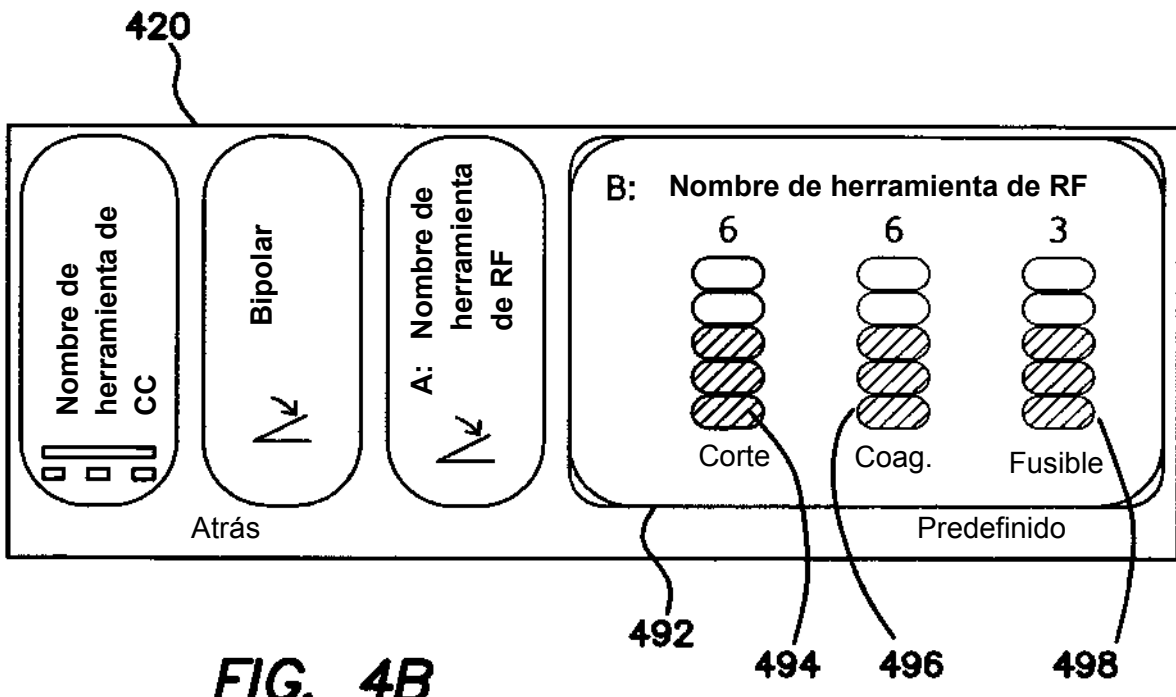


FIG. 4B

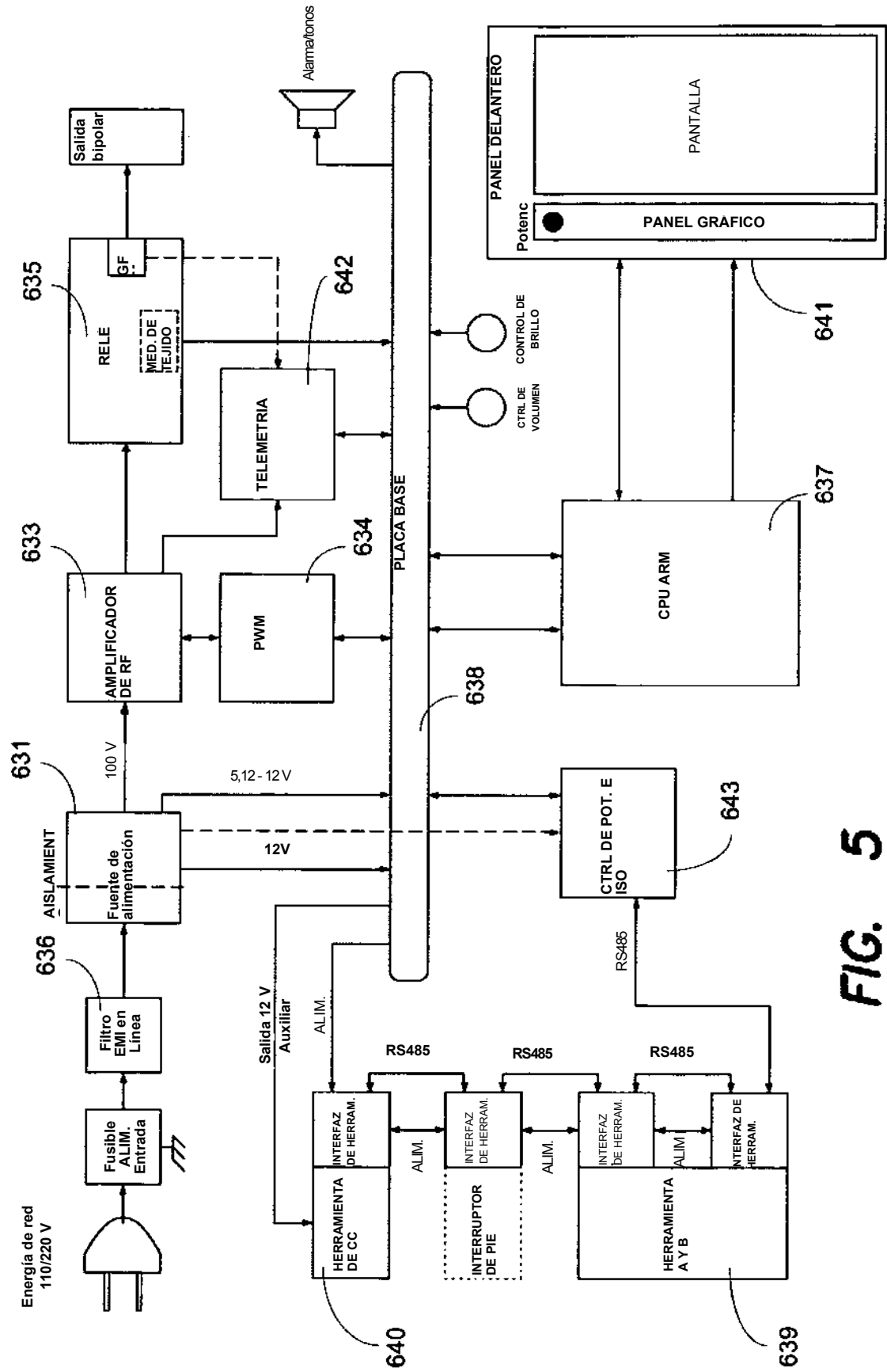


FIG. 5

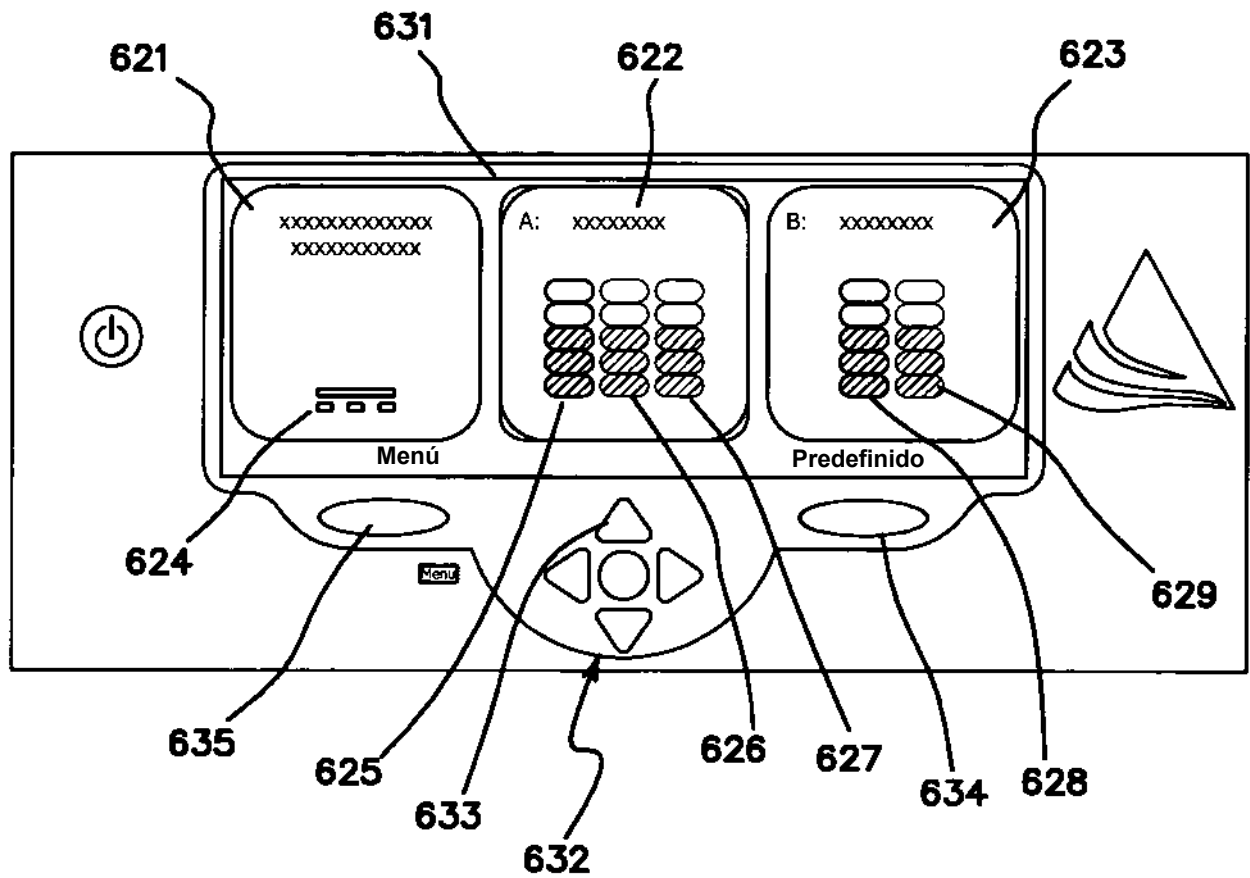


FIG. 6

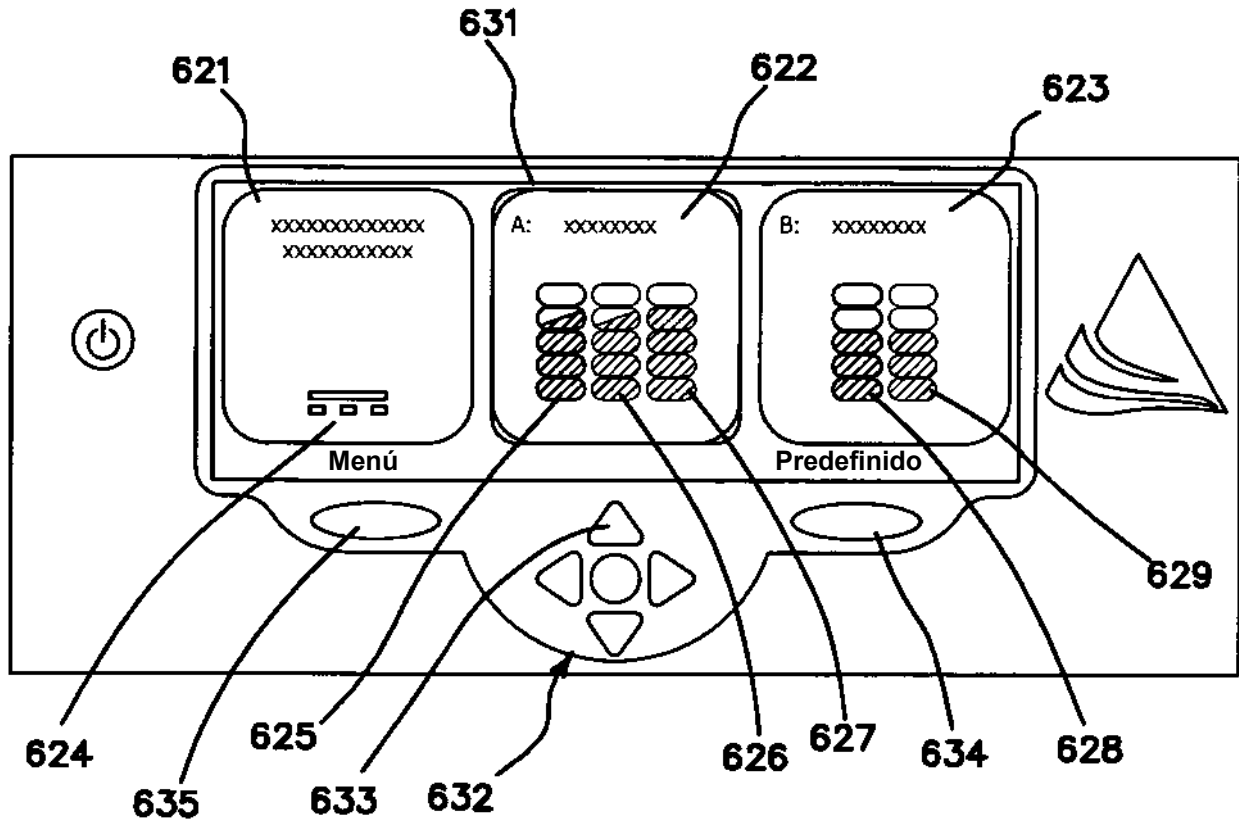


FIG. 7

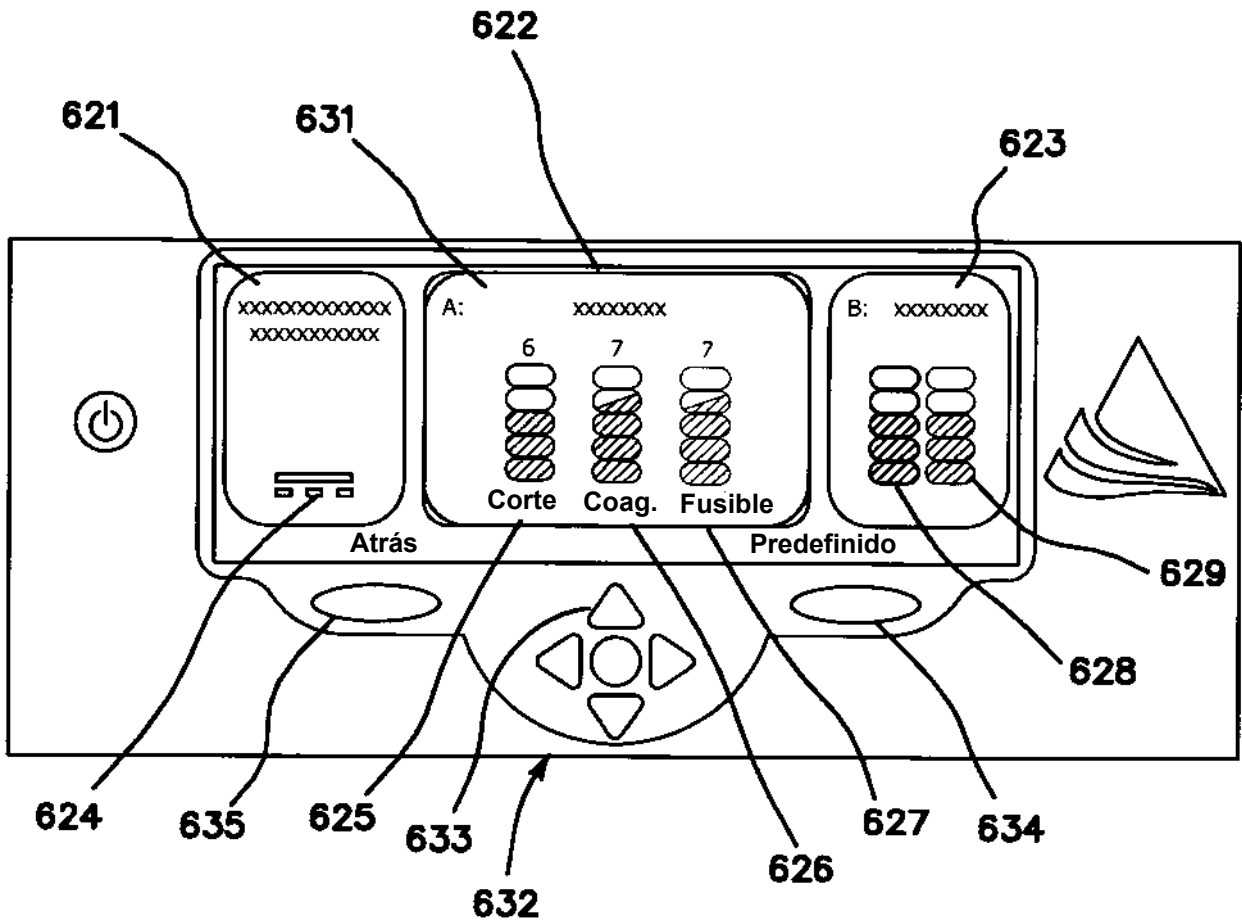


FIG. 8

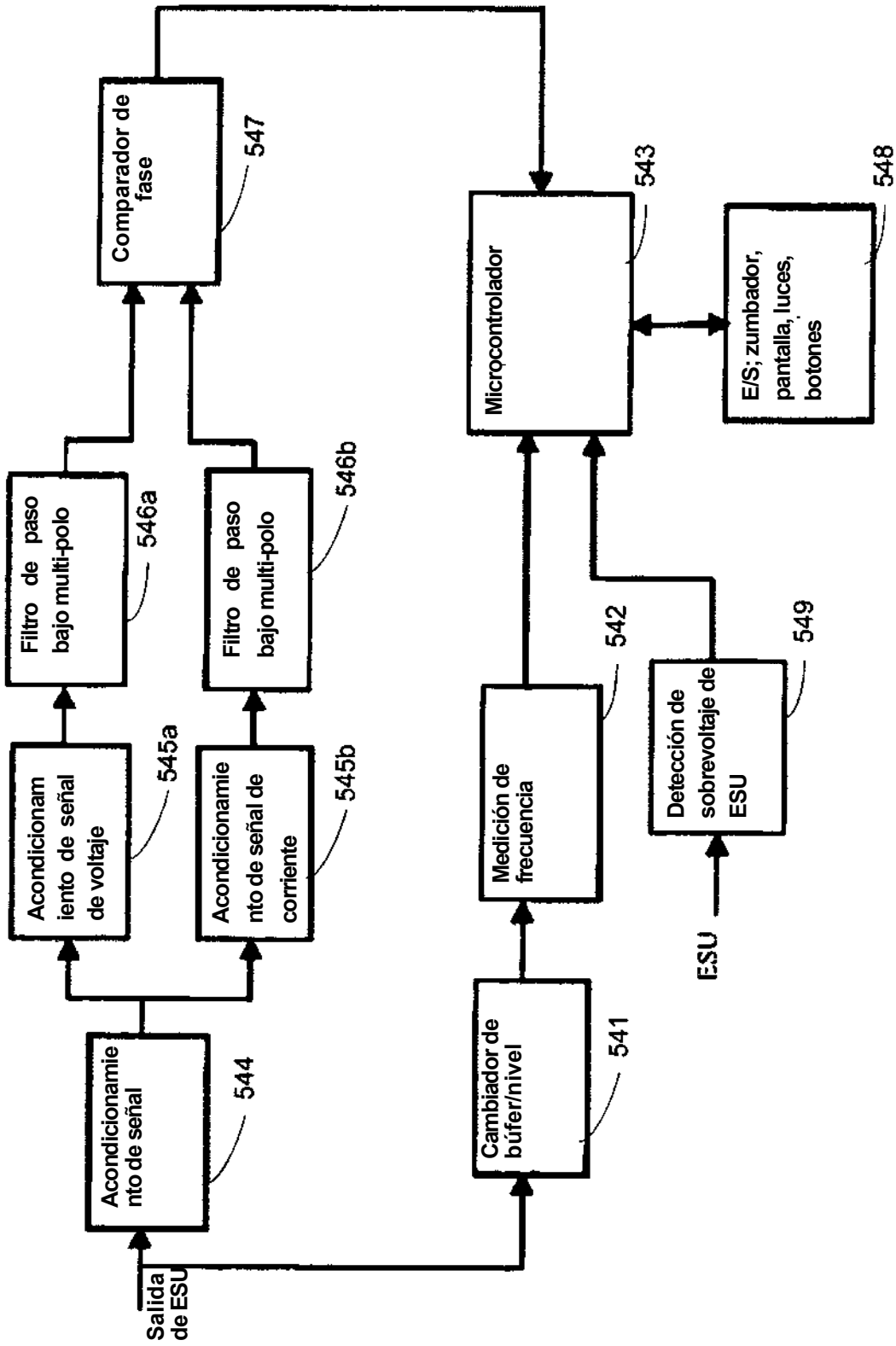


FIG. 9

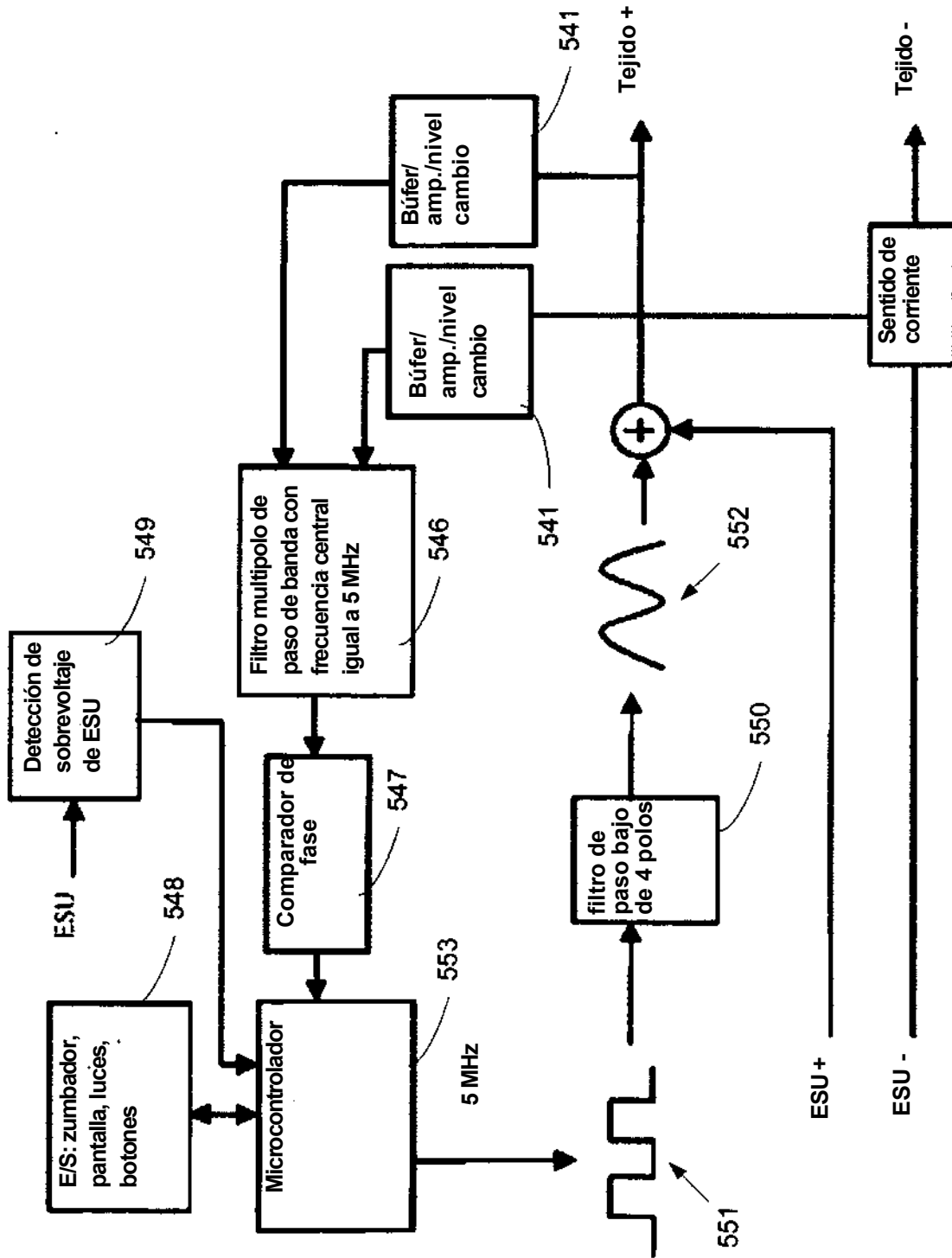


FIG. 10

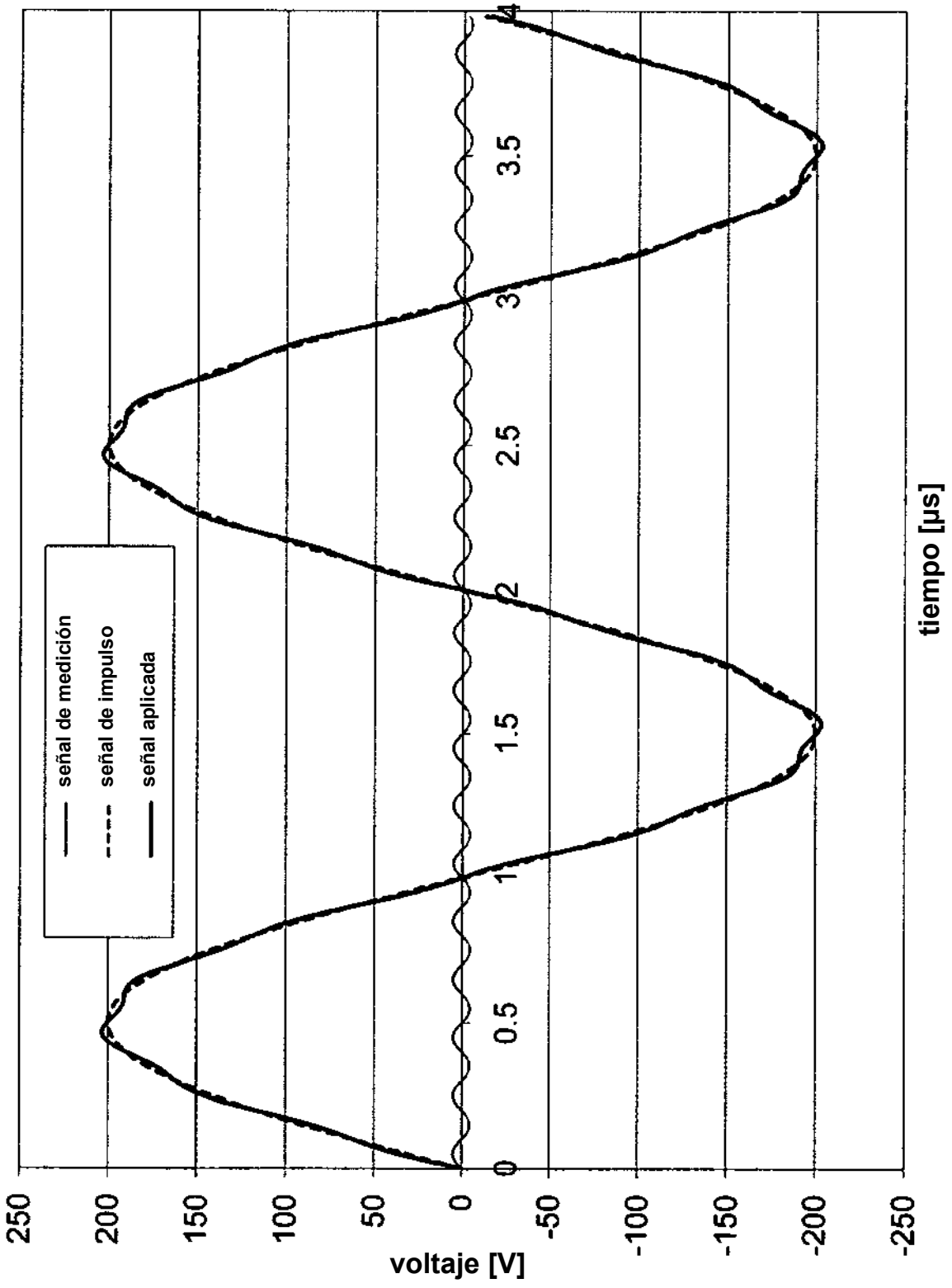


FIG. 11

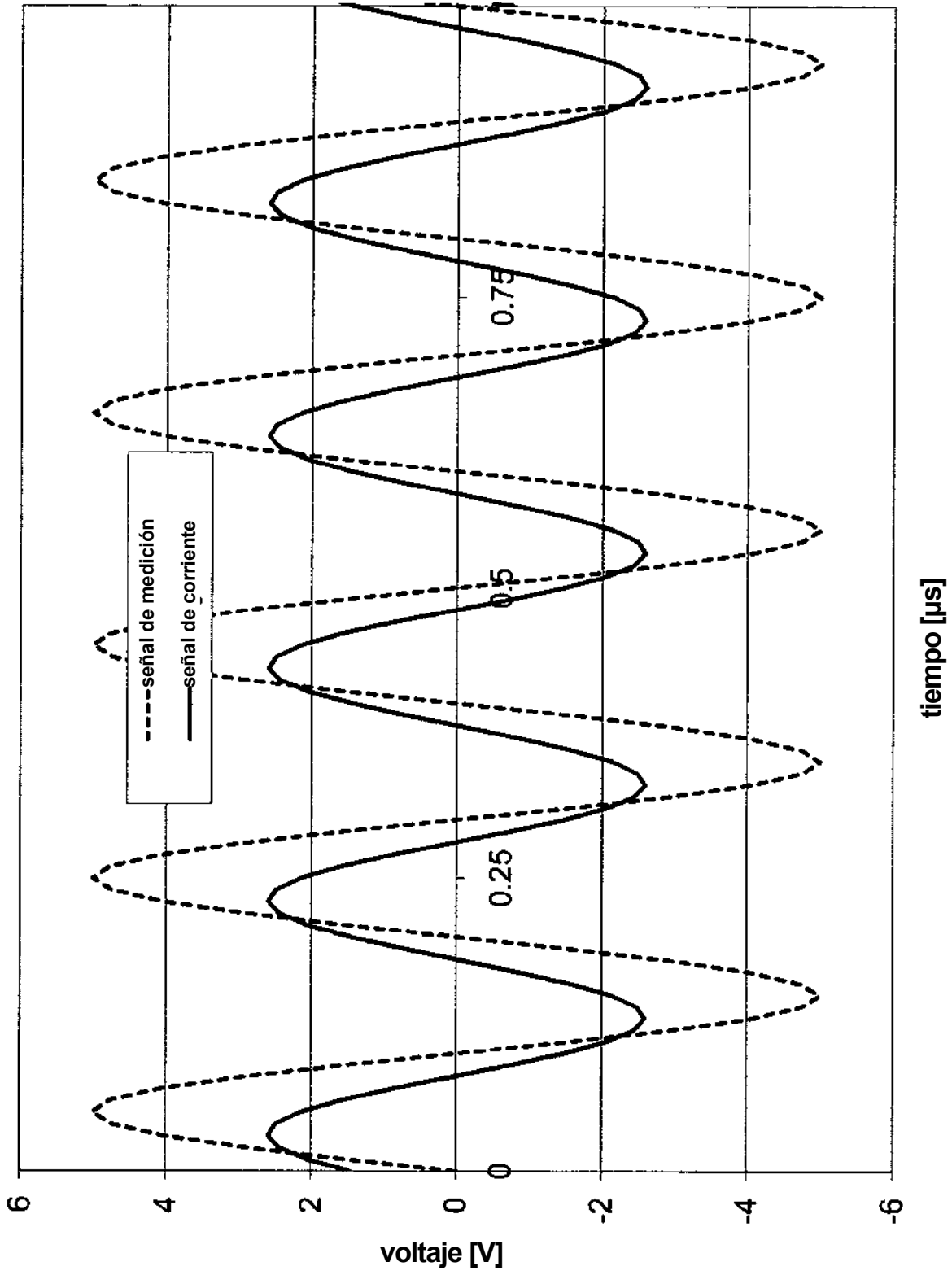


FIG. 12

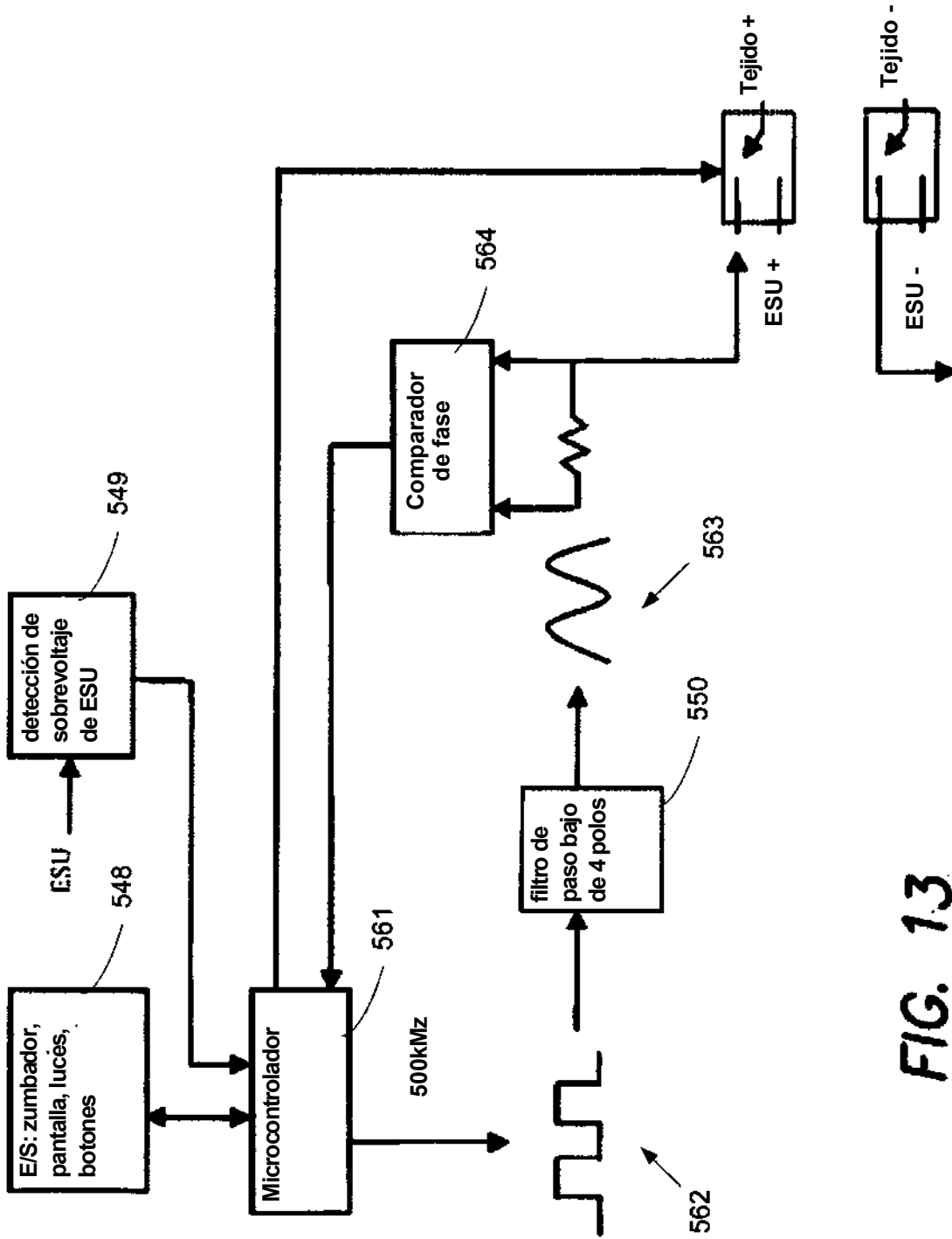


FIG. 13

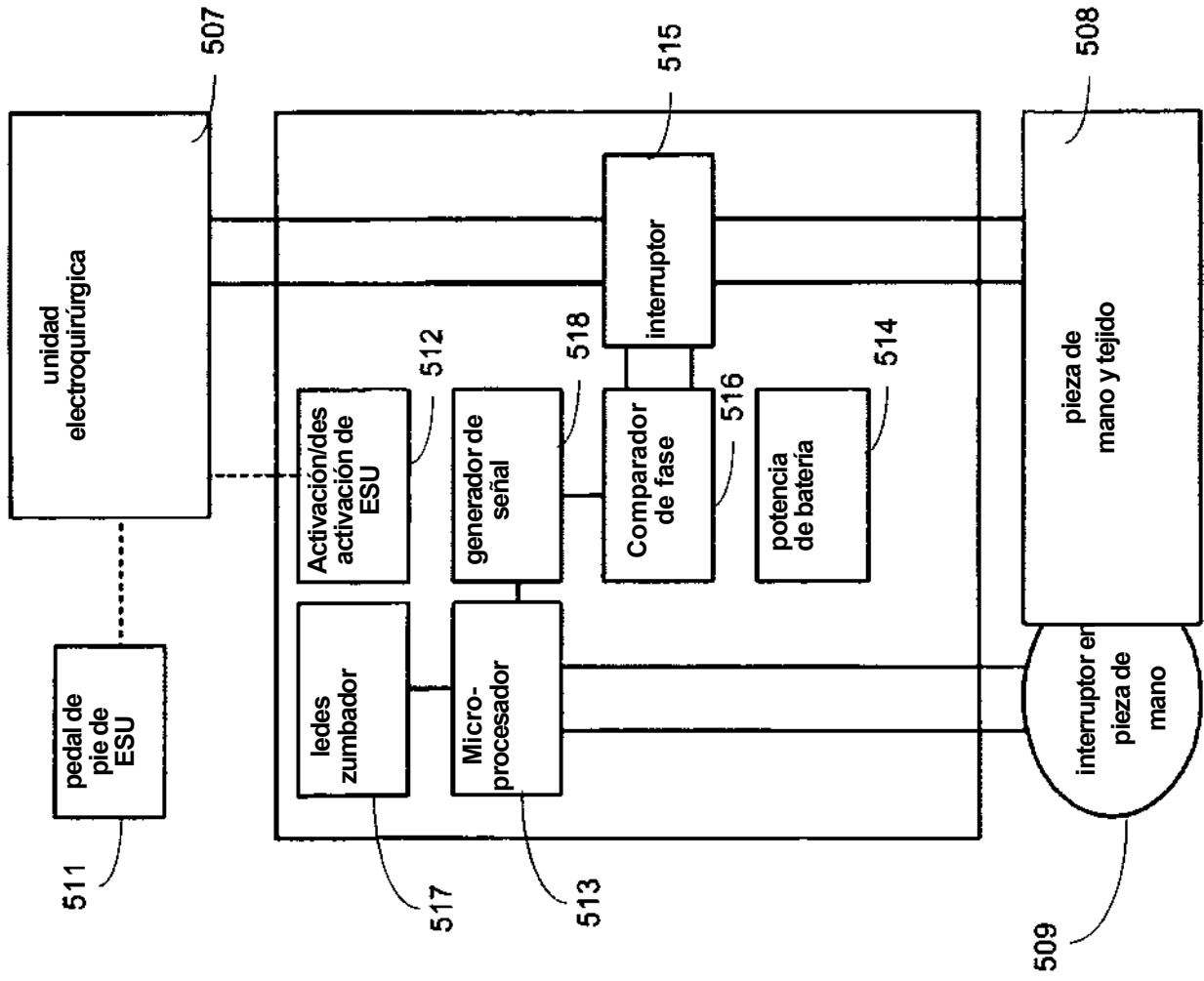
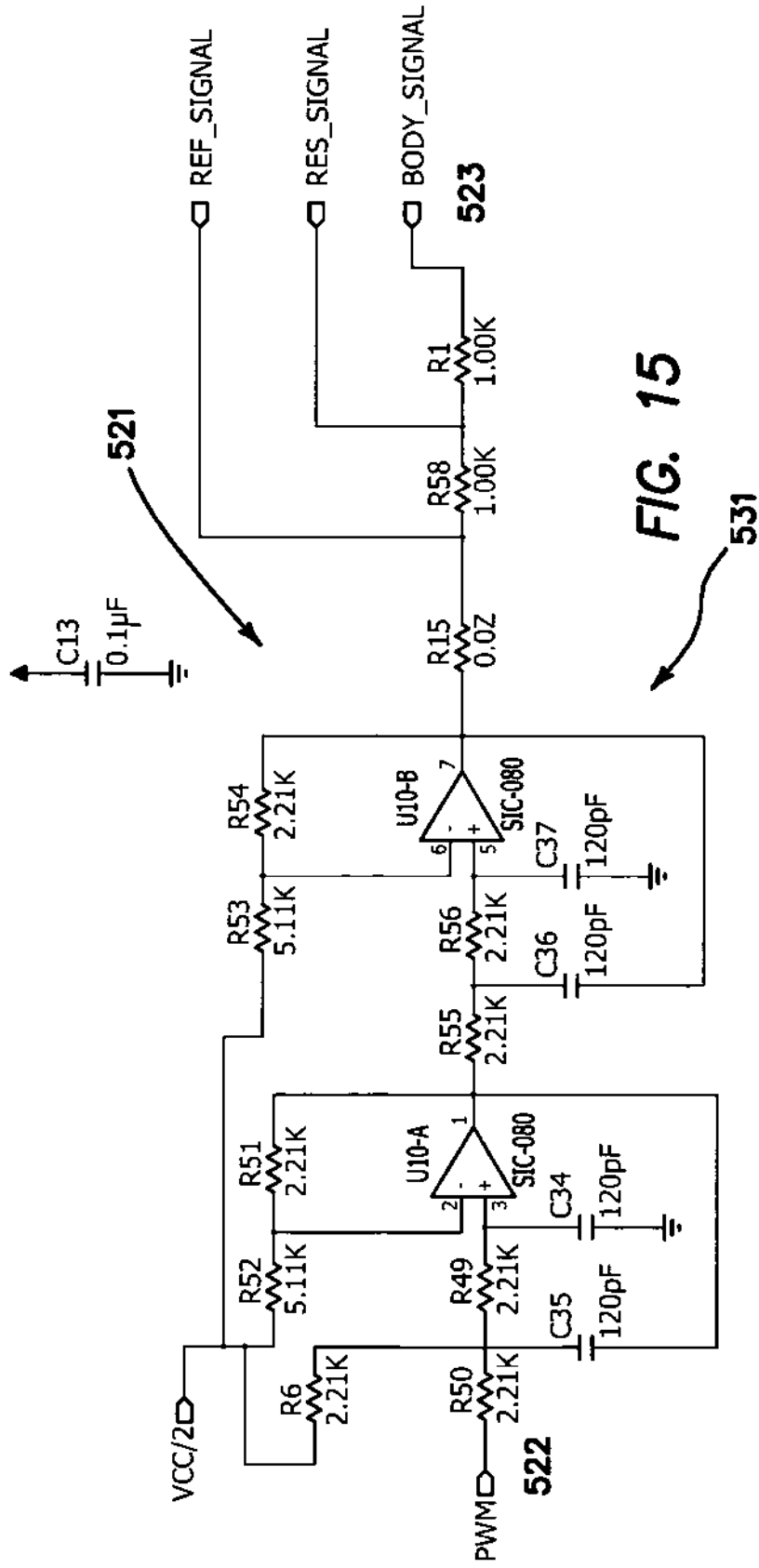


FIG. 14



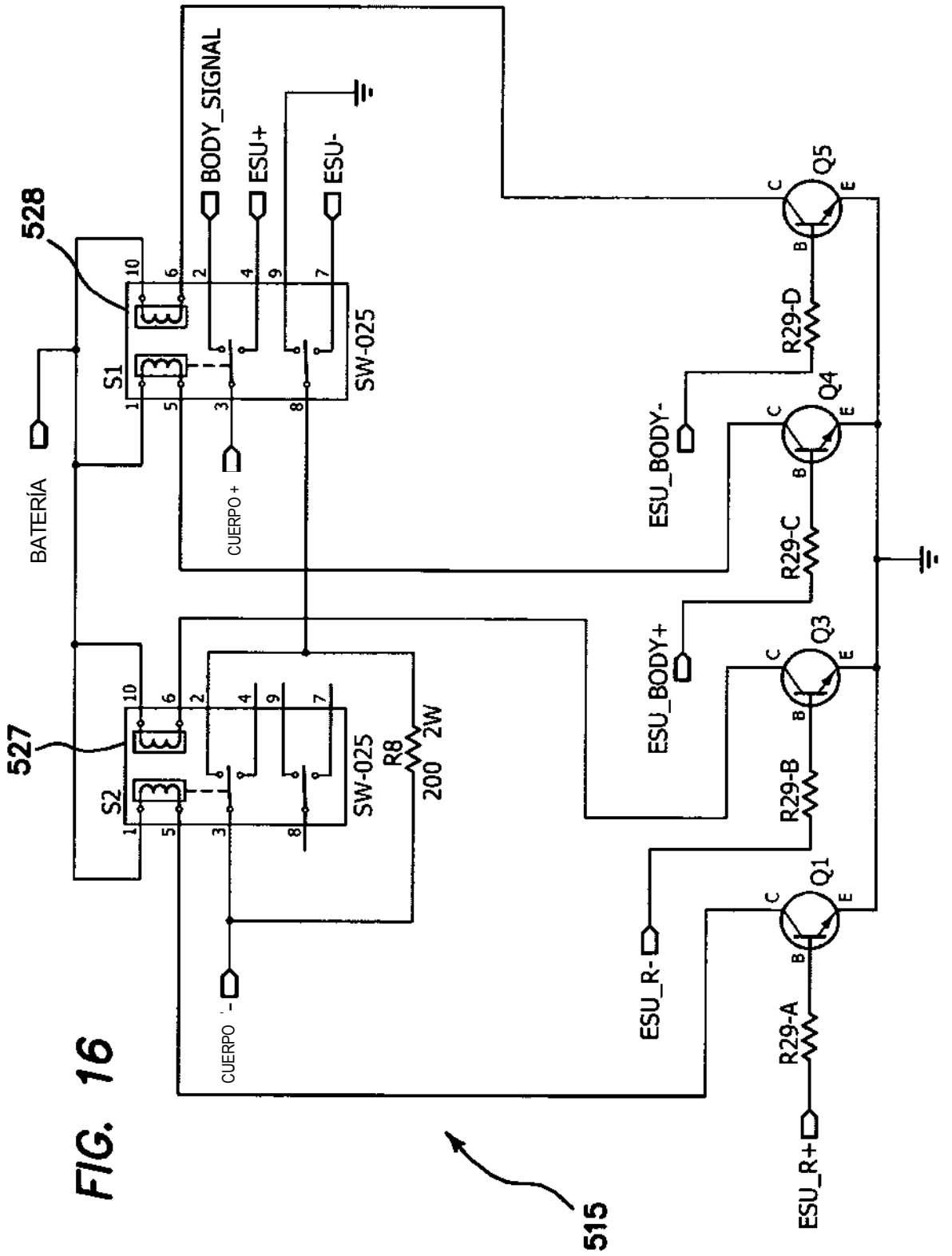


FIG. 16

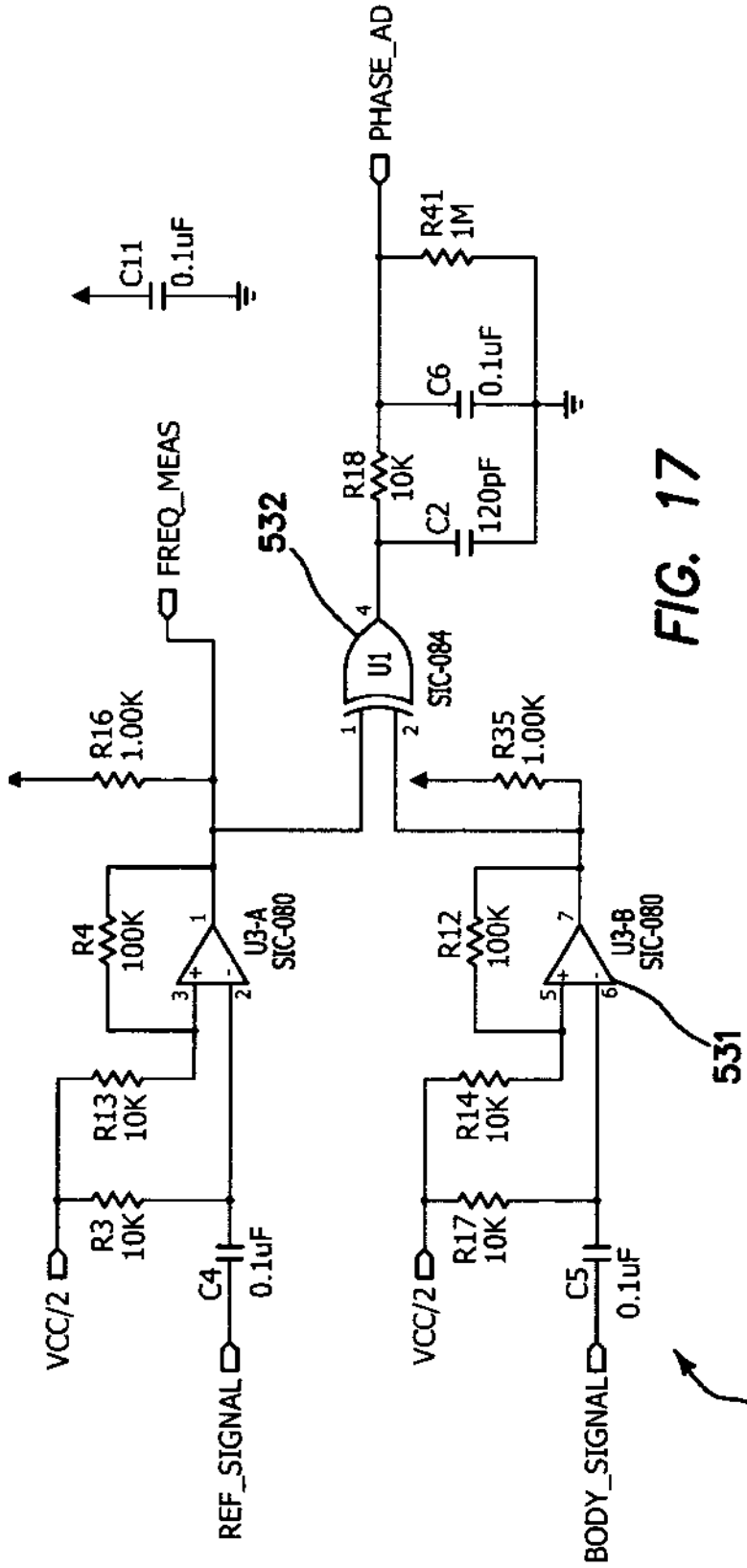


FIG. 17

530

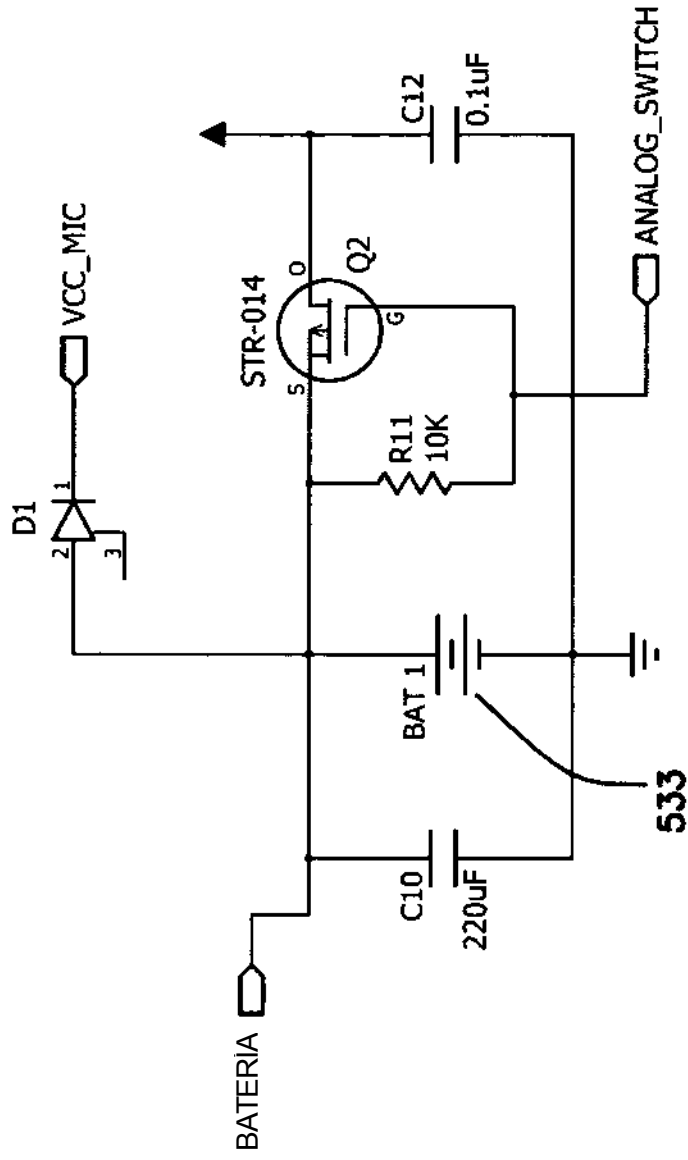


FIG. 18

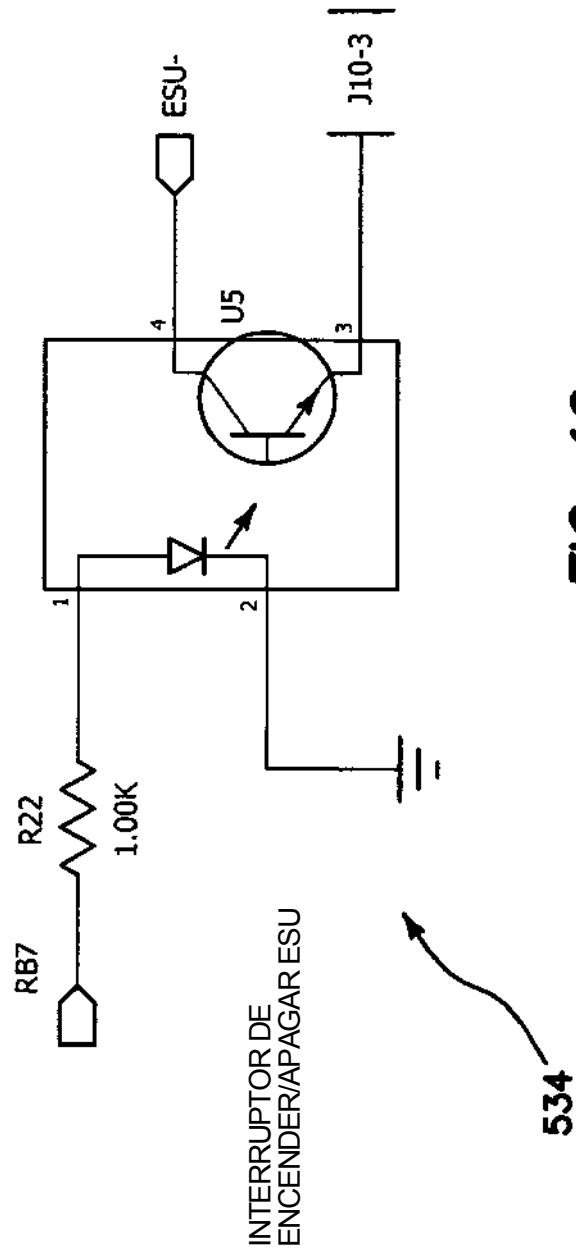


FIG. 19

ciclo de fusión

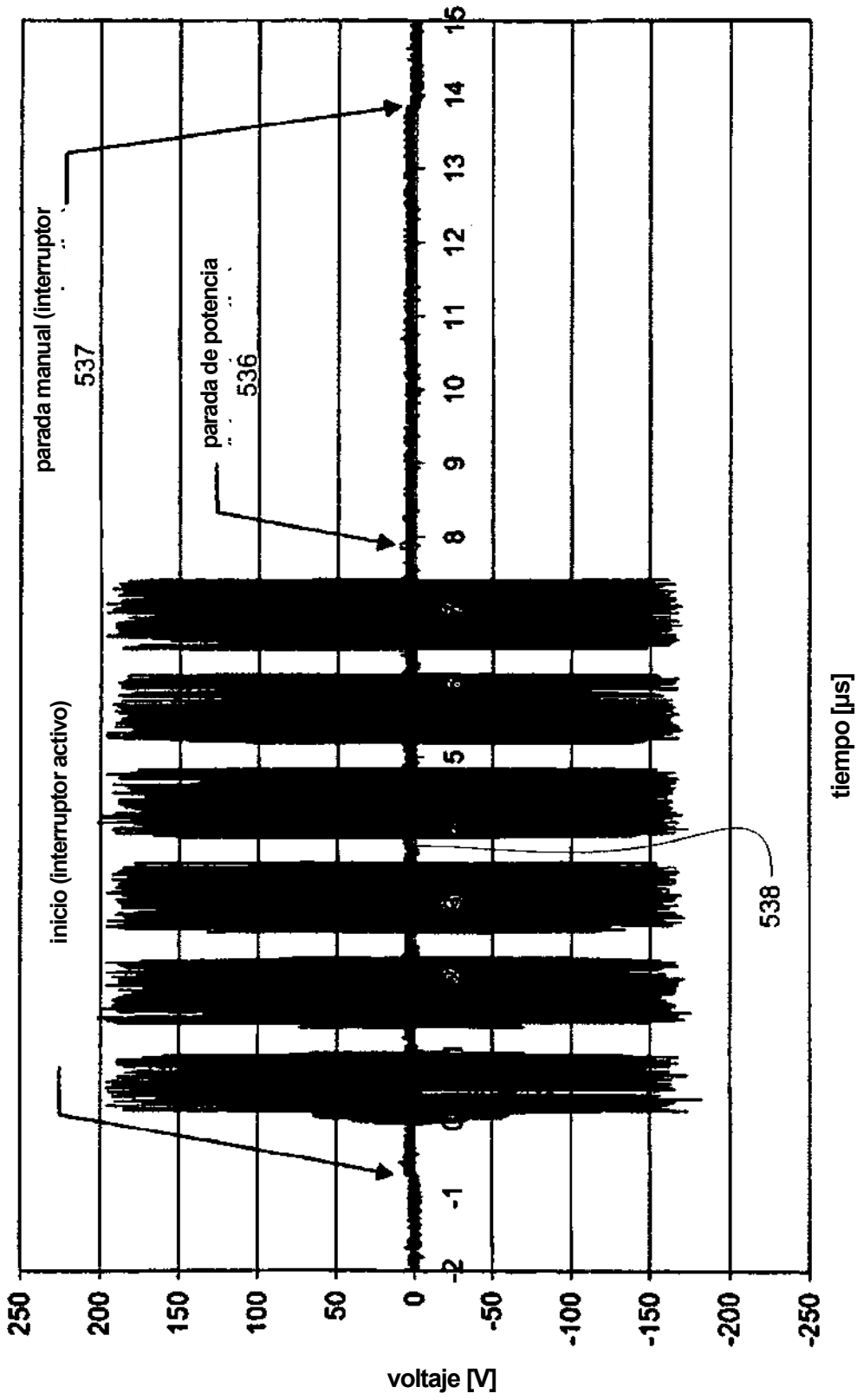


FIG. 20

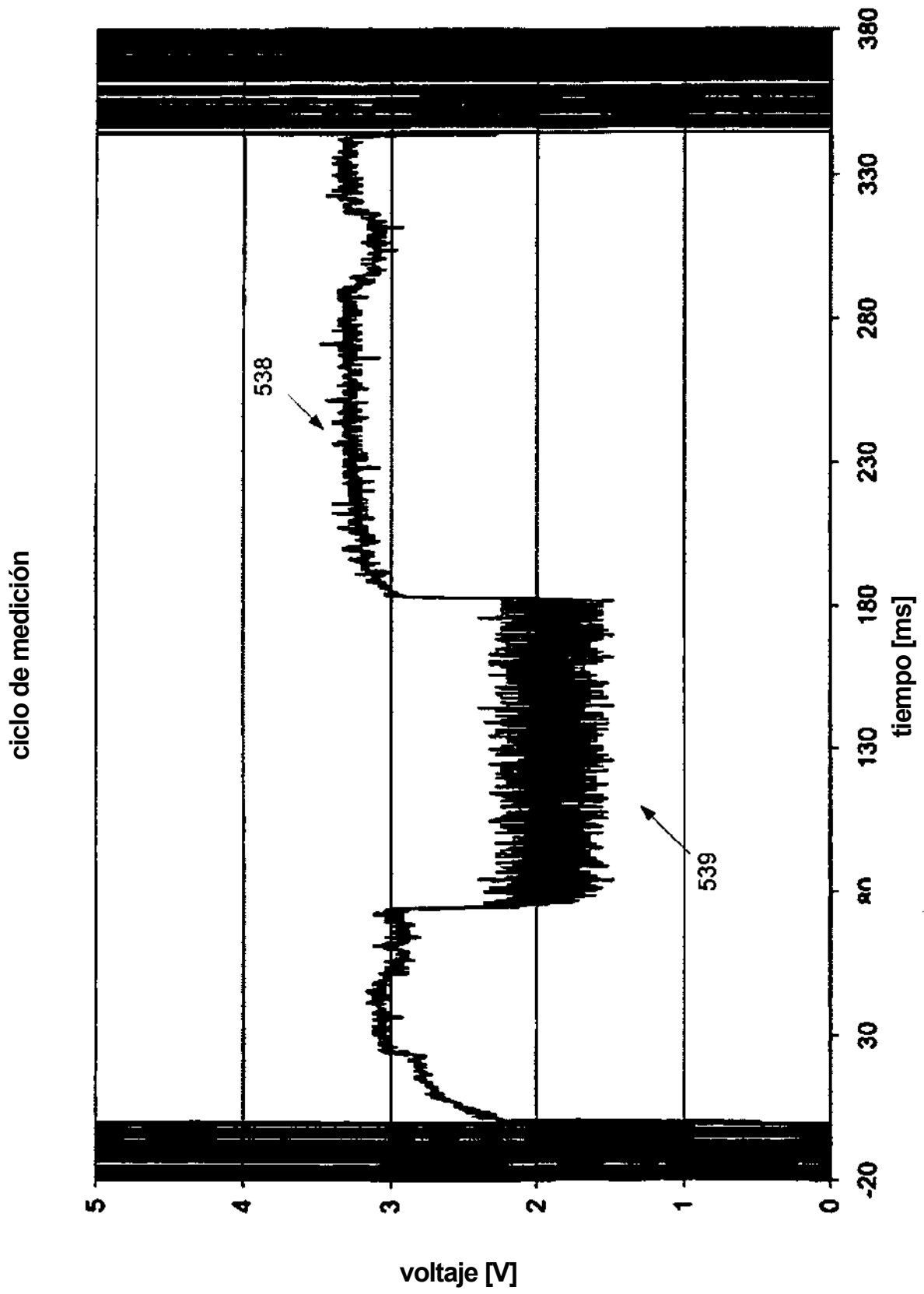


FIG. 21

ciclo de medición de RF

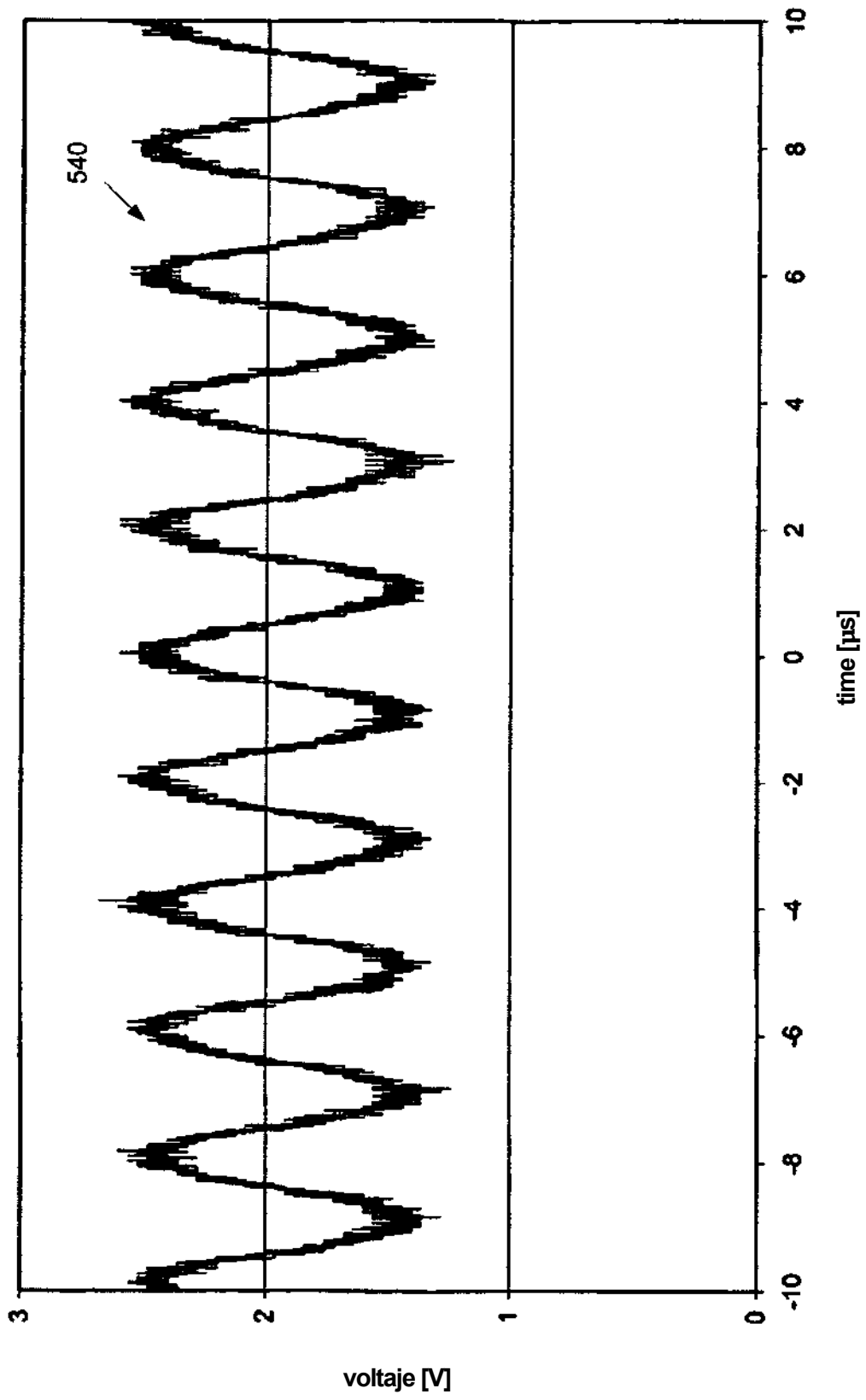
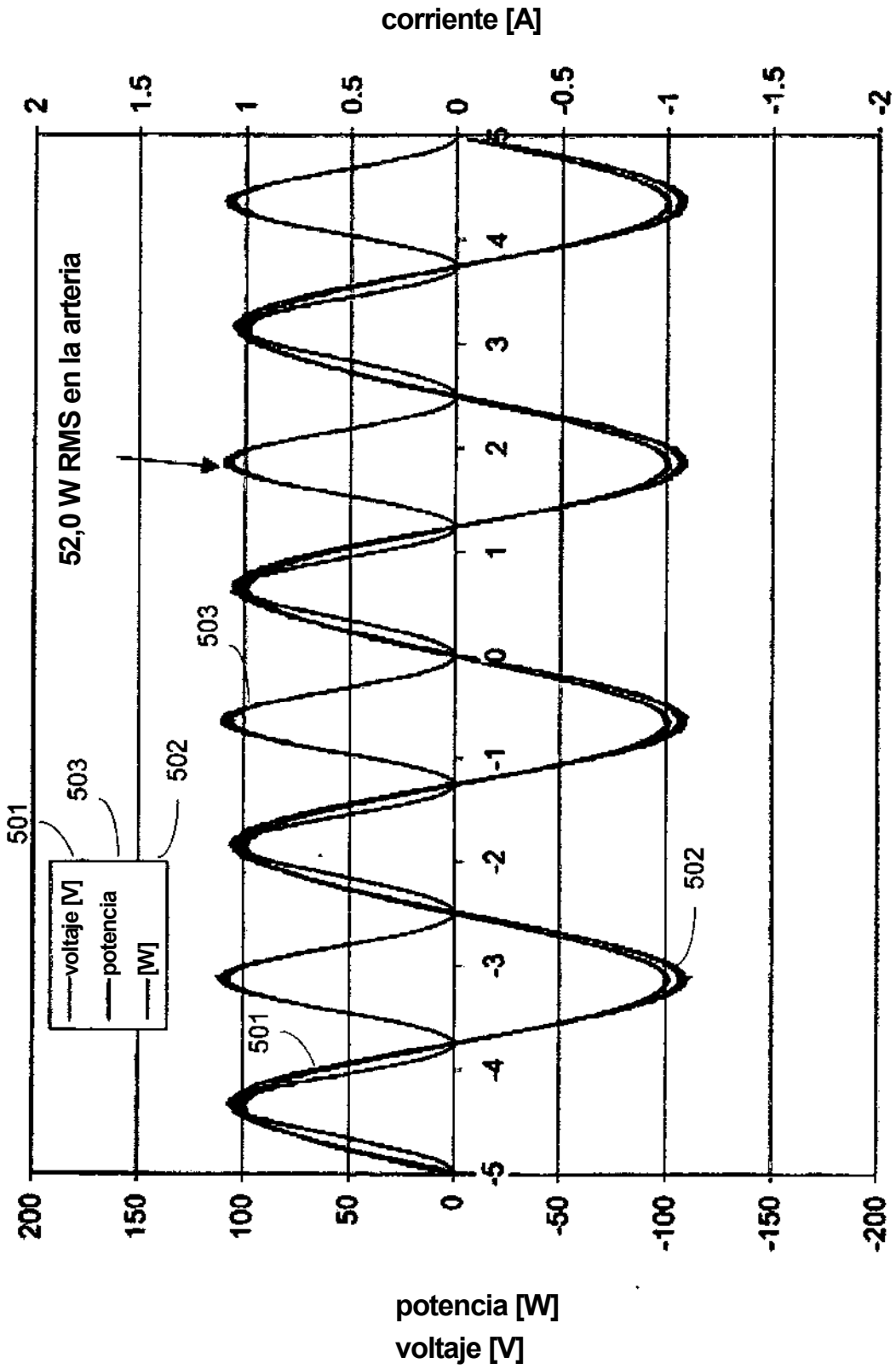


FIG. 22

arteria de 4 mm en prototipo de 0,75 mm - configuración 60 W
alrededor de 1s en la fusión



tiempo [μs]

FIG. 2.3

arteria de 4 mm en prototipo de 0,75 mm - configuración 60 W
arteria cultivada mantenida en 1 solución salina normal

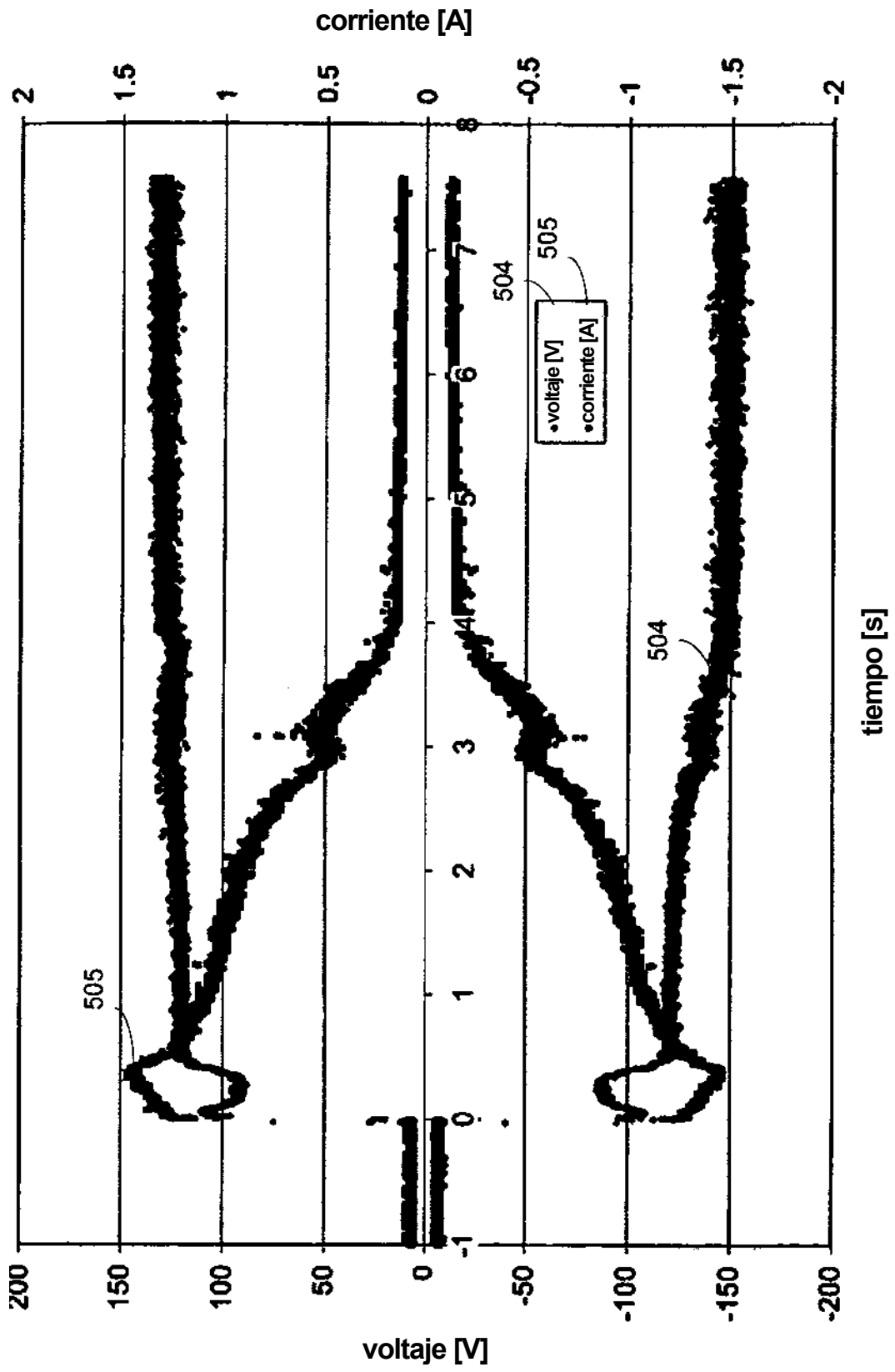


FIG. 24

arteria de 4 mm en prototipo de 0,75 mm - configuración 60 W
arteria cultivada mantenida en 1 solución salina normal

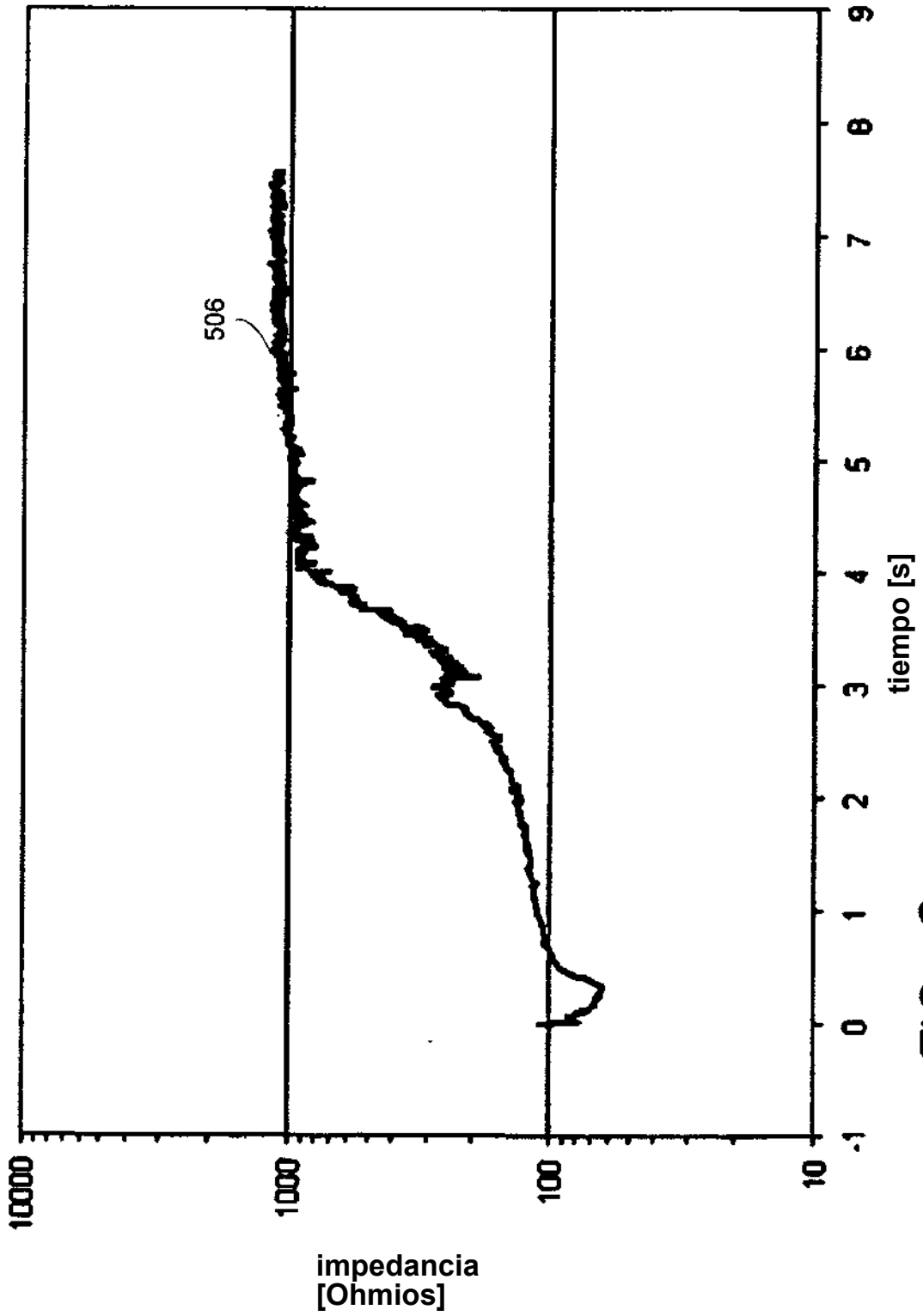
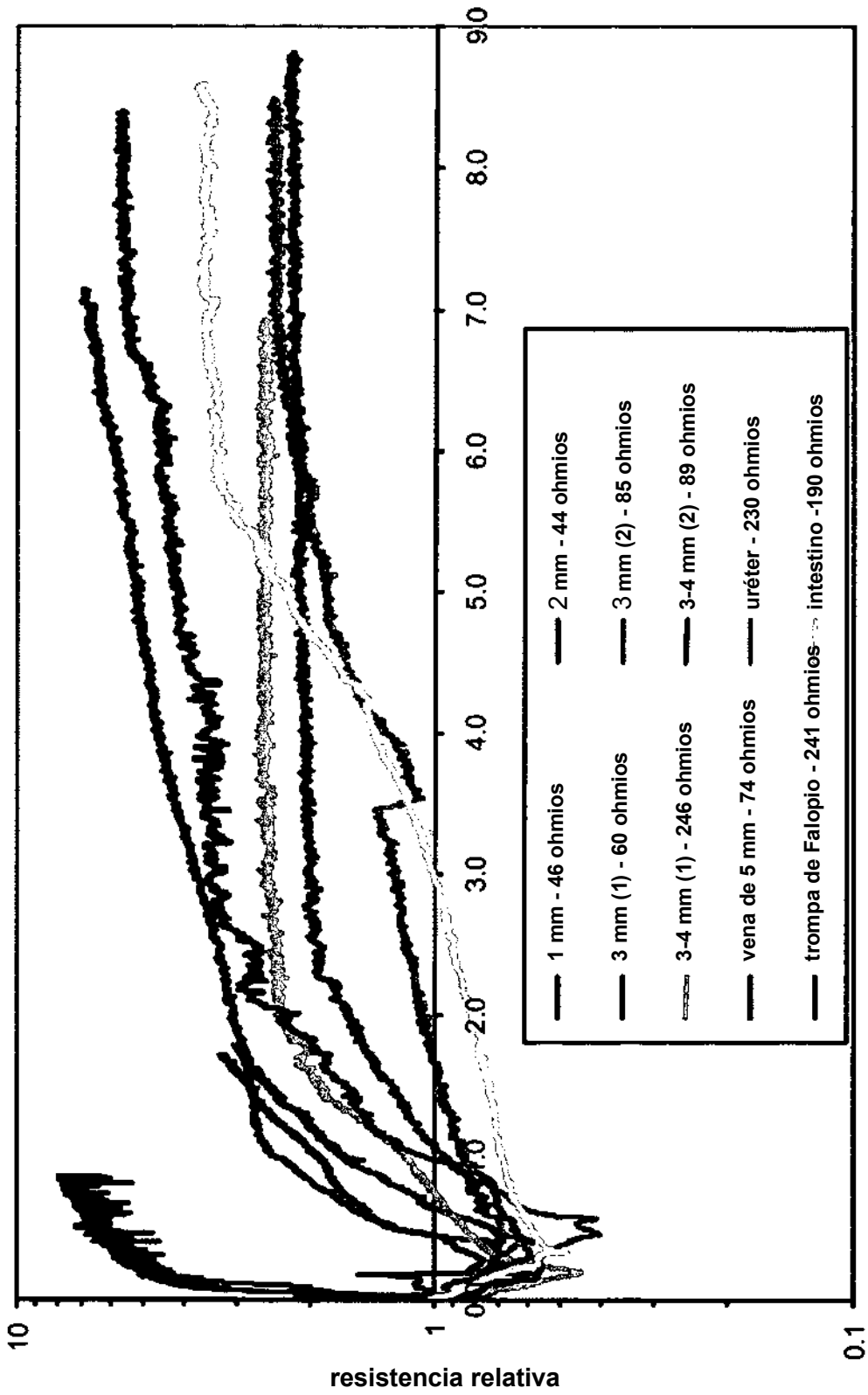


FIG. 25

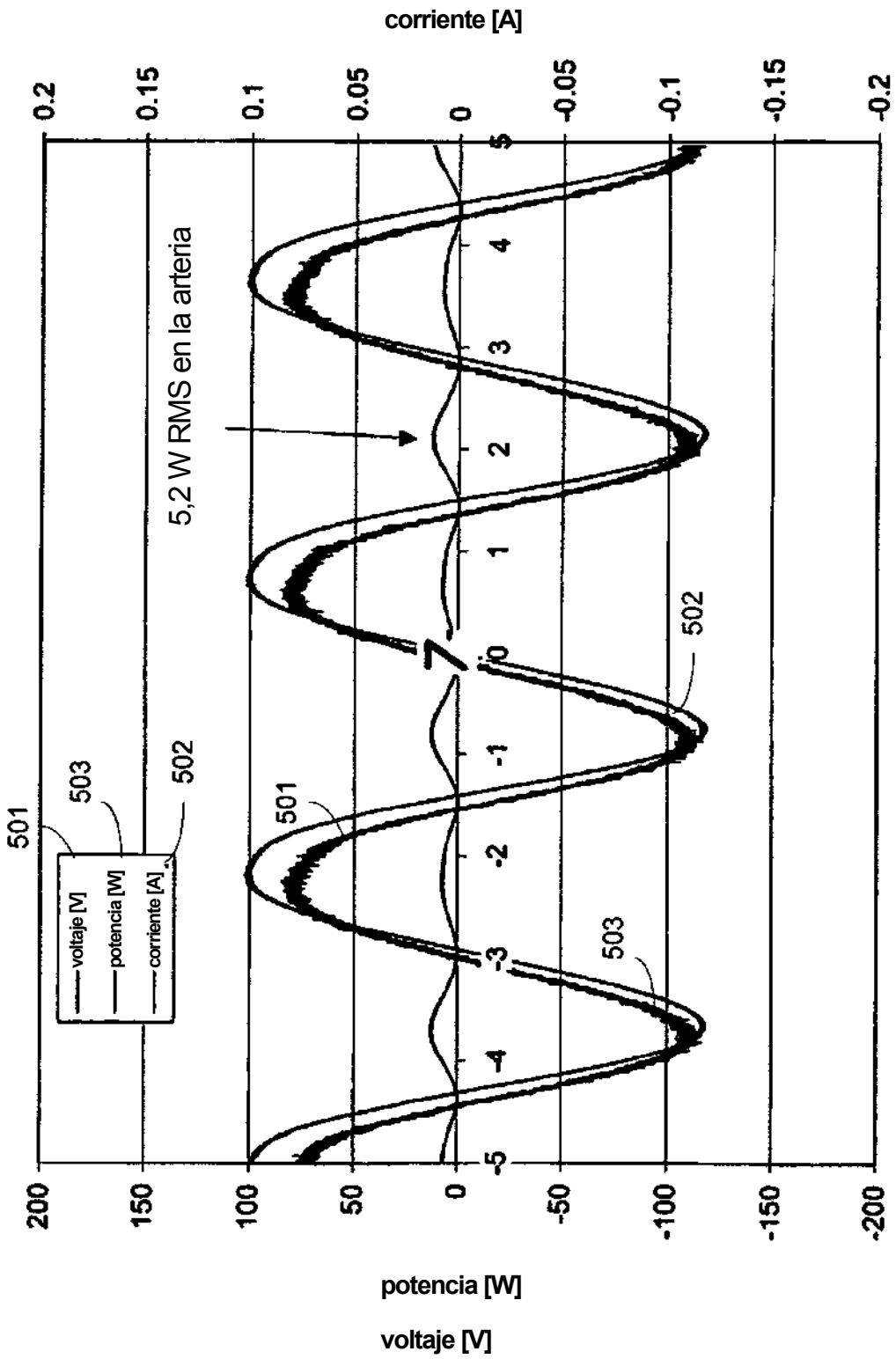
resistencia relativa con prototipo de 0,75 mm - configuración 60 W



tiempo [s]

FIG. 26

arteria de 4 mm en prototipo de 0,75 mm - configuración 60 W
alrededor de 4 s en la fusión



tiempo [μs]

FIG. 27

arteria de 4 mm en prototipo de 0,75 mm - configuración 60 W
alrededor de 7 s en la fusión

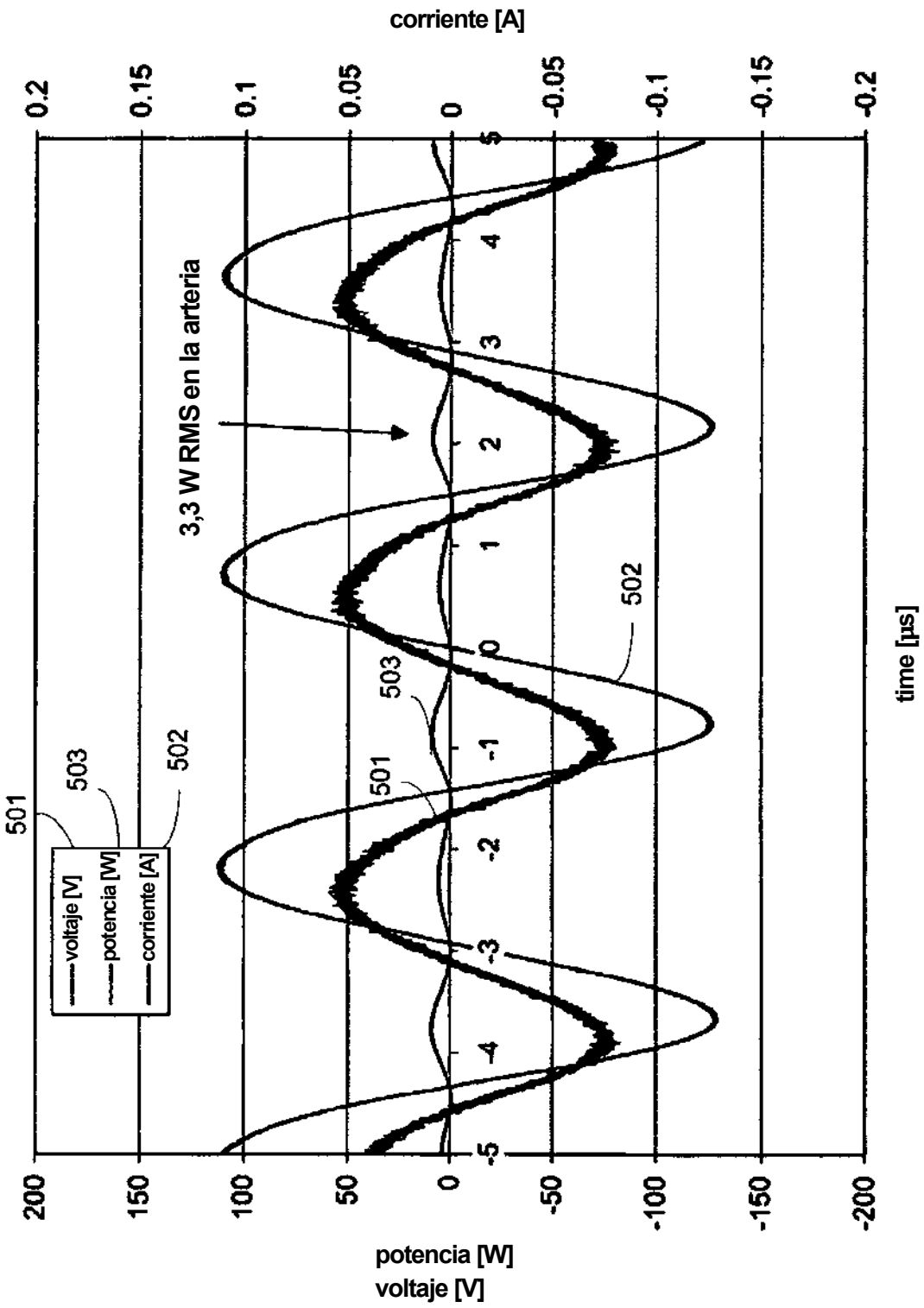
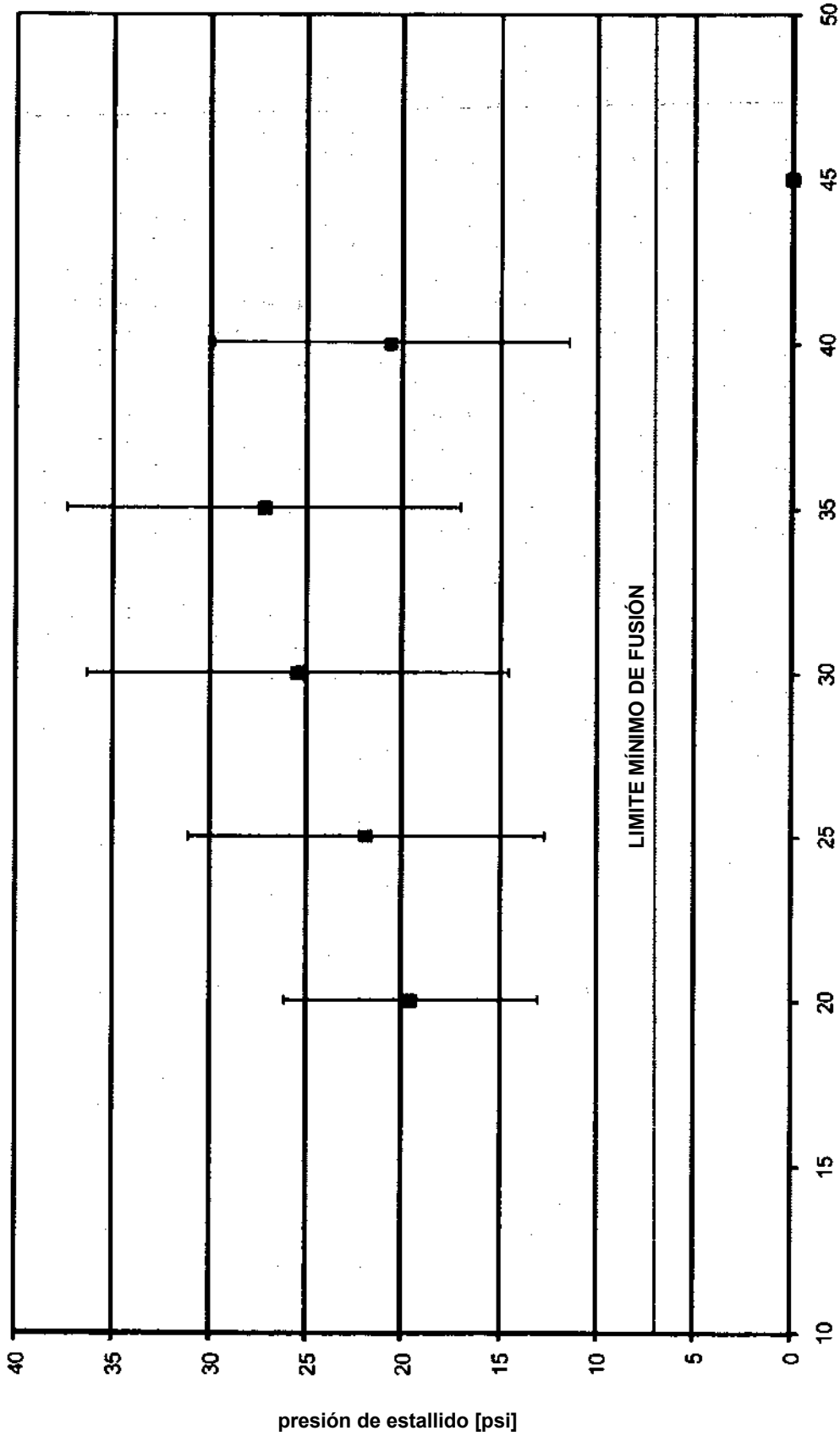


FIG. 28

doble fila de mordazas; 12 lb.; configuración de 100 W



cambio de fase [grados]

1 lbf = 4,45 N

1 psi = 6,89 kPa

FIG. 29

Nombre de tejido	ρ [S/m]	ϵ	$\epsilon \times \rho$
Médula ósea	0,003852	48,969	0,18862859
Grasa pectoral	0,025428	30,711	0,78091931
Grasa	0,024833	34,559	0,85820365
Hueso cortical	0,022165	174,5	3,8677925
Uña	0,022165	174,5	3,8677925
Diente	0,022165	174,5	3,8677925
Piel seca	0,0043646	1062	4,6352052
Hueso poroso	0,086731	308,16	26,727025
Tendón	0,39075	200,69	78,4196175
Vesícula biliar	0,90019	101,18	91,0812242
Aorta	0,32389	312,32	101,157325
Vaso sanguíneo	0,323389	312,32	101,157325
Vejiga	0,22787	534,55	121,807909
Pulmón inflado	0,12301	1025	126,08525
Duramadre	0,50258	264,43	132,897229
Fluido corporal	1,5003	91,35	137,052405
Humor vítreo	1,5003	91,35	137,052405
Nervio	0,11094	1487,6	165,034344
Médula espinal	0,11094	1487,6	165,034344
Vesícula biliar	1,4	120	168
Masa encefálica gris	0,15187	1187	180,26969
Fluido cerebroespinal	2	109	218
Cerebelo	0,17248	1475	254,408
Ovario	0,35016	873,26	305,780722
Cérvix	0,55686	614,02	341,923177
Cartílago	0,20078	1938,6	389,232108
Bazo	0,14706	2789	410,15034
Hígado	0,1481	2769,8	410,20738
Tráquea	0,35907	1157,6	415,659432
Lente	0,35278	1502,1	529,910838
Pulmón desinflado	0,30697	1884,3	578,423571
Membrana mucosa	0,17798	3610	642,5078
Piel húmeda	0,17798	3610	642,5078
Colon	0,27777	2370,3	658,398231
Riñón	0,22834	3443,3	786,243122
Útero	0,54947	1489,4	818,380618
Corazón	0,28072	3264,5	916,41044
Lengua	0,33099	3252	1076,37948
Duodeno	0,55397	2064,7	1143,78186

FIG. 30

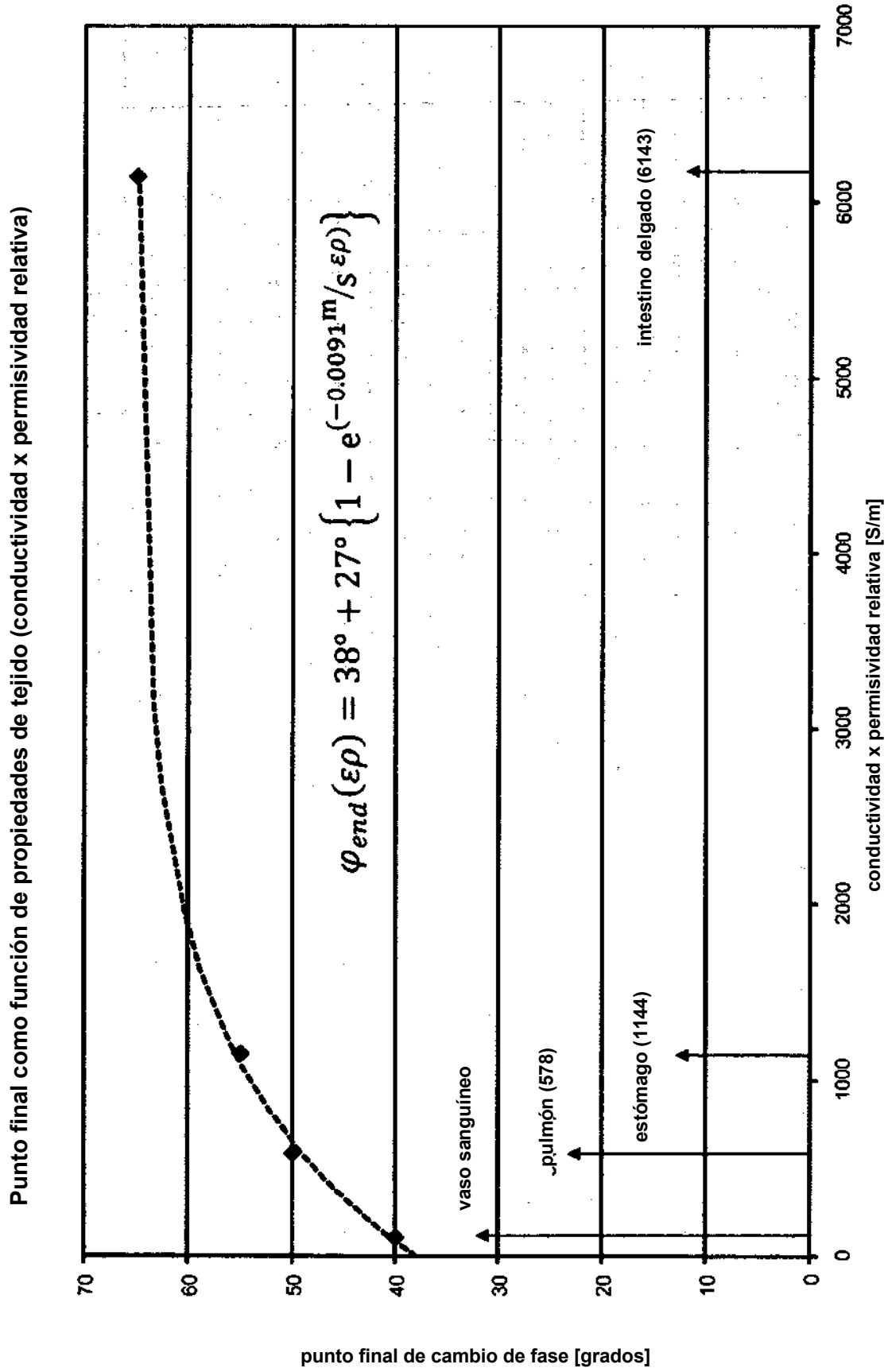


FIG. 31

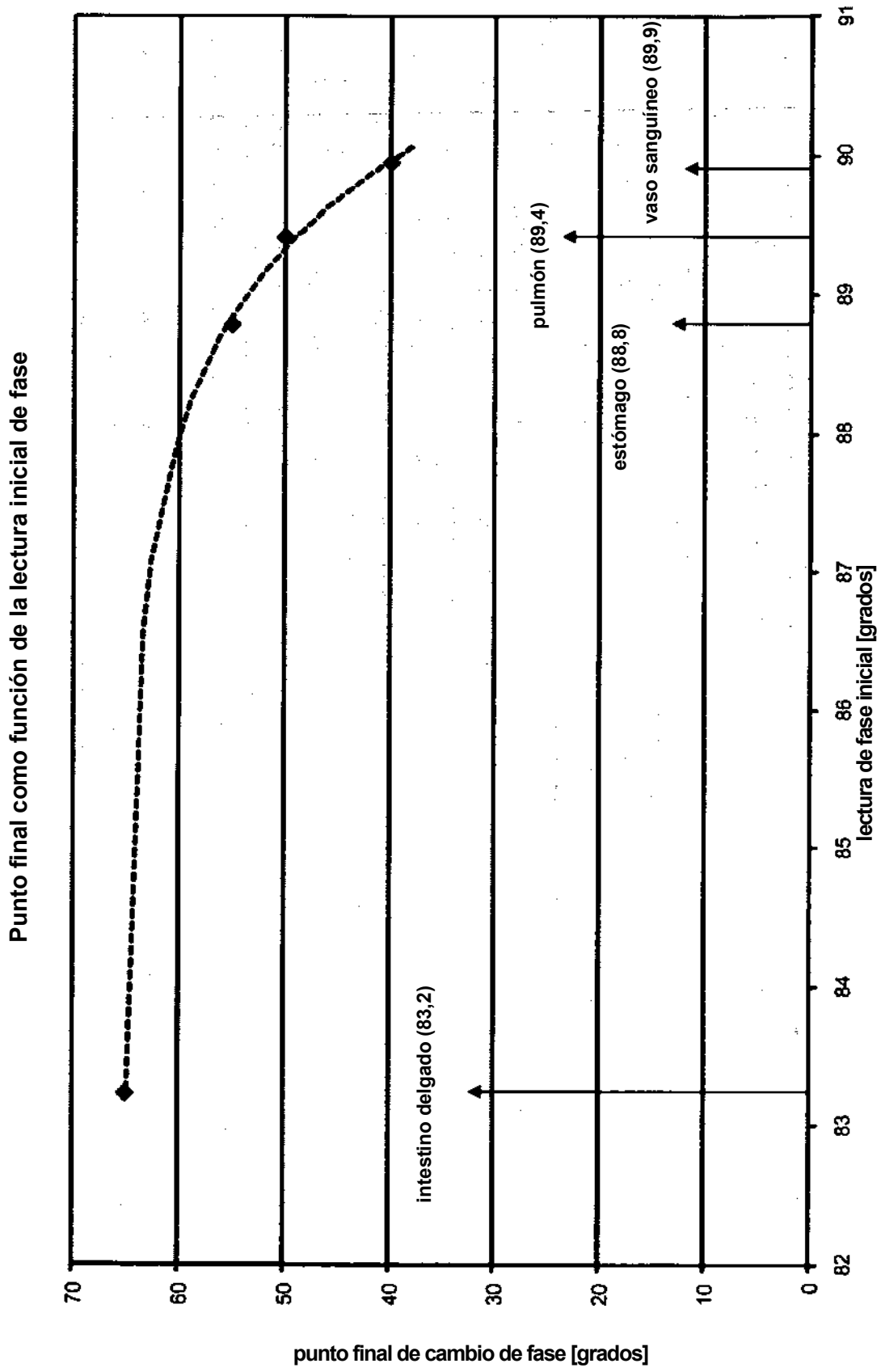


FIG. 32

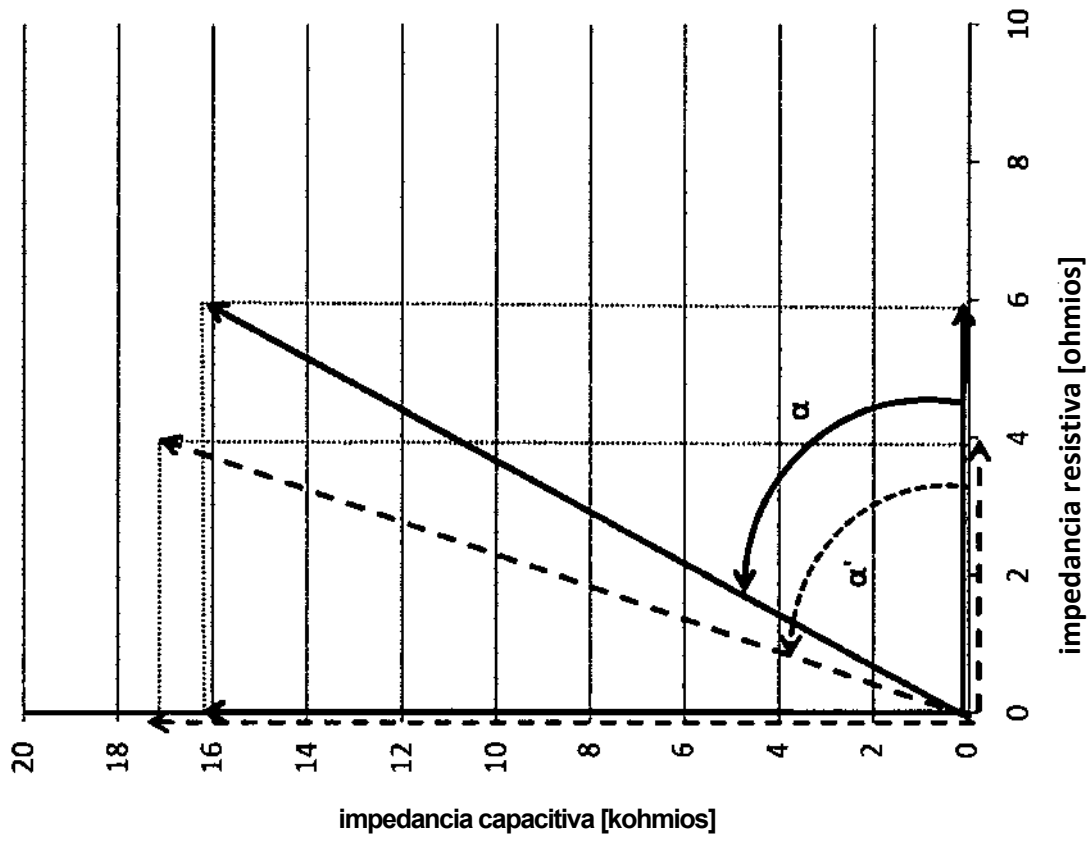


FIG. 33

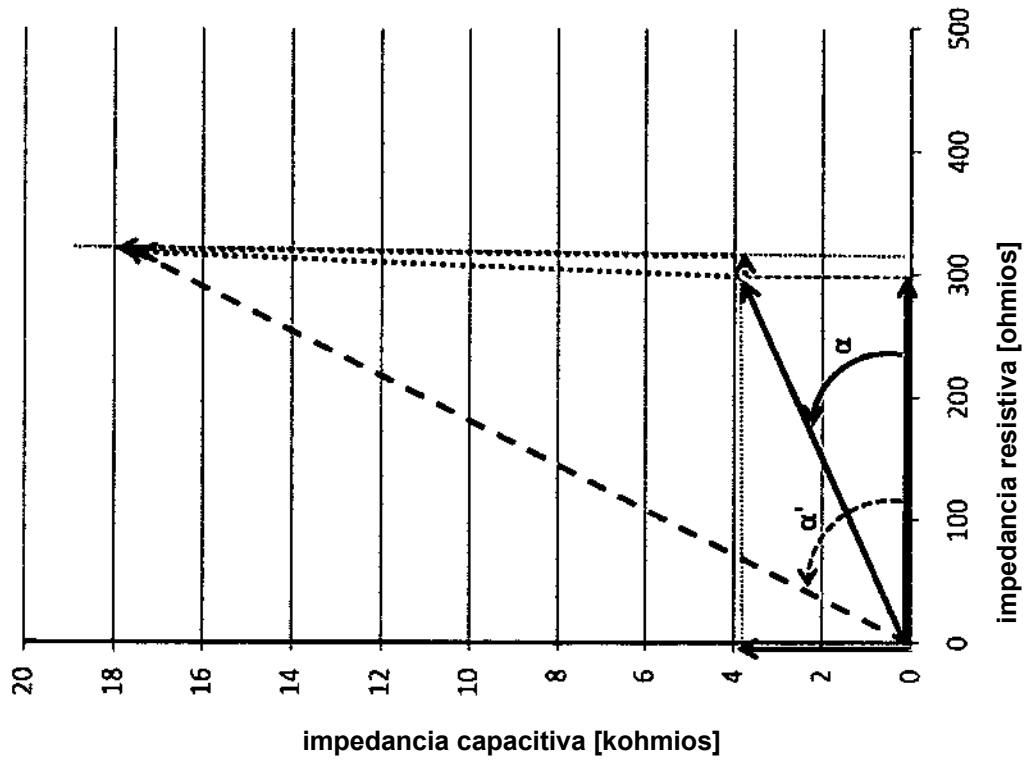


FIG. 34

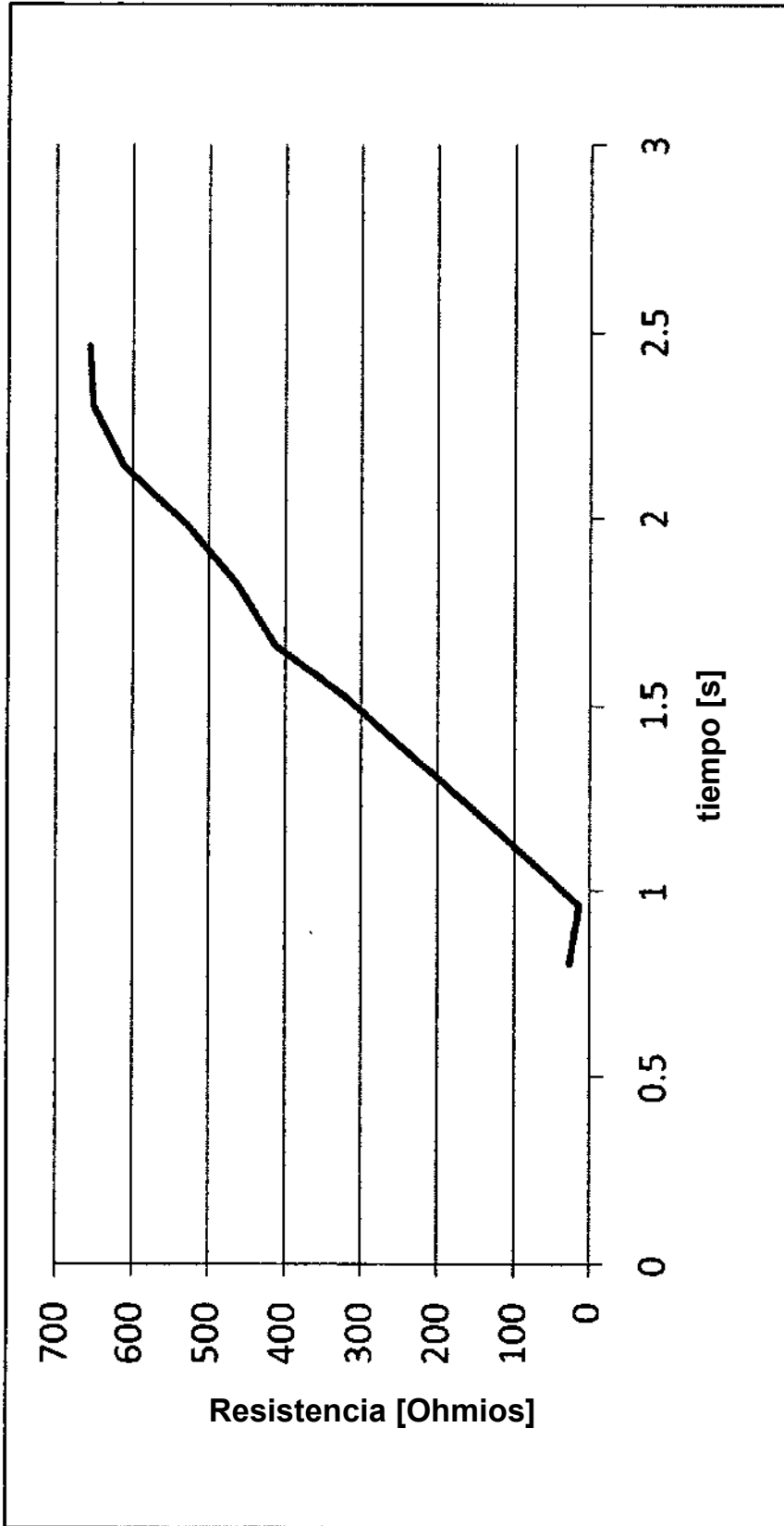


FIG. 35

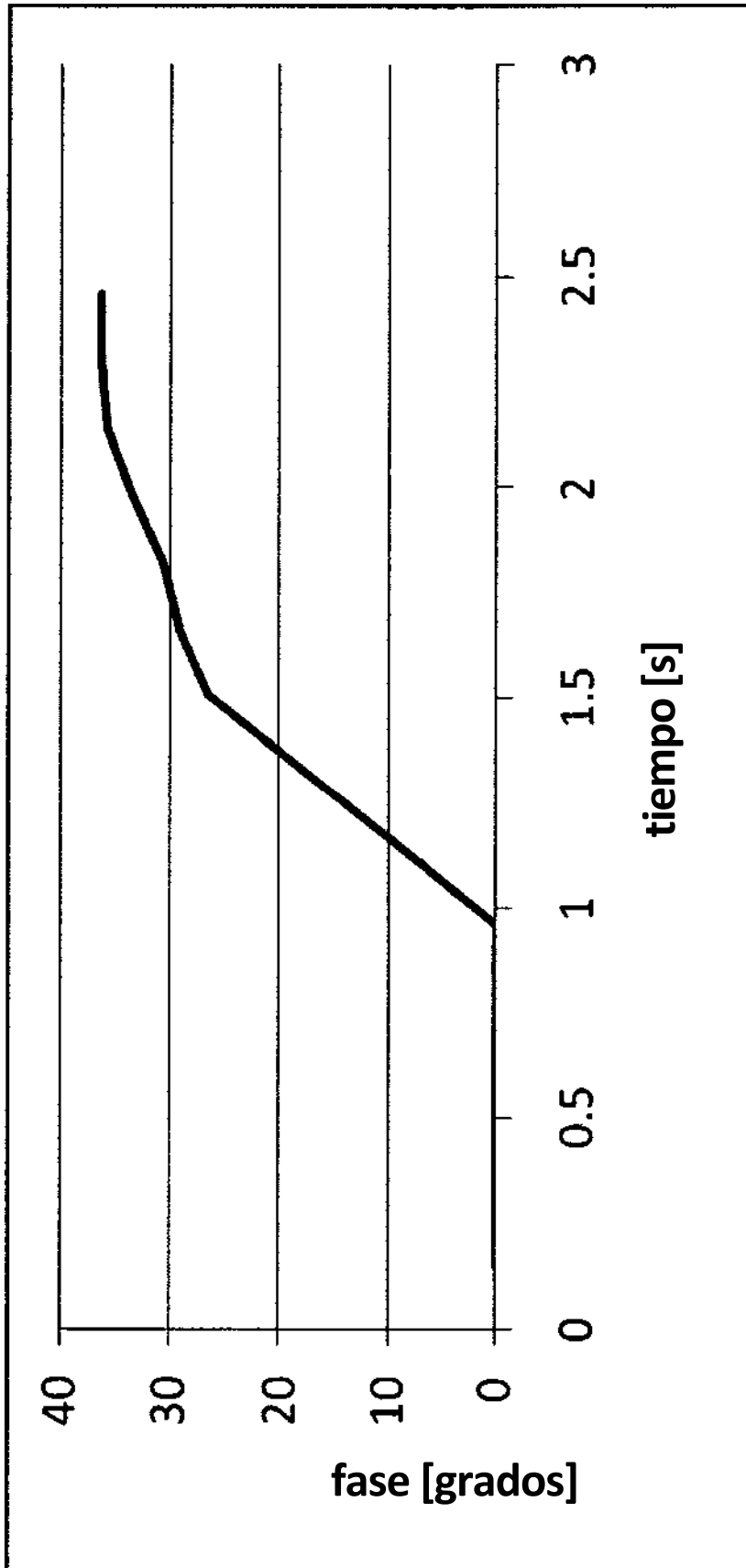


FIG. 36

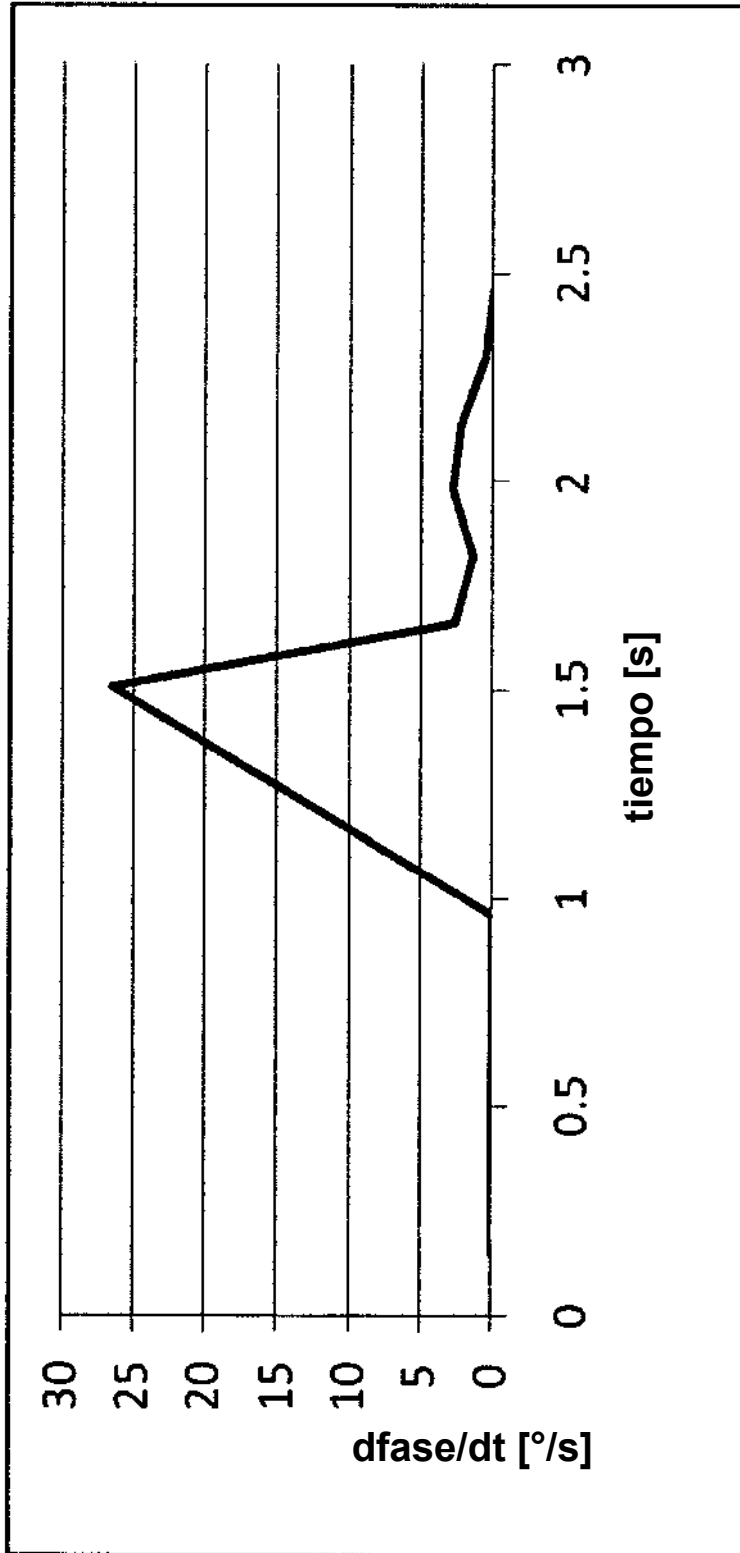


FIG. 37

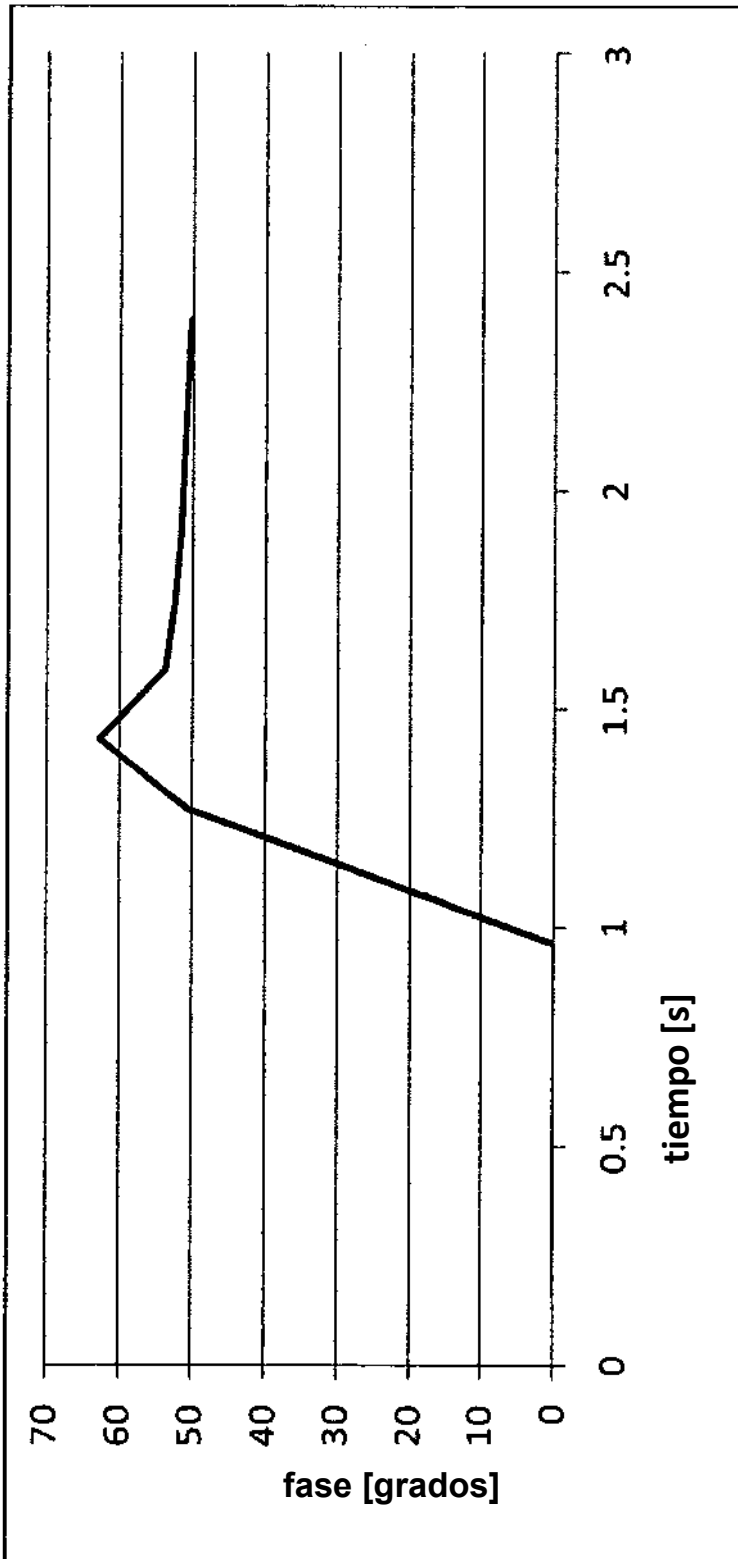


FIG. 38

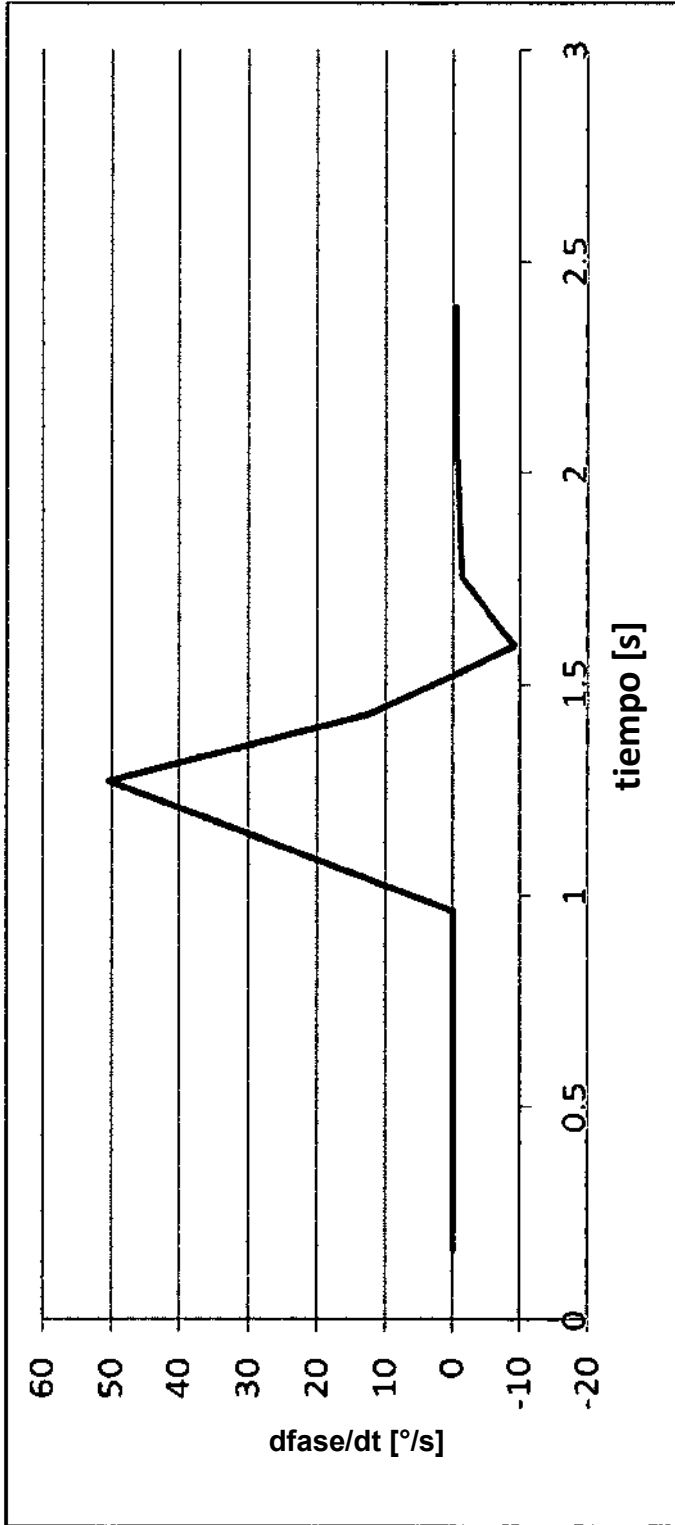


FIG. 39

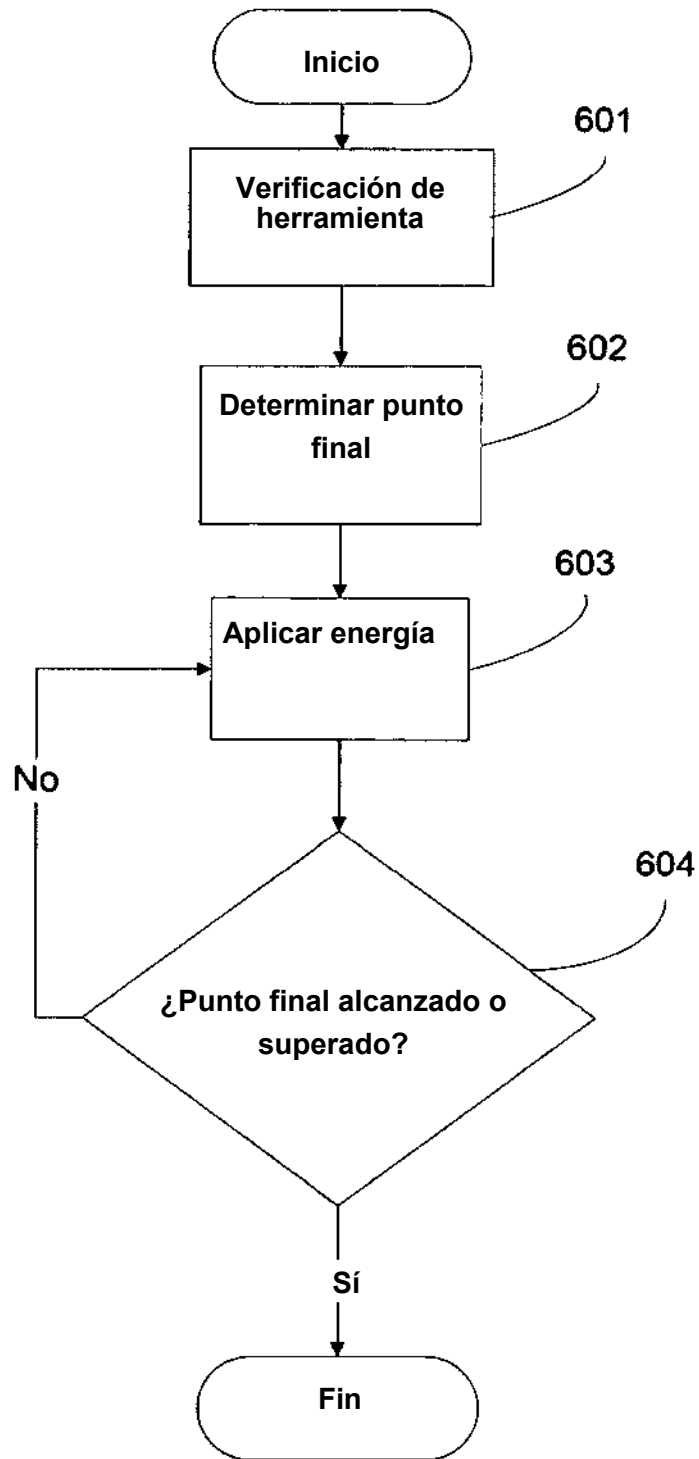


FIG. 40

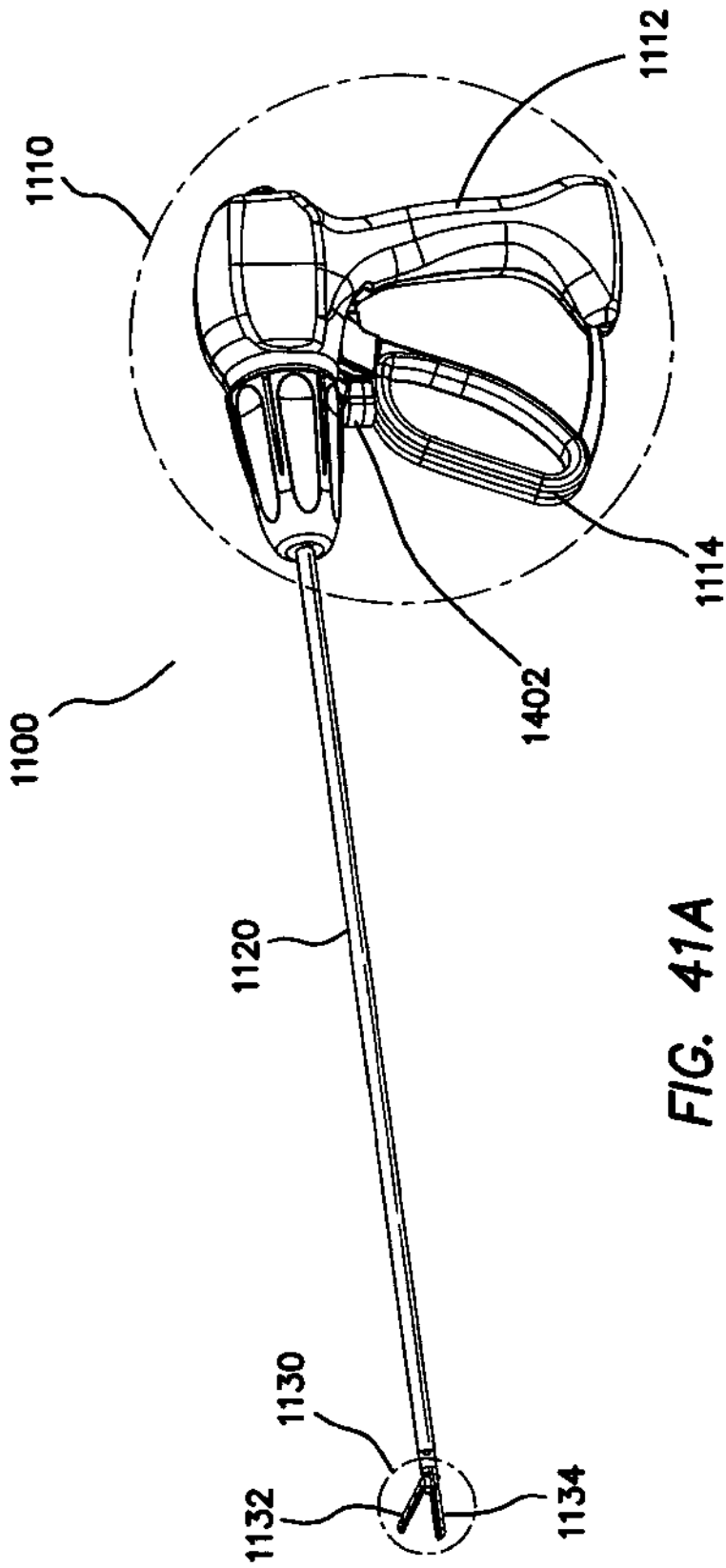
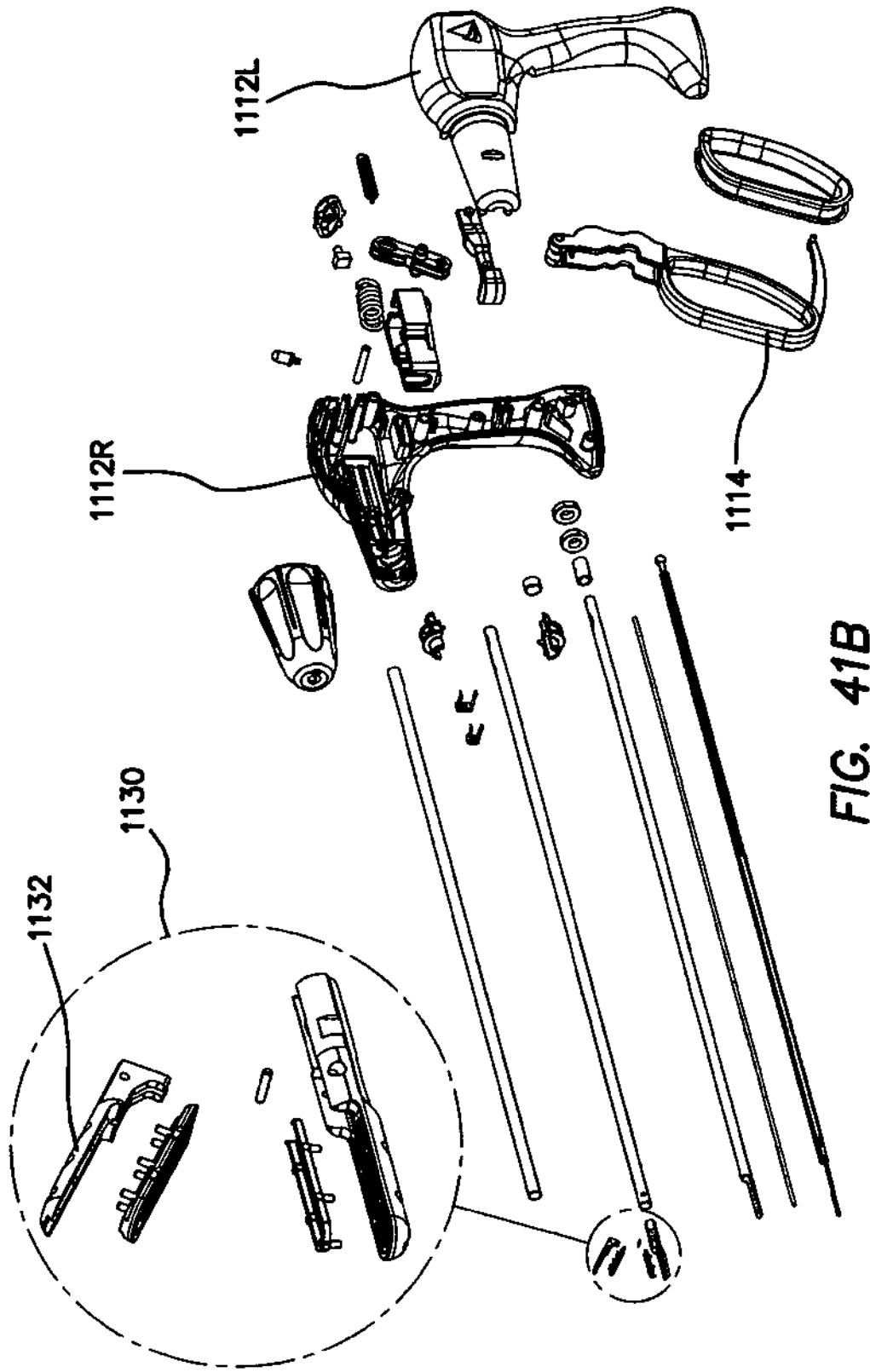


FIG. 41A



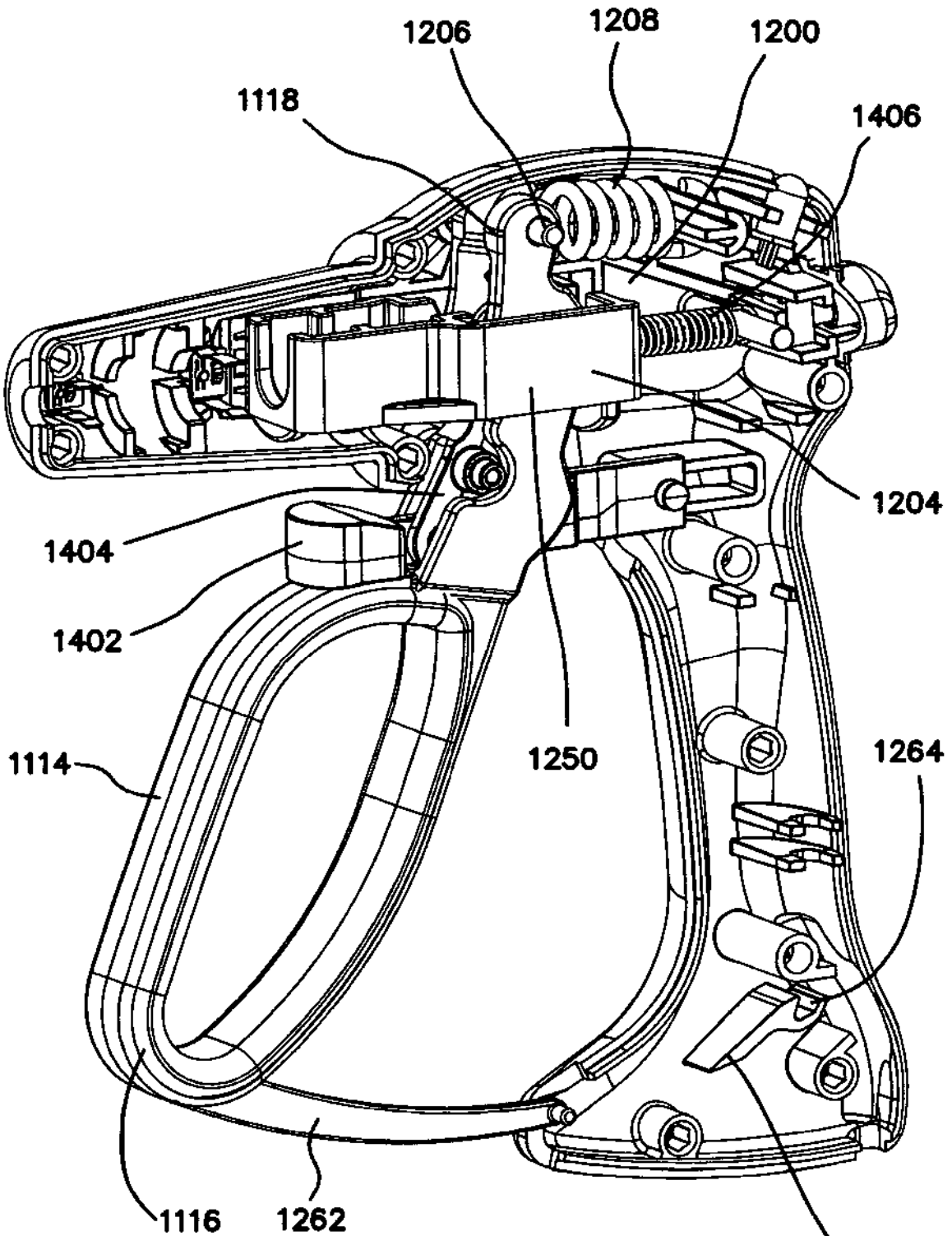


FIG. 42A

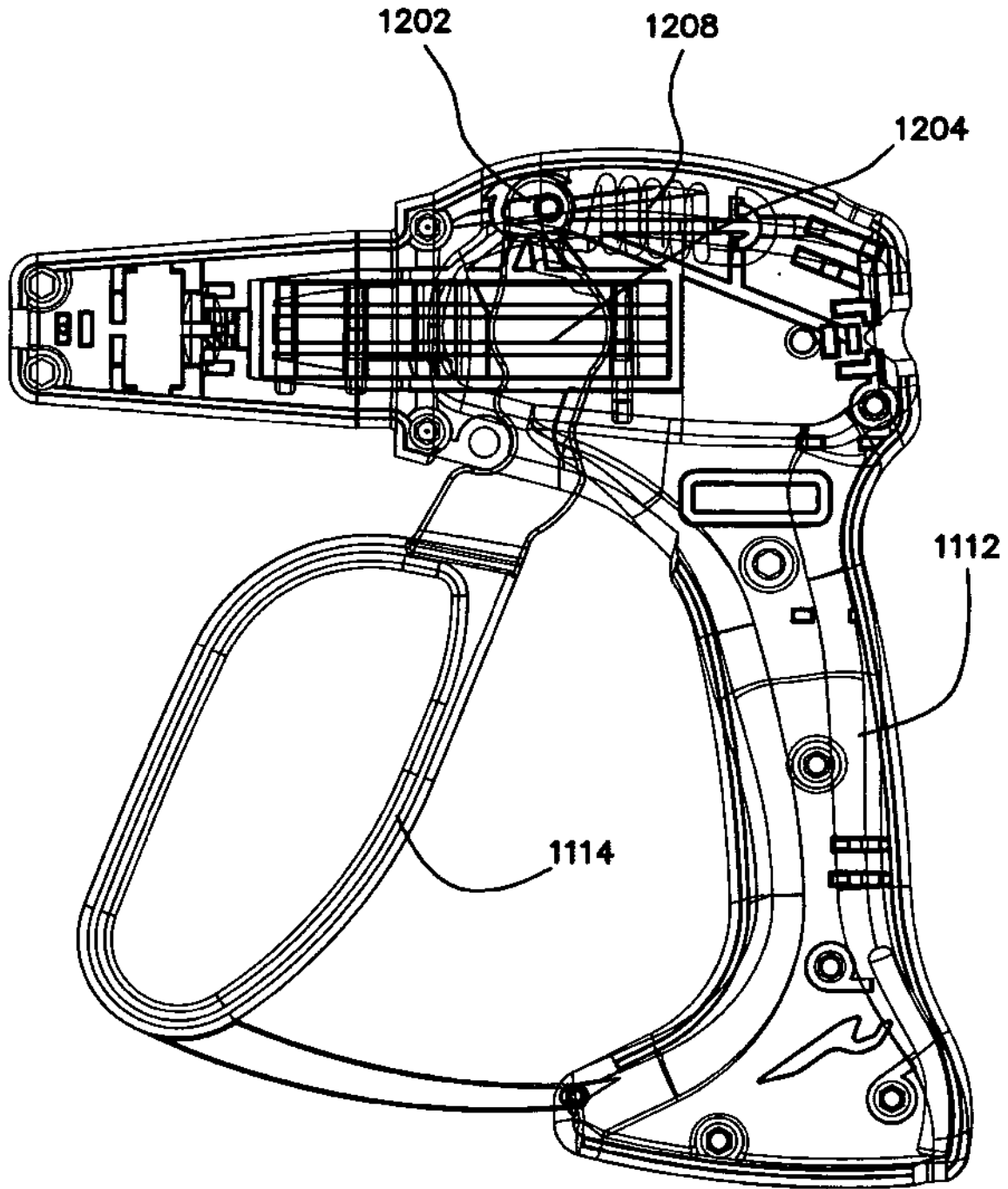


FIG. 42B

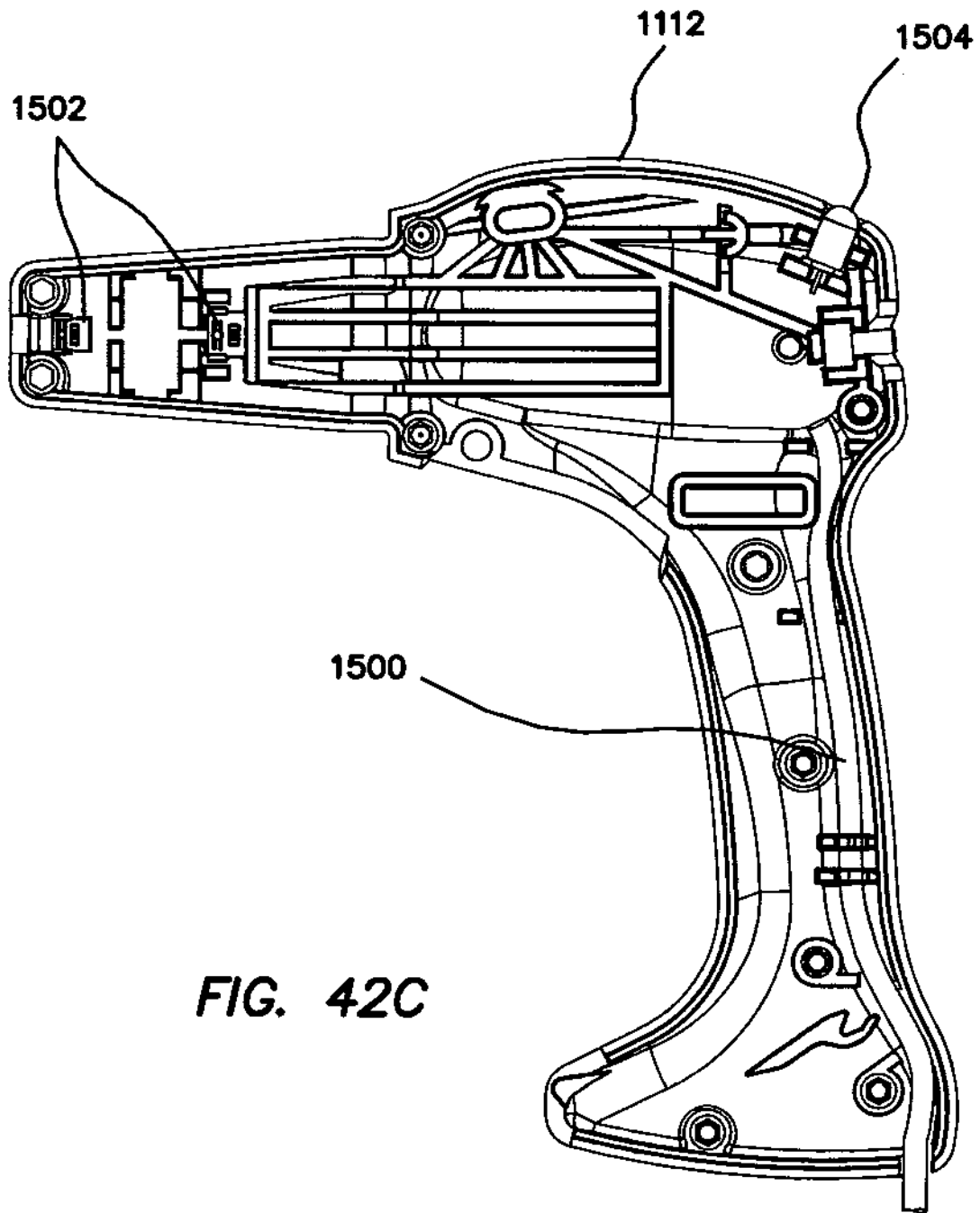
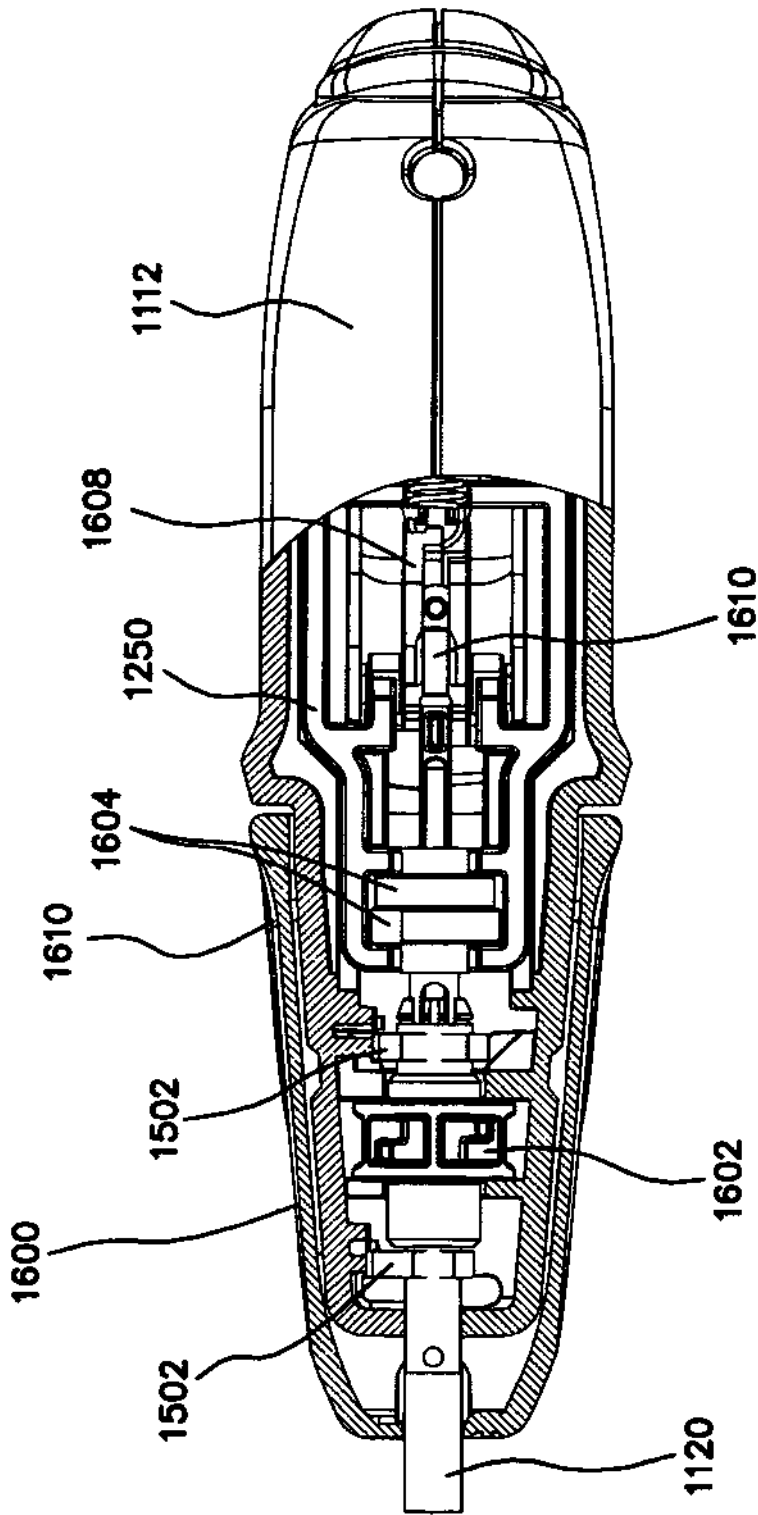


FIG. 42C



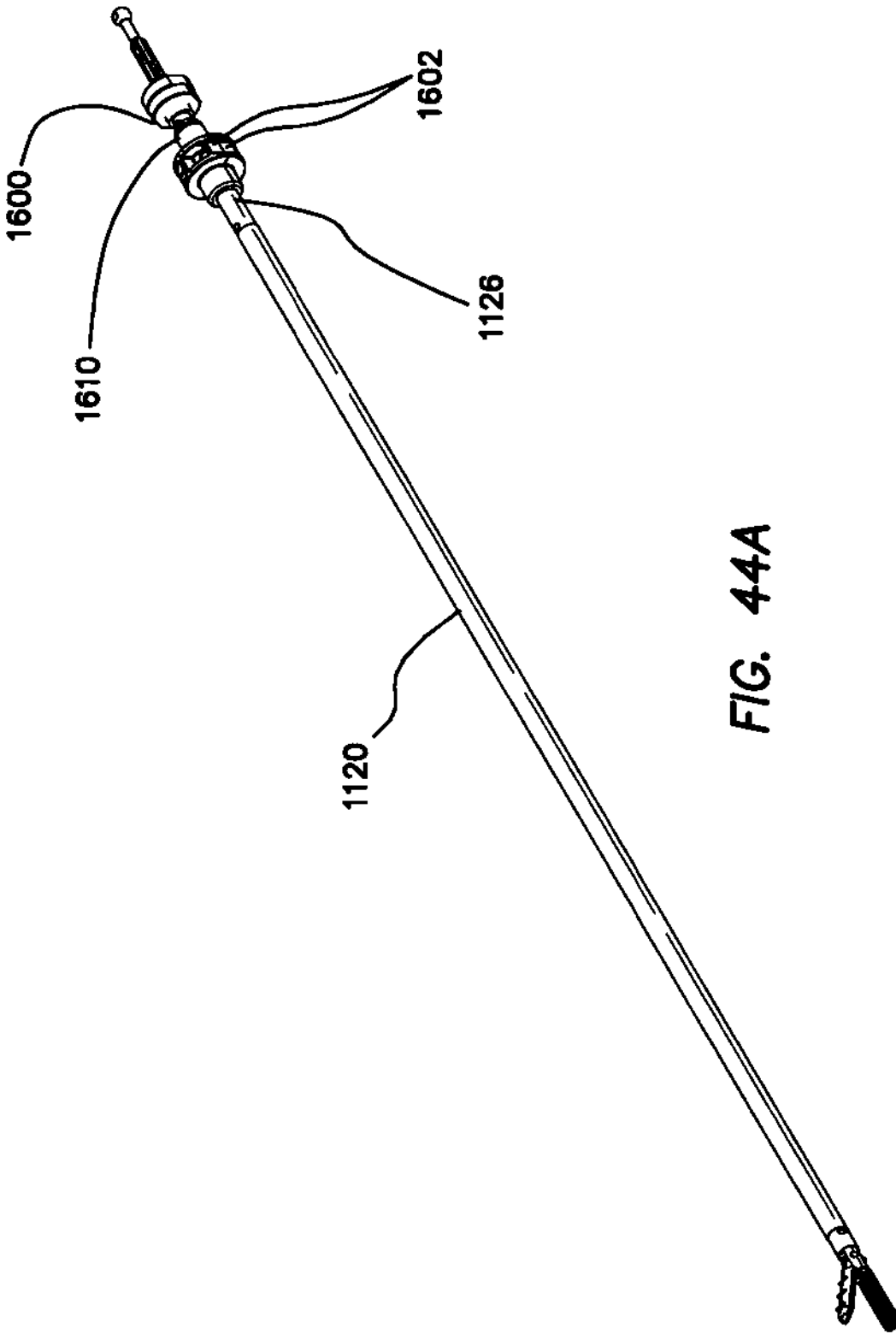


FIG. 44A

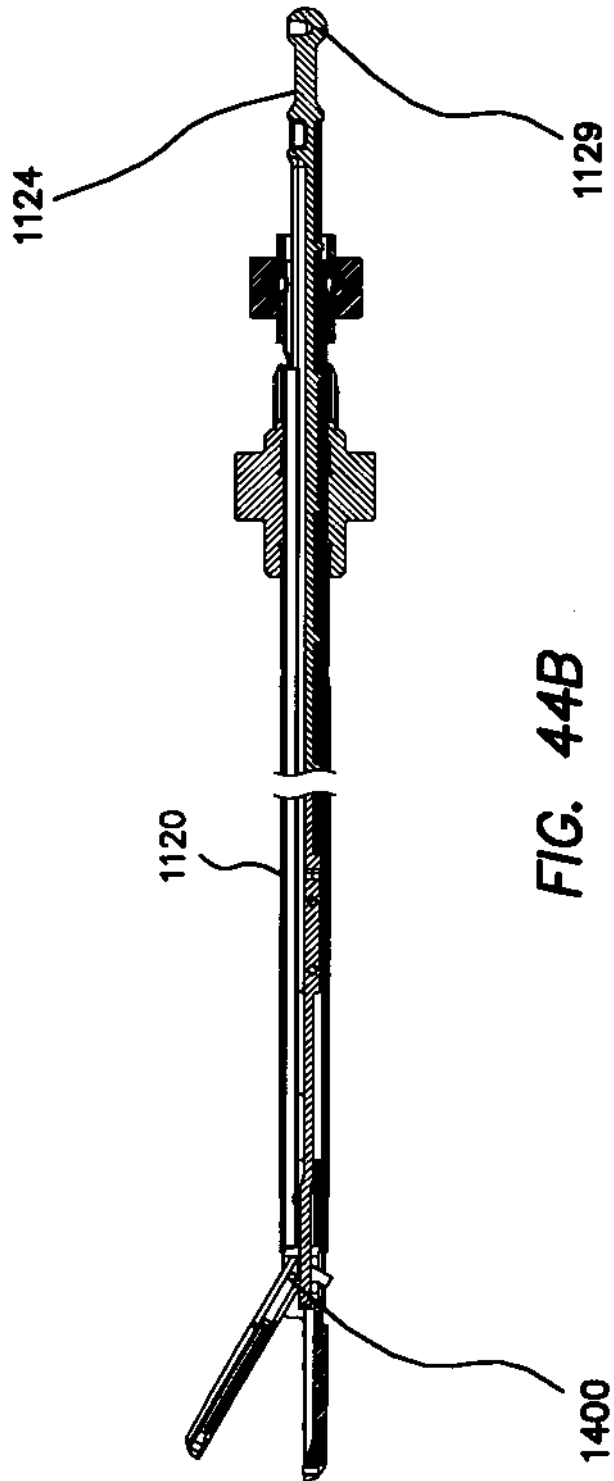


FIG. 44B

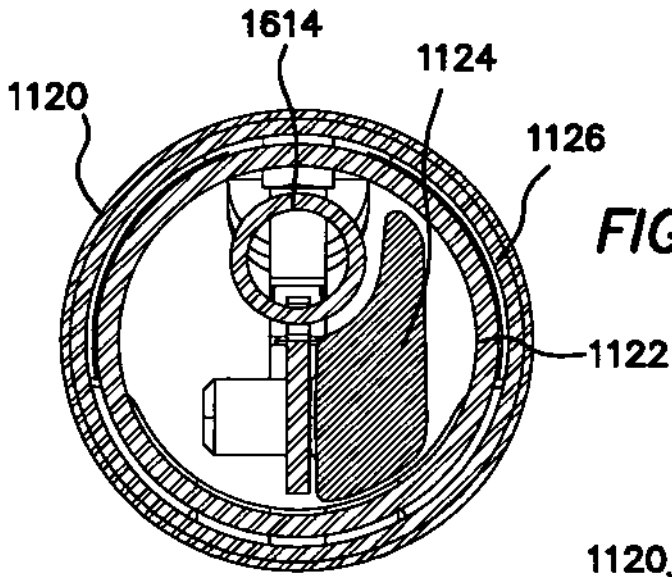


FIG. 44C-1

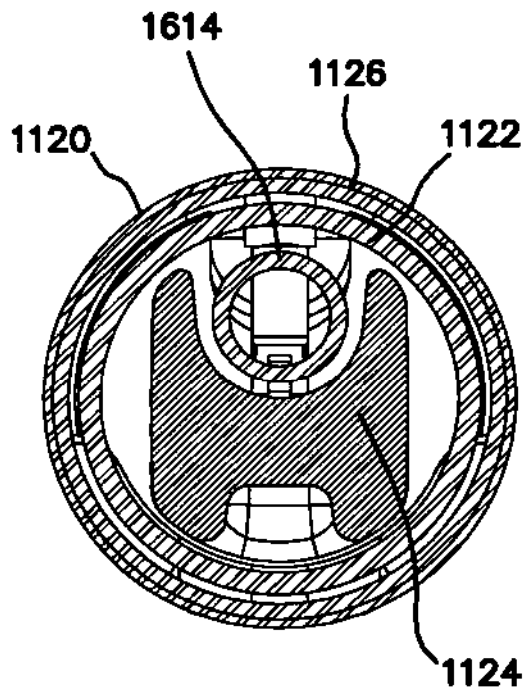


FIG. 44C-2

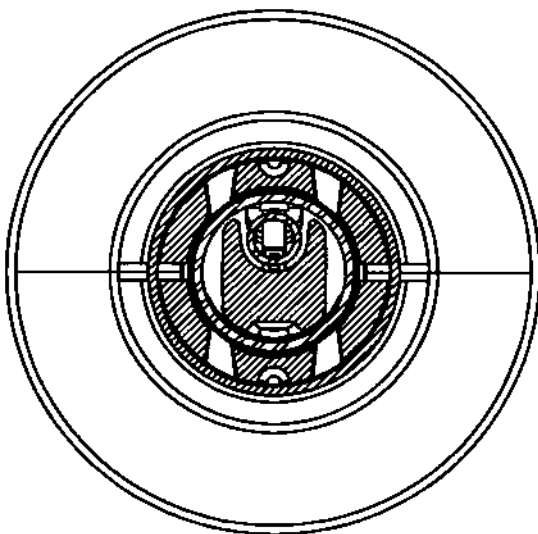


FIG. 44C-3

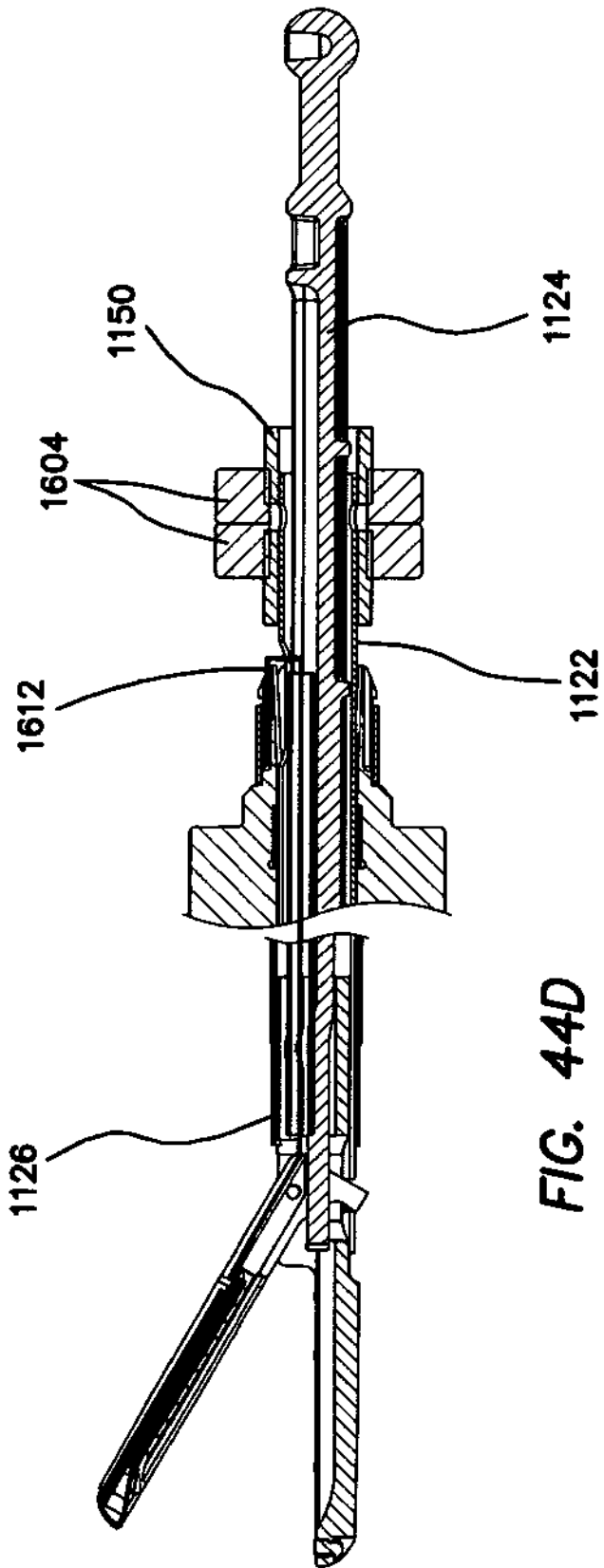


FIG. 44D

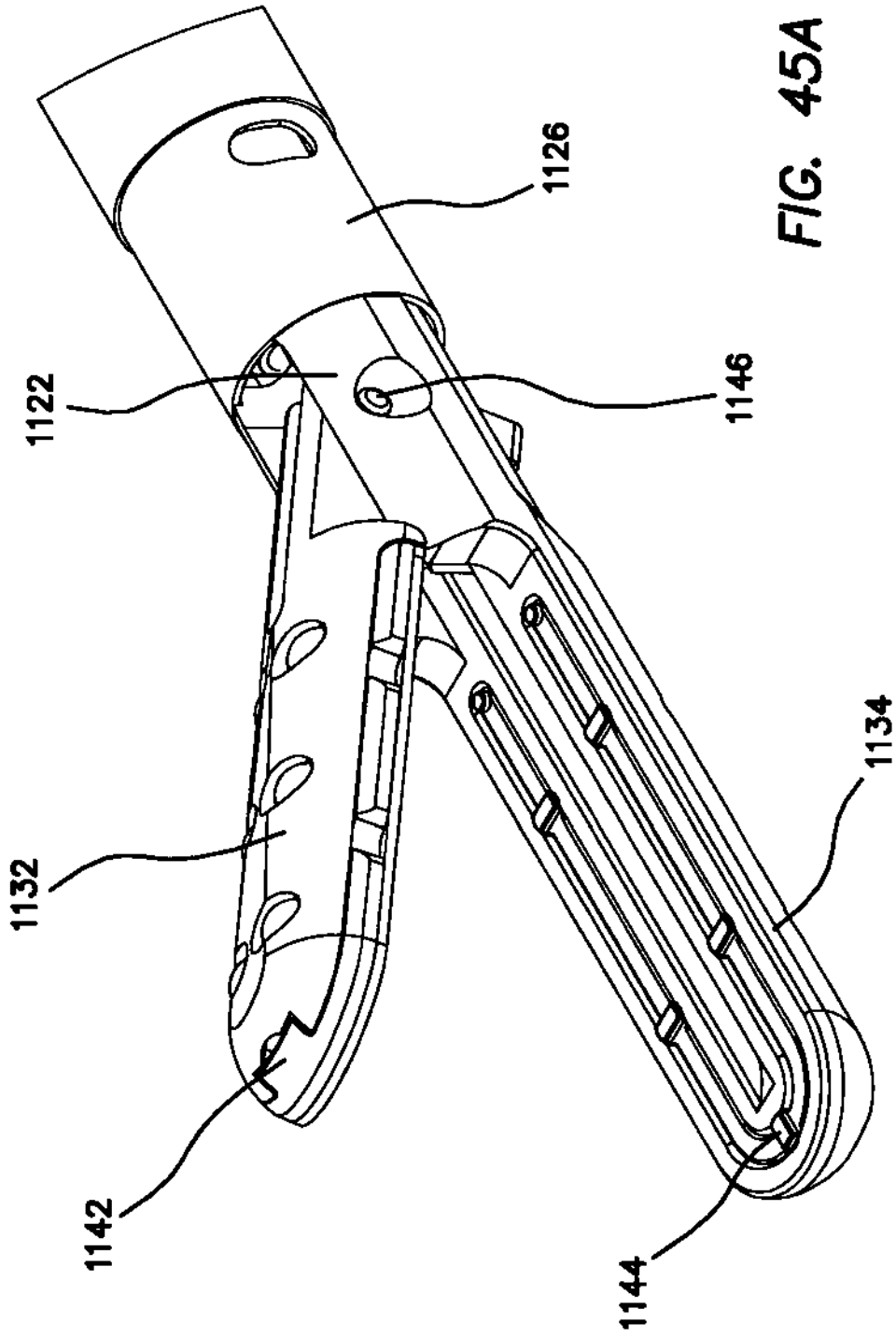


FIG. 45A

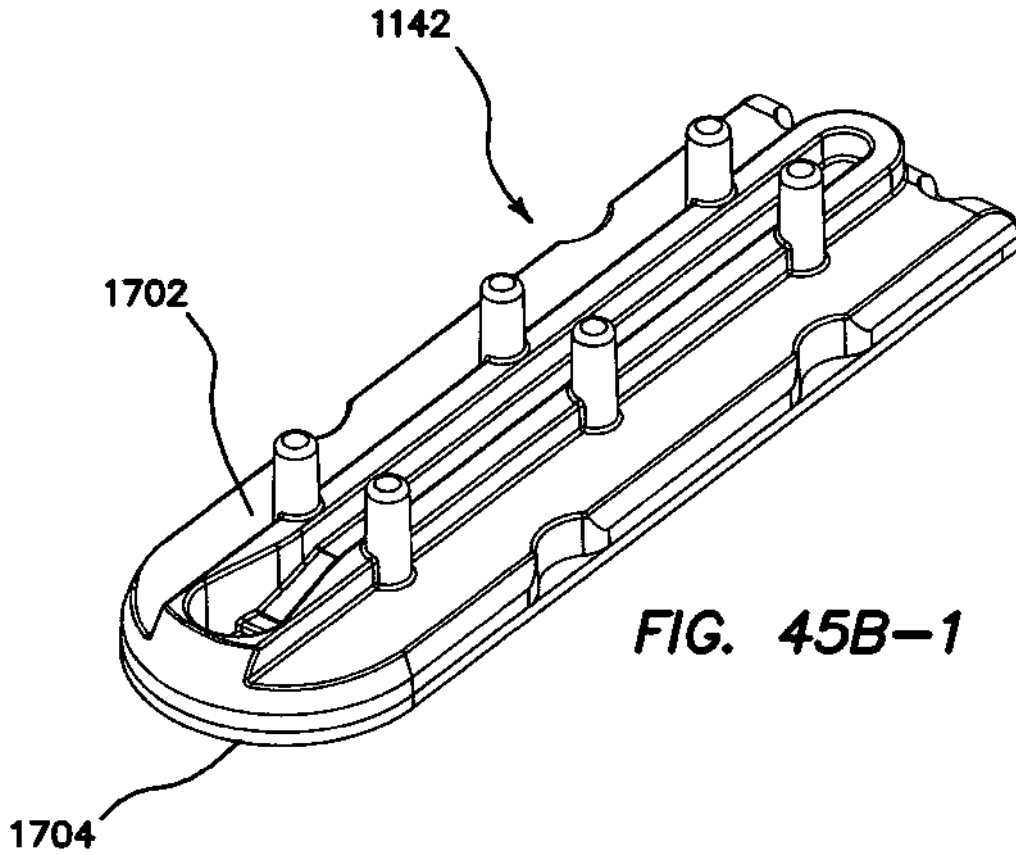


FIG. 45B-1

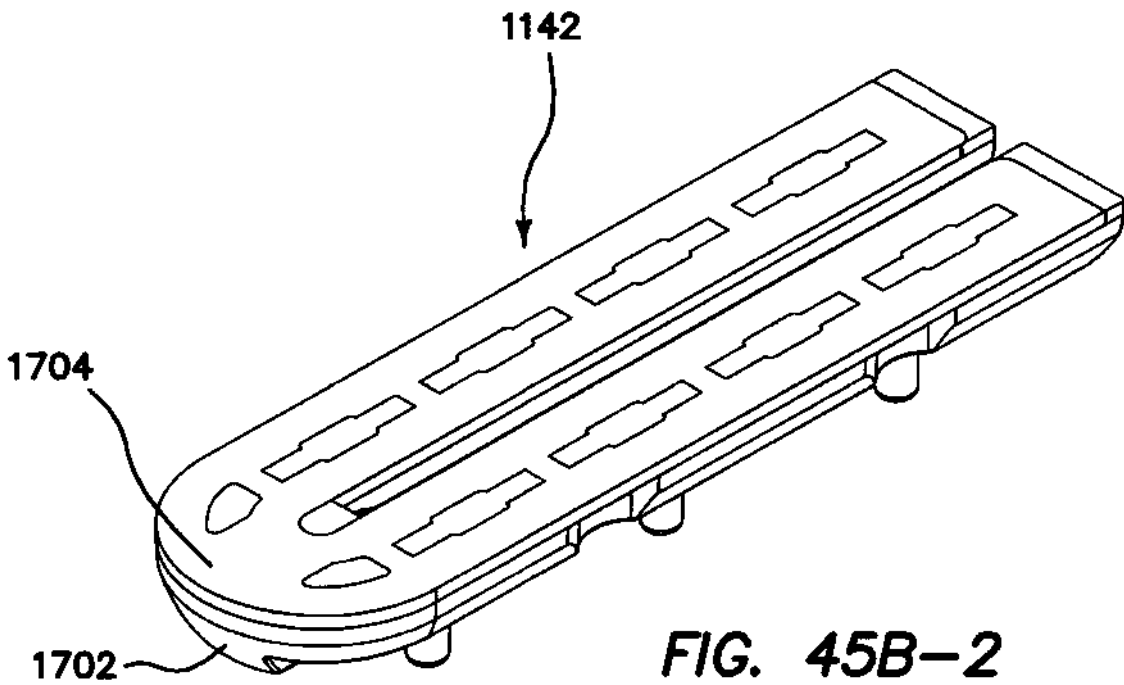


FIG. 45B-2

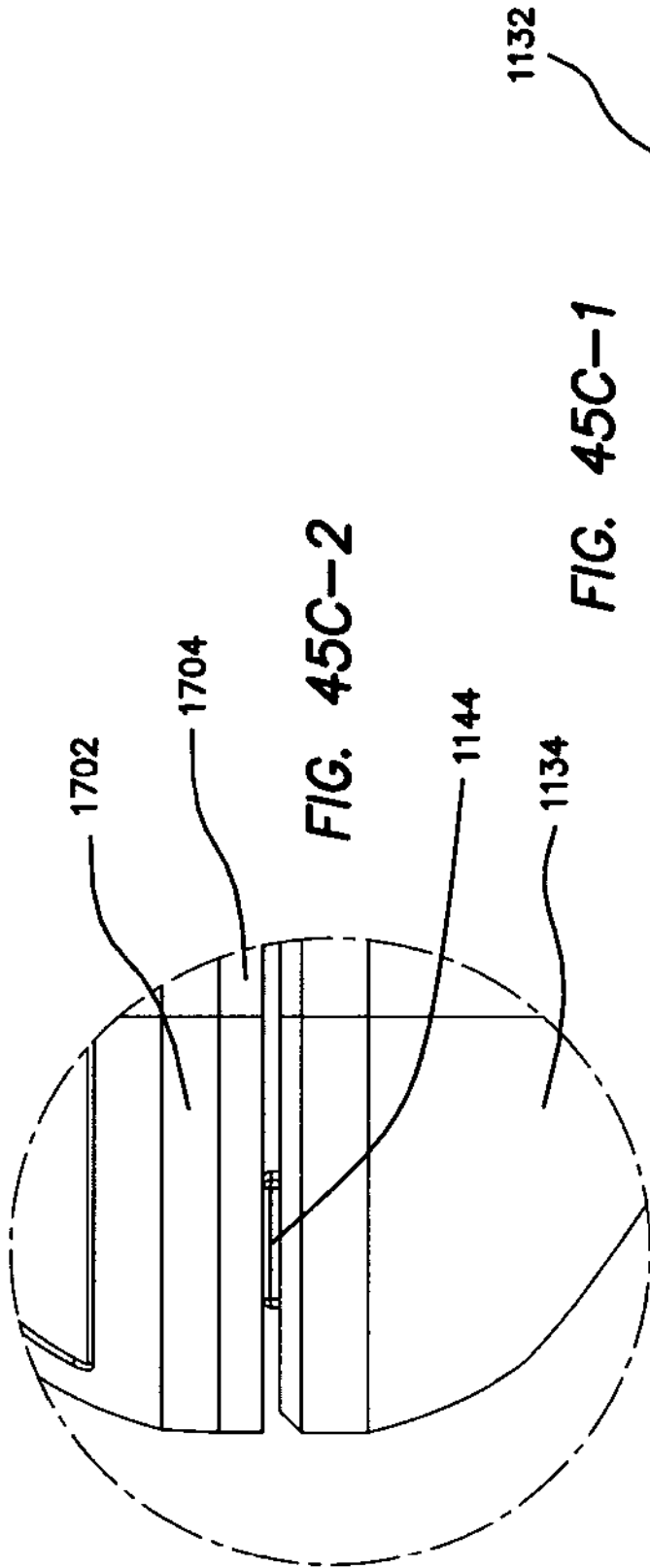


FIG. 45C-2

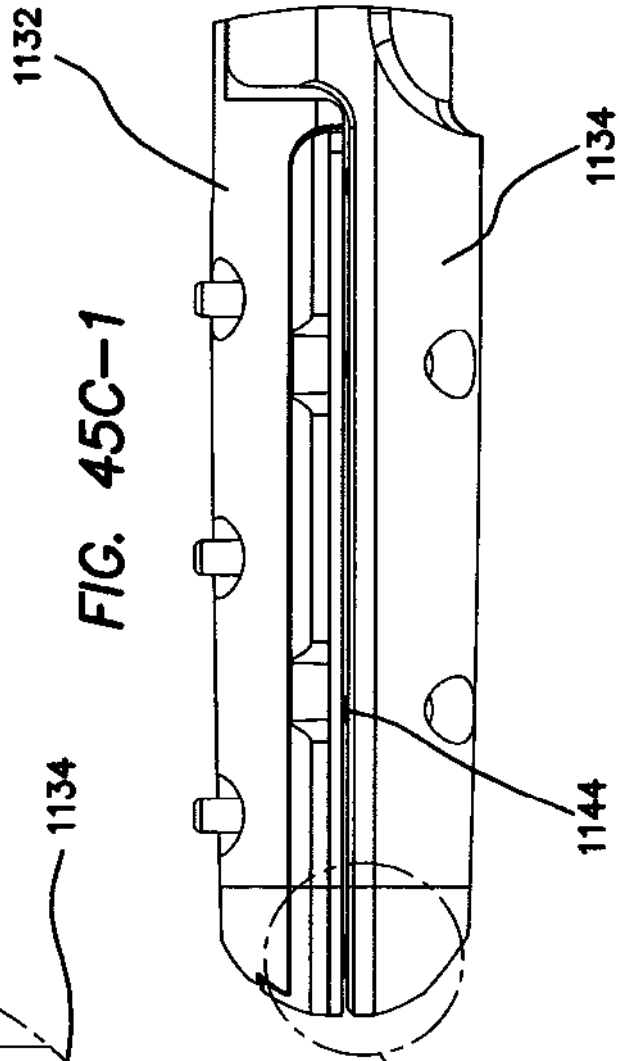


FIG. 45C-1

FIG. 45C-2

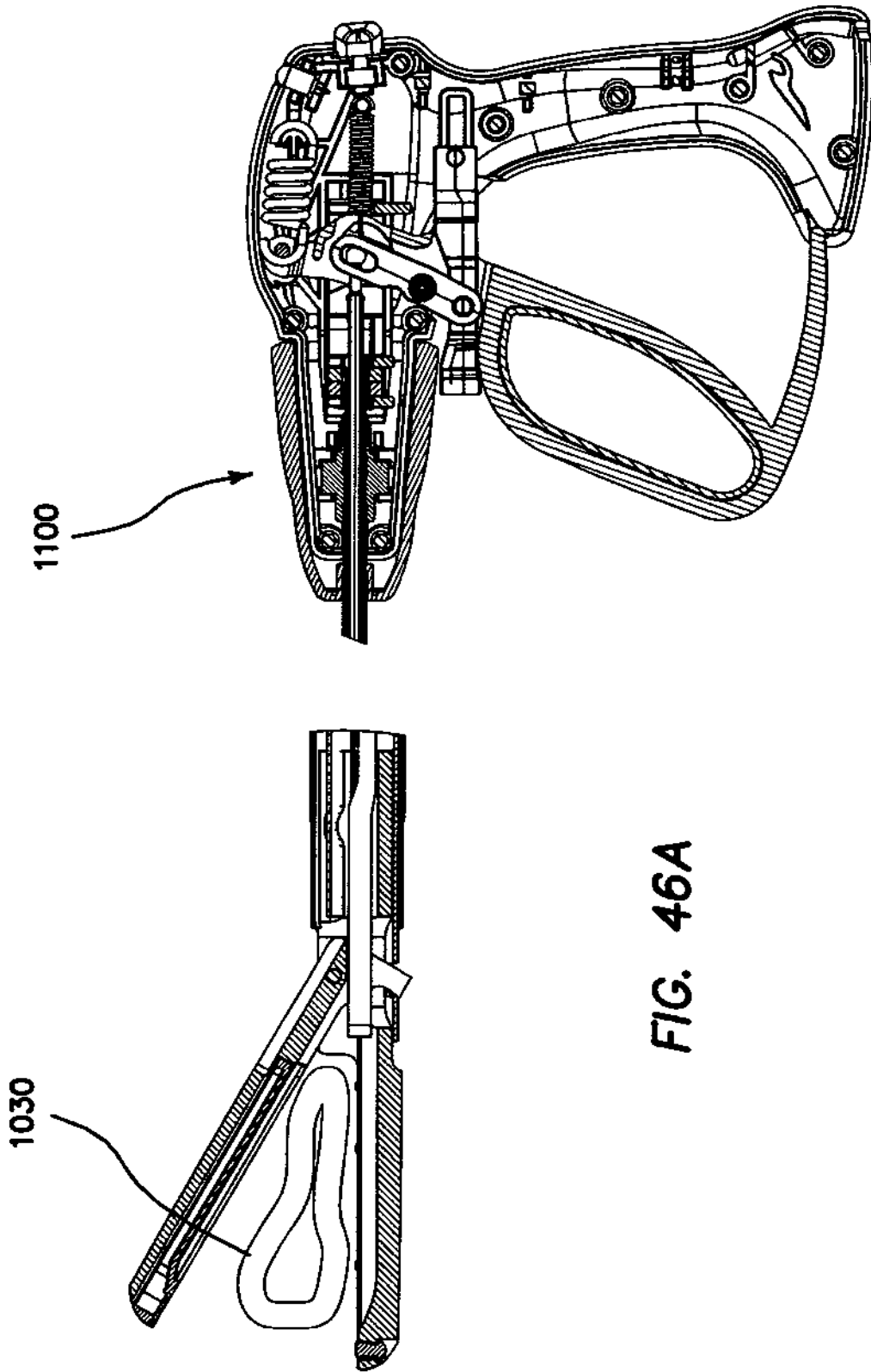


FIG. 46A

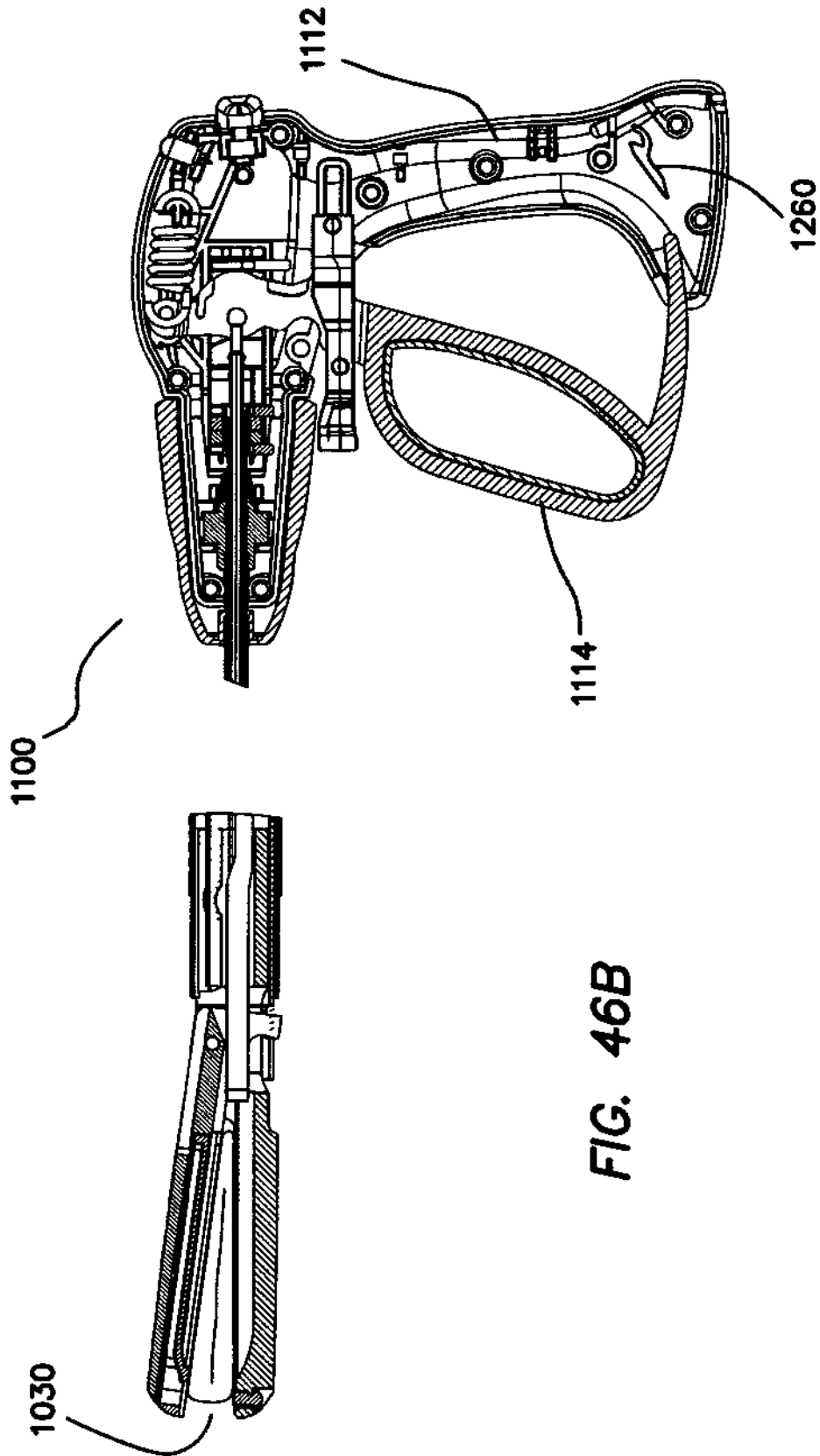
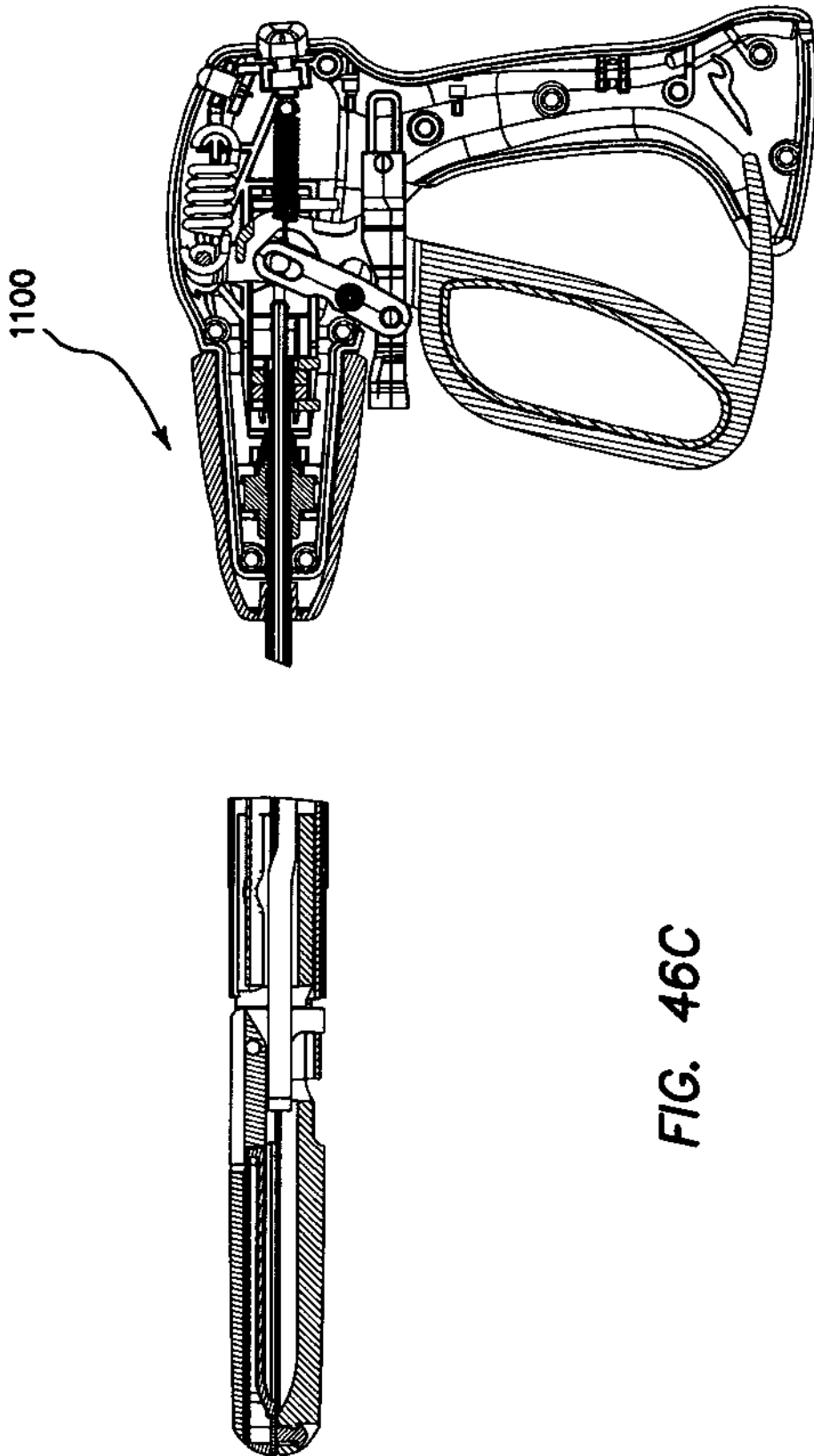


FIG. 46B



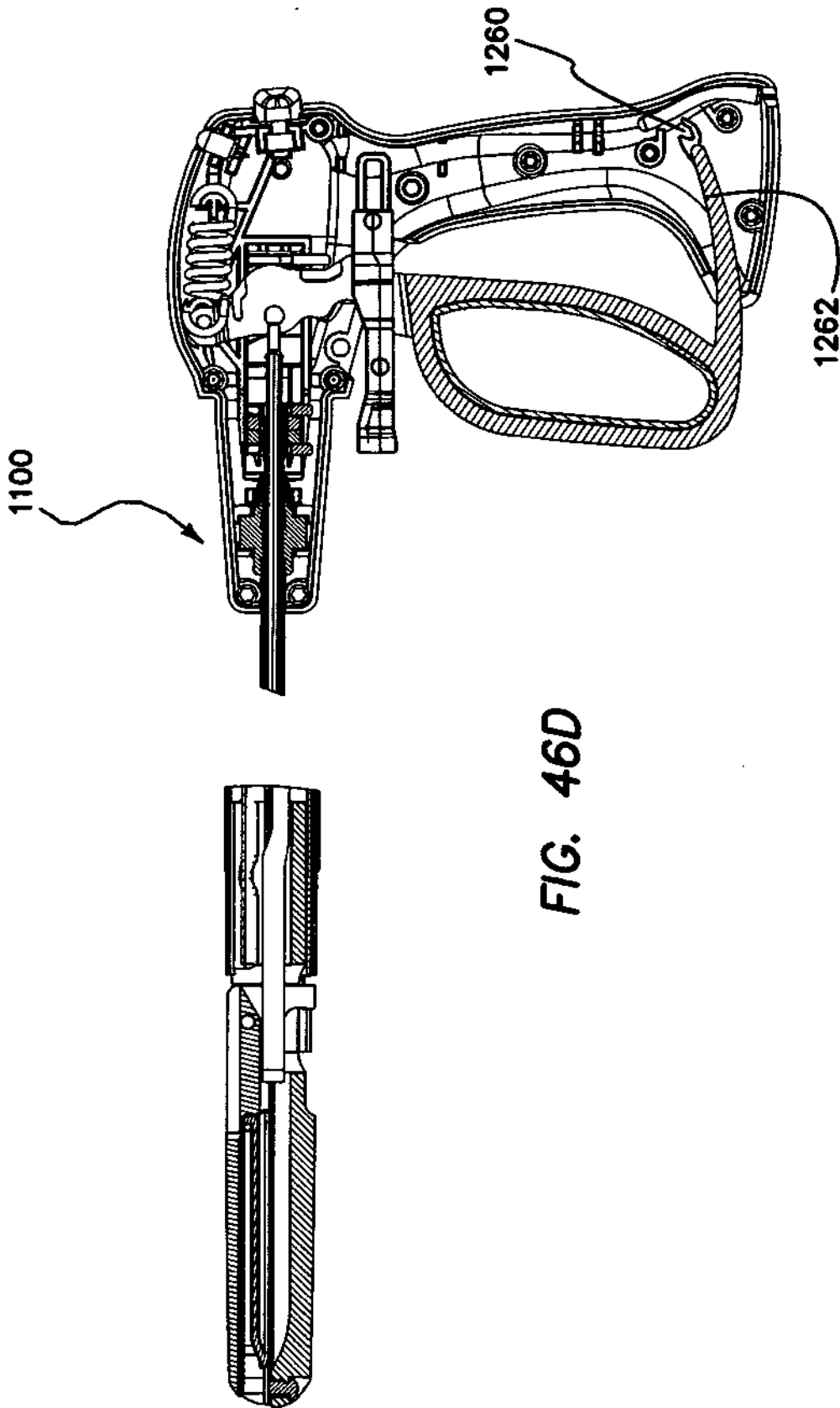


FIG. 46D

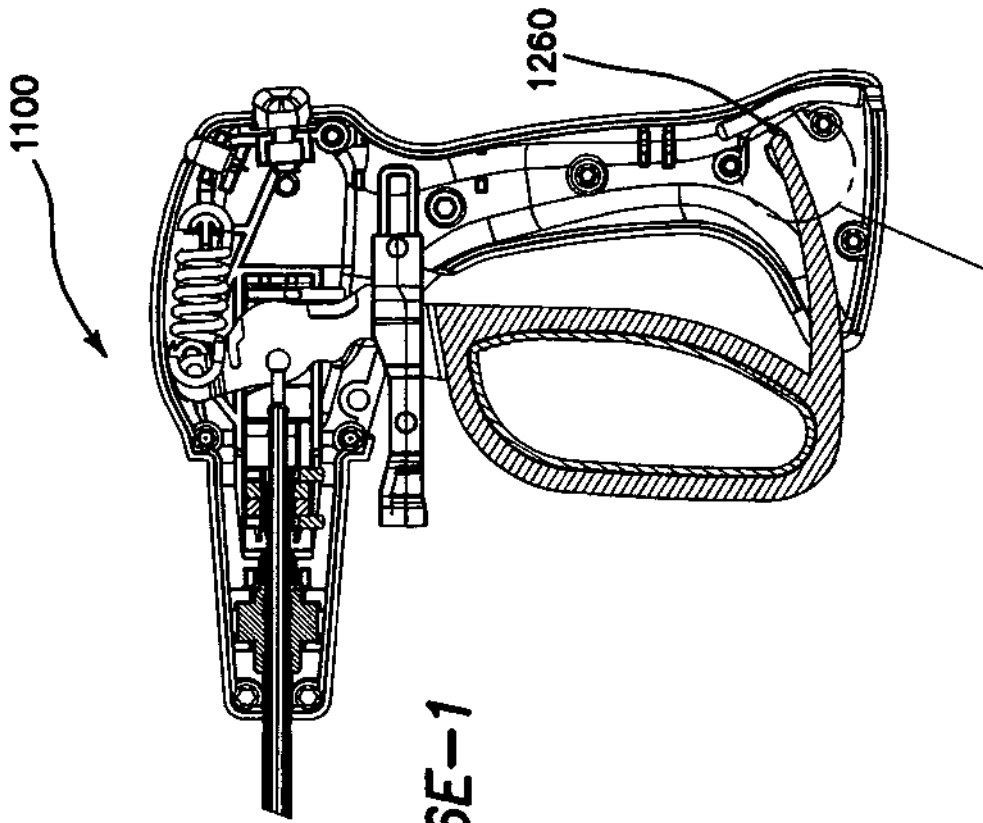


FIG. 46E-1

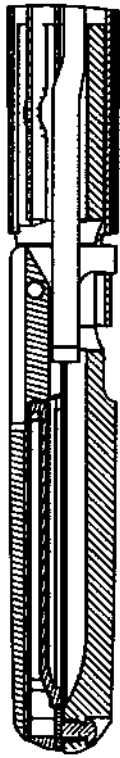


FIG. 46E-2

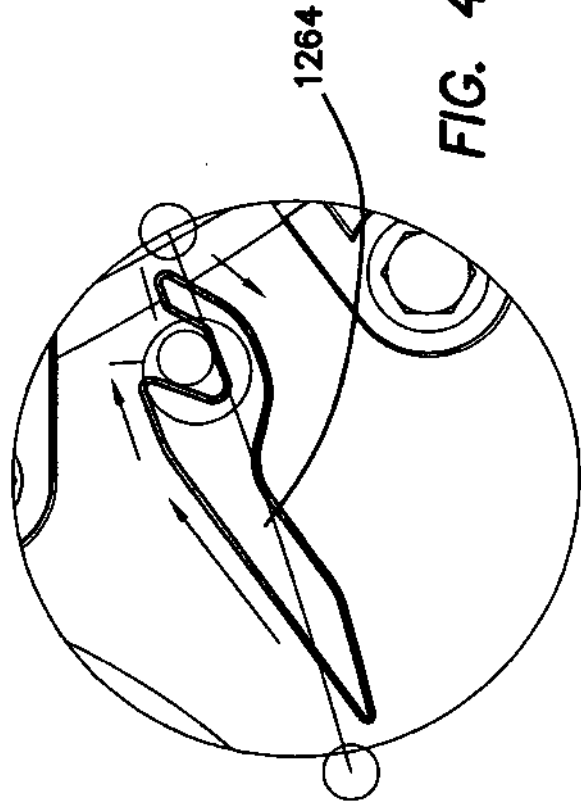


FIG. 46E-2

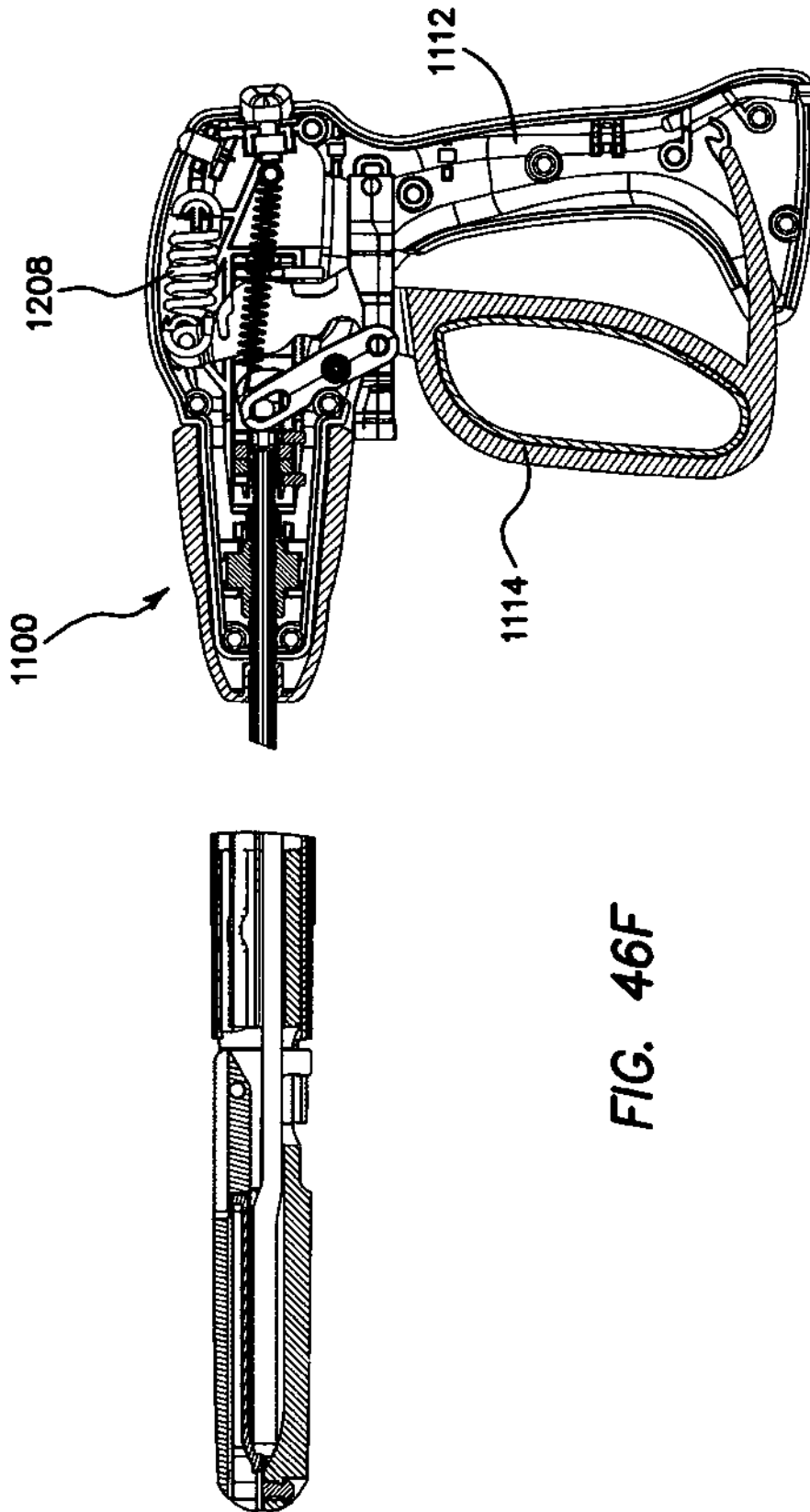


FIG. 46F

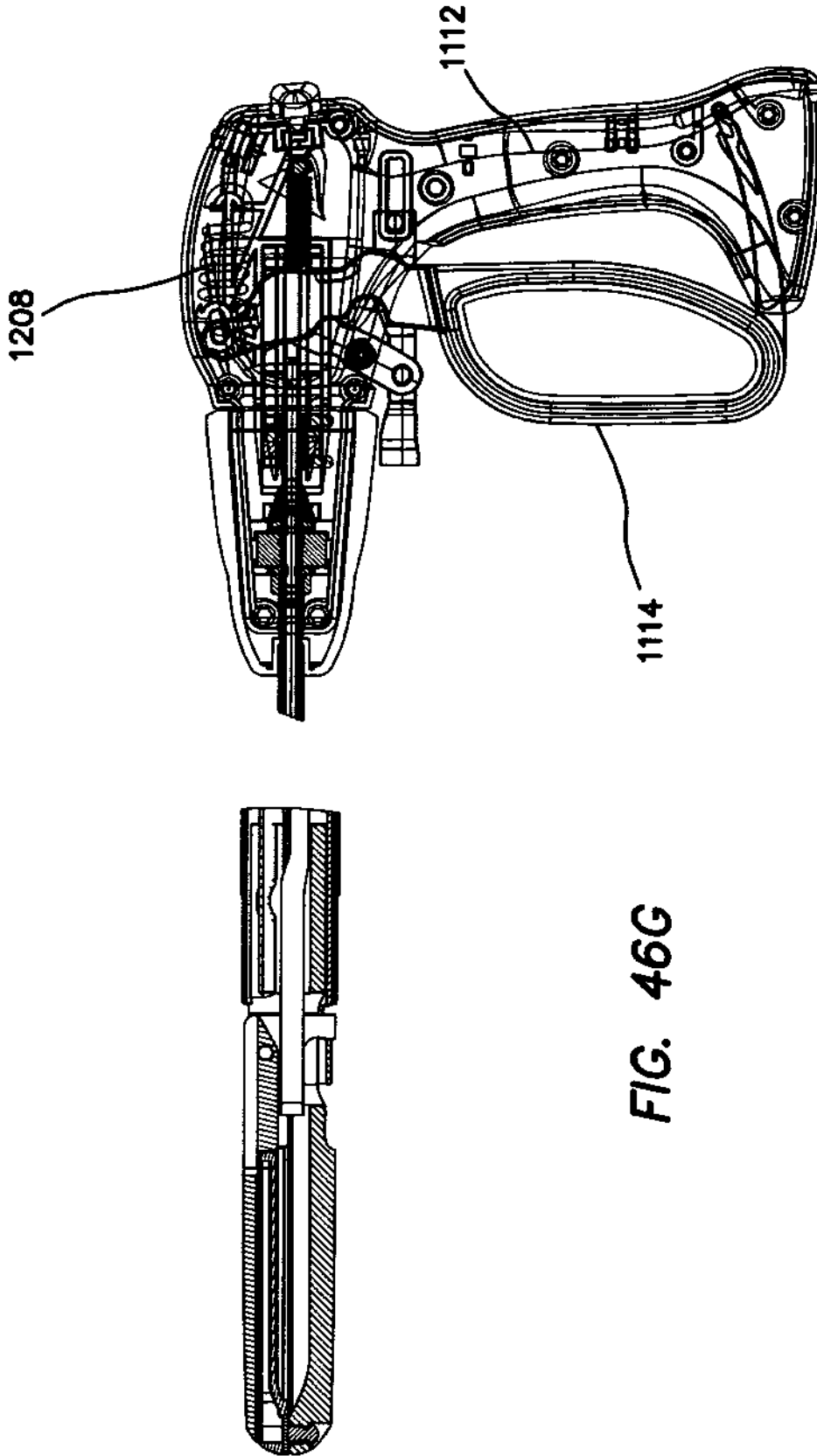


FIG. 46G

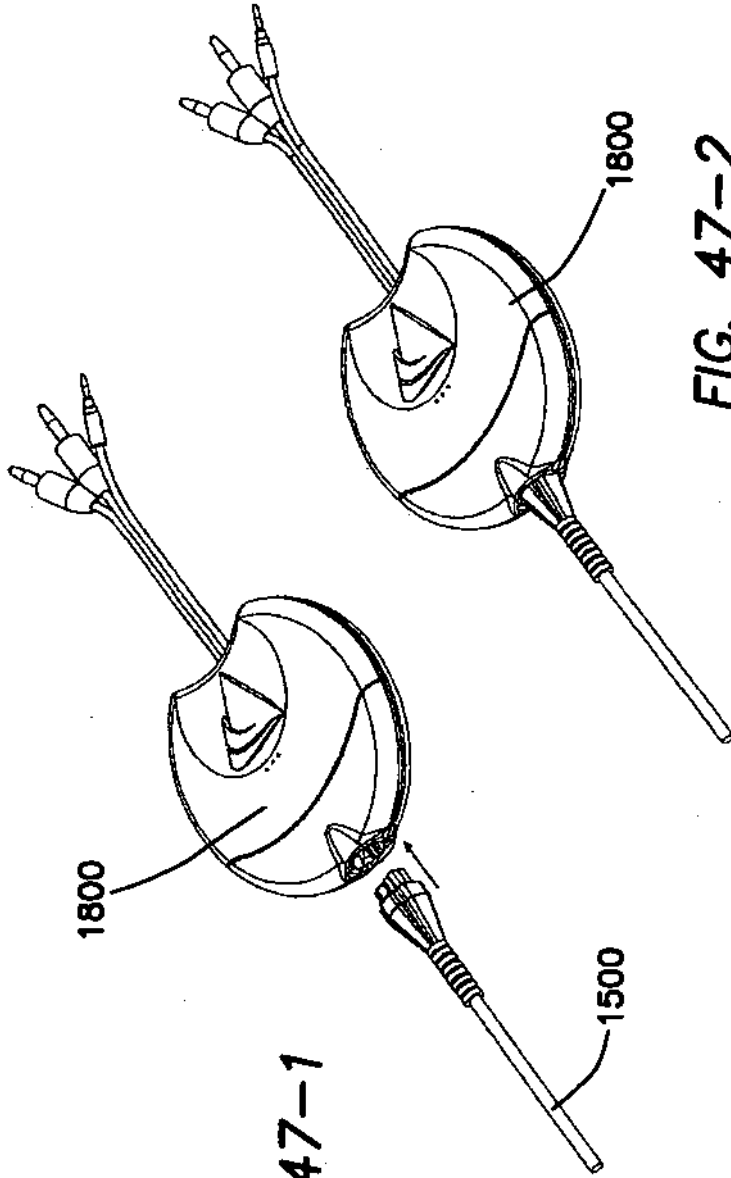


FIG. 47-1

FIG. 47-2

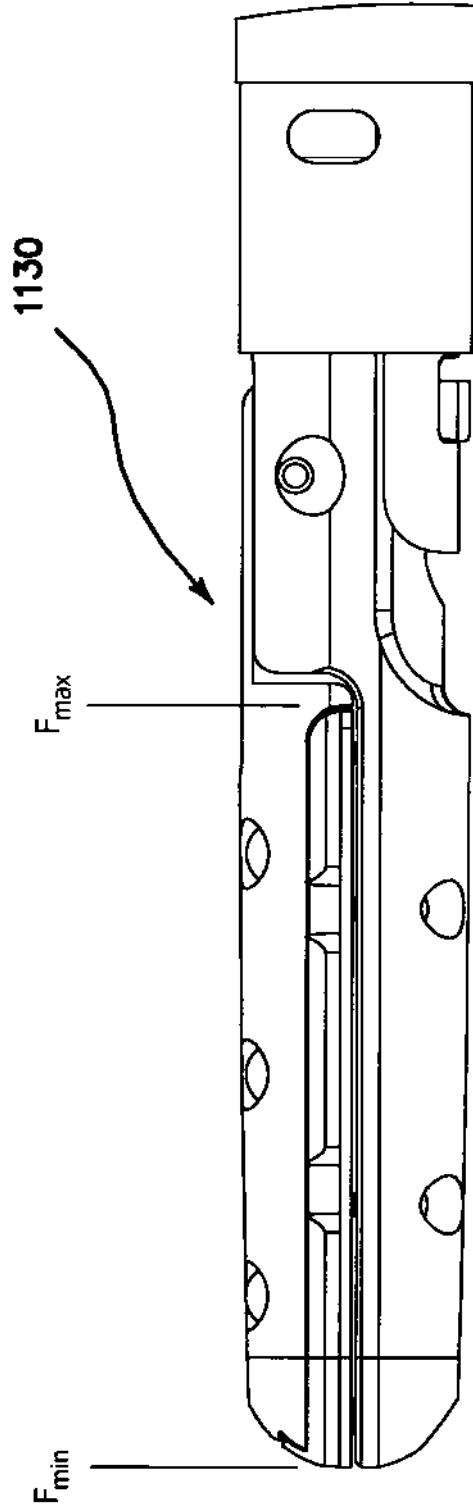


FIG. 48A

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

SELLADO DE ARTERIAS RENALES DE 0,5 mm A
PRESIÓN APLICADA CONSTANTE
(25 lb. PARA ELECTRODO DE 3/8" DE ANCHURA)

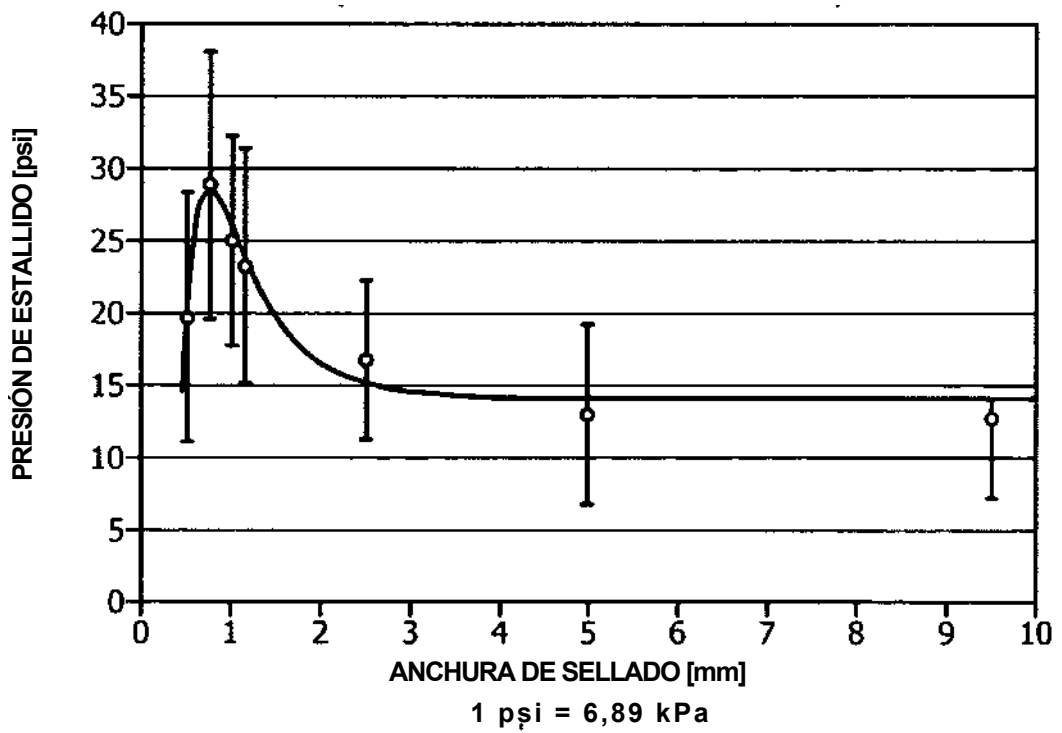


FIG. 48B

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

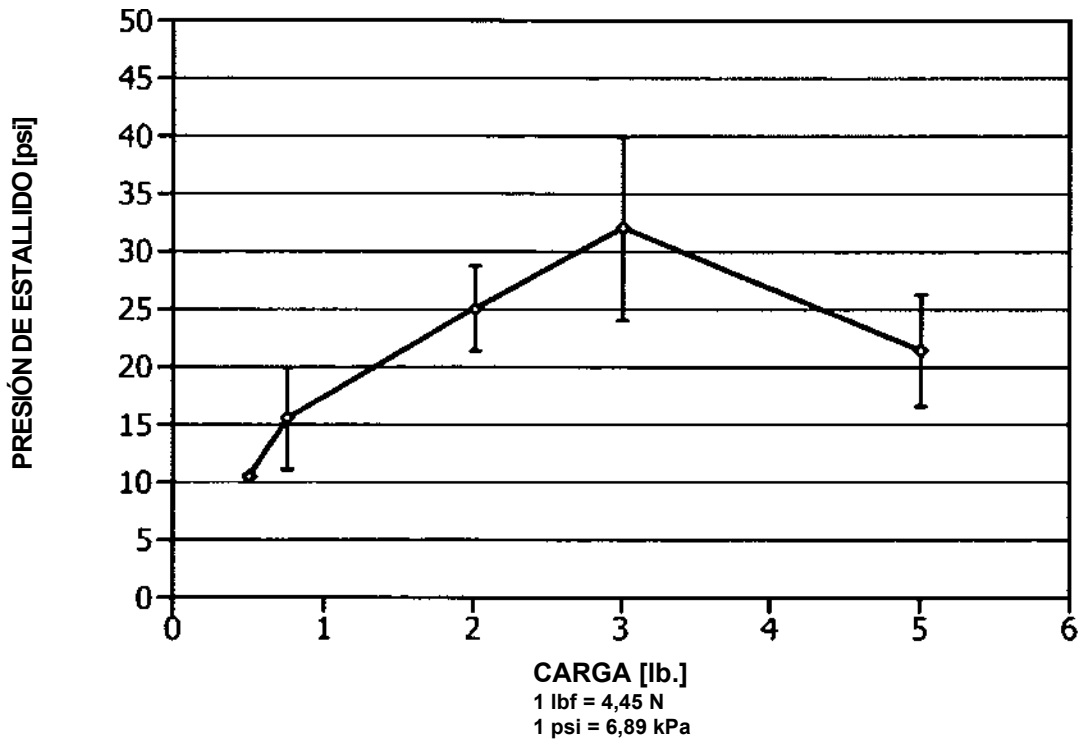


FIG. 48C

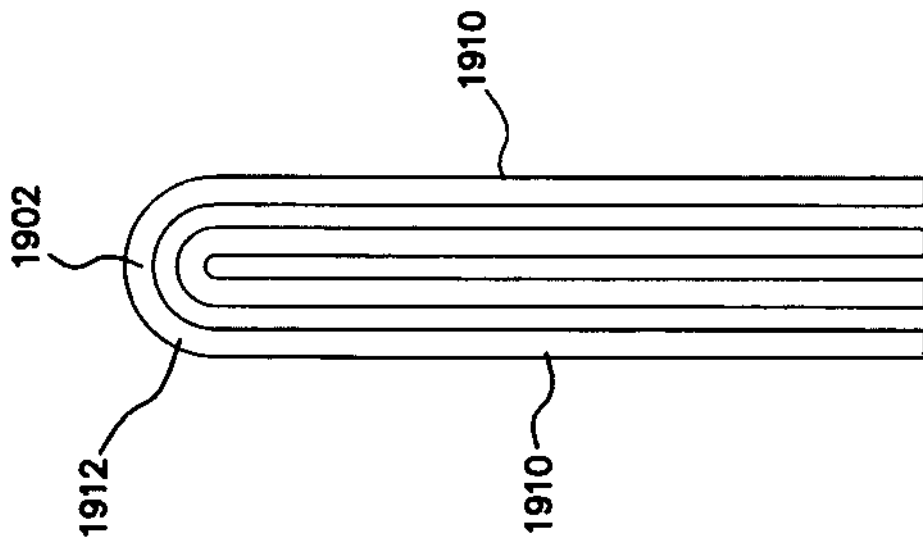


FIG. 49-1

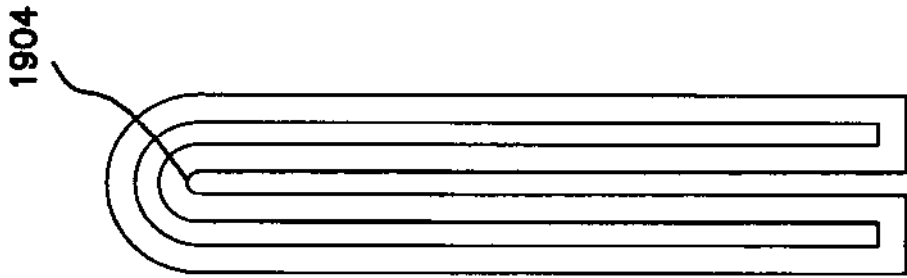


FIG. 49-2

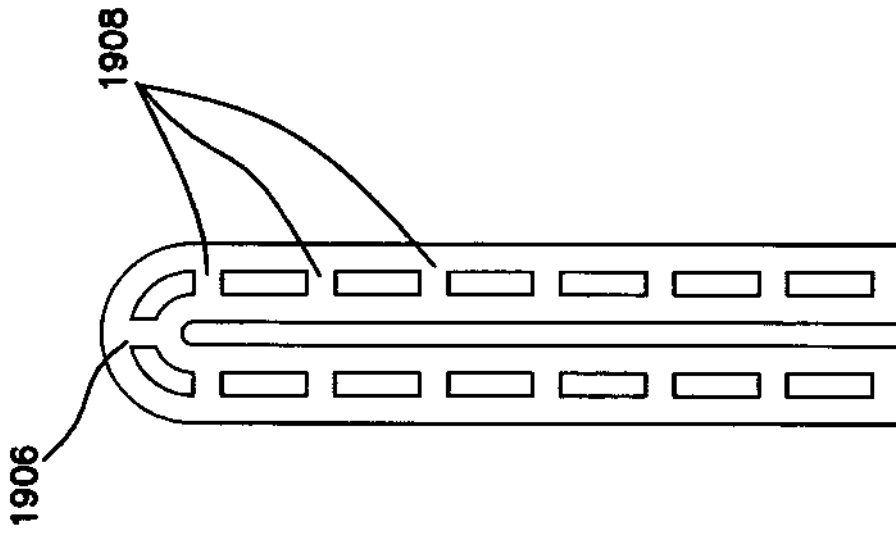


FIG. 49-3

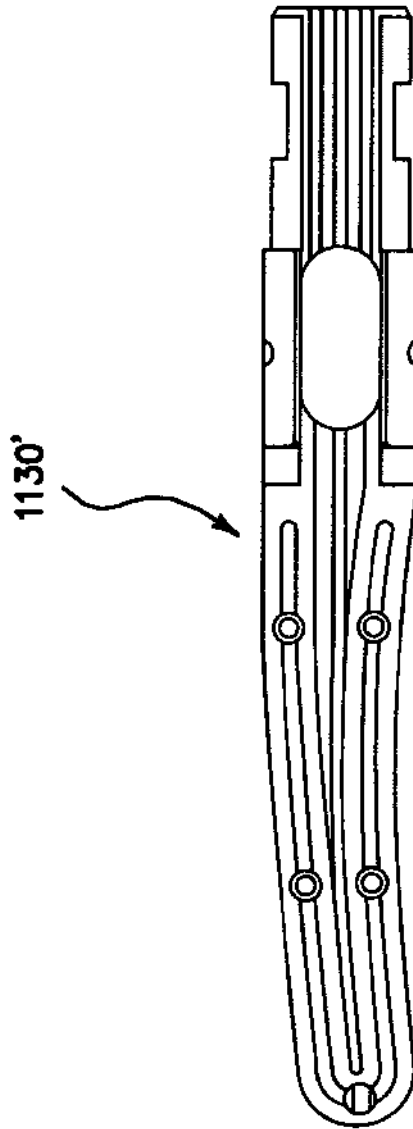


FIG. 50

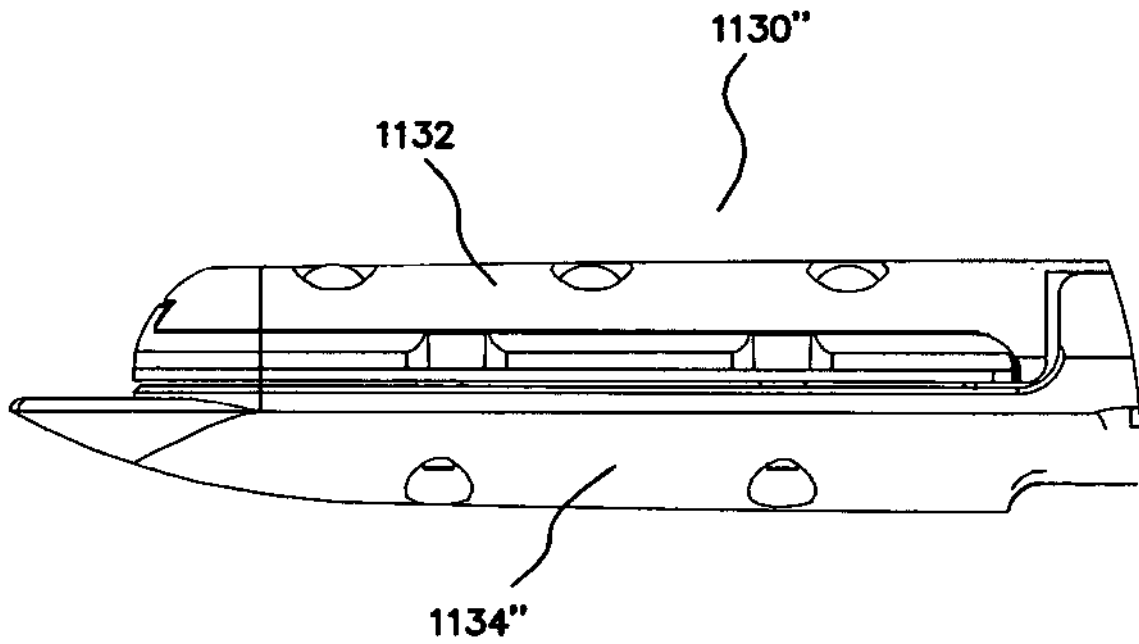


FIG. 51

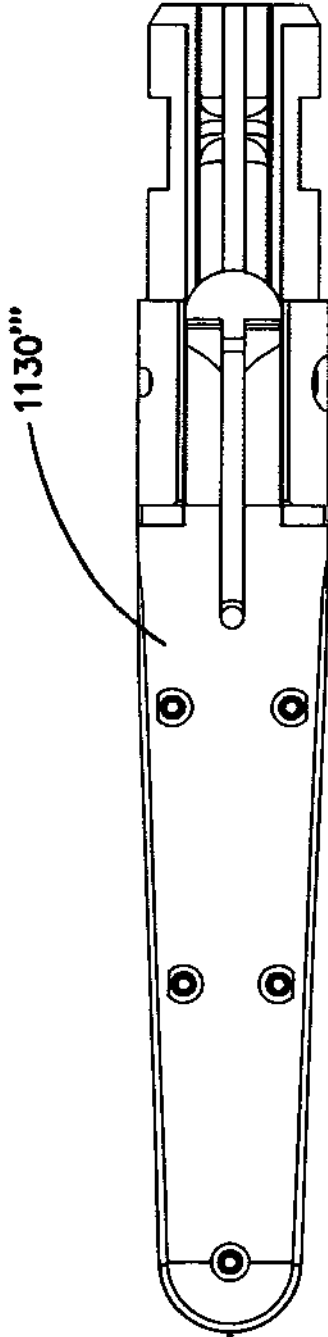


FIG. 52-1

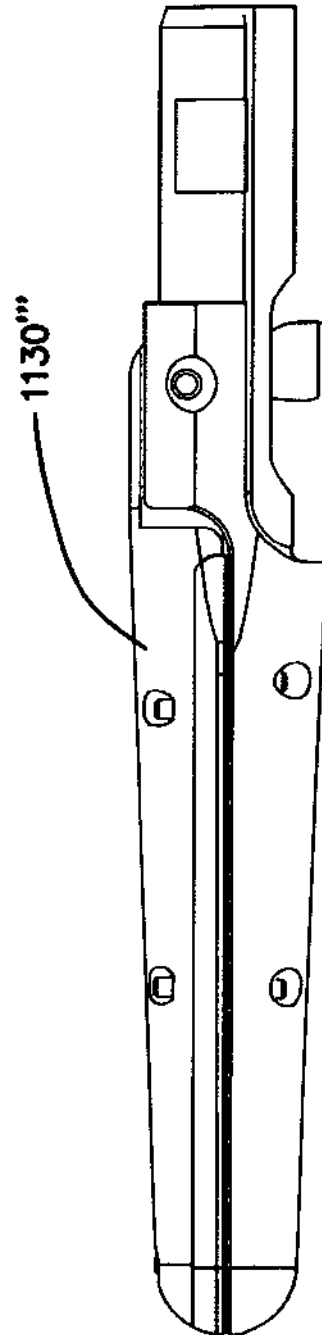
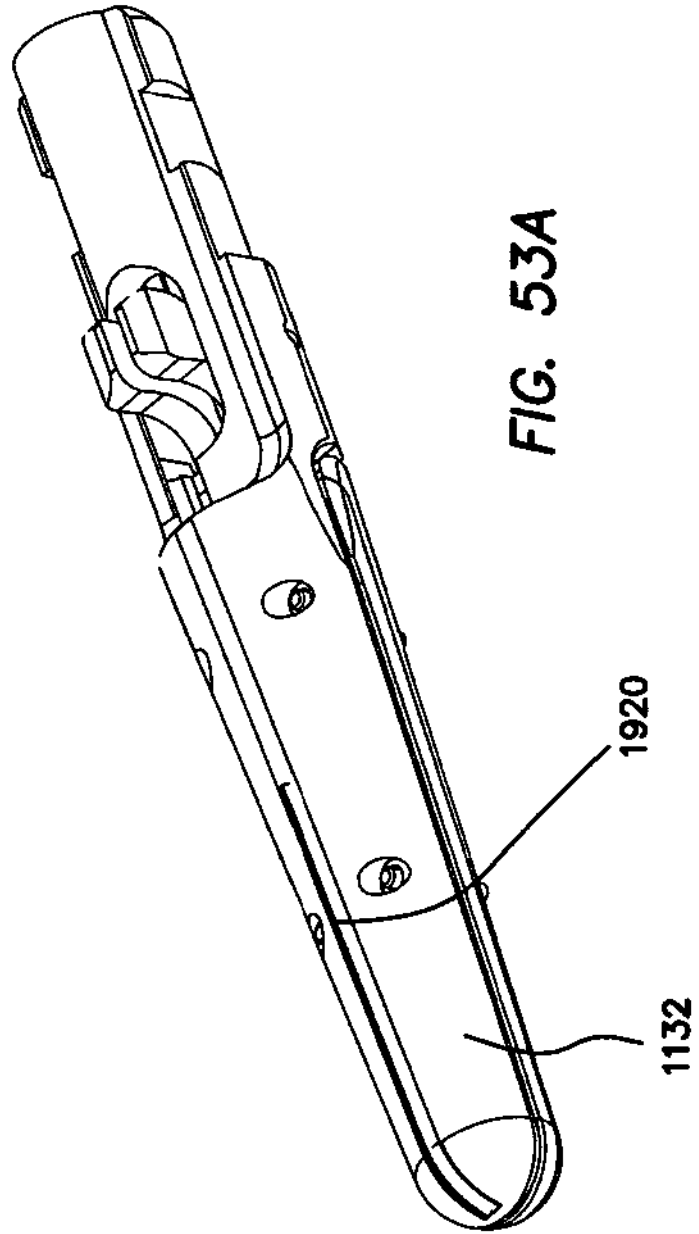


FIG. 52-2



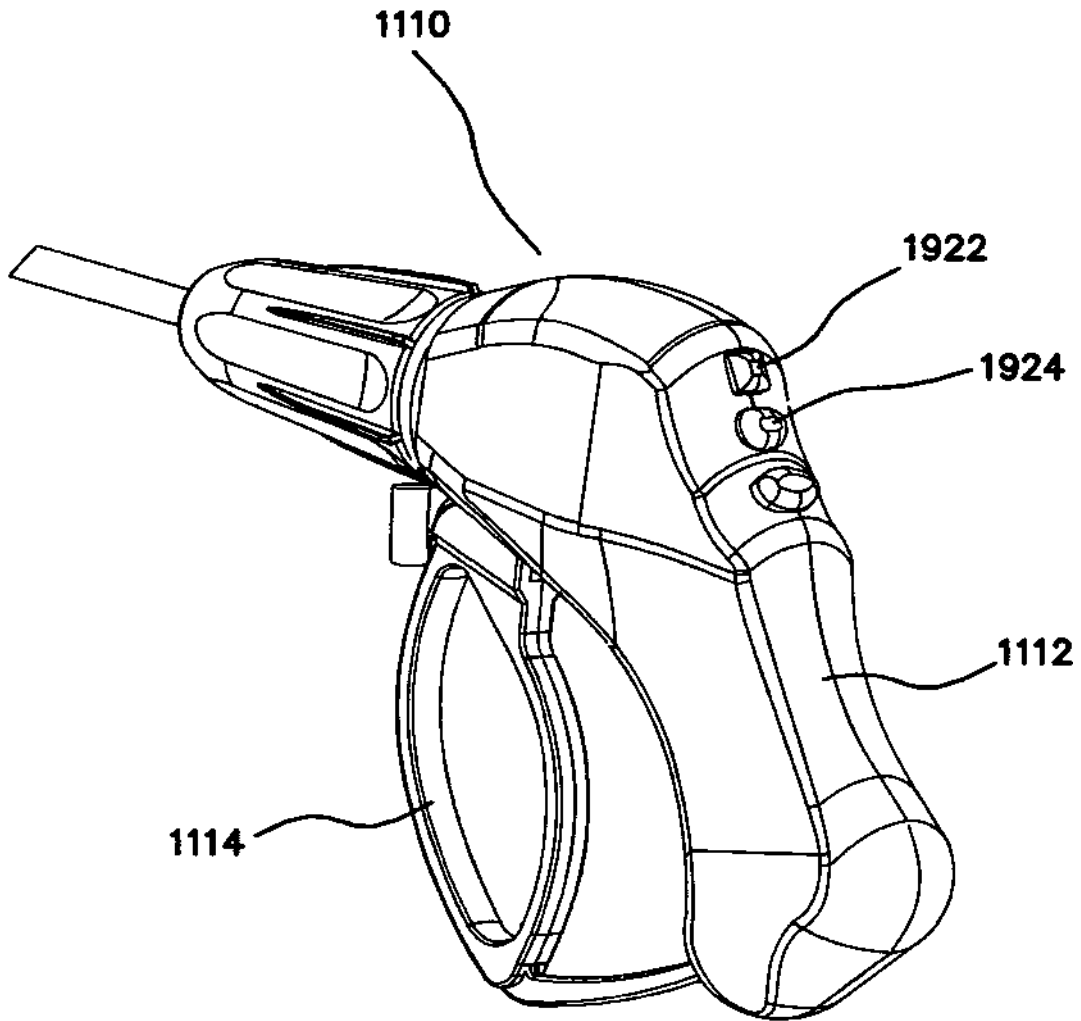


FIG. 53B

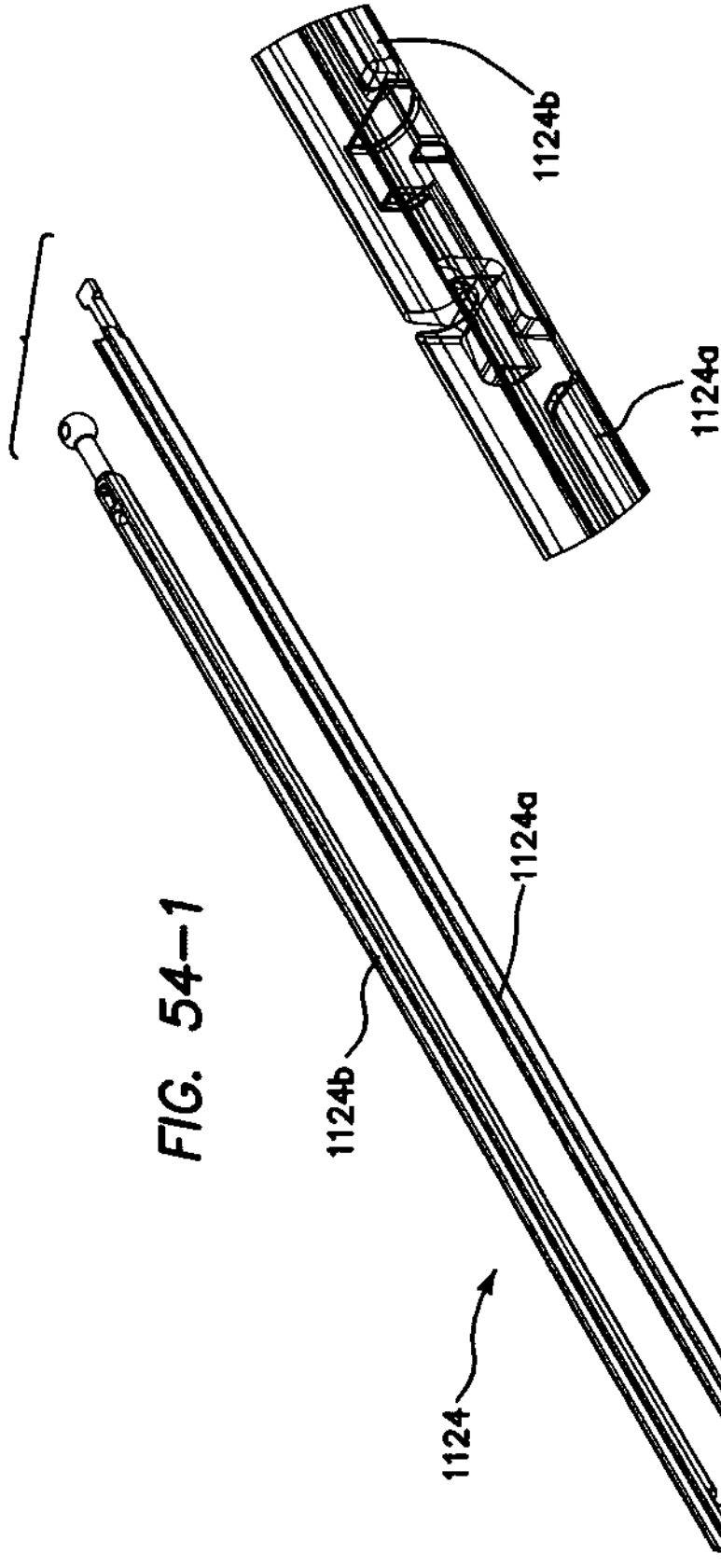
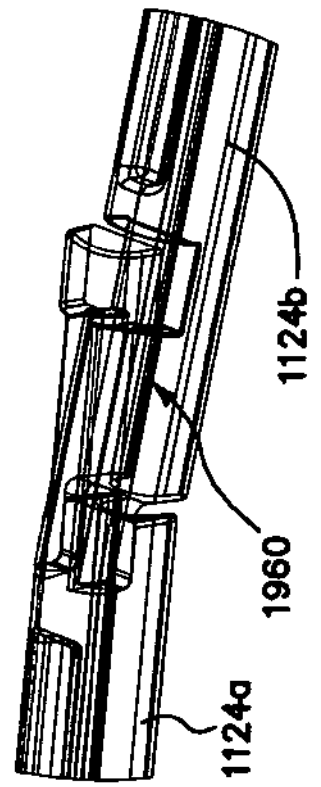


FIG. 54-3

FIG. 54-2



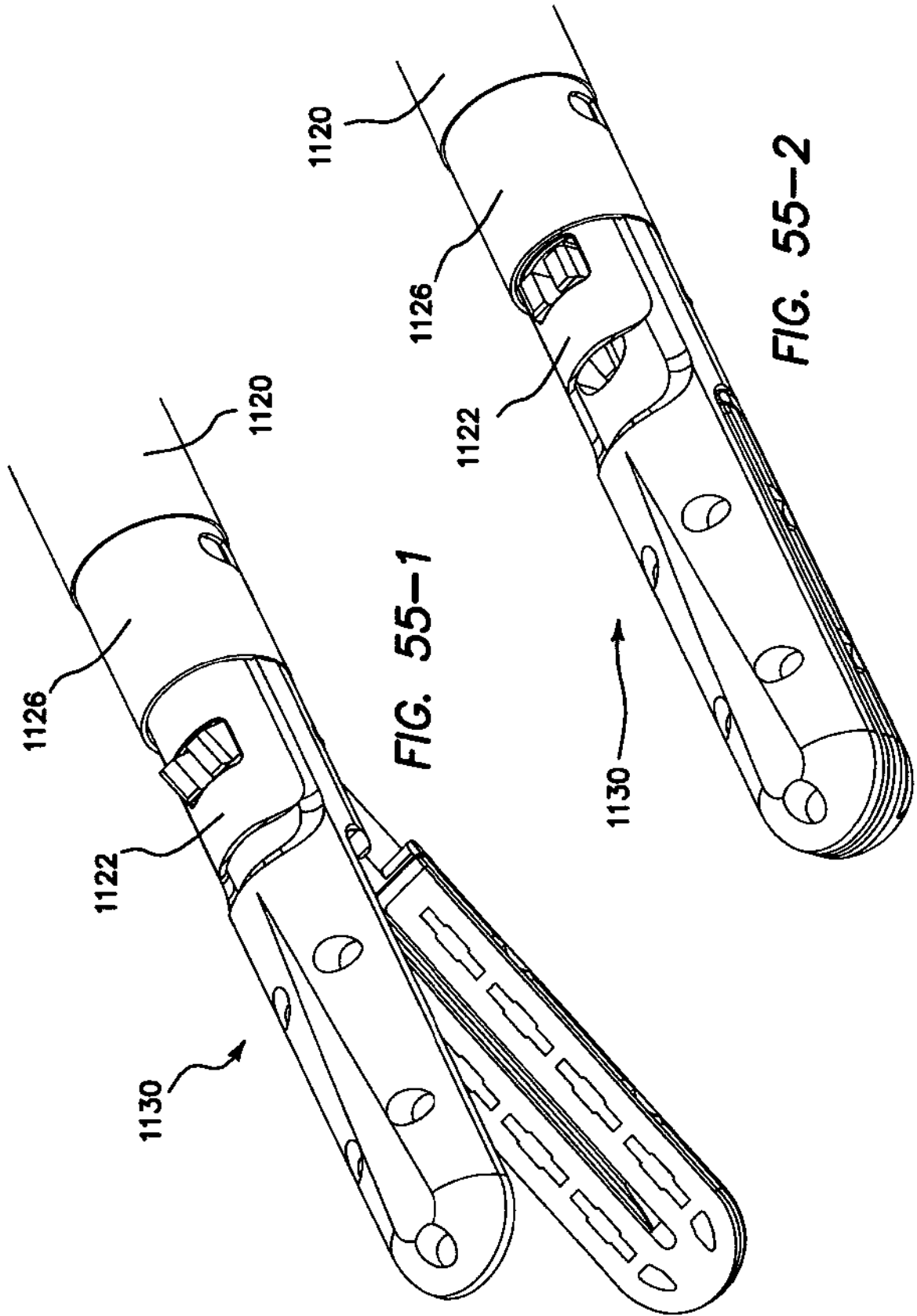


FIG. 55-1

FIG. 55-2

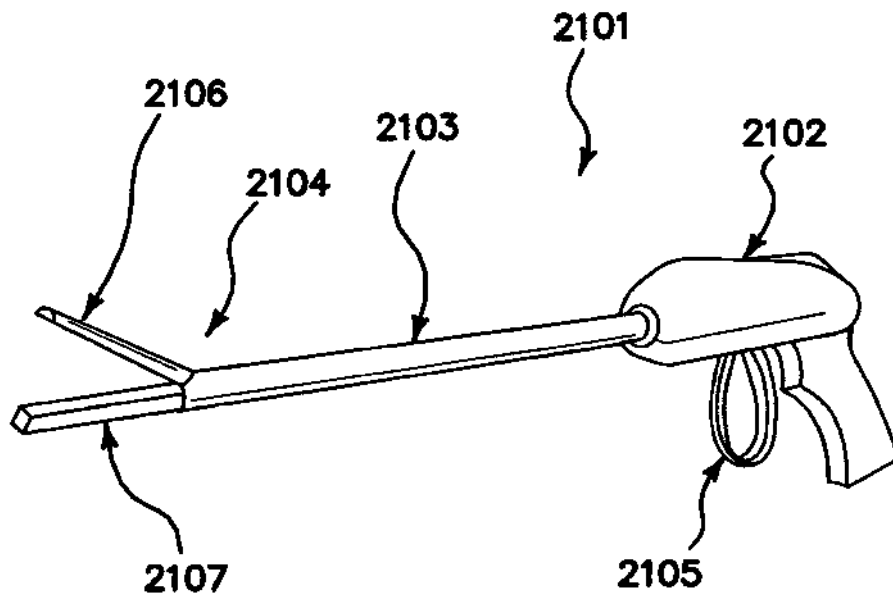


FIG. 56

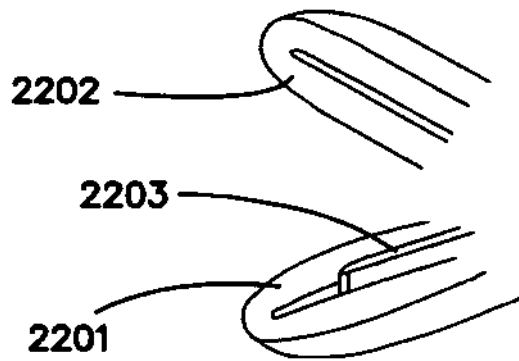


FIG. 57

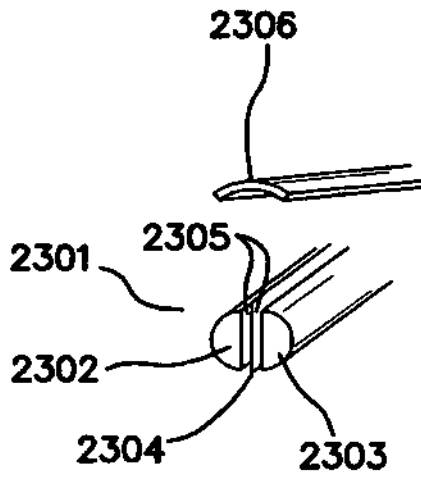


FIG. 58A

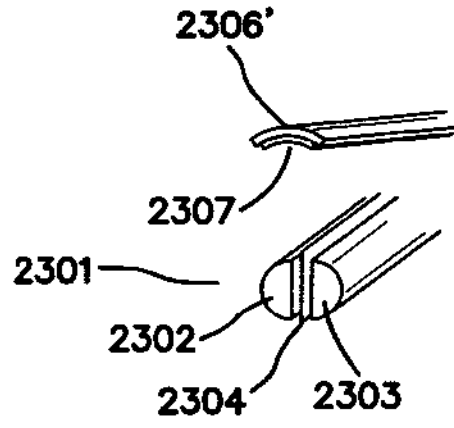


FIG. 58B

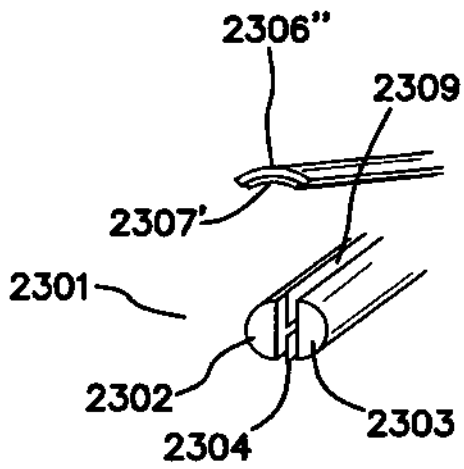


FIG. 58C

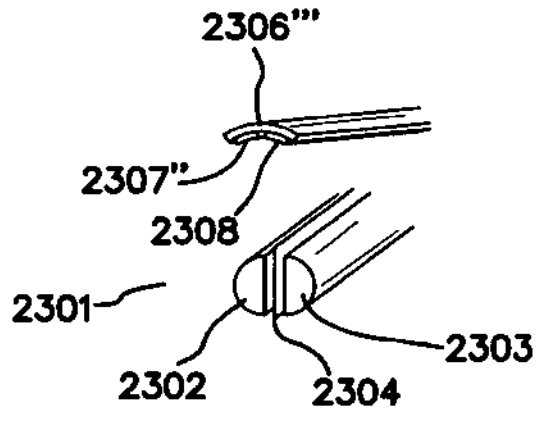
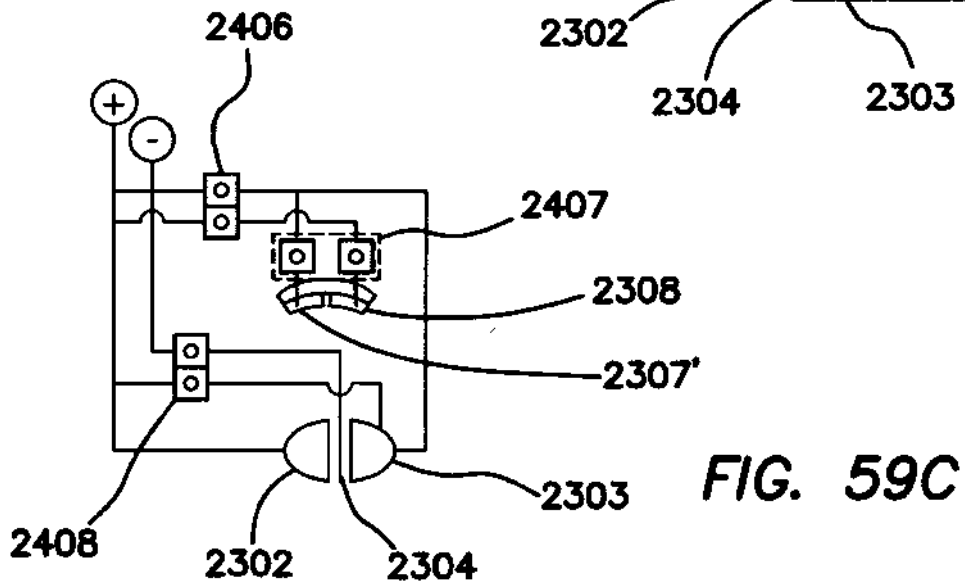
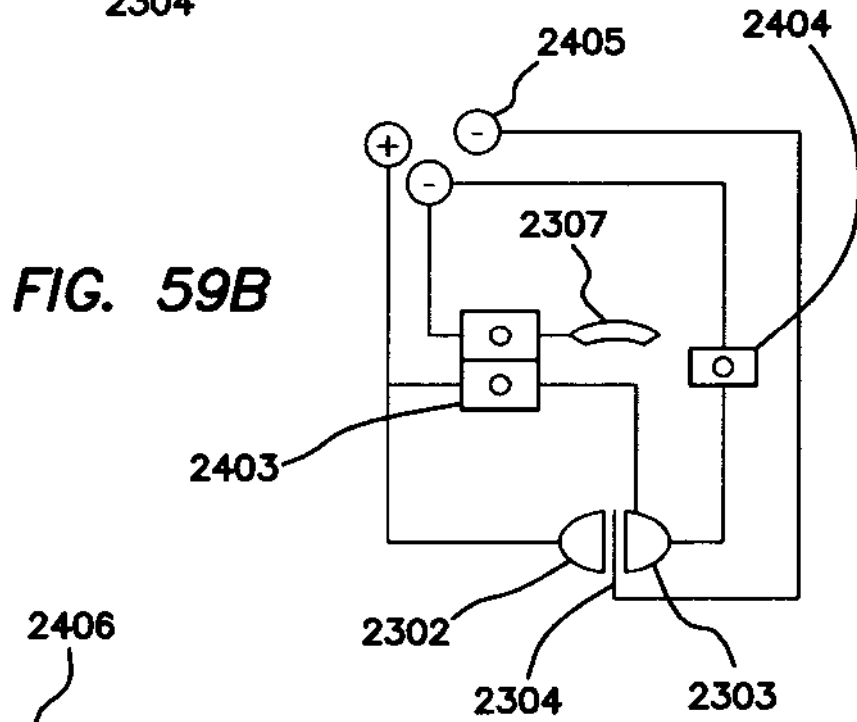
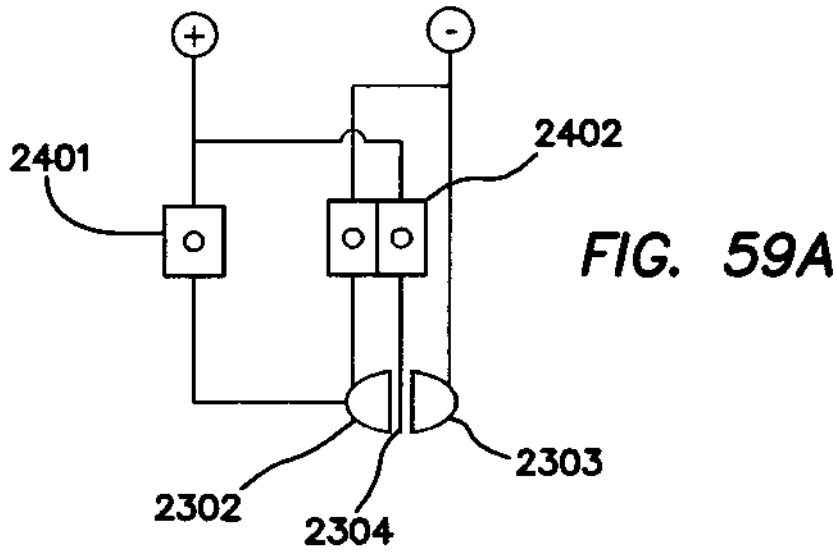


FIG. 58D



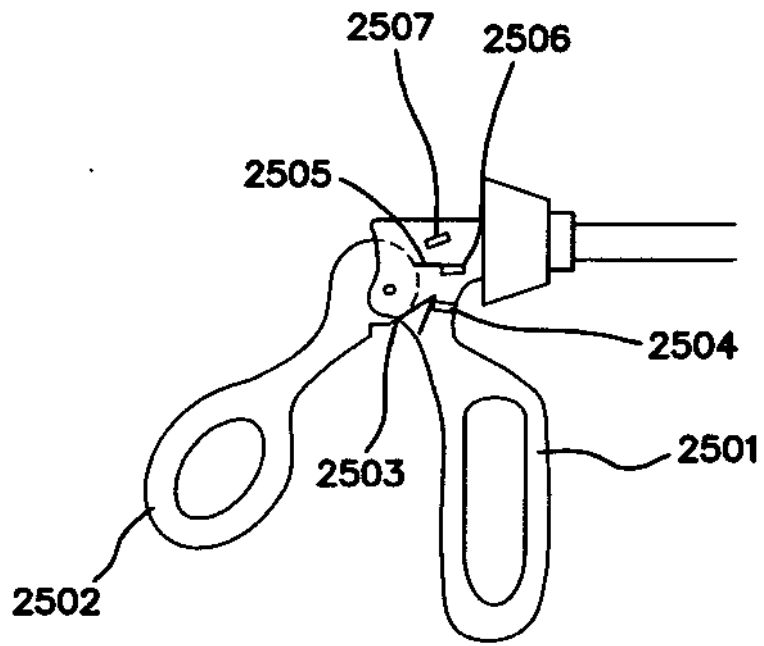


FIG. 60

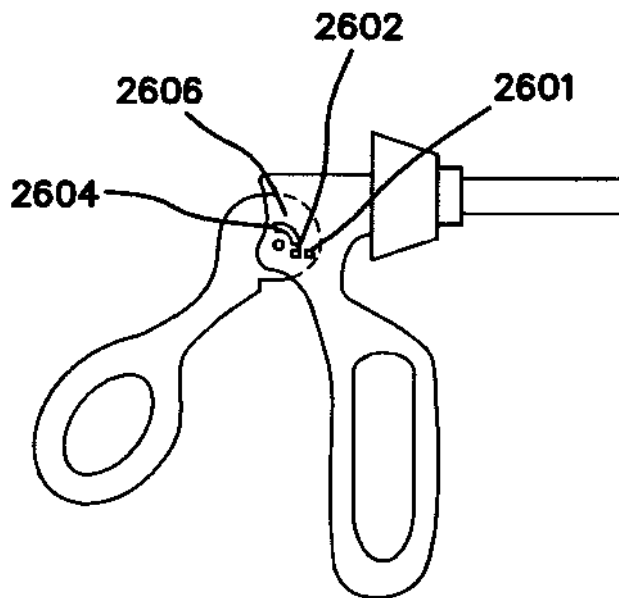


FIG. 61

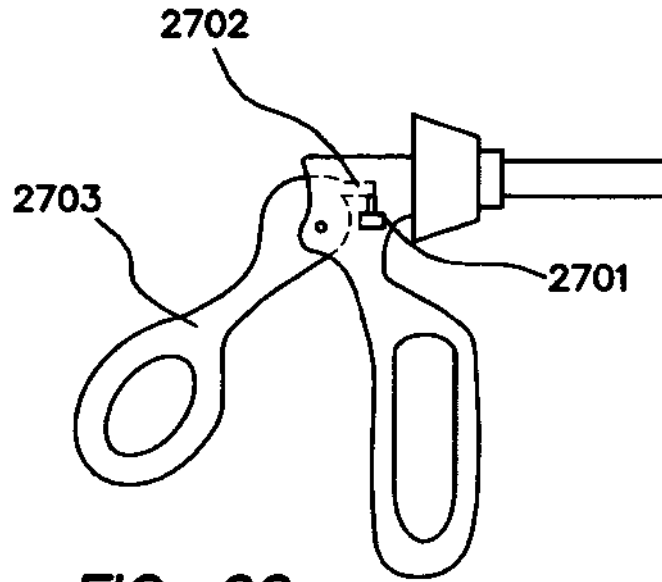


FIG. 62

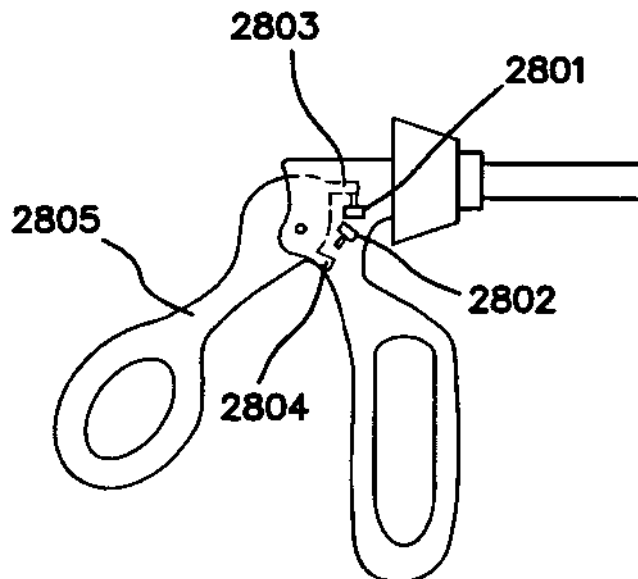


FIG. 63

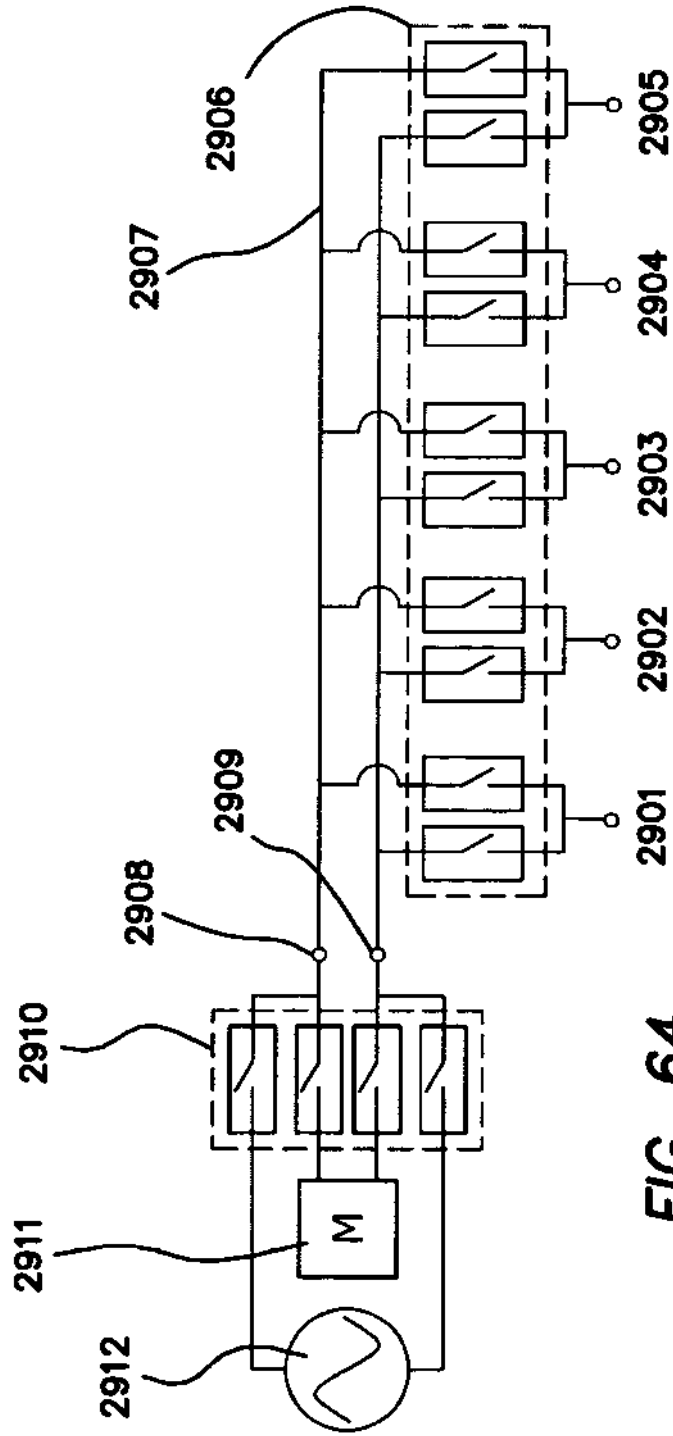


FIG. 64

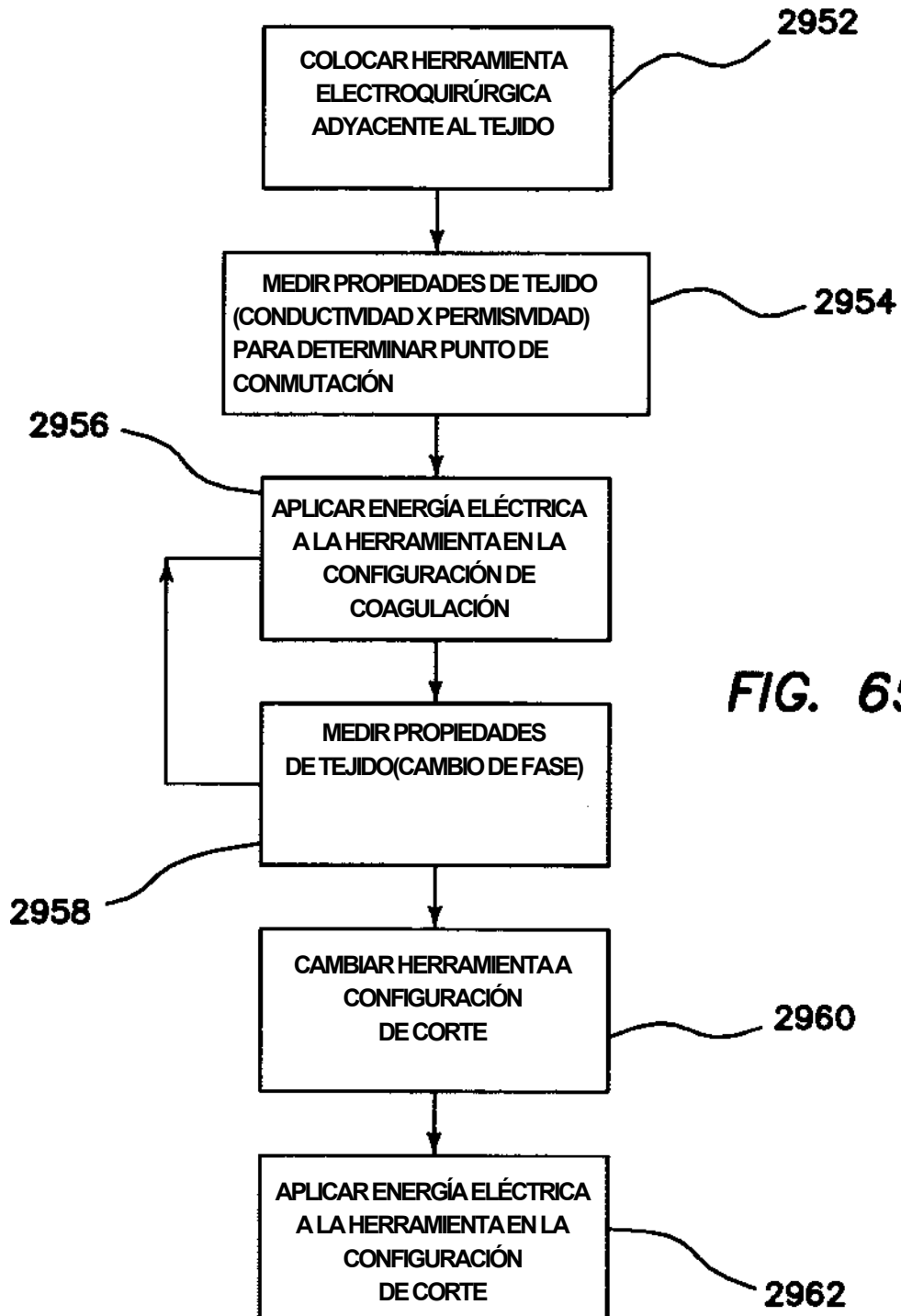


FIG. 65