

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 945 708**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/12** (2006.01)

**A61B 18/14** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.05.2015** **PCT/US2015/031452**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.11.2015** **WO15176074**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.05.2015** **E 15727176 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.04.2023** **EP 3142583**

54 Título: **Sistema electroquirúrgico**

30 Prioridad:

**16.05.2014 US 201461994415 P**

**16.05.2014 US 201461994192 P**

**16.05.2014 US 201461994215 P**

**16.05.2014 US 201461994185 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**06.07.2023**

73 Titular/es:

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

**22872 Avenida Empresa**  
**Rancho Santa Margarita, CA 92688, US**

72 Inventor/es:

**ELLIOTT, PATRICK;**  
**JOHNSON, GARY;**  
**NGUYEN, DUY;**  
**MCFARLAND, DANIEL;**  
**SABARAD, JAGDISH;**  
**LINVILLE-ENGLER, BENJAMIN;**  
**ALBRECHT, JEREMY;**  
**DURANT, DAN;**  
**KOWALSKI, JERRY;**  
**TIBERIA, LOU;**  
**WHITLOCK, MICHAEL;**  
**LOGAN, MICHAEL;**  
**GORIN, IGOR;**  
**HUDSON, KEVIN;**  
**JACOBS, HANK y**  
**MATTHEWS, THOMAS**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 945 708 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

### Antecedentes

La presente solicitud se refiere en general a sistemas electroquirúrgicos y más particularmente a generadores electroquirúrgicos y dispositivos o instrumentos electroquirúrgicos bipolares avanzados.

Han pasado a estar disponibles dispositivos o instrumentos electroquirúrgicos que usan energía eléctrica para realizar ciertas tareas quirúrgicas. Típicamente, los instrumentos electroquirúrgicos son herramientas manuales tales como fijadores, tijeras, pinzas, cuchillas, agujas y otras herramientas manuales que incluyen uno o más electrodos que están configurados para recibir energía eléctrica desde un generador electroquirúrgico que incluye una fuente de alimentación. La energía eléctrica se puede utilizar para coagular, fusionar o cortar el tejido al que se aplica.

Los instrumentos electroquirúrgicos normalmente se clasifican en dos clasificaciones: monopolares y bipolares. En los instrumentos monopolares, se suministra energía eléctrica a uno o más electrodos del instrumento con alta densidad de corriente, mientras que un electrodo de retorno separado se acopla eléctricamente al paciente y, a menudo, se diseña para minimizar la densidad de corriente. Los instrumentos electroquirúrgicos monopolares pueden ser útiles en ciertos procedimientos, pero pueden incluir un riesgo de ciertos tipos de lesiones en el paciente, tales como quemaduras eléctricas, a menudo atribuibles al menos parcialmente al funcionamiento del electrodo de retorno. En los instrumentos electroquirúrgicos bipolares, uno o más electrodos están eléctricamente acoplados a una fuente de energía eléctrica de una primera polaridad y uno o más electrodos están eléctricamente acoplados a una fuente de energía eléctrica de una segunda polaridad opuesta a la primera polaridad. Por tanto, los instrumentos electroquirúrgicos bipolares, que funcionan sin electrodos de retorno separados, pueden enviar señales eléctricas a una zona de tejido específica con riesgos reducidos.

Sin embargo, incluso con los efectos quirúrgicos relativamente concentrados de los instrumentos electroquirúrgicos bipolares, los resultados quirúrgicos a menudo dependen en gran medida de la habilidad del cirujano. Por ejemplo, puede producirse daño térmico al tejido y necrosis en casos en los que se suministra energía eléctrica durante un período relativamente largo o en los que se suministra una señal eléctrica de potencia relativamente alta incluso durante un período breve. La velocidad a la que un tejido logrará el efecto de coagulación o corte deseado tras la aplicación de energía eléctrica varía en función del tipo de tejido y también puede variar en función de la presión aplicada al tejido por un instrumento electroquirúrgico. Sin embargo, incluso para un cirujano muy experimentado, puede ser difícil para un cirujano evaluar la rapidez con la que una masa de tipos de tejido combinados sujetos en un instrumento electroquirúrgico se fusionará en una cantidad deseable.

Se han realizado intentos por reducir el riesgo de daño al tejido durante los procedimientos electroquirúrgicos. Por ejemplo, los sistemas electroquirúrgicos anteriores han incluido generadores que controlan una resistencia óhmica o la temperatura del tejido durante el procedimiento electroquirúrgico y cortan la energía eléctrica una vez que se alcanza un punto predeterminado. Sin embargo, estos sistemas han tenido deficiencias en el sentido de que pueden proporcionar resultados inconsistentes para determinar los puntos finales de coagulación, fusión o corte de tejido para diversos tipos de tejido o masas de tejido combinadas. Estos sistemas también pueden fallar en proporcionar resultados electroquirúrgicos consistentes entre el uso de diferentes instrumentos que tienen diferentes geometrías de instrumento y electrodos. Por lo general, incluso cuando el cambio es una actualización relativamente menor de la geometría del instrumento durante la vida útil de un producto, el generador electroquirúrgico debe volver a calibrarse para cada tipo de instrumento que se vaya a utilizar, un procedimiento costoso y que requiere mucho tiempo y que puede retirar de servicio un generador electroquirúrgico de manera indeseable.

La publicación internacional PCT n.º 2009/065140 A1 describe un sistema de ablación para proporcionar retroinformación sobre la formación de lesiones. La publicación de solicitud de patente de EE. UU. n.º 2009/00248007 A1 describe un sistema electroquirúrgico que incluye un generador electroquirúrgico y un circuito de retroalimentación que puede proporcionar un punto final de electrocirugía. La publicación de solicitud de patente de EE. UU. n.º 2001/039417 A1 describe un aparato eléctrico de operación que incluye un circuito generador de corriente de alta frecuencia para alimentar una corriente de alta frecuencia a los electrodos.

### Compendio

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un generador electroquirúrgico como se indica en la reivindicación 1.

Muchas de las características correspondientes de la presente invención se apreciarán más fácilmente a medida que se comprendan mejor con referencia a la descripción anterior y siguiente y se consideren en relación con los dibujos adjuntos.

### Breve descripción de los dibujos

La presente invención puede entenderse mejor en relación con los dibujos adjuntos en los que los números de

referencia designan partes similares en todas las figuras de la misma.

La FIG. 1 es una vista en perspectiva de un sistema electroquirúrgico que incluye un generador electroquirúrgico de acuerdo con la presente invención.

La FIG. 2 es una vista en perspectiva de un generador electroquirúrgico de la FIG. 1.

5 La FIG. 3 es un diagrama de flujo que ilustra las operaciones del sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

Las FIG. 4-1 a 4-2 son diagramas de bloques esquemáticos de un sistema electroquirúrgico.

Las FIG. 5 a 6 son diagramas de bloques esquemáticos de partes del sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

La FIG. 6-1 es un diagrama de bloques esquemático de partes de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

La FIG. 6-2 es un diagrama de señales que ilustra las operaciones de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

10 La FIG. 6-3 es un diagrama de bloques esquemático de partes de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

Las FIG. 6-4 a 6-12 son diagramas de señales que ilustran las operaciones de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

Las FIG. 7 a 9 son diagramas de bloques esquemáticos de partes de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

La FIG. 10 es un diagrama de flujo que ilustra las operaciones de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

15 Las FIG. 11A-11B son diagramas de flujo que ilustran las operaciones de un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

Las FIG. 12-20 son representaciones gráficas de datos o resultados ejemplares proporcionados por un sistema electroquirúrgico de la FIG. 1.

La FIG. 21 es una vista en perspectiva de un dispositivo de fusión electroquirúrgico.

La FIG. 22 es una vista en perspectiva de una parte de un dispositivo de fusión electroquirúrgico.

20 La FIG. 23 es una vista en perspectiva de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 24 es una vista en perspectiva de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 25 es una vista en sección transversal lateral de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 26 es una vista lateral de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 27 es una vista en sección transversal lateral de un dispositivo electroquirúrgico.

25 La FIG. 28 es una vista lateral de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 29 es una vista en sección transversal lateral de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 30 es una vista en sección transversal lateral de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 31 es una vista en sección transversal lateral de una parte de un accionador de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 32 es una vista en sección transversal lateral de un dispositivo electroquirúrgico.

30 La FIG. 33 es una vista en sección transversal lateral de una parte de un accionador de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 34 es una vista en sección transversal lateral de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 35 es una vista en sección transversal frontal de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 36 es una vista en perspectiva de un poste.

La FIG. 37 es una vista lateral de un poste.

35 La FIG. 38 es una vista en sección transversal frontal de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 39 es una vista en sección transversal frontal de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

La FIG. 40 es una vista en sección transversal frontal de un extremo distal de un dispositivo electroquirúrgico.

## Descripción detallada

La invención se refiere a un generador electroquirúrgico de un sistema electroquirúrgico que incluye el generador electroquirúrgico y un instrumento electroquirúrgico que están configurados para fusionar tejido de manera óptima. El instrumento electroquirúrgico se puede utilizar en cirugía laparoscópica con la capacidad de mover, sujetar y comprimir tejido y suministrar energía de RF para fusionar el tejido. El instrumento electroquirúrgico puede ser un instrumento electroquirúrgico bipolar insertable a través de un trocar de 5 mm y corta tejido mediante el accionamiento de una cuchilla de corte mecánico. La energía de RF la suministra el generador electroquirúrgico configurado para proporcionar la energía de RF adecuada para fusionar el tejido. El generador de acuerdo con la invención puede determinar la energía de RF apropiada y la manera apropiada de suministrar la energía de RF para el instrumento electroquirúrgico conectado particular, el tejido particular en contacto con el instrumento y/o un procedimiento quirúrgico particular. La información o los datos para ayudar en la determinación de la energía de RF adecuada y la manera de suministrar la energía de RF pueden suministrarse u obtenerse externamente del generador. La fuente externa puede ser uno o más módulos de memoria que se pueden incluir con el instrumento electroquirúrgico o a través de conexiones entre ellos (por cable o inalámbricas) o a través de una herramienta, accesorio y/o adaptador separado y/o conexiones entre ellos y/o a través de un puerto separado o conexión al generador. El generador recupera y/o recibe los datos y utiliza los datos para dar órdenes o hacer funcionar el generador para determinar y suministrar la energía de RF apropiada de la manera apropiada.

En general, puede proporcionarse un instrumento o herramienta de fusión electroquirúrgica bipolar que esté dispuesta para fusionar el tejido capturado entre las mordazas. Las mordazas se extienden desde un eje alargado acoplado a un accionador. El accionador es accesible para el usuario mediante el que un usuario puede manipular las mordazas para abrir y cerrar las mordazas y cambiar su orientación o posición. Un usuario, a través del accionador, también puede iniciar la fusión del tejido en contacto con las mordazas. Las mordazas en diversas realizaciones incluyen un electrodo en cada mordaza que puede conectarse a una fuente de energía electroquirúrgica, tal como un generador electroquirúrgico, para conducir energía de radiofrecuencia (RF) entre ellas y el tejido capturado entre las mordazas. También se proporciona una cuchilla móvil para cortar el tejido capturado entre las mordazas. De acuerdo con diversas realizaciones, al menos una mordaza incluye al menos un poste conductor que se coloca entre la cuchilla y un electrodo de esa mordaza. El poste conductor está hecho del mismo material conductor que los electrodos de las mordazas, pero a diferencia de los electrodos, no está conectado ni puede conectarse a un generador electroquirúrgico para conducir energía de RF entre ellos. Sin embargo, el poste conductor de acuerdo con diversas realizaciones puede participar en la conducción de energía electroquirúrgica entre las mordazas y el tejido entre ellas.

Haciendo referencia a las FIG. 1-2, se ilustra una realización ejemplar de un sistema electroquirúrgico que incluye un generador electroquirúrgico 10 y un instrumento electroquirúrgico 20 que se puede conectar de forma extraíble. El instrumento electroquirúrgico 20 puede acoplarse eléctricamente al generador mediante una conexión por cable 30 a un puerto 12 de la herramienta o dispositivo en el generador. El instrumento electroquirúrgico 20 puede incluir indicadores de audio, táctiles y/o visuales para informar al usuario de un estado predeterminado particular del instrumento, tal como el inicio y/o el final de una operación de fusión o corte. En otras realizaciones, el instrumento electroquirúrgico 20 puede ser reutilizable y/o conectable a otro generador electroquirúrgico para otro procedimiento quirúrgico. En algunas realizaciones, un controlador manual, tal como un interruptor manual o de pie se puede conectar al generador y/o al instrumento para permitir un control selectivo predeterminado del instrumento, tal como para comenzar una operación de fusión o corte.

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador electroquirúrgico 10 está configurado para generar energía electroquirúrgica de radiofrecuencia (RF) y para recibir datos o información del instrumento electroquirúrgico 20 eléctricamente acoplado al generador. El generador 10, en una realización, emite energía de RF (375 VA, 150 V, 5 A a 350 kHz) y, en una realización, está configurado para calcular un ángulo de fase o diferencia entre el voltaje de salida de RF y la corriente de salida de RF durante la activación o el suministro de energía de RF. El generador regula el voltaje, la corriente y/o la potencia y controla la salida de energía de RF (por ejemplo, voltaje, corriente, potencia y/o fase). En una realización, el generador 10 detiene la salida de energía de RF en condiciones predefinidas, tal como cuando se desactiva el interruptor de un dispositivo (por ejemplo, se suelta el botón de fusión), se alcanza un valor de tiempo y/o el ángulo de fase activo y/o el cambio de fase es mayor o igual a un valor de parada de fase y/o cambio de fase.

El generador electroquirúrgico 10 comprende dos puertos de herramienta bipolar avanzados 12, un puerto de herramienta bipolar estándar 16 y un puerto de alimentación eléctrica 14. En otras realizaciones, las unidades electroquirúrgicas pueden comprender diferentes números de puertos. Por ejemplo, en algunas realizaciones, un generador electroquirúrgico puede comprender más o menos de dos puertos de herramienta bipolar avanzados, más o menos que el puerto de herramienta bipolar estándar y más o menos que el puerto de alimentación. En una realización, el generador electroquirúrgico comprende solo dos puertos de herramienta bipolar avanzados.

De acuerdo con diversas realizaciones, cada puerto de herramienta bipolar avanzado 12 está configurado para acoplarse a un instrumento electroquirúrgico que tiene un módulo de memoria adjunto o integrado. El puerto de herramienta bipolar estándar 16 está configurado para recibir una herramienta electroquirúrgica bipolar no especializada que difiere del instrumento electroquirúrgico bipolar avanzado conectable al puerto de herramienta bipolar avanzado 12. El puerto de alimentación eléctrica 14 está configurado para recibir o conectarse a un dispositivo

accesorio de corriente continua (CC) que difiere de la herramienta electroquirúrgico bipolar no especializada y del instrumento electroquirúrgico avanzado. El puerto de alimentación eléctrica 14 está configurado para suministrar voltaje de corriente continua. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el puerto de alimentación 14 puede proporcionar aproximadamente 12 voltios de CC. El puerto de alimentación 14 se puede configurar para alimentar un accesorio quirúrgico, tal como un respirador, una bomba, una luz u otro accesorio quirúrgico. Por tanto, además de reemplazar el generador electroquirúrgico por herramientas bipolares estándar o no especializadas, el generador electroquirúrgico también puede reemplazar la fuente de alimentación de un accesorio quirúrgico. En algunas realizaciones, reemplazar los generadores y las fuentes de alimentación existentes actualmente con el generador electroquirúrgico puede reducir la cantidad de espacio de almacenamiento requerida en las tarjetas del bastidor de almacenamiento o plataformas en cuanto al número de cables de alimentación necesarios en un espacio de trabajo quirúrgico.

En una realización, la conexión de una herramienta bipolar no especializada en el puerto bipolar estándar no hará que el generador compruebe activamente la herramienta. Sin embargo, el generador reconoce una conexión para que se pueda mostrar la información de la herramienta bipolar no especializada. De acuerdo con diversas realizaciones, el generador reconoce el estado de conexión del dispositivo para cada uno de los puertos de herramienta avanzados 12 y autentica los dispositivos conectados antes de aceptar solicitudes de activación de energía de RF (por ejemplo, activación de un interruptor del instrumento tal como un botón de fusión). El generador, en una realización, lee datos autenticados del dispositivo conectado y lee valores de control eléctrico (tales como, aunque sin limitación, ajustes del nivel de voltaje, ajustes del nivel de corriente, ajustes del nivel de potencia, ajustes del nivel de ángulo de fase activa, límites de tiempo de activación de salida de energía de RF, Límites de cortocircuito del instrumento, límites abiertos del instrumento, modelo/identificación del instrumento, configuraciones de línea de salida de energía de RF, configuraciones de comando de estado del interruptor y/o combinaciones de los mismos) desde el dispositivo autenticado y conectado.

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador electroquirúrgico 10 puede comprender una pantalla 15. La pantalla puede configurarse para indicar el estado del sistema electroquirúrgico que incluye, entre otra información, el estado de uno o más instrumentos electroquirúrgicos y/o accesorios, conectores o conexiones a los mismos. En algunas realizaciones, la pantalla puede comprender una pantalla multilínea que puede presentar texto e información gráfica, tal como, por ejemplo, una pantalla de panel LCD que, en algunas realizaciones, puede iluminarse mediante luz de fondo o luz lateral. En algunas realizaciones, la pantalla puede comprender una pantalla multicolor que puede configurarse para presentar información sobre un instrumento particular eléctricamente acoplado al generador electroquirúrgico y un color que corresponde a un procedimiento quirúrgico particular (tal como, por ejemplo, operaciones de corte que se muestran en texto y gráficos amarillos, operaciones de fusión o soldadura que se muestran en púrpura y coagulación que se muestra en azul, las operaciones de disección sin sangre se pueden mostrar en amarillo y azul).

En algunas realizaciones, la pantalla puede configurarse para indicar simultáneamente datos de estado para una pluralidad de instrumentos eléctricamente acoplados al generador electroquirúrgico y/o para dividirse para mostrar información de estado para cada instrumento conectado a un puerto de herramienta correspondiente. Se puede usar un indicador visual, tal como un gráfico de barras de estado para ilustrar una proporción de la energía eléctrica total disponible que se aplicará al instrumento electroquirúrgico bipolar cuando se accione. En diversas realizaciones, un instrumento electroquirúrgico que puede funcionar para cortar, coagular o fusionar tejido podría tener tres pantallas codificadas por colores o gráficos de barras. En algunas realizaciones, un usuario puede alternar la visualización entre la presentación del estado de múltiples instrumentos conectados eléctricamente y el estado de un único instrumento conectado eléctricamente. De acuerdo con diversas realizaciones, una vez que se conecta y/o detecta un instrumento y/o accesorio, se abre una ventana en la pantalla de la interfaz de usuario que muestra el tipo de instrumento conectado y el estado.

El generador electroquirúrgico, de acuerdo con diversas realizaciones, puede comprender una interfaz de usuario tal como, por ejemplo, una pluralidad de botones 17. Los botones pueden permitir la interacción del usuario con el generador electroquirúrgico tal como, por ejemplo, solicitar un aumento o una disminución de la energía eléctrica suministrada a uno o más instrumentos acoplados al generador electroquirúrgico. En otras realizaciones, la pantalla 15 puede ser una pantalla táctil que integre, por tanto, funciones de presentación de datos e interfaz de usuario. De acuerdo con diversas realizaciones, a través de la interfaz de usuario, el cirujano puede establecer una configuración de voltaje mediante la selección de uno a tres niveles. Por ejemplo, en el nivel 1, el voltaje se establece en 110 V; en el nivel 2, el voltaje se establece en 100 V; y en el nivel 3, el voltaje se establece en 90 V. La corriente se establece en 5 amperios y la potencia se establece en 300 VA para los tres niveles. En otras realizaciones, el voltaje está predeterminado o predeterminado por defecto a un nivel específico, tal como el nivel 2. En otras realizaciones, como las configuraciones de corriente y potencia, el usuario no puede ajustar la configuración de voltaje para simplificar el funcionamiento del generador y, por tanto, se utiliza una configuración de voltaje predeterminada por defecto, por ejemplo, el voltaje se establece en 100 V.

En una realización, la herramienta o instrumento electroquirúrgico 20 puede comprender además uno o más módulos de memoria. En algunas realizaciones, la memoria comprende datos operativos relacionados con el instrumento y/u otros instrumentos. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los datos operativos pueden incluir información sobre la configuración/reconfiguración de los electrodos, los usos del instrumento, el tiempo operativo, el voltaje, la potencia, la fase y/o la configuración de corriente, y/o los estados operativos particulares, condiciones, secuencias de comandos,

procesos o procedimientos. En una realización, el generador inicia lecturas y/o escrituras en el módulo de memoria.

En una realización, cada instrumento electroquirúrgico bipolar avanzado viene con un módulo de memoria y/o un circuito integrado que proporciona autenticación, configuración, caducidad y registro del instrumento. La conexión de dichos instrumentos en los receptáculos o puertos inicia un proceso de verificación e identificación del instrumento. La autenticación de instrumentos en una realización se proporciona a través de un esquema de tarea-respuesta y/o una clave secreta almacenada también compartida por el generador. Otros parámetros tienen claves arbitrarias para comprobaciones de integridad. Los usos se registran en el generador y/o en el circuito integrado y/o en la memoria del instrumento. Los errores en una realización pueden dar como resultado un uso no registrado. En una realización, el historial de registro se establece en binario y se interpreta con instrumentos fuera de línea o mediante el generador.

En una realización, el generador usa componentes de medición de tiempo para controlar la caducidad de un instrumento. Dichos componentes utilizan osciladores de sondeo o temporizadores o relojes de calendario en tiempo real que se configuran en el momento del arranque. Las interrupciones del temporizador las maneja el generador y pueden utilizarse por secuencias de comandos para eventos de tiempo de espera. El registro también utiliza temporizadores o contadores para marcar la hora de los eventos registrados.

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador proporciona la capacidad de leer la diferencia de fase entre el voltaje y la corriente de la energía de RF enviada al instrumento electroquirúrgico conectado mientras la energía de RF está activa. Mientras se fusiona el tejido, las lecturas de fase se utilizan para detectar diferentes estados durante el proceso de fusión.

En una realización, el generador registra los detalles de uso en un registro interno que se puede descargar. El generador tiene memoria para almacenamiento de código y rendimiento de la máquina. El generador tiene una memoria reprogramable que contiene instrucciones para el desempeño específico del instrumento. La memoria, por ejemplo, conserva un número de serie y parámetros de uso del instrumento. El generador almacena información sobre el tipo de instrumentos conectados. Dicha información incluye, aunque sin limitación, un identificador de instrumento, por ejemplo, un número de serie de un instrumento conectado, junto con una marca de tiempo, número de usos o duración del uso del instrumento conectado, configuración de potencia de cada uno y cambios realizados en la configuración predeterminada. La memoria, en una realización, contiene datos durante aproximadamente dos meses, aproximadamente 10.000 usos del instrumento o hasta 150 activaciones registradas y está configurada para sobrescribirse a sí misma según sea necesario.

El generador, de acuerdo con diversas realizaciones, no supervisa ni controla la corriente, la potencia o la impedancia. El generador regula el voltaje y puede ajustar el voltaje. La potencia electroquirúrgica suministrada es una función del voltaje aplicado, la corriente y la impedancia del tejido. El generador, a través de la regulación del voltaje, puede influir en la energía electroquirúrgica que se suministra. Sin embargo, al aumentar o disminuir el voltaje, la potencia electroquirúrgica suministrada no necesariamente aumenta o disminuye. Las reacciones de la potencia están provocadas por la energía que interactúa con el tejido o el estado del tejido sin ningún control por parte de un generador que no sea el generador que suministra energía.

Una vez que el generador comienza a suministrar energía electroquirúrgica, lo hace de manera continua, por ejemplo, cada 150 ms, hasta que se produce un fallo o se alcanza un parámetro de fase específico. En un ejemplo, las mordazas del instrumento electroquirúrgico se pueden abrir y, por tanto, aliviar la compresión en cualquier momento antes, durante y después de la aplicación de energía electroquirúrgica. El generador, en una realización, tampoco hace una pausa ni espera un período particular o un retardo de tiempo predeterminado para comenzar la interrupción de la energía electroquirúrgica.

En una realización, un proceso electroquirúrgico, tal como un proceso de fusión de tejidos, comienza al presionar un interruptor en el instrumento o herramienta (51), que inicia una secuencia de medición inicial como se ilustra en la FIG. 3. Con la intervención de un interruptor en la herramienta, el generador toma medidas iniciales sobre el tejido (aberturas, cortes, etc.) (52) y en base a las mediciones iniciales inicia o no inicia el suministro de energía de RF (53). De acuerdo con diversas realizaciones, el generador mide la impedancia y/o la resistencia de la herramienta y/o del tejido, y/o si un ángulo de fase está dentro de un intervalo aceptable. En una realización, el generador realiza una medición de tejido entre los electrodos de un instrumento electroquirúrgico conectado al generador utilizando energía de RF con un intervalo de energía bajo (por ejemplo, un voltaje de aproximadamente 1-10 voltios) que no provoca un efecto fisiológico (es decir, una medición pasiva). En diversas realizaciones, el generador usa la medición de la impedancia inicial para determinar si el instrumento está en cortocircuito, defectuoso, abierto y similares. En base a un resultado positivo de la verificación inicial, el generador conecta un suministro de energía de RF desde el generador al instrumento electroquirúrgico y finalmente al tejido (54). Después de que se activa la energía de RF y el generador la suministra de forma continua, el generador controla el ángulo o la diferencia de fase y/o el cambio de ángulo de fase entre la corriente y el voltaje de la energía de RF suministrada (55).

En o sobre un punto, condición o umbral predefinido (56), el suministro de energía de RF finaliza (57). En este caso, se proporciona una señal acústica y/o visual que indica que el tejido está fusionado (o que se ha producido un error (por ejemplo, un cortocircuito de los electrodos) y/o se ha producido una condición inesperada (por ejemplo, liberación del interruptor permisible, aunque inesperada)). De acuerdo con diversas realizaciones, el punto, la condición o el

umbral predefinidos y/o las comprobaciones de inicialización se determinan en base a un algoritmo o secuencia de comandos del instrumento proporcionada para un instrumento electroquirúrgico conectado, procedimiento o preferencia. De acuerdo con diversas realizaciones, el producto de la permitividad y conductividad del tejido medidas o un cambio de fase inicial se utiliza para determinar el punto final para un instrumento conectado.

Con referencia ahora a la FIG. 4-1, en una realización, el generador electroquirúrgico 10 está conectado a la entrada principal de CA y una fuente de alimentación 41 convierte el voltaje de CA de la entrada principal de CA en voltajes de CC para alimentar diversos circuitos del generador. La fuente de alimentación también suministra voltaje de CC a un amplificador de RF 42 que genera energía de RF. En una realización, el amplificador de RF 42 convierte 100 V de CC de la fuente de alimentación en una forma de onda sinusoidal con una frecuencia de 350 kHz que se suministra a través de un instrumento electroquirúrgico conectado. El circuito de detección de RF 43 mide/calcula el voltaje, la corriente, la potencia y la fase en la salida del generador en el que se suministra energía de RF a un instrumento electroquirúrgico 20 conectado. La información medida/calculada se suministra a un controlador 44.

En una realización, el sensor de RF analiza el voltaje y la corriente de CA medidos desde el amplificador de RF y genera señales de CC para señales de control que incluyen voltaje, corriente, potencia y fase que se envían al controlador para su procesamiento adicional. En una realización, el circuito de detección de RF 43 mide el voltaje y la corriente de salida y calcula la raíz cuadrática media (RMS) del voltaje y la corriente, la potencia aparente de la energía de salida de RF y el ángulo de fase entre el voltaje y la corriente de la energía de RF que se está suministrando a través de un instrumento electroquirúrgico conectado. En particular, el voltaje y la corriente de la energía de RF de salida se procesan por circuitos analógicos de la RF detectada para generar componentes reales e imaginarios tanto de voltaje como de corriente. Estas señales se procesan por una FPGA para dar diferentes mediciones relacionadas con el voltaje y la corriente, incluyendo las mediciones de RMS de las señales de CA, el cambio de fase entre el voltaje y la corriente, y la potencia. En consecuencia, en una realización, el voltaje y la corriente de salida se miden en analógico, se convierten a digital, se procesan mediante una FPGA para calcular la RMS del voltaje y la corriente, la potencia aparente y el ángulo de fase entre el voltaje y la corriente, y luego se vuelven a convertir a analógicos para el controlador.

Con referencia ahora también a la FIG. 4-2, para cada puerto de dispositivo 45a, 45b hay un par de señales de voltaje y un par de señales de corriente que se originan en el amplificador de RF 42. En una realización, el generador tiene dos circuitos de detección de RF redundantes 43a, 43b que miden el voltaje y la corriente para cada dispositivo en diferentes ubicaciones en el amplificador de RF. El primer circuito de detección de RF detecta la corriente 145a, 145b mediante la resistencia de detección 141, 142, suministrada a través de un instrumento electroquirúrgico conectado en el puerto del dispositivo 1 o en el puerto del dispositivo 2, y el voltaje 148a, 148b medido a través del retorno a la salida en el puerto del dispositivo 1 o puerto del dispositivo 2. El segundo circuito de detección de RF detecta la corriente 147a, 147b mediante la resistencia de detección 143, 144, devuelta desde un instrumento electroquirúrgico conectado en el puerto del dispositivo 1 o en el puerto del dispositivo 2, y el voltaje 146a, 146b medido a través de la salida para regresar a cualquiera del puerto del dispositivo 1 o puerto del dispositivo 2. Las señales de entrada de voltaje son formas de onda sinusoidales de alto voltaje a 350 kHz que están atenuadas y acopladas a CA mediante un divisor de voltaje y un filtro inversor para eliminar la polarización de CC en las señales. Se utiliza un filtro inversor ya que las entradas de voltaje y corriente están desfasadas 180 grados, ya que se miden en polaridades opuestas. Para cada señal de entrada de voltaje, se generan dos señales de detección de voltaje invertidas y no invertidas separadas. En una realización, se realiza una medición de voltaje diferencial entre las señales de entrada de corriente para generar dos pares separados de señales de detección de corriente invertidas y no invertidas. Las señales de entrada de corriente representan el voltaje a través de una resistencia de derivación en el amplificador de RF en el que este voltaje es proporcional a la corriente que fluye a través de la resistencia de derivación. Las señales de entrada de corriente son formas de onda sinusoidales de bajo voltaje a 350 kHz que se amplifican usando un filtro no inversor para eliminar la polarización de CC en las señales. El sensor de RF genera una señal que es análoga a multiplicar cada señal de voltaje y corriente por señales de referencia predeterminadas. Por tanto, el sensor de RF proporciona las señales de detección de voltaje y corriente no invertidas cuando la forma de onda es positiva, las señales de detección de voltaje y corriente invertidas cuando la forma de onda es negativa y una señal de tierra cuando la forma de onda es cero.

El sensor de RF, de acuerdo con diversas realizaciones, recibe cuatro señales de sincronización de referencia suministradas por el controlador a través del amplificador de RF. Las señales de sincronización son señales de impulso de 350 kHz con el mismo ciclo de trabajo, pero con diferentes cambios de fase y, en una realización, tienen un cambio de fase de 90 grados entre sí. Dos de las señales de sincronización se usan para generar las formas de onda en fase para generar el componente real de las formas de onda de entrada y las otras dos señales de sincronización se usan para generar las formas de onda en cuadratura para generar los componentes imaginarios de las formas de onda de entrada. Estas señales se procesan adicionalmente para generar señales de control para una pluralidad de conmutadores. Las salidas de los conmutadores están unidas para generar una sola salida. En una realización, las señales de control a los conmutadores determinan qué señal de entrada pasa a través de la salida única. De acuerdo con diversas realizaciones, una primera combinación permite el paso de las señales de detección de voltaje y corriente no invertidas, lo que representa o es análogo a multiplicar estas señales de detección por un impulso positivo. Una segunda combinación permite el paso de las señales de detección de voltaje y corriente invertidas, lo que representa o es análogo a multiplicar estas señales de detección por un impulso negativo. Una tercera combinación permite el paso de la señal de tierra, lo que genera una salida de voltaje cero que representa o es análogo a multiplicar las

señales de detección por cero. Cada salida se alimenta a un filtro de paso bajo que genera un voltaje de CC correspondiente al componente real o imaginario de las señales detectadas. Estas señales se suministran a los ADC que envían una señal digital a la FPGA.

En una realización, el controlador 44 controla el amplificador de RF 42 para influir en la energía de RF de salida. Por ejemplo, el controlador utiliza la información proporcionada por el sensor de RF 43 para determinar si se debe emitir energía de RF y cuándo terminar la salida de energía de RF. En una realización, el controlador compara un umbral de fase predeterminado basado en un tejido particular en contacto con el dispositivo electroquirúrgico 20 conectado para determinar cuándo terminar la salida de energía de RF. En diversas realizaciones, el controlador realiza un proceso de fusión descrito con mayor detalle a continuación y, en algunas realizaciones, el controlador recibe las instrucciones y configuraciones o datos de secuencia de comandos para realizar el proceso de fusión a partir de los datos transmitidos desde el instrumento electroquirúrgico.

De acuerdo con diversas realizaciones como se muestra en la FIG. 4-2, el generador tiene seis subsistemas principales o módulos de circuitos que incluyen la alimentación del sistema o la fuente de alimentación 45, el controlador 44, la interfaz del panel frontal 46, la interfaz del dispositivo bipolar avanzado 47, el amplificador de RF 42 y el sensor de RF 43. De acuerdo con diversas realizaciones, uno o más de los circuitos pueden combinarse o incorporarse con otros circuitos. La fuente de alimentación 45 está configurada para proporcionar voltajes de CC a todos los demás circuitos o subsistemas junto con señales de control para controlar las salidas de la fuente de alimentación. La fuente de alimentación recibe una entrada de energía de CA que es de 90 - 264 V de CA, 47 - 63 Hz y, en una realización, la fuente de alimentación tiene un interruptor, integrado o separado, que está configurado para conectar o desconectar la entrada de alimentación de CA del generador. El controlador, a través de la interfaz del panel frontal (FPI) y la interfaz de dispositivo bipolar avanzado (ABDI) admite la interfaz de usuario 21 y las conexiones de instrumentos para los dispositivos electroquirúrgicos 1 y 2 conectados al generador electroquirúrgico.

El amplificador de RF 42 genera energía de RF de alta potencia para que pase a través de un instrumento electroquirúrgico conectado y, en un ejemplo, un instrumento electroquirúrgico para fusionar tejido. El amplificador de RF, de acuerdo con diversas realizaciones, está configurado para convertir una fuente de alimentación de 100 V de CC en una forma de onda sinusoidal de alta potencia con una frecuencia de 350 kHz que se suministra a través de la ABDI 47 y, finalmente, el dispositivo electroquirúrgico conectado. El sensor de RF 43 interpreta el voltaje y la corriente de CA medidos desde el amplificador de RF 42 y genera señales de control de CC, que incluyen voltaje, corriente, potencia y fase, que se interpretan por el controlador 44.

El generador tiene una pluralidad de receptáculos de conexión especializados, en el puerto del dispositivo 1 y el puerto del dispositivo 2 de la realización ilustrada, que se usan solo para conectarse a dispositivos bipolares avanzados, tal como el instrumento de fusión electroquirúrgica descrito con mayor detalle a continuación. Cada uno de los receptáculos especializados incluye un conjunto de sondas accionadas por resorte o conectores pogo. El generador, en diversas realizaciones, incluye un circuito para detectar la presencia de un dispositivo bipolar avanzado antes de energizar cualquier terminal de salida activa en los receptáculos.

La interfaz del panel frontal (FPI) 46 está configurada para manejar una pantalla, las señales del dispositivo desde los controladores y la retroiluminación LED para los botones del panel frontal. La FPI también está configurada para proporcionar aislamiento de energía a través de reguladores y proporcionar funcionalidad para los interruptores/botones del panel frontal. En una realización, la ABDI 47 se usa como una conexión de paso que proporciona una conexión a los dispositivos a través de la FPI. La FPI también proporciona conexión entre el controlador 44 y un dispositivo electroquirúrgico conectado a través de la ABDI. La interfaz del dispositivo, en una realización, está eléctricamente aislada del resto de la FPI. La interfaz, en varias realizaciones, incluye líneas que leen y escriben en una FRAM en un dispositivo bipolar avanzado, leen un conmutador de activación y/o leen una señal que indica que un dispositivo está conectado. En una realización, se proporciona un circuito de memoria del dispositivo que utiliza la interfaz SPI del controlador para leer y escribir la FRAM del dispositivo bipolar avanzado. En una realización, la FRAM se reemplaza con un microcontrolador y la interfaz incluye una línea de interrupción para que toda la información pase a través de una interfaz digital entre el dispositivo electroquirúrgico y el generador. La FPI proporciona aislamiento para señales SPI hacia y desde el dispositivo bipolar avanzado a través de la ABDI. En una realización, la interfaz SPI se comparte entre dos dispositivos bipolares avanzados con conectores de puerto que se utilizan como selecciones de chip.

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador incluye un bus de comunicación SPI que permite que el controlador tenga comunicación bidireccional con los CPLD y las FPGA del sensor de RF. En diversas realizaciones, la FPI proporciona una interfaz SPI entre el controlador y los dispositivos conectados a través de un conector de ABDI para comunicarse con la FRAM en los dispositivos bipolares avanzados. La FPI también proporciona aislamiento eléctrico para señales de bajo voltaje entre el controlador y la ABDI. La interfaz del dispositivo en la ABDI está configurada para transmitir energía de RF al dispositivo conectado junto con la comunicación SPI. En una realización, la ABDI conecta una señal de un dispositivo que indica que está conectado.

La interfaz entre la FPI y la ABDI proporciona energía a los dispositivos que se conectan al generador, comunicación SPI entre el controlador y los dispositivos, señales de conmutación de dispositivos desde los dispositivos al controlador y señales de dispositivos conectados desde los dispositivos al controlador. La ABDI proporciona la energía de RF a



cada dispositivo bipolar avanzado conectado a través de una matriz de conectores pogo separada. La FPI proporciona señal, potencia de bajo voltaje y potencia de RF de alto voltaje desde la FPI y el amplificador de RF al dispositivo conectado a través del conector de ABDI a través de la matriz de conectores pogo.

Con referencia ahora también a la FIG. 5, el amplificador de RF comprende un circuito de puente H de transistor en el que pares de transistores se encienden y apagan de acuerdo con una señal de modulación de ancho de impulso de un circuito de modulación de ancho de impulso y detección de fallos 31 para generar una señal sinusoidal de voltaje de CC suministrado al amplificador de RF. La energía de RF se suministra al instrumento electroquirúrgico a través de los puertos del dispositivo 45. La señal sinusoidal se filtra mediante el circuito de filtro 32 y se comunica al instrumento electroquirúrgico conectado y activo mediante el circuito de conmutación y medición de tejido 33. La información de voltaje, corriente, potencia, fase y otra información medida/calculada se determina mediante un circuito de detección de voltaje y corriente 34 junto con el sensor de RF 43. En una realización, el generador incluye una matriz de relés que conmuta o dirige selectivamente la energía de RF desde el amplificador de RF a uno de los puertos del dispositivo. En una realización, el circuito de conmutación y medición de tejido 33 incluye un circuito analizador de red de bajo voltaje utilizado para medir la impedancia del instrumento y/o del tejido antes de que se active la energía de RF. Si tiene éxito, por ejemplo, no se detecta un cortocircuito o abertura para un dispositivo electroquirúrgico, la energía de RF se conmuta y, por tanto, el amplificador de RF 42 suministra energía de RF a uno de los puertos del dispositivo 45.

El amplificador de RF 42, en una realización, recibe puntos de ajuste de voltaje y corriente, que se introducen por el usuario a través de una interfaz de usuario, para establecer el nivel de salida del amplificador de RF. Los puntos de ajuste del usuario se traducen en niveles operativos mediante convertidores de digital a analógico del amplificador de RF. Los puntos de ajuste, en una realización, incluyen una salida de voltaje máxima, una salida de corriente máxima y una salida de potencia máxima. De acuerdo con diversas realizaciones, el amplificador de RF proporciona la energía de RF en base a uno o más de estos puntos de ajuste, tales como proporcionar el voltaje de salida del amplificador de RF para que no se excedan uno o más de los puntos de ajuste.

El amplificador de RF, de acuerdo con diversas realizaciones, gestiona el proceso de conversión de CC a RF, así como ciertas mediciones eléctricas del sistema. Los circuitos de conmutación y medición de tejido dirigen los transformadores de RF o los componentes de medición a los electrodos de salida. De acuerdo con diversas realizaciones, el voltamperio (VA) es la unidad utilizada para la potencia aparente proporcionada por el generador y es igual al producto de la raíz cuadrática media (RMS) del voltaje y la RMS de la corriente. En los circuitos de corriente continua (CC), este producto es igual a la potencia real (potencia activa) en vatios. Los voltamperios son útiles en el contexto de los circuitos de corriente alterna (CA) (voltajes sinusoidales y corrientes de la misma frecuencia). Los voltamperios y los vatios tienen una dimensión de potencia (tasa de energía en el tiempo), pero siguen siendo diferentes.

El controlador FPGA tiene control directo de los relés de salida de RF. La configuración del relé de salida determina qué señal de activación (RF o medición de tejido) se enruta a qué puerto del dispositivo, ya sea el puerto 1 o 2 del dispositivo, como se muestra en la FIG. 5-1 y 5-4. Durante la calibración, también pueden conectarse a una carga predeterminada, por ejemplo, una resistencia que tenga un valor establecido, a través del analizador de medición de tejido para calibrarlo antes de conectar la carga del dispositivo (carga del instrumento electroquirúrgico conectado en contacto con el tejido). Los relés de salida de RF están ubicados o incorporados en el amplificador de RF 42.

De acuerdo con diversas realizaciones, el controlador genera un par de señales de control de relé del dispositivo 1 para el par de relés 61 del dispositivo 1 para conectar el bus de energía de RF al puerto del dispositivo 1. De manera similar, el controlador genera un par de señales de control de relé del dispositivo 2 para el par de relés 62 del dispositivo 2 para conectar el bus de energía de RF al puerto del dispositivo 2. El par de relés 63 del amplificador de RF controla si la salida del amplificador de RF está conectada al bus de energía de RF y el par de relés 64 de medición de tejido controla si el analizador de medición de tejido está conectado al bus de energía de RF. El amplificador de RF y el analizador de medición de tejido son fuentes del bus de energía de RF y los puertos de dispositivos son destinos para la energía seleccionada. El relé 65 de calibración de medición de tejido conecta la carga de calibración predeterminada a través del bus de energía de RF.

Por tanto, de acuerdo con diversas realizaciones, se utilizan para dirigir el flujo de energía de RF o la salida del circuito de medición de tejido a uno de los puertos de dispositivos. Cuatro pares de señales de relés controlan cuatro pares de relés que cambian el flujo de energía a través del sistema. Un primer par de relés permite que las señales de RF de alta potencia fluyan a la ABDI 47 y finalmente a través del dispositivo conectado. Un segundo par de relés permite que el circuito de medición de tejido envíe y mida señales desde los dispositivos a través de la ABDI. Un tercer y cuarto pares de relés permiten que la señal, ya sean señales de RF de alta potencia o señales de medición de tejido, fluya hacia el dispositivo 1 o el dispositivo 2 a través de la ABDI. Las señales que controlan los relés se controlan por el controlador 44.

La señal de calibración controla un quinto relé que permite que el circuito de medición de tejido en el controlador mida una carga predeterminada 66. Las señales de entrada a los circuitos de relé, que son ALTAS cuando los relés están abiertos, se invierten por inversores. La salida a los inversores está conectada a MOSFET, que controlan el relé. Cuando se debe cerrar un relé, la entrada al circuito de relé pasa a BAJA, lo que hace que la salida del inversor y, por

tanto, la entrada al MOSFET, pasen a ALTAS. Cuando la entrada del MOSFET es ALTA, esto permite que fluyan 5 V a través de la bobina, cerrando el relé y permitiendo que pasen las señales. Los relés se abren y cierran en un determinado orden o secuencia, que determina el controlador.

5 De acuerdo con diversas realizaciones, se mantiene una señal activa del dispositivo 1 cuando los relés están configurados para energía de RF o de medición de tejido en el puerto del dispositivo 1, se mantiene una señal activa del dispositivo 2 cuando los relés están configurados para energía de RF o de medición de tejido en el puerto del dispositivo 2, y las señales activadas de RF del dispositivo 1 y del dispositivo 2 están activas solo cuando el amplificador de RF está activado y los relés están en las configuraciones de energía de RF en el dispositivo 1 o de energía de RF en el dispositivo 2, respectivamente.

10 El controlador FPGA controla el amplificador de RF en función de la configuración proporcionada por el microcontrolador. En una realización, los ajustes del microcontrolador se establecen mediante un archivo de secuencia de comandos recuperado de la memoria adjunta a un instrumento electroquirúrgico conectado. El microcontrolador, en una realización, establece los niveles deseados de voltaje, corriente y potencia y habilita una salida del amplificador de RF.

15 En una realización, un DAC de salida de voltaje amortiguado de baja potencia proporciona los valores establecidos para el voltaje, la corriente y la potencia al bucle de control y al amplificador de error. El bucle o sistema de control se ilustra en la FIG. 5-5. Los voltajes de retroalimentación de voltaje, corriente y potencia 84, 85 y 86 pasan por un filtro que se muestra como una fase amplificadora 87. Esta retroalimentación filtrada se suma 88 con los respectivos parámetros de punto de ajuste y cada error entonces se integra a través de un circuito 89 que se sincronizó para cada parámetro. Todas las salidas de error se unen con los diodos 80 para que la salida más baja controle el circuito PWM 90.

20 Cada una de las señales de retroalimentación de voltaje, corriente y potencia de paso bajo y las señales de voltaje, corriente y potencia de ajuste invertido ( $VSET$  81,  $ISET$  82 y  $PSET$  83) pasan a través de una resistencia y se combinan para formar una señal con amplitud de  $(FVltFBT - Vset)/2$ ,  $(FCurFBT - Iset)/2$  y  $(FPwrFBT - Pset)/2$  que se consideran como una señal de error en cada bucle de control. La siguiente etapa es un controlador proporcional-integral (PI) que produce una señal de CC ( $VError$ ,  $IError$ ,  $PError$ ) como resultado de cambios en la señal de error en su entrada.  $VError$ ,  $IError$ ,  $PError$  se utilizan en una unión de suma para definir qué voltaje, corriente o potencia está en el control del bucle de control principal para forzar cierto ciclo de trabajo de PWM para el amplificador de RF 42.

30 Con referencia también ahora a la FIG. 6, el sensor de RF 43 comprende un detector síncrono que muestrea la energía de RF que se suministra al instrumento electroquirúrgico. El sensor de RF elimina los armónicos no deseados de la energía de RF multiplicando la energía de RF suministrada a una señal o señales de referencia. A partir del producto de la señal, se puede calcular la RMS del voltaje, la RMS de la corriente, la potencia aparente y la información de fase. El sensor de RF incluye un circuito ADC 36, componentes de aislamiento 37, una FPGA 38 y un DAC 39. Los componentes reales e imaginarios de los datos de voltaje y corriente sin procesar se determinan a través de los circuitos analógicos a digitales y estos componentes se proporcionan a una FPGA 38 a través de barreras de aislamiento o componentes 37 para el procesamiento de los componentes. En la realización ilustrada, se proporcionan dos canales de dispositivo para dos puertos de herramientas electroquirúrgicas bipolares avanzadas y los instrumentos asociados. Los datos de detección de fallos 35 se suministran a través de la FPGA 38 y las formas digitales de voltaje, corriente, potencia y fase medidos o calculados se proporcionan por el circuito DAC 39. En una realización, la FPGA es responsable del acondicionamiento de la señal de las señales de retroalimentación del detector síncrono y también es responsable de detectar fallos.

45 Los ADC 36 muestrean simultáneamente la salida del detector síncrono, que representa los valores reales e imaginarios para el voltaje y la corriente de la señal de salida en cada puerto del dispositivo. Después de muestrear, la FPGA almacena estos valores en un módulo de control ADC. Un módulo de corrección de errores ADC extrae estos datos del módulo de control ADC a través de un multiplexor para corregir errores de muestra aplicando correcciones de compensación y ganancia.

50 La salida del módulo de corrección de errores de ADC es una representación de los componentes reales e imaginarios de voltaje y corriente de un puerto de dispositivo activo e inactivo. La salida del módulo de corrección de ADC también emite un bit de signo para cada señal del puerto de dispositivo activo para el cálculo de fase. Un módulo separado toma los valores reales e imaginarios para el voltaje y la corriente del puerto de dispositivo activo y calcula las magnitudes de RMS de voltaje, RMS de corriente y potencia aparente y la fase entre el voltaje y la corriente. Una vez que se calculan estos valores, el módulo de corrección de errores de DAC aplica correcciones de compensación y ganancia a la representación a escala y con signo de cada señal. La corrección de errores de DAC para voltaje, corriente, potencia y fase se realiza secuencialmente. Los datos se envían al módulo controlador de DAC. El módulo controlador de DAC envía datos a los DAC.

55 La FPGA 38 controla los valores reales e imaginarios de voltaje y corriente y genera códigos de fallo si sus valores se desvían más allá de un umbral específico en el puerto de dispositivo inactivo. Además, si se pierde la relación de fase entre las señales de sincronización, la FPGA generará un código de fallo. El módulo del control de sincronización tiene cuatro entradas que siempre están desfasadas 180 grados entre sí. Este módulo controla las relaciones de tiempo

válidas entre las señales y marca un error si hay una violación.

De acuerdo con diversas realizaciones, la FPGA de detección de RF está configurada para corregir errores en las señales de retroalimentación de RF y calcular la magnitud y la fase de estas señales. Un detector síncrono del sensor de RF utiliza señales de sincronización generadas por el controlador FPGA para generar componentes en fase (reales) y en cuadratura (imaginarios) de las señales de retroalimentación de voltaje y corriente desde el amplificador de RF. La FPGA del sensor de RF controla la relación de fase entre las señales de sincronización generadas por el controlador y mantiene un fallo cuando la relación de fase está fuera de servicio.

De acuerdo con diversas realizaciones, una pluralidad de señales de sincronización se utiliza como entradas de reloj para el sensor de RF. Las señales de sincronización tienen el mismo ciclo de trabajo y frecuencia. La única diferencia entre las señales es su relación de fase. Por ejemplo, en una realización, se usa una primera señal de sincronización como referencia y la segunda señal de sincronización es idéntica a la primera señal de sincronización, pero está retardada 180 grados. Una tercera señal de sincronización está retardada 90 grados con respecto a la primera señal de sincronización y una cuarta señal de sincronización está retardada 270 grados con respecto a la primera señal de sincronización. Los bordes del reloj proporcionados por estas cuatro señales proporcionan la sincronización exacta requerida por el sensor de RF para el muestreo adecuado de la señal de salida de RF.

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador electroquirúrgico mide el voltaje y la corriente de salida de RF. Sin embargo, debido a la naturaleza electroquirúrgica del generador, se requiere que las mediciones se realicen utilizando circuitos aislados. La medición de voltaje puede ser simple porque la relación señal/ruido es relativamente alta. Sin embargo, la medición de corriente usando un transformador de corriente es problemática, ya que hay un nivel significativo de ruido de conmutación de la etapa de salida de PWM presente en el circuito y el aislamiento del transformador de corriente típico no puede suprimir este ruido lo suficiente para lograr la precisión deseada o requerida. Muestrear el voltaje y la corriente de salida directamente mediante el uso de conversión analógica a digital (ADC) referenciada en el lado secundario (flotante) y una resistencia de derivación también puede crear un problema diferente.

El ruido de conmutación de PWM no está armónicamente relacionado con la frecuencia portadora fundamental de PWM y tiene un ancho de banda amplio. Este ruido se puede superar mediante un sobremuestreo significativo de la señal para lograr la precisión deseada o necesaria. Sin embargo, con una frecuencia portadora de PWM de 350 kHz, 64 veces mayor que la frecuencia de muestreo de Nyquist y una resolución de 12 bits, la velocidad requerida del flujo digital es de  $5,376 \times 10^8$  bits/s, por canal de ADC. Los ADC y los aisladores digitales con este rendimiento son difíciles de conseguir y relativamente caros.

De acuerdo con diversas realizaciones, mediante el uso de un preprocesador analógico preciso, se pueden reducir los requisitos de frecuencia para el flujo digital. El preprocesador analógico utiliza el hecho de que el cambio en el tiempo del voltaje y la corriente de salida de RF es relativamente lento y, en general, los anchos de banda útiles de esas señales son estrechos.

En una realización, el preprocesador analógico comprende un detector síncrono que permite la transferencia del espectro de la señal de RF desde el área concentrada alrededor de la frecuencia portadora hasta cero. El ancho de banda reducido simplifica significativamente la complejidad de los ADC y los aisladores digitales. Por tanto, la frecuencia de muestreo del ADC puede ser baja y se reducen los rendimientos del aislador digital. La capacitancia de acoplamiento del aislador digital también se reduce debido al número reducido o mínima de canales paralelos. En general, los requisitos de velocidad de procesamiento se reducen, lo que da lugar a componentes de menor coste.

Haciendo referencia a las FIG. 6-1 a 6-4, de acuerdo con diversas realizaciones, un detector síncrono comprende un multiplicador analógico, que define la precisión global del circuito. Sin embargo, debido a la presencia de ruido de PWM fuera de banda y/o una frecuencia portadora de 350 kHz, los multiplicadores analógicos existentes no satisfarán un requisito de precisión del 0,5 % o superior.

Un oscilador local (LO), que se requiere para la transformación del espectro, puede ser no sinusoidal. Si el número de niveles de ganancia presentes en dicha forma de onda es limitado, se puede implementar un multiplicador analógico utilizando conmutadores analógicos en lugar de un multiplicador.

En una realización, como se muestra en las FIG. 6-1 a 6-2, la forma de onda 95, 96 del LO utilizada es una onda cuadrada donde la ganancia 91, 92 puede ser +1 o -1. Los filtros de paso bajo (LPF) 93, 94 en las salidas de los conmutadores se usan para promediar y para suprimir los componentes de conversión con frecuencias altas. La señal de entrada 97 del detector síncrono se puede definir como la frecuencia fundamental:

$$\omega = \frac{2\pi}{T}$$

donde T se define como el período fundamental, A es la amplitud fundamental y p es la fase fundamental. La frecuencia del 3.<sup>er</sup> armónico se puede definir como:

$$3\omega = \frac{6\pi}{T}$$

donde  $kA$  se define como la amplitud de la frecuencia del 3.<sup>er</sup> armónico,  $k$  es la relación de la amplitud del 3.<sup>er</sup> armónico sobre la fundamental, y  $q$  es la fase de la frecuencia el 3.<sup>er</sup> armónico. Los voltajes de salida reales (Re) e imaginarios (Im) del detector síncrono son los siguientes:

$$\begin{aligned} Re &= \frac{A}{T} \left\{ - \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt + \int_{-\frac{T}{4}}^{\frac{T}{4}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt - \right. \\ &\quad \left. \int_{\frac{T}{4}}^{\frac{T}{2}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt \right\} = \frac{A}{6\pi} (-3 \operatorname{sen} p + 3 \cos p - k \operatorname{sen} q - k \cos q) + \frac{A}{6\pi} (6 \cos p - \\ &\quad k \cos q) + \frac{A}{6\pi} (3 \operatorname{sen} p + 3 \cos p + k \operatorname{sen} q - k \cos q) = \frac{A}{2\pi} (4 \cos p - k \cos q) \end{aligned}$$

5

$$\begin{aligned} Im &= \frac{A}{T} \left\{ - \int_{-\frac{T}{2}}^0 (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt + \int_0^{\frac{T}{2}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt \right\} = \\ &\quad \frac{A}{3\pi} (-3 \operatorname{sen} p - k \cos q) + \frac{A}{3\pi} (-3 \operatorname{sen} p - k \cos q) = - \frac{A}{3\pi} (6 \operatorname{sen} p + 2k \operatorname{sen} q) \end{aligned}$$

En el caso de que solo la frecuencia fundamental esté presente en el espectro de la señal de entrada ( $k = 0$ ), la amplitud compleja se puede calcular de la siguiente manera:

$$Mod = \frac{2A}{\pi}$$

$$Arg = \operatorname{Atan} \frac{-\operatorname{sen} p}{\cos p}$$

10

Si la amplitud del 3.<sup>er</sup> armónico no es igual a cero, la amplitud compleja puede tener un resultado diferente.

Con referencia ahora a las FIG. 6-3 a 6-4, de acuerdo con diversas realizaciones, se puede usar una forma de onda 98, 99 de 3 niveles de LO compleja generada por un oscilador local de forma de onda de 3 niveles. Al usar la forma de onda de 3 niveles de LO, los voltajes de salida reales e imaginarios se vuelven independientes de la presencia del 3.<sup>er</sup> armónico, pero puede distorsionarse si hay presentes armónicos de orden superior. Los voltajes de salida reales (Re) e imaginarios (Im) del detector síncrono son los siguientes:

15

$$\begin{aligned} Re &= \frac{A}{T} \left\{ - \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt + \int_{-\frac{T}{6}}^{\frac{T}{6}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt - \right. \\ &\quad \left. \int_{\frac{T}{3}}^{\frac{T}{2}} (\cos(\frac{2\pi t}{T} + p) + k \cos(\frac{6\pi t}{T} + q)) dt \right\} = \frac{A}{12\pi} (-3 \operatorname{sen} p + 3\sqrt{3} \cos p - 4k \operatorname{sen} q) + \frac{A\sqrt{3}}{2\pi} \cos p + \\ &\quad \frac{A}{6\pi} (3 \operatorname{sen} p + 3 \cos(p + \frac{\pi}{6}) + 2k \operatorname{sen} q) \end{aligned}$$

Porque

$$\cos(p + \frac{\pi}{6}) = \frac{1}{2}(\sqrt{3} \cos p - \operatorname{sen} p)$$

20 entonces

$$\frac{A}{6\pi} (3 \operatorname{sen} p + 3 \cos(p + \frac{\pi}{6}) + 2k \operatorname{sen} q) = \frac{A}{12\pi} (6 \operatorname{sen} p + \sqrt{3} \cos p - \operatorname{sen} p + 2k \operatorname{sen} q)$$

y

$$Re = \frac{A\sqrt{3}}{\pi} \cos p$$

$$Im = \frac{A}{T} \left\{ - \int_{\frac{5T}{12}}^{\frac{T}{12}} \left( \cos \left( \frac{2\pi t}{T} + p \right) + k \cos \left( \frac{6\pi t}{T} + q \right) \right) dt + \int_{\frac{T}{12}}^{\frac{5T}{12}} \left( \cos \left( \frac{2\pi t}{T} + p \right) + k \cos \left( \frac{6\pi t}{T} + q \right) \right) dt \right\} = -\frac{A\sqrt{3}}{2\pi} \operatorname{sen} p - \frac{A\sqrt{3}}{2\pi} \operatorname{sen} p = -\frac{A\sqrt{3}}{\pi} \operatorname{sen} p$$

En este caso, la amplitud compleja es la siguiente:

$$Mod = \frac{A\sqrt{3}}{\pi}$$

$$Arg = \operatorname{Atan} \frac{-\operatorname{sen} p}{\cos p}$$

5 Por lo tanto, se elimina la dependencia de la presencia del 3.<sup>er</sup> armónico de cualquier nivel. De acuerdo con diversas realizaciones, la naturaleza simétrica de un amplificador de RF crea señales con niveles naturalmente bajos de armónicos pares. Los filtros de paso bajo, en una realización, también suprimen los componentes portadores de PWM de alta frecuencia y pueden suprimir los 5.<sup>os</sup> armónicos a niveles suficientemente bajos. Ejemplos adicionales de la operación del detector síncrono se proporcionan por formas de onda de señal ejemplares en las salidas respectivas (SynchDetRe y SynchDetIm) antes del filtrado por el filtro de paso bajo 93, para una señal de entrada ejemplar ( $U_{in} = \cos \omega t$ ) también se muestran en las FIG. 6-5 a 6-6. La FIG. 6-7 proporciona una forma de onda de señal ejemplar que ilustra una señal de entrada desplazada en fase (por ejemplo,  $U_{in} = \cos(\omega t + \pi/4)$ ) y, asimismo, formas de onda de señal ejemplar en las salidas respectivas (SynchDetRe y SynchDetIm) antes del filtrado por el filtro de paso bajo 93 para dicha señal de entrada se muestran en las FIG. 6-8 a 6-9. Las FIG. 6-10 proporcionan una señal de entrada ejemplar que está significativamente corrupta, pero no tiene armónicos superiores al 4.<sup>o</sup> armónico y, asimismo, formas de onda de señal ejemplar en las salidas respectivas (SynchDetRe y SynchDetIm) antes del filtrado por el filtro de paso bajo 93 para dicha señal de entrada se muestran en las FIG. 6-11 a 6-12. Por tanto, como se ilustra, el detector síncrono de acuerdo con diversas realizaciones puede recuperar con precisión la amplitud fundamental y la fase de dichas señales de entrada y, por tanto, proporcionar con precisión voltajes de salida reales (Re) e imaginarios (Im) para la detección y mediciones o cálculos de fase y/o tasa de cambios de fase.

Con referencia ahora a las FIG. 7 y 8, el controlador 44 incluye módulos o circuitos 68 de suavizado o suavizadores de RF para eliminar el ruido y/o extrapolar una señal de CC modulada suave representativa de la energía de RF que se emite (por ejemplo, voltaje, corriente, potencia y/o fase). En las FIG. 19-20 se muestra una energía de RF ejemplar antes y después del suavizador de RF. En una realización, un muestreador de datos 69 recopila valores de datos sin procesar espaciados uniformemente de los canales de fase, voltaje, corriente y potencia de analógico a digital (ADC) a medida que se toman las mediciones, luego el suavizador de RF 68 aplica un algoritmo de suavizado para filtrar los valores brutos en los valores suavizados resultantes. Se realiza un análisis adicional para determinar diversos puntos de interés o eventos, tal como el mínimo de fase y los puntos de cruce por cero. Esos puntos de interés se pasan al manipulador de eventos 67 para desencadenar cambios de estado. El generador, en una realización, espera que se alcancen puntos de interés o eventos específicos antes de cambiar de estado.

En una realización, el suavizador de RF 68 detecta el punto mínimo local en los datos de fase suavizados proporcionados por el suavizador de RF y este punto de interés se pasa al manipulador de eventos 67 que notifica al motor de operaciones 65 de secuencia de comandos. En una realización, el suavizador de RF detecta el cruce por cero indicado, por ejemplo, por una lectura de ADC igual a aproximadamente la mitad de los recuentos máximos de ADC y este punto de interés se pasa al manipulador de eventos que notifica al motor de operaciones 65. Los comandos de entrada y salida, las interrupciones y las detecciones de eventos los proporciona una interfaz de consulta/comando 66.

De acuerdo con diversas realizaciones, el motor de operaciones 65 permite que el generador sea configurable para adaptarse a diferentes escenarios operativos que incluyen, aunque sin limitación, diferentes y numerosos instrumentos electroquirúrgicos, procedimientos quirúrgicos y preferencias. El motor de operaciones recibe e interpreta datos de una fuente externa para configurar específicamente el funcionamiento del generador en función de los datos recibidos.

El motor de operaciones recibe datos de configuración de un archivo 101 de secuencia de comandos de base de datos de dispositivos que se lee desde un dispositivo de memoria en un conector de dispositivo o clave 102. La secuencia de comandos define la lógica de estado utilizada por el generador. Según el estado determinado y las mediciones realizadas por el generador, la secuencia de comandos puede definir o establecer niveles de salida, así como criterios de desconexión. La secuencia de comandos en una realización incluye eventos de activación o indicadores que incluyen indicaciones de condición de cortocircuito, por ejemplo, cuando una fase medida es superior a 70 grados o una condición de abertura, por ejemplo, cuando una fase medida es inferior a -50 grados.

En una realización, el motor de operaciones proporciona estados del sistema y estados del usuario. Los estados del sistema son estados predefinidos que controlan o gestionan operaciones predefinidas específicas o condiciones de funcionamiento del generador, tales como aplicar con éxito energía de RF o indicar un error. Los estados del sistema

en una realización son un conjunto predefinido de configuraciones en las que puede estar el sistema (por ejemplo, inactivo frente a energizado) y cuyas funciones están codificadas en el generador electroquirúrgico. Por ejemplo, un estado de RF realizado es un estado del sistema que indica que un ciclo de energía de RF se ha completado sin errores. Los estados del usuario proporcionan un marco a través del que se pueden establecer operaciones y valores personalizados o especializados por indicación de una fuente externa para un instrumento, procedimiento y/o preferencia en particular.

En una realización, la secuencia de comandos establece los estados del sistema y sus condiciones de salida, por ejemplo, tiempos de expiración o indicaciones a otro estado y dónde comienzan los estados del usuario. Para cada estado del usuario, los parámetros operativos para el estado específico se pueden definir, tal como la configuración de potencia, voltaje y corriente, o se transfieren de un estado anterior. En una realización, los estados del usuario pueden proporcionar estados específicos del dispositivo, operativo o procedimiento y, en una realización, los estados del usuario pueden proporcionarse para estados específicos de prueba o diagnóstico.

Un proceso ejemplar de dos estados del usuario se muestra como ejemplo en la FIG. 10. El proceso comienza en un estado del sistema inactivo (71). Si se presiona (mantiene) el interruptor (78), el generador pasa al estado del usuario 1 (72). Según la condición de salida, el generador pasa al siguiente estado, estado de usuario 2 (73) o uno de los estados del sistema (por ejemplo, RF\_realizado (74) o error (75)). Si no hay un estado del usuario después del estado del usuario 2, entonces el proceso vuelve a pasar a un estado del sistema que no sea el estado del sistema inactivo, que luego hará que el generador vuelva al estado del sistema inactivo.

El criterio o condición de salida (79) para cada estado define la ruta lógica para la secuencia de comandos en base a las mediciones realizadas por el generador y, por tanto, el generador pasa de estado del usuario a estado del usuario. Sin embargo, si la condición de salida no coincide con la ruta lógica esperada, se considera que el ciclo de operación o sellado no se completó con éxito y se alcanza el estado de error (75) del sistema. Si la condición de salida coincide con la ruta lógica esperada o indica la finalización de un ciclo de operación, se considera que el ciclo de operación se completó con éxito y se alcanza el estado de RF\_realizado (74) del sistema. En una realización, si se suelta el interruptor antes de que se complete el ciclo de fusión, se alcanza el estado de interruptor\_liberado (76) del sistema. De acuerdo con diversas realizaciones, se pueden predefinir estados adicionales del sistema para manejar otros errores generales del sistema o desviaciones inesperadas de la ruta lógica esperada, tal como un estado de tiempo de espera que indica que se ha excedido un tiempo máximo para completar una fusión o un ciclo de operación. Además, aunque solo se muestran dos estados del usuario, el generador es ampliable y configurable para incluir estados del usuario adicionales para proporcionar una ruta lógica ampliada para un determinado o una serie de instrumentos electroquirúrgicos, procedimientos y/o preferencias.

A través de las secuencias de comandos, se pueden establecer parámetros o condiciones individuales pertenecientes al proceso electroquirúrgico o de fusión. Por ejemplo, los niveles de impedancia aceptables para un instrumento electroquirúrgico antes de la activación de la energía de RF, las configuraciones de voltaje, corriente y potencia máximos (y, en una realización, para cada configuración de nivel ajustable por el usuario correspondiente (por ejemplo, nivel 1-3)), el tiempo de exposición de mantenimiento y desconexión del interruptor para la activación y desactivación, y los tiempos de error del botón atascado en la conexión inicial y después de completar un ciclo de operación.

En una realización, el motor de operaciones proporciona al menos 30 estados, 5 estados del sistema y 25 estados del usuario que proporcionan los parámetros de control operativo y las características de salida. Estas características definen los intervalos de salida de voltaje, corriente y potencia que pueden ser la escala completa de los intervalos de salida del generador o cualquier nivel por debajo. Cada estado, en una realización, tiene la capacidad de proporcionar condiciones de operación tales como habilitar o deshabilitar la salida de RF, modificar los niveles de regulación de la salida de RF, así como reconocer y actuar sobre diferentes eventos o indicadores de control basados, por ejemplo, en el tiempo, voltaje, corriente, potencia o fase ( $\phi$ ) o combinaciones de estos valores y pasar a otro estado del usuario, estado de error o estado de finalización. Los datos, en una realización, que el motor de operaciones recibe del manipulador de eventos o del suavizador de RF se han suavizado de acuerdo con un algoritmo de suavizado exponencial doble o un algoritmo de promedio de movimiento exponencial. Los parámetros de suavizado de voltaje, corriente, potencia y fase se pueden configurar individualmente en la secuencia de comandos del dispositivo.

En una realización, cada 1 ms, el muestreador de datos lee y almacena las mediciones del canal ADC, por ejemplo, voltaje, corriente, potencia y ángulo de fase. Después de que se procesan las mediciones de ADC, el muestreador de datos envía instrucciones al suavizador de RF. El suavizador de RF suaviza o filtra las mediciones de ADC y luego notifica al manipulador de eventos. Si el manipulador de eventos (que comprueba, por ejemplo, cada 15 ms) encuentra que se ha producido un evento o indicador específico, el manipulador de eventos notifica al motor de operaciones 65. Después de que el motor de operaciones haya procesado el evento, configura el manipulador de eventos para la siguiente serie de evaluaciones de eventos.

El manipulador de eventos, en una realización, está configurado para evaluar un conjunto de eventos de secuencia de comandos según lo define la secuencia de comandos del dispositivo. Un evento de la secuencia de comandos es una agrupación de componentes léxicos de sufijo (notación polaca inversa (RPN)) que describen una ecuación booleana. El motor de operaciones 65 proporciona al manipulador de eventos un puerto correspondiente a una base de datos de secuencias de comandos del dispositivo y un estado de secuencia de comandos 68. El manipulador de

eventos evalúa ese estado y cada evento en ese estado en el que cada evento se describe mediante una ecuación booleana. El manipulador de eventos calcula el valor de la ecuación booleana. Si se determina que alguna evaluación de eventos en el estado es verdadera, el manipulador de eventos notifica al motor de operaciones de la secuencia de comandos, lo que indica que se encontró un evento en el estado particular y proporciona la siguiente ubicación en la base de datos de secuencias de comandos del dispositivo donde la secuencia de comandos debe continuar la ejecución. Si no se encuentra ningún evento, entonces el manipulador de eventos no notifica al motor de operaciones de la secuencia de comandos. En una realización, el manipulador de eventos está configurado para evaluar hasta 10 eventos por un tiempo de muestra dado en el que los eventos se evalúan secuencialmente.

El manipulador de eventos obtiene valores de temporizador de un temporizador del sistema 70 y eventos de interruptor (presión, liberación) 72 de un dispositivo conectado y eventos de interruptor simulados del puerto de diagnóstico 71. El manipulador de eventos también verifica eventos basados en el tiempo, tal como un tiempo de espera global o tiempo de espera de estado y otros errores recuperables, tales como condiciones de sobrevoltaje o sobrecorriente. En una realización, esta verificación se realiza leyendo y comparando diversos valores de ADC con los límites establecidos por la secuencia de comandos del dispositivo.

El motor de operaciones, en una realización, recibe e instala el archivo de base de datos de la secuencia de comandos de dispositivos en una ubicación de almacenamiento de base de datos de secuencias de comandos de dispositivos predefinida en la memoria. Durante el desarrollo de la secuencia de comandos, el compilador de secuencias de comandos compila el archivo de origen de la secuencia de comandos en la base de datos de secuencias de comandos de dispositivos, que contiene, entre otras cosas, datos de eventos almacenados en notación RPN e instrucciones de estado. Antes de la instalación, el motor de operaciones verifica la base de datos de secuencias de comandos de dispositivos, es decir, la secuencia de comandos compilada, en busca de errores. En una realización, el motor de operaciones verifica cada componente léxico en los datos de RPN en busca de valores "fuera de intervalo", que se devuelve un valor booleano y que solo queda un componente léxico de RPN en la pila cuando el recuento de componentes léxicos está al final de los datos de RPN.

Con referencia ahora a la FIG. 9, de acuerdo con diversas realizaciones, un dispositivo se enchufa en el puerto de herramientas del generador. El motor de operaciones autentica el dispositivo, lo que indica que la integridad de la secuencia de comandos y la memoria del dispositivo no se ha visto comprometida. Si el dispositivo pasa la autenticación, el motor de operaciones verifica la base de datos de secuencias de comandos, lo que indica que la base de datos de secuencias de comandos se creó correctamente. Si la base de datos de secuencias de comandos se verifica como válida, el motor de operaciones comienza la ejecución de la secuencia de comandos. (La sección de inicio del estado INACTIVO se establece como el número de fila en la tabla de secuencias de comandos en la que comenzar a ejecutar).

En funcionamiento, el motor de operaciones lee los comandos de la base de datos de secuencias de comandos. Cuando el motor de operaciones debe esperar un evento, el motor de operaciones indica al manipulador de eventos con qué eventos identificar y espera. Cuando el manipulador de eventos identifica un evento, es decir, la evaluación del evento es verdadera, el manipulador de eventos notifica al motor de operaciones y el manipulador de eventos se deshabilita de la evaluación de eventos adicional para el puerto de la herramienta hasta que el motor de operaciones envíe un comando al manipulador de eventos nuevamente. En una realización, el manipulador de eventos se interrumpe desde un temporizador al menos una vez cada 20 ms o desde los datos del ADC para evaluar eventos. El motor de operaciones reanuda la ejecución cuando el manipulador de eventos le notifica que se ha activado un evento.

El proceso de fusión podría terminar (a) con una resistencia fija y absoluta (por ejemplo, 2000 ohmios), lo que ignoraría 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 a 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 la presión de estallido de las arterias fusionadas y la dispersión térmica, se determina que la terminación del proceso de fusión está en la parte aplanada de la curva de impedancia. Como puede verse en las FIG. 12-20, sin embargo, esta región también es un intervalo inexacto para las mediciones de impedancia. De manera similar, cada sucesión de (a) a (d) se vuelve mejor para determinar el punto final del tiempo de fusión (dando como resultado la presión de estallido más alta deseada con la menor dispersión térmica deseada). Utilizar la resistencia óhmica solo como criterio de terminación puede dar lugar a resultados incompletos. Esto puede ser más pronunciado cuando se fusionan tejidos de diferentes tamaños (incluso de la misma naturaleza).

En un aspecto, la determinación del punto final del proceso de fusión se obtiene controlando el cambio de fase del voltaje y la corriente durante el proceso de fusión. A diferencia de la impedancia, el cambio de fase cambia de manera mucho más pronunciada en los momentos en los que se completa la fusión del tejido y, por tanto, ofrece un valor de control más sensible que la impedancia. Sin embargo, para diversos tipos de tejido, alcanzar un extremo alto del intervalo de fase puede dar lugar a tiempos de fusión excesivamente largos. En consecuencia, como se describirá con mayor detalle a continuación, se proporciona la aplicación de energía de RF a través de un generador electroquirúrgico junto con la medición o control del cambio de fase para fusionar vasos y tejido de acuerdo con diversas realizaciones del sistema electroquirúrgico.

Por tanto, el instrumento que genera el sellado, la fusión o la conexión del tejido proporciona un contacto atraumático

con el tejido de conexión y proporciona suficiente presión de estallido, resistencia a la tracción o resistencia a la rotura dentro del tejido.

En una realización, el generador determina inicialmente la impedancia y/o capacitancia inicial del instrumento (por ejemplo, durante la conexión del conector del instrumento al generador electroquirúrgico), donde luego se tienen en cuenta las tolerancias/cambios en las características del instrumento para la medición de tejido y el proceso de determinación del punto final. Esto puede permitir valores de medición de tejido que son independientes de los valores óhmicos y capacitivos y/o tolerancias de un instrumento electroquirúrgico específico.

En las FIG. 11A-11B se muestra un proceso ejemplar de control de la energía de RF para el generador electroquirúrgico y el instrumento electroquirúrgico asociado para fusionar tejido de acuerdo con diversas realizaciones. En una realización, el generador suministra energía de RF a través del instrumento o herramienta electroquirúrgica conectada (101). El generador controla al menos la fase y/o el cambio de fase de la energía de RF suministrada (102). Si se encuentra un cruce por cero de la fase o un cambio de polaridad de positivo a negativo o de negativo a positivo (103), se determina una parada de fase (104). La parada de fase, en una realización, incluye un ángulo de fase y/o un cambio de ángulo de fase predefinido basado en una propiedad determinada del tejido tal como el tamaño, la permitividad, la conductividad y/o el voltaje, la corriente y/o la potencia aplicados. El generador continúa controlando al menos la fase y/o el cambio de fase de la energía de RF suministrada (106). Si se alcanza o supera la parada de fase (105), se realiza el proceso o se inician procedimientos de terminación y/o se detiene (107) la energía de RF suministrada por el generador.

En una realización, antes del inicio del proceso, se mide la impedancia para determinar una condición de abertura o de cortocircuito a través de una señal de medición de bajo voltaje enviada a un instrumento electroquirúrgico conectado. En una realización, se usa una medición de impedancia pasiva para determinar si el tejido sujetado está dentro del intervalo operativo del instrumento electroquirúrgico (por ejemplo, 2-200  $\Omega$ ). Si se pasa la verificación de impedancia inicial, se suministra energía de RF al instrumento electroquirúrgico. En una realización, el voltaje de la energía de RF se aplica (111) en forma de rampa a partir del 25 % hasta un máximo del 80 % de una configuración global o, en una realización, un nivel seleccionado por el usuario (por ejemplo, 27,5-88 V para el nivel 1, 25,0-80 V para el nivel 2 y 22,5 V-72 V para el nivel 3).

El voltaje y la fase de la energía de RF aplicada se miden continuamente (112). Cuando la medición de fase es igual a cero o pasa de positivo a negativo (113), el voltaje en ese punto se mantiene constante a ese voltaje o a un voltaje identificado. En una realización, el cruce por cero o de polaridad se usa para determinar el tamaño del tejido y seleccionar la ruta apropiada para completar el ciclo de fusión. En una realización, el nivel de voltaje de la rampa en el cruce por cero se usa para determinar el tamaño del tejido y luego la ruta apropiada. Se ha observado que el tiempo necesario para alcanzar el cruce por cero de la fase puede asociarse o correlacionarse con la cantidad de agua o humedad que se elimina del tejido en ese punto y el tamaño del tejido.

De acuerdo con diversas realizaciones, si el nivel de voltaje es inferior al 50 % del nivel seleccionado en el cruce por cero de la fase (por ejemplo, nivel 1: voltaje <55 V; nivel 2: voltaje <50 V; nivel 3: voltaje <45 V), se determina que el tamaño del tejido es pequeño (114). Si el nivel de voltaje es inferior al 60 % y superior al 50 % del nivel seleccionado en el cruce por cero (por ejemplo, nivel 1: 55 V < voltaje < 66 V; nivel 2: 50 V < voltaje < 60 V; nivel 3: 45 V < voltaje < 54 V), se determina que el tamaño del tejido es mediano (115). Si el nivel de voltaje es mayor o igual al 60 % del nivel seleccionado en el cruce por cero (por ejemplo, nivel 1: voltaje  $\geq$ 66 V; nivel 2: voltaje  $\geq$ 60 V; nivel 3: voltaje  $\geq$ 54 V), se determina que el tamaño del tejido es grande (116). En función de que la determinación del tamaño del tejido sea mediano o grande, el voltaje de la energía de RF aplicada se mantiene constante en el nivel del cruce por cero. De acuerdo con diversas realizaciones, en función de que la determinación del tamaño del tejido sea pequeño, el voltaje de la energía de RF aplicada se establece en un voltaje predefinido y, en una realización, se establece en 22 V. El voltaje predefinido en una realización es menor que el nivel de voltaje basado en que la determinación del tamaño del tejido sea mediano o grande.

Si la fase y/o el cambio de fase controlados son iguales o menores que la fase y/o el cambio de fase predeterminados seleccionados, la energía electroquirúrgica se detiene (121). En una realización, si la fase calculada no alcanza esta parada de fase dentro de un tiempo establecido, por ejemplo, tres, tres y un cuarto o 4 segundos, se detiene la energía electroquirúrgica. En una realización, si se determina que el tamaño del tejido es pequeño, la parada de fase y/o la parada de cambio de fase se establece en fase <-7,0° y/o cambio de fase <-2,3°/s (117). En la FIG. 12 se muestra una representación gráfica ejemplar de la energía de RF que fusiona con éxito tejido con un tamaño de tejido determinado como pequeño. Además, como se ilustra, la fase 12b se muestra en relación con otras lecturas de tejido o indicadores tales como corriente 12a, potencia 12c, impedancia 12d, temperatura 12e, energía 12f y voltaje 12g. Si se determina que el tamaño del tejido es mediano, la parada de fase y/o la parada de cambio de fase se establece en fase <-23,0° y/o cambio de fase <-7,1°/s (118). En la FIG. 13 se muestra una representación gráfica ejemplar de la energía de RF que fusiona con éxito tejido con un tamaño de tejido determinado como pequeño. También, como se ilustra, la fase 13b se muestra en relación con otras lecturas de tejido o indicadores tales como corriente 13a, potencia 13c, impedancia 13d, temperatura 13e, energía 13f y voltaje 13g. Si se determina que el tamaño del tejido es grande, la parada de fase y/o la parada de cambio de fase se establece en fase <-32,0° y/o cambio de fase <-8,0°/s (119). En la FIG. 14 se muestra una representación gráfica ejemplar de la energía de RF que fusiona con éxito tejido con un tamaño de tejido determinado como pequeño. Además, como se ilustra, la fase 14b se muestra en relación con otras



lecturas de tejido o indicadores tales como corriente 14a, potencia 14c, impedancia 14d, temperatura 14e, energía 14f y voltaje 14g. Además, aunque se muestra en las FIG. 12-14, en diversas realizaciones, el generador está configurado para no medir ni calcular uno o más de los indicadores o lecturas, por ejemplo, temperatura o energía, para reducir las partes, costes y consumos operativos y de potencia del generador. La información o lecturas adicionales generalmente se proporcionan o se muestran con fines contextuales.

De acuerdo con diversas realizaciones, la fase se controla junto con la corriente para eventos de abertura y cortocircuito mientras se aplica energía de RF y, en una realización, después de que se alcanza parada o los puntos finales de fase y/o cambio de fase, para evaluar o determinar si se ha alcanzado una indicación falsa de fusión (provocada por una abertura o cortocircuito).

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador está configurado para proporcionar una regulación adicional de diversos parámetros o funciones relacionadas con la salida de energía, voltaje, corriente, potencia y/o fase de RF y el motor de operaciones está configurado para utilizar los diversos parámetros o funciones para ajustar la salida de energía de RF. En una realización ejemplar, el circuito de control proporciona controles de regulación adicionales para la regulación directa de la fase en la que la salida de voltaje, corriente y/o potencia se ajustaría para satisfacer los puntos de ajuste de regulación de fase especificados proporcionados por el motor de operaciones.

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador utiliza los valores medidos de voltaje, potencia, corriente y/o fase, por ejemplo, indicadores de control, para reconocer y actuar sobre o realizar condiciones de operación. En diversas realizaciones, la secuencia de comandos o el motor de operaciones proporciona mediciones o cálculos adicionales basados en los valores medidos relacionados con los circuitos de regulación de salida de RF para reconocer y actuar sobre eventos adicionales o diferentes relacionados con o activados por las mediciones o cálculos adicionales en relación con otras mediciones o umbrales. Las mediciones adicionales, en una realización, incluyen señales de error en combinación con un ciclo de trabajo de modulación de ancho de pulso (PWM) usado para regular la salida de voltaje, corriente y/o potencia u otros parámetros de regulación similares. Los eventos o indicadores diferentes o adicionales que podrían identificarse y activarse en diversas realizaciones podrían ser transiciones de un control de regulación a otro control de regulación (por ejemplo, regulación de corriente a regulación de potencia).

De acuerdo con diversas realizaciones, el generador proporciona o realiza cálculos para medir directamente la tasa de cambio de voltaje, corriente, potencia y/o fase. Por ejemplo, la FIG. 15 proporciona una representación gráfica ejemplar de la fase 15a de la energía de RF en relación con el cambio de fase de la energía de RF 15b. El generador, en una realización, en función de estos cálculos o mediciones directas puede reconocer y actuar sobre diferentes eventos relacionados con la salida de RF y las características eléctricas del tejido durante un ciclo de fusión.

De acuerdo con diversas realizaciones, el motor de operaciones puede variar o modificar el indicador de finalización predeterminado. En una realización, durante un ciclo de fusión dado, suena un tono (u otro indicador) en un umbral de fase que se determina que es equivalente a un sellado 161 de 48,3 kPa (7 psi) (3 x presión sistólica) y luego la energía de RF continúa aplicándose al vaso a un umbral de fase que se determina que es equivalente a una presión de estallido 163 más alta (por ejemplo, 137,9 kPa (20 psi)) en cuyo punto la energía de RF finaliza automáticamente. En la FIG. 16 se muestra una representación gráfica ejemplar de energía de RF que fusiona tejido utilizando determinaciones de presión de sellado. Además, como se ilustra, la fase 16g se muestra en relación con otras lecturas de tejido o indicadores tales como voltaje 16a, potencia 16b, impedancia 16c, energía 16d, temperatura 16e y corriente 16f. De acuerdo con diversas realizaciones, en lugar o además del uso del ángulo de fase como un indicador de finalización predeterminado o para otros umbrales, se podrían usar el tiempo, el voltaje, la corriente y la potencia, así como combinaciones condicionales de los mismos.

En una realización, el usuario puede soltar el botón de activación en cualquier momento entre el tono inicial y el tono final. Esto proporciona al cirujano cierto grado de control con respecto a la cantidad de energía de radiofrecuencia que se aplica al tejido. Por ejemplo, para tejido delgado no vascular, un cirujano puede soltar el botón más cerca del tono inicial en lugar de esperar un tono posterior. De manera similar, para tejido más grande, un cirujano puede soltar el botón mucho más tarde que el tono inicial o más cerca de un tono posterior o de fin de ciclo para continuar de ese modo aplicando energía de RF por más tiempo.

En una realización, la configuración del ángulo de fase es accesible y ajustable por el usuario. Al añadir un parámetro de configuración del nivel de fase, los umbrales de activación de fase podrían vincularse a porcentajes o un múltiplo (positivo o negativo) del umbral de fase. Por tanto, el usuario podría ajustar un tiempo de ciclo de fusión, por ejemplo, ciclos de fusión más cortos y más largos (por ejemplo, nivel 1 (171), nivel 2 (172) y nivel 3 (173)).

	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3
Ajuste de fase	30	60	90
Punto final de fase determinado por secuencia de comandos (por ejemplo, 33 %)	10°	20°	30°

En la FIG. 17A se ilustra una representación gráfica ejemplar de energía de RF que fusiona tejido utilizando los niveles de fase 171, 172, 173 ajustados por el usuario. Además, como se ilustra, la fase 17g se muestra en relación con otras

lecturas de tejido o indicadores como voltaje 17a, potencia 17b, impedancia 17c, energía 17d, temperatura 17e y corriente 17f.

Una forma adicional de proporcionar puntos finales alternativos o rutas de entrega de salida de RF alternativas es proporcionar rutas lógicas de secuencia de comandos adicionales o alternativas basadas en la configuración del nivel de salida. Esto también podría ajustar el tiempo de ciclo de fusión, por ejemplo, ciclos de sellado más cortos o más largos que son ajustables por el usuario (por ejemplo, nivel 1 (175), nivel 2 (176) y nivel 3 (177)). En la FIG. 17B se muestra una representación gráfica ejemplar de energía de RF que fusiona tejido utilizando rutas lógicas de secuencia de comandos 175, 176, 177 adicionales o ajustadas al nivel por el usuario. Además, como se ilustra, la fase 17g1 se muestra en relación con otras lecturas de tejido o indicadores como voltaje 17a1, potencia 17b1, impedancia 17d, energía 17d1, temperatura 17e1 y corriente 17f1. Además, aunque se muestra en las FIG. 16-17B, en diversas realizaciones, el generador está configurado para no medir ni calcular uno o más de los indicadores o lecturas, por ejemplo, temperatura o energía, para reducir las partes, costes y consumos operativos y de potencia del generador. La información o lecturas adicionales generalmente se proporcionan o se muestran con fines contextuales.

Tal como se proporciona en diversas realizaciones, el motor de operaciones proporciona la capacidad de que el generador funcione entre dos o más estados 18e. Las transiciones de estado pueden activarse por tiempo, voltaje, corriente, potencia o fase 18a, 18b, 18d y también podrían usarse para un estado de salida 18c. En una realización, mantener un recuento de estado en ejecución de cuántos estados se han ciclado sería un activador adicional para abandonar un estado particular. También podrían definirse ciclos de fusión alternativos utilizando estados adicionales o recuentos de estados que podrían incluir, por ejemplo, el corte de tejido según los niveles de salida de RF y la geometría del instrumento electroquirúrgico. En la FIG. 18 se muestra una representación gráfica ejemplar de energía de RF que fusiona tejido utilizando estados de la secuencia de comandos.

De acuerdo con diversas realizaciones, el amplificador de RF está configurado para convertir una señal de 100 V de CC de una fuente de alimentación a una forma de onda sinusoidal de alta potencia con una frecuencia de 350 kHz, que se entregará a la ABDI y, finalmente, a la herramienta electroquirúrgica conectada. La amplitud de esta señal, en una realización, está determinada por un ciclo de trabajo de una pluralidad de señales de entrada del controlador.

El amplificador de RF, en una realización, está configurado con circuitos para garantizar que haya un tiempo muerto entre las señales de PWM para evitar que las señales de PWM del controlador estén ACTIVAS al mismo tiempo. Un transformador 1:2 del amplificador de RF proporciona aislamiento entre las señales de PWM que impulsan un puente H y un filtro de paso bajo de dos etapas. La salida del filtro es una forma de onda sinusoidal continua de 350 kHz. El amplificador de RF incluye una pluralidad de relés que se configuran por el controlador para dirigir las señales de 350 kHz desde la salida del circuito de filtro a los puertos de dispositivos de la ABDI.

El amplificador de RF de acuerdo con diversas realizaciones incluye una pluralidad de resistencias de derivación, por ejemplo, dos resistencias de derivación para cada uno de los puertos de dispositivos. El voltaje y la corriente se miden a través de las resistencias y, en una realización, se proporcionan a dos sensores de RF independientes. El controlador FPGA configura los relés del amplificador de RF para dirigir una señal de medición de tejido desde el controlador a los puertos de dispositivos. Además, se proporciona un transformador para aislar la señal de medición de tejido de los puertos de dispositivos. Las señales de control de la fuente de alimentación pasan a través del amplificador de RF al controlador y, en una realización, el amplificador de RF incluye un circuito de detección de sobrecorriente para determinar si la corriente suministrada excede un umbral específico y/o un circuito de control de voltaje para determinar si el voltaje suministrado excede un umbral específico. Las señales de PWM, las señales de apagado de energía de RF, las señales de control del sensor de RF y las señales de control de relé se suministran desde el controlador al amplificador de RF. Las señales analógicas del sensor de RF, diversas señales de fallo del sensor de RF, señales de control de la fuente de alimentación, señales de medición pasiva y señales de alimentación de reserva se suministran desde el amplificador de RF al controlador.

En una realización, el amplificador de RF incluye un circuito de activación de compuerta que toma al menos dos señales de PWM de 350 kHz, desfasadas 180°, del controlador, para crear señales de PWM no superpuestas que se alimentan a los controladores de compuerta en una etapa de potencia para generar la señal o energía de RF de salida. Las señales no superpuestas evitan daños a los componentes en la etapa de potencia. Antes de que las señales entren en la etapa de potencia, se aíslan para separar la conexión a tierra de alimentación con ruido de la conexión a tierra de señal silenciosa. Las señales de PWM en la etapa de potencia se alimentan a los activadores de compuerta que toman señales de PWM de menor potencia y producen señales de entrada de activación de alta corriente a los componentes léxicos (MOSFET).

El controlador proporciona dos señales de PWM con un cierto ancho de impulso dependiendo de la salida de RF deseada. La topología de puente H utiliza al menos cuatro señales de activación de compuerta para controlar los MOSFET en el circuito. Estas cuatro señales se obtienen generando equivalentes invertidos para las dos señales de PWM. Además, el amplificador de RF evita que un par de señales (es decir, una primera señal de PWM y una señal de PWM invertida/segunda) sean ALTAS al mismo tiempo. Tener ambas señales ALTAS al mismo tiempo puede provocar una condición de disparo que puede dañar posiblemente los componentes del generador.

Dos circuitos RC, en una realización del amplificador de RF, garantizan que haya un tiempo muerto en el que ambas

señales estén inactivas. Del mismo modo, el otro par de señales también tiene dos circuitos RC para garantizar el tiempo muerto. Los circuitos RC tienen constantes de tiempo más cortas para tener en cuenta los retardos de propagación.

En una realización, se proporcionan señales que pueden detener la propagación de PWMA y PWMB (es decir, una primera señal de PWM y una señal de PWM invertida) a los activadores de compuerta de forma independiente. Por ejemplo, una de esas señales la genera el controlador FPGA y la otra señal la genera el microcontrolador. Las señales de PWM continúan propagándose a través de aisladores que separan la conexión a tierra con ruido de la conexión a tierra silenciosa, donde se hace referencia a todo el circuito de conmutación de alta potencia. Estas señales controlan los activadores de compuerta, que convierten las señales de PWM de menor potencia y producen una señal con una corriente lo suficientemente alta como para forzar la saturación de los MOSFET. Los circuitos de resistencia y diodo en la salida de los activadores de compuerta se sincronizan para lograr los tiempos de subida y bajada deseados.

Las líneas PWM DAC SPI permiten que el controlador FPGA se comunique con el PWM DAC. El PWM DAC usa un DAC con la interfaz SPI para crear una salida de 4.452 voltios. Esta salida pasa a través de un búfer de amplificador operacional y luego se conmuta en 700 kHz, ciclo de trabajo del 50 % para crear una onda cuadrada de 700 kHz. Por tanto, el PWM DAC establece inicialmente un nivel de CC, por ejemplo, en el encendido, que se conmuta en 700 kHz para crear una salida de onda cuadrada. Luego, esta señal se alimenta a una etapa integradora que da como resultado una onda triangular de 700 kHz en la salida. En particular, el circuito integrador provoca una pendiente proporcional al voltaje de entrada. El amplificador es la otra mitad. Esto cambia la onda cuadrada en una onda triangular. La salida es una onda de 700 kHz con un ciclo de trabajo proporcional a la salida de error. Esta señal va a la entrada de PWM combinada de la FPGA y la FPGA alterna estos impulsos para crear una primera y una segunda salida de PWM que accionan los FET en el lado de entrada del transformador de RF.

En particular, al combinar la onda triangular resultante con las señales de error de un bucle de control de RF, la señal resultante representa una señal modulada por ancho de impulso que se utiliza para accionar el amplificador de RF. Dado que el amplificador de RF incluye una etapa de salida de puente H completa, se utilizan dos señales de activación, cada una desfasada 180 grados con respecto a la otra. El controlador de señal de PWM en el controlador FPGA toma la señal de PWM combinada y la divide en dos señales. Durante la primera mitad del ciclo de salida de 350 KHz, la FPGA enruta la señal de PWM combinada a la primera salida de PWM y la segunda salida de PWM se mantiene en 0 V. Durante la segunda mitad, la FPGA enruta la señal de PWM combinada a la segunda salida de PWM y la primera salida PWM se mantiene en 0 V.

En una realización, la primera y segunda salidas de PWM que accionan el amplificador de RF solo se habilitan si el microcontrolador ha solicitado que la energía de RF esté ACTIVA, por ejemplo, si habilitó la salida del amplificador de RF. Si se detecta un fallo mientras la energía de RF está activa o se está suministrando, las señales de PWM se pueden deshabilitar inmediatamente y alertar al microcontrolador.

El microcontrolador puede controlar el nivel de salida del amplificador de RF enviando los niveles de voltaje, corriente y potencia deseados al controlador FPGA. Estos niveles o puntos de ajuste los usa un circuito de bucle de control de RF analógico que regula la potencia de salida del amplificador para cumplir con los puntos de ajuste.

El circuito de la etapa de potencia está configurado para tomar las señales de PWM producidas en el circuito de activación de compuerta y generar una señal sinusoidal continua, que pasa a un circuito de relé. Las señales de PWM accionan los MOSFET en la configuración puente H. La salida del puente H está conectada a un transformador 1:2 a través de un condensador de desacoplamiento y un fusible. El transformador aísla la fuente de alimentación de +100 V de la salida de energía al paciente. El circuito opera de tal manera que un primer estado sigue al segundo estado continuamente para producir un tren de impulsos rectangular con un desplazamiento de 0 V. Cuando se produce el primer estado, la corriente pasa a través del transformador y sale del transformador. Esto produce la parte positiva de la forma de onda resultante. Cuando se produce el segundo estado, la corriente se mueve a través del transformador en la dirección opuesta. Esto produce la parte negativa de la forma de onda resultante. Cuando PWMA y PWMB están en ALTAS o BAJAS al mismo tiempo, la forma de onda resultante pasa a 0 V. Después del transformador, esta señal pasa a un filtro LC de dos etapas para producir una forma de onda sinusoidal continua.

El filtro LC de dos etapas es un filtro de paso bajo diseñado para proporcionar una ganancia de 0 dB a 350 kHz. La resistencia de carga es la resistencia a través del tejido que se está sellando. Se coloca un condensador en serie en una realización para minimizar la posibilidad de estimulación neuromuscular.

En diversas realizaciones, el controlador incluye un microcontrolador que generalmente es responsable de supervisar la configuración y activación de la energía de RF y la interfaz de usuario. El controlador también incluye una matriz de compuertas programables de campo (FPGA) que generalmente es responsable de respaldar al microcontrolador al proporcionar acceso a datos analógicos y supervisar los circuitos de control. El controlador, en una realización, también incluye una pluralidad de dispositivos lógicos programables complejos (CPLD) para el control de la salud.

El microcontrolador, en una realización, tiene una interfaz con la FPI para proporcionar una interfaz de usuario e indicar condiciones/alarmas de fallo, una entrada de interrupción que indica que se ha detectado una condición de fallo y una entrada de interrupción que indica que un interruptor del panel frontal ha cambiado de estado. El controlador FPGA

tiene acceso paralelo a datos analógicos y de control, acceso a los interruptores del panel frontal y una salida que indica un cambio en su estado, y acceso a las entradas y salidas del dispositivo 1 y 2. En una realización, el controlador FPGA tiene una interfaz de configuración en serie activa para programar la FPGA y, en una realización, es el elemento principal para un bus de comunicación SPI del sistema para acceso para lectura y escritura a los controladores CPLD y las FPGA de los sensores de RF.

El controlador FPGA proporciona una interfaz para el circuito ADC que mide el voltaje, la corriente, la potencia y la fase de retroalimentación, lee los puntos de ajuste y los errores de voltaje y corriente. Los voltajes de retroalimentación de voltaje, corriente, potencia y fase se miden de manera redundante por dos grupos de ADC alimentados por diferentes referencias de voltaje. El controlador FPGA controla un circuito DAC que genera puntos de ajuste analógicos para voltaje, corriente y potencia.

El controlador FPGA proporciona un reloj, una interfaz SPI DAC y una señal de conmutación de 700 kHz para el generador de ondas triangulares y una entrada para el circuito de PWM de 700 kHz que genera salidas de 350 KHz +/- 350 Hz a un circuito activador del amplificador de RF. El controlador FPGA también detecta el momento en que un dispositivo está conectado. En diversas realizaciones, el controlador FPGA detecta y proporciona salidas que indican qué dispositivo está activo y señales de sincronización de PWM que están desfasadas 90° (seno y coseno) con el sensor de RF. El controlador FPGA, en diversas realizaciones, tiene una salida al microcontrolador que indica que se ha producido una condición de fallo y tiene salidas para controlar los relés de salida/medición de tejido.

El controlador, en una realización, incluye un circuito de control analógico para proporcionar un control de bucle cerrado de la salida de energía de RF que usa salidas de DAC como puntos de ajuste y salidas del sensor de RF de voltaje, corriente y potencia máximos como retroalimentaciones. La salida será una entrada de PWM combinada a la FPGA.

El controlador, en una realización, tiene circuitos redundantes de dispositivo lógico programable complejo (CPLD) generalmente responsables de detectar condiciones de error y desconectar la salida cuando se producen. Cada circuito CPLD está configurado para tener una salida que acciona un circuito independiente que deshabilita la salida de RF (circuito de control de energía de compuerta). Además, cada circuito CPLD está configurado para tener una representación digital (ADC) de las salidas de voltaje, corriente, potencia y fase del sensor de RF 1 y el sensor de RF 2 desde los sensores de RF. Si alguna de estas señales excede los límites mínimo o máximo, el circuito CPLD deshabilitará la salida de RF.

En una realización, los controladores CPLD controlan los conmutadores de carga que permiten que el controlador apague de forma independiente el voltaje de suministro a los activadores de compuerta y finalmente el suministro de energía de RF.

El controlador incluye una pluralidad de CPLD para detectar fallos/condiciones de error. Los CPLD controlan las mismas señales en busca de redundancia. Las entradas analógicas que provienen del sensor de RF, después de pasar por la etapa de filtro, se multiplexan y las salidas se alimentan a los ADC. Desde allí, las salidas pasan a un aislador digital que se utiliza como cambiador de nivel de voltaje. La salida de los aisladores digitales se alimenta directamente a las E/S bidireccionales del CPLD.

El CPLD detecta diferencias entre los voltajes o valores analógicos (voltaje, corriente, potencia y fase) del sensor de RF 1 y el sensor de RF 2 obtenidos de una pluralidad de circuitos de detección de RF, por ejemplo, el sensor de RF 1 y 2. Cuando la magnitud de la diferencia entre el sensor de RF 1 y el sensor de RF 2 es mayor que un valor de error máximo, el CPLD genera un fallo local. Ejemplos de otros fallos son cuando las señales de retroalimentación de voltaje o corriente para el sensor de RF 1 o 2 exceden los límites predeterminados, cuando la relación de fase entre las señales de sincronización no es válida para el sensor de RF 1 o 2.

El controlador, en una realización, incluye un circuito de medición pasiva que está configurado para calcular la impedancia absoluta y la fase del tejido en contacto con la herramienta electroquirúrgica conectada. El circuito de medición pasiva, en una realización, incluye un circuito de resistencia de calibración y está aislado por transformador del paciente.

El controlador incluye un circuito de medición pasiva que incluye una pluralidad de subcircuitos; un analizador de impedancia, una referencia de voltaje, un filtro de paso bajo y un amplificador de medición. Este circuito está eléctricamente aislado del paciente mediante un transformador y puede conectarse a una resistencia de valor conocido para su calibración.

El convertor de impedancia y analizador de red tiene una salida de CA que se establece en 100 kHz y esta salida pasa a través de un circuito de filtro que elimina los armónicos de la señal de 100 kHz y proporciona una fuente de corriente que puede accionar cargas de baja impedancia. El amplificador de medición pasiva utiliza la impedancia del tejido como retroalimentación para que la salida sea proporcional a la impedancia del tejido.

Haciendo referencia a la FIG. 9, el generador 10 recibe información de la secuencia de comandos del dispositivo o instrumento electroquirúrgico 20 cuando el dispositivo está conectado. El generador utiliza esta información de secuencia de comandos para definir una serie de estados y el orden de ejecución de los estados.

El archivo de origen de secuencias de comandos o la información de secuencias de comandos escrita por el autor de la secuencia de comandos 100 del dispositivo y que no reside en el instrumento o el generador 10 es texto o legible por el usuario. La información de la secuencia de comandos se compila utilizando un compilador de secuencias de comandos 105 para generar una base de datos de secuencias de comandos de dispositivo o un archivo binario (SDB) 101. El archivo binario de secuencias de comandos se transfiere mediante un programador de claves de dispositivo 107 a un módulo de memoria que se puede conectar o incorporar en el instrumento electroquirúrgico 20 a través de una clave de dispositivo 102. Como el instrumento electroquirúrgico está conectado al generador electroquirúrgico, el generador autentica el archivo binario de secuencias de comandos y/o el instrumento (108). El generador valida el archivo binario de secuencias de comandos (109) y, si se valida, el motor de operaciones utiliza la secuencia de comandos iniciada por el accionamiento del instrumento conectado (110). El archivo de origen de secuencias de comandos, en una realización, es un archivo de texto que contiene una secuencia de comandos de dispositivo que es específico para un instrumento electroquirúrgico, generador y/o procedimiento quirúrgico específico. El archivo de origen de secuencias de comandos para un dispositivo, en una realización, incluye información que contiene parámetros y una secuencia de comandos (estados, funciones, eventos) para el generador electroquirúrgico y/o el instrumento electroquirúrgico. Después de una validación exitosa, el compilador de secuencias de comandos ensambla los datos en un formato binario que define una máquina de estado para que la use el generador electroquirúrgico. El compilador de secuencias de comandos como se muestra en la FIG. 9, en una realización, está separado del generador electroquirúrgico y es responsable de leer el texto del archivo de origen de secuencias de comandos y validar su contenido.

Cuando el módulo de memoria se inserta en el generador, el generador descarga un archivo binario que se almacena en una memoria de acceso aleatorio ferromagnética (FRAM) o microcontrolador dispuesto dentro del módulo. El binario incluye lógica para implementar el algoritmo de tratamiento descrito anteriormente. El generador incluye soporte lógico inalterable/programa informático responsable de procesar el binario para autenticar el instrumento conectado y ejecutar el binario para realizar el algoritmo de tratamiento. De esta manera, el generador está configurado para funcionar solo con herramientas manuales compatibles autenticadas.

En una realización, las secuencias de comandos del instrumento o la base de datos de secuencias de comandos representan un proceso del instrumento para un instrumento específico o dado. Las secuencias de comandos del instrumento se almacenan en la memoria conectada o integrada con un instrumento, el controlador o una combinación de los mismos. El manipulador de eventos responde a eventos específicos, tales como la activación/desactivación de un conmutador, las posiciones del instrumento o la superación de los umbrales de medición. El motor de operaciones, en función del evento detectado, si corresponde para un evento determinado, proporciona una salida al instrumento conectado. En una realización, un evento es un cambio diferenciado, como en un conmutador que se mantiene o se suelta.

El estado de la secuencia de comandos es un bloque o conjunto de funciones de la secuencia de comandos o condiciones de operación y eventos o indicadores de la secuencia de comandos. Las funciones de la secuencia de comandos son instrucciones configurables para controlar el generador y/o los instrumentos. Los operadores de la secuencia de comandos son operaciones lógicas y de comparación que se realizan durante la evaluación de un evento de secuencia de comandos. Los parámetros de la secuencia de comandos son datos de configuración utilizados por todos los estados y eventos de una secuencia de comandos y, en una realización, se declaran en su propia sección especializada del archivo de secuencias de comandos. Los eventos de secuencia de comandos son un cambio diferenciado en la medición de un generador electroquirúrgico. Cuando se produce un evento de secuencia de comandos, por ejemplo, se ejecuta una secuencia de funciones de la secuencia de comandos.

En una realización, el controlador tiene una secuencia de comandos de instrumento fija específica o predeterminada para un receptáculo de entrada específico. Por tanto, solo esta secuencia de comandos de instrumento se usa para el instrumento conectado al receptáculo de entrada en particular. El manipulador de eventos recibe e identifica eventos o indicadores del instrumento, tales como un evento de activación/desactivación de un conmutador o un evento de medición (por ejemplo, umbral de fase excedido). El motor de operaciones formula peticiones u operaciones al amplificador de RF para controlar la salida de RF, la selección de salida y/o la selección de salidas. Otros eventos o indicadores detectados incluyen la detección de interruptores de mano y pie, interruptores de mordaza, eventos de sobrepaso y subpaso de fase, cortocircuitos y aberturas, estados de la secuencia de comandos del instrumento. Las palabras clave en las secuencias de comandos ayudan al motor de operaciones a extraer comandos operativos y datos para el funcionamiento del instrumento en función de un evento detectado identificado por el manipulador de eventos.

La secuencia de comandos, en una realización, controla las configuraciones de salida de voltaje y corriente, así como las secuencias de configuraciones de voltaje y corriente. Generalmente, un vaso sanguíneo pequeño se fusionará muy rápidamente mientras que un vaso grande puede tardar varios segundos. La aplicación de una gran cantidad de corriente a un vaso pequeño puede provocar un exceso de daño en el tejido, mientras que el uso de una pequeña cantidad de corriente tardará un tiempo inaceptablemente largo para realizar la función de fusión. En una realización, para modificar el rendimiento del instrumento, la secuencia de comandos puede mandar inicialmente una pequeña cantidad de corriente de RF y, si no se alcanza el punto final de fusión en menos de un segundo, por ejemplo, se manda una corriente alta para acelerar la fusión de un vaso grande. Otro uso de la secuencia de comandos para modificar el rendimiento del instrumento, en una realización, es cambiar de una operación (fusión) a otra operación

(corte) y, por ejemplo, reconfigurar los electrodos del instrumento y la salida de ESG, lo que simplifica un proceso de varias etapas, tal como fusión y corte. Cuando el médico comience el proceso, la secuencia de comandos configurará en primer lugar la unidad para la fusión, medirá el ángulo de fase del tejido que indica el punto final de la fusión. La energía de RF se entrega hasta que se alcanza el punto final de fusión. La unidad luego apagará la energía de RF e indicará que la fusión está completa. Luego, la unidad conmuta los electrodos a una configuración de corte, configura la salida de RF para el corte y reinicia la salida de RF. El médico detiene la operación de corte cuando se completa el corte.

En una realización, tras la activación de un interruptor acoplado al instrumento, el controlador detecta el cierre del interruptor y autentica el instrumento o dispositivo, verifica el estado de caducidad del instrumento y/o inicializa las estructuras de datos internas que representan el instrumento del receptáculo. Una activación posterior del interruptor del instrumento inicia un evento que hace que la secuencia de comandos indique al generador que suministre energía de RF. El controlador registra el uso tanto del instrumento como del generador. Cuando el instrumento se desconecta del receptáculo del generador, el controlador restablece la información asociada con el receptáculo. El controlador, en una realización, supervisa constantemente el funcionamiento del generador. Se anuncian errores y fallos irreversibles y se evita que el sistema siga funcionando. Todos los fallos se almacenan en la memoria del controlador y/o en la memoria del instrumento.

Los datos de un procedimiento específico (por ejemplo, desde el encendido hasta el apagado) se almacenan en cada instrumento. El instrumento también contiene los datos de un procedimiento, es decir, el número de usos del instrumento, la configuración de energía y los fallos. Cada instrumento, en una realización, también contiene la información de todos los demás instrumentos. La memoria del instrumento incluye algunos o todos los siguientes parámetros, pero no se limita a estos parámetros: número de serie del generador, marca de tiempo, evaluación del tejido y configuración de los puntos finales para cada uso del instrumento, corte, fusión, configuración de energía, duración de RF y punto final (parada automática, fallo, parada manual, etc.).

De acuerdo con diversas realizaciones, el motor de secuencias de comandos controla la activación de RF a través de una máquina de estado accionada por una base de datos de secuencias de comandos. La base de datos de secuencias de comandos se puede leer en el motor de secuencias de comandos a través de los puertos de la herramienta cuando se conecta un dispositivo o mediante un puerto de diagnóstico. El motor de secuencias de comandos espera a que un manipulador de eventos de secuencias de comandos reconozca un evento y luego ejecuta las funciones asociadas con el evento recibido y reconocido. En una realización, inicialmente, después de ejecutar una secuencia de funciones que constituyen la configuración de un estado o las acciones de eventos de un estado, el motor de secuencias de comandos indica al manipulador de eventos que compruebe si hay eventos y luego espera la notificación del manipulador de eventos de que se ha producido un evento. Por tanto, el manipulador de eventos verifica cualquier evento o combinación de eventos que harían que el motor de secuencias de comandos pasara de un estado actual a un nuevo estado.

El motor de secuencias de comandos, de acuerdo con diversas realizaciones, realiza comprobaciones en tiempo de ejecución para garantizar que la secuencia de comandos en ejecución no pueda dañar el generador. En una realización, una base de datos de secuencias de comandos es un bloque de datos binarios que contiene una codificación en componente léxico de un archivo de secuencia de comandos. Una base de datos de secuencias de comandos se carga mediante una tarea externa en una de las dos secciones de la memoria FRAM o SRAM (una región para cada uno de los puertos de herramientas). La base de datos binaria de secuencias de comandos es un archivo binario generado a partir de un archivo de secuencias de comandos por el compilador de secuencias de comandos y ejecutado por el motor de operaciones para controlar el funcionamiento del generador electroquirúrgico y/o el instrumento electroquirúrgico.

Como se describe previamente y se describe a lo largo de la solicitud, el generador electroquirúrgico finalmente suministra energía de RF a un instrumento electroquirúrgico conectado. El generador electroquirúrgico garantiza que la energía de RF suministrada no exceda los parámetros especificados y detecta fallos o condiciones de error. Sin embargo, en diversas realizaciones, un instrumento electroquirúrgico proporciona los comandos o la lógica utilizados para aplicar apropiadamente energía de RF para un procedimiento quirúrgico. Un instrumento electroquirúrgico incluye una memoria que tiene comandos y parámetros que dictaminan el funcionamiento del instrumento junto con el generador electroquirúrgico. Por ejemplo, en un caso simple, el generador puede suministrar la energía de RF, pero el instrumento conectado decide cuánta energía se aplica. Sin embargo, el generador no permite que el suministro de energía de RF exceda un umbral establecido incluso si el instrumento conectado lo rige, proporcionando de ese modo una verificación o garantía contra un comando de instrumento defectuoso.

Tal como se describe en general anteriormente y se describe con mayor detalle a continuación, se pueden usar diversos instrumentos electroquirúrgicos portátiles o instrumentos en los sistemas electroquirúrgicos descritos en el presente documento. Por ejemplo, fijadores electroquirúrgicos, tijeras, pinzas, sondas, agujas y otros instrumentos que incorporan uno, algunos o todos los aspectos analizados en el presente documento pueden proporcionar diversas ventajas en un sistema electroquirúrgico. A continuación se analizan diversas realizaciones de instrumentos electroquirúrgicos. Se contempla que una, algunas o todas las características analizadas generalmente a continuación pueden incluirse en cualquiera de las realizaciones del instrumento analizado a continuación. Por ejemplo, puede ser deseable que cada uno de los instrumentos que se describen a continuación incluya una memoria para la interacción

con el generador como se describe anteriormente. Sin embargo, en otras realizaciones, los instrumentos descritos a continuación pueden configurarse para que interactúen con una fuente de alimentación bipolar estándar sin interacción de una memoria de instrumento. Además, aunque se contempla que ciertos aspectos de estas realizaciones pueden combinarse con ciertos aspectos de otros instrumentos electroquirúrgicos dentro del alcance de esta solicitud.

5 Como se analiza anteriormente con respecto a la FIG. 1, un instrumento electroquirúrgico puede incluir una memoria. La memoria puede incluir un módulo de dispositivo de configuración. El módulo de dispositivo de configuración puede almacenar ciertos tipos de datos del instrumento. Por ejemplo, el módulo de dispositivo de configuración puede almacenar parámetros operativos para el instrumento, incluido el programa informático que se transferirá a una unidad electroquirúrgica tras una conexión eléctrica satisfactoria a la unidad electroquirúrgica. Estos parámetros operativos  
10 pueden incluir datos sobre diversos procedimientos electroquirúrgicos que debe realizar el instrumento y los intervalos de niveles de energía y duraciones correspondientes para estas operaciones, datos sobre la configuración de electrodos de un instrumento y datos sobre la conmutación entre electrodos para realizar diferentes procedimientos electroquirúrgicos con el instrumento. Ventajosamente, los cambios en los perfiles de instrumento y las actualizaciones periódicas de los instrumentos se pueden realizar rápidamente sin tiempo de inactividad para los generadores electroquirúrgicos, ya que los datos para el funcionamiento del instrumento pueden residir en el propio instrumento electroquirúrgico, en lugar del generador. En consecuencia, se pueden realizar actualizaciones durante la producción del instrumento.

El módulo de dispositivo de configuración puede almacenar además un registro de datos que comprende, por ejemplo, un historial de información de cada uso anterior del instrumento. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el registro de  
20 datos puede contener datos de marca de tiempo que incluyen un identificador de unidad electroquirúrgica, un registro de procedimientos electroquirúrgicos realizados por el instrumento y un registro de duraciones y energías aplicadas al instrumento. En algunas realizaciones, puede ser deseable que el uso de un instrumento particular se limite a un período de uso o número de procedimientos máximo, especialmente cuando el instrumento electroquirúrgico no se ha configurado para esterilización y reutilización. En consecuencia, en algunas realizaciones, el módulo de dispositivo de  
25 configuración se puede configurar para evitar el funcionamiento de un instrumento después de un uso o número de procedimientos predeterminado. En algunas realizaciones, un instrumento puede comprender un bloqueo mecánico además del registro de datos o en lugar del mismo, tal como un conector de un solo uso separable para reducir la posibilidad de una reutilización no deseada.

El instrumento electroquirúrgico, en una realización, tiene dos electrodos separados que pueden transportar energía de RF (375 VA, 150 V, 5 A a 350 kHz  $\pm$  5 kHz). El voltaje máximo de RF de salida es de 150 Vrms,  $\pm$  7,5 Vrms. La corriente máxima de RF de salida es de 5 Arms,  $\pm$  0,25 Arms. La potencia máxima de RF de salida es de 375 VA,  $\pm$  18,75 VA.  
30

De acuerdo con diversas realizaciones, se proporciona un instrumento electroquirúrgico 20. El instrumento 20 incluye un accionador acoplado a un eje giratorio con respecto al accionador. El eje alargado tiene un extremo proximal y un extremo distal que definen un eje longitudinal central entre ellos. En el extremo distal del eje se encuentran las mordazas y en el extremo proximal se encuentra el accionador. En una realización, el accionador es un mango similar a una empuñadura de pistola. El eje y las mordazas, en una realización, están dimensionados y conformados para encajar a través de una cánula de trocar o puerto de acceso de 5 mm de diámetro.  
35

El accionador incluye un mango móvil y un mango o alojamiento fijo con el mango móvil acoplado y móvil con respecto al alojamiento fijo. De acuerdo con diversas realizaciones, el mango móvil está acoplado de forma deslizante y pivotante al alojamiento fijo. En funcionamiento, el mango móvil lo manipula un usuario, por ejemplo, un cirujano para accionar las mordazas, por ejemplo, abriendo y cerrando selectivamente las mordazas. En diversas realizaciones, los instrumentos comprenden una cuchilla de corte avanzable que se puede acoplar a un accionador de cuchilla tal como un gatillo de cuchilla del accionador. Un mecanismo de accionamiento de la cuchilla puede acoplar operativamente el  
40 gatillo de la cuchilla a la cuchilla de corte.

Unidas al extremo distal del eje alargado hay mordazas que comprenden una primera mordaza y una segunda mordaza. En una realización, un pasador giratorio de mordaza acopla de forma pivotante la primera y la segunda mordaza y permite que la primera mordaza se pueda mover y pivotar con respecto a la segunda mordaza. En diversas realizaciones, una mordaza está fija con respecto al eje alargado de manera que la mordaza opuesta pivota con respecto a la mordaza fija entre una posición abierta y otra cerrada. En otras realizaciones, ambas mordazas se pueden acoplar de forma pivotante al eje alargado de manera que ambas mordazas puedan pivotar entre sí.  
45

Unida a la primera mordaza hay una almohadilla conductora. En una realización, el cable aislado se dirige para acoplar eléctricamente la almohadilla conductora en la primera mordaza al arnés de cableado en el accionador. El cable aislado se extiende desde el extremo distal del manguito protector que está alojado en el extremo proximal de la segunda mordaza y se extiende a la primera mordaza. La primera mordaza puede tener una ranura colocada para recibir el cable aislado. Entonces, el cable aislado se extiende a través de un orificio en la primera mordaza y cae en una ranura en una parte no conductora. El cable aislado entonces se extiende hasta el extremo distal de la parte no conductora y cae a través de la almohadilla conductora.  
50

Volviendo ahora a algunos de los aspectos operativos de los instrumentos electroquirúrgicos descritos en el presente

documento, una vez que se ha identificado un vaso o haz de tejido para sellar, la primera y segunda mordazas se colocan alrededor del tejido. El mango móvil se aprieta moviendo el mango móvil proximalmente con respecto al alojamiento fijo. A medida que el mango móvil se mueve proximalmente, empuja un bloque de tracción. El bloque de tracción se acopla con un tubo de tracción haciendo que el tubo de tracción se mueva proximalmente. El movimiento proximal del tubo de tracción hace girar la primera mordaza hacia la segunda mordaza sujetando de manera eficaz el tejido. La fuerza aplicada al tejido por la primera mordaza se traslada a través del tubo de tracción y el bloque de tracción al mango móvil. Una vez que se ha superado la fuerza precargada, el mango móvil comenzará a mover un pasador deslizante distalmente. Cuando se supera la carga previa en el resorte, el punto de giro del mango móvil cambia del pasador deslizante a la parte trasera del bloque de tracción donde hace contacto con el mango móvil. El pasador deslizante puede avanzar distalmente porque se ha vencido la fuerza precargada en el resorte del gatillo.

La manipulación continua del mango móvil gira el mango móvil a una ubicación donde el mango móvil se acopla con un mecanismo de pestillo que mantiene el mango móvil en la posición acoplada y evita que el mango vuelva a una posición abierta. Desde la posición acoplada, se aplica energía de radiofrecuencia de sellado al tejido presionando el botón de activación de energía. Una vez que se ha fusionado el tejido, el mango móvil se puede volver a abrir continuando el avance proximal hasta una posición que permita que el mecanismo de pestillo se desacople.

El mecanismo de regulación de la fuerza reduce el riesgo de que se aplique al tejido una cantidad de fuerza extremadamente grande. Si se aplica demasiada fuerza a un vaso o haz de tejido, podría producirse un daño potencial. Por tanto, si se sujeta un vaso muy pequeño o un haz de tejido delgado dentro de la mordaza, el instrumento aplica la cantidad mínima de fuerza requerida para obtener una buena fusión de tejido. Lo mismo ocurre con un vaso o un haz de tejido muy grande.

Una vez que se ha fusionado el tejido, el usuario puede accionar el gatillo de cuchilla. Cuando el gatillo de cuchilla se mueve proximalmente, la palanca de la cuchilla pivota, impulsando el movimiento distal de una barra de empuje y una cuchilla de corte. La cuchilla de corte avanza hacia adelante y divide la parte fusionada del tejido. Cuando el usuario suelta el gatillo de cuchilla, el resorte de la cuchilla vuelve a colocar la cuchilla de corte en su posición original. Cuando el gatillo de cuchilla ha vuelto a su posición original o inicial, el usuario puede continuar apretando el mango móvil para abrir la mordaza superior. El movimiento proximal continuado del mango móvil desacoplará el mecanismo de pestillo hasta una posición en la que se pueda liberar el mango móvil.

Las dimensiones de la superficie de sellado son tales que están adecuadamente proporcionadas con respecto a la presión óptima aplicada al tejido entre las mordazas para la fuerza potencial que puede crear el mecanismo del dispositivo. Su área de superficie también es eléctricamente significativa con respecto al área de superficie en contacto con el tejido. Esta proporción del área de superficie y el grosor del tejido se ha optimizado con respecto a su relación con las propiedades eléctricas relativas del tejido. Las mordazas están dispuestas para mantener una separación eléctricamente significativa entre las mordazas en relación con el grosor del tejido contenido entre las mordazas.

Como se analiza anteriormente con respecto al sistema electroquirúrgico, en algunas realizaciones, el instrumento electroquirúrgico de fusión se puede usar en un sistema que controla varios parámetros operativos y determina un punto final de radiofrecuencia basado en el ángulo de fase.

Con referencia a las FIG. 21-40, de acuerdo con diversas realizaciones, se proporciona un instrumento o dispositivo electroquirúrgico de fusión que, de acuerdo con diversas realizaciones, se puede conectar de forma extraíble a un generador electroquirúrgico. En la realización ilustrada, el instrumento incluye un accionador 224 acoplado a un eje giratorio 226 con respecto al accionador. El eje alargado 226 tiene un extremo proximal y un extremo distal que definen un eje longitudinal central entre ellos. En el extremo distal del eje 226 se encuentran las mordazas 222 y en el extremo proximal se encuentra el accionador. En una realización, el accionador es un mango similar a una empuñadura de pistola. El eje 226 y las mordazas 222, en una realización, están dimensionados y conformados para encajar a través de una cánula de trocar o puerto de acceso de 5 mm de diámetro.

El accionador 224 incluye un mango móvil 223 y un mango o alojamiento fijo 28 con el mango móvil 223 acoplado y móvil con respecto al alojamiento fijo. De acuerdo con diversas realizaciones, el mango móvil 223 está acoplado de forma deslizante y pivotante al alojamiento fijo. En funcionamiento, el mango móvil 223 lo manipula un usuario, por ejemplo, un cirujano para accionar las mordazas, por ejemplo, abriendo y cerrando selectivamente las mordazas.

De acuerdo con diversas realizaciones, el accionador 224 incluye un mecanismo de regulación de fuerza que está configurado de manera que, en una configuración cerrada, las mordazas 222 aplican una fuerza de agarre entre una fuerza mínima predeterminada y una fuerza máxima predeterminada.

Como parte del mecanismo de regulación de fuerza, el mango móvil 223 está acoplado al mango fijo en dos ubicaciones giratorias deslizante para formar el mecanismo de regulación de fuerza. El mango móvil tiene un primer extremo que incluye una superficie de agarre formada en el mismo y un segundo extremo 258 opuesto al primer extremo. El mango móvil está acoplado a un pasador 256 adyacente al segundo extremo. En algunas realizaciones, el mango móvil se puede formar de forma integrada con una protuberancia que se extiende desde el mismo y define una superficie de pasador. En otras realizaciones, se puede encajar a presión un pasador en una abertura en el mango móvil. El pasador puede estar contenido dentro de ranuras en el alojamiento fijo, tal como una ranura correspondiente



formada en las estructuras de mango derecho y/o izquierdo del alojamiento fijo. En algunas realizaciones, las ranuras se pueden configurar para definir una trayectoria deseada del mango de accionamiento, tal como una trayectoria curva o en ángulo, cuando el mango de accionamiento se mueve desde la primera posición correspondiente a las mordazas abiertas a una segunda posición correspondiente a las mordazas cerradas.

- 5 El mecanismo de regulación de fuerza incluye un miembro de distorsión tal como un resorte de tensión 257 que desvía el pasador en una dirección proximal. En funcionamiento, cuando se ejerce una fuerza predeterminada por el movimiento del mango móvil 223, se supera una fuerza de distorsión ejercida por el resorte, y el segundo extremo del mango móvil puede trasladarse de forma generalmente distal, guiado por el pasador en las ranuras.

- 10 De acuerdo con diversas realizaciones, el mango móvil está acoplado de forma deslizante y pivotante al alojamiento fijo 228 en una ubicación entre el primer y segundo extremos del mango de accionamiento. Un miembro de accionamiento, tal como un bloque de tracción 251, está acoplado al mango de accionamiento. Cuando el mango móvil se mueve proximalmente, el bloque de tracción también se mueve proximal y longitudinalmente, cerrando las mordazas 222, sujetando de ese modo cualquier tejido entre las mordazas. El bloque de tracción 251, de acuerdo con diversas realizaciones, es rectangular con caras superiores e inferiores abiertas y un extremo proximal cerrado. El mango móvil se extiende a través de las caras superior e inferior del bloque de tracción. Un borde del mango móvil se apoya en el extremo proximal del bloque de tracción de manera que el movimiento del mango móvil con respecto al alojamiento fijo mueve el bloque de tracción longitudinalmente. Un extremo distal del bloque de tracción, en una realización, está acoplado a un eje de accionamiento tal como un tubo, barra o varilla de tracción, que puede extenderse longitudinalmente a lo largo del eje alargado 226. Por tanto, en funcionamiento, el movimiento del mango móvil desde la primera posición a la segunda posición traslada el bloque de tracción 251 longitudinalmente dentro del alojamiento fijo, que en consecuencia traslada el tubo de tracción de forma generalmente lineal a lo largo del eje longitudinal con respecto al eje alargado 226. El movimiento de este tubo de tracción puede controlar el movimiento relativo de las mordazas 222.

- 25 De acuerdo con diversas realizaciones, el accionador 224 incluye un mecanismo de pestillo para mantener el mango móvil 223 en una segunda posición con respecto al alojamiento fijo 228. En la realización ilustrada, el mango móvil comprende un brazo de pestillo 265 que se acopla con un pestillo 267 coincidente contenido dentro del mango fijo para alojar el mango móvil en una segunda posición o posición cerrada.

- 30 En diversas realizaciones, el instrumento comprende una cuchilla de corte avanzable 271 que se puede acoplar a un accionador de cuchilla tal como un gatillo 225 de cuchilla del accionador 224. Un mecanismo de accionamiento de cuchilla puede acoplar operativamente el gatillo de cuchilla a la cuchilla de corte. En una realización, el mecanismo de accionamiento de cuchilla comprende una unión de avance de cuchilla pivotante que transfiere e invierte el movimiento proximal del gatillo 225 de cuchilla a un conjunto de eje de accionamiento de cuchilla, tal como una barra de empuje, acoplado a la cuchilla de corte. En funcionamiento, un usuario puede mover el gatillo 225 de cuchilla proximalmente para hacer avanzar la cuchilla de corte 271 desde una posición retraída hasta una posición extendida. El mecanismo de accionamiento de cuchilla puede incluir un elemento de distorsión, tal como un resorte de retorno de cuchilla 263, para desviar la cuchilla de corte hacia la posición retraída.

- 40 El componente de corte se puede mover selectivamente entre una ubicación proximal y una ubicación distal para cortar tejido comprimido entre las mordazas del conjunto de mordazas. En diversas realizaciones, la cuchilla de corte 271 puede ser una cuchilla afilada, un gancho, un bisturí u otro elemento de corte que esté dimensionado y configurado para cortar tejido entre las mordazas. En algunas realizaciones, la cuchilla de corte incluye un primer borde afilado y un segundo borde afilado en cada uno del borde proximal y distal de la cuchilla de corte para permitir el corte de tejido cuando la cuchilla de corte se mueve de manera proximal o distal a lo largo de una ranura o canal en las mordazas.

- 45 El accionador también comprende un arnés de cables que incluye cables o alambres eléctricos individuales aislados contenidos dentro de una sola funda. El arnés de cables puede salir del alojamiento fijo por una superficie inferior del mismo y formar parte de la conexión cableada. Los cables dentro del arnés pueden proporcionar comunicación eléctrica entre el instrumento y el generador electroquirúrgico y/o sus accesorios.

- 50 De acuerdo con diversas realizaciones, el accionador incluye uno o más alambres unidos a presillas de acoplamiento giratorias configuradas para permitir la rotación infinita del eje. En diversas realizaciones, un interruptor está conectado a un botón de activación manipulado por el usuario 229 y se activa cuando se presiona el botón de activación. En un aspecto, una vez activado, el interruptor completa un circuito acoplando eléctricamente al menos dos conductores entre sí. Por tanto, luego se establece una ruta eléctrica desde un generador electroquirúrgico hasta el accionador para suministrar energía de RF a los alambres conectados a las presillas de acoplamiento giratorias.

- 55 En una realización, el accionador incluye un conjunto de eje de rotación que incluye una perilla de rotación 227 que está dispuesta en un tubo de cubierta exterior del eje alargado 226. La perilla de rotación permite que un cirujano gire el eje del dispositivo mientras sujeta el accionador 224.

De acuerdo con diversas realizaciones, el eje alargado 226 comprende un tubo de accionamiento que acopla las mordazas 222 con el accionador y un conjunto de eje de accionamiento de cuchilla que acopla el accionador con una cuchilla de corte 271. En diversas realizaciones, el conjunto de eje de accionamiento de cuchilla comprende un eje de

dos piezas que tiene una parte proximal y una parte distal. La parte proximal del conjunto del eje de cuchilla termina en un extremo proximal en un nodo de interfaz. El nodo de interfaz comprende una parte sobresaliente generalmente esférica que está adaptada para acoplarse con la palanca de avance de la cuchilla. En otras realizaciones, el nodo de interfaz puede comprender otras geometrías tales como protuberancias prismáticas cúbicas o rectangulares. La parte proximal del eje de cuchilla está acoplada operativamente a la parte distal del conjunto de eje cuchilla. La parte distal del eje de cuchilla puede comprender un montaje en su extremo distal para la fijación de la cuchilla de corte. En ciertas realizaciones, tanto la parte proximal como la distal del eje de cuchilla están colocadas al menos parcialmente dentro de una sección generalmente tubular del tubo de accionamiento.

En diversas realizaciones, el tubo de accionamiento está alojado dentro de un tubo de cubierta exterior. Si bien el tubo de accionamiento se ilustra como un miembro generalmente tubular que puede encajarse dentro del tubo de cubierta exterior, y que puede tener un eje de accionamiento de cuchilla encajado dentro del mismo, en otras realizaciones, puede usarse un miembro de accionamiento no tubular, por ejemplo, un eje, una banda rígida o una unión que, en ciertas realizaciones, se puede colocar generalmente paralelo al eje de accionamiento de cuchilla dentro del tubo de cubierta exterior.

De acuerdo con diversas realizaciones, unido al extremo distal del tubo de cubierta exterior hay un conjunto de eje giratorio que comprende dos cubos de acoplamiento y un manguito conductor. Los cubos encajan conjuntamente, acoplándose con el tubo de cubierta exterior. En otras realizaciones, los cubos pueden tener una construcción monolítica y configurarse para interactuar con las características de acoplamiento en el tubo de cubierta exterior. El manguito conductor se puede unir a la parte proximal de los cubos ensamblados después de que se hayan fijado al tubo de cubierta exterior. Cuando el manguito conductor se une a la parte posterior de los cubos ensamblados, el manguito atrapa el extremo expuesto de un cable aislado. En la realización ilustrada, el cable aislado se extiende desde su punto de atrapamiento debajo del manguito conductor a través de una ranura en el tubo de activación y luego dentro de un manguito protector. El manguito protector y el cable aislado se extienden distalmente dentro del tubo de accionamiento, hacia las mordazas. En otras realizaciones, el cable aislado se puede formar de manera integrada con una funda protectora y no hay ninguna funda protectora separada presente en el tubo de accionamiento.

Unidas al extremo distal del eje alargado están las mordazas 222 que incluyen una primera mordaza 270 y una segunda mordaza 280. En una realización, un pasador giratorio de mordaza acopla de forma pivotante la primera y la segunda mordaza y permite que la primera mordaza se mueva y gire en relación a la segunda mordaza. En diversas realizaciones, una mordaza está fija con respecto al eje alargado de manera que la mordaza opuesta pivota con respecto a la mordaza fija entre una posición abierta y otra cerrada. En otras realizaciones, ambas mordazas se pueden acoplar de forma pivotante al eje alargado de manera que ambas mordazas puedan pivotar entre sí.

Unida a la primera mordaza hay una almohadilla conductora 272. En una realización, el cable aislado 273 está dirigido para acoplar eléctricamente la almohadilla conductora en la primera mordaza al arnés de cableado en el accionador. El cable aislado se extiende desde el extremo distal del manguito protector que está alojado en el extremo proximal de la segunda mordaza y se extiende hasta la primera mordaza. La primera mordaza puede tener una ranura colocada para recibir el cable aislado. Entonces, el cable aislado se extiende a través de un orificio en la primera mordaza y cae en una ranura en una parte no conductora. El cable aislado entonces se extiende hasta el extremo distal de la parte no conductora y cae a través de la almohadilla conductora.

En algunas realizaciones, la geometría de los electrodos en las almohadillas conductoras del conjunto de mordazas garantiza que el área de sellado encierre completamente la parte distal de la trayectoria de corte de la cuchilla. En la realización, la almohadilla conductora 272 y la segunda mordaza 280 están curvados en los bordes para mantener una superficie de sellado distintiva en contacto con el tejido entre las mordazas, reducir la densidad de corriente concentrada no deseada y/o ayudar en el corte de tejido entre las mordazas. En algunas realizaciones, para algunos procedimientos quirúrgicos, la forma exterior de las mordazas se puede curvar de manera que los extremos distales de las mordazas estén desplazados con respecto al eje longitudinal desde los extremos proximales de las mordazas para mejorar la visibilidad para un usuario tal como un cirujano.

De acuerdo con diversas realizaciones, las dimensiones de las superficies de las mordazas son tales que están adecuadamente proporcionadas con respecto a la presión óptima aplicada al tejido entre las mordazas para la fuerza potencial que puede crear el mecanismo de fuerza. Su área de superficie también es eléctricamente significativa con respecto al área de superficie en contacto con el tejido. Esta proporción del área de superficie y el grosor del tejido se han optimizado con respecto a su relación con las propiedades eléctricas relativas del tejido.

Las mordazas están dispuestas para mantener una separación eléctricamente significativa entre las mordazas en relación con el grosor del tejido contenido entre las mordazas. En una realización, al menos una mordaza incluye un poste conductor 281 que se extiende en una dirección transversal a la dirección longitudinal de la mordaza. El poste, en diversas realizaciones, sobresale a través de una superficie interior de la segunda mordaza o conjunto de mordaza inferior y hacia una superficie interior o una almohadilla conductora de la primera mordaza.

Los postes conductores, en una realización, están hechos de un material conductor tal como acero inoxidable. El poste conductor, en una realización, que está hecho de acero inoxidable proporciona una alta resistencia a la compresión y/o a la vertical. Por tanto, el poste conductor puede soportar más desgaste operativo y puede ser dimensionalmente

pequeño en relación con las dimensiones de la mordaza con una preocupación reducida de rotura o desprendimiento u ocupación de espacio excesivo en la mordaza. En una realización, los postes conductores están hechos de un material que es el mismo material que la almohadilla conductora en la primera y/o segunda mordaza.

De acuerdo con diversas realizaciones, se proporcionan múltiples postes y soportan un borde interior de la superficie conductora de la mordaza que es adyacente a un canal de cuchilla dentro de la mordaza. De acuerdo con diversas realizaciones, los postes también proporcionan una textura de superficie adicional para ayudar a capturar y sujetar el tejido que se captura dentro de las mordazas del dispositivo. Sin embargo, los postes conductores no tienen un borde o una superficie por lo demás atraumática para perforar, pinchar o sobresalir de otro modo a través del tejido sujetado entre las mordazas.

El poste conductor, en una realización, soporta un borde interior de una superficie conductora que es adyacente al canal de la cuchilla. Los postes están desviados para estar en el borde del canal de la cuchilla. Cuando las mordazas se cierran y se suministra energía de RF, el poste conductor tiene el mismo potencial eléctrico que la superficie conductora. La configuración del poste conductor con respecto a la superficie conductora y el poste conductor que tiene el mismo potencial eléctrico que la superficie conductora superior proporcionan, en una realización, una superficie de tratamiento de tejido que no se interrumpe a lo largo de la mordaza. En una realización, la configuración y el potencial eléctrico proporcionan la aplicación de energía de RF que permite calentar y sellar alrededor del poste conductor potenciando aún más la calidad del sellado o el tratamiento del tejido entre las mordazas.

Además, para mejorar la calidad del sellado y reducir la posibilidad de una mayor densidad de corriente en los bordes de las superficies conductoras superior e inferior, las superficies conductoras superior e inferior, en una realización, tienen una configuración de ángulo de entrada 274 y/o radio 275, 283. Además de abordar la densidad de corriente, el radio también presenta un borde de radio atraumático al vaso adyacente al área afectada por la aplicación de energía de RF para ayudar a evitar cortes en el borde de la superficie de las mordazas.

Los postes conductores, en una realización, están dispuestos a lo largo de la mordaza y cada uno a una altura diferente con respecto a los demás, de modo que no están en el mismo plano. En una realización, los postes conductores, por tanto, proporcionan que el primer poste conductor o el más distal entre en contacto con el tejido en primer lugar, luego uno o más postes conductores intermedios y finalmente un poste conductor más proximal. En una realización, el poste más distal es de 0,127 mm (0,005"), el intermedio es de 0,102 mm (0,004") y el poste más proximal es de 0,076 mm (0,003"). Tal disposición escalonada garantiza que las mordazas o superficies interiores permanezcan relativamente paralelas con respecto al tejido y entre sí por compensación del desvío de la primera y/o segunda mordaza cuando se aplica la fuerza. La diferencia de altura de los postes con respecto a la mordaza, en una realización, puede levantar o elevar partes del tejido cerca de o adyacentes al canal de la cuchilla y, de ese modo, ayuda con la sujeción del tejido a medida que se corta y, de ese modo, proporciona un corte más suave y facilita la operación de corte.

En una realización, el conjunto de la primera mordaza o mordaza superior comprende una almohadilla conductora de chapa metálica estampada 272 que se mantiene a una distancia de la mordaza metálica superior mecanizada 275 mediante un material plástico 276 no conductor de alta temperatura de funcionamiento. El metal de chapa estampada, el material plástico conductor y la mordaza metálica superior mecanizada se colocan en un molde que posteriormente se llena con un termoplástico. El resultado del proceso es una mordaza superior sobremoldeada o MIM (moldeada por inyección de metal), almohadilla conductora estampada y plástico de alta temperatura que se fijan o mantienen unidos mediante el sobremoldeado termoplástico para fabricar la primera mordaza o mordaza superior. En una realización, la mordaza superior incluye un componente moldeado por inyección en lugar del material plástico no conductor de alta temperatura de funcionamiento.

En una realización, la segunda mordaza o conjunto de mordaza inferior comprende una mordaza mecanizada o MIM y postes conductores de electricidad 281 mecanizados o MIM. En una realización, los postes y la mordaza están hechos del mismo material. La mordaza y los postes se colocan en un molde que posteriormente se llena con un termoplástico. El resultado del proceso es una mordaza inferior sobremoldeada y postes conductores que se fijan o mantienen unidos mediante el sobremoldeado termoplástico para fabricar la mordaza inferior. Mediante los postes que se extienden desde el conjunto de mordaza inferior y a través de una superficie interior de la mordaza, la resistencia y/o la estabilidad de los postes conductores se potencian en relación con las mordazas y/o el tejido. Por tanto, en una realización, el poste tiene una altura que es al menos el doble del grosor de la almohadilla conductora. En una realización, el poste tiene una parte inferior que se extiende hasta aproximadamente la mitad del grosor o la profundidad de la primera y/o segunda mordaza. Tras el montaje, se establece un espacio de mordaza en un accesorio y se suelda con láser y, en una realización, esto se facilita mediante un orificio ranurado en la mordaza inferior y una espiga.

Haciendo referencia a las FIG. 38-40, en una realización, se proporciona una conexión de ruta de retorno 285 para conectar los postes conductores al generador. En tal realización, los postes conductores pueden proporcionar información de retroalimentación adicional tal como voltaje aplicado, corriente, potencia y fase, o propiedades del tejido. En una realización, la conexión de ruta de retorno proporciona un indicador o conmutador de corte de manera que si la cuchilla de corte entra en la mordaza, se desarrolla un circuito o se activa un cortocircuito deliberado para terminar la energía de RF y, de ese modo, garantizar que no se suministre energía de RF mientras la cuchilla se está accionando. En una realización, se dispone un termistor o un sensor de temperatura 286 debajo o en línea con el

poste conductor y se vuelve a conectar con un cable o una conexión de retorno a través de la mordaza inferior para controlar la temperatura, por ejemplo, a través del cambio en el termistor provocado por el cambio de temperatura. En una realización, entonces, el generador electroquirúrgico puede tener en cuenta la temperatura del tejido y las mordazas que pueden realizar la fusión del tejido y/o la aplicación de la energía de RF. En una realización, la segunda mordaza o mordaza inferior incluye placas o un mecanismo capacitivo o sensor 287 y, en una realización, el generador electroquirúrgico entonces puede medir la capacitancia entre una superficie inferior del poste conductor y una parte de la mordaza para tener en cuenta la capacitancia del instrumento o el tejido que puede realizar la fusión del tejido y/o la aplicación de energía de RF.

De acuerdo con diversas realizaciones, un sistema electroquirúrgico puede incluir un generador electroquirúrgico y un instrumento electroquirúrgico. El instrumento electroquirúrgico se utiliza en procedimientos laparoscópicos en los que se desea el ligamiento y división de vasos y haces de tejido. El instrumento electroquirúrgico fusiona vasos al suministrar energía de radiofrecuencia (RF) al tejido capturado entre las mordazas del dispositivo y divide el tejido sellado con una cuchilla accionada por el usuario. El generador puede proporcionar un punto final de electrocirugía al determinar el punto final de fase de un tejido a tratar. El sistema electroquirúrgico puede incluir más de un instrumento electroquirúrgico para diferentes operaciones electroquirúrgicas y puede incluir una diversidad de características de interfaz de usuario e indicadores audiovisuales de rendimiento. El sistema electroquirúrgico también puede alimentar instrumentos electroquirúrgicos bipolares convencionales y aparatos quirúrgicos de corriente continua.

Volviendo ahora a algunos de los aspectos operativos del instrumento electroquirúrgico o instrumento descrito en el presente documento de acuerdo con diversas realizaciones, una vez que se ha identificado un vaso o haz de tejido para la fusión, la primera y segunda mordazas se colocan alrededor del tejido. El mango móvil 223 se aprieta moviendo el mango móvil proximalmente con respecto al alojamiento fijo 228. A medida que el mango móvil se mueve proximalmente, empuja el bloque de tracción. El bloque de tracción se acopla con el tubo de tracción haciendo que el tubo de tracción se mueva proximalmente. El movimiento proximal del tubo de tracción hace girar la primera mordaza hacia la segunda mordaza sujetando de forma eficaz el tejido. En las FIG. 27-28, el accionador 224 se muestra en una primera posición o posición inicial en la que las mordazas 222 están en una posición abierta y, en una realización, la abertura de la primera y segunda mordazas define un ángulo de aproximadamente 30 grados.

La manipulación continuada del mango móvil gira el mango móvil hasta una ubicación en la que el mango móvil se acopla con el mecanismo de pestillo que mantiene el mango móvil en la posición acoplada y evita que el mango vuelva a una posición abierta. Desde la posición acoplada, se aplica energía de radiofrecuencia al tejido presionando el botón de activación. Una vez que se ha fusionado el tejido, el mango móvil se vuelve a abrir continuando el avance proximal hasta una posición que permita que el mecanismo de pestillo se desacople. En las FIG. 30-31, el accionador 224 se muestra en una posición acoplada en la que las mordazas 222 están cerradas y el mango móvil está trabado.

Como alternativa o adicionalmente, el usuario puede accionar el gatillo 225 de cuchilla. Cuando el gatillo de cuchilla se mueve proximalmente, la palanca de cuchilla pivota, impulsando el movimiento distal de la barra de empuje y la cuchilla de corte. La cuchilla de corte avanza hacia adelante y divide la parte sellada del tejido. Cuando el usuario suelta el gatillo de cuchilla, el resorte de la cuchilla vuelve a colocar la cuchilla de corte en su posición original. Cuando el gatillo de la cuchilla ha vuelto a su posición original o inicial, el usuario puede continuar apretando el mango móvil para abrir la mordaza superior. En las FIG. 32-33, el accionador 224 se muestra en una posición de corte en la que las mordazas 222 están en una posición cerrada y el gatillo de la cuchilla se ha presionado haciendo avanzar la cuchilla de corte a su posición más distal. El movimiento proximal continuado del mango móvil desacoplará el mecanismo de pestillo hasta una posición en la que se pueda soltar el mango móvil. En la FIG. 29, se muestra una posición intermedia en la que las mordazas están en una posición cerrada y el mango móvil no está trabado. En una realización, el gatillo de la cuchilla se puede activar para cortar tejido entre las mordazas y/o el botón o interruptor de fusión se puede activar para fusionar tejido entre las mordazas.

Aunque la presente invención se ha descrito en ciertos aspectos específicos, muchas modificaciones y variaciones adicionales dentro del alcance de las reivindicaciones pueden resultar evidentes para los expertos en la materia. Por lo tanto, debe entenderse que la presente invención puede ponerse en práctica de forma distinta a la descrita específicamente, incluyendo diversos cambios en el tamaño, la forma y los materiales, sin apartarse del alcance de las reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

1. Generador electroquirúrgico dispuesto para suministrar energía de radiofrecuencia (RF) para fusionar tejido, comprendiendo el generador:  
un amplificador de RF (42) para suministrar energía de RF a través de un instrumento electroquirúrgico (20) acoplado de forma desmontable que comprende dos electrodos; y  
un controlador (44) dispuesto para controlar un ángulo de fase de la energía de RF suministrada, caracterizado por que el controlador (44) está configurado para identificar el voltaje de la energía de RF suministrada cuando el ángulo de fase controlado es igual o cruza un primer valor de fase predefinido que es cero grados, comparar el voltaje identificado con un valor de voltaje establecido predeterminado para determinar el tamaño del tejido entre dos electrodos del instrumento electroquirúrgico (20), determinar un segundo valor de fase predefinido usando el tamaño del tejido determinado, y enviar una señal al amplificador de RF (42) para terminar el suministro de energía de RF cuando el ángulo de fase controlado es menor que el segundo valor de fase predeterminado.
2. El generador de la reivindicación 1, en el que el controlador (44) envía una señal al amplificador de RF (42) para terminar el suministro de energía de RF cuando una tasa de cambio del ángulo de fase controlado es menor que una tasa de cambio del ángulo de fase predefinida del segundo valor de fase predefinido.
3. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el controlador (44) envía una señal al amplificador de RF (42) para terminar el suministro de energía de RF cuando el ángulo de fase controlado permanece constante durante un período de tiempo predeterminado.
4. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el amplificador de RF (42) está configurado para modificar el suministro de energía de RF en una cantidad especificada por un valor de ajuste de salida de RF, siendo el valor de ajuste de salida de RF al menos uno de un valor de voltaje, corriente, potencia o fase y estando determinado en base al tamaño del tejido determinado.
5. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el controlador (44) está configurado para enviar una señal al amplificador de RF (42) para mantener el voltaje de la energía de RF suministrada en el voltaje identificado cuando el voltaje identificado es mayor que un nivel de voltaje predefinido.
6. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el controlador (44) está configurado para controlar el ángulo de fase de la energía de RF suministrada a través de un sensor de RF configurado para medir el ángulo de fase de la energía de RF en una salida del generador a través de un instrumento electroquirúrgico (20) conectado para recibir una forma de onda de RF desde el amplificador de RF (42) que representa la energía de RF suministrada y que comprende un detector síncrono dispuesto para calcular los componentes reales e imaginarios de la forma de onda de RF suministrada.
7. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en combinación con un instrumento electroquirúrgico (20) que comprende:  
una primera mordaza (270) que tiene un primer electrodo (272);  
una segunda mordaza (280) acoplada a la primera mordaza (270) y que tiene un segundo electrodo (283) enfrenteado al primer electrodo (272), estando el primer y segundo electrodos (272, 283) dispuestos para conducir energía de radiofrecuencia entre el primer y el segundo electrodos (272, 283) y estando hechos el primer y segundo electrodos (272, 283) del mismo material conductor;  
un eje alargado (226) que tiene un extremo proximal y un extremo distal y un eje longitudinal que se extiende desde el extremo proximal hasta el extremo distal, estando la primera y la segunda mordazas (270, 280) acopladas de forma pivotante al extremo distal del eje alargado (226); y  
un poste conductor (281) incorporado en la segunda mordaza (280) y que se extiende desde la segunda mordaza (280) hacia la primera mordaza (270), siendo el poste conductor (281) fijo y estando hecho del mismo material conductor que el primer y segundo electrodos (272, 283).
8. El generador de la reivindicación 7, en el que el poste conductor (281) tiene una parte superior que se extiende desde una superficie superior de la segunda mordaza (280) y una parte inferior encerrada en un material aislado en la segunda mordaza (280), separando el material aislado el poste conductor (281) del material conductor en la segunda mordaza (280) y del material conductor que se extiende desde el eje alargado (226).
9. El generador de la reivindicación 7 o la reivindicación 8, en el que el poste conductor (281) tiene un área de superficie más pequeña que el primer electrodo (272) y el poste conductor (281) tiene un área de superficie más pequeña que el segundo electrodo.
10. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en combinación con un instrumento electroquirúrgico

(20) que comprende:

una primera mordaza (270) que comprende una almohadilla conductora;

5 una segunda mordaza (280) acoplada a la primera mordaza (270) y que tiene una superficie interior enfrentada a la almohadilla conductora, estando dispuestas la primera y segunda mordazas (270, 280) para capturar tejido entre la almohadilla conductora y la superficie interior de la segunda mordaza (280), estando dispuestas la almohadilla conductora y la segunda mordaza (280) para conectarse a una fuente de energía electroquirúrgica y dispuestas para conducir energía de RF a través del tejido sostenido entre las mordazas;

10 una cuchilla (271) móvil a lo largo de un eje longitudinal desde una posición proximal hasta una posición distal y de regreso a la posición proximal, estando dispuesta la cuchilla (271) dentro de una periferia exterior de la segunda mordaza (280); y

15 un poste conductor (281) dispuesto en la segunda mordaza (280) y adyacente a la cuchilla (271), incluyendo la segunda mordaza (280) un canal a través del que la cuchilla (271) atraviesa y siendo el poste conductor (281) monolítico y en forma de U con una parte dispuesta adyacente y estando en un lado del canal de la segunda mordaza (280) y otra parte dispuesta adyacente y en el lado opuesto del canal, extendiéndose ambas partes desde la segunda mordaza (280) y hacia la primera mordaza (270).

20 11. El generador de la reivindicación 10, en el que el poste conductor (281) está hecho de un material conductor y la segunda mordaza (280) está hecha de un material conductor que es el mismo que el material conductor del poste conductor (281) y la almohadilla conductora está hecha de un material conductor que es el mismo que el material conductor del poste conductor (281) y la cuchilla (271) está hecha de un material conductor que es el mismo que el material conductor del poste conductor (281).

12. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 10, en el que el poste conductor (281) incluye una pluralidad de postes conductores (281) que incluyen un poste conductor (281) más distal que tiene una altura mayor que la altura de un poste conductor (281) más proximal.

25 13. El generador de una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 10, en el que el poste conductor (281) está en una relación de contacto con la primera mordaza (270), estando la primera y segunda mordazas (270, 280) en una posición cerrada, teniendo el poste conductor (281) una superficie superior plana y lisa dispuesta para acoplarse con una superficie inferior plana y lisa de la primera mordaza (270) y teniendo el poste conductor (281) una periferia exterior confinada con la periferia exterior de la segunda mordaza (280).

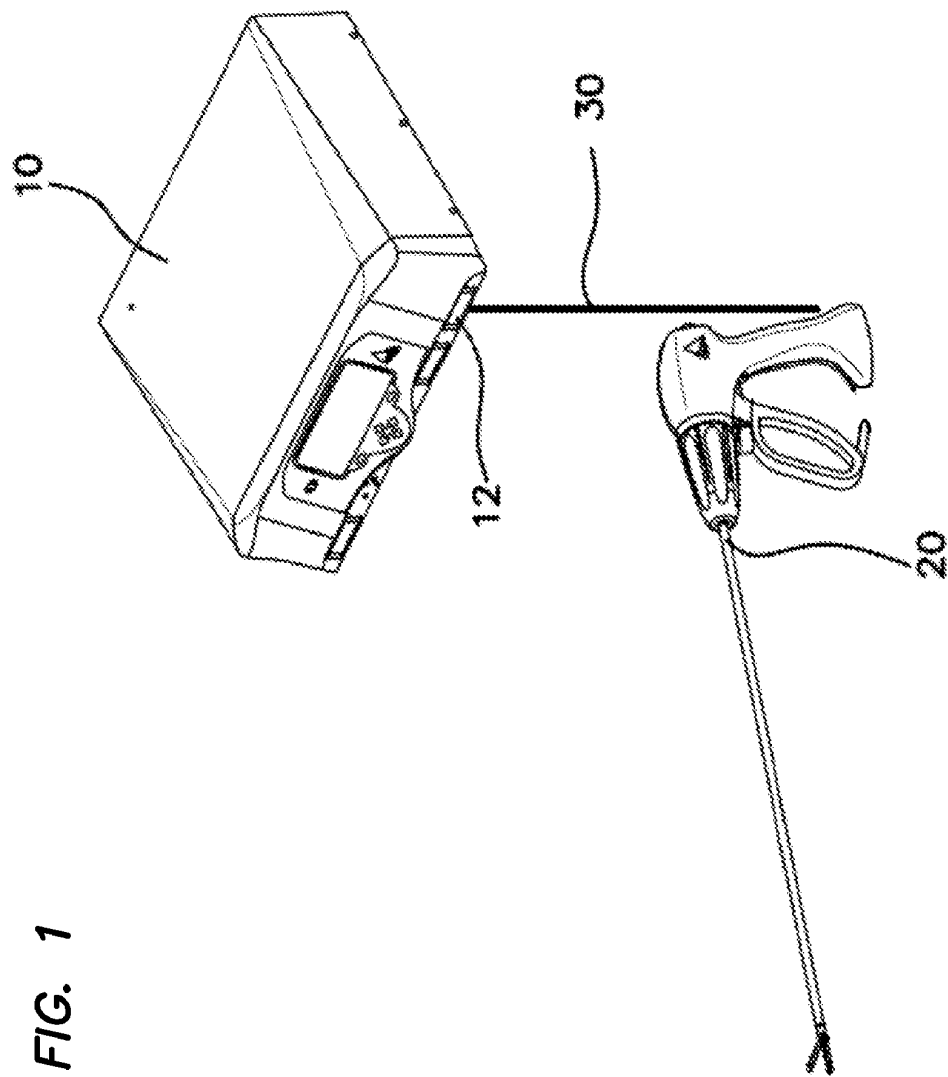


FIG. 1

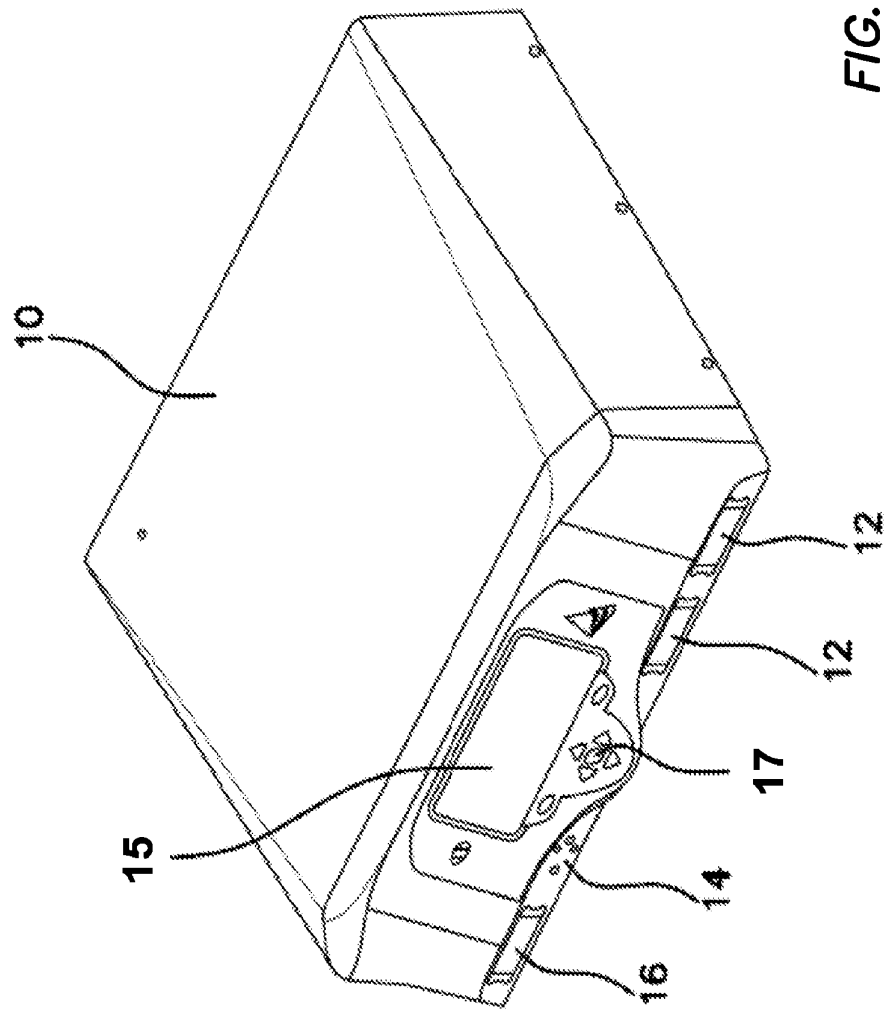
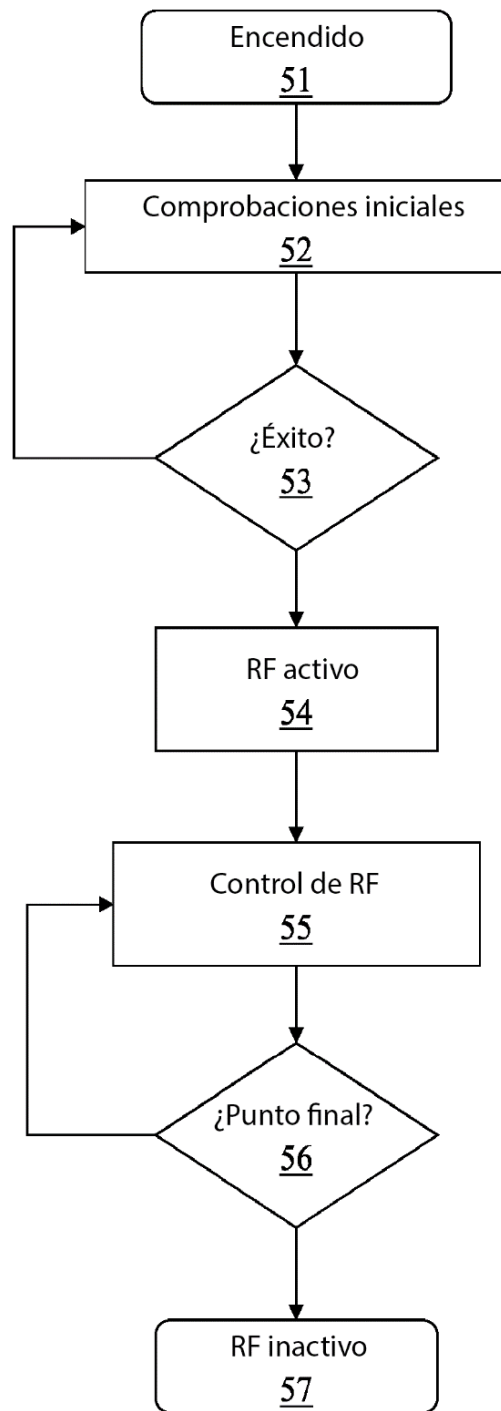


FIG. 2





**FIG. 3**

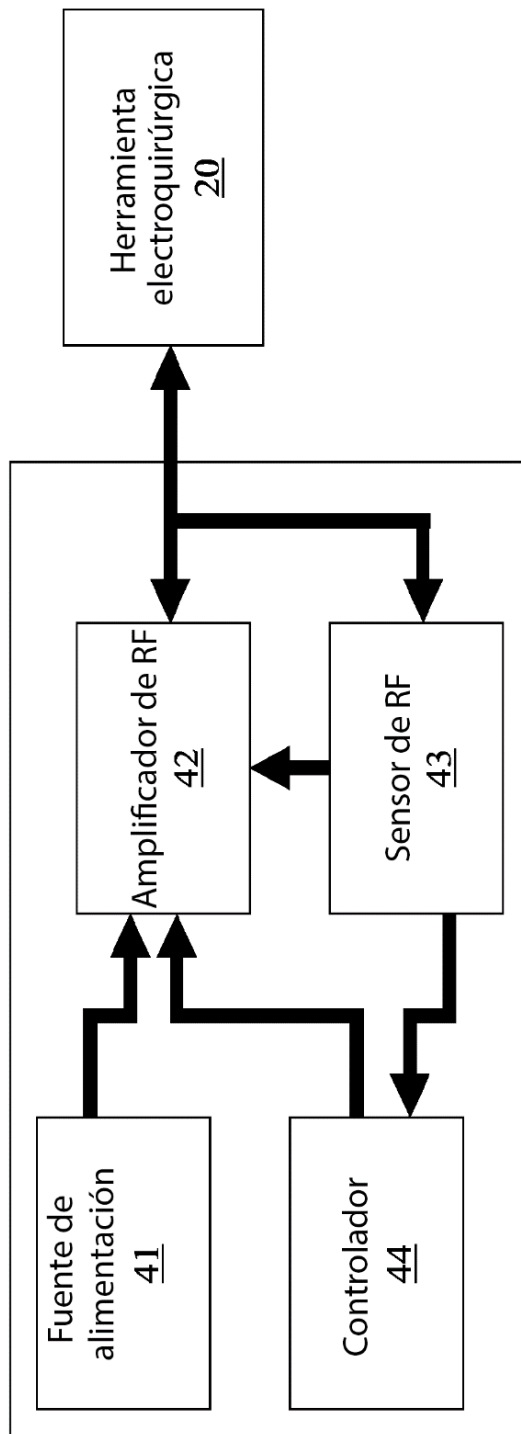
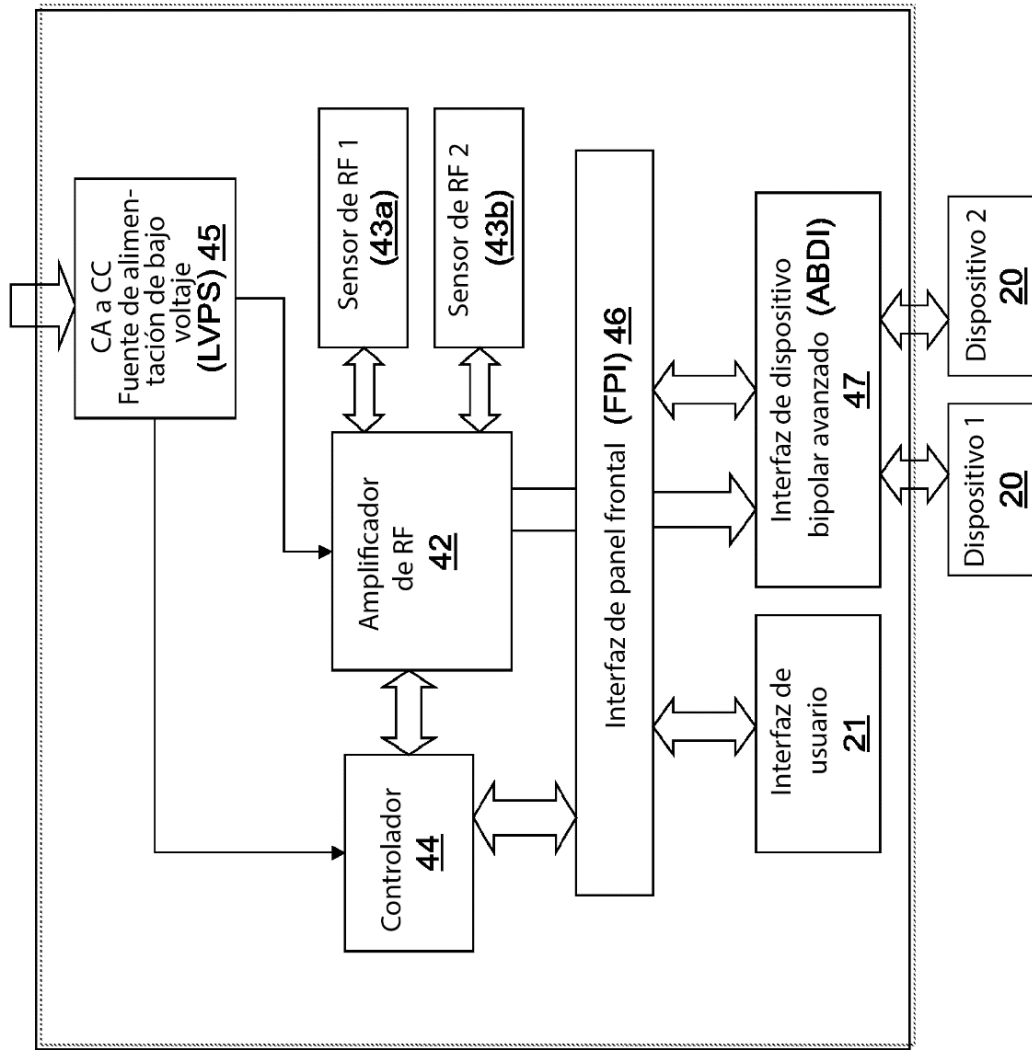


FIG. 4-1



**FIG. 4-2**

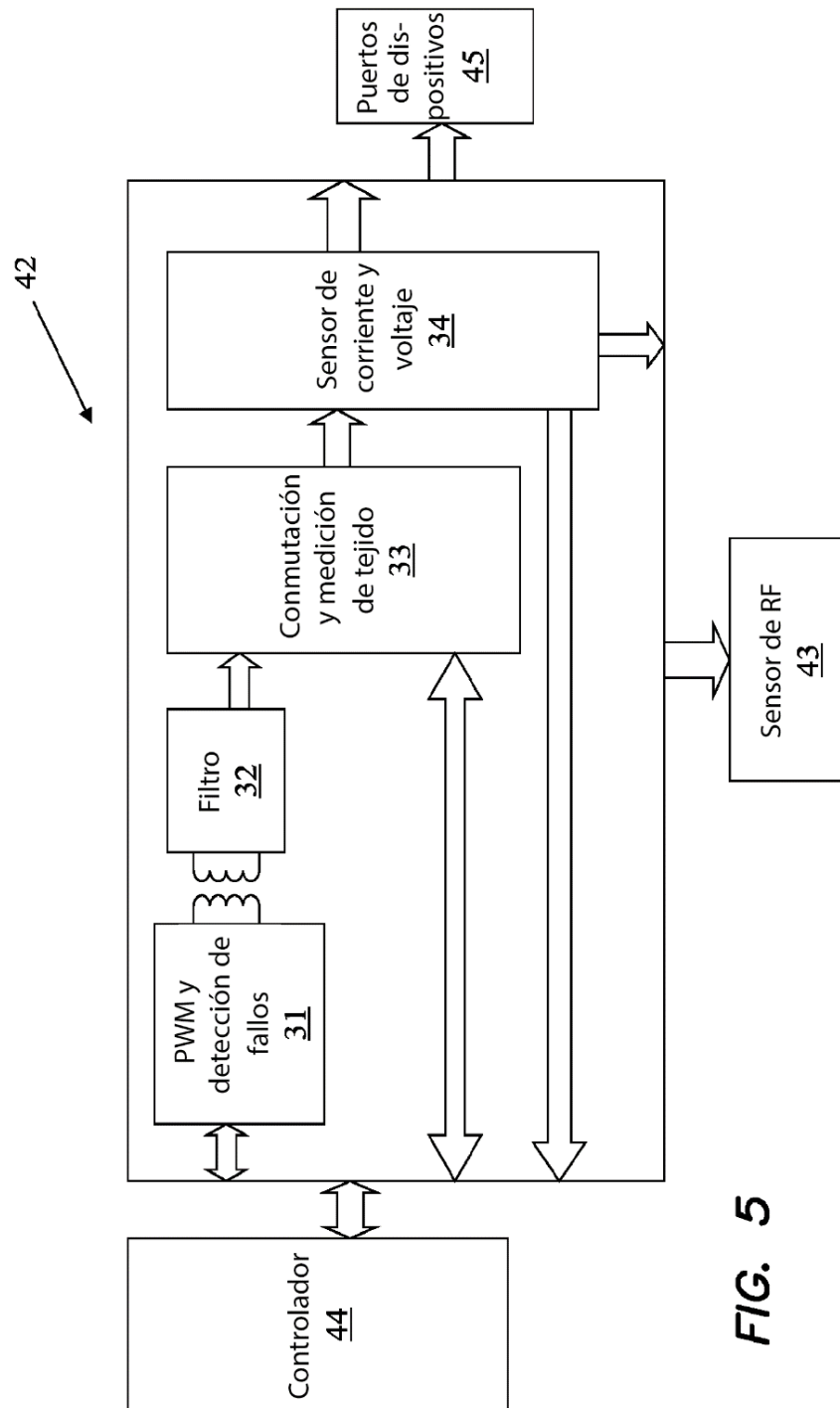


FIG. 5

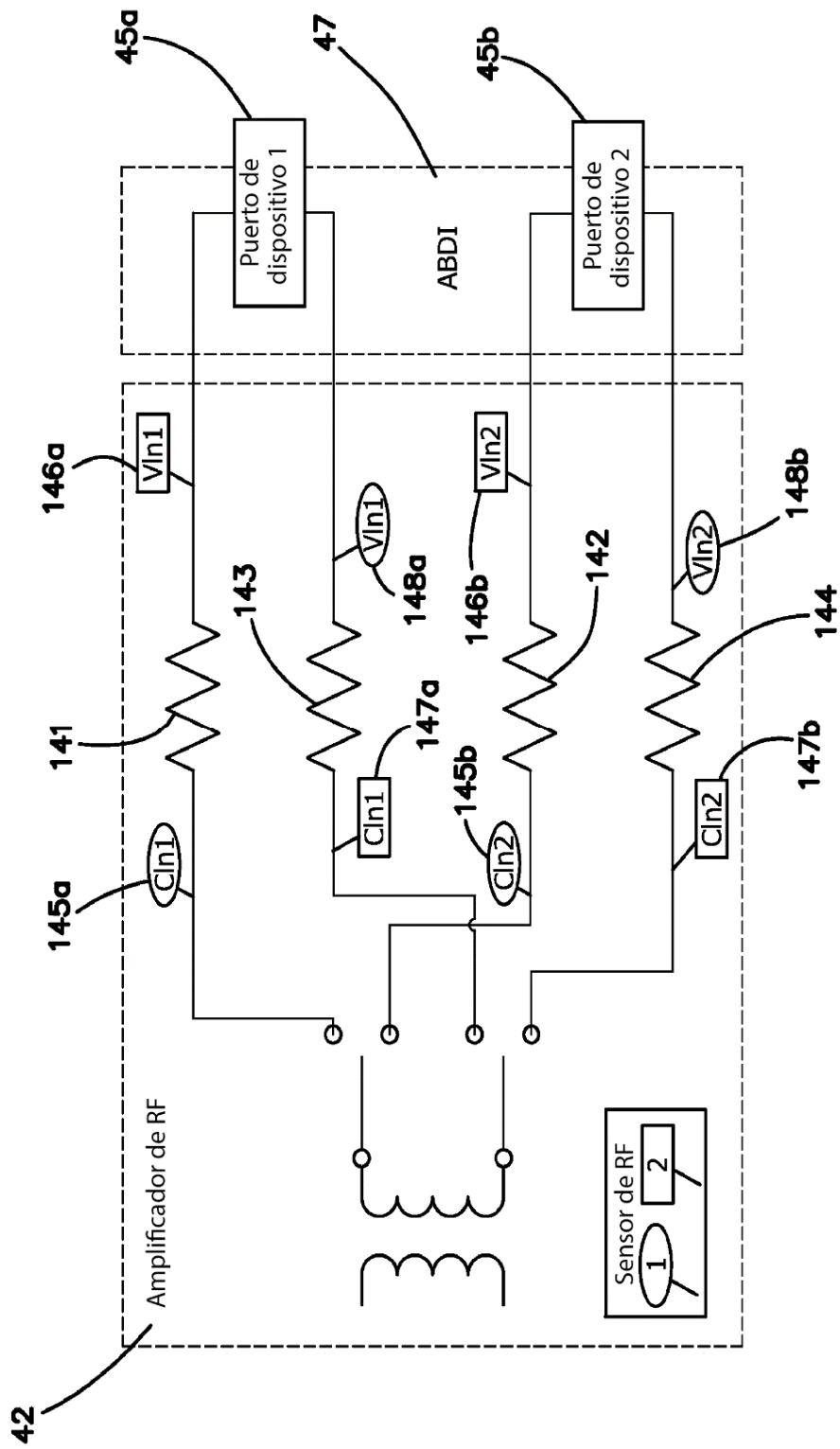
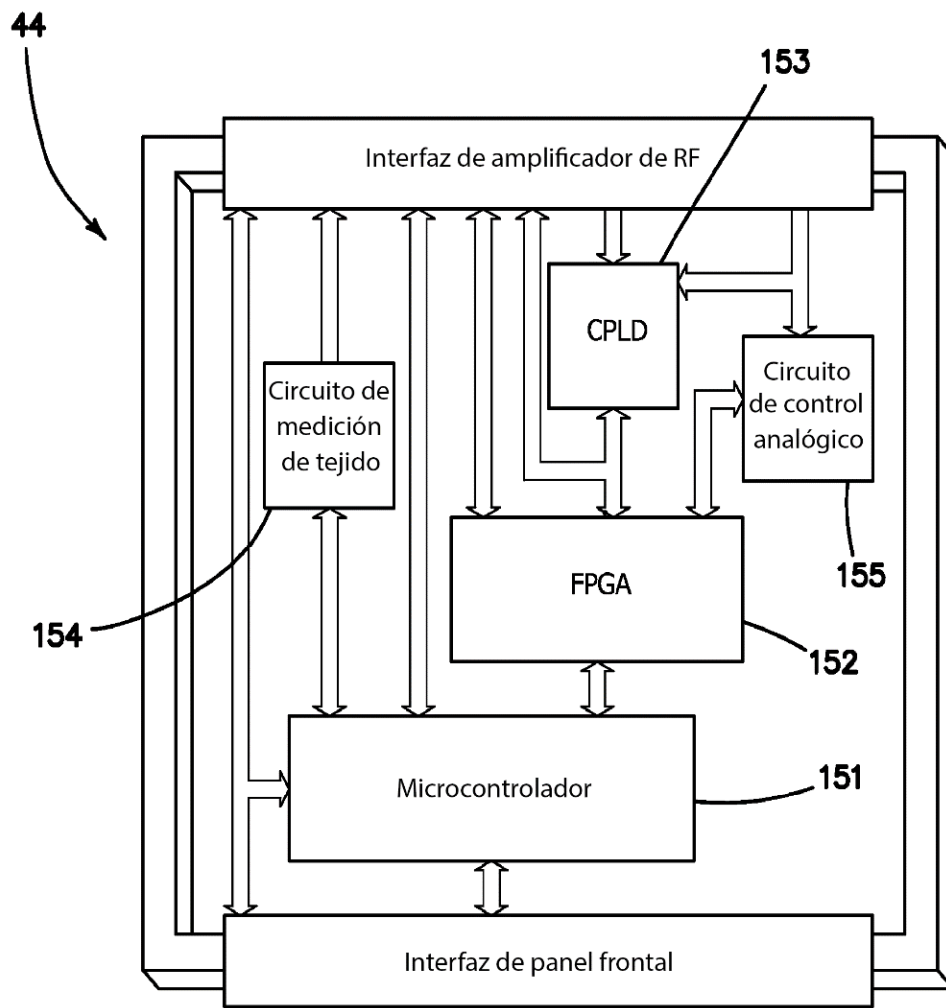


FIG. 5-1



**FIG. 5-2**

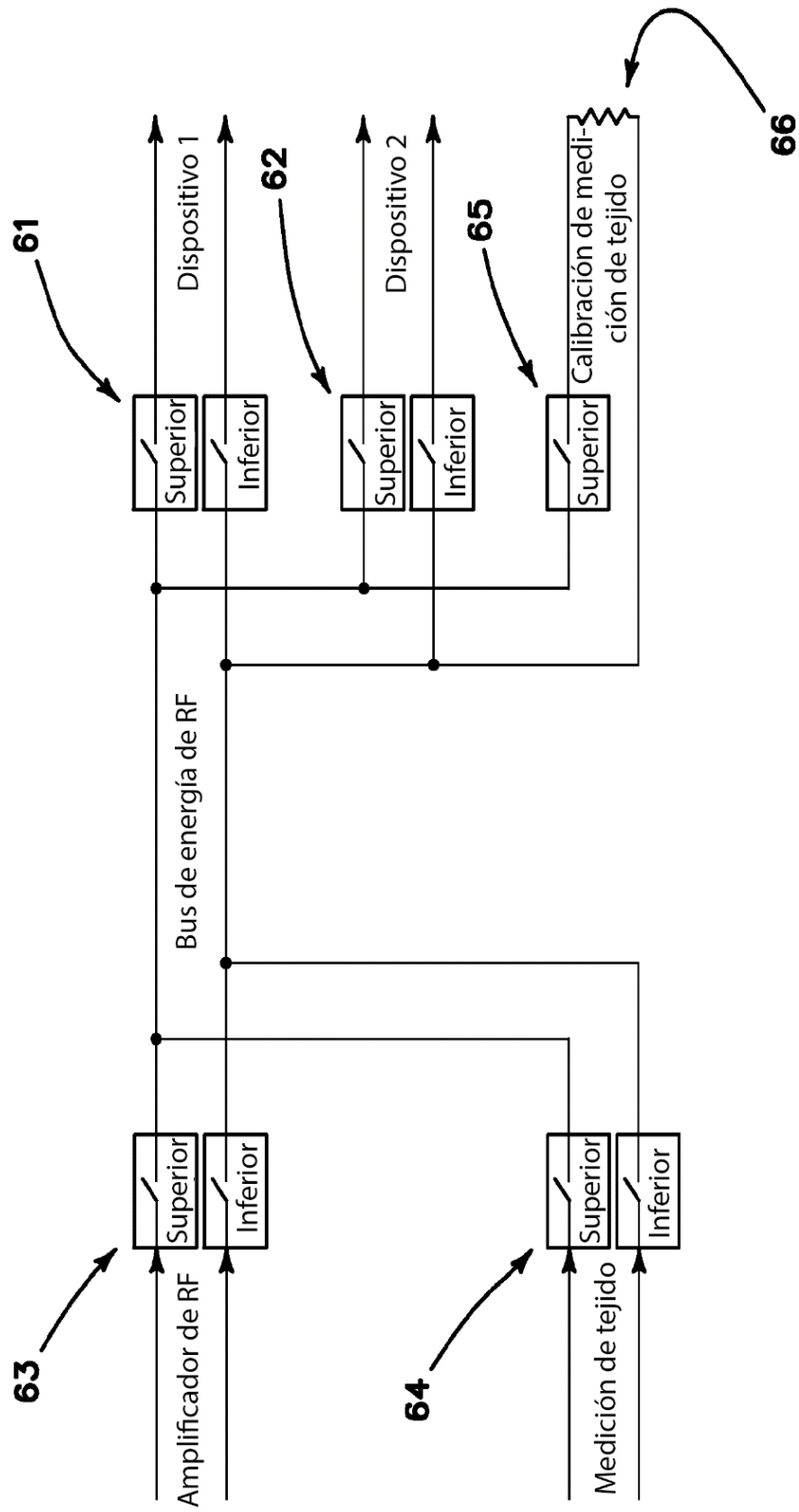


FIG. 5-3

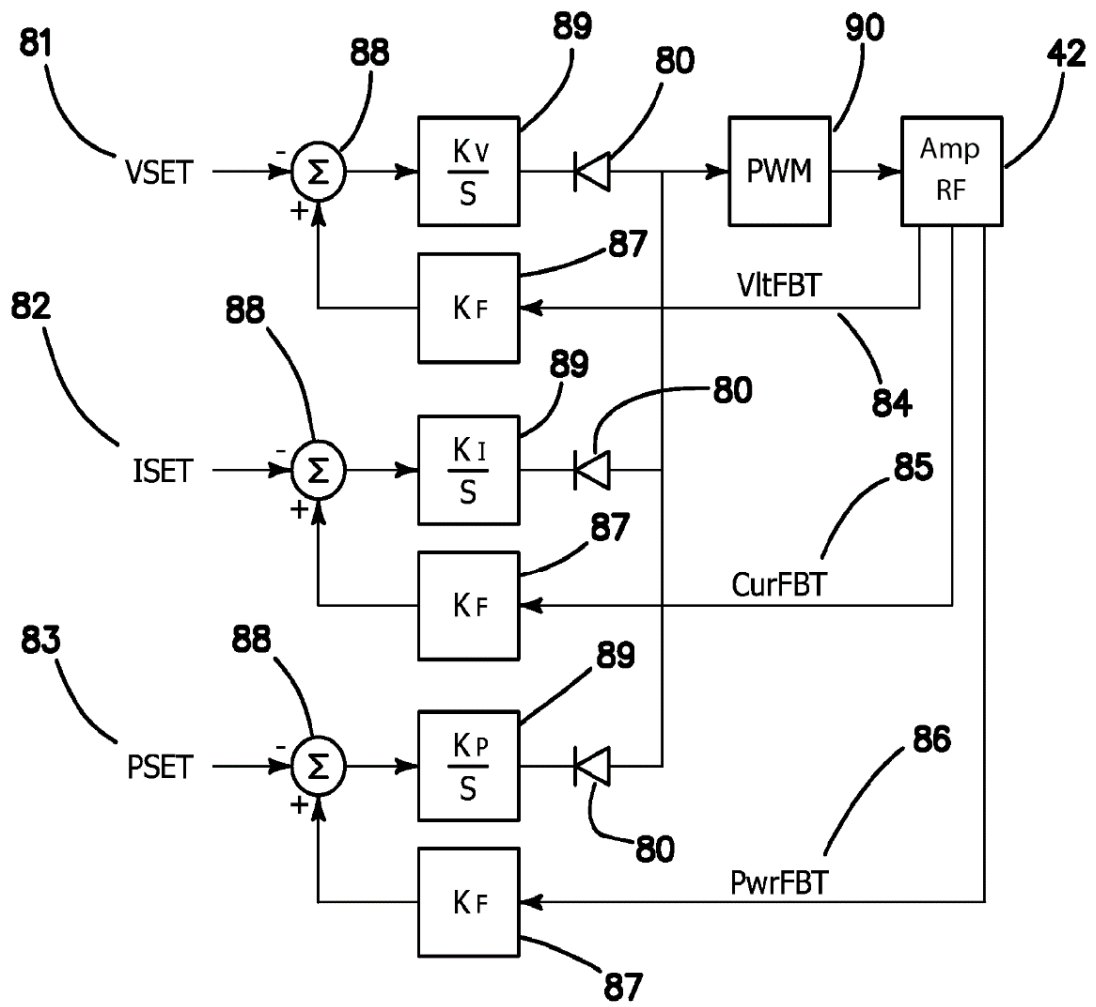


FIG. 5-4



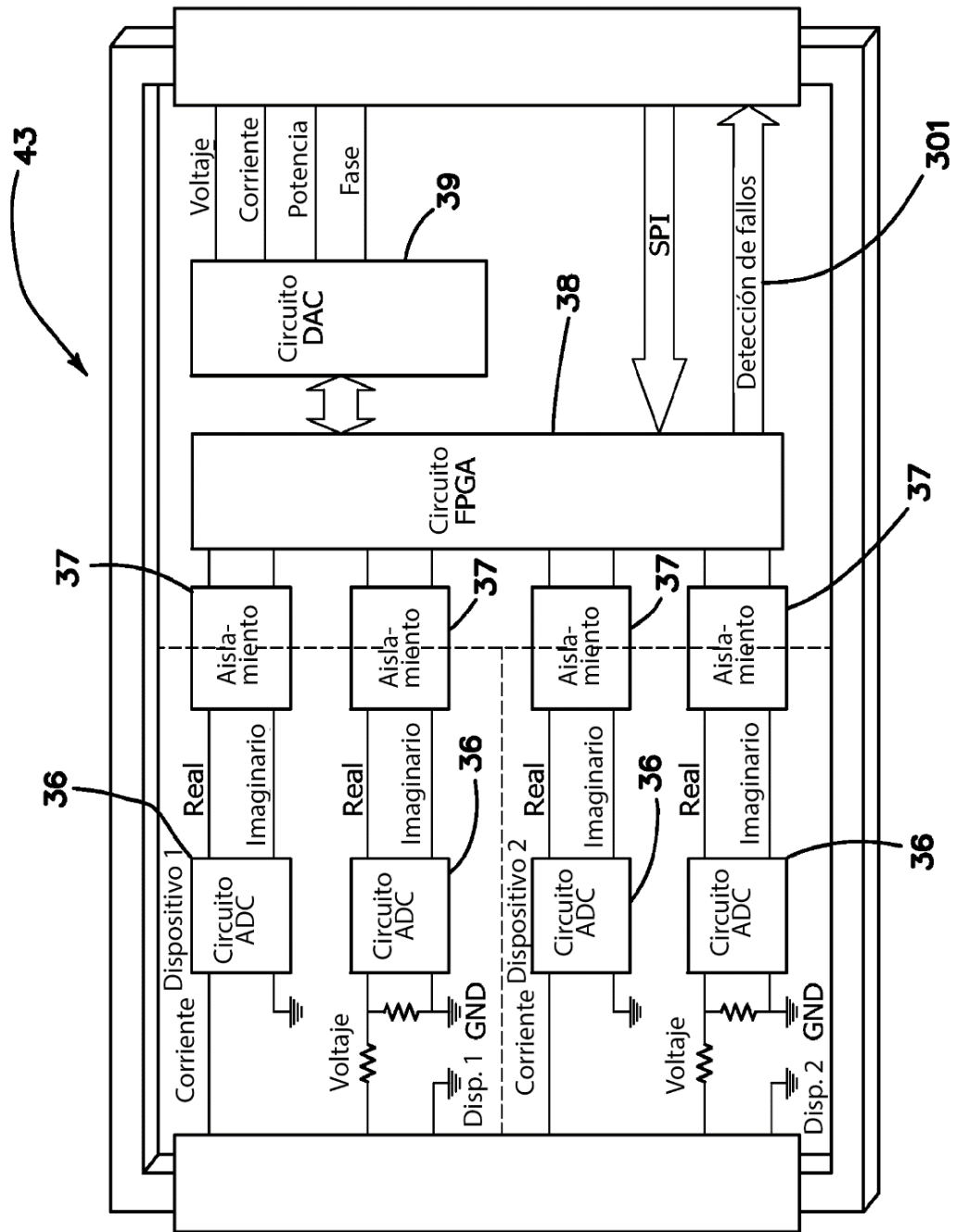


FIG. 6

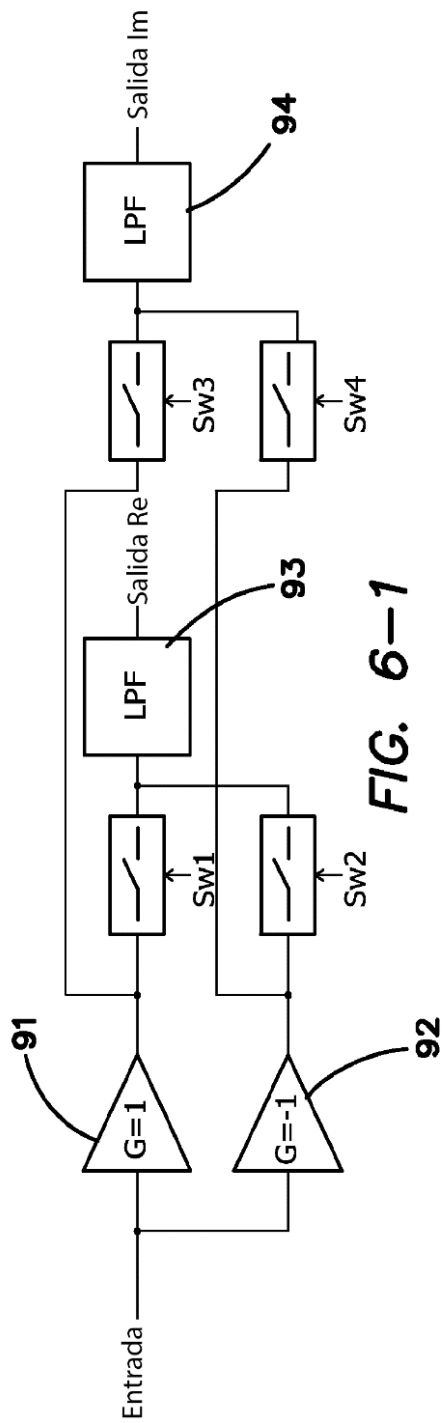


FIG. 6-1

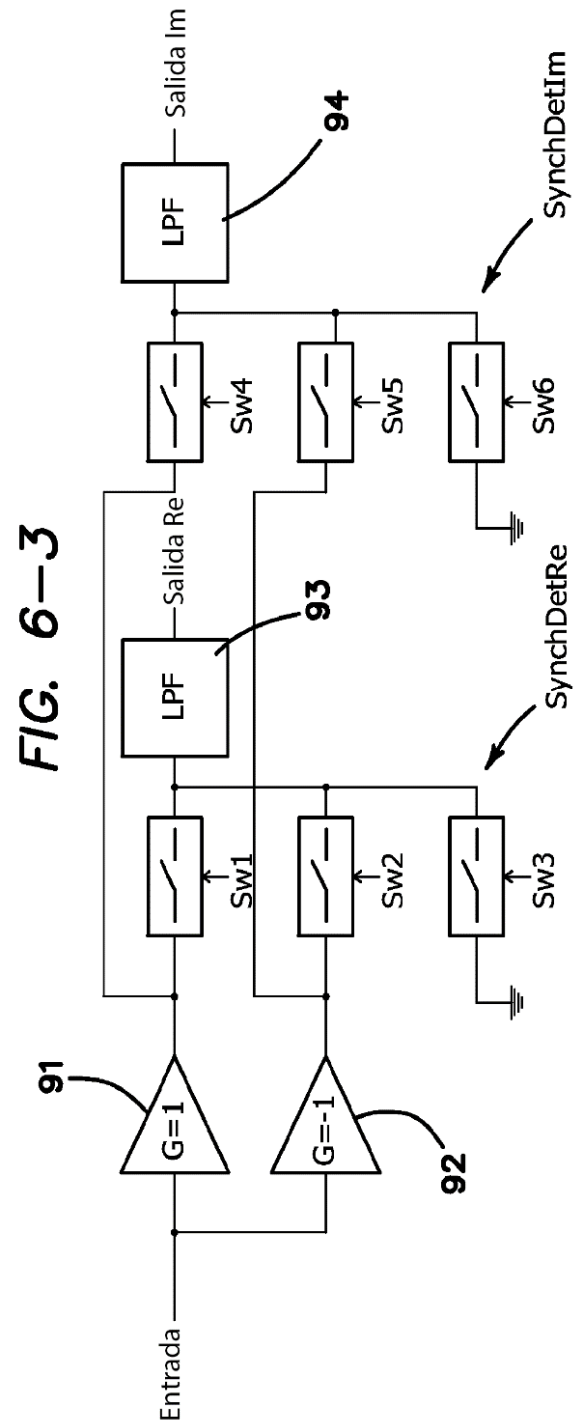


FIG. 6-3

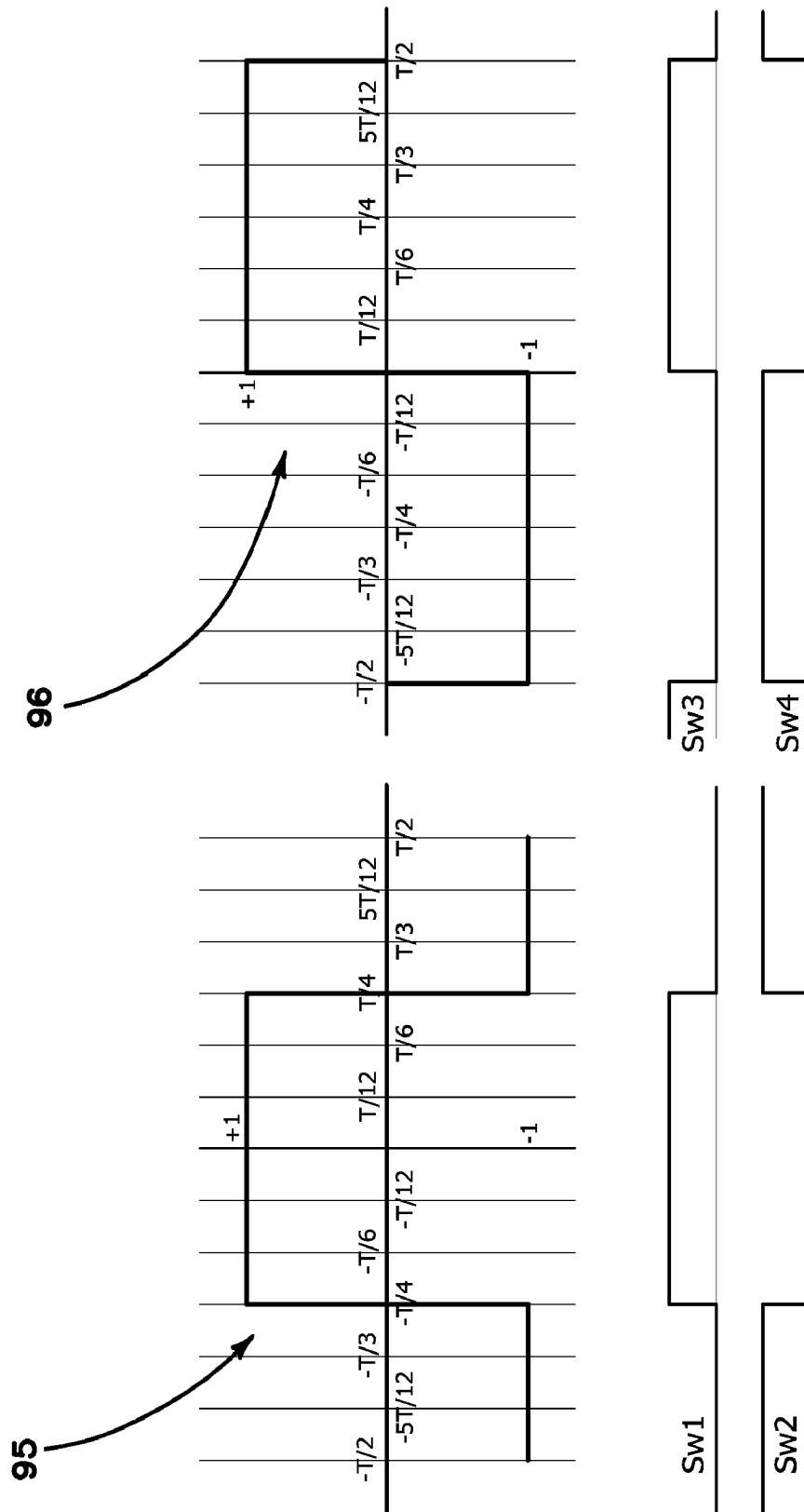


FIG. 6-2

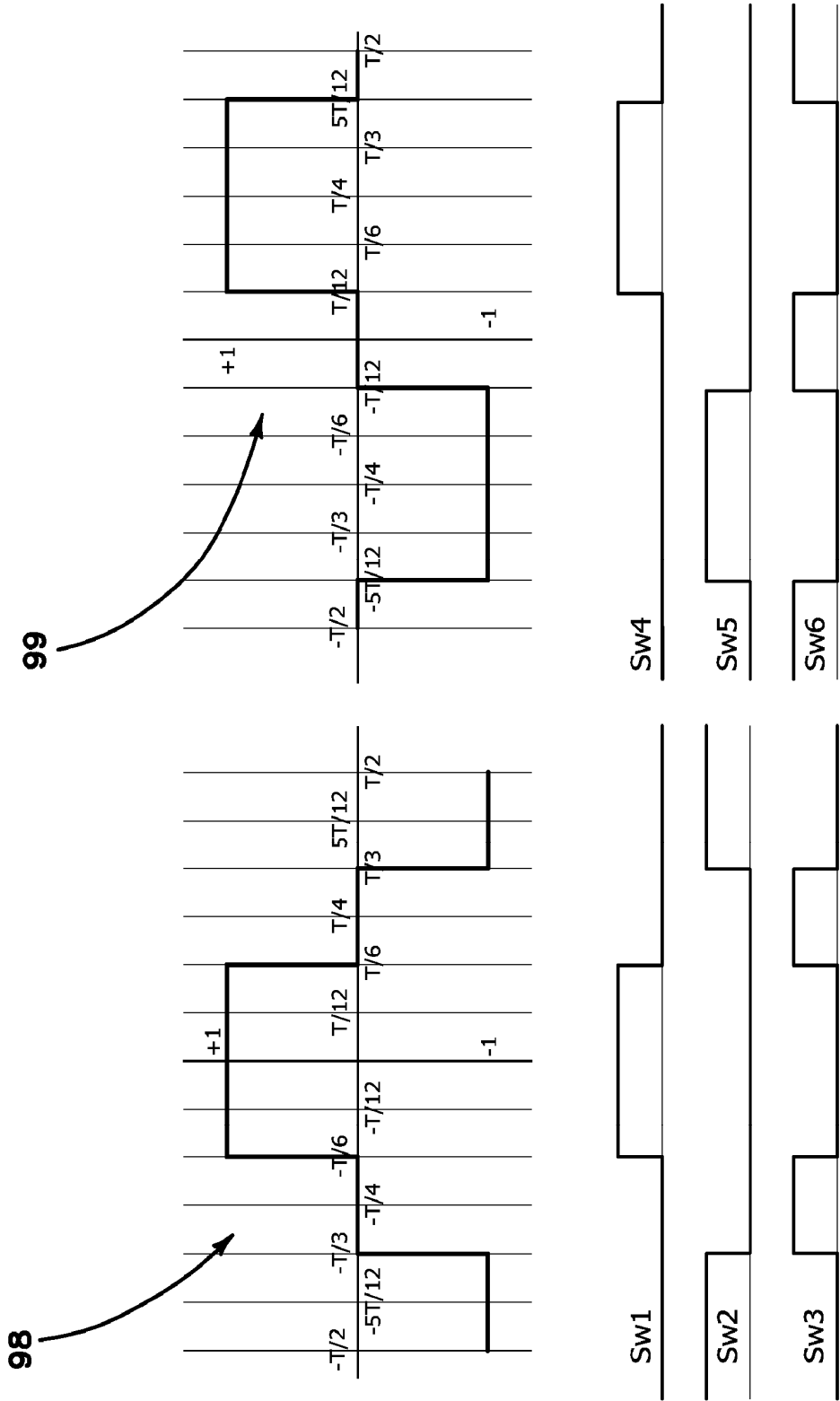


FIG. 6-4

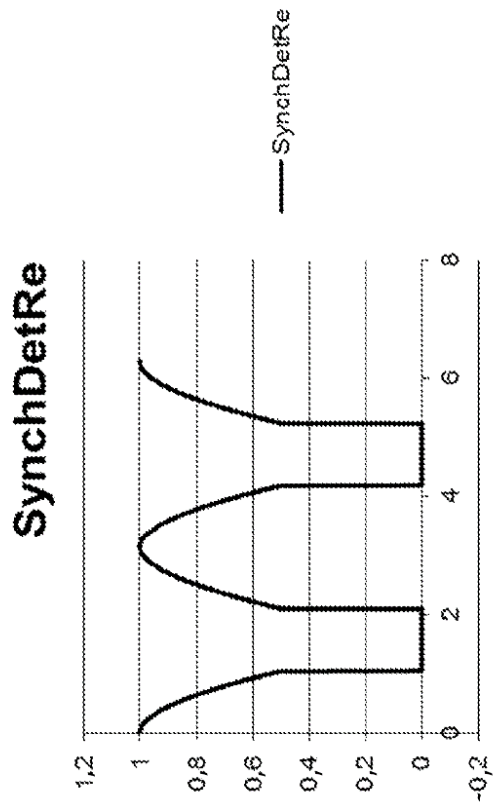


FIG. 6-5

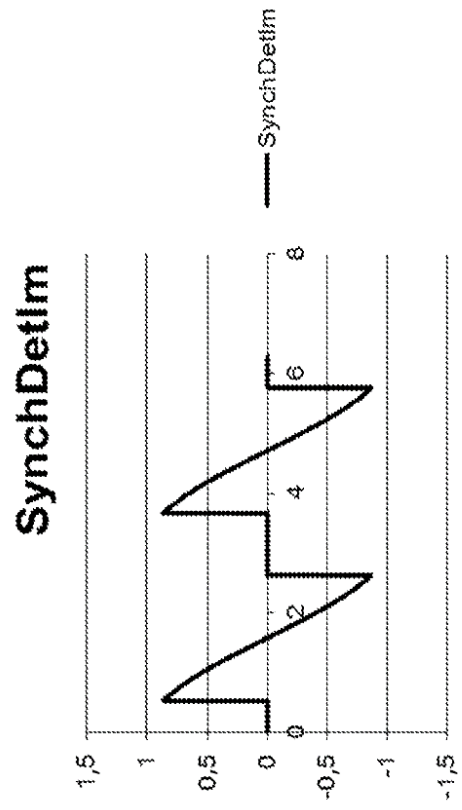


FIG. 6-6

Señal de entrada

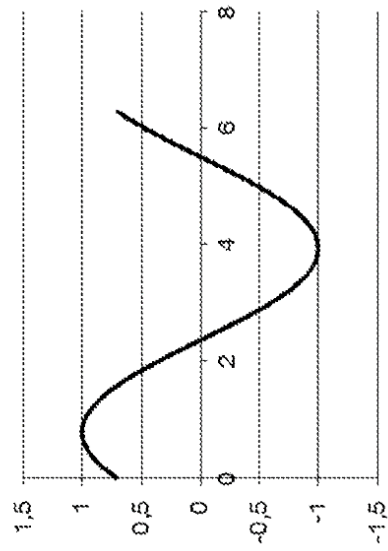


FIG. 6-7

Señal de entrada

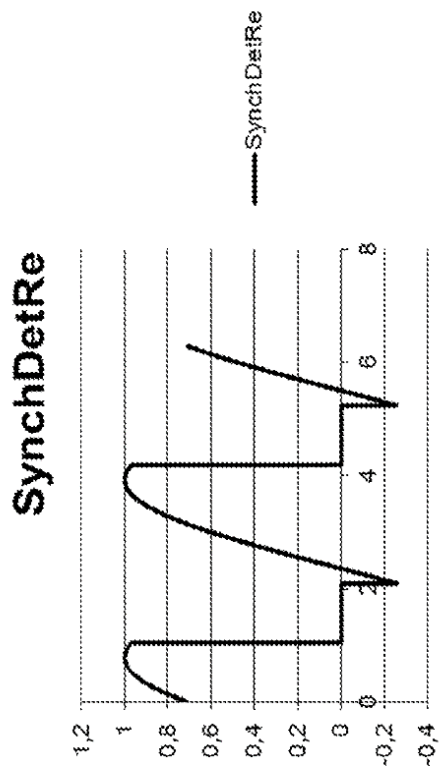


FIG. 6-8

SynchDetIm

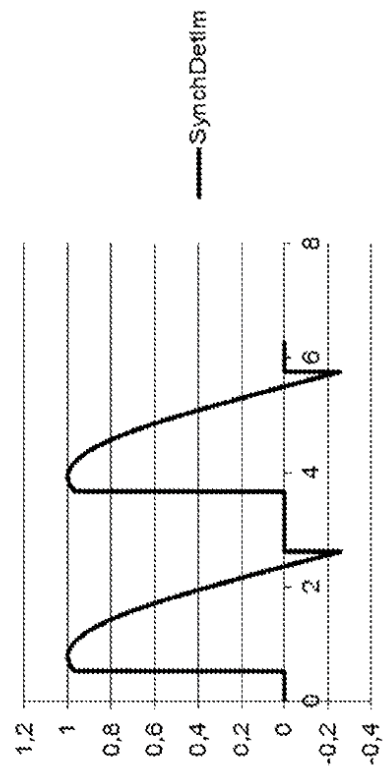


FIG. 6-9

Señal de entrada

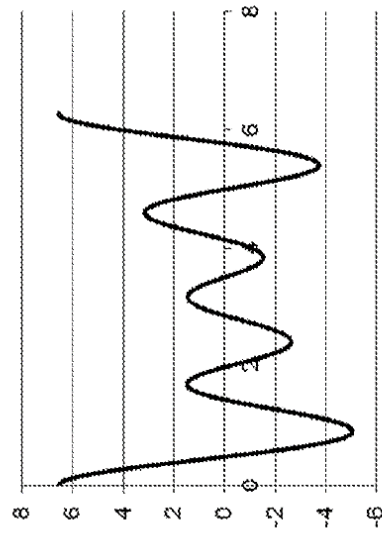


FIG. 6-10

Señal de entrada

SynchDetRe

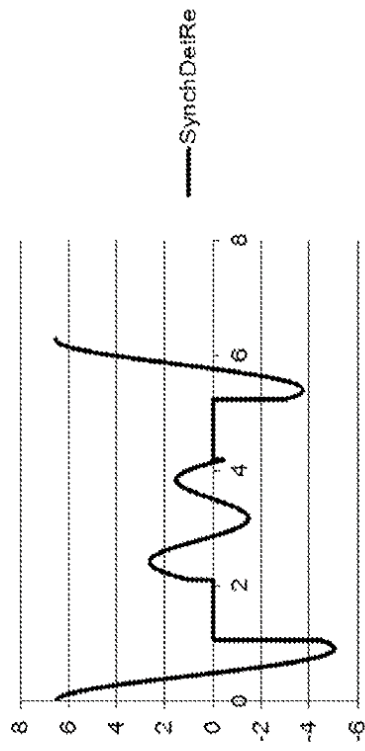


FIG. 6-11

SynchDetIm

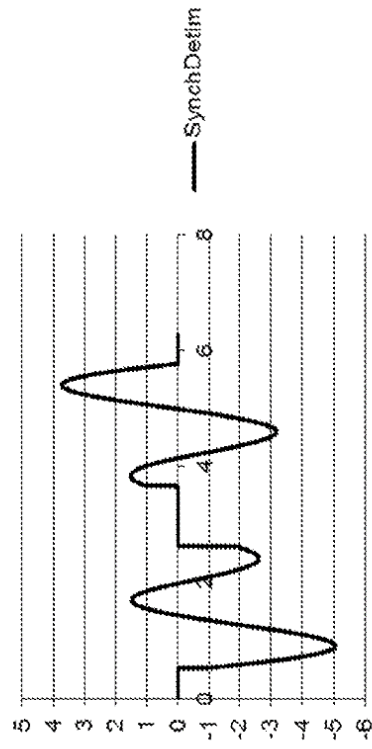


FIG. 6-12

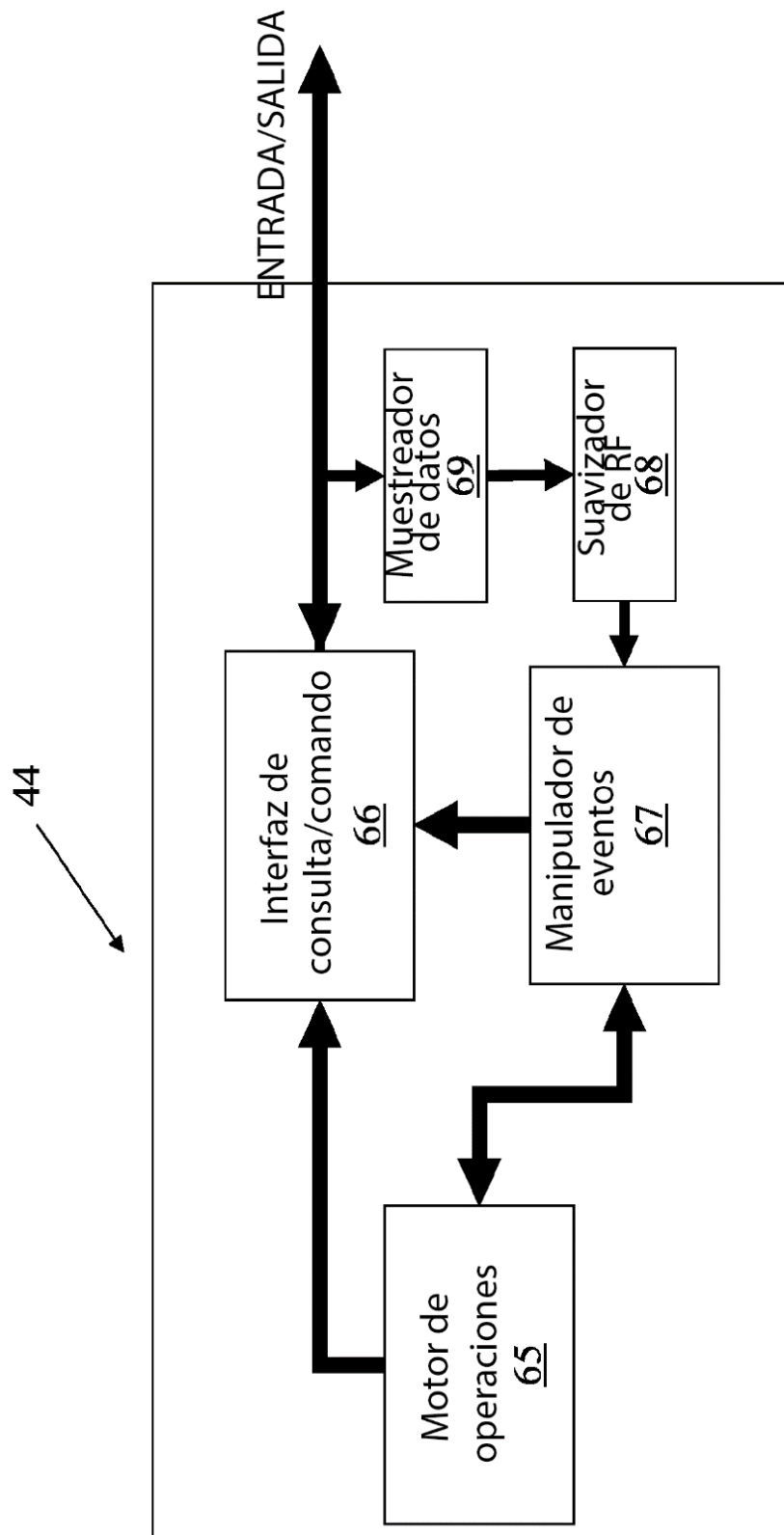


FIG. 7



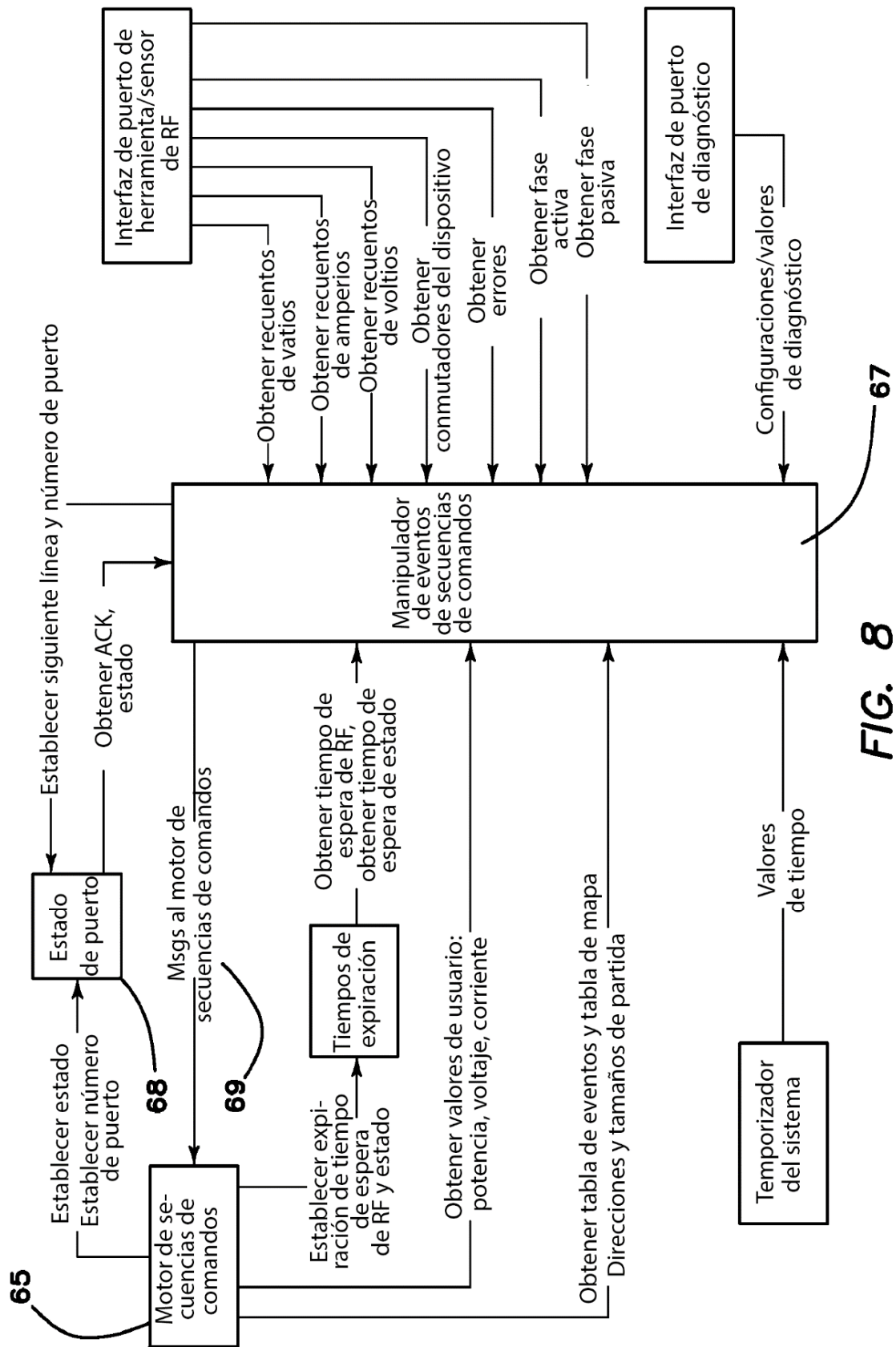


FIG. 8

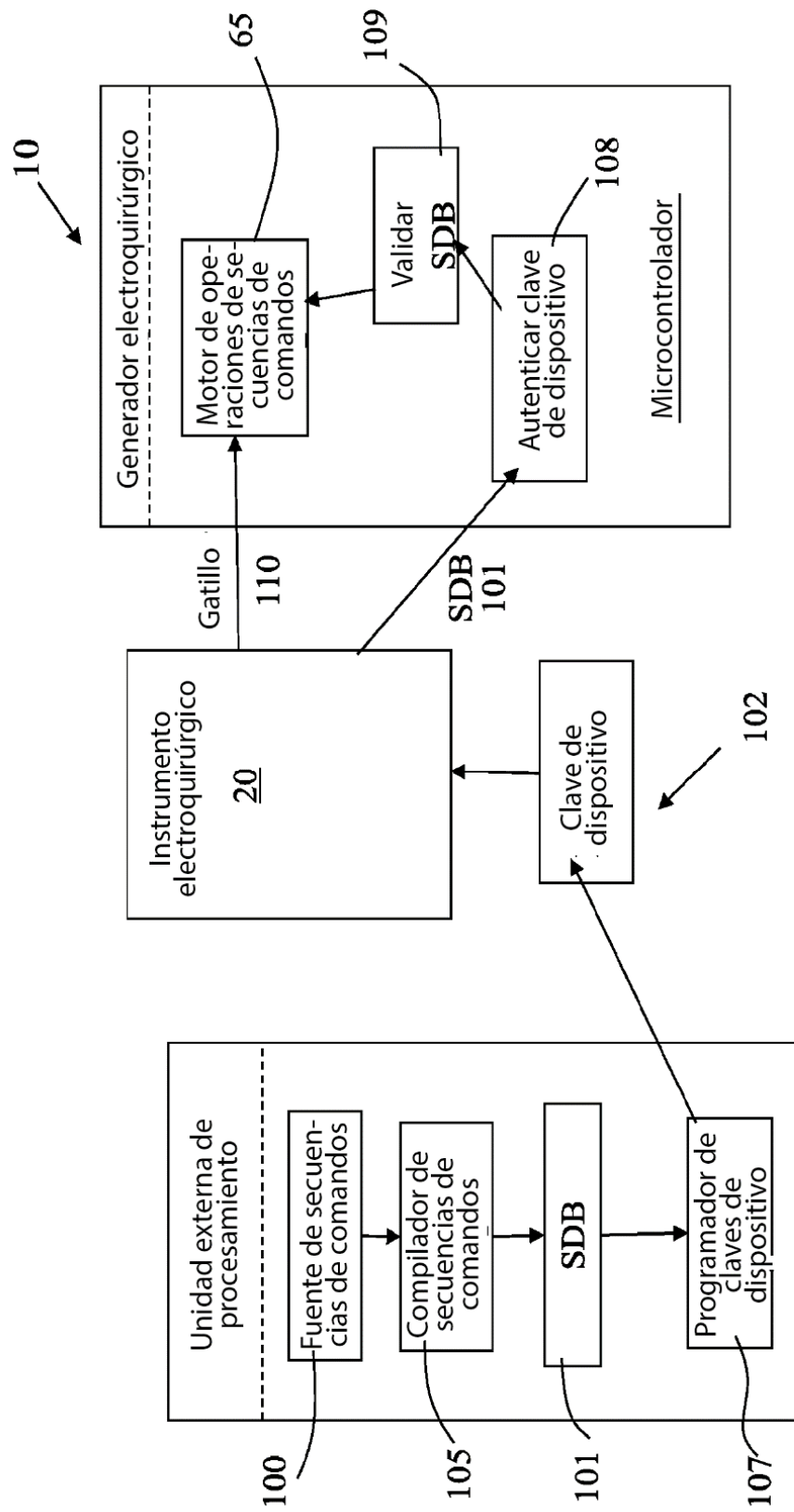
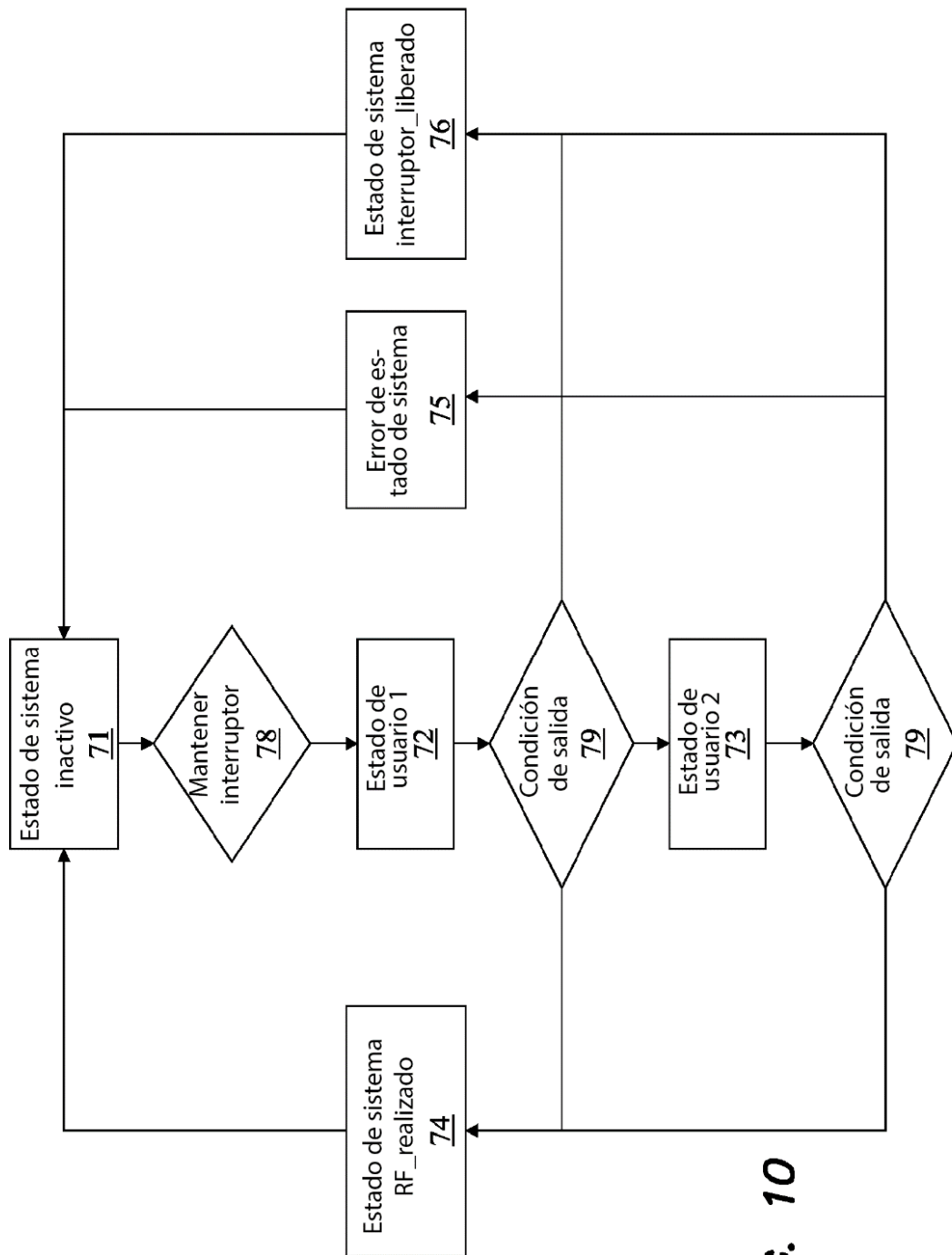
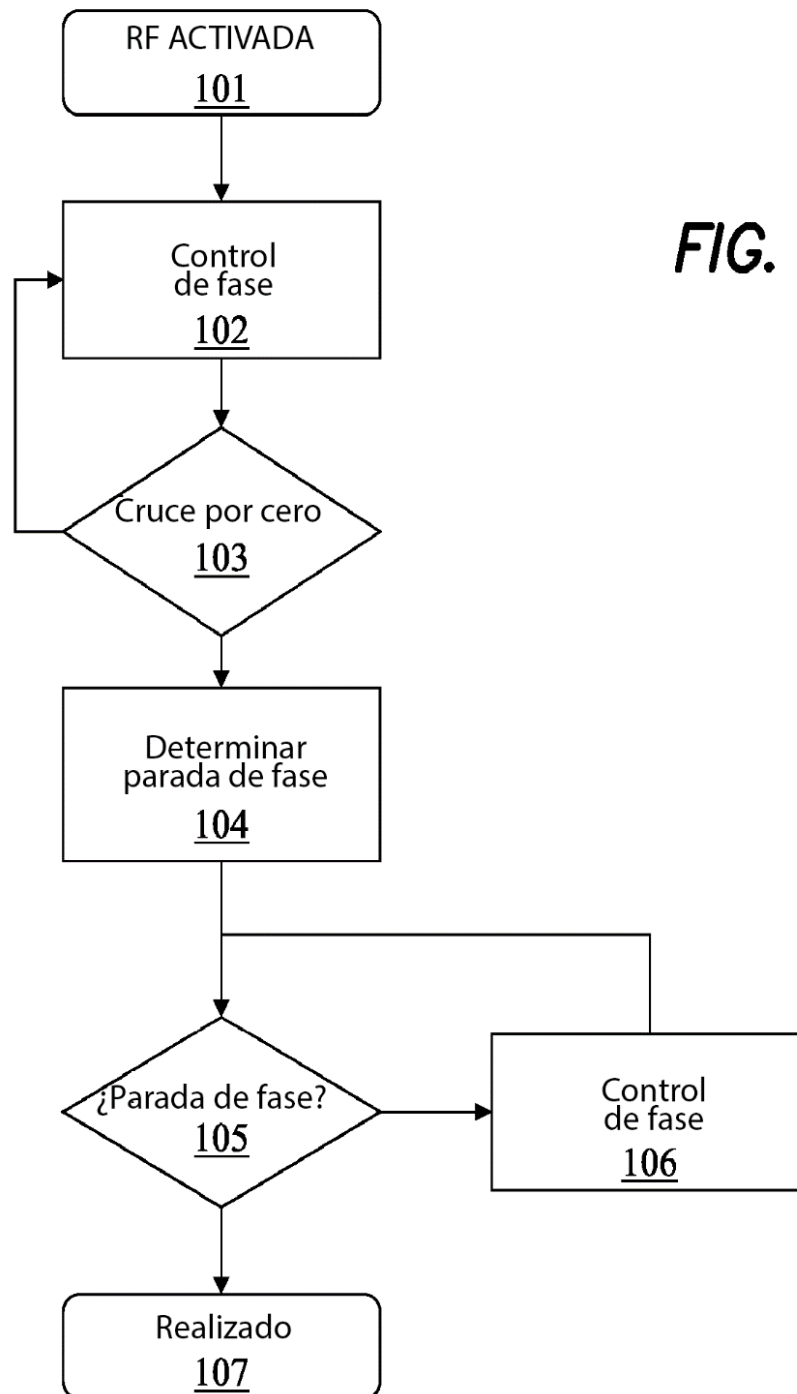
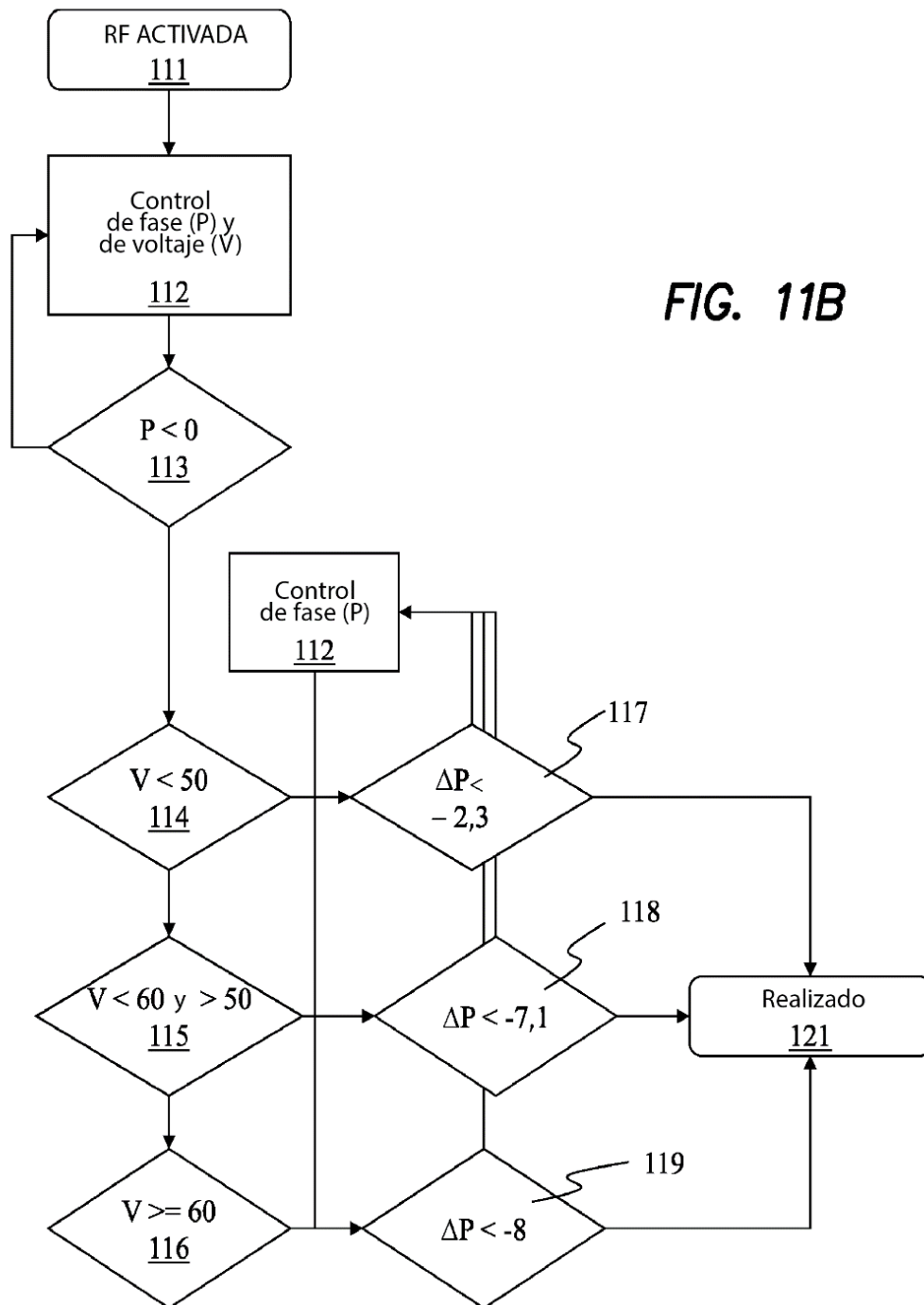


FIG. 9



**FIG. 10**

**FIG. 11A**



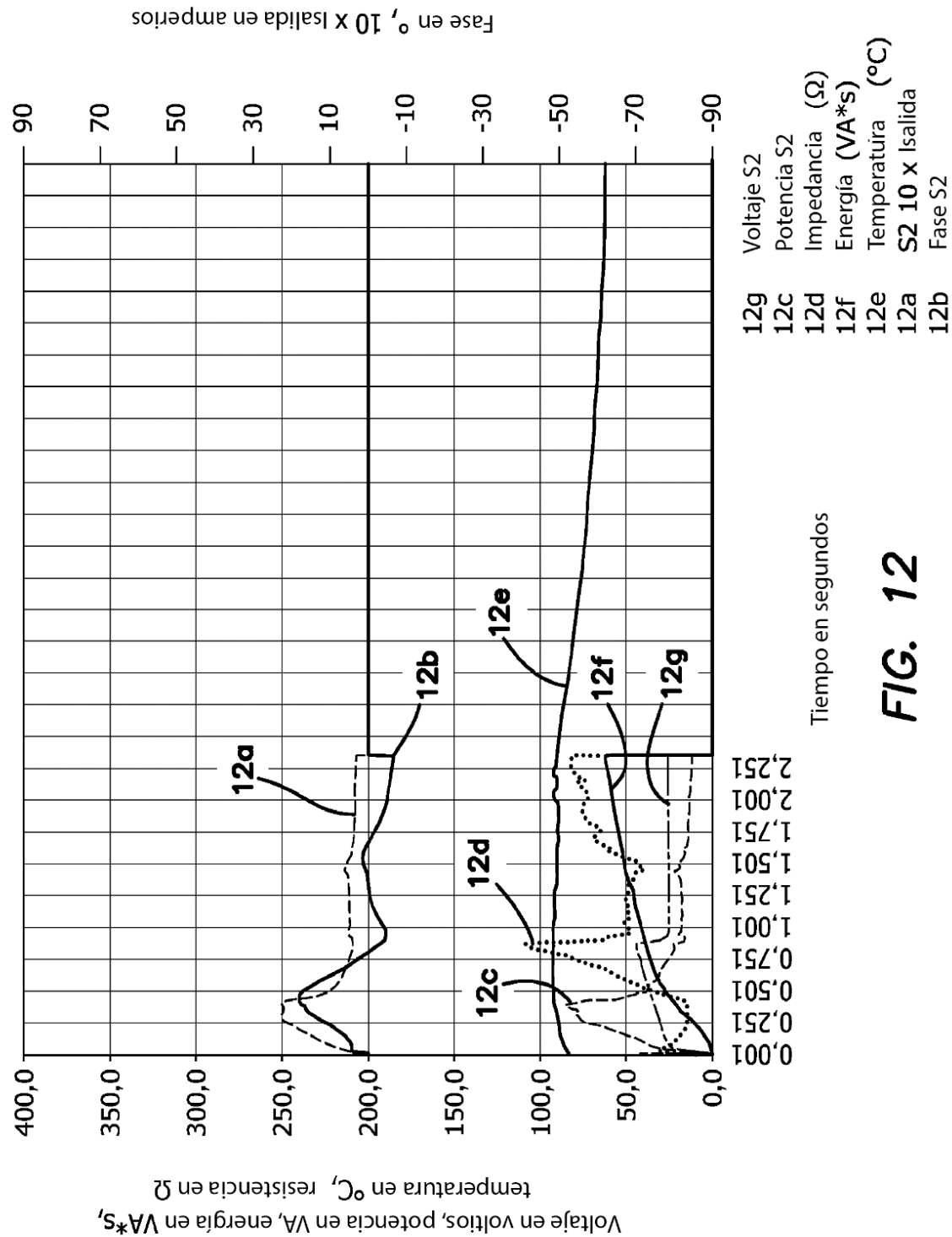


FIG. 12

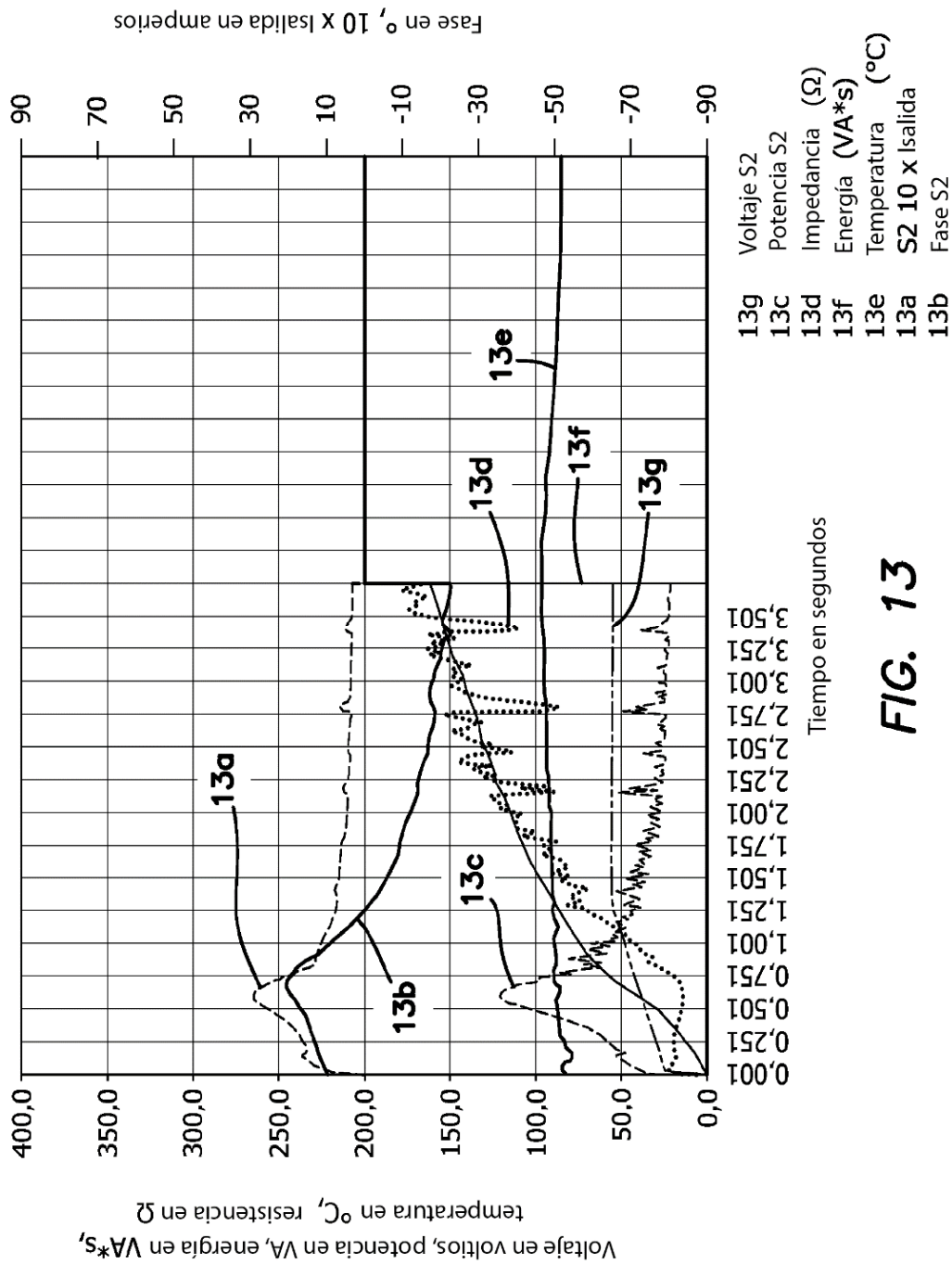
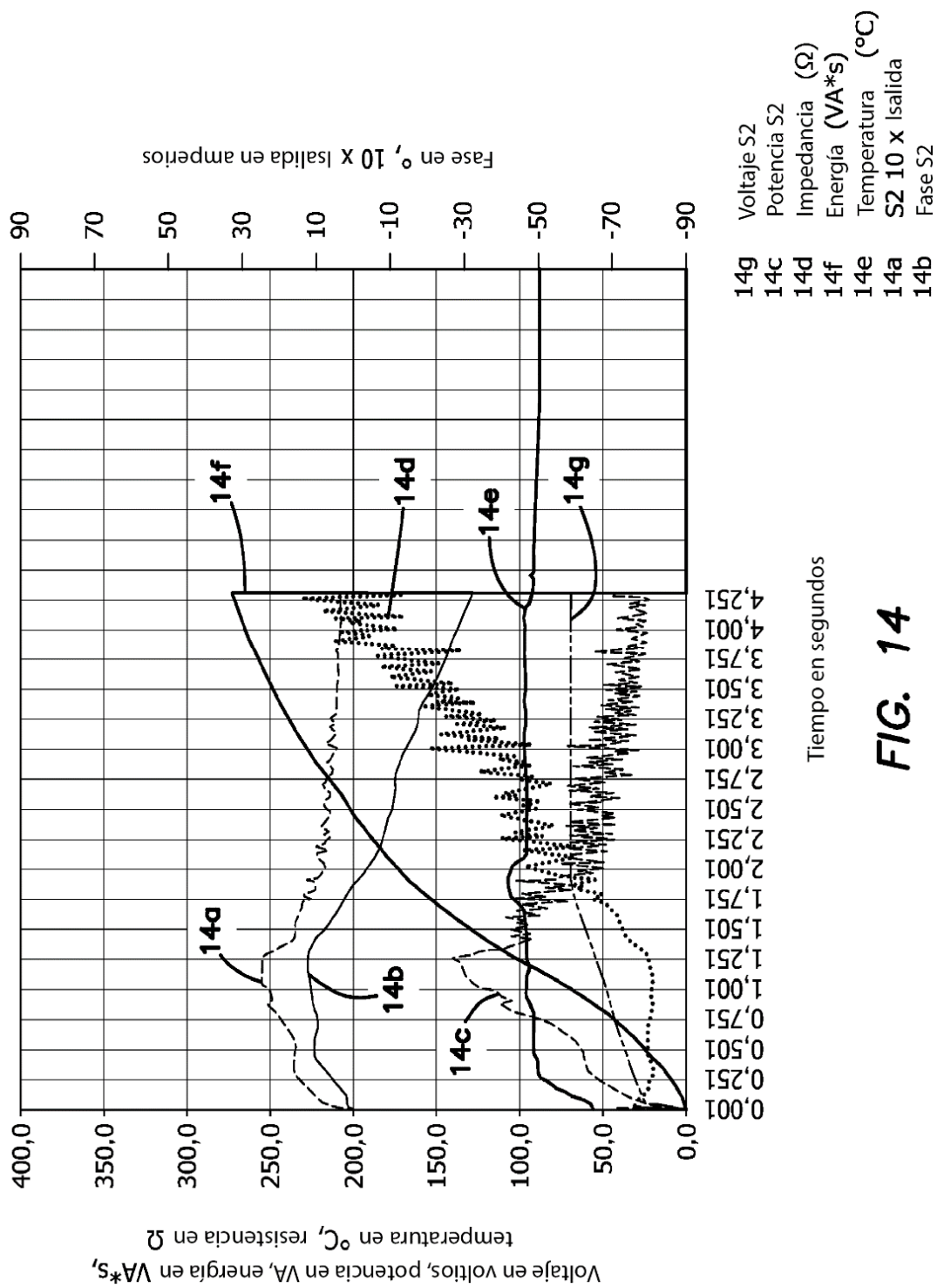


FIG. 13





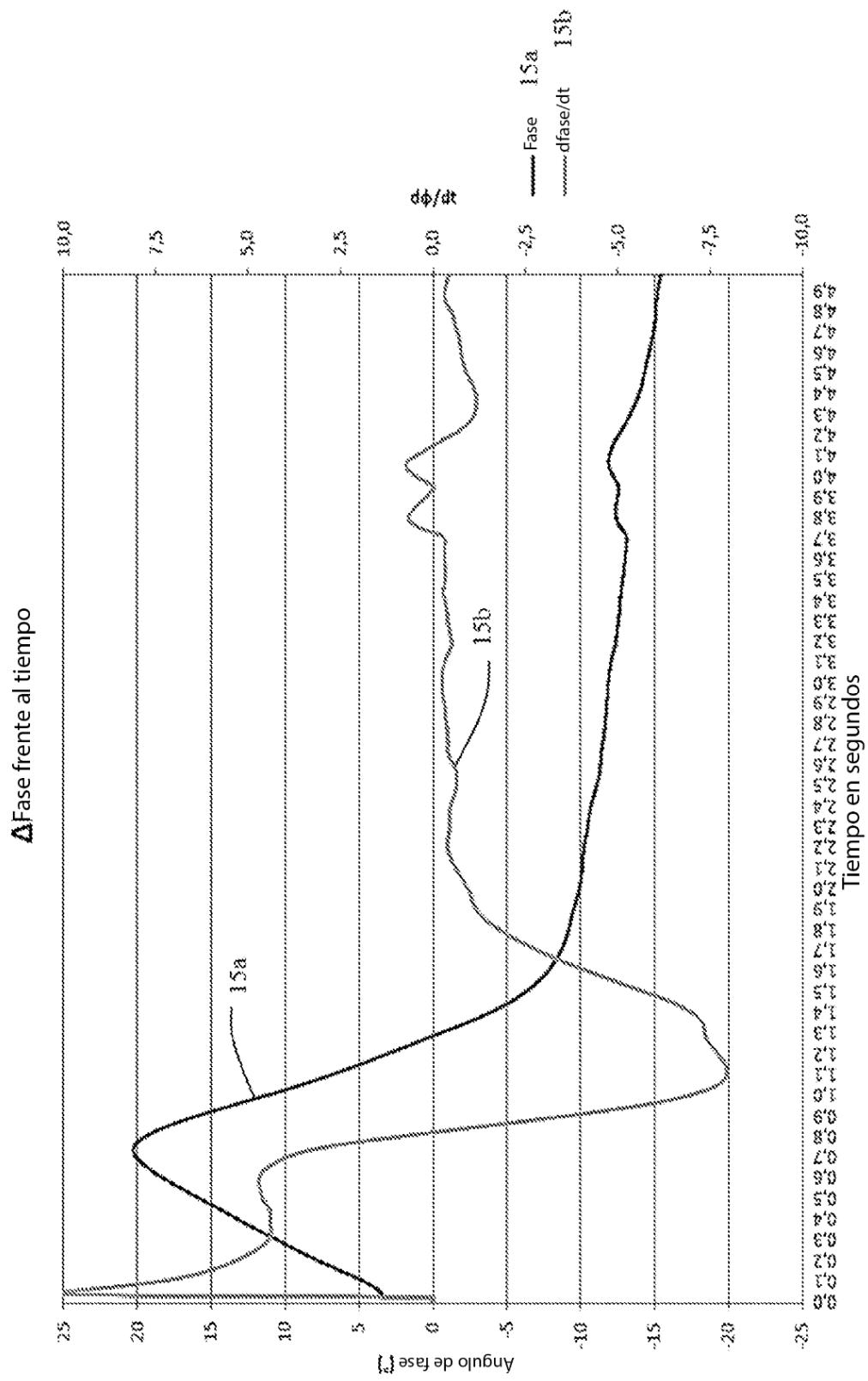


FIG. 15

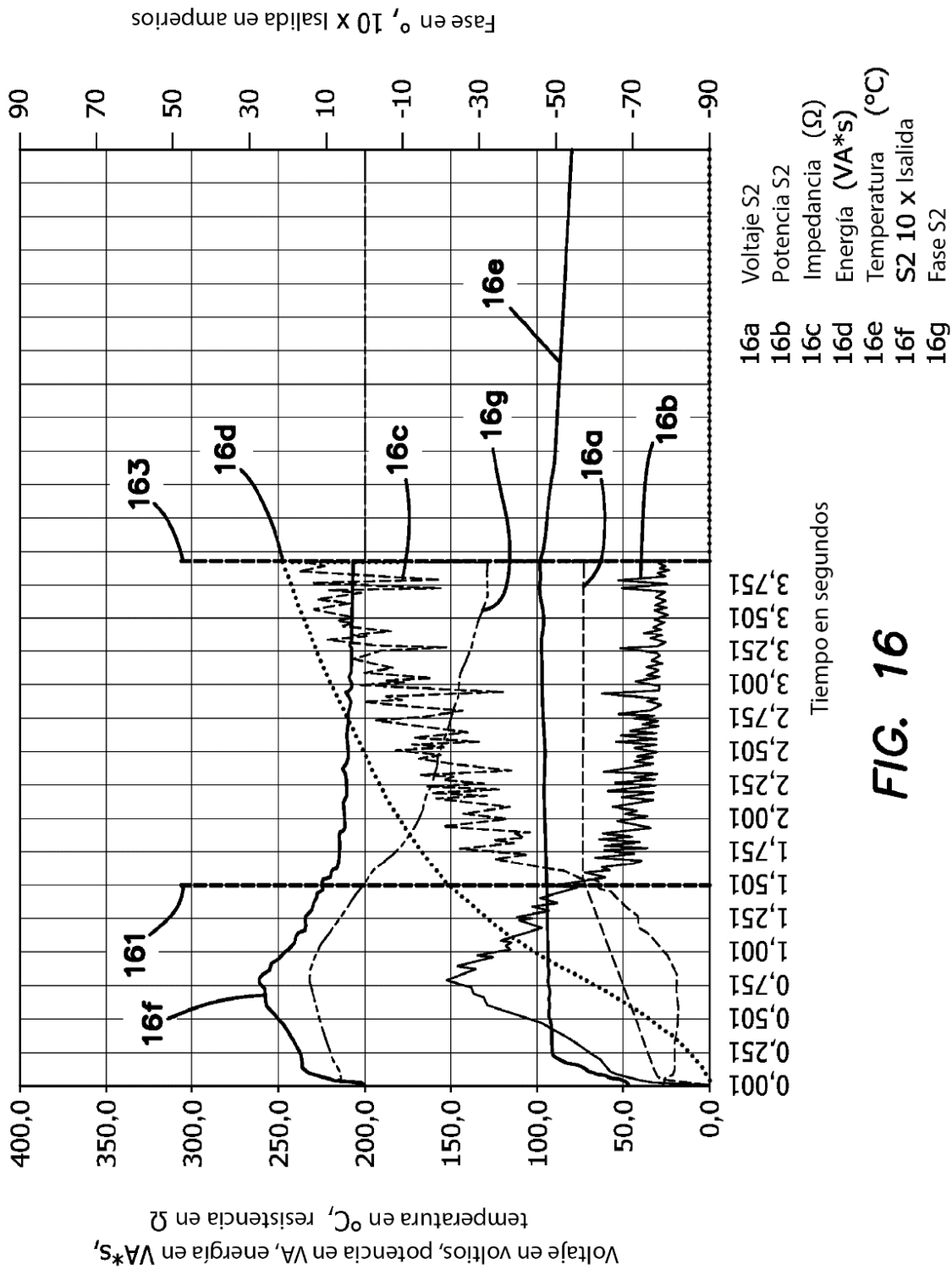


FIG. 16

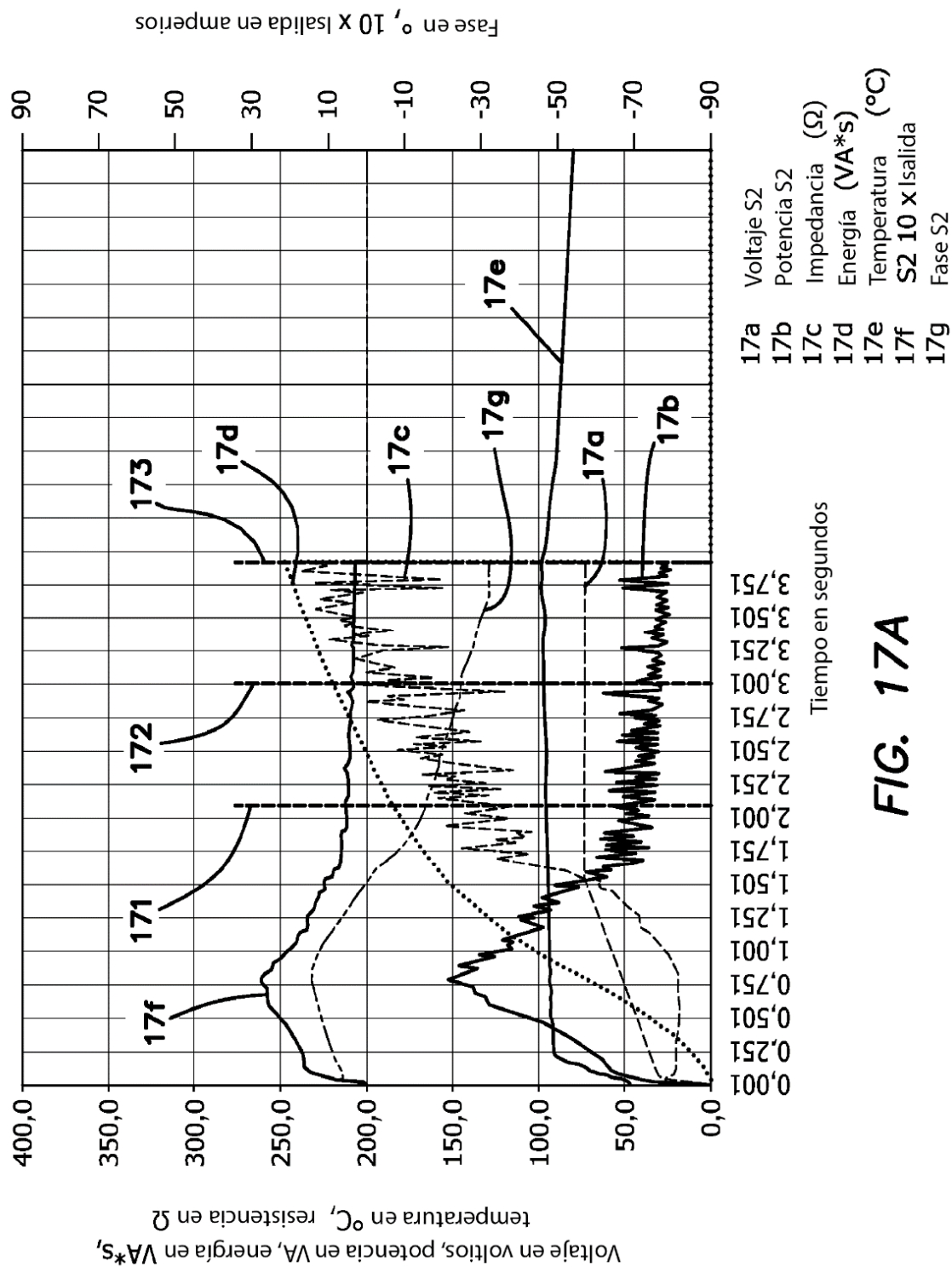


FIG. 17A

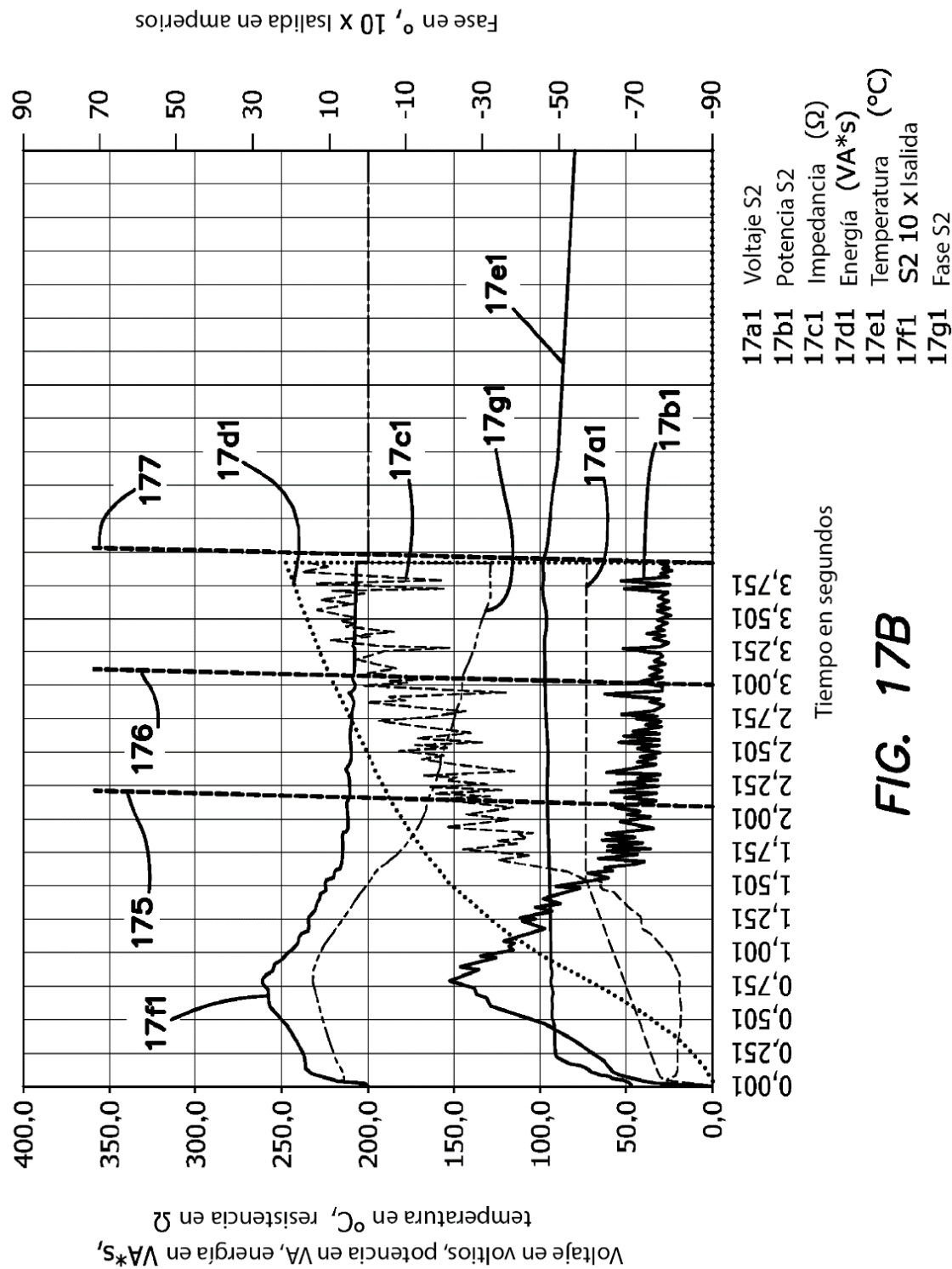
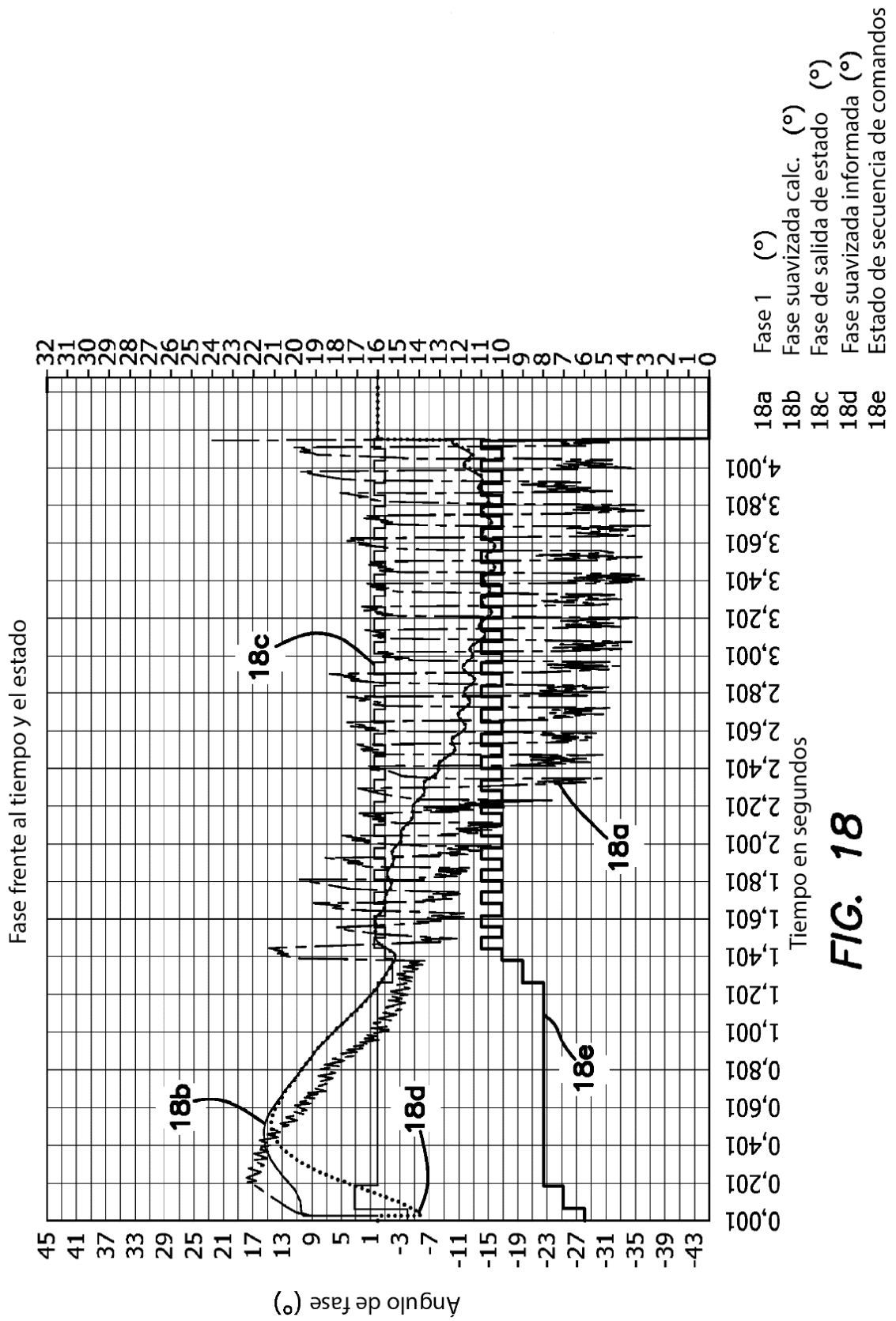
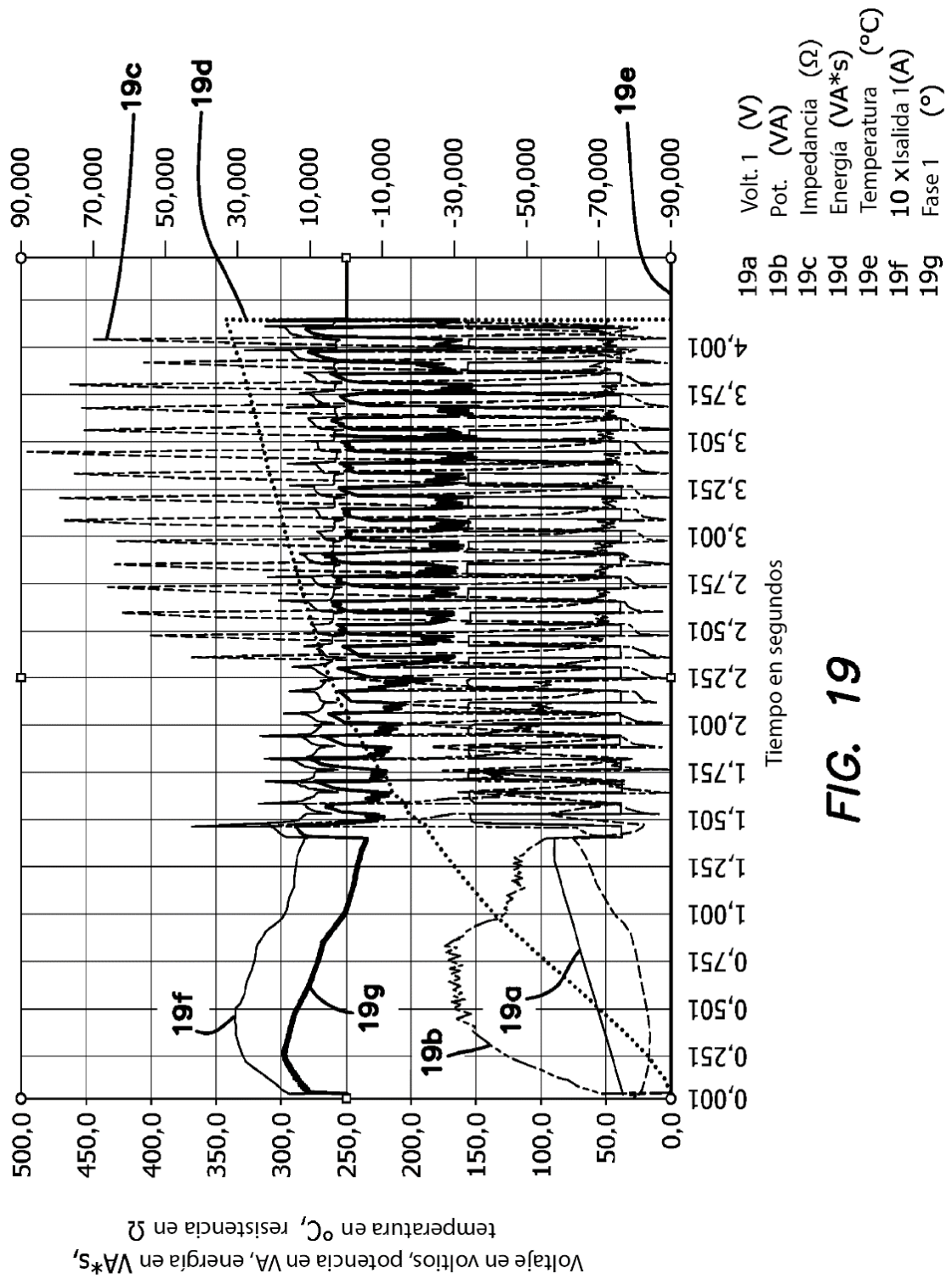
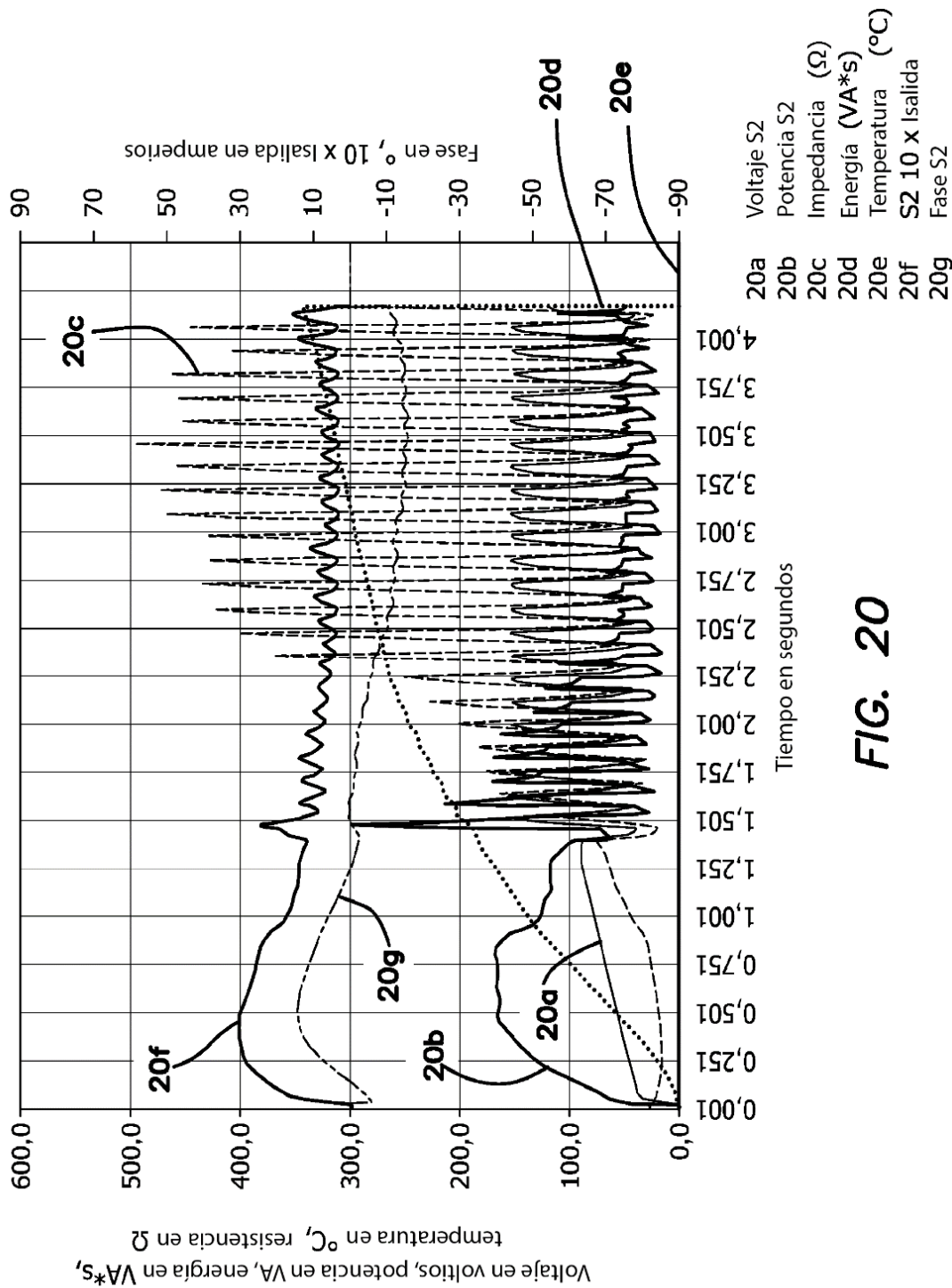


FIG. 17B







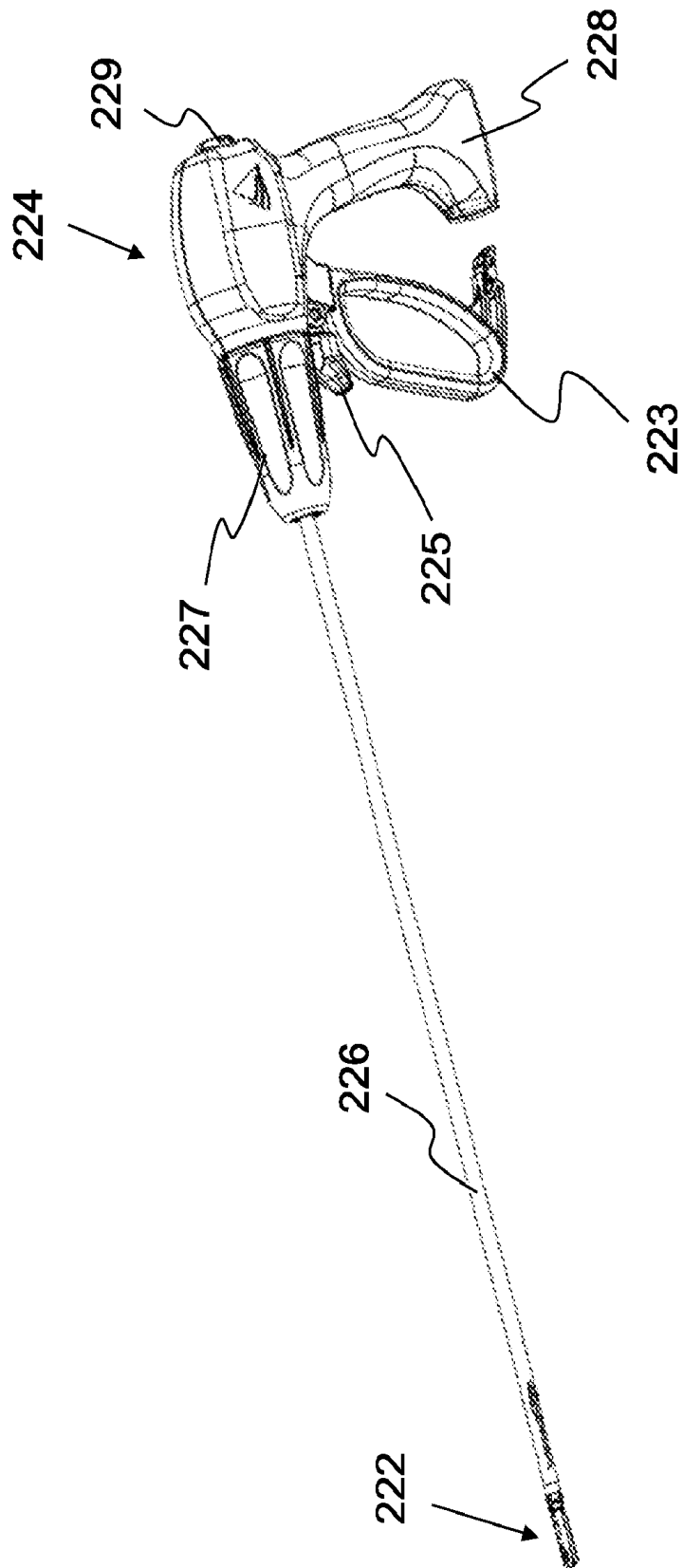


FIG. 21



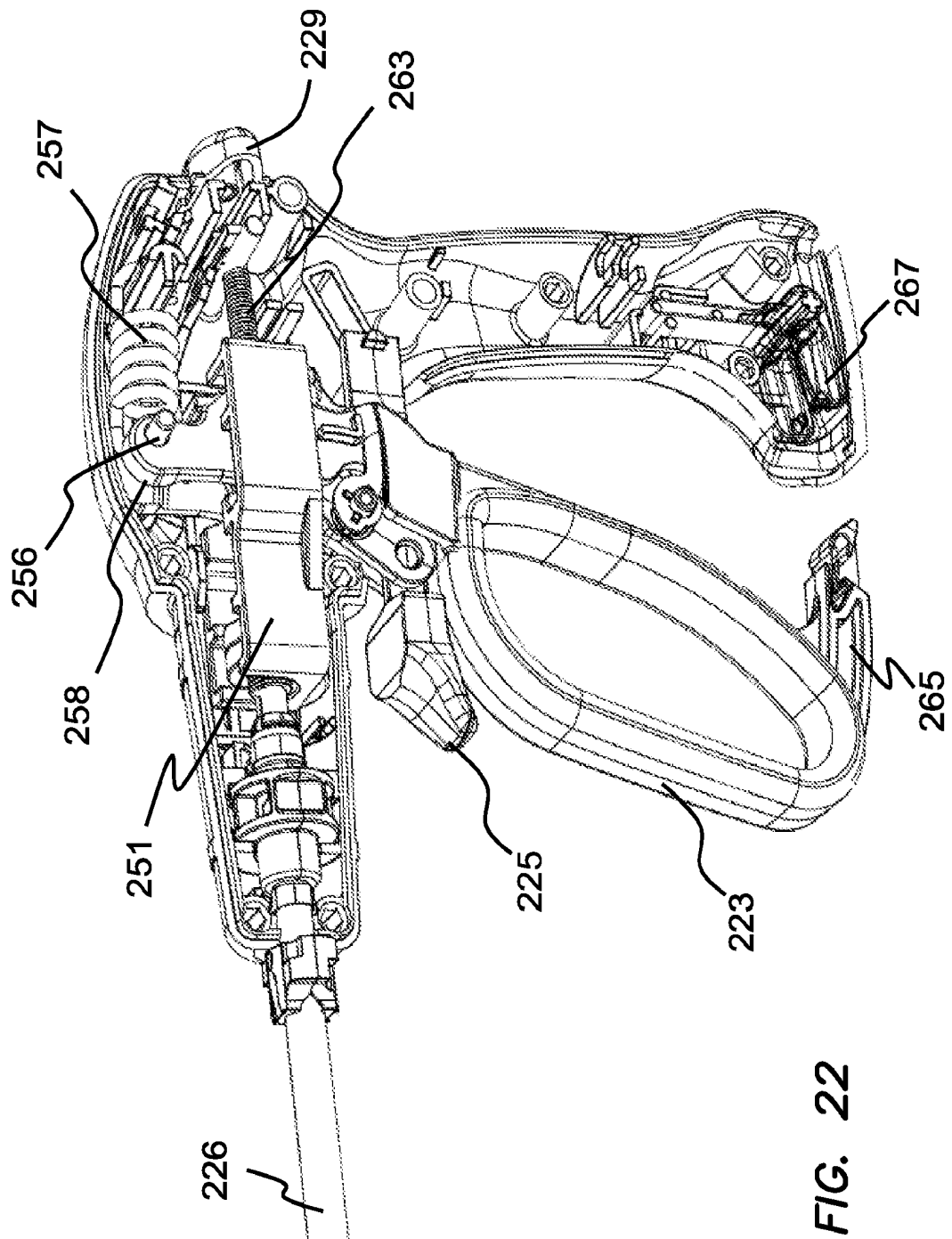


FIG. 22

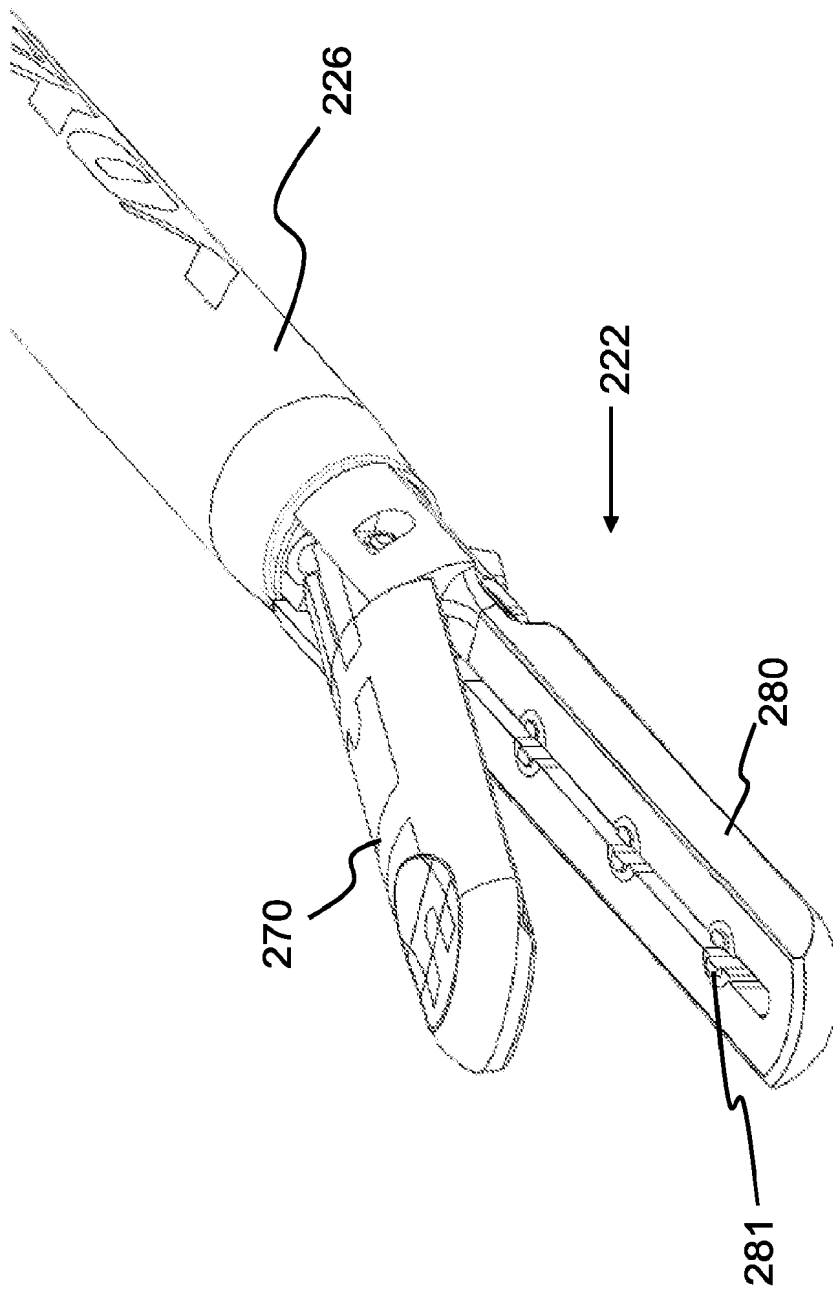
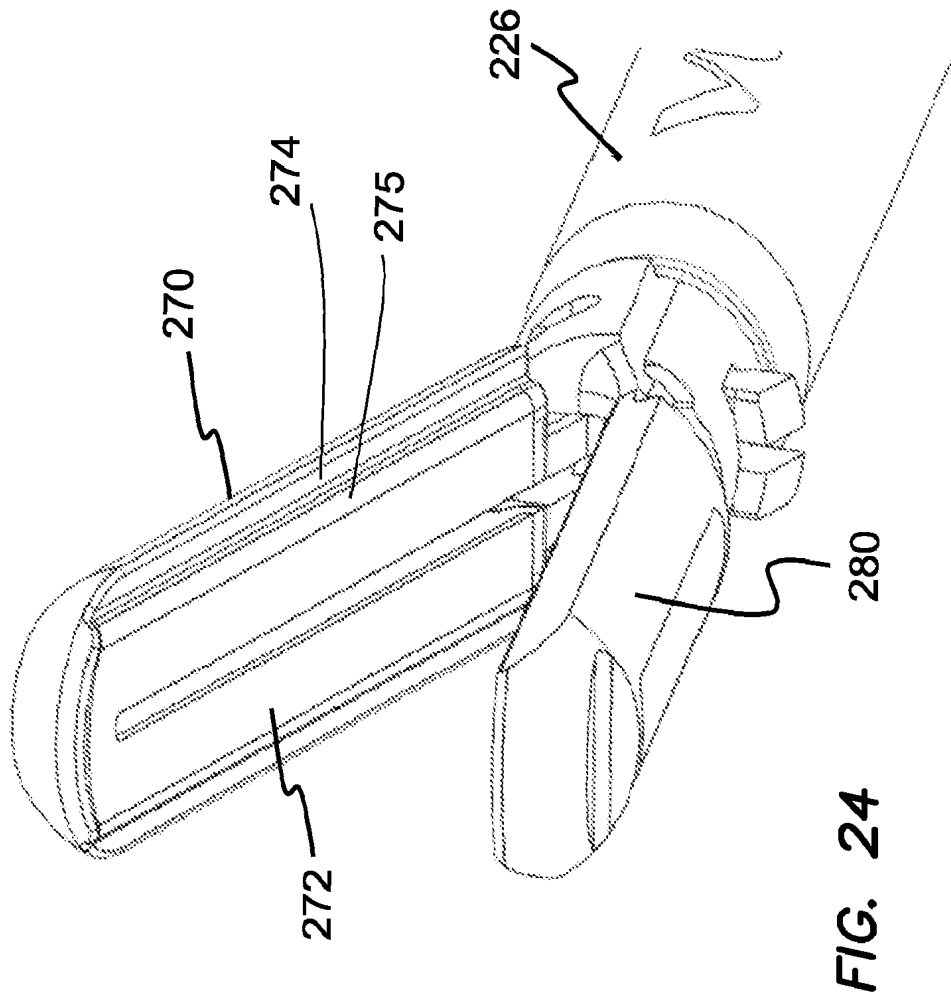


FIG. 23



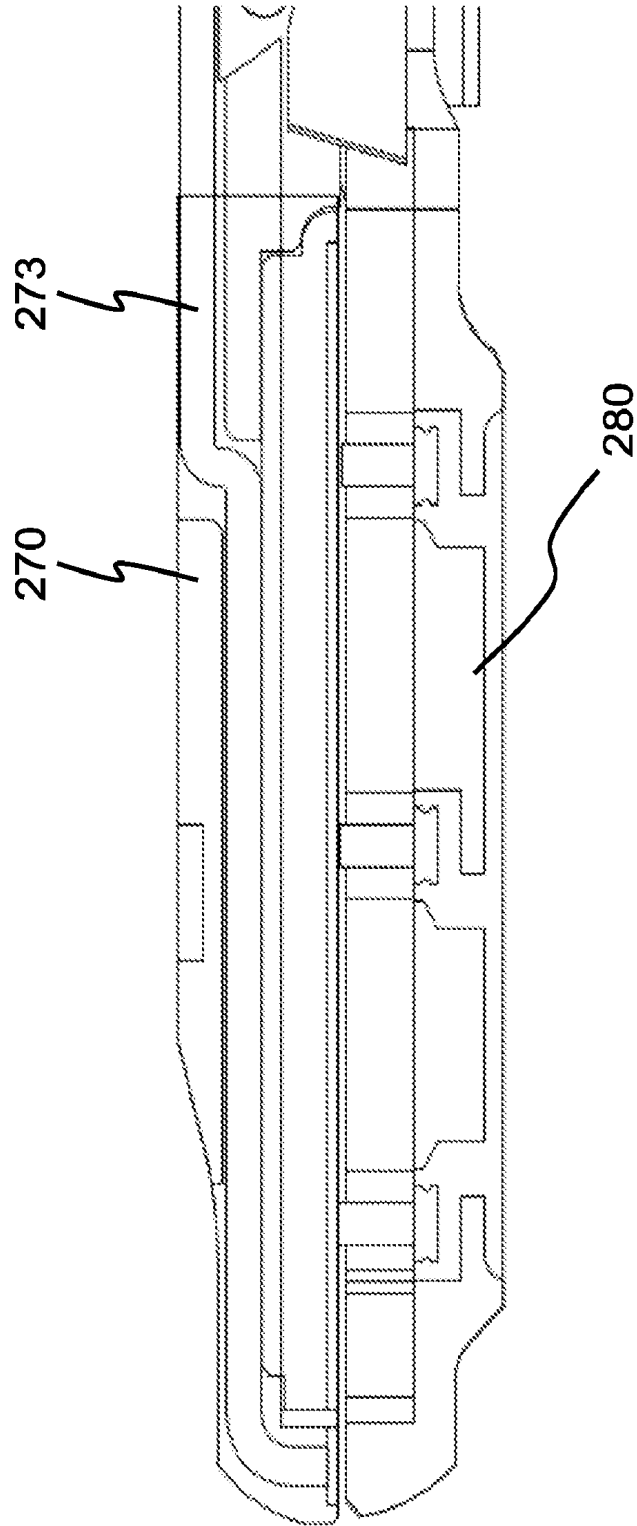
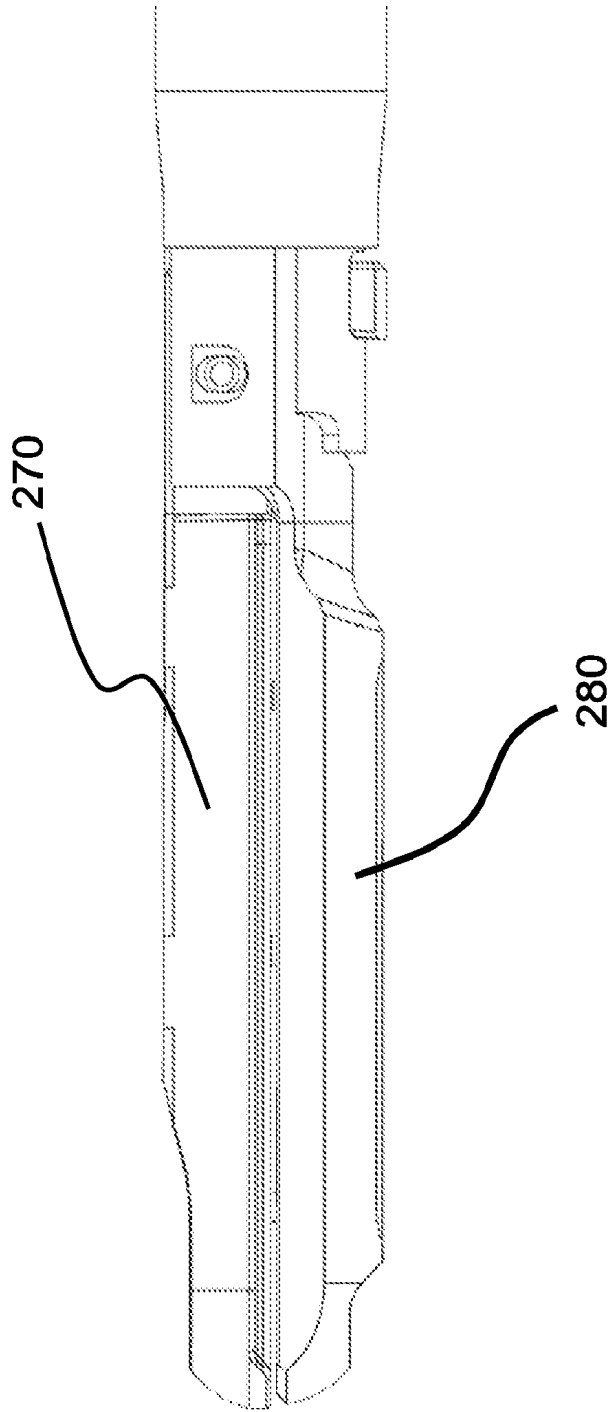


FIG. 25



**FIG. 26**

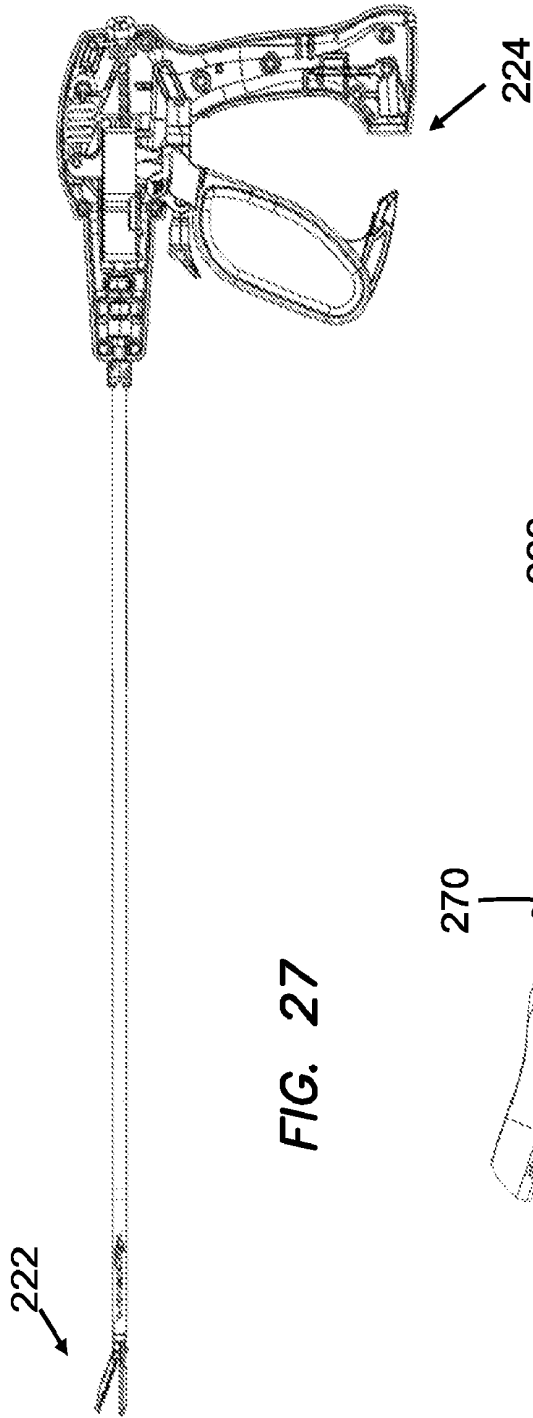


FIG. 27

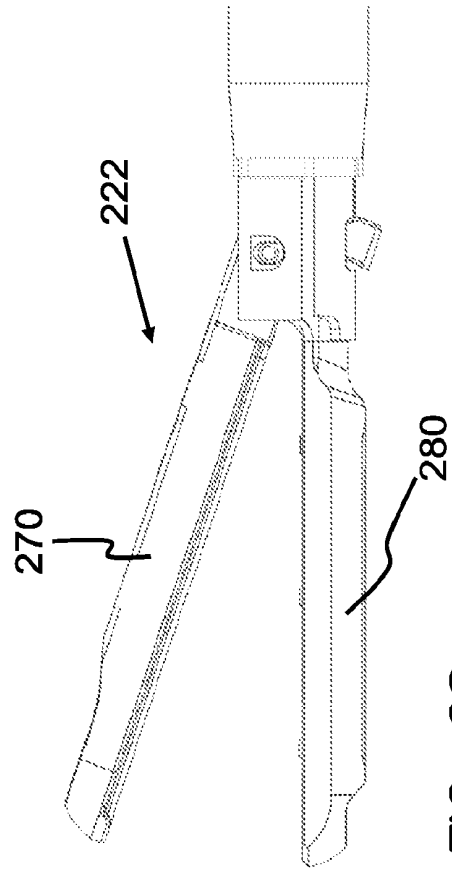


FIG. 28

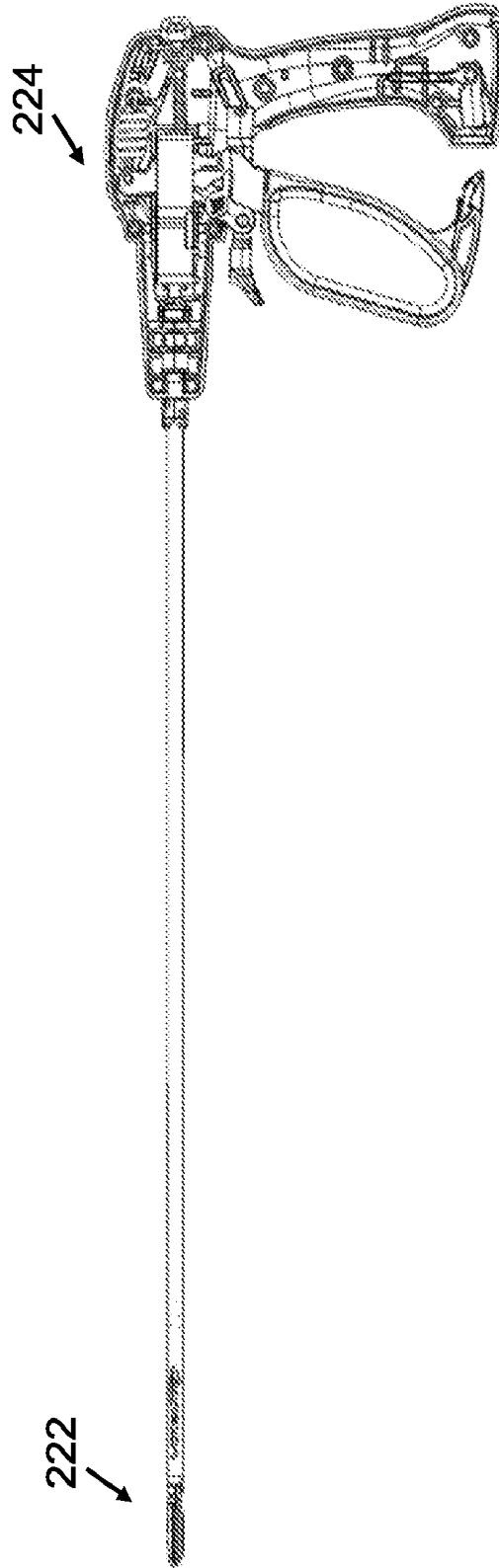


FIG. 29

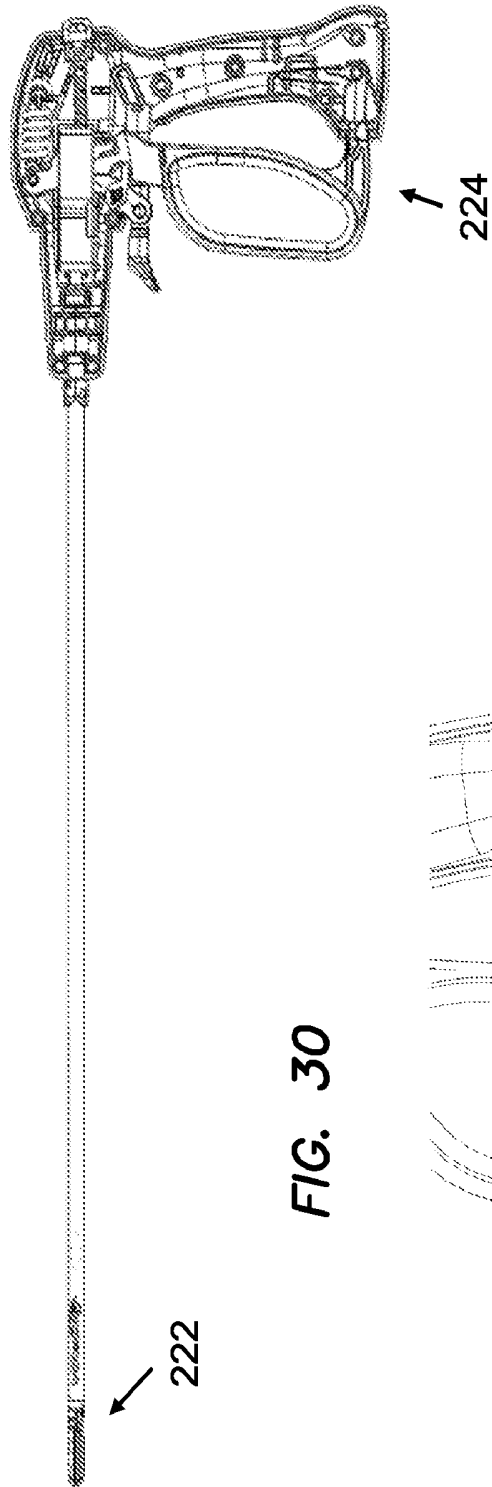


FIG. 30

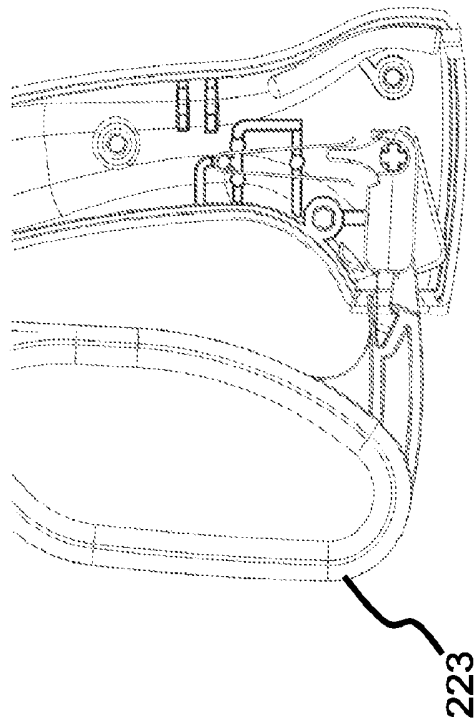


FIG. 31



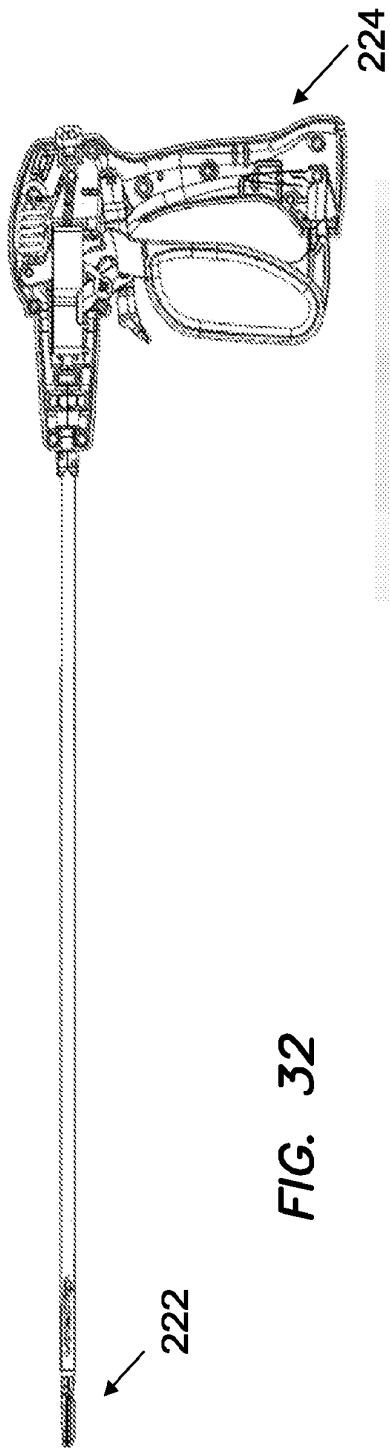


FIG. 32

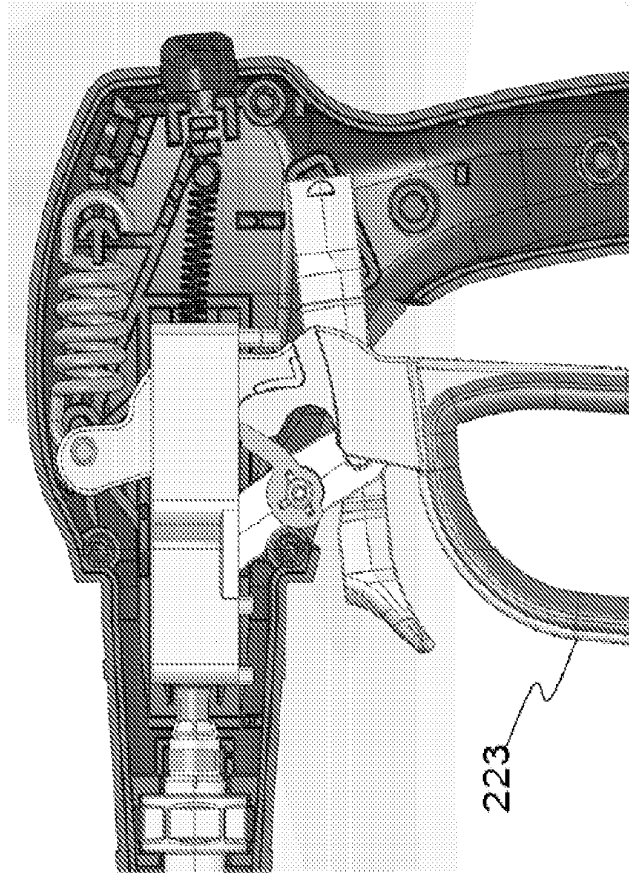
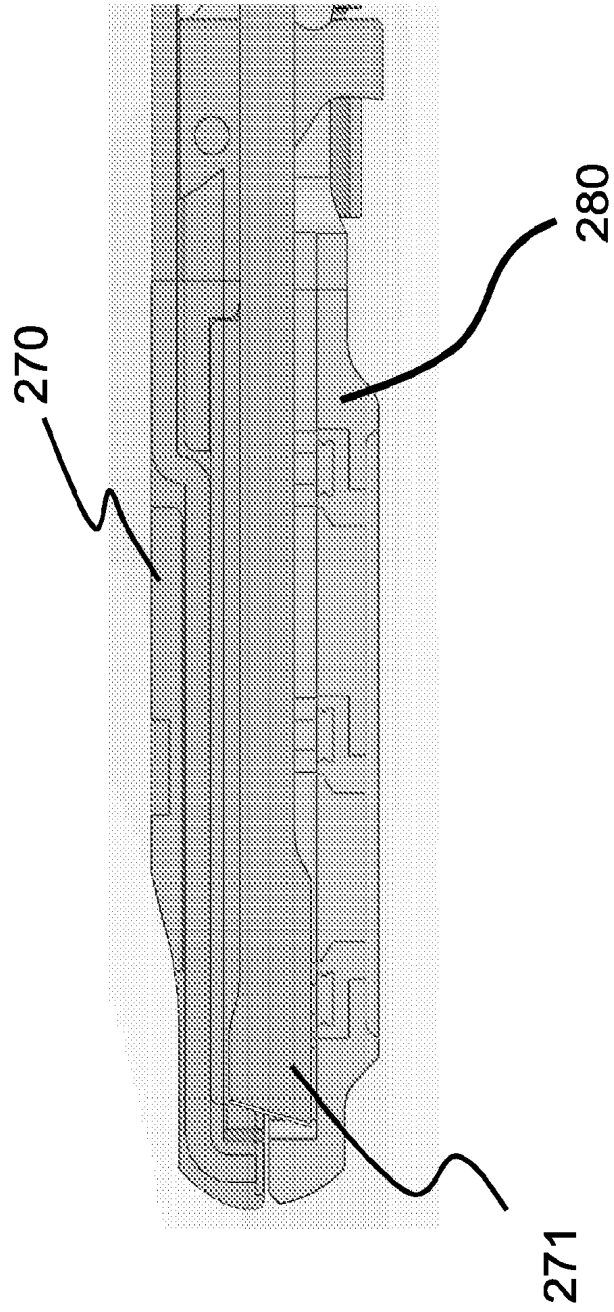


FIG. 33

FIG. 34



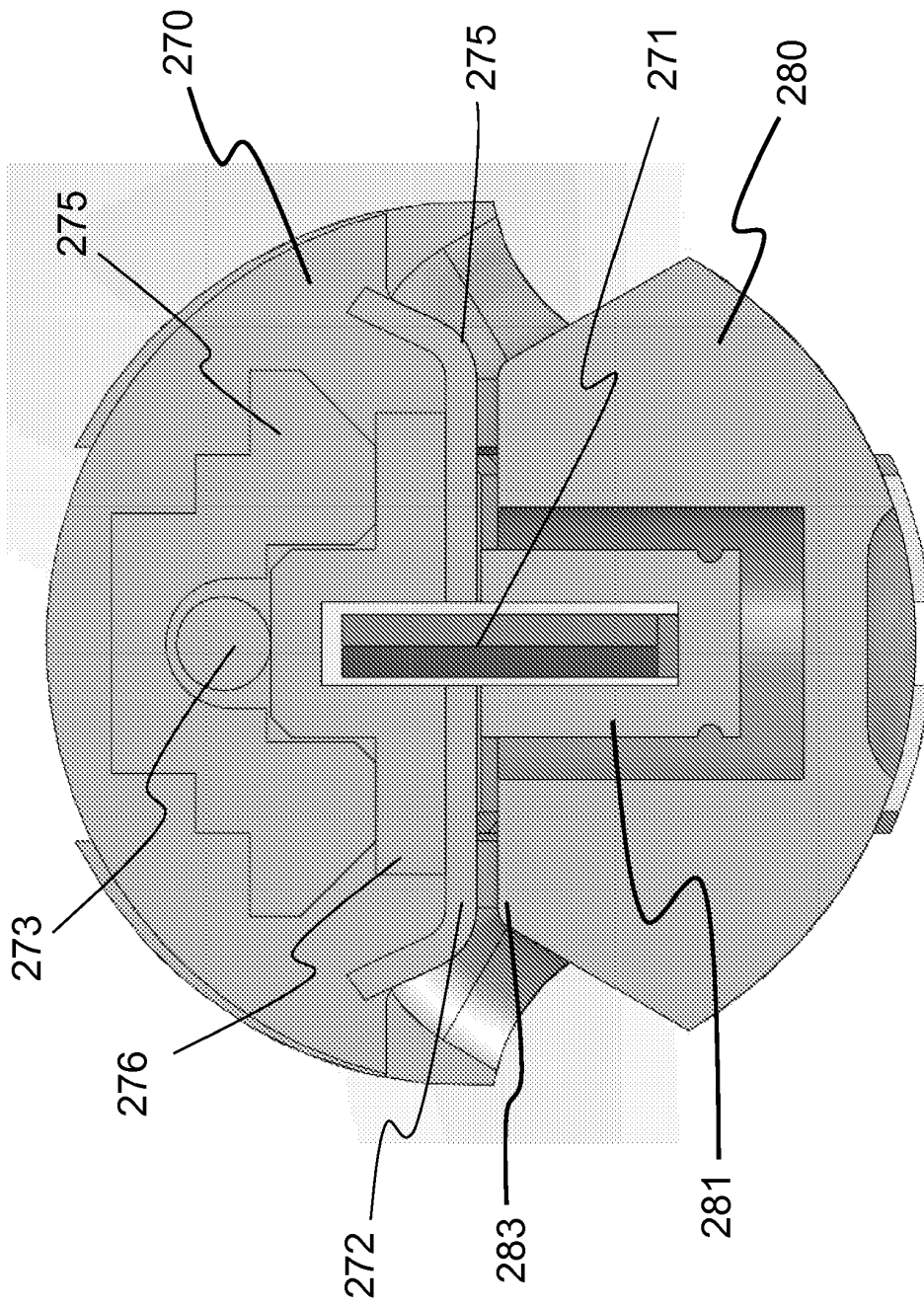
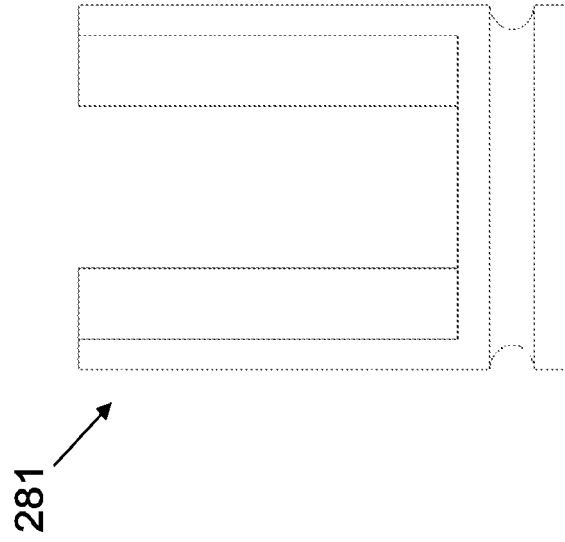
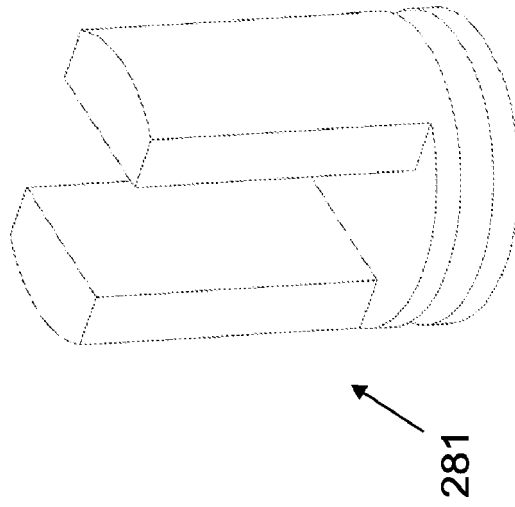


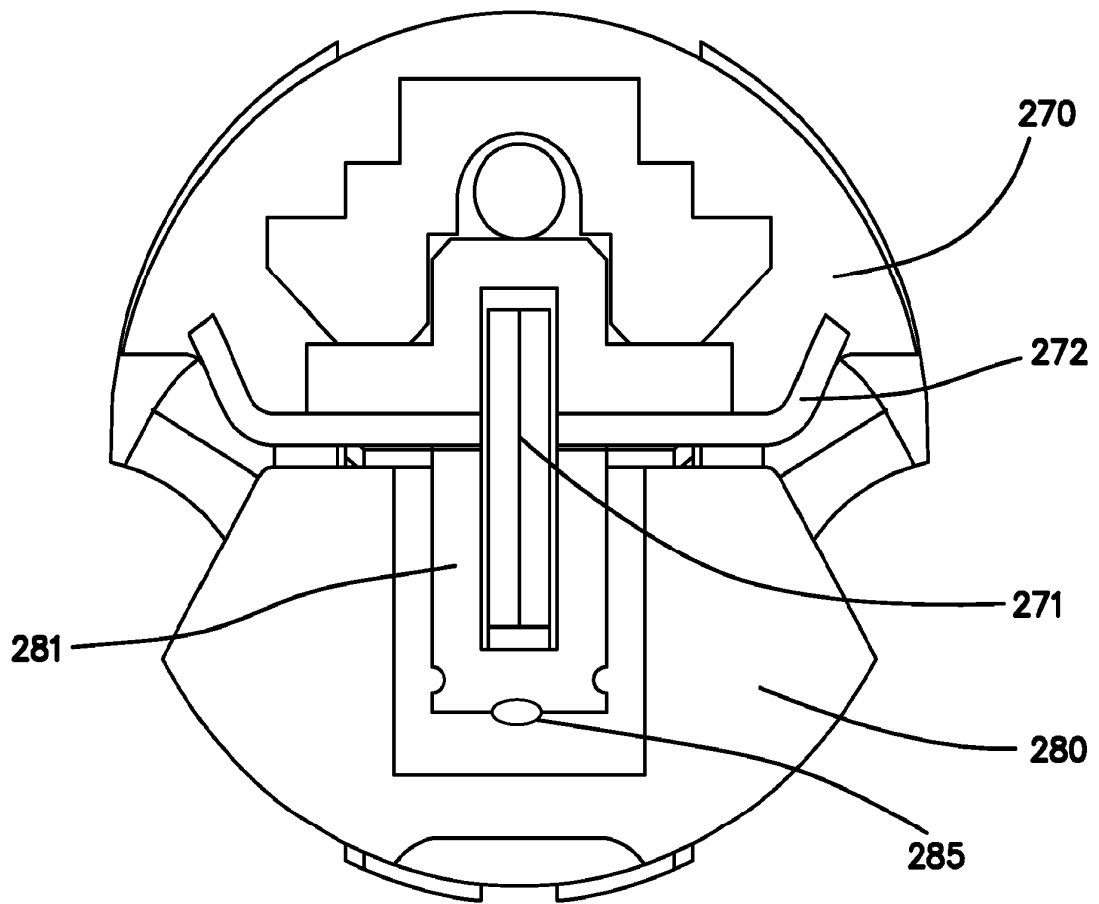
FIG. 35



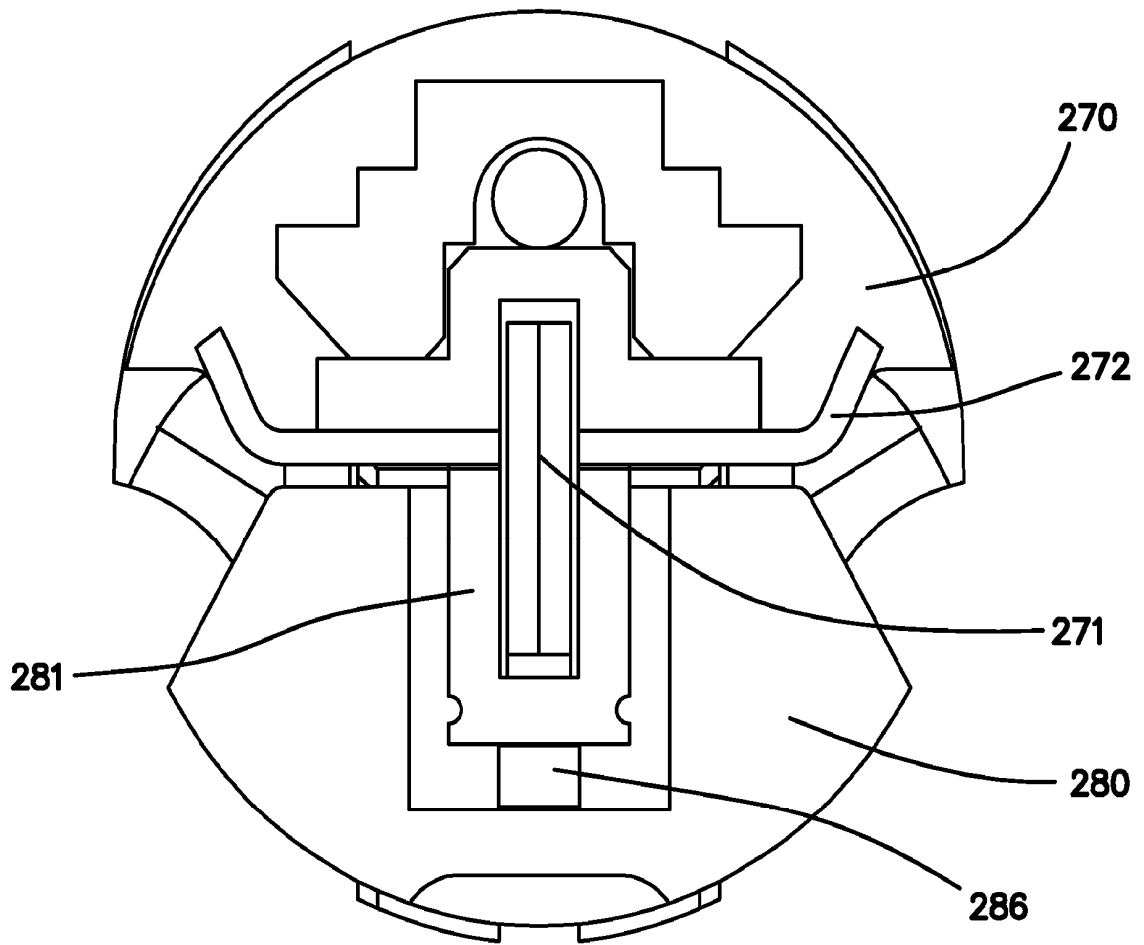
**FIG. 37**



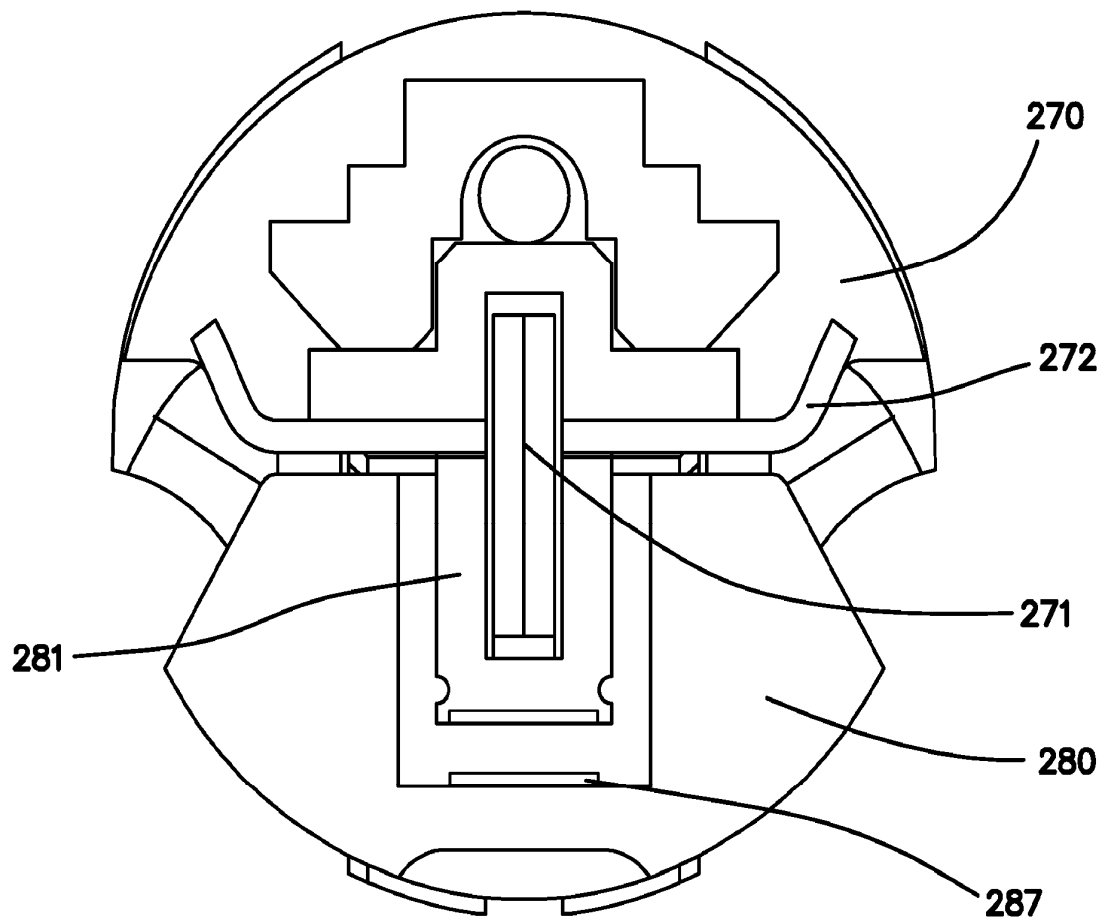
**FIG. 36**



**FIG. 38**



**FIG. 39**



**FIG. 40**