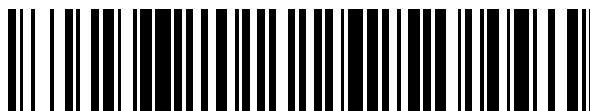


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 531 014**

51 Int. Cl.:

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

B06B 1/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.10.2010 E 10768130 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.11.2014 EP 2485670**

54 Título: **Generador quirúrgico para dispositivos de ultrasonidos y para dispositivos de electrocirugía**

30 Prioridad:

01.10.2010 US 896384 01.10.2010 US 896470
01.10.2010 US 896479 01.10.2010 US 896451
01.10.2010 US 896360 01.10.2010 US 896467
01.10.2010 US 896345 09.10.2009 US 250217 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.03.2015

73 Titular/es:

ETHICON ENDO-SURGERY, INC. (100.0%)
4545 Creek Road
Cincinnati, OH 45242, US

72 Inventor/es:

WEINER, EITAN T.;
ALDRIDGE, JEFFREY L.;
MESSERLY, JEFFREY D.;
GIORDANO, JAMES R.;
STULEN, FOSTER B.;
MILLER, MATTHEW C.;
WILEY, JEFFREY P.;
PRICE, DANIEL W.;
KOCH, ROBERT L.;
BROTZ, JOSEPH A.;
HEIN, JOHN E.;
VOEGELE, AARON C.;
ABBOTT, DANIEL J.;
KILLINGER, SCOTT B.;
DAVISON, MARK A.;
YATES, DAVID C.;
MONSON, GAVIN M.;
TEBBE, MARK E. y
CLEM, WILLIAM E.

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 531 014 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**Generador quirúrgico para dispositivos de ultrasonidos y para dispositivos de electrocirugía****Antecedentes**

5 La invención se dirige a un generador quirúrgico para suministrar energía a un instrumento quirúrgico, para su uso en ambientes quirúrgicos abiertos o mínimamente invasivos.

10 Los dispositivos quirúrgicos ultrasónicos, tales como escalpelos ultrasónicos, están encontrando aplicaciones cada vez más generalizadas en procedimientos quirúrgicos en virtud de sus características únicas de actuación. Dependiendo de las configuraciones específicas del dispositivo y de los parámetros operacionales, los dispositivos quirúrgicos ultrasónicos pueden proporcionar un corte transversal del tejido sustancialmente simultáneo y homeostasis por coagulación, minimizando el trauma del paciente de manera deseada. Un dispositivo quirúrgico ultrasónico puede comprender un mango que contiene un transductor ultrasónico, y un instrumento acoplado al transductor ultrasónico que tiene un efector final montado distalmente (por ejemplo, una hoja de cuchilla) para cortar y sellar tejido. En algunos casos, el instrumento puede estar fijado de manera permanente al mango. En otros casos, el instrumento puede separarse del mango, como en el caso de un instrumento desechable o un instrumento que sea intercambiable entre diferentes mangos. El efector final transmite energía ultrasónica al tejido que está en contacto con el efector final para realizar la acción de corte y sellado. Los dispositivos quirúrgicos ultrasónicos de esta naturaleza pueden estar configurados para uso quirúrgico abierto, procedimientos quirúrgicos laparoscópicos o endoscópicos incluyendo procedimientos asistidos por robots.

25 La energía ultrasónica corta y coagula tejido usando temperaturas inferiores a las usadas en procedimientos electroquirúrgicos y puede transmitirse al efector final por medio de un generador ultrasónico en comunicación con el mango. Al vibrar a altas frecuencias (por ejemplo, 55.500 veces por segundo), la cuchilla ultrasónica desnaturaliza la proteína en el tejido para formar un coágulo pegajoso. La presión ejercida sobre el tejido por la superficie de la cuchilla colapsa los vasos sanguíneos y permite al coágulo formar un sello homeostático. Un cirujano puede controlar la velocidad de corte y la coagulación mediante la fuerza aplicada al tejido por el efector final, el tiempo durante el que la fuerza se aplica y el nivel de excursión seleccionado del efector final.

30 El transductor ultrasónico puede diseñarse como un circuito equivalente que comprenda una primera rama con una capacitancia estática y una segunda rama en movimiento con una inductancia, resistencia y capacitancia conectadas en serie que definen las propiedades electromecánicas de un resonador. Los generadores ultrasónicos conocidos pueden incluir un inductor de ajuste para desconectar la capacitancia estática a una frecuencia resonante para que sustancialmente toda la corriente de señal de impulso del generador fluya a la rama en movimiento. Por consiguiente, al usar un inductor de ajuste, la corriente de señal de impulso del generador representa la corriente de la rama en movimiento, y por lo tanto el generador es capaz de controlar su señal de impulso para mantener la frecuencia resonante del transductor ultrasónico. El inductor de ajuste puede también transformar el gráfico de impedancia de fase del transductor ultrasónico para mejorar las capacidades de bloqueo de frecuencia del generador. Sin embargo, el inductor de ajuste puede combinarse con la capacitancia estática específica de un transductor ultrasónico a la frecuencia de resonancia operacional. En otras palabras, un transductor ultrasónico diferente que tenga una capacitancia estática diferente requiere un inductor de ajuste diferente.

45 Además, en algunas arquitecturas ultrasónicas, la señal de impulso del generador muestra distorsión armónica asimétrica que complica las mediciones de magnitud y fase de impedancia. Por ejemplo, la precisión de las mediciones de fase de impedancia puede reducirse debido a la distorsión armónica en la corriente y señales de voltaje.

50 Además, la interferencia electromagnética en ambientes ruidosos reduce la habilidad del generador para mantener el bloque en la frecuencia resonante del transductor ultrasónico, aumentando la posibilidad de resultados inválidos de algoritmo de control.

55 Los dispositivos electroquirúrgicos para aplicar energía eléctrica al tejido con el fin de tratar y/o destruir el tejido también están encontrando aplicaciones cada vez más generalizadas en campos quirúrgicos. Un dispositivo electroquirúrgico puede comprender un mango y un instrumento que tenga un efector final distalmente montado (por ejemplo, uno o más electrodos). El efector final puede estar colocado contra el tejido de tal manera que la corriente eléctrica se introduzca al tejido. Los dispositivos electroquirúrgicos pueden estar configurados para operación bipolar o monopolar. Para operación bipolar, la corriente se introduce en y regresa del tejido mediante electrodos activos y de retorno, respectivamente, del efector final. Durante operación monopolar, la corriente se introduce en el tejido por un electrodo activo del efector final y regresa a través de un electrodo de retorno (por ejemplo, una placa neutra) situada por separado en el cuerpo de un paciente. El calor generado por el flujo de corriente a través del tejido puede formar sellos hemostáticos con el tejido y/o entre tejidos y de este modo puede ser particularmente útil para sellar vasos sanguíneos, por ejemplo. El efector final de un dispositivo electroquirúrgico también puede comprender un miembro de corte que sea móvil en relación con el tejido y los electrodos para cortar transversalmente el tejido.

65 La energía eléctrica aplicada por un dispositivo electroquirúrgico puede transmitirse al instrumento por un generador en comunicación con el mango. La energía eléctrica puede tener forma de energía radio frecuencia RF.

La energía RF es una forma de energía eléctrica que puede estar en el rango de frecuencia de 300 kHz a 1 MHz. Durante su funcionamiento, un dispositivo electroquirúrgico puede transmitir energía RF de baja frecuencia a través de tejido, lo que provoca agitación iónica, o fricción, en efecto calentamiento resistivo, aumentando de este modo la temperatura de tejido. Debido a que puede crearse un límite marcado entre el tejido afectado y el tejido que lo rodea, los cirujanos pueden operar con un alto nivel de precisión y control, sin sacrificar tejido adyacente no dirigido. Las bajas temperaturas operativas de energía RF pueden ser útiles para eliminar, reducir o esculpir tejido blando mientras simultáneamente se sellan vasos sanguíneos. La energía RF puede funcionar particularmente bien en tejido conectivo, que principalmente está compuesto por colágeno y encoge cuando entra en contacto con calor.

El documento US 6 338 657 B1 describe un conector para proporcionar una conexión eléctrica entre un instrumento quirúrgico y un generador.

El documento WO 2008/130793 A1 desvela un generador quirúrgico con un adaptador para facilitar la conexión de conectores estándares a un receptáculo bipolar.

Debido a su única señal de impulso, necesidades de detección y retroalimentación, los dispositivos ultrasónicos y electroquirúrgicos generalmente han requerido diferentes generadores. Además, en casos en los que el instrumento es desechable o intercambiable con un mango, los generadores ultrasónicos y electroquirúrgicos son limitados en su habilidad para reconocer la configuración del instrumento particular que está usando y para optimizar los procesos de control y diagnóstico en consecuencia. Además, el acoplamiento capacitivo entre los circuitos no aislados y aislados por el paciente del generador, especialmente en casos donde se usan voltajes y frecuencias más altas, puede dar como resultado la exposición de un paciente a niveles inaceptable de corriente de fuga.

Resumen

Se desvela un generador para comunicar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico. En una realización, el generador puede comprender un amplificador de potencia para recibir una onda de señal de impulso que varía con el tiempo. La onda de señal de impulso puede generarse mediante una conversión de digital a análogo de al menos un aparte de una pluralidad de muestras de onda de señal de impulso. Una salida del amplificador de potencia puede ser para generar una señal de impulso. La señal de impulso puede comprender una primera señal de impulso para comunicarse con un dispositivo quirúrgico ultrasónico y una segunda señal de impulso para comunicarse con un dispositivo electroquirúrgico. El generador también puede comprender un circuito de muestreo para generar muestras de corriente y voltaje de la señal de impulso cuando la señal de impulso se comunica con el dispositivo quirúrgico. La generación de las muestras puede sincronizarse con la conversión de digital a análogo de las muestras de onda de señal de impulso de tal manera que, para cada conversión de digital a análogo de una muestra de onda de señal de impulso, el circuito de muestreo genere un conjunto correspondiente de muestras de corriente y voltaje. El generador también puede comprender al menos un dispositivo programado, para cada muestra de onda de señal de impulso y conjunto correspondiente de muestras de corriente y voltaje, para almacenar las muestras de corriente y voltaje en una memoria de al menos un dispositivo para asociar las muestras almacenadas con la muestra de onda de señal de impulso. El al menos un dispositivo también puede programarse, cuando la señal de impulso comprende la primera señal de impulso, para determinar una muestra de corriente de rama en movimiento del dispositivo quirúrgico ultrasónico en base a las muestras almacenadas de corriente y voltaje, comparar la muestra de corriente de rama en movimiento con una muestra objetivo seleccionada de un conjunto de muestras objetivo que definen una onda objetivo, estando la muestra objetivo seleccionada en base a la muestra de onda de señal de impulso, determinar un error de amplitud entre la muestra objetivo y la muestra de corriente de rama en movimiento, y modificar la muestra de onda de señal de impulso de tal manera que se reduzca un error de amplitud entre la muestra objetivo y una posterior muestra de corriente de rama en movimiento en base a las muestra de corriente y voltaje asociadas con la muestra de onda de señal de impulso modificada.

En un caso, el generador puede comprender una memoria y un dispositivo acoplado a la memoria para recibir cada una de la pluralidad de muestras de onda de señal de impulso usadas para sintetizar la señal de impulso, un conjunto correspondiente de muestras de corriente y voltaje de la señal de impulso. Para cada muestra de onda de señal de impulso y conjunto correspondiente de muestras de corriente y voltaje, el dispositivo puede almacenar las muestras en la memoria del dispositivo para asociar las muestras almacenadas con la muestra de onda de señal de impulso. También, para cada muestra de onda de señal de impulso y conjunto correspondiente de muestras de corriente y voltaje, el dispositivo puede, cuando la señal de impulso comprende una primera señal que se comunicará con un dispositivo quirúrgico ultrasónico, determinar una muestra de corriente de rama en movimiento del dispositivo quirúrgico ultrasónico en base a las muestras almacenadas, comparar la muestra de corriente de rama en movimiento con una muestra objetivo seleccionada de un conjunto de muestras objetivo que definen una onda objetivo, estando la muestra objetivo seleccionada en base a la muestra de onda de señal de impulso, determinar un error de amplitud entre la muestra objetivo y la muestra de corriente de rama en movimiento, y modificar la muestra de onda de señal de impulso de tal manera que se reduzca un error de amplitud entre la muestra objetivo y una posterior muestra de corriente de rama en movimiento en base a las muestra de corriente y voltaje asociadas con la muestra de onda de señal de impulso modificada.

También se desvela un método para determinar corriente de rama en movimiento en un transductor ultrasónico de un dispositivo quirúrgico ultrasónico sobre múltiples frecuencias de una señal de impulso de transductor. En un caso, el método puede comprender, en cada una de una pluralidad de frecuencias de la señal de impulso del transductor, el sobre muestreo de una corriente y voltaje de la señal de impulso del transductor, que recibe, mediante el procesador, las muestras de corriente y voltaje, y la determinación, mediante el procesador, de la corriente de rama en movimiento en base a las muestra de corriente y voltaje, una capacitancia estática del transductor ultrasónico y la frecuencia de la señal de impulso del transductor.

También se desvela un método para controlar una forma de onda de una corriente de rama en movimiento en un transductor ultrasónico de un dispositivo quirúrgico. En un caso, el método puede comprender generar una señal de impulso de transductor recordando selectivamente, usando un algoritmo de síntesis digital directa (SDD), muestras de onda de señal de impulso almacenadas en una tabla de consulta (TDC), generar muestras de corriente y voltaje de la señal de impulso del transductor cuando la señal de impulso del transductor se comunica con el dispositivo quirúrgico, determinar muestras de la corriente de rama en movimiento en base a las muestras de corriente y voltaje, una capacitancia estática del transductor ultrasónico y una frecuencia de la señal de impulso del transductor, comparar cada muestra de la corriente de rama en movimiento con una respectiva muestra objetivo de una onda objetivo para determinar una amplitud de error y modificar las muestras de onda de señal de impulso almacenadas en la TDC de tal manera que se reduzca una amplitud de error entre las posteriores muestras de la corriente de rama en movimiento y las respectivas muestras objetivo.

Un generador quirúrgico para proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico puede comprender un primer transformador y un segundo transformador. El primer transformador puede comprender un primer devanado primario y un primer devanado secundario. El segundo transformador puede comprender un segundo devanado primario y un segundo devanado secundario. El generador quirúrgico puede además comprender un circuito de generador para generar la señal de impulso. El circuito del generador puede estar eléctricamente acoplado al primer devanado primario para proporcionar la señal de impulso a través del primer devanado primario. El generador quirúrgico también puede comprender un circuito en el lado del paciente eléctricamente aislado del circuito del generador. El circuito en el lado del paciente puede estar eléctricamente acoplado al primera devanado secundario. Además, el circuito en el lado del paciente puede comprender primeras y segundas líneas de salida para proporcionar la señal de impulso al dispositivo quirúrgico. Además, el generador quirúrgico puede comprender un capacitor. El capacitor y el segunda devanado secundario pueden estar eléctricamente acoplados en serie entre la primera línea de salida y la tierra.

También, un generador quirúrgico para proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico puede comprender un primer transformador, un circuito en el lado del paciente y un capacitor. El primer transformador puede comprender un devanado primario, un primer devanado secundario y un segundo devanado secundario. Una polaridad del primer devanado secundario en relación con el devanado primario puede ser opuesta a la polaridad del segundo devanado secundario. El circuito del generador puede generar la señal de impulso y puede estar eléctricamente acoplada al primer devanado primario para proporcionar la señal de impulso a través del primer devanado primario. El circuito en el lado del paciente puede estar eléctricamente aislado del circuito del generador y puede estar eléctricamente acoplado al primer devanado secundario. También, el circuito en el lado del paciente puede comprender primeras y segundas líneas de salida para proporcionar la señal de impulso al dispositivo quirúrgico. El capacitor y el segundo devanado secundario pueden estar eléctricamente acoplados en serie entre la primera línea de salida y la tierra.

Además, un generador quirúrgico para proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico puede comprender un primer transformador, un circuito de generador, un circuito en el lado del paciente y un capacitor. El primer transformador puede comprender un devanado primario y un devanado secundario. El circuito del generador puede generar la señal de impulso y puede estar eléctricamente acoplado al primer devanado primario para proporcionar la señal de impulso a través del primer devanado primario. El circuito en el lado del paciente puede estar eléctricamente aislado del circuito del generador y puede estar eléctricamente acoplado al devanado secundario. Además, el circuito en el lado del paciente puede comprender primeras y segundas líneas de salida para proporcionar la señal de impulso al dispositivo quirúrgico. El capacitor puede estar eléctricamente acoplado al devanado primario y a la primera línea de salida.

Un generador quirúrgico para proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico puede comprender un primer transformador, un circuito de generador, un circuito en el lado del paciente, así como un primer, segundo y tercer capacitor. El primer transformador puede comprender un devanado primario y un devanado secundario. El circuito del generador puede generar la señal de impulso y puede estar eléctricamente acoplado al primer devanado primario para proporcionar la señal de impulso a través del primer devanado primario. El circuito en el lado del paciente puede estar eléctricamente aislado del circuito del generador y puede estar eléctricamente acoplado al devanado secundario. Además, el circuito en el lado del paciente puede comprender primeras y segundas líneas de salida para proporcionar la señal de impulso al dispositivo quirúrgico. Un primer electrodo del primer capacitor puede estar eléctricamente acoplado al primer devanado. Un primer electrodo del segundo capacitor puede estar eléctricamente acoplado a la primera línea de salida y un segundo electrodo del segundo capacitor puede estar eléctricamente acoplado a un segundo electrodo del primer capacitor. Un primer electrodo del

tercer capacitor puede estar eléctricamente acoplado al segundo electrodo del primer capacitor y el segundo electrodo del segundo capacitor. Un segundo electrodo del tercer capacitor puede estar eléctricamente acoplado a la tierra.

5 También se desvelan los circuitos de control del dispositivo quirúrgico. En un caso, el circuito de control puede comprender una primera parte de circuito que comprende al menos un primer interruptor. La primera parte de circuito puede comunicarse con un generador quirúrgico sobre un par conductor. El circuito de control también puede comprender una segunda parte de circuito que comprende un elemento de circuito de datos. El elemento de circuito de datos puede estar dispuesto en un instrumento del dispositivo quirúrgico y transmitir o recibir datos. El elemento de circuito de datos puede implementar comunicaciones de datos con el generador quirúrgico sobre al menos un conductor del par conductor.

15 En un caso, el circuito de control puede comprender una primera parte de circuito que comprende al menos un primer interruptor. La primera parte de circuito puede comunicarse con un generador quirúrgico sobre un par conductor. El circuito de control también puede comprender una segunda parte de circuito que comprende un elemento de circuito de datos. El elemento de circuito de datos puede estar dispuesto en un instrumento del dispositivo quirúrgico y transmitir o recibir datos. El elemento de circuito de datos puede implementar comunicaciones de datos con el generador quirúrgico sobre al menos un conductor del par conductor. La primera parte de circuito puede recibir una primera señal de interrogación transmitida desde el generador quirúrgico en una primera banda de frecuencia. El elemento de circuito de datos puede comunicarse con el generador quirúrgico usando un protocolo de transmisión modulado por amplitud transmitido en una segunda banda de frecuencia. La segunda banda de frecuencia puede ser más alta que la primera banda de frecuencia.

25 En un caso, el circuito de control puede comprender una primera parte de circuito que comprende al menos un primer interruptor. La primera parte de circuito puede recibir una primera señal de interrogación transmitida desde un generador quirúrgico sobre un par conductor. El circuito de control también puede comprender una segunda parte de circuito que comprende al menos uno de un elemento resistivo y un elemento inductivo dispuesto en un instrumento del dispositivo. La segunda parte de circuito puede recibir una segunda señal de interrogación transmitida desde el generador quirúrgico sobre el par conductor. La segunda parte de circuito puede ser una banda de frecuencia separada de la primera parte de circuito. Una característica de la primera señal de interrogación, cuando se recibe a través de la primera parte de circuito, puede ser indicativa de un estado de al menos un interruptor. Una característica de la segunda señal de interrogación, cuando se recibe a través de la segunda parte de circuito, puede únicamente identificar el instrumento del dispositivo.

35 En un caso, el circuito de control puede comprender una primera parte de circuito que comprende una primera red de interruptor y una segunda red de interruptor. La primera red de interruptor puede comprender al menos un primer interruptor, y la segunda red de interruptor puede comprender al menos un segundo interruptor. La primera parte de circuito puede comunicarse con un generador quirúrgico sobre un par conductor. El circuito de control también puede comunicarse con una segunda parte de circuito que comprende un elemento de circuito de datos. El elemento de circuito de datos puede estar dispuesto en un instrumento del dispositivo quirúrgico y puede transmitir o recibir datos. El elemento de circuito de datos puede estar en comunicación de datos con el generador quirúrgico durante sobre al menos un conductor del par conductor.

45 De acuerdo con la invención, un generador quirúrgico para proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico comprende un cuerpo de generador quirúrgico que tiene una abertura. El generador quirúrgico también comprende un montaje de receptáculo colocado en la abertura. El montaje de receptáculo comprende un cuerpo de receptáculo y una pestaña que tiene una pared interior y una pared exterior. La pared interior está formada por al menos una sección curvada y al menos una sección lineal. La pared interior define una cavidad. Una protuberancia central está colocada en la cavidad y comprende una pluralidad de tomas de corriente y un imán. Una periferia exterior de la protuberancia central comprende al menos una sección curvada y al menos una sección lineal.

55 De acuerdo con la invención, un instrumento quirúrgico comprende un montaje de conector eléctrico. El montaje de conector eléctrico comprende una pestaña que define una cavidad central y un perno magnéticamente compatible que se extiende a la cavidad central. El montaje de conector eléctrico comprende una placa de circuito y una pluralidad de pernos eléctricamente conductores acoplados a la placa de circuito. Cada uno de la pluralidad de pernos eléctricamente conductores se extiende a la cavidad central. El montaje de conector eléctrico comprende además un miembro aliviador de tensión y un arranque.

60 Un sistema de instrumento quirúrgico puede comprender un generador quirúrgico que comprende un montaje de receptáculo. El montaje de receptáculo puede comprender al menos una sección curvada y al menos una sección lineal. El sistema de instrumento quirúrgico puede comprender un instrumento quirúrgico que comprende un montaje conector y un montaje adaptador acoplados operativamente al montaje del receptáculo y al montaje conector. El montaje adaptador puede comprender una parte distal que contacta con el montaje del receptáculo. La parte distal puede comprender una pestaña teniendo la pestaña al menos una sección curvada y al menos una sección lineal. El montaje adaptador puede comprender una parte proximal que contacta con el montaje

conector. La parte proximal puede definir una cavidad dimensionada para recibir al menos una parte del montaje conector. El montaje adaptador puede además comprender una placa de circuito.

5 Pueden utilizarse métodos (por ejemplo, junto con instrumentos quirúrgicos) para llevar a cabo varios
objetivos quirúrgicos. Por ejemplo, métodos para controlar la potencia eléctrica proporcionada al tejido por medio de
primeros y segundos electrodos puede comprender proporcionar una señal de impulso al tejido por medio de la
señal de impulso basada en una impedancia detectada de tejido de acuerdo con una primera curva de potencia. La
primera curva de potencia puede definir, para cada una de la pluralidad de impedancias detectadas potenciales de
tejido, una primera potencia correspondiente. Los métodos pueden también comprender controlar una energía total
10 proporcionada al tejido por medio de los primeros y segundos electrodos. Cuando la energía total alcanza un primer
umbral de energía, los métodos pueden comprender determinar si una impedancia de tejido ha alcanzado un primer
umbral de impedancia. Los métodos pueden además comprender, condicionados por la impedancia del tejido que
falla al alcanzar el primer umbral de impedancia, modular la potencia proporcionada al tejido por medio de la señal
de impulso en base a la impedancia detectada de tejido de acuerdo con una segunda curva de potencia. La segunda
15 curva de potencia puede definir, para cada una de la pluralidad de impedancias detectadas potenciales de tejido,
una segunda potencia correspondiente.

Los métodos para controlar la potencia eléctrica proporcionada al tejido por medio de los primeros y
segundos electrodos pueden comprender proporcionar una señal de impulso al tejido por medio de los primeros y
segundos electrodos y determinar una potencia que se proporcionará al tejido. La determinación puede comprender
recibir una indicación de la impedancia detectada de tejido; determinar una primera potencia correspondiente para la
impedancia detectada de tejido de acuerdo con una curva de potencia; y multiplicar la potencia correspondiente por
un multiplicador. La curva de potencia puede definir una potencia correspondiente para cada una de la pluralidad de
impedancias detectadas potenciales de tejido. Los métodos pueden además comprender modular la señal de
impulso para proporcionar la potencia determinada al tejido y, condicionados por la impedancia del tejido que falla al
alcanzar un primer umbral de impedancia, aumentar el multiplicador como una función de energía total
20 proporcionada el tejido.

Los métodos para controlar la potencia eléctrica proporcionada al tejido por medio de los primeros y
segundos electrodos pueden comprender proporcionar una señal de impulso al tejido por medio de los primeros y
segundos electrodos y determinar una potencia que se proporcionará al tejido. La determinación puede comprender
recibir una indicación de la impedancia detectada de tejido; determinar una primera potencia correspondiente para la
impedancia detectada de tejido de acuerdo con una curva de potencia; y multiplicar la potencia correspondiente por
un primer multiplicador para encontrar una potencia determinada. La curva de potencia puede definir una potencia
correspondiente para cada una de la pluralidad de impedancias detectadas potenciales de tejido. Los métodos
pueden además comprender modular la señal de impulso para proporcionar la potencia determinada al tejido y
controlar una energía total proporcionada al tejido por medio de los primeros y segundos electrodos. Además, los
métodos pueden comprender, cuando la energía total alcanza un primer umbral de impedancia, determinar si la
impedancia del tejido ha alcanzado un primer umbral de impedancia, y, condicionados por la impedancia del tejido
que no alcanza el primer umbral de impedancia, aumentar el primer multiplicador por una primera cantidad.

Los métodos para controlar la potencia eléctrica proporcionada al tejido por medio de un dispositivo
quirúrgico pueden comprender proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico; recibir una indicación
de un impedancia del tejido; calcular una velocidad de aumento de la impedancia del tejido; y modular la señal de
impulso para mantener la velocidad del aumento de la impedancia por encima de o igual a una constante
predeterminada.

Los métodos para controlar la potencia eléctrica proporcionada al tejido por medio de un dispositivo
quirúrgico pueden comprender proporcionar una señal de impulso. Una potencia de la señal de impulso puede ser
proporcional a una potencia proporcionada al tejido por medio del dispositivo quirúrgico. Los métodos también
pueden comprender recibir periódicamente indicaciones de una impedancia del tejido y aplicar una primera curva de
potencia compuesta al tejido. La aplicación de la primera curva de potencia compuesta al tejido puede comprender
modular una primer número predeterminado de primeros pulsos de curva de potencia compuesta en la señal de
impulso; y para cada uno de los primeros pulsos de curva de potencia compuesta, determinar una potencia de pulso
y una anchura de pulso de acuerdo con una primera función de la impedancia del tejido. Los métodos también
pueden comprender aplicar una segunda curva de potencia compuesta al tejido. La aplicación de la segunda curva
de potencia compuesta al tejido puede comprender modular al menos un segundo pulso de curva de potencia
compuesta en la señal de impulso; y para cada uno de al menos segundos pulsos de curva de potencia compuesta,
determinar una potencia de pulso y una anchura de pulso de acuerdo con una segunda función de la impedancia del
tejido.

Figuras

Los sistemas descritos, tanto para organización como para métodos de funcionamiento, pueden entenderse
mejor mediante referencia a la siguiente descripción, tomada en conjunto con los dibujos acompañantes en los que:

La Figura 1 ilustra un sistema quirúrgico que comprende un generador y varios instrumentos quirúrgicos utilizables con el mismo;

5

La Figura 2 ilustra un dispositivo ultrasónico ejemplar que puede usarse para corte transversal y/o sellado;

La Figura 3 ilustra el efector final del dispositivo ultrasónico ejemplar de la Figura 2.

10

La Figura 4 ilustra un dispositivo electroquirúrgico ejemplar que también puede usarse para corte transversal y sellado;

Las Figuras 5, 6 y 7 ilustran el efector final mostrado en la Figura 4;

La Figura 8 es un diagrama del sistema quirúrgico de la Figura 1;

15

La Figura 9 es un modelo que ilustra la corriente de rama en movimiento;

La Figura 10 es una vista estructural de una arquitectura de generador;

20

Las Figuras 11A-11C son vistas funcionales de una arquitectura de generador;

La Figura 12 ilustra un controlador para controlar los dispositivos de entrada y controlar los dispositivos de salida.

25

La Figura 13 ilustra aspectos estructurales y funcionales del generador;

Las Figuras 14-32 y 33A-33C ilustra circuitos de control;

30

Las Figuras 33D-33I ilustran configuraciones de cableado y adaptador para conectar varios generadores y varios instrumentos quirúrgicos;

La Figura 34 ilustra un circuito 300 para cancelación activa de corriente de fuga.

35

La Figura 35 ilustra un circuito que puede implementarse por medio del generador de la Figura 1 para proporcionar cancelación activa de corriente de fuga;

La Figura 36 ilustra un circuito alternativo que puede implementarse por medio del generador de la Figura 1 para proporcionar cancelación activa de corriente de fuga;

40

La Figura 37 ilustra un circuito alternativo que puede implementarse por medio del generador de la Figura 1 para proporcionar cancelación activa de corriente de fuga;

La Figura 38 ilustra otro circuito que puede implementarse por medio del generador de la Figura 1 para proporcionar cancelación activa de corriente de fuga;

45

La Figura 39 ilustra un circuito que puede implementarse por medio del generador de la Figura 1 para proporcionar cancelación activa de corriente de fuga;

50

La Figura 40 ilustra otro circuito que puede implementarse por medio del generador de la Figura 1 para proporcionar cancelación activa de corriente de fuga;

La Figura 41 ilustra una interfaz de receptáculo y conector en una realización;

La Figura 42 es una vista lateral en despiece del montaje de receptáculo en una realización;

55

La Figura 43 es una vista lateral en despiece del montaje del conector en una realización;

La Figura 44 es una vista en perspectiva del montaje de receptáculo mostrado en la Figura 41;

60

La Figura 45 es una vista en perspectiva en despiece del montaje de receptáculo en una realización;

La Figura 46 es una vista delantera en alzado del montaje de receptáculo de una realización;

La Figura 47 es una vista lateral en alzado del montaje de receptáculo en una realización;

65

La Figura 48 es una vista ampliada de una toma de corriente en una realización;

- La Figura 49 es una vista en perspectiva del montaje de conector en una realización;
- La Figura 50 es una vista en perspectiva en despiece del montaje de conector en una realización;
- 5 La Figura 51 es una vista lateral en alzado de un cuerpo de conector en una realización;
- La Figura 52 es una vista en perspectiva del extremo distal de un cuerpo de conector en una realización;
- 10 La Figura 53 es una vista en perspectiva del extremo proximal de un cuerpo de conector en una realización;
- La Figura 54 ilustra un perno férreo en una realización;
- La Figura 55 ilustra pernos eléctricamente conductores y una placa de circuito en una realización;
- 15 La Figura 56 ilustra un miembro aliviador de tensión en una realización;
- La Figura 57 ilustra un arranque en una realización;
- 20 La Figura 58 ilustra dos montajes de adaptador;
- La Figura 59 ilustra un generador quirúrgico;
- La Figura 60 ilustra un montaje de conector conectado a un montaje de adaptador;
- 25 La Figura 61 ilustra un montaje de adaptador insertado en un montaje de receptáculo de un generador quirúrgico;
- La Figura 62 ilustra un montaje de conector conectado a un montaje de adaptador;
- 30 La Figura 63 ilustra una vista en perspectiva de un panel trasero de un generador;
- La Figura 64 ilustra un panel trasero de un generador;
- 35 Las Figuras 65 y 66 ilustran diferentes partes de un panel trasero de un generador;
- La Figura 67 ilustra una red neural para controlar un generador;
- 40 La Figura 68 ilustra temperatura medida frente a temperatura estimada producida por un instrumento quirúrgico controlado por un generador;
- La Figura 69 ilustra una gráfica que muestra curvas de potencia ejemplares;
- 45 La Figura 70 ilustra un flujo de proceso para aplicar una o más curvas de potencia a un fragmento de tejido;
- La Figura 71 ilustra una gráfica que muestra curvas de potencia ejemplares que pueden usarse junto con el flujo de proceso de la Figura 70;
- 50 La Figura 72 ilustra una gráfica que muestra curvas de potencia de forma común ejemplares que pueden usarse junto con el flujo de proceso de la Figura 70;
- La Figura 73A ilustra un rutina que puede realizar un dispositivo digital del generador de la Figura 1 para actuar sobre un nuevo fragmento de tejido;
- 55 La Figura 73B ilustra una rutina que puede realizar un dispositivo digital del generador de la Figura 1 para controlar la impedancia de tejido;
- La Figura 73C ilustra una rutina que puede realizar un dispositivo digital del generador de la Figura 1 para proporcionar una o más curvas de potencia a un fragmento de tejido;
- 60 La Figura 74 ilustra un flujo de proceso para aplicar una o más curvas de potencia a un fragmento de tejido;
- La Figura 75 ilustra un diagrama de bloques que describe la selección y aplicación de curvas compuestas de carga por el generador de la Figura 1.
- 65 La Figura 76 ilustra un flujo de proceso que ilustra el algoritmo de la Figura 75, como lo implementa el generador de la Figura 1;

La Figura 77 ilustra un flujo de proceso para generar un primer pulso de curva compuesta de carga;

5 La Figura 78 ilustra un diagrama de ritmo de pulso que ilustra una aplicación ejemplar del algoritmo de la Figura 76 por el generador de la Figura 1;

La Figura 79 ilustra una representación gráfica del voltaje, corriente y potencia de la señal de impulso de acuerdo con una curva compuesta de carga ejemplar;

10 Las Figuras 80-85 ilustra una representación gráfica de curvas compuestas de carga ejemplares; y

La Figura 86 ilustra un diagrama de bloques que describe la aplicación de un algoritmo para mantener una velocidad constante de cambio de impedancia de tejido.

15 **Descripción**

Antes de presentar varios dispositivos y generadores quirúrgicos con detalle, debería señalarse que los ejemplos ilustrativos no son limitados en aplicación o uso para los detalles de construcción y disposición de partes ilustradas en los dibujos y descripción acompañantes. Los ejemplos ilustrativos pueden implementarse o incorporarse en otros ejemplos, variaciones y modificaciones y pueden practicarse o realizarse de varias maneras. Además, a menos que se indique lo contrario, los términos y expresiones aquí empleados se han elegido con el fin de describir los ejemplos ilustrativos para la conveniencia del lector y no para fines limitativos.

20 Varios ejemplos se dirigen a dispositivos quirúrgicos ultrasónicos mejorados, dispositivos electroquirúrgicos y generadores para su uso con ellos. Los dispositivos quirúrgicos ultrasónicos pueden estar configurados para cortar transversalmente y/o coagular tejido durante procedimientos quirúrgicos, por ejemplo. Los dispositivos electroquirúrgicos pueden estar configurados para cortar transversalmente, coagular, unir y/o deshidratar tejido durante procedimientos quirúrgicos, por ejemplo.

25 El generador puede utilizar muestreo de análogo a digital a velocidad alta (por ejemplo, sobremuestreo a aproximadamente 200x, dependiendo de la frecuencia) del voltaje o corriente de señal de impulso del generador, junto con el procesamiento de la señal digital, para proporcionar un número de ventajas y beneficios sobre otras arquitecturas de generador. En un caso, por ejemplo, en base a los datos de retroalimentación de corriente y voltaje, un valor de la capacitancia estática del transductor ultrasónico y un valor de la frecuencia de señal de impulso, el generador puede determinar la corriente de rama en movimiento de un transductor ultrasónico. Esto proporciona el beneficio de un sistema virtualmente ajustado, y simula la presencia de un sistema que está ajustado o es resonante con cualquier valor de capacitancia estática (por ejemplo, C_0 en Figura 9) a cualquier frecuencia. Por consiguiente, el control de la corriente de rama en movimiento puede realizarse desconectando los efectos de la capacitancia estática sin la necesidad de un inductor de ajuste. Además, la eliminación del inductor de ajuste puede no degradar las capacidades de bloqueo de frecuencia del generador, ya que el bloqueo de frecuencia puede realizarse procesando adecuadamente los datos de retroalimentación de corriente y voltaje.

30 El muestreo de análogo a digital a alta velocidad de la corriente y voltaje de la señal de impulso del generador, junto con el procesamiento de la señal digital, puede también permitir el filtro digital preciso de las muestras. Por ejemplo, el generador puede utilizar un filtro digital de paso bajo (por ejemplo, un filtro de respuesta finita al impulso (RFI)) que salen entre una frecuencia fundamental de señal de impulso y una armónica de segundo orden para reducir la distorsión armónica asimétrica y el ruido inducido por EMI en las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje. Las muestras de retroalimentación filtradas de corriente y voltaje representan sustancialmente la frecuencia fundamental de la señal de impulso, permitiendo de este modo una medición más precisa de fase de impedancia con respecto a la frecuencia fundamental de señal de impulso y una mejora en la habilidad del generador para mantener el bloqueo de frecuencia resonante. La precisión de la medición de fase de impedancia puede además mejorarse promediando las mediciones de fase del flanco de bajada y flanco de subida, y regulando la fase de impedancia medida a 0°.

35 El generador también puede utilizar el muestreo de digital a análogo a alta velocidad de la corriente y voltaje de la señal de impulso del generador, junto con el procesamiento de la señal digital, para determinar el consumo real de potencia y otras cantidades con un alto grado de precisión. Esto puede permitir al generador implementar un número de algoritmos útiles, tales como, por ejemplo, controlar la cantidad de potencia entregada al tejido cuando la impedancia del tejido cambia y controlar la entrega de potencia para mantener una velocidad constante de incremento de impedancia de tejido.

40 El generador puede tener un amplio rango de frecuencia y una mayor potencia de salida necesarios para accionar dispositivos ultrasónicos y dispositivos electroquirúrgicos. La demanda de menor voltaje y mayor corriente de los dispositivos ultrasónicos puede cumplirse con una llave destinada en un transformador de potencia de ancho de banda, eliminando así la necesidad de un amplificador de potencia separado y un transformador de salida.

Además, los circuitos de detección y retroalimentación del generador pueden soportar un gran rango dinámico que aborda las necesidades de las aplicaciones ultrasónicas y electroquirúrgicos con la mínima distorsión.

5 Varios sistemas pueden proporcionar medios simples y económicos para que el generador lea, y
 opcionalmente escriba, un circuito de datos (por ejemplo, un dispositivo bus con un único cable, tal como el protocolo
 EEPROM 1-wire®) dispuesto en un instrumento unido al mango que usa cables existentes del generador multi-
 conductor/mango. De esta manera, el generador es capaz de recuperar y procesar datos específicos del
 instrumento de un instrumento unido al mango. Esto puede permitir al generador proporcionar un mejor control y
 10 mejores diagnósticos y detección de errores. Además, la habilidad del generador para escribir datos en el
 instrumento hace posible una nueva funcionalidad en términos, por ejemplo de rastrear el uso del instrumento y
 capturar datos operacionales. Además, el uso de banda de frecuencia permite la compatibilidad sencilla de
 instrumentos que contienen un dispositivo bus con generadores existentes.

15 El generador también puede proporcionar la cancelación activa de corriente de fuga causada por el
 acoplamiento capacitivo accidental entre circuitos no aislados y aislados del paciente del generador. Además de
 para reducir el riesgo del paciente, la reducción de la corriente de fuga puede también disminuir las emisiones
 electromagnéticas.

20 Se apreciará que los términos "proximal" y "distal" aquí se usan con referencia al agarre del mango por
 parte del médico clínico. De este modo, un efector final es distal con respecto al mango más proximal. Además se
 apreciará que, por conveniencia y claridad, los términos espaciales tales como "superior" e "inferior" también pueden
 usarse aquí con respecto al agarre del mango por parte del médico clínico. Sin embargo, los dispositivos quirúrgicos
 se usan en muchas orientaciones y posiciones, y estos términos no pretenden ser limitativos ni absolutos.

25 La Figura 1 ilustra un sistema quirúrgico 100 que comprende un generador 102 configurable para su uso
 con dispositivos quirúrgicos. El generador 102 puede ser configurable para su uso con dispositivos quirúrgicos de
 diferentes tipos, incluyendo, por ejemplo, el dispositivo quirúrgico ultrasónico 104 y dispositivo electroquirúrgico o
 quirúrgico RF. Anquen en la Figura 1 el generador 102 se muestra separado de los dispositivos quirúrgicos 104, 106,
 el generador 102 puede estar formado íntegramente con cualquiera de los dispositivos quirúrgicos 104, 106 para
 30 formar un sistema quirúrgico unitario.

La Figura 2 ilustra un dispositivo ultrasónico ejemplar 104 que puede usarse para corte transversal y/o
 sellado. El dispositivo 104 puede comprender un mango 116 que, a su vez, puede comprender un transductor
 ultrasónico 114. El transductor 114 puede estar en comunicación eléctrica con el generador 102, por ejemplo, por
 35 medio de un cable 122 (por ejemplo, un cable multi-conductor). El transductor 114 puede comprender elementos
 piezocerámicos, u otros elementos o componentes adecuados para convertir la energía eléctrica de una señal de
 impulso en vibraciones mecánicas. Cuando el generador 102 lo activa, el transductor ultrasónico 114 puede provocar
 una vibración longitudinal. La vibración puede transmitirse a través de una parte de instrumento 1214 del dispositivo
 104 (por ejemplo, a través de una guía de ondas integrada en una funda exterior) a un efector final 126 de la parte
 40 de instrumento 124.

La Figura 3 ilustra el efector final 126 del dispositivo ultrasónico ejemplar 104. El efector final 126 puede
 comprender una cuchilla 151 que puede estar acoplada al transductor ultrasónico 114 por medio de la guía de ondas
 (no mostrada). Cuando el transductor 114 la acciona, la cuchilla 151 puede vibrar, y cuando se pone en contacto con
 45 el tejido, puede cortar y/o coagular el tejido, como aquí se describe. Como se ilustra en la Figura 3, el efector final
 126 también puede comprender una abrazadera 155 que puede estar configurada para acción cooperativa con la
 cuchilla 151 del efector final 126. Con la cuchilla, 151, la abrazadera 155 puede comprender un conjunto de
 mordazas 140. La abrazadera 155 puede estar pivotalmente conectada a un extremo distal de un eje 153 de la parte
 50 de instrumento 124. La abrazadera 155 puede incluir una almohadilla de tejido de abrazadera 163, que puede estar
 formada por TEFLON® u otro material adecuado de baja fricción. La almohadilla 163 puede estar montada para
 cooperación con la cuchilla 151, con movimiento pivotal de la abrazadera 155 que coloca la almohadilla de
 abrazadera 163 en relación sustancialmente paralela con, y en contacto con, la cuchilla 151. Con esta construcción,
 un fragmento de tejido que se afianzará puede sujetarse entre la almohadilla de tejido 163y la cuchilla 151. La
 55 almohadilla de tejido 163 puede estar provista de una configuración de tipo dientes de sierra incluyendo una
 pluralidad de diente de agarre axialmente separados y extendidos proximalmente 161 para mejorar el agarre de
 tejido en cooperación con la cuchilla 151. La abrazadera 155 puede estar en transición de la posición abierta
 mostrada en la Figura 3 a una posición cerrada (con la abrazadera 155 en contacto con o en proximidad a la cuchilla
 151) de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el mango 116 puede comprender un gatillo de cierre de mordaza
 138. Cuando el médico clínico lo acciona, el gatillo de cierre de mordaza 138 puede pivotar la abrazadera 155 de
 60 cualquier manera adecuada.

El generador 102 puede activarse para proporcionar la señal de impulso al transductor 114 de cualquier
 manera adecuada. Por ejemplo, el generador 102 puede comprender un interruptor de pedal 120 acoplado al
 generador 102 por medio de un cable de interruptor de pedal 122 (Figura 8). Un médico clínico puede activar el
 65 transductor 114, y de esta manera el transductor 114 y la cuchilla 151, apretando el interruptor de pedal 120.
 Además, o en lugar del interruptor de pedal 120, el dispositivo 104 puede utilizar uno o más interruptores colocados

en el mango 116 que, cuando se activan, pueden provocar que el generador 102 active el transductor 114. Por ejemplo, el uno o más interruptores pueden comprender un par de teclas 136a, 136b, por ejemplo, para determinar un modo operativo del dispositivo 104. Cuando se aprieta la tecla 136a, por ejemplo, el generador ultrasónico 102 puede proporcionar una señal de impulso máxima al transductor 114, provocándolo para que produzca la máxima salida de energía ultrasónica. Al apretar la tecla 136b, se provoca que el generador ultrasónico 102 proporcione una señal de impulso seleccionable por el usuario al transductor 114, provocándolo que produzca menos de la máxima salida de energía ultrasónica. El dispositivo 104, adicionalmente o alternativamente, puede comprender un segundo interruptor, por ejemplo, para indicar una posición del gatillo de cierre de mordaza 138 para operar las mordazas 140 del efector final 126. También, el generador ultrasónico 102 puede activarse en base a la posición del gatillo de cierre de mordaza 138 (por ejemplo, cuando el médico clínico aprieta el gatillo de cierre de mordaza 138 para cerrar las mordazas 140, puede aplicarse energía ultrasónica).

Adicionalmente o alternativamente, el uno o más interruptores pueden comprender una tecla 136c que, cuando se aprieta, provoca que el generador 102 proporcione una salida pulsada. Los pulsos pueden proporcionarse en cualquier frecuencia y agrupación deseada, por ejemplo. En ciertos casos, el nivel de potencial de los pulsos puede ser los niveles de potencia asociados con las teclas 136a,b (máximo, menos que máximo), por ejemplo.

Se apreciará que un dispositivo 104 puede comprender cualquier combinación de teclas 136a, b, c. Por ejemplo, el dispositivo 104 puede estar configurado para tener solamente dos teclas: una tecla 136a para producir la máxima salida de energía ultrasónica y una tecla 136c para producir una salida pulsada a nivel de potencia máxima o menos que máxima. De esta manera, la configuración de salida de señal de impulso del generador 102 podrían ser 5 señales continuas y 5 ó 4 ó 3 ó 2 ó 1 señal pulsada. En ciertos casos, la configuración de señal de impulso específica puede controlarse en base a, por ejemplo, ajustes de EEPROM en el generador 102 y/o selecciones de nivel de potencia por parte del usuario.

En ciertos casos, puede proporcionarse un interruptor de dos posiciones como una alternativa a la tecla 136c. Por ejemplo, un dispositivo 104 puede incluir una tecla 136a para producir una salida continua a un nivel máximo de potencia y una tecla de dos posiciones 136b. En una primera posición distendida, la tecla 136b puede producir una salida continua de menos del nivel máximo de potencia, y en una segunda posición distendida, la tecla 136b puede producir una salida pulsada (por ejemplo, a un nivel máximo o menos del máximo, dependiendo de los ajustes de EEPROM).

El efector final 126 puede comprender un par de electrodos 159, 157. Los electrodos 159, 157 pueden estar en comunicación con el generador 102, por ejemplo, por medio del cable 122. Los electrodos 159, 157 pueden usarse, por ejemplo, para medir una impedancia de un fragmento de tejido presente entre la abrazadera 155 y la cuchilla 151. El generador 102 puede proporcionar una señal (por ejemplo, una señal no terapéutica) a los electrodos 159, 157. La impedancia del fragmento del tejido puede encontrarse, por ejemplo, controlando la corriente, voltaje, etc., de la señal.

La Figura 4 ilustra un dispositivo electroquirúrgico ejemplar 106 que también puede usarse para corte transversal o sellado. El dispositivo para corte transversal o sellado 106 puede comprender un montaje de mango 130, un eje 165 y un efector final 132. El eje 165 puede ser rígido (por ejemplo, para aplicación laparoscópica y/o quirúrgica abierta) o flexible, como se muestra (por ejemplo, para aplicación endoscópica). El eje 165 puede comprender uno o más puntos de articulación. El efector final 132 puede comprender mordazas 144 que tienen un primer miembro de mordaza 167 y un segundo miembro de mordaza 169. El primer miembro de mordaza 167 y el segundo miembro de mordaza 169 pueden estar conectados a un grillete 171 que, a su vez, puede estar acoplado al eje 165. Un miembro de traslado 173 puede extenderse en el eje 165 desde el efector final 132 al mango 130. En el mango 130, el eje 165 puede estar directamente o indirectamente acoplado a un gatillo de cierre de mordaza 142 (Figura 4).

Las mordazas 167, 169 del efector final 132 pueden comprender respectivos electrodos 177, 179. Los electrodos 177, 179 pueden estar conectados al generador 102 por medio de plomos eléctricos 187a, 187b (Figura 5) que se extienden desde el efector final 132 a través del eje 165 y mango 130 y por último al generador 102 (por ejemplo, mediante un cable multi-conductor 128). El generador 102 puede proporcionar una señal de impulso a los electrodos 177, 179 para provocar un efecto terapéutico en el tejido presente en las mordazas 167, 169. Los electrodos 177, 179 pueden comprender un electrodo activo y un electrodo de retorno, donde el electrodo activo y el electrodo de retorno pueden colocarse contra, o adyacentes, al tejido que se tratará de tal manera que la corriente pueda fluir desde el electrodo activo al electrodo de retorno a través del tejido. Como se ilustra en la Figura 4, el efector final 132 se muestra con las mordazas 167, 169 en una posición abierta. Una cuchilla correspondiente 175 se ilustra entre las mordazas 167, 169.

Las Figura 5, 6 y 7 ilustra el efector final 132 mostrado en la Figura 4. Para cerrar las mordazas 144 del efector final 132, un médico clínico puede provocar que el gatillo de cierre de mordaza 142 gire a lo largo de la flecha 183 desde una primera posición a una segunda posición. Esto puede provocar que las mordazas 144 se abran de acuerdo con cualquier método adecuado. Por ejemplo, el movimiento del gatillo de cierre de mordaza 142, a su vez puede provocar que el miembro de traslado 173 se traslade a un agujero 185 del eje 165. Una parte distal del

miembro de traslado 173 puede acoplarse a un miembro correspondiente 197 de tal manera que el movimiento distal y proximal del miembro de traslado 173 provoque el correspondiente movimiento distal y proximal del miembro correspondiente. El miembro correspondiente 197 puede tener hombros 191a, 191b, mientras que las mordazas 167, 169 pueden tener las correspondientes superficies de leva 189a, 189b. cuando el miembro correspondiente 197 se traslada distalmente desde la posición mostrada en la Figura 6 a la posición mostrada en la Figura 7, los hombros 191a, 191b pueden contactar con las superficies de leva 189a, 189b, provocando que las mordazas 167, 169 se muevan a la posición cerrada. También, la cuchilla 175 puede estar colocada en un extremo distal del miembro correspondiente 197. Cuando el miembro correspondiente 197 se extiende hasta la posición completamente distal mostrada en la Figura 7, la cuchilla 175 puede empujarse a través de cualquier tejido presente entre las mordazas 167, 169, en el proceso, cortándolo.

En uso, un médico clínico puede colocar el efector final 132 y cerrar las mordazas 144 alrededor del fragmento de tejido sobre el que se actuará, por ejemplo, girando el gatillo de cierre de mordaza 142 a lo largo de la flecha 183 como se ha descrito. Una vez que el fragmento de tejido está seguro entre las mordazas 144, el médico clínico puede iniciar la provisión de RF u otra energía electro-quirúrgica con el generador 102 y a través de los electrodos 177, 179. La provisión de energía RF puede realizarse de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el médico clínico puede activar el interruptor de pedal 120 (Figura 8) del generador 102 para iniciar la provisión de energía RF. También, por ejemplo, el mango 130 puede comprender uno o más interruptores 181 que el médico clínico puede accionar para provocar que el generador 102 comience a proporcionar energía RF. Además, la energía RF puede proporcionarse en base a la posición del gatillo de cierre de mordaza 142. Por ejemplo, cuando el gatillo está completamente apretado (indicando que las mordazas 144 están cerradas), puede proporcionarse energía RF. También, la cuchilla 175 puede avanzar durante el cierre de las mordazas 144 o el médico clínico la puede avanzar por separado después del cierre de las mordazas 144 (por ejemplo, después de que se haya aplicado energía RF al tejido).

La Figura 8 es un diagrama del sistema quirúrgico 100 de la Figura 1. El generador 102 puede comprender varios elementos funcionales separados, tales como módulos y/o bloques. Los diferentes elementos o módulos funcionales pueden estar configurados para accionar los diferentes tipos de dispositivos quirúrgicos 104, 106. Por ejemplo, un módulo generador ultrasónico 108 puede accionar un dispositivo ultrasónico, tal como el dispositivo ultrasónico 104. Un módulo generador de electrocirugía/RF 110 puede accionar el dispositivo electroquirúrgico 106. Por ejemplo, los respectivos módulos 108, 110 pueden generar respectivas señales de impulso para accionar los dispositivos quirúrgicos 104, 106. El módulo generador ultrasónico 108 y/o el módulo generador de electrocirugía/RF 110 pueden estar formados íntegramente con el generador 102. Alternativamente, pueden proporcionarse uno o más de los módulos 108, 110 como un módulo de circuito separado eléctricamente acoplado al generador 102. (los módulos 108 y 110 se muestran en línea discontinua para ilustrar esta opción). También, el módulo generador de electrocirugía/RF 110 puede estar formado íntegramente con el módulo generador ultrasónico 108, o viceversa.

El módulo generador ultrasónico 108 puede producir una señal o señales de impulso de voltajes, corrientes y frecuencias particulares, por ejemplo, 55.500 ciclos por segundo (Hz). La señal o señales de impulso pueden proporcionarse al dispositivo ultrasónico 104, y específicamente al transductor 114, que puede funcionar, por ejemplo, como se ha descrito anteriormente. El generador 102 puede estar configurado para producir una señal de impulso de una señal de impulso de voltaje, corriente y/o frecuencia particular que puede medirse con alta resolución, precisión y repetibilidad.

El módulo generador de electrocirugía/RF 110 puede generar una señal o señales de impulso con suficiente potencia de salida para realizar electrocirugía bipolar usando energía de radiofrecuencia (RF). La señal de impulso puede proporcionarse, por ejemplo, a los electrodos 177, 179 del dispositivo electroquirúrgico 106, como se ha descrito anteriormente. Por consiguiente, el generador 102 puede estar configurado para fines terapéuticos aplicando energía eléctrica al tejido suficiente para tratar el tejido (por ejemplo, coagulación, cauterización, unión de tejido).

El generador 102 puede comprender un dispositivo de entrada 145 (Figura 1) situado, por ejemplo, en un panel delantero de la consola del generador 102. El dispositivo de entrada 145 puede comprender cualquier dispositivo adecuado que genere señales adecuadas para programar el funcionamiento del generador 102. En funcionamiento, el usuario puede programar o de otra manera controlar el funcionamiento del generador 102 usando el dispositivo de entrada 145. El dispositivo de entrada 145 puede comprender cualquier dispositivo adecuado que genere señales que pueden usarse por el generador (por ejemplo, por uno o más procesadores contenidos en el generador) para controlar el funcionamiento del generador 102 (por ejemplo, el funcionamiento del módulo generador ultrasónico 108 y/o módulo generador de electrocirugía/RF 110). El dispositivo de entrada 145 incluye uno o más botones, interruptores, ruedas selectoras, teclado, teclado numérico, monitor de pantalla táctil, puntero o una conexión remota a un fin general u ordenador destinado. El dispositivo de entrada 145 puede comprender una interfaz de usuario adecuada, tal como una o más pantallas de interfaz de usuario mostradas en un monitor con pantalla táctil, por ejemplo. Por consiguiente, por medio del dispositivo de entrada 145, el usuario puede ajustar o programar varios parámetros operativos del generador, tales como, por ejemplo, corriente (I), voltaje (V), frecuencia (f) y/o tiempo (T) de una señal o señales generadas por el módulo generador ultrasónico 108 y/o módulo generador de electrocirugía/RF 110.

El generador 102 puede también comprender un dispositivo de salida 147 (Figura 1) situado, por ejemplo, en una panel delantero de la consola del generador 102. El dispositivo de salida 147 incluye uno o más dispositivos para proporcionar una retroalimentación sensorial a un usuario. Tales dispositivos pueden comprender, por ejemplo, dispositivos de retroalimentación visual (por ejemplo, un monitor LCD, indicadores LED), dispositivos de retroalimentación sonora (por ejemplo, un altavoz, un timbre) o dispositivos de retroalimentación táctil (por ejemplo, actuadores hápticos).

Aunque ciertos módulos y/o bloques del generador 102 pueden describirse a modo de ejemplo, puede apreciarse que puede usarse un número mayor o menor de módulos y/o bloques. Además, aunque pueden describirse varios ejemplos en términos de módulos y/o bloques para facilitar la descripción, tales módulos y/o bloques pueden implementarse por uno o más componentes hardware, por ejemplo, procesadores, procesadores de señal digital (PSDs), dispositivos lógicos programables (DLPs), circuitos integrados para aplicaciones específicas (CIAEs), circuitos, registros y/o componentes software, por ejemplo, programas, sub-rutinas, lógica y/o combinaciones de componentes hardware y software.

El módulo impulsor del generador ultrasónico 108 y el módulo impulsor de electrocirugía/RF 110 pueden comprender una o más aplicaciones integradas implementadas como microprogramas, software, hardware o cualquier combinación de los mismos. Los módulos 108, 110 pueden comprender varios módulos ejecutables tales como software, programas, datos, controladores e interfaces para programas de aplicación (IPAs). Los microprogramas pueden almacenarse en una memoria no volátil (MNV), tal como una memoria de sólo lectura con máscara bit (ROM) o memoria flash. En varias implementaciones, el almacenamiento de microprogramas en ROM puede preservar la memoria flash. La MNV puede comprender otros tipos de memoria incluyendo, por ejemplo, ROM programable (PROM), ROM programable borrable (EPROM), ROM programable eléctricamente borrable (EEPROM) o memoria de acceso aleatorio con batería (RAM), tal como RAM dinámica (DRAM), DRAM con doble índice de datos (DDRAM) y/o DRAM síncrona (SDRAM).

Los módulos 108, 110 pueden comprender un componente hardware implementado como un procesador para ejecutar instrucciones de programa para controlar varias características medibles de los dispositivos 104, 106 y generar una correspondiente señal (o señales) de impulso de salida para operar los dispositivos 104, 106. Donde el generador 102 se usa junto con el dispositivo 104, la señal de impulso puede accionar el transductor ultrasónico 114 en los modos de funcionamiento de corte y/o coagulación. Las características eléctricas del dispositivo 104 y/o tejido pueden medirse y usarse para controlar los aspectos operativos del generador 102 y/o proporcionados como retroalimentación al usuario. En casos en los que el generador 102 se usa junto con el dispositivo 106, la señal de impulso puede suministrar energía eléctrica (por ejemplo, energía RF) al efector final 132 en los modos de corte, coagulación y/o deshidratación. Las características eléctricas del dispositivo 106 y/o tejido pueden medirse y usarse para controlar los aspectos operativos del generador 102 y/o proporcionados como retroalimentación al usuario. Como se ha analizado previamente, los componentes hardware pueden implementarse como PSD, DLP, CIAE, circuitos y/o registros. El procesador puede estar configurado para almacenar y ejecutar instrucciones de programa de software para ordenador para generar las señales de salida de función escalonada para accionar varios componentes de los dispositivos 104, 106, tales como el transductor ultrasónico 114 y los efectores finales 126, 132.

La Figura 9 ilustra un circuito equivalente 150 de un transductor ultrasónico, tal como el transductor ultrasónico 114. El circuito 150 comprende una primera rama "en movimiento" que tiene una inductancia L_s , resistencia R_s y capacitancia C_s conectadas en serie que definen las propiedades electromecánicas del resonador, y una segunda rama capacitiva que tiene una capacitancia estática C_0 . La corriente de impulso I_g puede recibirse desde un generador en un voltaje de impulso V_g , con corriente en movimiento I_m fluyendo a través de la primera rama y corriente $I_g - I_m$ fluyendo a través de la rama capacitiva. El control de las propiedades electromecánicas del transductor ultrasónico puede conseguirse mediante un control adecuado de I_g y V_g . Como se ha explicado anteriormente, las arquitecturas conocidas de generador pueden incluir un inductor de ajuste L_t (mostrado en línea discontinua en la Figura 9) para desconectar en un circuito paralelo de resonancia la capacitancia estática C_0 en una frecuencia resonante para que sustancialmente toda la salida de corriente del generador I_g fluya a través de la rama en movimiento. De esta manera, se consigue el control de la corriente de la rama en movimiento I_m al controlar la salida de corriente del generador I_g . El inductor de ajuste L_t es específico de la capacitancia estática C_0 de un transductor ultrasónico, aunque un transductor ultrasónico diferente que tenga una capacitancia estática diferente requiere un inductor de ajuste diferente L_t . Además, debido a que el inductor de ajuste L_t se combina con el valor nominal de la capacitancia estática C_0 en una única frecuencia resonante, el control preciso de la corriente de rama en movimiento I_m se asegura solamente en esa frecuencia, y cuando la frecuencia se reduce con la temperatura del transductor, el control preciso de la corriente de rama en movimiento se pone en peligro.

El generador 102 puede no depender de un inductor de ajuste L_t para controlar la corriente de rama en movimiento I_m . En su lugar, el generador 102 puede usar el valor medido de la capacitancia estática C_0 entre aplicaciones de potencia para un dispositivo quirúrgico ultrasónico específico 104 (junto con datos de retroalimentación de voltaje y corriente de señal de impulso) para determinar los valores de la corriente de rama en movimiento I_m en una base dinámica y en desarrollo (por ejemplo, en tiempo real). Tal generador 102 es por lo tanto capaz de proporcionar un ajuste virtual para simular un sistema que está ajustado o es resonante con cualquier valor

de capacitancia estática C_0 a cualquier frecuencia, y no sólo a una única frecuencia resonante dictada por un valor nominal de la capacitancia estática C_0 .

5 La Figura 10 es un diagrama simplificado de bloques de un generador 102 para proporcionar ajuste sin inductor como se ha descrito anteriormente, entre otros beneficios. Las Figuras 11A-11C ilustran una arquitectura del generador 102 de la Figura 10. Con referencia a la Figura 10, el generador 102 puede comprender una fase aislada del paciente 152 en comunicación con una fase no aislada 154 por medio de un transformador de potencia 156. Un segundo devanado 158 del transformador de potencia 156 está contenido en la fase aislada 152 y puede comprender una configuración derivada (por ejemplo, una configuración derivada del centro o no derivada del centro) para definir salidas de señal de impulso 160a, 160b, 160c para producir señales de impulso para diferentes dispositivos quirúrgicos, tales como, por ejemplo, un transductor quirúrgico ultrasónico 104, y salidas de señal de impulso 160b, 160c pueden producir una señal de impulso (por ejemplo, una señal de impulso 100V RMS) a un dispositivo electroquirúrgico 106, con la salida 160b correspondiente a la derivación central del transformador de potencia 156. La fase no aislada 154 puede comprender un amplificador de potencia 162 que tenga una salida conectada a un devanado primario 164 del transformador de potencia 156. En ciertos casos el amplificador de potencia 162 puede comprender un amplificador contrafásico, por ejemplo. La fase no aislada 154 puede además comprender un dispositivo lógico programable 166 para suministrar una salida digital a un convertidor de digital a análogo (CDA) 168, que a su vez suministra la correspondiente señal análoga a una entrada del amplificador de potencia 162. En ciertos casos, el dispositivo lógico programable 166 puede comprender una disposición de puertas programables en campo (DPPC), por ejemplo. El dispositivo lógico programable 166, en virtud de controlar la entrada del amplificador de potencia 162 por medio del CDA 168, puede por lo tanto controlar cualquiera de un número de parámetros (por ejemplo, frecuencia, forma de onda, amplitud de onda) de las señales de impulso que aparecen en las salidas de señal de impulso 160a, 160b, 160c. En ciertos casos y como se analiza más abajo, el dispositivo lógico programable 166, junto con un procesador (por ejemplo, un procesador 174 como el analizado más abajo), puede implementar un número de algoritmos basados en procesamientos digitales de señales (PDS) y/o otros algoritmos de control para controlar los parámetros de la salida de señales de impulso por el generador 102.

La potencia puede suministrarse a una vía de potencia del amplificador de potencia 162 mediante un regulador de modo interruptor 170. En ciertos casos, el regulador de modo interruptor 170 puede comprender un convertidor Buck ajustable, por ejemplo. La fase no aislada 154 puede además comprender un procesador 174, que puede comprender un procesador DSP tal como un Dispositivo Análogo ADSP-21469 SHARC DSP, disponible en Analog Devices, Norwood, MA, por ejemplo. El procesador 174 puede controlar el funcionamiento del convertidor de potencia de modo interruptor 170 sensible a los datos de retroalimentación de voltaje recibidos del amplificador de potencia 162 por el procesador 174 por medio del convertidor de análogo a digital (CAD) 176. Por ejemplo, el procesador 174 puede recibir como entrada, por medio del CAD 176, una curva de onda de una señal (por ejemplo, una señal RF) que el amplificador de potencia está amplificando 162. El procesador 174 puede entonces controlar el regulador de modo interruptor 170 (por ejemplo, por medio de una salida modulada por la anchura del pulso (MAP)) de tal manera que el voltaje de vía suministrado al amplificador 162 rastree la curva de onda de la señal amplificada. Al modular dinámicamente el voltaje de vía del amplificador de potencia 162 en base a la curva de onda, la eficiencia del amplificador de potencia 162 puede mejorarse de manera significativa en relación con programas de amplificador con voltaje de vía fijo.

Como se analiza con más detalle en relación con la Figura 13, el dispositivo lógico programable 166, junto con el procesador 174, puede implementar un programa de control del sintetizador digital directo (SDD) para controlar la forma de onda, frecuencia y/o amplitud de la salida de señales de impulso por el generador 102. Por ejemplo, el dispositivo lógico programable 166 puede implementarse como un algoritmo de control SDD 268 recordando muestras de onda almacenadas en una tabla de consulta (TDC) actualizada dinámicamente, tal como TDC RAM que puede integrarse como una DPPC. Este algoritmo de control es especialmente útil para aplicaciones ultrasónicas en las que un transductor ultrasónico, tal como el transductor ultrasónico 114, puede accionarse por una clara corriente sinusoidal en su frecuencia resonante. Debido a que otras frecuencias pueden provocar resonancias parásitas, minimizar o reducir la distorsión total de la corriente de rama en movimiento puede por consecuencia minimizar o reducir los efectos no deseables de resonancia. Debido a que la forma de onda de una salida de señal de impulso por el generador 102 se impacta por varias fuentes de distorsión presentes en el circuito de impulso de salida (por ejemplo, el transformador de potencia 156, el amplificador de potencia 162), los datos de retroalimentación de voltaje y corriente en base a la señal de impulso pueden introducirse en un algoritmo, tal como un algoritmo de control de errores implementado por el procesador 174, que compensa la distorsión pre-distorsionando o modificando de manera adecuada las muestras de onda almacenadas en la TDC en una base dinámica y en desarrollo (por ejemplo, en tiempo real). La cantidad o grado de pre-distorsión aplicada a las muestras de la TDC puede basarse en el error entre una corriente de rama en movimiento calculada y una forma de onda de corriente deseada, estando el error determinado en una base de muestra por muestra. De esta manera, las muestras pre-distorsionadas de TDC, cuando se procesan a través del circuito de impulso, pueden dar como resultado una señal de impulso de rama en movimiento con la forma deseada de onda (por ejemplo, sinusoidal) para impulsar óptimamente el transductor ultrasónico. En tales casos, las muestras de onda de la TDC no representará por lo tanto la forma deseada de onda de la señal de impulso, sino la forma de onda que es necesaria para producir finalmente la forma deseada de onda de la señal de impulso de rama en movimiento cuando se tienen en cuenta los efectos de distorsión.

La fase no aislada 154 puede además comprender un CAD 178 y un CAD 180 acoplados a la salida del transformador de potencia 156 por medio de los respectivos transformadores de aislamiento 182, 184 para muestrear respectivamente el voltaje y corriente de la salida de señales de impulso por el generador 102. En ciertos casos, los CADs 178, 180 pueden estar configurados para muestrear a altas velocidades (por ejemplo, 80 Msps) para permitir el sobremuestreo de las señales de impulso. Por ejemplo, la velocidad de muestreo de los CADs 178, 180 puede permitir un sobremuestreo a 200x (dependiendo de la frecuencia de impulso) de las señales de impulso. En ciertos casos, las operaciones de muestreo de los CADs 178, 180 pueden realizarse por un único CAD que recibe las señales de voltaje y corriente de entrada por medio de un multiplexor de dos canales. El uso de muestreo a alta velocidad en el generador 102 puede permitir, entre otras cosas, el cálculo de la corriente compleja que fluye a través de la rama en movimiento (que puede usarse en ciertos casos para implementar el control de la forma de onda basada en SDD), el filtro digital preciso de las señales muestreadas y el cálculo del consumo real de potencia con un alto grado de precisión. Los datos de retroalimentación de voltaje y corriente producidos por CADs 178, 180 pueden recibirse y procesarse (por ejemplo, almacenamiento FIFO, multiplicidad) por el dispositivo lógico programable 166 y almacenarse en una memoria de datos para su posterior recuperación, por ejemplo, por el procesador 174. Como se ha señalado anteriormente, los datos de retroalimentación de voltaje y corriente pueden usarse como entrada a un algoritmo para pre-distorsionar o modificar las muestras de onda de TDC en una base dinámica y en desarrollo. En ciertos casos, esto puede requerir que cada pareja de datos de retroalimentación de voltaje y corriente se indexe en base 0, o de otra manera se asocie con, una muestra correspondiente de TDC que el dispositivo lógico programable 166 produjo cuando se adquirió la pareja de datos de retroalimentación de voltaje y corriente. La sincronización de las muestras de TDC y los datos de retroalimentación de corriente y voltaje de esta manera contribuye a un correcto ritmo y estabilidad del algoritmo de pre-distorsión.

En ciertos casos, los datos de retroalimentación de voltaje y corriente pueden usarse para controlar la frecuencia y/o amplitud (por ejemplo, amplitud de corriente) de las señales de impulso. Por ejemplo, los datos de retroalimentación de voltaje y corriente pueden usarse para determinar la fase de impedancia. La frecuencia de la señal de impulso puede después controlarse para minimizar o reducir la diferencia entre la fase de impedancia determinada y un punto de ajuste de fase de impedancia (por ejemplo, 0°), minimizando o reduciendo de este modo los efectos de distorsión armónica y en consecuencia mejorando la precisión de medición de fase de impedancia. La determinación de fase de impedancia y una señal de control de frecuencia puede implementarse en el procesador 174, por ejemplo, suministrándose la señal de control de frecuencia como entrada a un algoritmo de control SDD implementado por el dispositivo lógico programable 166.

En otro caso, por ejemplo, pueden controlarse los datos de retroalimentación de corriente con el fin de mantener la amplitud de corriente de la señal de impulso en un punto de ajuste de amplitud de corriente. El punto de ajuste de amplitud de corriente puede especificarse directamente o determinarse indirectamente en base a puntos de ajuste especificados de potencia y amplitud de voltaje. En ciertos casos, el control de la amplitud de corriente puede implementarse mediante un algoritmo de control, tal como, por ejemplo, un algoritmo de control proporcional-integral-derivativo (PID), en el procesador 174. Las variables controladas por el algoritmo de control para controlar de manera adecuada la amplitud de corriente de la señal de impulso pueden incluir, por ejemplo, la modificación de escala de las muestras de onda de TDC almacenadas en el dispositivo lógico programable 166 y/o el voltaje de salida a escala completa del CDA 168 (que suministra la entrada al amplificador de potencia 162) a través del CDA 186.

La fase no aislada 154 puede además comprender un procesador 190 para proporcionar, entre otras cosas, funcionalidad de interfaz de usuario (IU). En un caso, el procesador 190 puede comprender un procesador AT91SAM9263 que tiene un núcleo ARM 926EJ-S, disponible en Atmel Corporation, San Jose, California, por ejemplo. Ejemplos de funcionalidad de IU que el procesador 190 soporta pueden incluir retroalimentación audible y visual, comunicación con dispositivos periféricos (por ejemplo, por medio de interfaz de bus universal en serie (USB)), comunicación con el interruptor de pedal 120, comunicación con un dispositivo de entrada 112 (por ejemplo, un monitor de pantalla táctil) y comunicación con el procesador 174 (por ejemplo, un altavoz). El procesador 190 puede comunicarse con el procesador 174 y el dispositivo lógico programable (por ejemplo, por medio de buses seriales de interfaz de periféricos (SPI)). Aunque el procesador 190 puede principalmente soportar la funcionalidad de IU, también puede coordinarse con el procesador 174 para implementar la mitigación de riesgos en ciertos casos. Por ejemplo, el procesador 190 puede programarse para controlar varios aspectos de entrada de usuario y/u otras entradas (por ejemplo, entradas de pantalla táctil, entradas de interruptor de pedal 120, entradas de sensor de temperatura) y puede inhabilitar la salida de impulso del generador 102 cuando se detecta una condición errónea.

En ciertos casos, tanto el procesador 174 como el procesador 190 pueden determinar y controlar el estado operativo del generador 102. Para el procesador 174, el estado operativo del generador 102 puede dictar, por ejemplo, qué procesos de control y/o diagnóstico implementa el procesador 174. Para el procesador 190, el estado operativo del generador 102 puede dictar, por ejemplo, qué elementos de una interfaz de usuario (por ejemplo, monitores, sonidos) se presentan a un usuario. Los procesadores 174, 190 pueden mantener independientemente el estado operativo de la corriente del generador 102 y reconocer y evaluar posibles transiciones fuera del estado operativo de la corriente. El procesador 174 puede funcionar como el maestro en esta relación y determinar cuándo va a ocurrir transiciones entre estados operativos. El procesador 190 puede darse cuenta de transiciones válidas

entre estados operativos y puede confirmar si una transición particular es apropiada. Por ejemplo, cuando el procesador 174 instruye al procesador 190 para una transición a un estado específico, el procesador 190 puede verificar que la transición solicitada es válida. En el caso de que el procesador 190 determine que una transición solicitada entre estados es inválida, el procesador 190 puede provocar que el generador 102 entre en un modo de fallo.

La fase no aislada 154 puede además comprender un controlador 196 para controlar dispositivos de entrada 145 (por ejemplo, un sensor táctil capacitivo usado para encender y apagar el generador 102, una pantalla táctil capacitiva). En ciertos casos, el controlador 196 puede comprender al menos un procesador y/u otro dispositivo controlador en comunicación con el procesador 190. Por ejemplo, el controlador 196 puede comprender un procesador (por ejemplo, un controlador Meg168 8-bit disponible en Atmel) configurado para controlar la entrada de usuario proporcionada a través de uno o más sensores táctiles capacitivos. El controlador 196 puede comprender un controlador de pantalla táctil (por ejemplo, un controlador de pantalla táctil capacitiva QT5480 disponible en Atmel) para controlar y gestionar la adquisición de datos táctiles desde una pantalla táctil capacitiva.

En ciertos casos, cuando el generador 102 está en un estado apagado, el controlador 196 puede continuar para recibir la potencia operativa (por ejemplo, por medio de una línea desde un suministro de potencia del generador 102, tal como el suministro de potencia 211 analizado más abajo). De esta manera, el controlador 196 puede continuara para controlar un dispositivo de entrada 145 (por ejemplo, un sensor táctil capacitivo situado en un panel delantero del generador 102) para encender y apagar el generador 102. Cuando el generador 102 está en un estado apagado, el controlador 196 puede despertar al suministro de potencia (por ejemplo, permitir el funcionamiento de uno o más convertidores de voltaje CC/CC 213 del suministro de potencia 211) si se detecta la activación del dispositivo de entrada de encendido/apagado 145 por parte del usuario. En cambio, el controlador 196 puede iniciar una secuencia para realizar una transición del generador 102 al estado de apagado si se detecta la activación del dispositivo de entrada de encendido/apagado 145 cuando el generador 102 está en el estado encendido. En ciertos casos, por ejemplo, el controlador 196 puede informar de la activación del dispositivo de entrada de encendido/apagado 145 al procesador 109, que a su vez implementa la secuencia necesaria del proceso para que el generador 102 haga la transición al estado apagado. En tales casos, el controlador 196 puede no tener una habilidad independiente para provocar la supresión de potencia del generador 102 después de que se haya establecido su potencia en estado.

En ciertos casos, el controlador 196 puede provocar que el generador 102 proporcione retroalimentación audible u otra retroalimentación sensorial para alertar al usuario de que se ha iniciado una secuencia de encendido o apagado. Tal alerta puede proporcionarse al inicio de una secuencia de encendido o apagado y antes del comienzo de otros procesos asociados con la secuencia.

En ciertos casos, la fase aislada 152 puede comprender un circuito de interfaz de instrumento 198, por ejemplo, proporciona una interfaz de comunicación entre un circuito de control de un dispositivo quirúrgico (por ejemplo, un circuito de control que comprende interruptores en el mango) y componentes de la fase no aislada 154, tales como, por ejemplo, el dispositivo lógico programable 166, el procesador 174 y/o el procesador 190. El circuito de interfaz de instrumento 198 puede intercambiar información con componentes de la fase no aislada 154 por medio de un enlace de comunicación que mantiene un grado adecuado de aislamiento eléctrico entre las fases 152, 154, tal como, por ejemplo, un enlace de comunicación basada en infrarrojo (IR). Puede suministrarse potencia al circuito de interfaz de instrumento 198 usando, por ejemplo, un regulador de voltaje de baja pérdida impulsado por un transformador de aislamiento accionado desde la fase no aislada 154.

El circuito de interfaz de instrumento 198 puede comprender un dispositivo lógico programable 200 (por ejemplo, un DPPC) en comunicación con un circuito de acondicionamiento de señal 202. El circuito de acondicionamiento de señal 202 puede estar configurado para recibir una señal periódica desde el dispositivo lógico programable 200 (por ejemplo, una onda cuadrada a 2 Khz) para generar una señal de interrogación bipolar con una frecuencia idéntica. La señal de interrogación puede generarse, por ejemplo, usando una fuente de corriente bipolar introducida por un amplificador diferencial. La señal de interrogación puede comunicarse con un circuito de control del dispositivo quirúrgico (por ejemplo, usando un par conductor en un cable que conecta el generador 102 al dispositivo quirúrgico) y controlarse para determinar un estado de configuración del circuito de control. Como se analiza más abajo en relación con las Figuras 16-32, por ejemplo, el circuito de control puede comprender un número de interruptores, resistores y/o diodos para modificar una o más características (por ejemplo, amplitud, rectificación) de la señal de interrogación de tal manera que un estado o configuración del circuito de control sea únicamente discernible en base a una o más características. Por ejemplo, el circuito de acondicionamiento de señal 202 puede comprender una CAD para generar muestras de una señal de voltaje que aparece en entradas del circuito de control que resultan del paso de una señal de interrogación a través del mismo. El dispositivo lógico programable 200 (o componente de la fase no aislada 154) puede entonces determinar el estado o configuración del circuito de control en base a las muestras de CAD.

El circuito de interfaz de instrumento 198 puede comprender una primera interfaz de circuito de datos 204 para permitir el intercambio de información entre el dispositivo lógico programable 200 (u otro elemento del circuito de interfaz de instrumento 198) y un primer circuito de datos dispuesto en, o de otra manera asociado con, un

dispositivo quirúrgico. En ciertos casos y con referencia a las Figuras 33E-33F, por ejemplo, un primer circuito de datos 206 puede estar dispuesto en un cable íntegramente unido al mango de un dispositivo quirúrgico, o en un adaptador para comunicar un tipo o modelo específico de dispositivo quirúrgico con el generador 102. En ciertos casos, el primer circuito de datos puede comprender un dispositivo de almacenamiento no volátil, tal como un dispositivo de memoria de sólo lectura programable y eléctricamente borrable (EEPROM). En ciertos casos y en referencia de nuevo a la Figura 10, la primera interfaz de circuito de datos 204 puede implementarse por separado desde el dispositivo lógico programable 200 y comprende circuitos adecuados (por ejemplo, dispositivos lógicos separados, un procesador) para permitir comunicación entre el dispositivo lógico programable 200 y el primer circuito de datos. En otros casos, la primera interfaz de circuito de datos 204 puede ser integrante en el dispositivo lógico programable 200.

En ciertos casos, el primer circuito de datos 206 puede almacenar información perteneciente al dispositivo quirúrgico particular con el que está asociado. Tal información puede incluir, por ejemplo, un número de modelo, un número de serie, un número de operaciones en las que se ha usado el dispositivo quirúrgico y/o cualquier otra información. Esta información puede el circuito de interfaz de instrumento 198 (por ejemplo, el dispositivo lógico programable 200), transferirse a un componente de la fase no aislada 154 (por ejemplo, al dispositivo lógico programable 166, procesador 174 y/o procesador 190) para presentación a un usuario por medio de un dispositivo de salida 147 y/o para controlar una función u operación del generador 102. Además, puede comunicarse cualquier tipo de información al primer circuito de datos 206 para almacenarse en el mismo por medio de la primera interfaz de circuito de datos 204 (por ejemplo, usando el dispositivo lógico programable 200). Tal información puede comprender, por ejemplo, un número actualizado de operaciones en las que se ha usado el dispositivo quirúrgico y/o fechas y/o momentos de su uso.

Como se ha analizado previamente, un instrumento quirúrgico puede separarse de un mango (por ejemplo, el instrumento 124 puede separarse del mango 116) para promover la capacidad de intercambio y/o desecho del instrumento. En tales casos, los generadores conocidos pueden limitarse en su habilidad para reconocer configuraciones particulares de instrumentos que se están usando y para optimizar los procesos de control y diagnóstico en consecuencia. Sin embargo, la adición de circuitos de datos legibles a instrumentos de dispositivos quirúrgicos para abordar este problema es problemático desde un punto de vista de compatibilidad. Por ejemplo, el diseño de un dispositivo quirúrgico para permanecer sencillamente compatible con generadores que carecen de la funcionalidad de la lectura de datos requerida puede ser impráctico debido a, por ejemplo, diferentes diseños de señal, complejidad de señal y costes. Los instrumentos analizados más abajo en relación con las Figuras 16-32 abordan estos problemas al usar circuitos de datos que pueden implementarse en los instrumentos quirúrgicos existentes de manera económica y con los mínimos cambios de diseño para conservar la compatibilidad de los dispositivos quirúrgicos con las plataformas del generador de corriente.

Además, el generador 102 puede permitir la comunicación con circuitos de datos basados en el instrumento, tales como aquellos descritos más abajo en relación con las Figuras 16-32 y las Figuras 33A-33C. Por ejemplo, el generador 102 puede estar configurado para comunicar con un segundo circuito de datos (por ejemplo, el circuito de datos 284 de la Figura 16) contenido en un instrumento (por ejemplo, instrumento 124 o 134) de un dispositivo quirúrgico. El circuito de interfaz de instrumento 198 puede comprender una segunda interfaz de circuito de datos 210 para permitir esta comunicación. La segunda interfaz de circuito de datos 210 puede comprender una interfaz digital de tres estados, anquen también pueden usarse otras interfaces. En ciertos casos, el segundo circuito de datos puede ser generalmente cualquier circuito para transmitir y/o recibir datos. Por ejemplo, un segundo circuito de datos puede almacenar información perteneciente al instrumento quirúrgico particular con el que está asociado. Tal información puede incluir, por ejemplo, un número de modelo, un número de serie, un número de operaciones en las que se ha usado el instrumento quirúrgico y/o cualquier otro tipo de información. Además o alternativamente, puede comunicarse cualquier tipo de información al segundo circuito de datos para almacenarse en el mismo por medio de la segunda interfaz de circuito de datos 210 (por ejemplo, usando el dispositivo lógico programable 200). Tal información puede comprender, por ejemplo, un número actualizado de operaciones en las que se ha usado el dispositivo quirúrgico y/o fechas y/o momentos de su uso. En ciertos casos, el segundo circuito de datos puede transmitir datos adquiridos por uno o más sensores (por ejemplo, un sensor de temperatura basado en el instrumento). En ciertos casos, el segundo circuito de datos puede recibir datos del generador 102 y proporcionar una indicación a un usuario (por ejemplo, una indicación LED u otra indicación visual) en base a los datos recibidos.

En ciertos casos, el segundo circuito de datos y la segunda interfaz de circuito de datos 210 pueden estar configurados de tal manera que la comunicación entre el dispositivo lógico programable 200 y el segundo circuito de datos pueda efectuarse sin la necesidad de proporcionar conductores adicionales para este fin (por ejemplo, conductores dedicados de un cable que conecta un mango con el generador 102). Por ejemplo, puede comunicarse información a y desde el segundo circuito de datos usando un diseño de comunicación de bus de 1 cable implementado en el cableado existente, tal como uno de los conductores usados para transmitir señales de interrogación desde el circuito que condiciona la señal 202 a un circuito de control en el mango. De esta manera, los cambios o modificaciones del diseño del dispositivo quirúrgico que de otra manera serían necesarios se minimizan o reducen. Además, como se analiza con más detalle más abajo en relación con las Figuras 16-32 y Figuras 33A-33, porque pueden implementarse diferentes tipos de comunicación sobre un canal físico común (con o sin separación de banda de frecuencia), la presencia de un segundo circuito de datos puede ser invisible para generadores que no

tenga la funcionalidad de lectura de datos necesaria, permitiendo así la compatibilidad sencilla del instrumento del dispositivo quirúrgico.

5 En ciertos casos, la fase aislada 152 puede comprender al menos un capacitor de bloqueo 296-1 conectado a la salida de señal de impulso 160b para prevenir el paso de corriente CC a un paciente. Puede requerirse un único capacitor de bloqueo para cumplir con las regulaciones o estándares médicos, por ejemplo. Mientras el fallo en diseños con un único capacitor es relativamente poco común, tal fallo tiene no obstante consecuencias negativas. Puede proporcionarse un segundo capacitor de bloqueo 296-2 en serie con el capacitor de bloqueo 296-1, mientras la fuga de corriente entre los capacitores de bloqueo 296-1, 296-2 se está controlando, por ejemplo, por un CAD 298 para muestrear un voltaje inducido por la corriente de fuga. El dispositivo lógico programable 200, por ejemplo, puede recibir las muestras. En base a los cambios en la corriente de fuga (como lo indican las muestras de voltaje en el sistema de la Figura 10), el generador 102 puede determinar cuándo al menos uno de los capacitores de bloqueo 296-1, 296-2 ha fallado. Por consiguiente, el sistema de la Figura 10 puede proporcionar un beneficio sobre diseños con un único capacitor que tienen un único punto de fallo.

15 En ciertos casos, la fase no aislada 154 puede comprender un suministro de potencia 211 para producir potencia CC en un voltaje y corriente adecuados. El suministro de potencia puede comprender, por ejemplo, un suministro de potencia de 400 W para producir un voltaje de sistema 48 VDC. El suministro de potencia 211 puede además comprender uno o más convertidores de voltaje CC/CC 213 para recibir la salida del suministro de potencia para generar salidas CC en los voltajes y corrientes requeridos por los varios componentes del generador 102. Como se ha señalado anteriormente en relación con el controlador 196, uno más de los convertidores de voltaje CC/CC 213 pueden recibir una entrada desde el controlador 196 cuando un usuario detecta la activación del dispositivo de entrada encendido/apagado 145 por el controlador 196 para permitir la operación de, o despertar, los convertidores de voltaje CC/CC 213.

20 La Figura 13 ilustra ciertos aspectos funcionales y estructurales del generador 102. Los CADs 178, 180, respectivamente, reciben la retroalimentación que indica la salida de corriente y voltaje del devanado secundarios 158 del transformador de potencia 156. Como se muestra, los CADs 178, 189 pueden implementarse como un CAD de 2 canales y puede muestrear las señales de retroalimentación a una velocidad alta (por ejemplo, 80 Msp/s) para permitir el sobremuestreo (por ejemplo, aproximadamente sobremuestreo de 200x) de las señales de impulso. Las señales de retroalimentación de corriente y voltaje pueden acondicionarse adecuadamente en el dominio análogo (por ejemplo, amplificarse, filtrarse) antes de que los CADs 178, 180 las procesen. Las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje de los CADs 178, 189 pueden almacenarse individualmente y posteriormente multiplicarse o intercarse en una única corriente de datos en el bloque 212 del dispositivo lógico programable 200. En el sistema de la Figura 13, el dispositivo lógico programable 166 comprende un DPPC.

25 Las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje múltiples pueden recibirse por un puerto paralelo para adquisición de datos (PPAD) implementado en el bloque 214 del procesador 174. El PPAD puede comprender una unidad de empaquetado para implementar cualquier número de metodologías para correlacionar las muestras de retroalimentación múltiples con una dirección de memoria. Por ejemplo, las muestras de retroalimentación correspondientes a una salida de muestra particular de TDC por el dispositivo lógico programable 166 pueden almacenarse en una o más direcciones de memoria que se correlacionan o indexan con la dirección de TDC de la muestra de TDC. Alternativamente, las muestras de retroalimentación correspondientes a una salida de muestra particular de TDC por el dispositivo lógico programable 166 pueden almacenarse, junto con la dirección de TDC de la muestra de TDC, en una localización de memoria común. En cualquier caso, las muestras de retroalimentación pueden almacenarse de tal manera que la dirección de una muestra de TDC a partir de la cual se origina un conjunto particular de muestras de retroalimentación pueda determinarse posteriormente. Como se ha analizado anteriormente, la sincronización de las direcciones de muestra de TDC y las muestras de retroalimentación contribuye de esta manera al correcto ritmo y estabilidad del algoritmo de pre-distorsión. Un controlador de acceso directo a memoria (ADM) implementado en el bloque 216 del procesador 174 puede almacenar las muestras de retroalimentación (y cualquier dato de dirección de muestra de TDC, donde sea aplicable) en una localización designada de memoria 218 del procesador 174 (por ejemplo, RAM interna).

30 El bloque 220 del procesador 174 puede implementar un algoritmo de pre-distorsión para pre-distorsionar o modificar las muestras de TDC almacenadas en el dispositivo lógico programable 166 en una base dinámica y en desarrollo. Como se ha analizado anteriormente, la pre-distorsión de las muestras de TDC puede compensar varias fuentes de distorsión presentes en el circuito de impulso de salida del generador 102. Las muestras pre-distorsionadas de TDC, cuando se procesan en el circuito de impulso, darán como resultado por lo tanto una señal de impulso con la forma de onda deseada (por ejemplo, sinusoidal) para impulsar óptimamente el transductor ultrasónico.

35 En el bloque 222 del algoritmo de pre-distorsión, se determina la corriente a través de la rama en movimiento del transductor ultrasónico. La corriente de la rama en movimiento puede determinarse usando la ley de corrientes de Kirchhoff en base a, por ejemplo, las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje almacenadas en la localización de memoria 218 (que, cuando están a la escala adecuada, pueden ser representativas de I_g y V_g en el modelo de la Figura 9 como se analiza más abajo), un valor de la capacitancia estática del transductor

ultrasónico C_0 (medido o conocido a priori) y un valor conocido de la frecuencia de impulso. Puede determinarse una muestra de corriente de rama en movimiento para cada conjunto de muestras almacenadas de retroalimentación de corriente y voltaje asociado con una muestra de TDC.

5 En el bloque 224 del algoritmo de pre-distorsión, cada muestra de corriente de rama en movimiento determinada en el bloque 222 se compara con una muestra de una forma de onda de corriente deseada para determinar una diferencia, o error de amplitud de muestra, entre las muestras comparadas. Para esta determinación, la muestra de la forma de onda de corriente deseada puede suministrarse, por ejemplo, desde una TDC con forma de onda 226 que contiene muestras de amplitud para un ciclo de la forma de onda de corriente deseada. La muestra particular de la forma de onda de corriente deseada de la TDC 226 usada para la comparación puede dictarse por la dirección de muestra de TDC asociada con la muestra de corriente de rama en movimiento usada en la comparación. Por consiguiente, la entrada de la corriente de rama en movimiento para el bloque 224 puede sincronizarse con la entrada de su dirección de muestras asociada de TDC para el bloque 224. Las muestras de TDC almacenadas en el dispositivo lógico programable 166 y las muestras de TDC almacenadas en la TDC con forma de onda 226 pueden por lo tanto ser iguales en número. En ciertos casos, la forma de onda de corriente deseada representada por las muestras de TDC almacenadas en la TDC con forma de onda 226 puede ser una forma de seno fundamental. Otras formas de onda pueden ser deseables. Por ejemplo, se contempla que una onda de seno fundamental para impulsar el principal movimiento longitudinal de un transductor ultrasónico superpuesto con una o más señales de impulso en otras frecuencias, tales como una armónica de tercer orden para impulsar al menos dos resonancias mecánicas para vibraciones beneficiosos de modo transversal u otros, podrían usarse.

25 Cada valor del error de amplitud de muestra determinado en el bloque 224 puede transmitirse a la TDC del dispositivo lógico programable 166 (mostrado en el bloque 228 en la Figura 13) junto con un indicador de su dirección asociada de TDC. En base al valor del error de amplitud de muestra y su dirección asociada (y, óptimamente, valores del error de amplitud de muestra para la misma dirección de TDC previamente recibida), la TDC 228 (u otro bloque de control del dispositivo lógico programable 166) puede pre-distorsionar o modificar el valor de la muestra de TDC almacenada en la dirección de TDC de tal manera que el error de amplitud de muestra se reduzca o minimice. Se apreciará que tal pre-distorsión o modificación de cada muestra de TDC de una manera iterativa a lo largo de todo el rango de las direcciones de TDC provocará que la forma de onda de la corriente de salida del generador se combine o se ajuste a la forma de onda de corriente deseada representada por las muestras de la TDC con forma de onda 226.

35 Las mediciones de amplitud de corriente y voltaje, las mediciones de potencia y las mediciones de impedancia pueden determinarse en el bloque 230 del procesador 174 en base a las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje almacenadas en la localización de memoria 218. Antes de la determinación de estas cantidades, las muestras de retroalimentación pueden estar en la escala adecuada y, en ciertos casos, procesarse a través de un filtro adecuado 232 para eliminar el ruido resultante de, por ejemplo, el proceso de adquisición de datos y los componentes armónico inducidos. Las muestras de voltaje y corriente filtradas pueden por lo tanto representar sustancialmente la frecuencia fundamental de la señal de salida de impulso del generador. En ciertos casos, el filtro 40 232 puede ser un filtro de respuesta finita al impulso (RFI) aplicada en el dominio de frecuencia. Tales configuraciones pueden la transformada rápida de Fourier (TRF) de las señales de corriente y voltaje de la señal de impulso de salida. En ciertos casos, el espectro resultante de frecuencia puede usarse para proporcionar una funcionalidad adicional al generador. Por ejemplo, la proporción del componente de segundo y/o tercer orden en relación con el componente de frecuencia fundamental puede usarse como un indicador de diagnóstico.

45 En el bloque 234, un cálculo de media cuadrática (MC) puede aplicarse a un tamaño de muestra de las muestras de retroalimentación de corriente que representan un número entero de ciclos de la señal de impulso para generar una medición L_{rms} que representan la corriente de salida de la señal de impulso.

50 En el bloque 236, un cálculo de media cuadrática (MC) puede aplicarse a un tamaño de muestra de las muestras de retroalimentación de corriente que representan un número entero de ciclos de la señal de impulso para generar una medición V_{rms} que representan el voltaje de salida de la señal de impulso.

55 En el bloque 238, las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje pueden multiplicarse punto por punto, y se aplica un cálculo medio a las muestras que representan un número entero de ciclos de la señal de impulso para determinar una medición P_r de la potencia real de salida del generador.

60 En el bloque 240, la medición P_a de la potencia aparente de salida del generador puede determinarse como el producto $V_{rms} \cdot I_{rms}$.

En el bloque 242, la medición Z_m de la magnitud de impedancia de carga puede determinarse como el cociente V_{rms}/I_{rms} .

65 En ciertos casos, el generador 102 puede usar las cantidades I_{rms} , V_{rms} , P_r , P_a y Z_m determinadas en los bloques 234, 236, 238, 240 y 242 para implementar cualquier número de procesos de control y/o diagnóstico. En ciertos casos, cualquier de estas cantidades puede comunicarse a un usuario por medio de, por ejemplo, un

dispositivo de salida 147 integrado en el generador 102 o un dispositivo de salida 147 conectado al generador 102 a través de una interfaz de comunicación adecuada (por ejemplo, una interfaz USB). Varios procesos de diagnóstico pueden incluir, sin limitación, integridad de mango, integridad de instrumento, integridad de unión de instrumento, sobrecarga de instrumento, próxima sobrecarga de instrumento, fallo de cierre de frecuencia, sobre-voltaje, sobre-corriente, sobre-potencia, fallo del sentido del voltaje, fallo del sentido de la corriente, fallo en la indicación de audio, fallo en la indicación visual, cortocircuito, fallo en la administración de potencia, fallo del capacitor de bloqueo, por ejemplo.

El bloque 244 del procesador 174 puede implementar un algoritmo de fase de control para determinar y controlar la fase de impedancia de una carga eléctrica (por ejemplo, el transductor ultrasónico) impulsado por el generador 102. Como se ha analizado anteriormente, al controlar la frecuencia de la señal de impulso para minimizar o reducir la diferencia entre la fase de impedancia predeterminada y un punto de ajuste de fase de impedancia (por ejemplo, 0°C), los efectos de distorsión armónica pueden minimizarse o reducirse, y la precisión de la medición de fase puede mejorar.

El algoritmo de control de fase recibe como entrada las muestras de retroalimentación de corriente y voltaje almacenadas en la localización de memoria 218. Antes de su uso en el algoritmo de fase de control, las muestras de retroalimentación pueden ponerse en la escala adecuada, en ciertos casos, procesarse a través de un filtro adecuado 246 (que puede ser idéntico al filtro 232) para eliminar el ruido resultante de del proceso de adquisición de datos y los componentes armónicos inducidos, por ejemplo. Las muestras de voltaje y corriente filtradas pueden por lo tanto representar sustancialmente la frecuencia fundamental de la señal de salida de impulso del generador.

En el bloque 248 de algoritmo de fase de control, se determina la corriente a través de la rama en movimiento del transductor ultrasónico. Esta determinación puede ser idéntica a la descrita anteriormente en relación con el bloque 222 del algoritmo de pre-distorsión. La salida del bloque 248 puede ser por lo tanto, para cada conjunto de muestras de retroalimentación de corriente y voltaje almacenadas asociado con una muestra de TDC, una muestra de corriente de rama en movimiento.

En el bloque 250 del algoritmo de control de fase, la fase de impedancia se determina en base a la salida sincronizada de las muestras de corriente de rama en movimiento determinadas en el bloque 248 y las correspondientes muestras de retroalimentación de voltaje. En ciertos casos, la fase de impedancia se determina como la media de la fase de impedancia medida en el flanco de subida de las ondas y la fase de impedancia medida en el flanco de bajada de las ondas.

En el bloque 252 del algoritmo de control de fase, el valor de la fase de impedancia determinado en el bloque 222 se compara con el punto de ajuste de fase 254 para determinar una diferencia o error de fase entre los valores comparados.

En el bloque 256 del algoritmo de control de fase, en base a un valor de error de fase determinado en el bloque 252 y la magnitud de impedancia determinada en el bloque 242, se determina una salida de frecuencia para controlar la frecuencia de la señal de impulso. El valor de la salida de frecuencia puede ajustarse de manera continua por el bloque 256 y transferirse a un bloque de control SDD 268 (analizado más abajo) con el fin de mantener la fase de impedancia determinada en el bloque 250 en el punto de ajuste de fase (por ejemplo, error de fase cero). En ciertos casos, la fase de impedancia puede regularse a un punto de ajuste de fase de 0°. De esta manera, una distorsión armónica se centrará alrededor de la cresta de la onda de voltaje, mejorando la precisión de determinación de impedancia de fase.

El bloque 258 del procesador 174 puede implementar un algoritmo para modular la amplitud de corriente de la señal de impulso con el fin de controlar la corriente, voltaje y potencia de la señal de impulso de acuerdo con los puntos de ajuste especificados por el usuario, o de acuerdo con los requisitos especificados por otros procesos o algoritmos implementados por el generador 102. El control de estas cantidades puede realizarse, por ejemplo, poniendo a escala las muestras de la TDC en la TDC 228 y/o ajustando el voltaje de salida a escala completa del CDA 168 (que suministra la entrada al amplificador de potencia 162) por medio de un CDA 186. El bloque 260 (que puede implementarse como un controlador PID) puede recibir como muestras de retroalimentación de corriente (que pueden tener la escala adecuada y filtrarse) desde la localización de memoria 218. Las muestras de retroalimentación de corriente pueden compararse con el valor de demanda de corriente I_d por la variable controlada (por ejemplo, corriente, voltaje o potencia) para determinar si la señal de impulso está suministrando la corriente necesaria. En casos en los que la corriente de la señal de impulso es la variable de corriente, la demanda de corriente I_d puede especificarse directamente por un punto de ajuste de corriente 262A (I_{sp}). Por ejemplo, un valor RMS de los datos de retroalimentación de corriente (determinados en el bloque 234) pueden compararse con el punto de ajuste de corriente RMS especificado por el usuario I_{sp} para determinar la acción apropiada del controlador. Si, por ejemplo, los datos de retroalimentación de corriente indican un valor RMS inferior al punto de ajuste de corriente I_{sp} , la escala de la TDC y/o el voltaje de salida a escala completa del CDA 168 pueden ajustarse por el bloque 260 de manera que la corriente de la señal de impulso aumente. En cambio, el bloque 260 puede ajustar la escala de la TDC y/o el voltaje de salida a escala completa del CADA 168 para reducir la corriente de la señal de

impulso cuando los datos de retroalimentación de corriente indican un valor RMS superior al punto de ajuste de corriente I_{sp} .

5 En casos en los que el voltaje de señal de impulso es la variable de control, la demanda de corriente I_d puede especificarse indirectamente, por ejemplo, en base a la corriente requerida para mantener un punto de ajuste de voltaje deseado 262B (V_{sp}) dada la magnitud de impedancia de carga Z_m medida en el bloque 242 (por ejemplo, $I_d = V_{sp}/Z_m$). Similarmente, en casos en los que la potencia de señal de impulso es la variable de control, la demanda de corriente I_d puede especificarse indirectamente, por ejemplo, en base a la corriente requerida para mantener un punto de ajuste de potencia deseado 262C (P_{sp}) dado el voltaje V_{ms} medido en los bloques 236 (por ejemplo, $I_d = P_{sp}/V_{ms}$).

10 El bloque 268 puede implementar un algoritmo de control de SDD para controlar la señal de impulso recordando muestras de TDC en la TDC 228. En ciertos casos, el algoritmo de control de SDD puede ser un algoritmo oscilador controlado numéricamente (OCN) para generar muestras de una onda en un índice de reloj fijo usando una técnica de saltos de punto (localización de memoria). El algoritmo OCN puede implementar un acumulador de fase, o convertidor de frecuencia a fase, que funciona como un puntero de dirección para recordar muestras de TDC de la TDC 228. El acumulador de fase puede tener un tamaño de etapa D , acumulador de fase N de módulo, donde D es un número entero positivo que representa un valor de control de frecuencia, y N es el número de muestras de TDC en la TDC 228. Un valor de control de frecuencia de $D=1$, por ejemplo, puede provocar que el acumulador de fase señale secuencialmente todas las direcciones de la TDC 228, dando como resultado una salida de onda que replica la onda almacenada en la TDC 228. Cuando $D < 1$, el acumulador de fase puede omitir direcciones en la TDC 228, dando como resultado una salida de onda que tiene una frecuencia mayor. Por consiguiente, la frecuencia de la onda generada por el algoritmo de control de SDD puede por lo tanto controlarse variando de manera adecuada el valor de control de frecuencia. En ciertos casos, el valor de control de frecuencia puede determinarse en base a la salida del algoritmo de control de fase implementado en el bloque 244. La salida del bloque 268 puede suministrar la entrada de (CDA) 168, que a su vez suministra una señal análoga correspondiente a una entrada del amplificador de potencia 162.

15 El bloque 270 del procesador 174 puede implementar un algoritmo de control de convertidor en modo de conmutación para modular dinámicamente el voltaje de vía del amplificador de potencia 162 en base a la curva de onda de la señal que se está amplificando, mejorando así la eficiencia del amplificador de potencia 162. En ciertos casos, las características de la curva de onda pueden determinarse controlando una o más señales contenidas en el amplificador de potencia 162. Por ejemplo, las características de la curva de onda pueden determinarse controlando el mínimo de un voltaje de drenaje (por ejemplo, un voltaje de drenaje MOSFET) que se modula de acuerdo con la curva de la señal amplificada. Una señal de voltaje mínimo puede generarse, por ejemplo, por un detector de voltaje mínimo acoplado al voltaje de drenaje. La señal de voltaje mínimo puede muestrearse por CAD 176, con las muestras de voltaje mínimo de salida recibidas en el bloque 272 del algoritmo de control de convertidor en modo de conmutación. En base a los valores de las muestras de voltaje mínimo, el bloque 274 puede controlar una salida de señal PWM por un generador PWM 276, que a su vez controla el voltaje de vía suministrado al amplificador de potencia 162 por el regulador en modo de conmutación 170. En ciertos casos, siempre y cuando los valores de las muestras de voltaje mínimo sean inferiores a una salida objetivo mínimo 278 en el bloque 262, el voltaje de vía puede modularse de acuerdo con la curva de onda como la caracterizada por las muestras de voltaje mínimo. Cuando las muestras de voltaje mínimo indican niveles bajos de potencia de onda, por ejemplo, el bloque 274 puede provocar que se suministre un voltaje de vía bajo al amplificador de potencia 162, suministrándose solamente el voltaje completo de vía cuando las muestras de voltaje mínimo indican niveles máximos de potencia de curva. Cuando las muestras de voltaje mínimo están por debajo del objetivo mínimo 278, el bloque 274 puede provocar que el voltaje de vía se mantenga en un valor mínimo adecuado para asegurar el funcionamiento apropiado del amplificador de potencia 162.

20 Las Figuras 33A-33C ilustran circuitos de control de dispositivo quirúrgicos. Como se ha analizado anteriormente en relación con la Figura 10, un circuito de control puede modificar características de una señal de interrogación transmitida por el generador 102. Las características de la señal de interrogación, que pueden únicamente indicar un estado o configuración del circuito de control, pueden determinarse por el generador 102 y usarse para controlar aspectos de su funcionamiento. Los circuitos de control pueden estar contenidos en un dispositivo quirúrgico ultrasónico (por ejemplo, en un mango 116 de un dispositivo quirúrgico ultrasónico 104) o en un dispositivo electroquirúrgico (por ejemplo, en un mango 130 de un dispositivo electroquirúrgico 106).

25 En referencia al sistema de la Figura 33A, un circuito de control 300-1 puede estar conectado al generador 102 para recibir una señal de interrogación (por ejemplo, una señal de interrogación bipolar a 2KHz) desde el circuito de acondicionamiento de señal 202 (por ejemplo, desde las terminales de generador Hs y SR (Figura 10) por medio de un par conductor de cable 112 o cable 128). El circuito de control 300-1 puede comprender una primera rama que incluye diodos conectados en serie $D1$ y $D2$ y un interruptor $SW1$ conectado en paralelo con $D2$. El circuito de control 300-1 también puede comprender una segunda rama que incluye diodos conectados en serie $D3$, $D4$ y $D5$, un interruptor $SW2$ conectado en paralelo con $D4$ y un resistor $R1$ conectado en paralelo con $D5$. En ciertos casos y como se muestra, $D5$ puede ser un diodo Zener. El circuito de control 300-1 puede comprender además un elemento de almacenamiento de datos 302 que, junto con uno o más componentes de la segunda rama (por ejemplo, $D5$, $R1$),

define un circuito de datos 304. En ciertos casos, el elemento de almacenamiento de datos 302, y posiblemente otros componentes del circuito de datos 304, pueden estar contenidos en el instrumento (por ejemplo, instrumento 124, instrumento 134) del dispositivo quirúrgico, con otros componentes del circuito de control 300-1 (por ejemplo, SW1, SW2, D1, D2, D3, D4) contenidos en el mango (por ejemplo, mango 116, mango 130). En ciertos casos, el dispositivo de almacenamiento de datos 302 puede ser un dispositivo bus con un único cable (por ejemplo, un EEPROM de protocolo con un único cable) u otro dispositivo de protocolo con un único cable o protocolo de red local interconectada (LIN). Por ejemplo, el elemento de almacenamiento de datos 302 puede comprender un EEPROM Maxim DS28EC20 1-Wire®, disponible en Maxim Integrated Products, Inc., Sunnyvale, CA. El elemento de almacenamiento de datos 302 es un ejemplo de un elemento de circuito que puede estar contenido en el circuito de datos 304. El circuito de datos 304 puede además o alternativamente comprender uno o más elementos o componentes de circuito capaces de transmitir o recibir datos. Tales elementos o componentes de circuito pueden estar configurados, por ejemplo, para transmitir datos adquiridos por uno o más sensores (por ejemplo, un sensor de temperatura basado en el instrumento) y/o recibir datos del generador 102 y proporcionar una indicación a un usuario (por ejemplo, una indicación LED u otras indicación visible) en base a los datos recibidos.

Durante el funcionamiento, puede aplicarse una señal de interrogación (por ejemplo, una señal de interrogación bipolar a 2kHz) desde el circuito de acondicionamiento de señal 202 sobre ambas ramas del circuito de control 300-1. De esta manera, el voltaje que aparece sobre las ramas puede únicamente determinarse por los estados de SW1 y SW2. Por ejemplo, cuando SW1 está abierto, la caída de voltaje en el circuito de control 300-1 para valores negativos de la señal de interrogación será la suma de las caídas de voltaje delantero en D1 y D2. Cuando SW1 está cerrado, la caída de voltaje para valores negativos de la señal de interrogación se determinará por la caída de voltaje delantero de D1 únicamente. De este modo, por ejemplo, con una caída de voltaje delantero de 0,7 voltios para cada uno de D1 y D2, el estado abierto y cerrado de SW1 pueden corresponder a las caídas de voltaje de 1,4 voltios y 0,7 voltios, respectivamente. De la misma manera, la caída de voltaje en el circuito de control 300-1 para valores positivos de la señal de interrogación puede únicamente determinarse por el estado de SW2. Por ejemplo, cuando SW2 está abierto, la caída de voltaje en el circuito de control 300-1 será la suma de las caídas de voltaje delantero en D3 y D4 (por ejemplo, 1,4 voltios) y el voltaje de avería de D5 (por ejemplo, 3,3 voltios). Cuando SW2 está cerrado, la caída de voltaje en el circuito de control 300-1 será la suma de la caída de voltaje delantero en D3 y el voltaje de avería de D5. Por consiguiente, el estado o configuración de SW1 y SW2 pueden determinarse por el generador 102 en base al voltaje de la señal de interrogación que aparece sobre las entradas en el circuito de control 300-1 (por ejemplo, como la medición de un CAD del circuito de acondicionamiento de señal 202).

En ciertos casos, el generador 102 puede estar configurado para comunicar con el circuito de datos 304, y en particular con el elemento de almacenamiento de datos 302, por medio de la segunda interfaz de circuito de datos 210 (Figura 10) y el par conductor del cable 112 o cable 128. La banda de frecuencia del protocolo de comunicación usado para comunicar con el circuito de datos 304 puede ser más alta que la frecuencia de banda de la señal de interrogación. En ciertos casos, por ejemplo, la frecuencia del protocolo de comunicación para el elemento de almacenamiento de datos 302 puede ser, por ejemplo, 200 kHz o una frecuencia significativamente más alta, mientras que la frecuencia de la señal de interrogación usada para determinar los estados diferentes de SW1 y SW2 puede ser, por ejemplo, 2 kHz. El diodo D5 puede limitar el voltaje suministrado al elemento de almacenamiento de datos 302 a un rango operativo adecuado (por ejemplo, 3,3-5V).

Como se ha explicado anteriormente en relación con la Figura 10, el circuito de datos 304 y, en particular, el elemento de almacenamiento de datos 302, pueden almacenar información perteneciente al instrumento quirúrgico particular con el que está asociado. El generador 102 puede recuperar tal información que puede incluir, por ejemplo, un número de modelo, un número de serie, un número de operaciones en las que se ha usado el instrumento quirúrgico y/o cualquier otro tipo de información. Además, cualquier tipo de información puede comunicarse desde el generador 102 al circuito de datos 304 para almacenar en el elemento de almacenamiento de datos 302. Tal información puede comprender, por ejemplo, un número actualizado de operaciones en las que se ha usado el instrumento y/o fechas y/o momentos de su uso.

Como se ha señalado anteriormente, el circuito de datos 304 puede además o alternativamente comprender componentes o elementos diferentes al elemento de almacenamiento de datos 302 para transmitir o recibir datos. Tales componentes o elementos pueden estar configurados, por ejemplo, para transmitir datos adquiridos por uno o más sensores (por ejemplo, un sensor de temperatura basado en el instrumento) y/o recibir datos desde el generador 102 y proporcionar una indicación a un usuario (por ejemplo, una indicación LED u otra indicación visible) en base a los datos recibidos.

El circuito de control puede comprender interruptores adicionales. Con referencia al sistema de la Figura 33B, por ejemplo, un circuito de control 300-2 puede comprender una primera rama que tiene un primer interruptor SW1 y un segundo interruptor SW2 (para un total de tres interruptores), con cada combinación de estados SW1 y SW2 correspondiendo con una única caída de voltaje en el circuito de control 300-2 para valores negativos de la señal de interrogación. Por ejemplo, el estado abierto y cerrado de SW2 añade o elimina, respectivamente, la caída de voltaje delantero de D4. En el sistema de la Figura 33C, la primera rama del circuito de control 300-3 comprende tres interruptores (para un total de cuatro interruptores), usándose el voltaje de avería del diodo Zener D2 para

distinguir cambios en la caída de voltaje resultante del funcionamiento de SW1 a partir de los cambios de voltaje resultantes del funcionamiento de SW2 ySW3.

5 Las Figuras 14 y 15 ilustran circuitos de control de dispositivos quirúrgicos. Como se ha analizado anteriormente en relación con la Figura 10, un circuito de control puede modificar características de una señal de interrogación transmitida por el generador 102. El generador 102 puede determinar las características de la señal de interrogación, que pueden únicamente indicar el estado o configuración del circuito de control y usarlas para controlar aspectos de su funcionamiento. El circuito de control 280 de la Figura 14 puede estar contenido en un dispositivo quirúrgico ultrasónico (por ejemplo, en el mango 116 del dispositivo quirúrgico ultrasónico 104) y el
10 circuito de control 282 de la Figura 15 puede estar contenido en un dispositivo electroquirúrgico (por ejemplo, en el mango 130 del dispositivo electroquirúrgico 106).

15 En referencia a la Figura 14, el circuito de control 280 puede estar conectado al generador 102 para recibir una señal de interrogación (por ejemplo, una señal de interrogación bipolar a 2kHz) desde el circuito de acondicionamiento de señal 202 (por ejemplo, desde las terminales del generador HS y SR (Figura 10) por medio de un par conductor de cable 112). El circuito de control 280 puede comprender un primer interruptor SW1 en serie con un primer diodo D1 para definir una primera rama, y un segundo interruptor SW2 en serie con un segundo diodo D2 para definir una segunda rama. La primera y segunda rama pueden estar conectadas en paralelo de tal manera que la dirección de conducción delantera de D2 sea opuesta a la de D1. La señal de interrogación puede aplicarse sobre
20 ambas ramas. Cuando tanto SW1 SW2 están abiertos, el circuito de control 280 puede definir un circuito abierto. Cuando SW1 está cerrado y SW2 está abierto, la señal de interrogación puede sufrir rectificación de media onda en una primera dirección (por ejemplo, mitad positiva de señal de interrogación bloqueada). Cuando SW1 está abierta y SW2 está cerrada, la señal de interrogación puede sufrir una rectificación de media onda en una segunda dirección (por ejemplo, mitad negativa de señal de interrogación bloqueada). Cuando tanto SW1 como SW2 están cerradas, no ocurre rectificación. Por consiguiente, en base a las diferentes características de la señal de interrogación correspondientes a los diferentes estados de SW1 y SW2, el estado y configuración del circuito de control 280 puede determinarse por el generador 102 en base a una señal de voltaje que aparece en las entradas del circuito de control 280 (por ejemplo, como la medición de un CAD del circuito de acondicionamiento de señal 202).

30 En ciertos casos y como se muestra en la Figura 14, el cable 112 puede comprender un circuito de datos 206. El circuito de datos 206 puede comprender, por ejemplo, un dispositivo de almacenamiento no volátil, tal como un dispositivo EEPROM. El generador 102 puede intercambiar información con el circuito de datos 206 por medio de la primera interfaz de circuito de datos 204 como se ha analizado anteriormente en relación con la Figura 10. Tal información puede ser específica para un dispositivo integrado con, o configurado para usarse con, el cable 112 y puede comprender, por ejemplo, un número de modelo, un número de serie, un número de operaciones en las que se ha usado el dispositivo quirúrgico y/o cualquier otro tipo de información. También puede comunicarse información desde el generador 102 al circuito de datos 206 para almacenamiento en el mismo, como se ha analizado anteriormente en relación con la Figura 10. En ciertos casos y con referencia a las Figuras 33E-33G, el circuito de datos 206 puede estar dispuesto en un adaptador para comunicar un tipo o modelo específico de dispositivo
40 quirúrgico con el generador 102.

45 En referencia a la Figura 15, un circuito de control 282 puede estar conectado al generador 102 para recibir una señal de interrogación (por ejemplo, una señal de interrogación bipolar a 2kHz) desde el circuito de acondicionamiento de señal 202 (por ejemplo, desde las terminales del generador HS y SR (Figura 10) por medio de un par conductor de cable 128). El circuito de control 282 puede comprender resistores conectados en serie R2, R3 y R4, con interruptores SW1 y SW2 conectados sobre R2 y R4, respectivamente. La señal de interrogación puede aplicarse sobre al menos uno de los resistores conectados en serie para generar una caída de voltaje sobre el circuito de control 282. Por ejemplo, cuando tanto SW1 SW2 están abiertos, la caída de voltaje puede determinarse por R2, R3 y R4. Cuando SW1 está cerrado y SW2 está abierto, la caída de voltaje puede determinarse por R3 y R4.
50 Cuando tanto SW1 como SW2 están cerrados, la caída de voltaje puede determinarse por R3. Por consiguiente, en base la caída de voltaje sobre el circuito de control 282 (por ejemplo, como la medición de un CAD del circuito de acondicionamiento de señal 202), el generador 102 puede determinar el estado o configuración del circuito de control 282.

55 La Figura 16 ilustra un circuito de control 280-1 de un dispositivo quirúrgico ultrasónico, tal como el dispositivo quirúrgico ultrasónico 104. El circuito de control 280-1, además de comprender los componentes del circuito de control 280 de la Figura 14, puede comprender un circuito de datos con un elemento de almacenamiento 286. En ciertos casos, el elemento de almacenamiento de datos 286, y posiblemente otros componentes del circuito de datos 284, pueden estar contenidos en el instrumento (por ejemplo, instrumento 124) del dispositivo quirúrgico ultrasónico, con otros componentes del circuito de control 280-1 (por ejemplo, SW1, SW2, D1, D2, D3, D4, C1) estando contenidos en el mango (por ejemplo, mango 116). En ciertos casos, el elemento de almacenamiento de datos 286 puede ser un dispositivo bus con un único cable (por ejemplo, un EEPROM de protocolo con un único cable) u otro dispositivo de protocolo con un único cable o protocolo de red local interconectada (LIN). Por ejemplo,
60 el elemento de almacenamiento de datos 286 puede comprender un EEPROM Maxim DS28EC20 1-Wire®, disponible en Maxim Integrated Products, Inc., Sunnyvale, CA.

En ciertos casos, el generador 102 puede estar configurado para comunicar con el circuito de datos 284 y, en particular, con el elemento de almacenamiento de datos 286, por medio de la segunda interfaz de circuito de datos 210 (Figura 10) y el par conductor del cable 112. En particular, la banda de frecuencia del protocolo de comunicación usado para comunicar con el circuito de datos 284 puede ser más alta que la banda de frecuencia de la señal de interrogación. En ciertos casos, por ejemplo, la frecuencia del protocolo de comunicación para el elemento de almacenamiento de datos 286 puede ser, por ejemplo, 200 kHz o una frecuencia significativamente más alta, mientras que la frecuencia de la señal de interrogación usada para determinar los diferentes estados de SW1 y SW2 puede ser, por ejemplo, 2 kHz. Por consiguiente, el valor del capacitor C1 del circuito de datos 284 puede seleccionarse de tal manera que el elemento de almacenamiento de datos 286 esté escondido de la frecuencia relativamente baja de la señal de interrogación mientras permite que el generador 102 se comunique con el elemento de almacenamiento de datos 286 a la frecuencia más alta del protocolo de comunicación. Un diodo en serie D3 puede proteger el elemento de almacenamiento de datos 286 de los ciclos negativos de la señal de interrogación, y un diodo Zener paralelo D4 puede limitar el voltaje suministrado al elemento de almacenamiento de datos 286 a un rango operativo adecuado (por ejemplo, 3,3-5V). Cuando está en el modo de conducción delantera, D4 también puede fijar a tierra los ciclos negativos de la señal de interrogación.

Como se ha explicado anteriormente en relación con la Figura 10, el circuito de datos 284 y, en particular, el elemento de almacenamiento de datos 286, pueden almacenar información perteneciente al instrumento quirúrgico particular con el que está asociado. El generador 102 puede recuperar tal información que puede incluir, por ejemplo, un número de modelo, un número de serie, un número de operaciones en las que se ha usado el instrumento quirúrgico y/o cualquier otro tipo de información. Además, cualquier tipo de información puede comunicarse desde el generador 102 al circuito de datos 284 para almacenar en el elemento de almacenamiento de datos 286. Tal información puede comprender, por ejemplo, un número actualizado de operaciones en las que se ha usado el instrumento y/o fechas y/o momentos de su uso. Además, debido a que los diferentes tipos de comunicaciones entre el generador 102 y el dispositivo quirúrgico pueden estar separados por banda de frecuencia, la presencia del elemento de almacenamiento de datos 286 puede ser invisible para generadores que no tienen el requisito de funcionalidad de lectura de datos, permitiendo así la compatibilidad sencilla del dispositivo quirúrgico.

En ciertos casos y como se muestra en la Figura 17, el circuito de datos 284-1 puede comprender un inductor L1 para proporcionar aislamiento del elemento de almacenamiento de datos 286 de los estados de SW1 y SW2. La adición de L1 puede además permitir el uso del circuito de datos 284-1 en dispositivos electroquirúrgicos. La Figura 18, por ejemplo, ilustra una realización de un circuito de control 282-1 que combina el circuito de control 282 de la Figura 15 con el circuito de datos 284-1 de la Figura 17.

En ciertos casos, un circuito de datos puede comprender uno o más interruptores para modificar una o más características (por ejemplo, amplitud, rectificación) de una señal de interrogación recibida por el circuito de datos de manera que únicamente se determine el estado o configuración de uno o más interruptores en base a una o más características. La Figura 19, por ejemplo, ilustra un circuito de control 282-2 en el que el circuito de datos 284-2 comprende un interruptor SW3 conectado en paralelo con D4. Puede comunicarse una señal de interrogación desde el generador 102 por ejemplo, desde el circuito de acondicionamiento de señal 202 de la Figura 10) a una frecuencia suficiente para que el circuito de datos 284-2 reciba la señal de interrogación por medio de C1 pero que L1 la bloquee desde otras parte del circuito de control 282-2. De esta manera, pueden usarse una o más características de una primera señal de interrogación (Por ejemplo, una señal de interrogación bipolar a 25 kHz) para determinar el estado de SW3, y pueden usarse una o más características de una segunda señal de interrogación a una frecuencia más baja (por ejemplo, una señal de interrogación bipolar a 2 kHz) para determinar los estados de SW1 y SW2. Aunque la adición de SW3 se ilustra en relación con el circuito de control 282-2 en un dispositivo electroquirúrgico, se apreciará que SW3 puede añadirse a un circuito de control de un dispositivo quirúrgico ultrasónico, tal como, por ejemplo, el circuito de control 280-2 de la Figura 17.

Además, se apreciará que pueden añadirse interruptores a un circuito de datos además de SW3. Como se muestra en las Figuras 20 y 21, por ejemplo, los circuitos de datos 284-3 y 284-4, respectivamente, pueden comprender un segundo interruptor SW4. En la Figura 20, pueden seleccionarse los valores de voltaje de diodos Zener D5 y D6 de tal manera que sus valores de voltaje difieran lo suficiente para permitir una discriminación fiable de la señal de interrogación en presencia de ruido. La suma de los valores de voltaje de D5 y D6 puede ser igual o menor que el valor de voltaje de D4. En ciertos casos, dependiendo de los valores de voltaje de D5 y D6, puede ser posible eliminar D4 del circuito de datos 284-3 ilustrado en la Figura 20.

En ciertos casos, los interruptores (por ejemplo, SW1-SW4) pueden impedir la habilidad del generador 102 para comunicarse con el elemento de almacenamiento de datos 286. Puede abordarse este problema declarando un error si los estados de los interruptores son tales que interferirán con las comunicaciones entre el generador 102 y el elemento de almacenamiento de datos 286. Alternativamente, el generador 102 puede solamente permitir la comunicación con el elemento de almacenamiento de datos 286 cuando el generador 102 determine que los estados de los interruptores no interferirán con la comunicación. Debido a que los estados de los interruptores pueden ser impredecibles hasta cierto punto, el generador 102 puede tomar esta determinación sobre una base recurrente. La adición de L1 puede prevenir la interferencia causada por interruptores externos al circuito de datos (por ejemplo, SW1 y SW2). Para interruptores contenidos en el circuito de datos (por ejemplo, SW3 y SW4), el

aislamiento de los interruptores por la separación de banda de frecuencia puede realizarse mediante la adición de un capacitor C2 con un valor de capacitancia significativamente menor que el de C1 (por ejemplo, $C2 \ll C1$). Los circuitos de datos 284-5, 284-6, 284-7 que comprenden C2 se muestran en las Figuras 22-24, respectivamente.

5 En cualquiera de los circuitos de las Figuras 16-24, dependiendo de las características de respuesta a la frecuencia de D4, puede ser deseable o necesario añadir un diodo rápido en paralelo con D4 y señalando a la misma dirección.

10 La Figura 25 ilustra un circuito de control 280-5 en el que la comunicación entre el generador 102 y un elemento de almacenamiento de datos se implementa usando un protocolo de comunicación para modulación de amplitud (por ejemplo, protocolo para modulación de amplitud 1-Wire®, protocolo para modulación de amplitud LIN). La modulación de amplitud del protocolo de comunicación en un transportador de frecuencia alta (por ejemplo, 8 MHz o mayor) aumenta sustancialmente la separación de banda de frecuencia entre las señales de interrogación de frecuencia baja (por ejemplo, señales de interrogación a 2 kHz) y la frecuencia de banda base nativa del protocolo de comunicación usado en los circuitos de las Figuras 16-24. El circuito de control 280-5 puede ser similar al circuito de control 280-1 de la Figura 16, con el circuito de datos 288 comprendiendo un capacitor adicional C3 y un resistor R5, que, junto con D3, desmodulan el protocolo de comunicación para modulación de amplitud que recibirá el elemento de almacenamiento de datos 286. Como en el circuito de la Figura 16, D3 puede proteger el elemento de almacenamiento de datos 286 de los ciclos negativos de la señal de interrogación, y D4 puede limitar el voltaje suministrado al elemento de almacenamiento de datos 286 a un rango operativo adecuado (por ejemplo, 3,3-5V) y fijar a tierra los ciclos negativos de la señal de interrogación cuando está en el modo de conducción delantera. La mayor separación de frecuencia puede permitir que C1 sea de alguna manera pequeño en relación con los casos de las Figuras 16-24. Además, la frecuencia más alta de la señal transportadora puede también mejorar la inmunidad al ruido de comunicación con el elemento de almacenamiento de datos porque además se elimina del rango de frecuencia de ruido eléctrico que otros dispositivos quirúrgicos pueden generar en el mismo ambiente de quirófano. En ciertos casos, la frecuencia relativamente alta del transportador en combinación con las características de respuesta a frecuencia de D4 pueden hacer deseable o necesario añadir un diodo rápido en paralelo con D4 y señalando en la misma dirección.

20 30 Con la adición de un inductor L1 para prevenir interferencia con la comunicaciones del elemento de almacenamiento de datos 286 causadas por los interruptores externos al circuito de datos 288 (por ejemplo, SW1 y SW2), el circuito de datos 288 puede usarse en circuitos de control de instrumentos electroquirúrgicos, como se muestra en el circuito de datos 288-1 de la Figura 26.

35 Con la excepción de C2 y R3, y la necesidad muy posible de D7, los circuitos de las Figuras 25 y 26 son similares a las versiones de banda base de las Figuras 16-24. Por ejemplo, la manera en la que los interruptores pueden añadirse a los circuitos de datos de las Figuras 19-21 es directamente aplicable a las configuraciones de las Figura 25 y 26 (incluyendo la posibilidad de eliminar D4 del equivalente transportador modulado de la Figura 20). Los equivalentes transportadores modulados de los circuitos de datos mostrados en las Figuras 22-24 pueden simplemente requerir la adición de un inductor con el tamaño apropiado L2 en serie con C2 con el fin de aislar la frecuencia de interrogación para los interruptores adicionales (por ejemplo, SW3, SW4) a una banda de frecuencia intermedia entre la frecuencia del transportador y la frecuencia más baja de interrogación para interruptores externos al circuito de datos. Tal circuito de datos 282-7 se muestra en la Figura 27.

40 45 50 En el circuito de la Figura 27, cualquier interferencia con la habilidad del generador para comunicarse con el elemento de almacenamiento de datos 286 causada por los estados de SW1 y SW2 puede tratarse como se ha descrito anteriormente en relación con los circuitos de las Figuras 19-24. Por ejemplo, el generador 102 puede declarar un error sin los estados del interruptor previenen la comunicación, o el generador 102 puede solamente permitir comunicación cuando el generador 102 determine que los estados del interruptor no provocarán interferencia.

55 En ciertos casos, el circuito de datos puede no comprender un elemento de almacenamiento de datos 286 (por ejemplo, un dispositivo EEPROM) para almacenar información. Las Figuras 28-32 ilustran circuitos de control que utilizan elementos resistivos y/o inductivos para modificar una o más características de una señal de interrogación (por ejemplo, amplitud, fase) de tal manera que únicamente pueda determinarse el estado o configuración del circuito de control en base a una o más características.

60 65 En la Figura 28, por ejemplo, el circuito de datos 290 puede comprender un resistor de identificación R1 con el valor de C12 seleccionado de tal manera que R1 esté escondido de una primera señal de interrogación con frecuencia baja (por ejemplo, una señal de interrogación a 2 kHz) para determinar los estados de SW1 y SW2. Al medir el voltaje y/o corriente (por ejemplo, fase, amplitud) en la entradas del circuito de control 280-6 que resultan de una segunda señal de interrogación en una banda de frecuencia sustancialmente más alta, el generador 102 puede medir el valor de R1 a través de C1 con el fin de determinar cuál de una pluralidad de resistores de identificación está contenido en el instrumento. El generador 102 puede usar tal información para identificar el instrumento, o una característica particular del instrumento, de manera que los procesos de control y diagnóstico puedan optimizarse. Cualquier interferencia con la habilidad del generador para medir R1 causada por los estados de SW1 y SW2 puede

5 tratarse declarando un error si los estados del interruptor previenen la medición, o manteniendo el voltaje de la segunda señal de interrogación de frecuencia más alta añadiendo un inductor en serie con el circuito del interruptor (L1 en la Figura 29) para bloquear la segunda señal de interrogación de frecuencia más alta mientras pasa la primera señal de interrogación de frecuencia más baja. La adición de un inductor de esta manera también puede permitir el uso del circuito de datos 290 en circuitos de control de instrumentos electroquirúrgicos, como se muestra en el circuito de datos 290-2 de la Figura 30.

10 En ciertos casos, podrían usarse capacitores múltiples C1 para permitir interrogación en frecuencia múltiples para diferencia entre un número grande de valores distintos de R1 para una proporción dada señal-a-ruido, o para un conjunto dado de tolerancias de los componentes. Los inductores pueden colocarse en serie con todos excepto el valor más bajo de C1 para crear bandas específicas de paso para diferentes frecuencias de interrogación, como se muestra en el circuito de datos 290-3 en la Figura 31.

15 En circuitos de control basados en el circuito de control 280 de la Figura 14, los resistores de identificación pueden medirse sin necesidad de separación de banda de frecuencia. La Figura 32 ilustra un circuito así, con R1 seleccionado para tener un valor relativamente alto.

20 Las Figuras 33D-33I ilustran calces multi-conductores y adaptadores que pueden usarse para establecer comunicación eléctrica entre el generador 102 y una magno de un dispositivo quirúrgico. En particular, los cables pueden transmitir la señal de impulso del generador al dispositivo quirúrgico y permitir comunicaciones basadas en el control entre el generador 102 y un circuito de control del dispositivo quirúrgico. Los cables 112-1, 112-2 y 112-3 (Figuras 33E-33G, respectivamente) pueden estar configurados para usarse con un dispositivo quirúrgico ultrasónico (por ejemplo, dispositivo quirúrgico ultrasónico 106). Uno o más cables pueden estar configurados para conectar directamente con el generador 102, tal como el cable 112-1, por ejemplo. En tales casos, el cable puede comprender un circuito de datos (por ejemplo, circuito de datos 206) para almacenar información perteneciente al dispositivo quirúrgico particular con el que está asociado (por ejemplo, un número de modelo, un número de serie, un número de operaciones en las que se ha usado el dispositivo quirúrgico y/o cualquier otro tipo de información). En ciertos casos, los cables 112-2 y 112-3 pueden conectar con el generador 102 por medio de un primer adaptador 292 (Figura 33I), y el cable 128-1 puede conectar con el generador 102 por medio de un segundo adaptador 294 (Figura 33H). En tales casos, puede disponerse un circuito de datos (por ejemplo, circuito de datos 206) en el cable (por ejemplo, calces 112-2 y 112-3) o en el adaptador (por ejemplo, segundo adaptador 294).

35 El generador 102 puede estar eléctricamente aislado de los dispositivos quirúrgicos 104, 106 con el fin de prevenir corrientes no deseadas y potencialmente perjudiciales en el paciente. Por ejemplo, si el generador 102 y los dispositivos quirúrgicos 104, 106 no estuvieran eléctricamente aislados, el voltaje proporcionado a los dispositivos 104, 106 por medio de la señal de impulso podría cambiar potencialmente el potencial eléctrico del tejido del paciente sobre el que dispositivo o dispositivos 104, 106 están actuando y, de este modo, dar como resultado corriente no deseada en el paciente. Se apreciará que tales preocupaciones pueden ser más agudas cuando se usa un dispositivo quirúrgico ultrasónico 104 que no pretende pasar ninguna corriente a través del tejido. Por consiguiente, el resto de la descripción de la cancelación activa de corriente de fuga se describe en términos de un dispositivo quirúrgico ultrasónico 104. Sin embargo, se apreciará que los sistemas y métodos aquí descritos pueden ser aplicables también a dispositivos electroquirúrgicos 106.

45 Un transformador de aislamiento, tal como el transformador de aislamiento 156, puede usarse para proporcionar aislamiento eléctrico entre el generador 103 y el dispositivo quirúrgico 104. Por ejemplo, el transformador 156 puede proporcionar aislamiento entre la fase no aislada 154 y la fase aislada 152 descritas anteriormente. La fase aislada 154 puede estar en comunicación con el dispositivo quirúrgico 104. El generador 102 (por ejemplo, el módulo generador 108) puede proporcionar la señal de impulso al devanado primario 164 del transformador de aislamiento 156 y al dispositivo quirúrgico 104 del devanado secundario 158 del transformador de aislamiento. Sin embargo, considerando la falta de idealidades de los transformadores reales, esta disposición puede no proporcionar un aislamiento eléctrico completo. Por ejemplo, un transformador real puede tener una capacitancia de fuga entre el devanado primario y secundario. La capacitancia de fuga puede prevenir el aislamiento eléctrico completo y permitir que el potencial eléctrico presente en el devanado primario afecte al potencial del devanado secundario. Esto puede dar como resultado corriente de fuga en el paciente.

55 Los estándares de la industria contemporánea, tal como el estándar 60601-1 de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI) limitan la corriente de fuga que se puede permitir en un paciente a 10 μ A o menos. La corriente de fuga puede reducirse pasivamente proporcionando un capacitor de fuga entre el devanado secundario del transformador de aislamiento y la tierra (por ejemplo, el suelo de la tierra). El capacitor de fuga puede operar cambios leves en el potencial del lado del paciente acoplado desde el lado no aislado por medio de la capacitancia de fuga del transformador de aislamiento y reducir así la corriente de fuga. Sin embargo, cuando el voltaje, corriente y/o frecuencia de la señal de impulso proporcionada por el generador 102 aumentan, la corriente de fuga también puede aumentar. La corriente de fuga inducida puede aumentar más allá de la capacidad de un capacitor de fuga pasivo para mantenerla por debajo de 10 μ A y/u otros estándares de corriente de fuga.

Por consiguiente, se describen varios sistemas y métodos para cancelar activamente la corriente de fuga. La Figura 34 ilustra un circuito 800 para la cancelación activa de la corriente de fuga. El circuito 800 puede estar implementado como una parte o en conjunto con el generador 102. El circuito puede comprender un transformador de aislamiento 802 con un devanado primario 804 y un devanado secundario 806. La señal de impulso 816 puede proporcionarse sobre el devanado primario 804, generando una señal de impulso aislada sobre el devanado secundario 806. Además de la señal de impulso aislada, la capacitancia de fuga 808 del transformador de aislamiento 802 puede acoplar algún componente del potencial de la señal de impulso en relación con la tierra 818 con el devanado secundario 806 en el lado del paciente.

Un capacitor de fuga 810 y el circuito de cancelación activa 812 pueden proporcionarse, como se muestra, conectados entre el devanado secundario 806 y la tierra 818. El circuito de cancelación activa 812 puede generar una señal de impulso inversa 814 que puede estar aproximadamente 180° fuera de la fase con la señal de impulso 816. El circuito de cancelación activa 812 puede estar eléctricamente acoplado al capacitor de fuga 810 para impulsar al capacitor de fuga a un potencial que, en relación con la tierra 818, está aproximadamente 180° fuera de fase con la señal de impulso 815. Por consiguiente, la carga eléctrica sobre el devanado secundario en el lado del paciente 806 puede alcanzar la tierra 818 por medio del capacitor de fuga 810 en lugar de a través del paciente, reduciendo la corriente de fuga. El capacitor de fuga 810 puede estar diseñado para cumplir con los estándares adecuados de industria, gobierno y/o diseño en cuanto a solidez. Por ejemplo, el capacitor de fuga 810 puede ser un capacitor de tipo Y que cumple el estándar IEC 60384-14 y/o puede comprender múltiples capacitores físicos en serie.

La Figura 35 ilustra un circuito 820 que puede implementarse por el generador 102 para proporcionar la cancelación activa de la corriente de fuga. El circuito 820 puede comprender un circuito generador 824 y un circuito en el lado del paciente 822. El circuito generador 824 puede generar y/o modular la señal de impulso, como aquí se describe. Por ejemplo, el circuito generador 824 puede funcionar de manera similar a la fase no aislada 154 descrita anteriormente. También, por ejemplo, el circuito en el lado del paciente 822 puede operar de manera similar a la fase aislada 152 descrita anteriormente.

El aislamiento eléctrico entre el circuito generador 824 y el circuito en el lado del paciente 822 puede proporcionarse mediante un transformador de aislamiento 826. El devanado primario 828 del transformador de aislamiento 826 puede estar acoplado al circuito generador 824. Por ejemplo, el circuito generador 825 puede generar la señal de impulso sobre el devanado primario 828. La señal de impulso puede generarse sobre el devanado primario 828 de acuerdo con cualquier método adecuado. Por ejemplo, el devanado primario 828 puede comprender una llave central 829 que puede tener un voltaje CC (por ejemplo, 48 voltios). El circuito generador 824 puede comprender fases de salida 825, 827 que, respectivamente, están acopladas a los otros extremos del devanado primario 828. Las fases de salida 825, 827 puede provocar que la corrientes correspondientes a la señal de impulso fluyan en el devanado primario 828. Por ejemplo, las partes positivas de la señal de impulso pueden realizarse cuando la fase de salida 827 tira de su voltaje de salida inferior al voltaje de la llave central, provocando que la fase de salida 827 baje la corriente del devanado primario 828. Puede inducirse una corriente correspondiente en el devanado secundario 830. De la misma manera, las partes negativas de la señal de impulso pueden implementarse cuando el estado de salida 827 saca su voltaje de salida inferior al voltaje de la llave central, provocando que la fase de salida 825 tire de una corriente opuesta sobre el devanado primario 828. Esto puede inducir una corriente opuesta correspondiente en el devanado secundario 830. El circuito en el lado del paciente 822 puede realizar varios acondicionamientos de señal y/u otros procesos para la señal de impulso aislada, que pueden proporcionarse a un dispositivo 104 por medio de las líneas de salida 821, 823.

Un transformador de cancelación activa 832 puede tener un devanado primario 834 y un devanado secundario 836. El devanado primario 834 puede estar eléctricamente acoplado al devanado primario 828 del transformador de aislamiento 826 de tal manera que la señal de impulso se proporcione sobre el devanado 834. Por ejemplo, el devanado primario 834 puede comprender dos devanados 843, 845. Un primer extremo 835 del primer devanado 845 y un primero extremo 839 del segundo devanado 843 pueden estar eléctricamente acoplados a la llave central 829 del devanado 828. Un segundo extremo 841 del primer devanado 845 puede estar eléctricamente acoplado a la fase de salida 827, mientras que un segundo extremo 837 del segundo devanado 843 puede estar eléctricamente acoplado al estado de salida 825. El devanado secundario 836 del transformador de cancelación 832 puede estar acoplado a la tierra 818 y a un primer electrodo de un capacitor de cancelación 840. El otro electrodo del capacitor de cancelación 849 puede estar acoplado a la línea de salida 823. Un resistor de carga opcional 838 puede estar también eléctricamente acoplado en paralelo sobre el devanado secundario 836.

El devanado secundario 836 del transformador de cancelación activa puede estar enrollado y/o unido con cable con los otros componentes 840, 838, 818, de tal manera que su polaridad sea opuesta a la polaridad del devanado primario 834. Por ejemplo, puede inducirse una señal de impulso inversa sobre el segundo devanado 836. En relación con la tierra 818, la señal de impulso inversa puede estar 180° fuera de fase con la señal de impulso proporcionada sobre el devanado primario 834 del transformador de cancelación activa 832. Junto con el resistor de carga 838, el devanado secundario 836 puede proporcionar la señal de impulso inversa en el capacitor de cancelación 840. Por consiguiente, la carga que provoca la potencial fuga que aparece en el circuito en el lado del paciente 822 debido a la señal de impulso puede moverse al capacitor de cancelación 840. De esta manera, el

capacitor 840, el devanado secundario 836 y el resistor de carga 838 pueden bajar la corriente de fuga potencial al suelo 818, minimizando la corriente de fuga del paciente.

5 Los parámetros de los componentes 832, 838, 840 pueden seleccionarse para maximizar la cancelación de corriente de fuga y reducir las emisiones electromagnéticas. Por ejemplo, el transformador de cancelación activa 832 puede estar hecho de materiales y de acuerdo con una construcción que permita combinar la frecuencia, temperatura, humedad y otras características del transformador de aislamiento 826. Pueden seleccionarse otros parámetros del transformador activo 832 (por ejemplo, número de giros, proporciones de giro) para conseguir un equilibrio entre la minimización de corriente inducida por la salida, emisiones electromagnéticas (EM) y corriente de fuga debido al voltaje externo aplicado. Por ejemplo, el circuito 820 puede estar configurado para cumplir los estándares IEC 60601 u otros estándares de industria o gobierno. El valor del resistor de carga 838 puede elegirse de manera similar. Además, los parámetros del capacitor de cancelación 849 (por ejemplo, capacitancia, etc.) pueden seleccionarse para combinar, de la mejor manera posible, con las características de las capacitancias de fuga responsables de inducir la corriente de fuga.

15 La Figura 36 ilustra un circuito alternativo 842 que pueden implementarse por el generador 102 para proporcionar cancelación activa de la corriente de fuga. El circuito 842 puede ser similar al circuito 820, aunque el devanado secundario 836 del transformador de cancelación activa 832 puede estar eléctricamente acoplado a la línea de salida 823. El capacitor de cancelación 823 puede estar conectado en serie entre el devanado secundario 836 y la tierra 818. El circuito 842 puede funcionar de una manera similar a la del circuito 820. De acuerdo con varios casos (por ejemplo, cuando el transformador de cancelación activa 832 es un transformador elevador), el voltaje total de trabajo, por ejemplo, como el definido en IEC 60601-1, puede minimizarse.

20 La Figura 37 ilustra un circuito alternativo 8454 que puede implementarse por el generador 102 para proporcionar la cancelación activa de la corriente de fuga. El circuito 844 puede omitir el transformador de cancelación activa 832 y sustituirlo por un segundo devanado secundario 846 del transformador de aislamiento 826. El segundo devanado secundario 846 puede estar conectado a la línea de salida 823. El capacitor de cancelación 840 puede estar conectado en serie entre el segundo devanado secundario 846 y la tierra. El segundo devanado secundario puede estar enrollado o unido con cable a una polaridad opuesta a la del devanado primario 828 y del devanado secundario 830. Por consiguiente, cuando la señal de impulso está presente sobre el devanado primario 828, la señal de impulso inversa, como se ha descrito anteriormente, puede estar presente sobre el devanado secundario 846. Por consiguiente, el circuito 844 puede cancelar la corriente de fuga de una manera similar a la descrita anteriormente con respecto a los circuitos 820 y 842. La omisión del transformador de cancelación activa 832, como se muestra en el circuito 833, puede reducir el total de piezas, coste y complejidad.

25 La Figura 38 ilustra otro circuito más 848 que puede implementarse por el generador 102 para proporcionar cancelación activa de la corriente de fuga. El circuito 828 puede estar configurado para cancelar corrientes externas en el circuito del lado del paciente 822 debido al acople capacitivo, como se ha descrito anteriormente, así como otros efectos externos tales como, por ejemplo, efectos específicos de frecuencia (por ejemplo, 60 Hz u otro ruido de frecuencia de suministros de potencia), efectos de trayectoria, efectos de carga. En lugar de estar eléctricamente acoplado a la tierra 818, el capacitor de cancelación 840, como se muestra en el circuito 848, puede estar acoplado a un circuito de control de corrección 851. El circuito 851 puede comprender un procesador digital de señal (PDS) 850 u otro procesador. El PDS 850 puede recibir entradas 858 (por ejemplo, mediante un convertidor de análogo-a-digital). Las entradas 858 pueden ser valores que tienden a indicar efectos externos que provoca una corriente de fuga adicional. Ejemplos de tales entradas pueden ser, por ejemplo, parámetros de suministro de potencia, datos de carga tales como impedancia, u otros factores que describen la trayectoria desde el circuito 848 al dispositivo 104. En base a las entradas 858, el PDS 850 puede derivar un potencial de cancelación que, cuando se proporciona al capacitor de cancelación 840, puede cancelar las corrientes del lado del paciente debido a los efectos externos. El potencial de cancelación puede proporcionarse, digitalmente, a un convertidor de digital –a-análogo 852, que puede proporcionar una versión análoga del potencial de cancelación al capacitor de cancelación 840. Por consiguiente, la caída de voltaje sobre el capacitor de cancelación 840 puede ser una función de la señal de impulso inversa, presenta sobre el segundo devanado secundario 846 y el potencial de cancelación encontrado por el circuito 851.

30 El circuito 848 se muestra con el transformado de cancelación activa 832 omitido y el capacitador 840 y el segundo devanado secundario 846 en la configuración del circuito 844. Sin embargo, se apreciará que el circuito de control de corrección 851 puede utilizarse en cualquiera de las configuraciones aquí descritas (por ejemplo, 820, 842, 844). Por ejemplo, el circuito de control de corrección 851 puede sustituirse para tierra 818 en cualquiera de los circuitos 820, 842, 844.

35 La Figura 39 ilustra un circuito 860 que puede implementarse por el generador 102 para proporcionar cancelación de corriente de fuga. De acuerdo con el circuito 860, el capacitor de cancelación 840 puede estar conectado entre el devanado primario 828 del transformador de aislamiento 826 y la línea de salida 823 (por ejemplo, la línea de salida común). De esta manera, la inversa de la señal de impulso puede aparecer sobre el capacitor de cancelación 840, provocando un efecto de cancelación de corriente de fuga similar a los descritos anteriormente.

La Figura 40 ilustra otro circuito 862 que puede implementarse por el generador 102 para proporcionar cancelación de corriente de fuga. El circuito 852 puede ser similar al circuito 860 con la excepción de que el capacitor de cancelación puede estar conectado entre la línea de salida 823 (por ejemplo, la línea de salida común) y dos capacitores adicionales 864, 866. El capacitor 864 puede estar conectado entre el capacitor de cancelación 840 y el devanado primario 828 del transformador de aislamiento 826. El capacitor 866 puede estar conectado entre el capacitor de cancelación 840 y la tierra 818. La combinación de capacitores 864, 866 puede proporcionar una trayectoria de radiofrecuencia (RF) a la tierra que puede mejorar la actuación RF del generador 102 (Por ejemplo, disminuyendo las emisiones electromagnéticas).

Un generador quirúrgico, tal como el generador 102 ilustrado esquemáticamente en la Figura 10, por ejemplo, puede estar eléctricamente acoplado a una variedad de instrumentos quirúrgicos. Los instrumentos quirúrgicos pueden incluir, por ejemplo, instrumentos con base de RF y dispositivos con base ultrasónica. La Figura 41 ilustra una interfaz de receptáculo y conector 900. La interfaz 900 comprende un montaje de receptáculo 902 y un montaje de conector 920. El montaje de conector 920 está eléctricamente acoplado al extremo distal de un cable 921 que finalmente se conecta a un instrumento quirúrgico portátil. La Figura 59 ilustra un generador quirúrgico 1050. El generador quirúrgico 1050 comprende un cuerpo de generador quirúrgico 1052 que generalmente incluye la carcasa exterior del generador. El cuerpo quirúrgico 1052 define una abertura 1054 para recibir un montaje de receptáculo, tal como el montaje de receptáculo 1058 ilustrado en la Figura 59. Ahora en referencia a Figuras 41 a 59, el montaje de receptáculo 902 puede comprender un sello 906 generalmente para prevenir la entrada de fluido al generador quirúrgico 1050 por medio de la abertura 1054. El sello 906 puede ser un sello epóxico.

La Figura 42 es una vista lateral en despiece del montaje de receptáculo 902 de acuerdo con la invención. El montaje de receptáculo 902 incluye una variedad de componentes, incluyendo un imán 212. El montaje de receptáculo 902 también comprende una pluralidad de tomas de corriente 908 que pueden estar dispuestas en una formación generalmente circular, o cualquier otra formación adecuada. La Figura 48 es una vista ampliada de una toma de corriente 908 de acuerdo con la invención. En una realización, la toma de corriente 908 está bifurcada y el montaje de receptáculo 902 incluye nueve tomas de corriente bifurcadas 908, mientras que pueden utilizar más o menos tomas de corriente en otras realizaciones. Cada una de las tomas de corriente 908 puede definir una cavidad interior 910 para recibir los pernos eclécticamente conductores, como se analiza con más detalle más abajo. En algunas realizaciones, se montarán varias tomas de corriente 908 en el montaje de receptáculo 902 a diferentes alturas de tal manera que ciertas tomas de corriente contacten antes con otras tomas de corriente cuando un montaje conector se inserte en el montaje de receptáculo.

La Figura 43 es una vista lateral en despiece del montaje conector 920 de acuerdo con la invención. El montaje conector 920 comprende un cuerpo conector 922 que incluye una parte de inserción 924 que puede tener el tamaño para recibirse en el montaje de receptáculo 902, como se describe con más detalle más abajo. El montaje conector 920 comprende una variedad de otros componentes, incluyendo un perno férreo 926, una placa de circuito 928 y una pluralidad de pernos eléctricamente conductores 930. Como se muestra en la Figura 54, los pernos férricos 926 pueden ser cilíndricos. En otras realizaciones, los pernos férricos 926 pueden tener otras formas, tales como rectangulares, por ejemplo. El perno férreo 926 puede ser de acero, hierro o cualquier otro material magnéticamente compatible que se atraiga a los campos magnéticos o que pueden magnetizarse. El pin férreo 926 puede ser también un hombro, u otro tipo de característica que se extienda lateralmente. Ahora en referencia a la Figura 55, los pernos conductores eléctricos 930 pueden estar fijos hasta un punto desde la placa de circuito 928. La placa de circuito 928 también puede incluir circuitos de identificación de dispositivo, tales como los circuitos ilustrados en las Figuras 33E-33G, por ejemplo. De este modo, en varias realizaciones, la placa de circuito 928 puede tener EEPROM, resistores o cualquier otro componente eléctrico. En algunas realizaciones, las partes de la placa de circuito 928 pueden estar en tarros, o de otra manera encapsuladas, para mejorar la esterilidad del dispositivo quirúrgico y ayudar a la resistencia al agua.

En referencia de nuevo a la Figura 43, el montaje conector 920 también incluye un miembro aliviador de tensión 932. Como se muestra en la Figura 56, el miembro aliviador de tensión 932 acepta generalmente una carga de cable para prevenir que se carga se aplique a la placa de circuito 928 y/o las tomas de corriente 908. En algunas realizaciones, el miembro aliviador de tensión 932 puede incluir una muesca de alineación 934 para ayudar a su montaje. En referencia de nuevo a la Figura 43, el montaje conector 920 también incluye un arranque 936 que está acoplado al cuerpo conector 922. La Figura 57 ilustra el arranque 936 de acuerdo con una realización o limitativa. El arranque 936 puede generalmente servir como aliviador de curvas para un cable asociado y ayudar a sellar el montaje conector 920. En algunas realizaciones, el arranque 936 puede cerrarse en el cerrarse en el cuerpo conector 922. Para aplicaciones en autoclave, el arranque 936 puede ser un componente sobreinyectado. En otras realizaciones pueden usarse otras técnicas de unión, tal como adhesivos o soldadura con giros, por ejemplo.

La Figura 44 es una vista en perspectiva del montaje de receptáculo 902 mostrado en la Figura 41. La Figura 45 es una vista en perspectiva en despiece del montaje de receptáculo 902. La Figura 46 es una vista delantera en alzado del montaje de receptáculo 902. La Figura 47 es una vista lateral en alzado del montaje de receptáculo 902. En referencia a las Figuras 44-47, el montaje de receptáculo 902 comprende una pestaña 950. La pestaña 950 tiene una pared interior 952 y una pared exterior 954. El alcance entre la pared interior 952 y la pared exterior 954 es una superficie de pestaña 956. La pared interior 952 incluye al menos una parte curvada y al menos

una parte lineal. La pared interior 952 de la pestaña 950 define una cavidad 960 que tiene una geometría única. En una realización, la cavidad 960 está definida por aproximadamente 270 grados de un círculo y dos segmentos lineales que son tangenciales al círculo y se cruzan para formar un ángulo \square . En una realización, el ángulo \square tiene aproximadamente 90 grados. Una parte protuberante central 962 que tiene una periferia exterior 964 está colocada en la cavidad 960. La parte protuberante central 962 puede tener una superficie central 966 que define un hueco 968. El imán 912 (Figura 42) puede estar colocado próximo al hueco 968. Como se ilustra, dos tomas de corriente 908 pueden estar colocadas a través de las aberturas 972 definidas por la superficie central 966 de la parte protuberante central 962. En realizaciones que utilizan una disposición circular de tomas de corriente 908, el imán 912 puede estar colocado interno al círculo definido por las tomas de corriente. El cuerpo del receptáculo 904 puede también definir un hueco trasero 976 (Figura 47). El hueco trasero 976 puede tener el tamaño para recibir el sello 906. La cara de la pestaña 966 puede estar inclinada en un ángulo β (Figura 47). Como se ilustra en la Figura 61, una cara del cuerpo 1052 del generador quirúrgico 1050 puede estar inclinada en el ángulo β también.

La Figura 49 es una vista en perspectiva del montaje conector 920 y la Figura 50 es una vista en perspectiva en despiece del montaje conector 920. La Figura 51 es una vista lateral en alzado del cuerpo conector 922 con las Figuras 52 y 53 ilustrando vistas en perspectiva del extremo distal y proximal, respectivamente, del cuerpo conector 922. Ahora en referencia a las Figuras 49-53, el cuerpo conector 922 tiene una pestaña 980. La pestaña 980 comprende al menos una parte curvada y al menos una parte lineal.

Los montajes del adaptador 1002 y 1004 pueden comprender sustancialmente componentes similares a los contenidos por el cuerpo conector 922 (Figura 50). Por ejemplo, los montajes de adaptador 1002 y 1004 pueden individualmente alojar una placa de circuito con circuitos de identificación de dispositivo. Los montajes de adaptador 1002 y 1004 pueden también individualmente alojar uno de un perno férreo y un imán para ayudar en la conexión con el generador quirúrgico. Una pared exterior 982 de la pestaña 980 puede generalmente tener una forma similar a la pared interior 952 del montaje de receptáculo 902 (Figura 46). Una pared interior 984 de la pestaña 980 puede tener una forma similar a la periferia exterior 964 de la parte protuberante central 962. El cuerpo conector 922 también puede tener una pared 988 que incluye una pluralidad de aberturas 990. Las aberturas 990 pueden tener el tamaño para recibir los pernos eléctricamente conductores 930 y el perno férreo 926. El hombro 927 del perno férreo 926 tiene el tamaño para que no pueda pasar a través de la abertura 990. El perno férreo 926 también puede ser capaz de trasladarse con respecto a la pared 988. Cuando se monta, el hombro 927 del perno férreo 926 puede colocarse intermedio a la pared 988 y la placa de circuito 928. El perno férreo 926 puede estar colocado de tal manera que se encuentre con el campo magnético del imán 912 cuando el montaje del conector 920 se inserta en el montaje del receptáculo 902. Una conexión apropiada puede indicarse con un clic audible cuando el perno férreo 926 se traslada a la pared 988 y golpea el imán 912. Como se apreciará, pueden colocarse varios componentes intermedios al perno férreo 926 y el imán 912, tales como una arandela, por ejemplo, para reducir el desgaste ocasional de los componentes interconectados. Además, el imán 912 puede estar acoplado al montaje conector 920 y el perno férreo 926 puede estar acoplado al montaje del receptáculo 902.

La Figura 58 ilustra dos montajes de adaptador 1002 y 1004. Los montajes de adaptador 1002 y 1004 permiten que los montajes del conector tengan varias geometrías para acoplarse eléctricamente a un montaje de receptáculo de un generador quirúrgico. El montaje de adaptador 1002 está configurado para alojar un instrumento quirúrgico que tiene un montaje conector 1006 y el montaje de adaptador 1004 está configurado para alojar un instrumento quirúrgico que tiene un montaje conector 1008. El montaje conector 1006 puede estar asociado con un dispositivo quirúrgico con base de RF por medio de un cable 1060 y el montaje conector 1008 puede estar asociado con un dispositivo con base ultrasónica por medio de un cable 1062. Como se apreciará, otros montajes de adaptador pueden alojar instrumentos quirúrgicos con montajes conectores diferentes a los ilustrados en la Figura 58. La Figura 59 ilustra el montaje de adaptador 1002 después de haberse insertado en el montaje de receptáculo 1058 de un generador quirúrgico 1050. La Figura 60 ilustra el montaje conector 1006 después de haberse insertado en el montaje de adaptador 1002 y por lo tanto eléctricamente acoplado al generador quirúrgico 1050. Similarmente, la Figura 61 ilustra el montaje de adaptador 1004 después de haberse insertado en el montaje del receptáculo 1058 de un generador quirúrgico. La Figura 62 ilustra el montaje conector 1008 después de haberse insertado en el montaje del adaptador 1004. Por consiguiente, mientras los montajes conectores 1006 y 1008 tienen diferentes geometrías, ambos pueden usarse con el generador quirúrgico 1050.

En referencia a las Figuras 58-62, el montaje de adaptador 1002 tiene una parte distal 1010 que comprende una pestaña 1012. La pestaña 1012 está configurada para insertarse en el montaje del receptáculo 1058 del instrumento quirúrgico 1050 y puede ser similar a la pestaña 980 ilustrada en la Figura 52, por ejemplo. Puede colocarse cualquier número de pernos eléctricamente conductores u otros componentes de conexión en el parte distal para engancharse al montaje del receptáculo 1058. El montaje del adaptador 1002 puede tener una parte proximal 1014 que define una cavidad 1016. La cavidad 1016 puede estar configurada para aceptar un montaje conector particular, tal como el montaje conector 1006. Como se apreciará, la parte proximal 1014 puede estar configurada apropiadamente en base al tipo de montaje conector con el que se usará. El montaje de adaptador 1006 puede tener una parte distal 1020 que comprende una pestaña 1022. La pestaña 1022 está configurada para insertar en el montaje del receptáculo 1058 del instrumento quirúrgico 1050 y puede ser similar a la pestaña 980 ilustrada en la Figura 52, por ejemplo. El montaje del adaptador 1004 también tiene una parte proximal 1024 que

define una cavidad 1026. En el caso ilustrado, la parte central 1028 está colocada en la cavidad 1026 y está configurada para aceptar el montaje conector 1008.

La Figura 63 ilustra una vista en perspectiva de un panel trasero 1100 de un generador 1102. El generador 1102 puede ser similar al generador 102 ilustrado en la Figura 10, por ejemplo. El panel trasero 1100 puede comprender varios puertos de entrada y/o salida 1104. El panel trasero 1110 también puede comprender un visualizador de papel electrónico 1106. El visualizador de papel electrónico 1106 puede estar basado en electroforesis en el que un campo electromagnético se aplica a un material conductor de tal manera que el material conductor tenga movilidad. Las micropartículas que tienen conductividad se distribuyen entre sustratos flexibles de tipo fino, y las posiciones de las micropartículas (o partículas tóner) se cambian debido al cambio de las polaridades de un campo electromagnético, través del cual se muestran los datos. La estrategia técnica para realizar el papel electrónico puede llevarse a cabo usando cualquier técnica adecuada, tal como cristales líquidos, electroluminiscencia (EL) orgánica, monitor de tipo reflexión con película reflectante, electroforesis, bolas de giro o monitor de tipo reflexión mecánica, por ejemplo. Generalmente. La electroforesis es un fenómeno en el que, cuando las partículas se suspenden en un medio (esto es, un medio de dispersión), la partículas se cargan eléctricamente, y cuando se aplica un campo eléctrico a las partículas cargadas, las partículas se mueven a un electrodo con una carga opuesta a través del medio de dispersión. Más exposiciones sobre los visualizadores de papel electrónico pueden encontrarse en el número de patente de Estados Unidos 7.751.115 titulada "ELECTRONIC PAPER DISPLAY DEVICES, MANUFACTURING METHOD AND DRIVING METHOD THEREOF".

La Figura 64 ilustra el panel trasero 1110 ilustrado en la Figura 63. La Figura 65 y 66 proporcionan vistas ampliadas del panel trasero 1110. En referencia a las Figuras 64-66, el visualizador de papel electrónico 1106 puede mostrar una variedad de información, tal como un número de serie, un número de una pieza, números de patente, etiquetas de advertencia, identificadores de puerto, instrucciones, información del vendedor, información de servicio, información del fabricante, información operacional o cualquier otro tipo de información. La información mostrada en el visualizador de papel electrónico 1106 puede cambiarse o actualizarse a través de la conexión de un dispositivo de computación con un puerto de comunicación (por ejemplo, un puerto USB) del generador 102.

Como se muestra en la Figura 66, el panel trasero 1100 puede comprender una parte interactiva 1108. La parte interactiva 1108 puede permitir al usuario introducir información al generador 102 usando dispositivos de entrada, tales como botones 1110. La parte interactiva 1108 también puede mostrar información que simultáneamente se muestre en un panel delantero (no mostrado) del generador 102.

En un procedimiento quirúrgico que utiliza un dispositivo quirúrgico ultrasónico, tal como el dispositivo quirúrgico ultrasónico 104, el efector final 126 transmite energía ultrasónica al tejido que está en contacto con el efector final 126 para realizar una acción de corte y sellado. La aplicación de energía ultrasónica de esta manera puede provocar la curación localizada del tejido. La monitorización y el control de tal curación puede ser deseable para minimizar el daño accidental al tejido y/u optimizar la efectividad de la acción de corte y sellado. La medición directa de curación ultrasónica requiere dispositivos sensibles a la temperatura en o cerca del efector final 126. Aunque las mediciones basadas en el sensor de curación ultrasónica son técnicamente viables, la complejidad del diseño y otras consideraciones pueden hacer que la medición directa sea inútil. El generador 102 puede abordar este problema generando una estimación de temperatura o curación que resulta de una aplicación de energía ultrasónica.

En particular, el generador 102 puede implementar una red neural artificial para estimar curación ultrasónica en base a un número de variables de entrada 1218. Las redes neurales artificiales son modelos matemáticos que aprenden relaciones complejas no lineales entre entradas y salidas en base a exposición a patrones conocidos de entrada y salida, un proceso comúnmente referido como entrenamiento. Una red neural artificial puede comprender una red de unidades simples de procesamiento, o nodos, conectados juntos para realizar tareas de procesamiento de datos. La estructura de una red neural artificial puede ser de algún modo análoga a la estructura de redes neurales biológicas en el cerebro. Cuando una red neural artificial se presenta con un patrón de datos de entrada, produce un patrón de salida. Una red neural artificial puede entrenarse para una tarea específica de procesamiento mediante la presentación de grandes cantidades de datos para entrenamiento. De esta manera, la red neural artificial puede modificar su estructura cambiando la fuerza de comunicación entre nodos para mejorar su actuación en los datos para entrenamiento.

La Figura 67 ilustra una red neural artificial 1200 para generar una temperatura estimada T_{est} que resulta de la aplicación de energía ultrasónica usando un dispositivo quirúrgico ultrasónico, tal como el dispositivo quirúrgico ultrasónico 104. En ciertos casos, la red neural puede implementarse en el procesador 174 y/o el dispositivo lógico programable 166 del generador 102. La red neural 1200 puede comprender una capa de entrada 1202 y, uno o más nodos 1204 que definen una capa oculta 1206 y uno o más nodos 1208 que definen una capa de salida 1210. Con el objetivo de ser claros, solamente se muestra una capa oculta 1206. En ciertos casos, la red neural 1200 puede comprender uno o más capas ocultas adicionales en una disposición de cascada, teniendo cada capa oculta adicional un número de nodos 1204 que puede ser igual o diferente al número de nodos 1204 en la capa oculta 1206.

Cada nodo 1204, 1208 en las capas 1202, 1210 puede incluir uno o más valores de peso w 1212, un valor de sesgo b 1214 y una función de transformación f 1216. En la figura 67, el uso de diferentes subíndices para estos valores y funciones pretende ilustrar que cada uno de estos valores y funciones puede ser diferente de otros valores y funciones. La capa de entrada 1202 comprende una o más variables de entrada p 1218, con cada nodo 1204 de la capa oculta 1206 recibiendo como entrada al menos una de las variables de entrada p 1218. Como se muestra en la Figura 67, por ejemplo, cada nodo 1204 puede recibir todas las variables de entrada p 1218. En otros casos, un nodo 1204 puede recibir no todas las variables de entrada p 1218. Cada variable de entrada p 1218 recibida por un nodo particular 1204 se pesa por un valor de peso correspondiente w 1212, después se suma a otras variables posibles de entrada similarmente pesadas p 1218, y al valor de sesgo b 1214. La función de transformación f 1216 del nodo 1204 se aplica después a la suma resultante para generar la salida del nodo. En la Figura 67, por ejemplo, la salida del nodo 1204-1 puede darse como $f_1(n_1)$, donde $n_1=(w_{1.1} \cdot p_1 + w_{1.2} \cdot p_2 + \dots + w_{1,j} \cdot p_j) + b_1$.

Un nodo particular 1208 de la capa de salida 1210 puede recibir una salida de uno o más de los nodos 1204 de la capa oculta 1206 (por ejemplo, cada nodo 1208 recibe salidas $f_1(\cdot), f_2(\cdot), \dots, f_i(\cdot)$ de los nodos respectivos 1204-1, 1204-2, ..., 1204-i en las Figura 67), con cada salida recibida pesada por un valor correspondiente de peso w 1212 y posteriormente sumado a otras salidas recibidas similarmente pesadas, y a un valor de sesgo b 1214. La función de transformación f 1216 del nodo 1208 se aplica después a la suma resultante para generar la salida del nodo, que corresponde con una salida de la red neural 1200 (por ejemplo, la temperatura estimada Test en el caso de la Figura 67). Aunque la red neural 1200 en la Figura 67 comprende solamente un nodo 1208 en la capa de salida 1210, en otros casos la red neural 1200 puede comprender más de una salida, en cuyo caso la capa de salida 1210 puede comprender múltiples nodos 1208.

En ciertos casos, la función de transformación 1216 de un nodo 1204, 1208 puede ser una función de transferencia no lineal. Por ejemplo, una o más funciones de transformación f 1216 pueden ser una función sigmoidea. En otros casos, las funciones de transformación f 1216 pueden incluir una función sigmoidea tangente, una sigmoidea tangente hiperbólica, una sigmoidea logarítmica, una función de transferencia lineal, una función de transferencia lineal saturada, una función de transferencia con base radial o cualquier otro tipo de función de transferencia. La función de transformación f 1216 de un nodo particular 1204, 1208 puede ser el mismo que, o diferente a, una función de transformación f 1216 en otro nodo 1204, 1208.

En ciertos casos, las variables de entrada p 1218 recibidas por los nodos 1204 de la capa oculta 1206 pueden representar, por ejemplo, señales y/u otras cantidades o condiciones que se conoce o cree que tienen un efecto en la temperatura o curación resultante de una aplicación de energía ultrasónica. Tales variables pueden comprender, por ejemplo, uno o más de: voltaje de impulso producido por el generador 102, potencia de impulso producida por el generador 102, energía de impulso producida por el generador 102, impedancia del transductor ultrasónico 114 y tiempo de duración de la energía ultrasónica aplicada. Además, una o más variables de entrada p 1218 pueden no estar relacionadas con las salidas del generador 102 y pueden comprender, por ejemplo, características del efector final 126 (por ejemplo, tamaño, geometría y/o material de la punta de la cuchilla) y un tipo particular de tejido al que se dirige la energía ultrasónica.

La red neural 1200 puede entrenarse (por ejemplo, cambiando o variando los valores de peso w 1212, los valores de sesgo b 1214 y las funciones de transformación f 1216) de tal manera que su salida (por ejemplo, temperatura estimada T_{est} en el caso de la Figura 67) se aproxime adecuadamente a una dependencia medida de la salida para valores conocidos de las variables de entrada p 1218. El entrenamiento puede realizarse, por ejemplo, suministrando conjuntos conocidos de variables de entrada p 1218, comparando la salida de la red neural 1200 con salidas medidas correspondientes a los conjuntos conocidos de variables de entrada p 1218 y modificando los valores de peso w 1212, los valores de sesgo b 1214 y/o las funciones de transformación f 1216 hasta que el error entre las salidas de la red neural 1200 y las correspondientes salidas medidas esté por debajo de un nivel predeterminado de error. Por ejemplo, la red neural 1200 puede entrenarse hasta que el error cuadrático esté por debajo de un umbral predeterminado de error. En ciertos casos, los aspectos del proceso de entrenamiento pueden implementarse mediante la red neural 1200 (por ejemplo, propagando errores de vuelta a través de la red 1200 para ajustar de manera flexible los valores de peso w 1212 y/ los valores de sesgo b 1214).

La Figura 68 ilustra una comparación entre los valores de temperatura estimada T_{est} y los valores de temperatura medida T_m para una implementación de la red neural 1200. La red neural 1200 usada para generar T_{est} en la Figura 68 comprende seis variables de entrada p 1218; voltaje de impulso, potencia de impulso, energía de impulso producida, impedancia del transductor ultrasónico y tiempo de duración de la energía ultrasónica aplicada. La capa oculta 1206 comprende 25 nodos, y la capa de salida 1210 comprende un único nodo 1208. Los datos de entrenamiento se generaron en base a 13 aplicaciones de energía ultrasónica a vasos carotídeos. La temperatura real T_m se determinó en base a mediciones de IR sobre un rango de 250 muestras para varios valores de las variables de entrada p 1218, con las temperaturas estimadas T_{est} generadas por la red neural 1200 en base a valores correspondientes de las variables de entrada p 1218. Los datos mostrados en la Figura 68 se generaron en una serie que se excluyó de los datos de entrenamiento. Las temperaturas estimadas T_{est} demuestran una aproximación razonablemente precisa de las temperaturas medidas T_m en la región de 43-88 °C. Se cree la inconsistencias en las temperatura estimadas T_{est} que aparecen en ciertas regiones, tales como las regiones

después de 43 °C pueden minimizarse o reducirse implementando redes neurales adicionales específicas a aquellas regiones. Además, las inconsistencias en los datos que pueden desviar la salida entrenada de la red neural 1200 pueden identificarse o programarse como casos especiales para mejorar la actuación.

5 En ciertos casos, cuando la temperatura estimada excede un umbral de temperatura definido por el usuario T_{th} , el generador 102 puede configurarse para controlar la aplicación de energía ultrasónica de tal manera que la temperatura estimada T_{est} se mantenga en o por debajo del umbral de temperatura T_{th} . Por ejemplo, en casos en los que la corriente de impulso es una variable de entrada p 218 con la red neural 1200, la corriente de impulso puede tratarse como una variable de control y modularse para minimizar o reducir la diferencia entre T_{est} y T_{hr} . Tales casos
 10 puede implementarse usando un algoritmo de control de retroalimentación (por ejemplo, un algoritmo de control PID), con T_{th} introduciéndose en el algoritmo de control como un punto de ajuste, T_{est} introduciéndose en el algoritmo como retroalimentación variable de proceso, y la corriente de impulso correspondiendo a la salida controlada del algoritmo. En casos donde la corriente de impulso sirve como la variable de control, las variaciones adecuadas en el valor de corriente de impulso deberían estar representadas en los conjuntos de variables de entrada p 1218 usados para entrenar la red neural 1200. En particular, la efectividad de la corriente de impulso como una variable de control puede reducirse si los datos de entrenamiento reflejan valores constante de corriente de impulso, ya que la red neural 1200 puede reducir los valores de peso w 1212 asociados con la corriente de impulso debido a su aparente falta de efectos sobre la temperatura. Se apreciará que las variables de entrada p 1218 diferentes a la corriente de impulso (por ejemplo, voltaje de impulso) pueden usarse para minimizar o reducir la diferencia entre T_{est} y T_{th} .

20 El generador 102 puede proporcionar potencia a un fragmento de tejido de acuerdo con una o más curvas de potencia. Una curva de potencia puede proporcionar una relación entre potencia enviada al tejido y la impedancia del tejido. Por ejemplo cuando la impedancia del tejido cambia (por ejemplo, aumenta) durante la coagulación, la potencia proporcionada por el generador 102 también puede cambiar (por ejemplo, disminuir) de acuerdo con la curva de potencia aplicada.

25 Las diferentes curvas de potencia pueden ser particularmente adecuadas, o poco adecuadas, a los diferentes tipos y/o tamaños de fragmentos de tejido. Las curvas de potencia agresivas (por ejemplo, curvas de potencia consideradas para niveles de potencia alta) pueden ser adecuadas para fragmentos grandes de tejido. Cuando se aplican a fragmentos de tejido más pequeños, tales como vasos pequeños, curvas de potencia más agresivas pueden llevar a una quemadura exterior. La quemadura exterior puede reducir la calidad de coagulación/unión en el exterior y también puede prevenir la coagulación completa de partes interiores del tejido. Similarmente, las curvas de potencia menos agresivas pueden fallar al conseguir hemostasia cuando se aplican a fragmentos de tejido más grandes (por ejemplo, lotes más grandes).

30 La Figura 69 ilustra una gráfica 1300 que muestra curvas de potencia ejemplares 1306, 1308, 1310. La gráfica 1300 comprende un eje de impedancia 1302 que ilustra impedancias crecientes potenciales de tejido de izquierda a derecha. Un eje de potencia 1304 ilustra la potencia creciente de abajo a arriba. Cada una de las curvas de potencia 1306, 1308, 1310 puede definir un conjunto de niveles de potencia, en el eje de potencia 1304, correspondiente a una pluralidad de impedancias sensibles potenciales de tejido en el eje de impedancia 1302. En general, las curvas de potencia pueden tener diferentes formas, y esto se ilustra en la Figura 69. La curva de potencia 1306 se muestra con una forma escalonada, mientras que las curvas de potencia 1308, 1310 se muestran con formas curvadas. Se apreciará que las curvas de potencia utilizadas pueden tener cualquier forma continua o no continua utilizable. El índice de envío de potencia o agresividad de una curva de potencia puede estar indicado por su posición en la gráfica 1300. Por ejemplo, las curvas de potencia que envían mayor potencia a una impedancia dada de tejido pueden considerarse más agresivas. Por consiguiente, entre dos curvas de potencia, la curva colocada en el punto más alto del eje de potencia 1304 puede ser más agresiva. Se apreciará que algunas curvas de potencia pueden superponerse.

40 La agresividad de dos curvas de potencia puede compararse de acuerdo con un método adecuado. Por ejemplo, una primera curva de potencia puede considerarse más agresiva que una segunda curva de potencia sobre un rango dado de impedancias potenciales de tejido si la primera curva de potencia tiene una mayor potencia entregada correspondiente a al menos la mitad del rango de las impedancias potenciales de tejido. También, por ejemplo, una primera curva de potencia puede considerarse más agresiva que una segunda curva de potencia sobre un rango dado de impedancias potenciales de tejido si el área debajo de la primera curva sobre el rango es más grande que el área debajo de la segunda curva sobre el rango. Equivalentemente, cuando las curvas de potencia se expresan por separado, una primera curva de potencia puede considerarse más agresiva que una segunda curva de potencia sobre un conjunto dado de impedancias potenciales de tejido si la suma de los valores de potencia para la primera curva sobre el conjunto de impedancias potenciales de tejido es mayor que la suma de los valores de potencia para la segunda curva de potencia sobre el conjunto de impedancias potenciales de tejido.

50 Los algoritmos que cambia la curva de potencia aquí descritos pueden usarse con cualquier tipo de dispositivo quirúrgico (por ejemplo, dispositivo ultrasónico 104, dispositivo electroquirúrgico 106). En sistemas que utilizan un dispositivo ultrasónico 104, las lecturas de impedancia de tejido puede tomarse utilizando electrodo 157, 159. Con un dispositivo electroquirúrgico, tal como 106, las lecturas de impedancia de tejido pueden tomarse utilizando primeros y segundos electrodos 177, 179.

En algunos casos, un dispositivo electroquirúrgico 104 puede comprender un material con coeficiente de temperatura positivo (CTP) colocado entre uno o ambos electrodos 177, 179 y el fragmento de tejido. El material CTP puede tener un perfil de impedancia que permanece relativamente bajo y relativamente constante hasta que alcanza una temperatura umbral o desencadenante, en cuyo punto la impedancia del material CTP puede aumentar. En uso, el material CTP puede colocarse en contacto con el tejido mientras se aplica potencia. La temperatura desencadenante del material CTP puede seleccionarse de tal manera que corresponda a una temperatura de tejido que indique la finalización de la unión o coagulación. Por consiguiente, cuando el proceso de unión o coagulación se completa, la impedancia del material CTP puede aumentar, provocando una correspondiente disminución en la potencia que realmente se proporciona al tejido.

Se apreciará que durante el proceso de coagulación o unión, la impedancia de tejido puede generalmente aumentar. En algunos casos, la impedancia de tejido puede mostrar un aumento repentino de impedancia lo que indica una coagulación exitosa. El aumento puede deberse a cambios fisiológicos en el tejido, un material CTP que alcance su umbral desencadenante y puede ocurrir en cualquier punto en el proceso de coagulación. La cantidad de energía que puede requerirse para provocar el aumento repentino de impedancia puede relacionarse con la masa térmica del tejido sobre el que se está actuando. La masa térmica de un fragmento dado de tejido, a su vez, puede relacionarse con el tipo y cantidad de tejido en el fragmento.

Varios sistemas pueden utilizar este aumento repentino en impedancia de tejido para seleccionar una curva de potencia apropiada para un fragmento dado de tejido. Por ejemplo, el generador 102 puede seleccionar y aplicar sucesivamente curvas de potencias más agresivas hasta que la impedancia de tejido alcance un umbral de impedancia que indique que el aumento repentino ha ocurrido. Por ejemplo, el alcance del umbral de impedancia puede indicar que la coagulación está progresando apropiadamente con la curva de potencia aplicada en ese momento. El umbral de impedancia puede ser un valor de impedancia de tejido, un índice de cambio de impedancia de tejido y/o una combinación de impedancia e índice de cambio. Por ejemplo, el umbral de impedancia puede cumplirse cuando se observa un cierto valor de impedancia y/o índice de cambio. Las diferentes curvas de potencia pueden tener diferentes umbrales de impedancia, como se describe aquí.

La Figura 70 ilustra un flujo de proceso 1330 para aplicar una o más curvas de potencia a un fragmento de tejido. Puede usarse cualquier número adecuado de curvas de potencia. Las curvas de potencia pueden aplicarse sucesivamente con el fin de tener agresividad hasta que una de las curvas de potencia impulse al tejido al umbral de impedancia. En 1332, el generador 102 puede aplicar una primera curva de potencia. La primera curva de potencia puede seleccionarse para entregar potencia a una velocidad relativamente baja. Por ejemplo, la primera curva de potencia puede seleccionarse para evitar quemadura de tejido con los fragmentos de tejido esperados más pequeños y vulnerables.

La primera curva de potencia puede aplicarse al tejido de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el generador 102 puede generar una señal de impulso que implemente la primera curva de potencia. La curva de potencia puede implementarse modulando la potencia de la señal de impulso. La potencia de la señal de impulso puede modularse de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, pueden modularse el voltaje y/o corriente de la señal. También, la señal de impulso puede pulsarse. Por ejemplo, el generador 102 puede modular la potencia media cambiando la anchura de pulso, ciclo de trabajo, etc., de la señal de impulso. La señal de impulso puede proporcionarse a los primeros y segundos electrodos 177, 179 del dispositivo electroquirúrgico 106. También, la señal de impulso que implementa la primera curva de potencia puede proporcionarse a un generador ultrasónico 114 del dispositivo ultrasónico 104 descrito anteriormente.

Mientras se aplica la primera curva de potencia, el generador 102 puede controlar la energía total proporcionada al tejido. La impedancia del tejido puede compararse con el umbral de impedancia en uno o más umbrales de energía. Puede haber cualquier número adecuado de umbrales de energía, que pueden seleccionarse de acuerdo con cualquier metodología adecuada. Por ejemplo, los umbrales de energía pueden seleccionarse para corresponder con puntos conocidos donde diferentes tipos de tejido alcanzan el umbral de impedancia. En 1334, el generador 102 puede determinar si la energía total entregada al tejido ha cumplió o excedido un primer umbral de energía. Si la energía total no ha alcanzado el primer umbral de energía, el generador 102 puede continuar para aplicar la primera curva de potencia en 1332.

Si la energía total ha alcanzado el primer umbral de energía, el generador 102 puede determinar si se ha alcanzado el umbral de impedancia (1336). Como se ha descrito anteriormente, el umbral de impedancia puede ser un índice predeterminado de cambio de impedancia (por ejemplo, aumento), una impedancia predeterminada o una combinación de los dos. Si se alcanza el umbral de impedancia, el generador 102 puede continuar para aplicar la primera curva de potencia 1332. Por ejemplo, el alcance del umbral de impedancia en la primera curva de potencia puede indicar que la agresividad de la primera curva de potencia es suficiente para provocar una coagulación o unión adecuada.

En el caso de que no se alcance el umbral de impedancia en 1336, el generador 102 puede incrementarse a la siguiente curva de potencia más agresiva en 1338 y aplicar la curva de potencia cuando la curva de potencia de

corriente en 1332. Cuando se alcanza el siguiente umbral de energía en 1334, el generador 102 puede de nuevo determinar si el umbral de impedancia se ha alcanzado en 1336. Si no se ha alcanzado, el generador 102 puede de nuevo incrementarse a la siguiente curva de potencia más agresiva en 1338 y entregar esa curva de potencia en 1332.

5 El flujo de proceso 1330 puede continuar hasta terminarse. Por ejemplo, el flujo de proceso 1330 puede terminarse cuando el umbral de impedancia se alcanza en 1336. Después de alcanzar el umbral de impedancia, el generador 102 puede aplicar la curva de potencia de este momento hasta que se la coagulación o unión se completen. También, por ejemplo, el flujo de proceso 1330 puede terminar después del agotamiento de todas las curvas de potencia disponibles. Puede usarse cualquier número adecuado de curvas de potencias. Si la curva de potencia más agresiva falla en el impulso del tejido al umbral de impedancia, el generador 102 puede continuar para aplicar la curva de potencia más agresiva hasta que el proceso termina de otra manera (por ejemplo, por un médico o después de alcanzar un umbral final de energía).

10
15 El flujo de proceso 1330 puede continuar hasta la ocurrencia de un umbral de terminación. El umbral de terminación puede indicar que la coagulación y/o unión están completas. Por ejemplo, el umbral de terminación puede basarse en uno o más de impedancia de tejido, temperatura de tejido, capacitancia de tejido, inductancia de tejido, tiempo transcurrido. Puede haber un único umbral de terminación o diferentes curvas de potencia pueden utilizar diferentes umbrales de impedancia. Por ejemplo, el flujo de proceso 1330 puede pasar de una primera a una segunda curva de potencia si la primera curva de potencia ha fallado para impulsar al tejido a un primer umbral de impedancia de tejido y, posteriormente, puede desplazarse de la segunda a una tercera curva de potencia si la segunda curva de potencia ha fallado para impulsar al tejido a un segundo umbral de impedancia.

20
25 La Figura 71 ilustra una gráfica 1380 que muestra curvas de potencia ejemplares 1382, 1384, 1386, 1388 que pueden usarse junto con el flujo de proceso 1330. Aunque se muestran cuatro curvas de potencia 1382, 1384, 1386, 1388, se apreciará que puede utilizarse cualquier número adecuado de curvas de potencia. La curva de potencia 1382 puede representar la curva de potencia menos agresiva y puede aplicarse primero. Si no se alcanza el umbral de impedancia en el primer umbral de energía, entonces el generador 102 puede proporcionar la segunda curva de potencia 1384. Las otras curvas de potencia 1386, 1388 pueden utilizarse, si es necesario, por ejemplo en la manera descrita anteriormente.

30
35 Como se ilustra en la Figura 71, las curvas de potencia 1382, 1384, 1386, 1388 tienen diferentes formas. Sin embargo, se apreciará que todas las de un conjunto de curvas de potencia implementadas por el flujo de proceso 1330 pueden tener la misma forma. La Figura 72 ilustra una realización de una gráfica que muestra curvas de potencia con forma común ejemplares 1392, 1394, 1396, 1398 que pueden usarse junto con el flujo de proceso de la Figura 70. Las curvas de potencia con forma común 1392, 1394, 1396, 1398 pueden ser múltiplos constantes entre sí. Por consiguiente, el generador 102 puede implementar las curvas de potencia con forma común 1392, 1394, 1396, 1398 aplicando diferentes múltiplos a una única curva de potencia. Por ejemplo, la curva 1394 puede implementarse multiplicando la curva 1392 por un primer multiplicador constante. La curva 1396 puede generarse multiplicando la curva 1392 por un segundo multiplicador constante. De la misma manera, la curva 1398 puede generarse multiplicando la curva 1392 por un tercer multiplicador constante. Por consiguiente, el generador 102 puede incrementarse a la siguiente curva de potencia más agresiva en 1338 cambiando el multiplicador constante.

40
45 El flujo de proceso 1330 puede implementarse con un dispositivo digital (por ejemplo, un procesador de señal digital, disposición de puertas programables en campo (DPPC)) del generador 102. Ejemplos de tales dispositivos digitales incluyen, por ejemplo, el procesador 174, el dispositivo lógico programable 166, el procesador 190). Las Figuras 73A-73C ilustra flujos de proceso que describen rutinas que puede ejecutar un dispositivo digital del generador 102 para implementar de manera general el flujo de proceso 130 descrito anteriormente. La Figura 7A ilustra una rutina 1340 para preparar el generador 102 para que actúe sobre un nuevo fragmento de tejido. La activación o el inicio del nuevo fragmento de tejido pueden iniciarse en 1342. En 1344, el dispositivo digital puede señalar a una primera curva de potencia. La primera curva de potencia, como se ha descrito anteriormente, puede ser la curva de potencia menos agresiva que se implementará como una parte del flujo de proceso 1330. La señalización a la primera curva de potencia puede comprender la señalización a una fórmula determinista que indique la primera curva de potencia, la señalización a una tabla de consulta que represente la primera curva de potencia, la señalización a un primer multiplicador de curva de potencia.

50
55 En 1346, el dispositivo digital puede reajustar una señal de umbral de impedancia. Como se describe más abajo, el ajuste de la señal de umbral de impedancia puede indicar que el umbral de impedancia se ha cumplido. Por consiguiente, el reajuste de la señal puede indicar que el umbral de impedancia no se ha cumplido, como puede ser apropiado al inicio del flujo de proceso 1330. En 1348, el dispositivo digital puede continuar a la siguiente rutina 1350.

60
65 La Figura 73B ilustra una rutina 1350 que puede realizar el dispositivo digital para controlar la impedancia de tejido. En 1352, puede medirse la impedancia de carga o tejido. La impedancia de tejido puede medirse de acuerdo con cualquier método adecuado y utilizando cualquier hardware adecuado. Por ejemplo, la impedancia de tejido puede calcularse de acuerdo con la ley de Ohm utilizando la corriente y voltaje proporcionados al tejido. En

1354, el dispositivo digital puede calcular un índice de cambio de la impedancia. Por ejemplo, el dispositivo digital puede mantener los valores anteriores de impedancia de tejido y calcular un índice de cambio comparando un valor o valores actuales de impedancia de tejido con los valores anteriores. También, se apreciará que la rutina 1350 asume que el umbral de impedancia es un índice de cambio. En casos donde el umbral de impedancia no es un índice de cambio, 1354 puede omitirse. Si el índice de impedancia de tejido de cambio (o la propia impedancia) es mayor que el umbral (1356), entonces puede ajustarse la señal de umbral de impedancia. El dispositivo digital puede continuar hasta la siguiente rutina en 1360.

La Figura 73C ilustra una rutina 1362 que puede realizar el dispositivo digital para proporcionar una o más curvas de potencia a un fragmento de tejido. En 1364, puede entregarse potencia al tejido, por ejemplo, como se ha descrito anteriormente con respecto a 1334 de la Figura 70. El dispositivo digital puede dirigir la entrega de la curva de potencia, por ejemplo, aplicando la curva de potencia para encontrar una correspondiente potencia para cada impedancia detectada de tejido, modulando la correspondiente potencia a una señal de impulso proporcionada a los primeros y segundos electrodos A20, A22, el transductor 114.

En 1336, el dispositivo digital puede calcular el total de energía acumulada entregada al tejido. Por ejemplo, el dispositivo digital puede controlar el tiempo total de entrega de curva de potencia y la potencia entregada cada vez. La energía total puede calcularse a partir de estos valores. En 1368, el dispositivo digital puede determinar si la energía total es mayor o igual a un siguiente umbral de energía, por ejemplo, similar a la manera descrita anteriormente con respecto a 1334 de la Figura 70. Si el siguiente umbral de energía no se cumple, la curva de potencia de corriente puede continuar hasta aplicarse en 1378 y 1364.

Si el siguiente umbral de energía se cumple en 1368, entonces en 1370, el dispositivo digital puede determinar si se ajusta la señal de umbral de impedancia. El estado de la señal de umbral de impedancia puede indicar si se ha cumplido el umbral de impedancia. Por ejemplo, la señal de umbral de impedancia puede haberse ajustado mediante la rutina 1350 si el umbral de impedancia se ha cumplido. Si no se ajusta la señal de impedancia (por ejemplo, no se cumple el umbral de impedancia), entonces el dispositivo digital puede determinar, en 1372, si queda por implementar alguna curvad de potencia más agresiva. Si es así, el dispositivo digital puede señalar la rutina 1362 a la siguiente curva de potencia más agresiva en 1374. Si se han aplicado todas las curvas de potencia disponibles, entonces el dispositivo digital puede inhabilitar el cálculo y la comprobación de energía acumulada para el resto del funcionamiento del tejido en 1376.

Si la señal de impedancia se ajusta en 1370 (por ejemplo, sea cumplido el umbral de impedancia), entonces el dispositivo digital puede inhabilitar el cálculo y la comprobación de energía acumulada para el resto del funcionamiento del tejido en 1376. Se apreciará que el cálculo de la energía acumulada puede continuar mientras que 1370, 1372, 1374 y 1376 pueden interrumpirse. Por ejemplo, el generador 102 y/o dispositivo digital puede implementar un apagado automático cuando la energía acumulada alcanza un valor predeterminado.

La Figura 74 ilustra un flujo de proceso 1400 para aplicar una o más curvas de potencia a un fragmento de tejido. Por ejemplo, el flujo de proceso 1400 puede implementarse por el generador 102 (por ejemplo, el dispositivo digital del generador 102). En 1402, el generador 102 puede entregar una curva de potencia al tejido. La curva de potencia puede derivarse aplicando un multiplicador a una primera curva de potencia. En 1404, el generador 102 puede determinar si se ha cumplido el umbral de impedancia. Si el umbral de impedancia no se ha cumplido, el generador 102 puede aumentar el multiplicador como una función del total de energía aplicada. Esto puede tener el efecto de aumentar la agresividad de la curva de potencia aplicada. Se apreciará que el multiplicador puede aumentarse periódicamente o continuamente. Por ejemplo, el generador 102 puede comprobar el umbral de impedancia (1404) y aumentar el multiplicador (1406) en un intervalo periódico predeterminado. El generador 102 puede continuamente comprobar el umbral de impedancia (1404) y aumentar el multiplicador (1406). El aumento del multiplicador como una función de total de energía aplicada puede realizarse de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el generador 102 puede aplicar una ecuación determinista que recibe el total de energía recibida como entrada y promociona un valor multiplicador correspondiente como salida. También, por ejemplo, el generador 102 puede almacenar una tabla de consulta que comprende una lista de valores potenciales para el total de energía aplicada y los correspondientes valores multiplicadores. El generador 102 puede proporcionar una señal de impulso pulsada al tejido (por ejemplo, por medio de uno de los dispositivos quirúrgicos 104, 106). Cuando se cumple el umbral de impedancia, el multiplicador puede mantenerse constante. El generador 102 puede continuar para aplicar potencia, por ejemplo, hasta que se alcanza un umbral de terminación. El umbral de terminación puede ser constante, o puede depender del valor final del multiplicador.

En algunos sistemas que utilizan una señal de impulso pulsada, el generador 102 puede aplicar una o más curvas de carga compuestas a la señal de impulso, y por último al tejido. Las curvas de carga compuestas, como otras curvas de potencia aquí descritas, pueden definir un nivel de potencia que se entregará al tejido como una función de propiedad o propiedades de tejido medico (por ejemplo, impedancia). Las curvas de carga compuestas, además, pueden definir características de pulso, tales como anchura de pulso, en términos de propiedades de tejido medido.

La Figura 75 ilustra un diagrama de bloques 1450 que describe la selección y aplicación de curvas de carga compuestas por el generador 102. Se apreciará que el diagrama de bloques 1450 puede implementarse con cualquier tipo adecuado de generador o dispositivo quirúrgico. El diagrama de bloques 1450 puede implementarse utilizando un dispositivo electroquirúrgico, tal como el dispositivo 106 descrito anteriormente con respecto a las Figuras 4-7. También, el diagrama de bloques 1450 puede implementarse con un dispositivo quirúrgico ultrasónico, tal como el dispositivo quirúrgico 104 descrito anteriormente con respecto a las Figuras 2-3. En algunos casos, el diagrama de bloques 1450 puede utilizarse con un dispositivo quirúrgico que tiene capacidades de corte así como de coagulación. Por ejemplo, un dispositivo quirúrgico RF, tal como el dispositivo 106, puede comprender un borde de corte, tal como la cuchilla 175 para cortar tejido antes o durante la coagulación.

De vuelta en referencia a la Figura 75, puede ejecutarse un algoritmo 1452, por ejemplo por un dispositivo digital del generador 102 para seleccionar y aplicar curvas de carga compuestas 1456, 1458, 1460, 1462. El algoritmo 1452 puede recibir una entrada de tiempo de un reloj 1454 y puede también recibir una entrada de trayectoria circular 1472 de los sensores 1468. La entrada de trayectoria circular 1472 puede representar propiedades o características del tejido que pueden utilizarse en el algoritmo 1452 para seleccionar y/o aplicar una curva de carga compuesta. Ejemplos de tales características comprenden, por ejemplo, corriente, voltaje, temperatura, reflectividad, fuerza aplicada al tejido, frecuencia resonante, índice de cambio de frecuencia resonante. Los sensores 1468 pueden ser sensores dedicados (por ejemplo, termómetros, sensores de presión, etc.) o pueden ser sensores implementados con software para derivar características de tejido en base a otros valores de sistema (por ejemplo, observando y/o calculando el voltaje, corriente, temperatura de tejido, en base a la señal de impulso). El algoritmo 1452 puede seleccionar una de las curvas de carga compuestas 1456, 1458, 1460, 1462 para aplicar, por ejemplo en base a la entrada de trayectoria circular 1472 y/o la entrada de tiempo del reloj 1454. Aunque se muestran cuatro curvas de carga compuestas, se apreciará que puede usarse cualquier número adecuado de curvas de carga compuestas.

El algoritmo 1452 puede aplicar una curva de carga compuesta seleccionada de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el algoritmo 1452 puede usar la curva de carga compuesta seleccionada para calcular un nivel de potencia y una o más características de pulso en base a la impedancia de tejido (por ejemplo, la impedancia de tejido medida en ese momento puede ser una parte de, o puede derivarse de, la entrada de trayectoria circular) o características de frecuencia resonante de un dispositivo ultrasónico 104. Ejemplos de características de pulso que pueden determinarse en base a impedancia de tejido de acuerdo con una curva de carga compuesta pueden incluir anchura de pulso, tiempo de rampa y tiempo de apagado.

En el punto de ajuste 1464, la potencia derivada y las características de pulso pueden aplicarse a la señal de impulso. En varios casos, puede implementarse una trayectoria circular de retroalimentación 1474 para permitir una modulación más precisa de la señal de impulso. En la salida del punto de ajuste 1464, la señal de impulso puede proporcionarse a un amplificador 1466, que puede proporcionar una amplificación adecuada. La señal de impulso amplificada puede proporcionarse a una carga 1470 (por ejemplo, por medio de sensores 1468). La carga 1470 puede comprender el tejido, el dispositivo quirúrgico 104, 106 y/o cualquier cable que eléctricamente acople el generador 102 con el dispositivo quirúrgico 104, 106 (por ejemplo, cables 112, 128).

La Figura 76 ilustra un flujo de proceso que ilustra el algoritmo 1452, como lo implementa el generador 102 (por ejemplo, mediante un dispositivo digital del generador 102). El algoritmo 1452 puede activarse en 1476. Se apreciará que el algoritmo 1452 puede activarse de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el algoritmo 1452 puede activarse por parte de un médico clínico después de la activación del dispositivo quirúrgico 104, 106 (por ejemplo, tirando de o activando de otra manera un gatillo de cierre de mordaza 138, 142, interruptor, mango).

El algoritmo 1452 puede comprender una pluralidad de regiones 1478, 1480, 1482, 1484. Cada región puede representar una etapa diferente del corte y coagulación de un fragmento de tejido. Por ejemplo, en la primera región 1478, el generador 102 puede realizar un análisis de condiciones iniciales de tejido (por ejemplo, impedancia). En la segunda región 1480, el generador 102 puede aplicar energía al tejido con el fin de preparar al tejido para el corte. En la tercera región o región de corte 1482, el generador 102 puede continuar para aplicar energía mientras el dispositivo quirúrgico 104, 106 corta el tejido (por ejemplo, con el dispositivo electroquirúrgico 106, el corte puede realizarse avanzando la cuchilla 151). En la cuarta región o de finalización 1484, el generador 102 puede aplicar energía después del corte para completar la coagulación.

Ahora en referencia a la primera región 1478, el generador 102 puede medir cualquier condición o condiciones adecuadas de tejido incluyendo, por ejemplo, corriente, voltaje, temperatura, reflectividad, fuerza aplicada al tejido. Una impedancia inicial del tejido puede medirse de acuerdo con cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el generador 102 puede modular la señal de impulso para proporcionar un voltaje o corriente conocida al tejido. La impedancia puede derivarse del voltaje conocido y de la corriente medida o viceversa. Se apreciará que la impedancia de tejido puede medirse alternativamente o adicionalmente de cualquier otra manera adecuada. De acuerdo con el algoritmo 1452, el generador 102 puede proceder de la primera región 1478 a la segunda región 1480. En varios casos, el médico clínico puede finalizar el algoritmo 1452 en la primera región 1478, por ejemplo, desactivando el generador 102 y/o el dispositivo quirúrgico 104, 106. Si el médico clínico termina el algoritmo 1452, la entrega de RF (y/o ultrasónico) también puede terminarse en 1486.

5 En la segunda región 1480, el generador 102 puede empezar a aplicar energía al tejido por medio de la señal de impulso para preparar al tejido para el corte. Puede aplicarse energía de acuerdo con las curvas de carga compuestas 1456, 1458, 1460, 1462, como se describe más abajo. La aplicación de energía de acuerdo con la segunda región 1480 puede comprender modular pulsos en la señal de impulso de acuerdo con algunas o todas las curvas de carga compuestas 1456, 1458, 1460, 1462. Las curvas de carga compuestas 1456, 1458, 1460, 1462 pueden aplicarse sucesivamente con el fin de conseguir agresividad (por ejemplo, para alojar varios tipos de volúmenes de tejidos sujetos en las mordazas del instrumento).

10 La primera curva de carga compuesta 1456 puede aplicarse primero. El generador 102 puede aplicar la primera curva de carga compuesta 1456 modulando uno o más pulsos de curva de carga compuesta en la señal de impulso. Cada pulso de curva de carga compuesta puede tener características de potencia y pulso determinadas de acuerdo con la primera curva de carga compuesta y considerando la impedancia de tejido medida. La impedancia de tejido medida para el primer pulso puede ser la impedancia medida en la primera región 1478. El generador 102
15 puede utilizar todos o una parte de los primeros pulsos de curva de carga compuesta para tomar medidas adicionales de impedancia de tejido o frecuencia resonante. Las mediciones adicionales pueden usarse para determinar la potencia y otras características de pulso de un pulso o pulsos posteriores.

20 La Figura 77 ilustra un flujo de proceso 1488 para generar un primer pulso de curva de carga compuesta. El flujo de proceso 1488 puede ejecutarse por el generador 102 (por ejemplo, por un dispositivo digital del generador 102), por ejemplo, como una parte del algoritmo 1452. En 1490, el generador 102 puede calcular una anchura de pulso (T_{pw}). La anchura de pulso puede determinarse considerando la impedancia de tejido medida más reciente (Z) y de acuerdo con la primera curva de carga compuesta 1456.

25 En 1492, el generador 102 puede aumentar la potencia de la señal de impulso a una potencia de pulso (P_{Limit}) sobre un tiempo de rampa (T_{ramp}), aplicando así el pulso al tejido. La potencia de pulso puede determinarse, de nuevo, considerando la impedancia de tejido medida más reciente (Z) y de acuerdo con la primera curva de carga compuesta 1456. El tiempo de rampa puede determinarse de acuerdo con la curva de carga compuesta considerando la impedancia de tejido o puede ser constante (por ejemplo, constante para todos los primeros pulsos
30 de curva de carga compuesta, constante para todos los pulsos). El generador 102 puede aplicar la potencia de pulso a la señal de impulso de cualquier manera adecuada, por ejemplo, modulando una corriente y/o voltaje proporcionado por la señal de impulso. La señal de impulso puede ser una señal de corriente alterna (CA), y por lo tanto el propio pulso puede comprender múltiples ciclos de la señal de impulso.

35 La señal de impulso puede mantenerse en la potencia de pulso para la anchura de pulso 1494. Al finalizar el pulso puede disminuir, en 1496, durante un tiempo de caída (T_{fall}). El tiempo de caída puede determinarse de acuerdo con la primera curva de carga compuesta considerando la impedancia de tejido, o puede ser constante (por ejemplo, constante para todos los primeros pulsos de curva de carga compuesta, constante para todos los pulsos). Se apreciará que, dependiendo del caso, el tiempo de rampa y el tiempo de caída pueden o no considerarse como
40 parte de la anchura de pulso. En 1498, el generador 102 puede realizar una pausa durante un tiempo de apagado (T_{off}). Como el tiempo de rampa y el tiempo de caída, el tiempo de apagado puede determinarse de acuerdo con la primera curva de carga compuesta considerando la impedancia de tejido, o puede ser constante (por ejemplo, constante para todos los primeros pulsos de curva de carga compuesta, constante para todos los pulsos).

45 Al finalizar el tiempo de apagado, el generador 102 puede repetir el flujo de proceso 1488 siempre y cuando se aplique la primera curva de carga compuesta 1456. El generador 102 puede aplicar la primera curva de carga compuesta 1456 durante una cantidad predeterminada de tiempo. Por consiguiente, el flujo de proceso 1488 puede repetirse hasta que la cantidad predeterminada de tiempo haya transcurrido (por ejemplo, como se determina en base a la entrada de tiempo recibida desde el reloj 1454). También, la primera curva de carga compuesta puede
50 aplicarse durante un número predeterminado de pulsos. Debido a que la anchura de pulso aplicado varía de acuerdo con la impedancia de tejido medida, el tiempo total que la primera curva de carga compuesta se aplica también puede variar con la impedancia de tejido medida. La primera curva de carga compuesta 1456 (así como las otras curvas de carga compuestas 1458, 1460, 1462) pueden especificar anchuras decrecientes de pulso cuando la impedancia de tejido aumenta. Por lo tanto, una mayor impedancia inicial de tejido puede llevar a que se pase
55 menos tiempo en la primera curva de carga compuesta.

Después de la finalización de la primera curva de carga compuesta 1456, el generador 102 puede aplicar sucesivamente el resto de curvas de carga consolidadas 1458, 1460, 1462 a lo largo de la aplicación de la segunda
60 región 1480. Cada curva de carga 1458, 1460, 1462 puede aplicarse de una manera similar a la curva de carga 1456 descrita anteriormente. Por ejemplo, los pulsos de acuerdo con una curva de carga de corriente pueden generarse hasta la finalización de esa curva de carga (por ejemplo, la expiración de una cantidad predeterminada de tiempo o un número predeterminado de pulsos). El número predeterminado de pulsos puede ser el mismo para cada curva de carga compuesta 1456, 1458, 1460, 1462 o puede ser diferente. Los pulsos de acuerdo con las curvas de carga 1458, 1460, 1462 pueden generarse de una manera similar al flujo de proceso 1488, excepto que la potencia de pulso, anchura de pulso y, en algunos casos, el tiempo de rampa, tiempo de caída y tiempo de apagado pueden
65 derivarse de acuerdo con la curva de carga compuesta de corriente.

La segunda región 1489 puede terminarse después de la ocurrencia de varios hechos. Por ejemplo, si el tiempo total de aplicación de RF ha excedido un tiempo de desconexión, entonces el generador 102 puede finalizar la operación del tejido terminando la entrega de RF (y/o ultrasónica) en 1486. También, varios hechos pueden causar que el generador 102 pase de la segunda región 1480 a la tercera región 1482. Por ejemplo, el generador 102 puede pasar a la tercer región 1482 cuando la impedancia de tejido (Z) excede una impedancia umbral de tejido (Z_{term}) y la energía RF se ha entregado durante al menos más de un tiempo mínimo (T_{start}). La impedancia umbral de tejido puede ser un una impedancia y/o un índice de impedancia de cambio indicando que el fragmento de tejido está adecuadamente preparado para que la cuchilla 175 lo corte.

La curva de carga final 1462 se completa en la segundo región 1480 antes de la finalización de la segunda región 1480, entonces la curva de potencial final 1462 puede aplicarse continuamente, por ejemplo, hasta que se cumple el umbral de impedancia de tejido, se alcanza el máximo tiempo de segunda región y/o se alcanza el tiempo de desconexión. También, se apreciará que, con algunos cortes de tejido, la segunda región 1480 puede completarse antes de que se hayan ejecutados todas las curvas de carga consolidadas disponibles 1456, 1458, 1460, 1462.

En la tercera región 1482, el generador 102 puede continuar para modular pulsos en la señal de impulso. Generalmente, los pulsos de la tercera región pueden modularse en la señal de impulso de acuerdo con cualquier manera adecuada, incluyendo, por ejemplo, la descrita anteriormente con referencia al flujo de proceso 1488. Las características de potencia y pulso de los pulsos de la tercera región pueden determinarse de acuerdo con cualquier método adecuado y, en varios casos, pueden determinarse en base a la curva de carga compuesta que se estaba ejecutando al finalizar la segunda región 1480 (la curva de carga de corriente). La curva de carga de corriente puede utilizarse para determinar la potencia de pulso de los pulsos de la tercera región, mientras que las características de pulso (por ejemplo, anchura de pulso, tiempo de rampa, tiempo de caída, tiempo de apagado) pueden ser constante independientemente de la curva de carga compuesta. En algunos casos, la tercera región 1482 puede utilizar una curva de carga compuesta específica de la tercera región que puede ser una de las curvas de carga 1456, 1458, 1460, 1462 utilizada en la segunda región 1480, o puede ser una curva de carga compuesta diferente (no mostrada).

El generador 102 puede continuar para ejecutar la tercera región 1482 hasta recibir una indicación de que el corte del tejido se ha completado. En sistemas que utilizan implementos quirúrgicos que tienen una cuchilla, tales como 175, la indicación puede recibirse cuando la cuchilla 175 alcanza su posición más distal, como se muestra en la Figura 6. Esto puede activar un sensor límite de la cuchilla (no mostrada) indicando que la cuchilla 175 ha alcanzado el final de su lanzamiento. Después de recibir la indicación de que el corte del tejido se ha completado, el generador 102 puede continuar a la cuarta región 1484. También se apreciará que, en algunos casos, el generador 102 puede pasar de la tercera región 1482 directamente a la terminación RF (y/o ultrasónica) en 1486, por ejemplo, si se ha alcanzado el tiempo de desconexión.

En la cuarta región, el generador 102 puede proporcionar un perfil de energía diseñado para completar la coagulación del tejido ahora cortado. Por ejemplo, el generador 102 puede proporcionar un número predeterminado de pulsos. Los pulsos pueden proporcionarse de manera similar a la descrita anteriormente con respecto al flujo de proceso 1488. Las características de potencia y pulso de los pulsos pueden determinarse de acuerdo con cualquier manera adecuada. Por ejemplo, las características de potencia y pulso de los pulsos de la cuarta región pueden determinarse en base a la curva de carga compuesta de corriente. En algunos casos, la potencia puede determinarse en base a la curva de carga compuesta de corriente, mientras que las características de pulso pueden ser específicas de la cuarta región. También, las características de potencia y pulso de los pulsos de la cuarta región pueden determinarse de manera independiente de la curva de carga compuesta de corriente.

La Figura 78 ilustra un diagrama de ritmo de pulso que ilustra una aplicación ejemplar del algoritmo 1452 por el generador 102 (por ejemplo, por un dispositivo digital del generador 102). En la primera región 1478 se muestra un pulso de primera región 1502. El pulso de primera región 1502 puede utilizarse, como se describe, para medir una impedancia de tejido inicial. Al finalizar el pulso de primera región (1509), la segunda región 1480 puede comenzar con los pulsos de segunda región 1504 aplicados. Los pulsos de segunda región 1504 pueden aplicarse de acuerdo con las varias curvas de carga compuestas 1456, 1458, 1460, 1462, por ejemplo, como aquí se describe. En el diagrama ejemplar 1474, la segunda región 1480 concluye en 1510 cuando el tejido alcanza la impedancia umbral (Z_{term}). La tercera región 1482 se implementa después, con los pulsos de tercera región 1506, como se ha descrito anteriormente, aplicado hasta que se recibe una señal de límite de cuchilla en 1512. En este punto, la cuarta región 1484 puede comenzar, con los pulsos de cuarta región 1508, como se ha descrito anteriormente, aplicados hasta la finalización del ciclo 1514.

El generador 102 puede implementar una interfaz de usuario junto con el algoritmo 1452. Por ejemplo, la interfaz de usuario puede indicar la región de corriente del algoritmo la interfaz de usuario puede implementarse visualmente y/o audiblemente. Por ejemplo, el generador 102 puede comprender un altavoz para generar tonos audibles u otra indicación audible. Al menos una indicación audible puede corresponder a la segunda región 1480. La tercera y cuarta región 1482, 1484 pueden también tener indicaciones audibles específicas de región. La primera región 1478 puede tener también una indicación audible específica de región. Las indicaciones audibles pueden

comprender tonos pulsados generados por el generador 102. La frecuencia de los tonos y/o el timbre de los propios tonos pueden indicar la región de corriente. Además de, o en lugar de, las indicaciones audibles, el generador 102 puede proporcionar una indicación visual de la región de corriente (por ejemplo, en el dispositivo de salida 147). Se apreciará que el médico clínico puede utilizar la interfaz de usuario descrita para usar apropiadamente el generador 102 y los dispositivos quirúrgicos asociados 104, 106. Por ejemplo, la indicación de la segunda región 1480 puede permitir saber al médico clínico que el tratamiento del tejido ya ha comenzado. La indicación de la tercera región 1480 puede permitir saber al médico clínico que el tejido está preparado para la operación del corte. La indicación de la cuarta región 1483 puede permitir al médico clínico saber que la operación de corte se ha completado. El cese de indicación y/o la indicación final pueden indicar que el total de operaciones de corte/coagulación se han completado.

La Figura 79 ilustra una representación gráfica del voltaje, corriente y potencia de señal de impulso de acuerdo con una curva de carga ejemplar 1520. En la gráfica 1520, el voltaje de la señal de impulso se representa con la línea 1522, la corriente de la señal de impulso se representa con la línea 1524 y la potencia de la señal de impulso se representa con la línea 1526. La anchura de pulso no está indicada en la Figura 79. En varios casos, los valores para voltaje 1522, corriente 1524 y potencia 1526 indicados por la gráfica 1520 pueden representar valores posibles dentro de un único pulso. Por consiguiente, la curva de carga 1520 puede expresarse como una curva de carga compuesta añadiendo una curva (no mostrada) indicando una anchura de pulso como una función de impedancia de tejido u otra condición de tejido. Como se muestra para la curva de carga 1520, el voltaje máximo 1522 es 100 Voltios Medios Cuadráticos (RMS), la corriente máxima es 3 Amp RMS y la potencia máxima es 135 Vatios RMS,

Las Figuras 79-80 ilustran representaciones gráficas de varias curvas de carga compuestas ejemplares 1530, 1532, 1534, 1536, 1538, 1540. Cada una de las curvas de carga compuesta 1530, 1532, 1534, 1536, 1538, 1540 puede indicar tanto potencia de pulso como anchura de pulso en términos de impedancia de tejido medida. Las curvas de carga compuestas 1530, 1532, 1534, 1536 pueden implementarse en aislamiento o como parte de un patrón de curvas de carga compuestas sucesivamente más agresivas, como se describe más abajo con respecto al algoritmo 1452.

La Figura 80 ilustra una representación gráfica de una primera curva de carga compuesta ejemplar 1530. La curva de carga compuesta 1530 puede tener una potencia máxima de pulso de 45 Vatios RMS y una anchura máxima de pulso de 0,35 segundos. En la Figura 80, la potencia como una función de impedancia de tejido se indica con 1542, mientras que la anchura de pulso como una función de impedancia de tejido se indica con 1544. La Tabla 1 abajo muestra valores para la curva de carga compuesta 1530 para impedancia de tejido de 0Ω a 475Ω.

Tabla 1

Carga Ohms	V Lim RMS	I Lim RMS	P Lim V	PW Seg
0-24	85	1.4	45	0.35
25-49	85	1.4	45	0.35
50-74	85	1.4	45	0.3
75-99	85	1.4	45	0.3
100-124	85	1.4	45	0.25
125-149	85	1.4	45	0.25
150-174	85	1.4	45	0.2
175-199	85	1.4	45	0.2
200-224	85	1.4	44	0.15
225-249	85	1.4	40	0.15
250-274	85	1.4	36	0.1
275-299	85	0.31	24	0.1
300-324	85	0.28	22	0.1
325-349	85	0.26	20	0.1
350-374	85	0.25	19	0.1
375-399	85	0.22	18	0.1
400-424	85	0.21	17	0.1
425-449	85	0.2	16	0.1
450-475	85	0.19	15	0.1
475+	85	0.15	14	0.1

La curva de carga compuesta 1530 puede ser adecuada para dispositivos quirúrgicos más pequeños y/o fragmentos más pequeños de tejido.

La Figura 81 ilustra una representación gráfica de una segunda curva de carga compuesta ejemplar 1532. La curva de carga compuesta 1532 puede tener una potencia máxima de pulso de 45 Vatios RMS y una anchura máxima de pulso de 0,5 segundos. En la Figura 81, la potencia como una función de impedancia de tejido se indica con 1546, mientras que la anchura de pulso como una función de impedancia de tejido se indica con 1548. La Tabla 2 abajo muestra valores para la curva de carga compuesta 1532 para impedancia de tejido de 0Ω a 475Ω.

Tabla 2

Carga Ohms	V Lim RMS	I Lim RMS	P Lim V	PW Seg
0-24	85	3	45	0.5
25-49	85	2	45	0.5
50-74	85	1.4	45	0.5
75-99	85	1.1	45	0.5
100-124	85	0.9	45	0.5
125-149	85	0.7	45	0.5
150-174	85	0.55	45	0.5
175-199	85	0.48	45	0.5
200-224	85	0.42	32	0.5
225-249	85	0.38	28	0.5
250-274	85	0.33	26	0.3
275-299	85	0.31	24	0.3
300-324	85	0.28	22	0.25
325-349	85	0.26	20	0.25
350-374	85	0.25	19	0.25
375-399	85	0.22	18	0.25
400-424	85	0.21	17	0.25
425-449	85	0.2	16	0.25
450-475	85	0.19	15	0.25
475+	85	0.15	14	0.25

La curva de carga compuesta 1532 puede estar dirigida a fragmentos pequeños de tejido, vasos sencillos y puede ser una primera curva de potencia compuesta aplicada en la región dos 1480.

La Figura 82 ilustra una representación gráfica de una tercera curva de carga compuesta ejemplar 1534. La curva de carga compuesta 1534 puede tener una potencia máxima de pulso de 60 Vatios RMS y una anchura máxima de pulso de 2 segundos. En la Figura 82, la potencia como una función de impedancia de tejido se indica con 1550, mientras que la anchura de pulso como una función de impedancia de tejido se indica con 1552. La Tabla 3 abajo muestra valores para la curva de carga compuesta 1534 para impedancia de tejido de 0Ω a 475Ω.

Tabla 3

	Carga Ohms	V Lim RMS	I Lim RMS	P Lim V	PW Seg
5	0-24	85	3	60	2
	25-49	85	3	60	2
	50-74	100	3	60	2
10	75-99	100	3	60	2
	100-124	100	3	60	2
	125-149	100	3	60	2
	150-174	100	3	55	0.5
15	175-199	100	3	50	0.5
	200-224	85	0.42	32	0.3
	225-249	85	0.38	28	0.3
	250-274	85	0.33	26	0.3
20	275-299	85	0.31	24	0.3
	300-324	85	0.28	22	0.25
	325-349	85	0.26	20	0.25
	350-374	85	0.25	19	0.25
25	375-399	85	0.22	18	0.25
	400-424	85	0.21	17	0.25
	425-449	85	0.2	16	0.25
	450-475	85	0.19	15	0.25
30	475+	85	0.15	14	0.25

35 La curva de carga compuesta 1534 puede ser más agresiva que la curva anterior 1532 en virtud de su potencia generalmente más alta. La curva de carga compuesta 1534, inicialmente, puede tener mayores anchuras de pulso que la curva anterior 1532, aunque las anchuras de pulso de la curva de carga compuesta 1534 pueden empezar a caer justo en 150Ω. La curva de carga compuesta 1535 puede utilizarse en el algoritmo 1542 como una curva de carga implementada secuencialmente después de la curva de carga compuesta 1532.

40 La Figura 83 ilustra una representación gráfica de una cuarta curva de carga compuesta ejemplar 1536. La curva de carga compuesta 1536 puede tener una potencia máxima de pulso de 90 Vatios RMS y una anchura máxima de pulso de 2 segundos. En la Figura 83, la potencia como una función de impedancia de tejido se indica con 1554, mientras que la anchura de pulso como una función de impedancia de tejido se indica con 1556. La Tabla 4 abajo muestra valores para la curva de carga compuesta 1536 para impedancia de tejido de 0Ω a 475Ω.

45

50

55

60

65

Tabla 4

	Carga Ohms	V Lim RMS	I Lim RMS	P Lim V	PW Seg
5	0-24	85	3	90	2
	25-49	85	3	90	2
10	50-74	100	3	90	2
	75-99	100	3	90	2
	100-124	100	3	80	2
	125-149	100	3	65	2
15	150-174	100	3	55	0.5
	175-199	100	3	50	0.5
	200-224	85	0.42	32	0.3
	225-249	85	0.38	28	0.3
20	250-274	85	0.33	26	0.3
	275-299	85	0.31	24	0.3
	300-324	85	0.28	22	0.25
	325-349	85	0.26	20	0.25
25	350-374	85	0.25	19	0.25
	375-399	85	0.22	18	0.25
	400-424	85	0.21	17	0.25
	425-449	85	0.2	16	0.25
30	450-475	85	0.19	15	0.25
	475+	85	0.15	14	0.25

35 La curva de carga compuesta 1536, de nuevo, puede ser más agresiva que la curva anterior 1534 y, por lo tanto, implementarse secuencialmente después de la curva 1534 en el algoritmo 1452. También, la curva de carga compuesta 1536 puede ser adecuada para lotes más grandes de tejido.

40 La Figura 84 ilustra una representación gráfica de una quinta curva de carga compuesta ejemplar 1538. La curva de carga compuesta 1538 puede tener una potencia máxima de pulso de 135 Vatios RMS y una anchura máxima de pulso de 2 segundos. En la Figura 84, la potencia como una función de impedancia de tejido se indica con 1558, mientras que la anchura de pulso como una función de impedancia de tejido se indica con 1560. La Tabla 5 abajo muestra valores para la curva de carga compuesta 1538 para impedancia de tejido de 0Ω a 475Ω.

45

50

55

60

65

Tabla 5

	Carga Ohms	V Lim RMS	I Lim RMS	P Lim V	PW Seg
5	0-24	85	3	135	2
	25-49	85	3	135	2
10	50-74	100	3	135	2
	75-99	100	3	100	2
	100-124	100	3	80	2
	125-149	100	3	65	2
15	150-174	100	3	55	0.5
	175-199	100	3	50	0.5
	200-224	85	0.42	32	0.3
	225-249	85	0.38	28	0.3
20	250-274	85	0.33	26	0.3
	275-299	85	0.31	24	0.3
	300-324	85	0.28	22	0.25
	325-349	85	0.26	20	0.25
	350-374	85	0.25	19	0.25
25	375-399	85	0.22	18	0.25
	400-424	85	0.21	17	0.25
	425-449	85	0.2	16	0.25
	450-475	85	0.19	15	0.25
30	475+	85	0.15	14	0.25

La curva de carga compuesta 1538 puede usarse secuencialmente después de la curva anterior 1536 en el algoritmo 1452.

La Figura 85 ilustra una representación gráfica de una quinta curva de carga compuesta ejemplar 1540. La curva de carga compuesta 1540 puede tener una potencia máxima de pulso de 90 Vatios RMS y una anchura máxima de pulso de 2 segundos. En la Figura 85, la potencia como una función de impedancia de tejido se indica con 1562, mientras que la anchura de pulso como una función de impedancia de tejido se indica con 1564. La Tabla 6 abajo muestra valores para la curva de carga compuesta 1540 para impedancia de tejido de 0Ω a 475Ω.

Tabla 6

	Carga Ohms	V Lim RMS	I Lim RMS	P Lim V	PW Seg
5	0-24	85	3	90	2
	25-49	85	3	90	2
10	50-74	100	3	90	2
	75-99	100	3	90	2
	100-124	100	3	80	2
	125-149	100	3	65	2
15	150-174	100	3	55	0.5
	175-199	100	3	50	0.5
	200-224	85	0.42	32	0.3
	225-249	85	0.38	28	0.3
20	250-274	85	0.33	26	0.3
	275-299	85	0.31	24	0.3
	300-324	85	0.28	22	0.25
	325-349	85	0.26	20	0.25
	350-374	85	0.25	19	0.25
25	375-399	85	0.22	18	0.25
	400-424	85	0.21	17	0.25
	425-449	85	0.2	16	0.25
	450-475	85	0.19	15	0.25
30	475+	85	0.15	14	0.25

35 La curva de potencia compuesta 1540 es menos agresiva que la curva de potencia anterior 1538. La curva de potencia compuesta 1540 puede implementarse en el algoritmo 1452 secuencialmente después de la curva 1538. También, en algunos casos, la curva de potencia compuesta 1540 puede implementarse en el algoritmo 1452 como una curva de potencia específica de tercera o cuarta región.

40 Como se ha descrito anteriormente, las varias curvas de potencia compuestas usadas en el algoritmo 1452 pueden implementarse individualmente para un número predeterminado de pulsos. La Tabla 7 más abajo ilustra el número de pulso por curva de potencia compuesta para una implementación ejemplar que utiliza las curvas de potencia 1532, 1534, 1536, 1540 secuencialmente en el algoritmo 1452.

Curva de Potencia Compuesta	Número de Pulsos
1532	4
1534	2
1536	2
1538	8
1540	n/a

55 La última curva de potencia compuesta 1540 se muestra sin un número correspondiente de pulsos. Por ejemplo, la curva de potencia compuesta 1540 puede implementarse hasta que el médico clínico termine la operación, hasta que se alcance el tiempo de apagado, hasta que se alcance la impedancia umbral de tejido.

60 El generador 102 puede proporcionar potencia a un fragmento de tejido de manera que provoque un valor deseado de otros parámetros de tejido. La Figura 86 ilustra in diagrama de bloques 1570 que describe la aplicación de un algoritmo 1572 para mantener un índice de cambio constante de impedancia de tejido. El algoritmo 1572 puede implementarse por el generador 102 (por ejemplo, por un dispositivo digital del generador 102). Por ejemplo, el algoritmo 1572 puede utilizarse por el generador 102 para modular la señal de impulso. Los sensores 1574 pueden detectar una condición de tejido, tal como impedancia de tejido y/o un índice de cambio de impedancia de tejido. Lo sensores 1574 pueden ser sensores hardware o pueden ser sensores implementados en software. Por ejemplo, los sensores 1574 pueden calcular la impedancia de tejido en base a la corriente y voltaje medidos de la señal de impulso. La señal de impulso la puede proporcionar el generador 102 al cable/implemento/carga 1576, que puede ser la combinación eléctrica del tejido, el dispositivo quirúrgico 104, 106 y un cable 112, 128 que eléctricamente acople el generador 102 al dispositivo 104, 106.

El generador 102, al implementar el algoritmo 1572, puede controlar la impedancia del tejido o carga incluyendo, por ejemplo, el índice de cambio de impedancia. El generador 102 puede modular uno o más del voltaje, corriente y/o potencia proporcionados por medio de la señal de impulso para mantener la velocidad de cambio de impedancia de tejido en un valor constante predeterminado. También, el generador 102 puede mantener el índice de cambio de la impedancia de tejido por encima de un índice mínimo de cambio de impedancia.

Se apreciará que el algoritmo 1572 puede implementarse junto con varios otros algoritmos aquí descritos. Por ejemplo, el generador 102 puede modular secuencialmente la impedancia de tejido a diferentes índices cada vez más agresivos de manera similar al método 1330 aquí descrito con referencia a la Figura 70 aquí. Por ejemplo, puede mantenerse un primer índice de cambio de impedancia hasta que el total de energía entregada al tejido exceda un umbral predeterminado de energía. En el umbral de energía, si las condiciones del tejido no han alcanzado un nivel predeterminado (por ejemplo, una impedancia de tejido predeterminada), entonces el generador 102 puede utilizar la señal de impulso para impulsar al tejido a un segundo índice más alto de impedancia de cambio. También, los índices de impedancia de tejido de cambio pueden usarse de una manera similar a la descrita anteriormente con respecto a las curvas de carga compuestas. Por ejemplo, en lugar de utilizar una pluralidad de curvas de carga compuestas, el algoritmo 1452 de la Figura 75 puede requerir una pluralidad de índices de cambio de impedancia de tejido. Cada índice de cambio de impedancia de tejido puede mantenerse durante una cantidad predeterminada de tiempo y/o un número predeterminado de pulsos. Los índices pueden aplicarse sucesivamente en orden de valor (por ejemplo, los índices pueden aumentar sucesivamente). Sin embargo, en algunos casos, los índices impulsados de cambio de impedancia de tejido pueden alcanzar el pico y después disminuir.

5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65

Reivindicaciones

1. Un generador quirúrgico para proporcionar una señal de impulso a un dispositivo quirúrgico, que comprende:
 un cuerpo de generador quirúrgico que tiene una abertura; y
 5 un montaje de receptáculo colocado en la abertura, comprendiendo el montaje de receptáculo:
 un cuerpo de receptáculo;
 una pestaña que tiene una pared interior y una pared exterior, la interior está formada por al menos una sección
 curvada y al menos una sección lineal, la pared interior define una cavidad; y
 10 una protuberancia central colocada en la cavidad, comprendiendo la protuberancia central una pluralidad de tomas
 de corriente,
caracterizado porque la protuberancia central comprende además un imán y una periferia exterior que comprende
 al menos una sección curvada y al menos una sección lineal.
2. El generador quirúrgico de la reivindicación 1, donde la al menos una sección curvada de la periferia exterior tiene
 15 una forma similar a la al menos una sección curvada de la pared interior.
3. El generador quirúrgico de la reivindicación 2, donde la al menos una sección lineal de la periferia exterior es
 paralela a la al menos una sección lineal de la pared interior.
- 20 4. El generador quirúrgico de la reivindicación 1, donde la protuberancia central define un hueco central, donde el
 imán está colocado próximo al hueco central.
5. El generador quirúrgico de la reivindicación 1, donde la pestaña tiene una superficie de pestaña y la protuberancia
 central tiene una superficie central, donde la superficie de pestaña está inclinada con respecto a la superficie central.
- 25 6. El generador quirúrgico de la reivindicación 5, donde el cuerpo de generador quirúrgico comprende una superficie
 inclinada, donde la abertura está colocada sobre la superficie inclinada, y donde la superficie inclinada es
 sustancialmente paralela a la superficie exterior de la pestaña.
- 30 7. Un instrumento quirúrgico, que comprende:
 un montaje de conector eléctrico, comprendiendo el montaje de conector eléctrico:
 una pestaña que define una cavidad central, donde la pestaña comprende al menos una parte curvada y al menos
 una parte lineal;
 una placa de circuito;
 35 una pluralidad de pernos eléctricamente conductores acoplados a la placa de circuito, extendiéndose cada uno de la
 pluralidad de pernos conductores a la cavidad central;
 un miembro aliviador de tensión; y
 un arranque,
caracterizado porque el montaje de conector comprende además un perno magnéticamente compatible que se
 40 atrae a campos magnéticos o que es magnetizable extendiéndose a la cavidad central **y porque** el montaje de
 conector se puede insertar en el montaje de receptáculo de la reivindicación 1, por lo que el perno magnéticamente
 compatible está colocado de tal manera que se encuentra con el campo magnético del imán para ayudar en la
 conexión con el generador quirúrgico cuando el montaje de conector se inserta en el montaje de receptáculo de la
 45 reivindicación 1.
8. Un sistema de instrumento quirúrgico, que comprende el generador quirúrgico de la reivindicación 1 y el
 instrumento quirúrgico de la reivindicación 7, donde:
 una pared exterior de la pestaña del instrumento quirúrgico de la reivindicación 7 tiene una forma similar a la pared
 interior del montaje de receptáculo del generador quirúrgico de la reivindicación 1, y
 50 una pared interior de la pestaña del instrumento quirúrgico de la reivindicación 7 tiene una forma similar a la periferia
 exterior de la protuberancia central del generador quirúrgico 1.
9. El sistema de instrumento quirúrgico de la reivindicación 8, que comprende un circuito de identificación de
 instrumento quirúrgico acoplado a la placa de circuito.
- 55 10. El sistema de instrumento quirúrgico de la reivindicación 9, donde el circuito de identificación de instrumento
 quirúrgico comprende al menos uno de un EEPROM y un resistor.
11. El sistema de instrumento quirúrgico de la reivindicación 8, donde en la protuberancia central la pluralidad de
 60 tomas de corriente está dispuesta en una formación generalmente circular y el imán está colocado interno a la
 formación generalmente circular.
12. El sistema de instrumento quirúrgico de la reivindicación 11, donde en el montaje de conector el perno
 magnéticamente compatible es un perno férreo.
- 65

13. El sistema de instrumento quirúrgico de la reivindicación 12, donde el perno férrico es cilíndrico y comprende un hombro.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

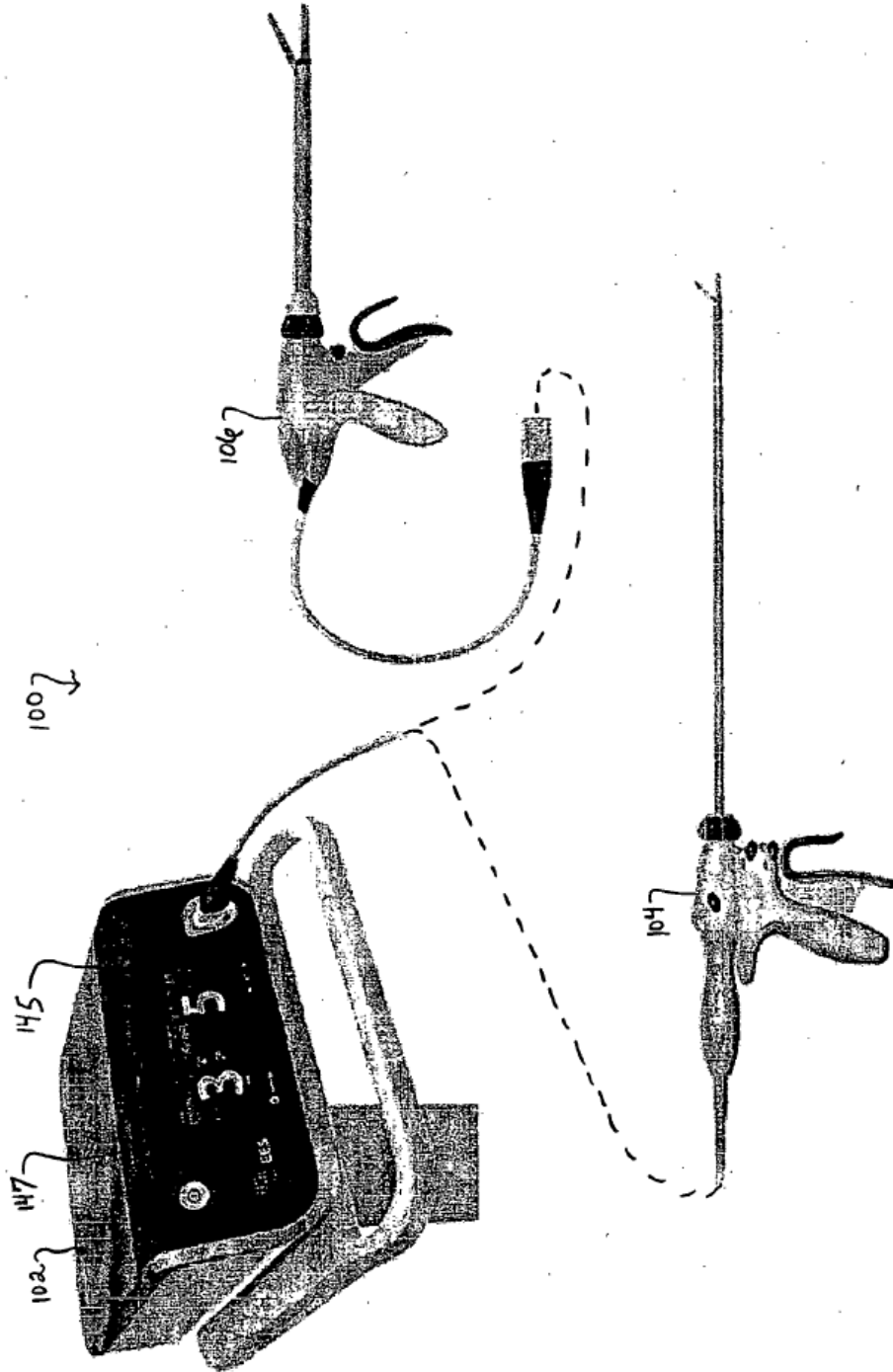


FIG. 1

FIG. 2

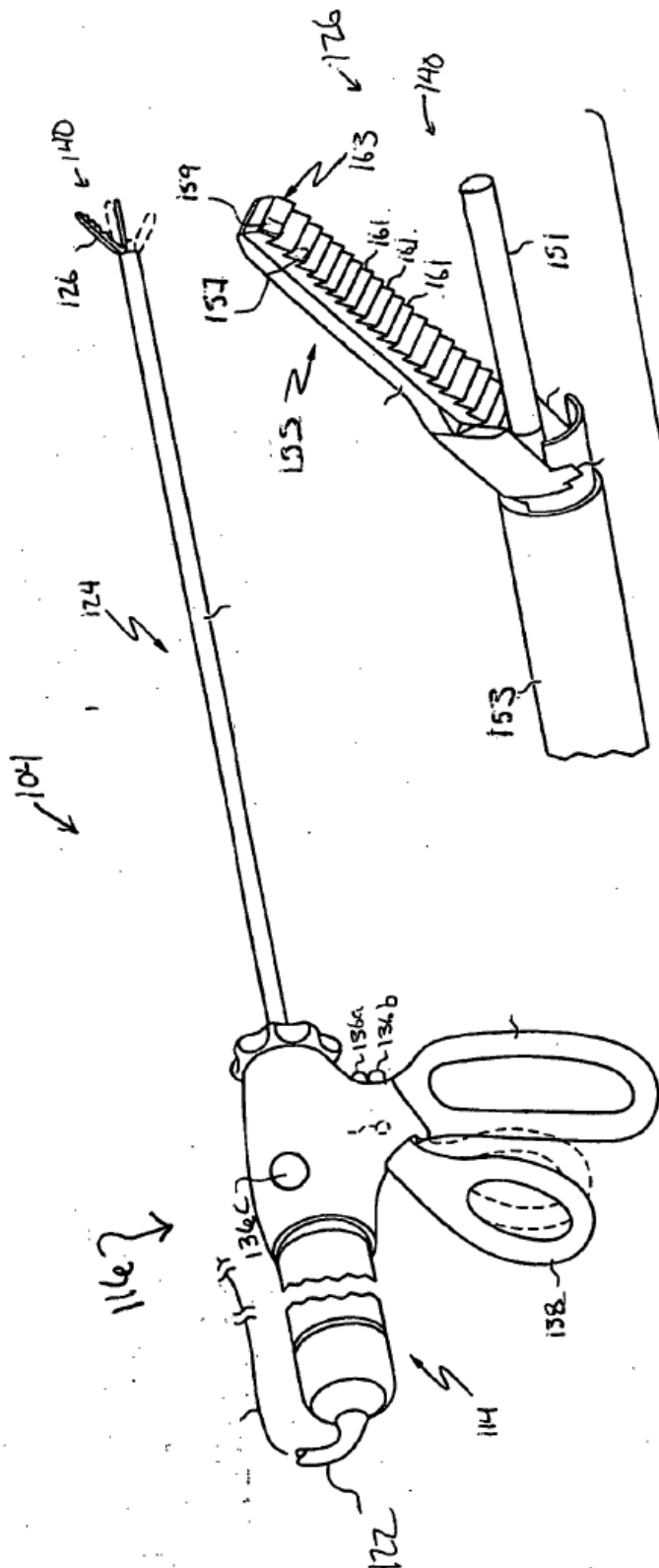
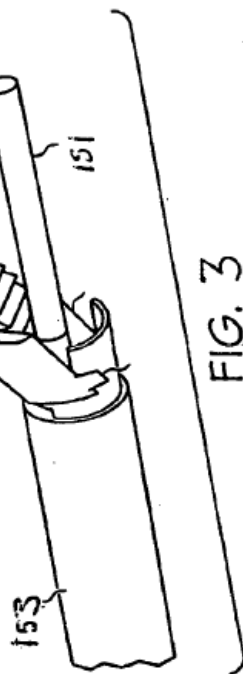
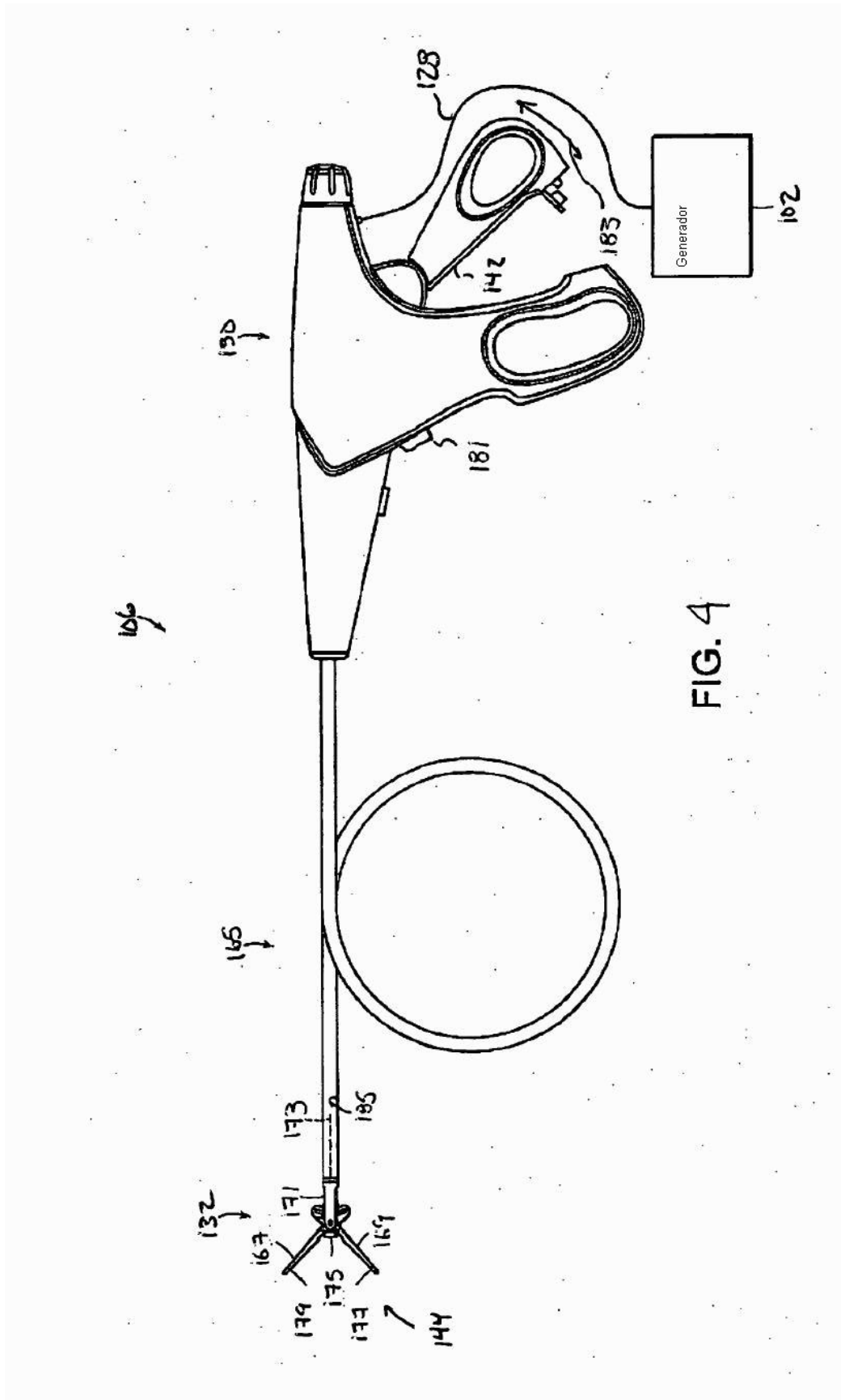


FIG. 3





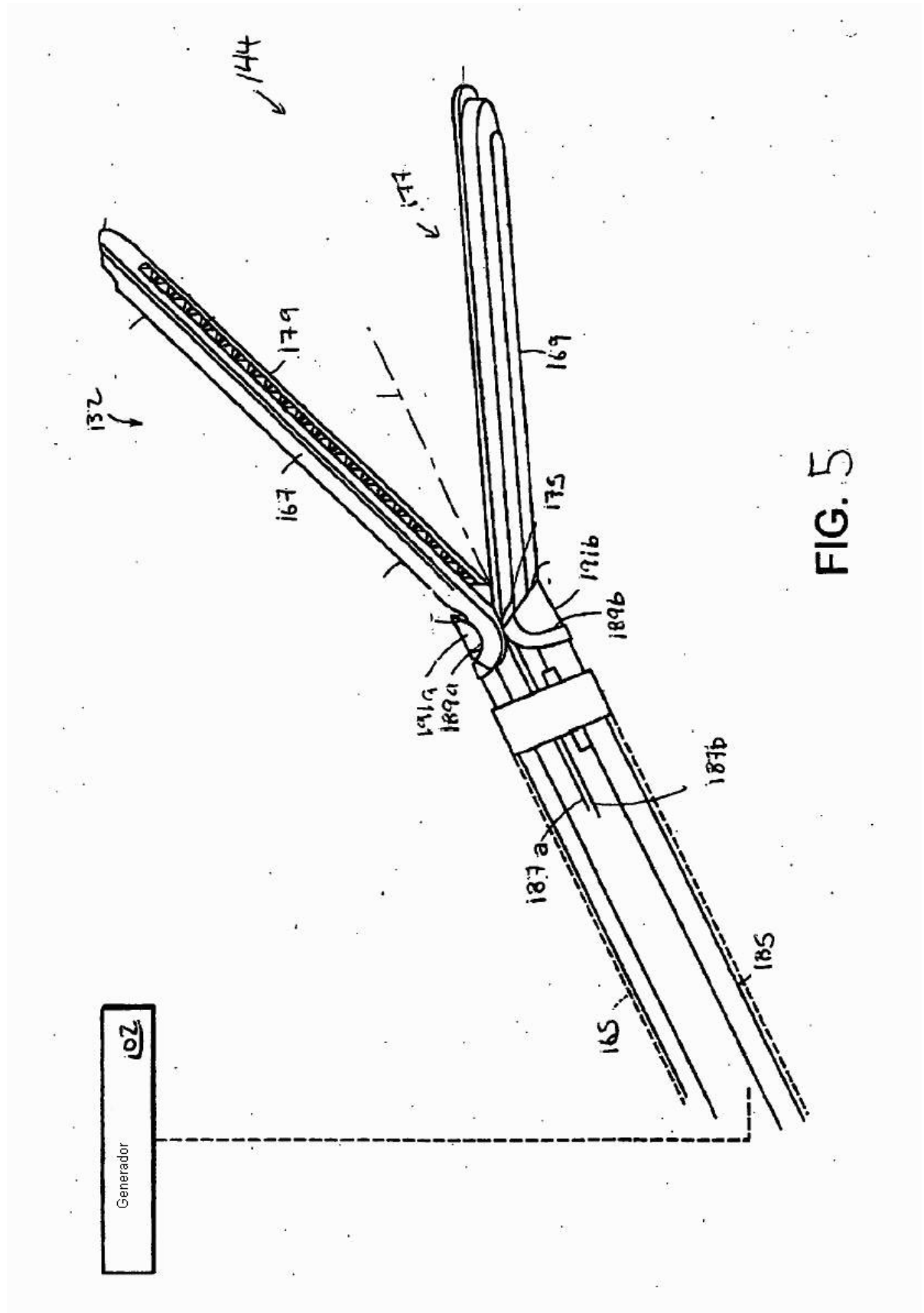
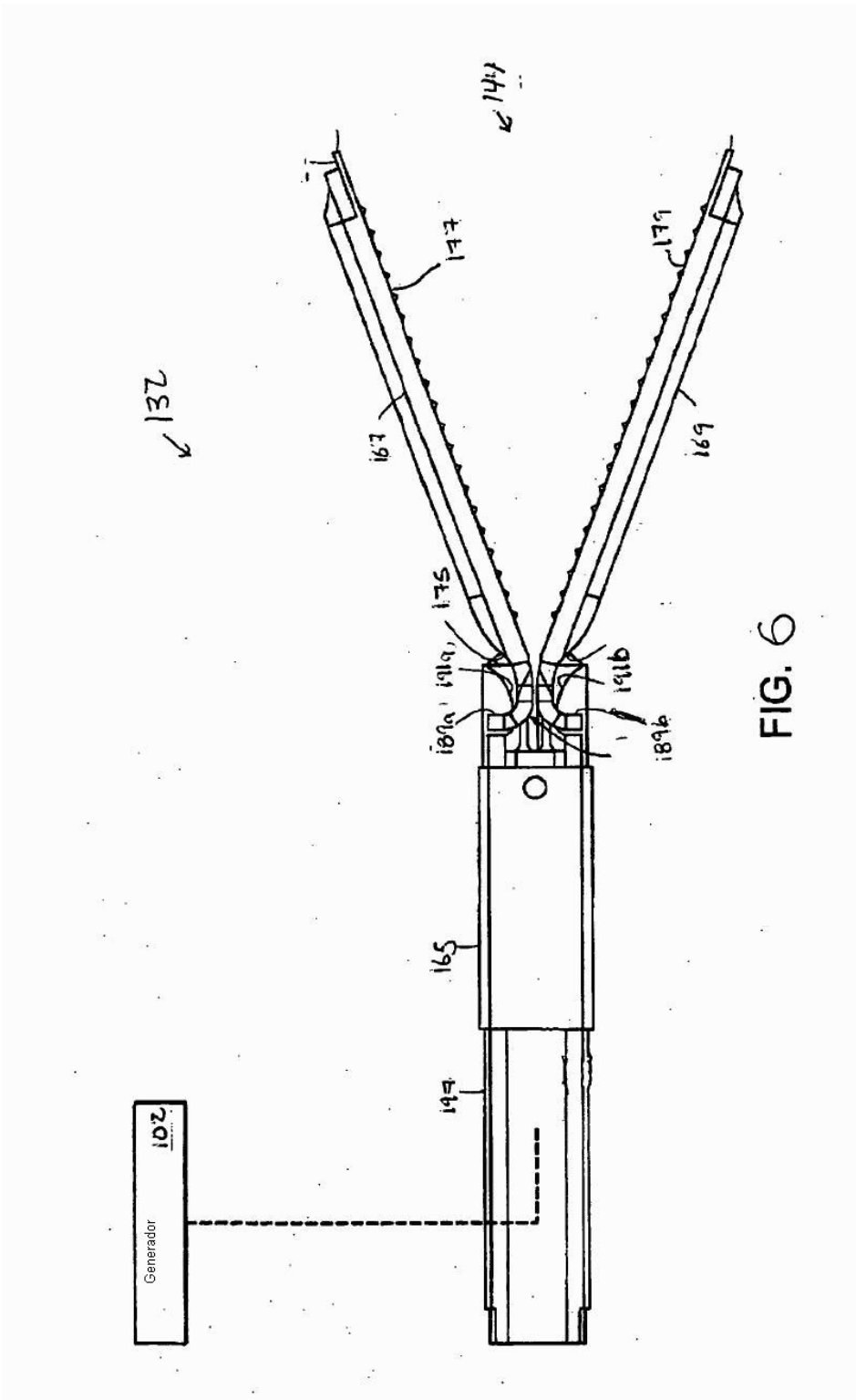
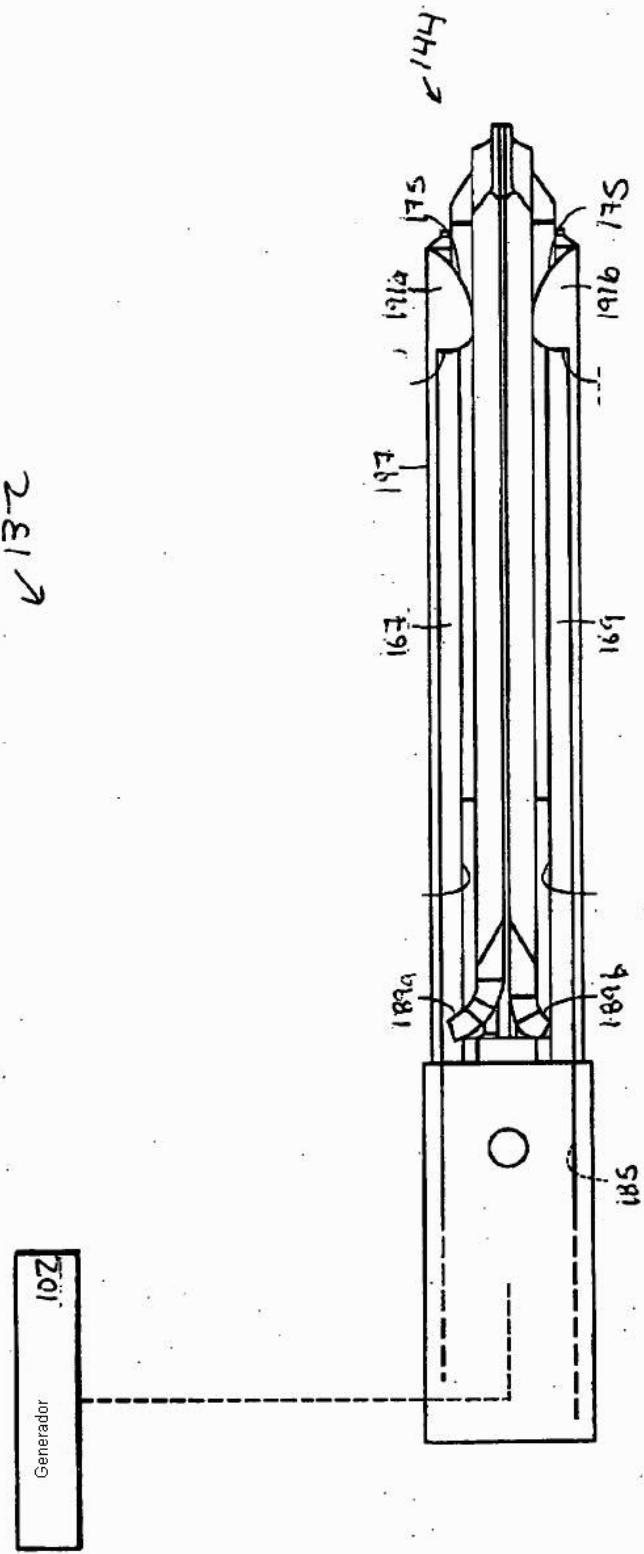


FIG. 5





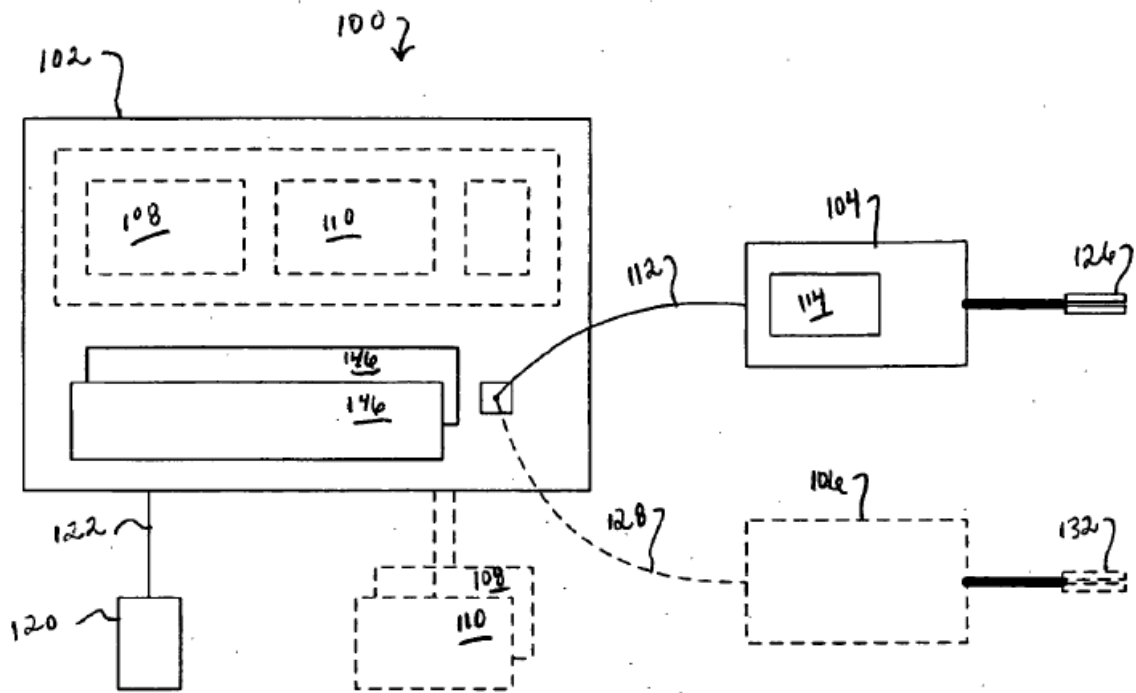


FIG. 8

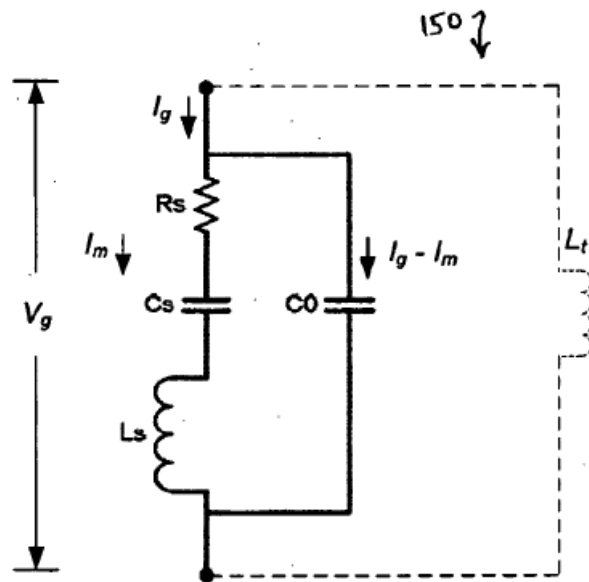


FIG. 9

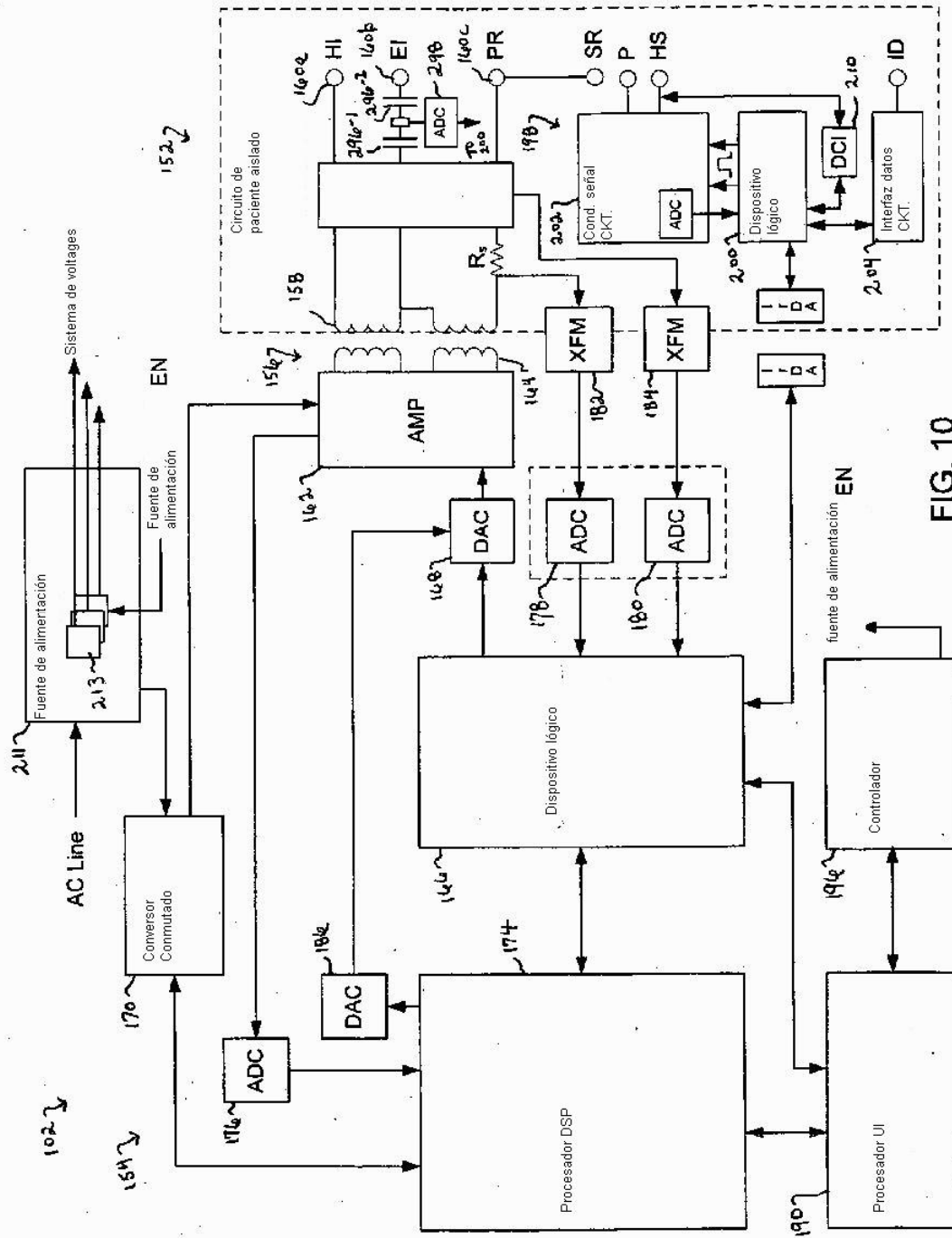


FIG. 10

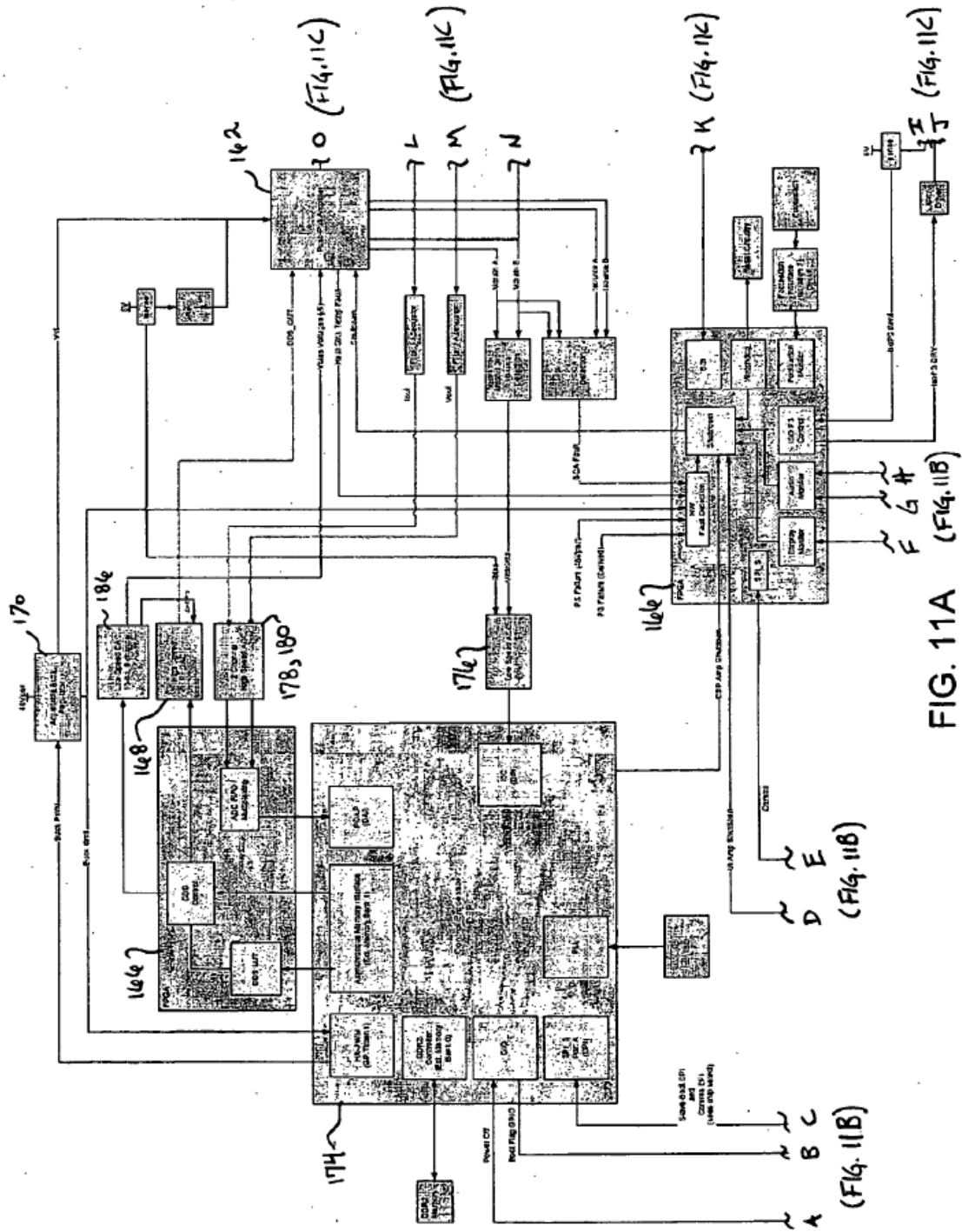


FIG. 11A (FIG. 11B)

(FIG. 11B)

(FIG. 11B)

(FIG. 11C)

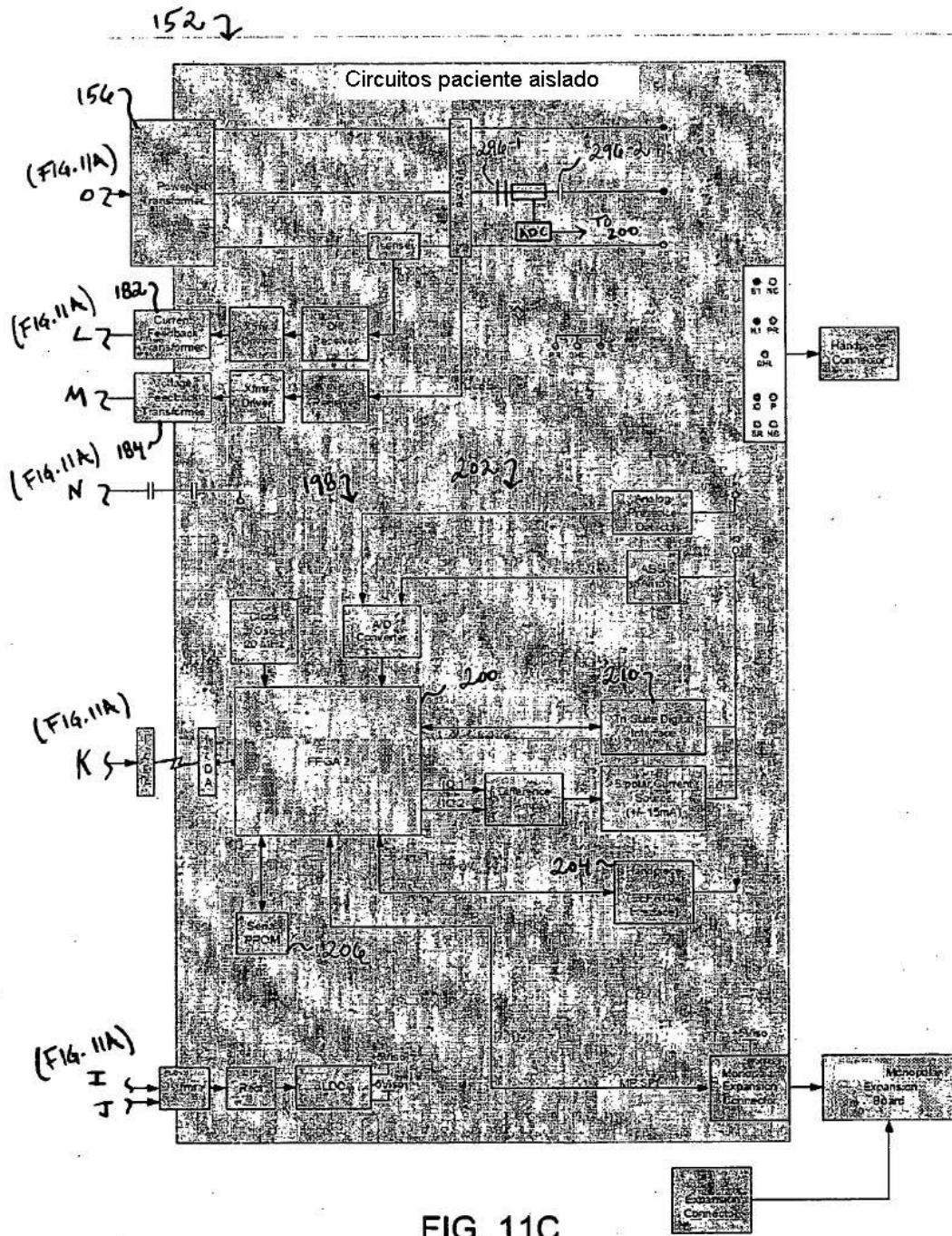


FIG. 11C

1962

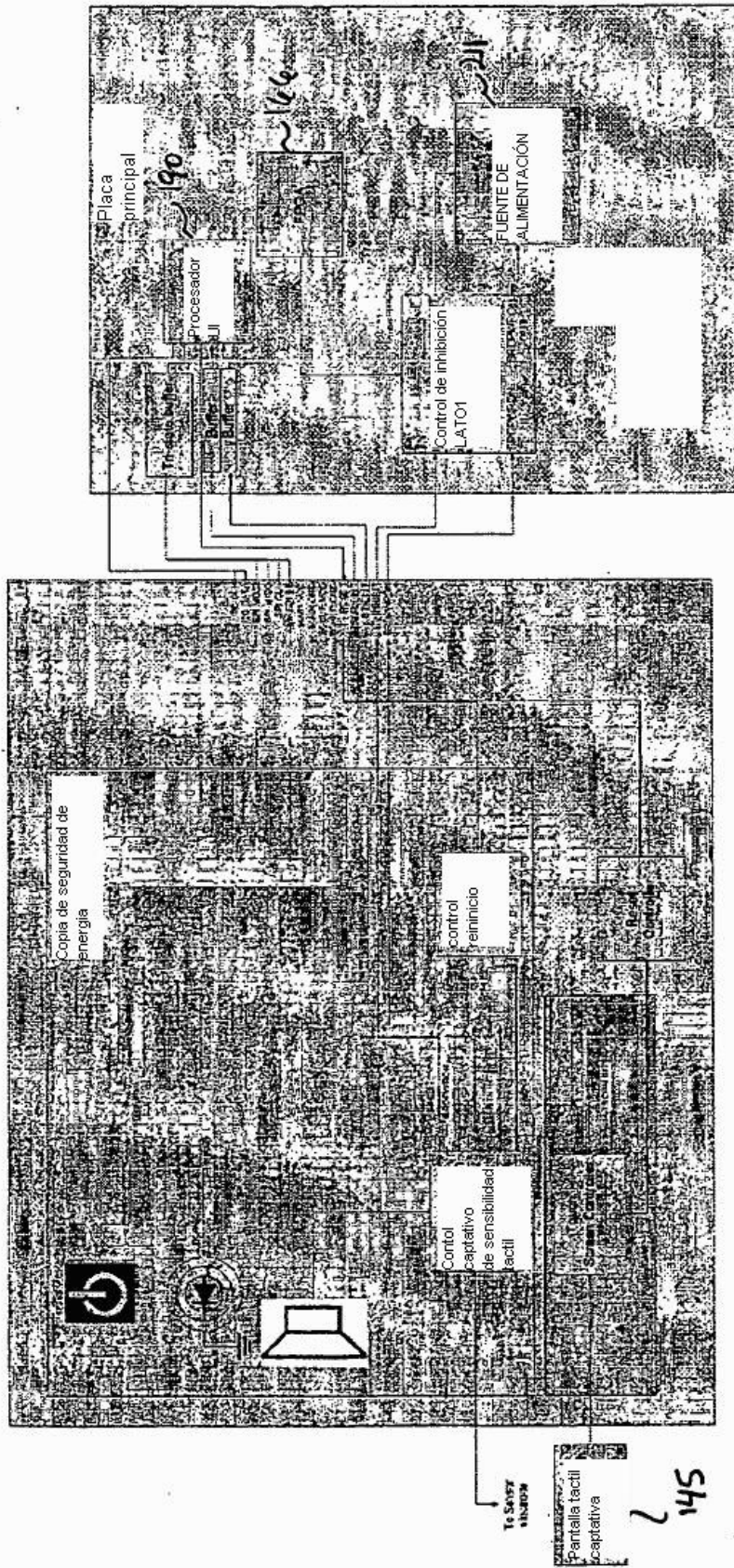


FIG. 12

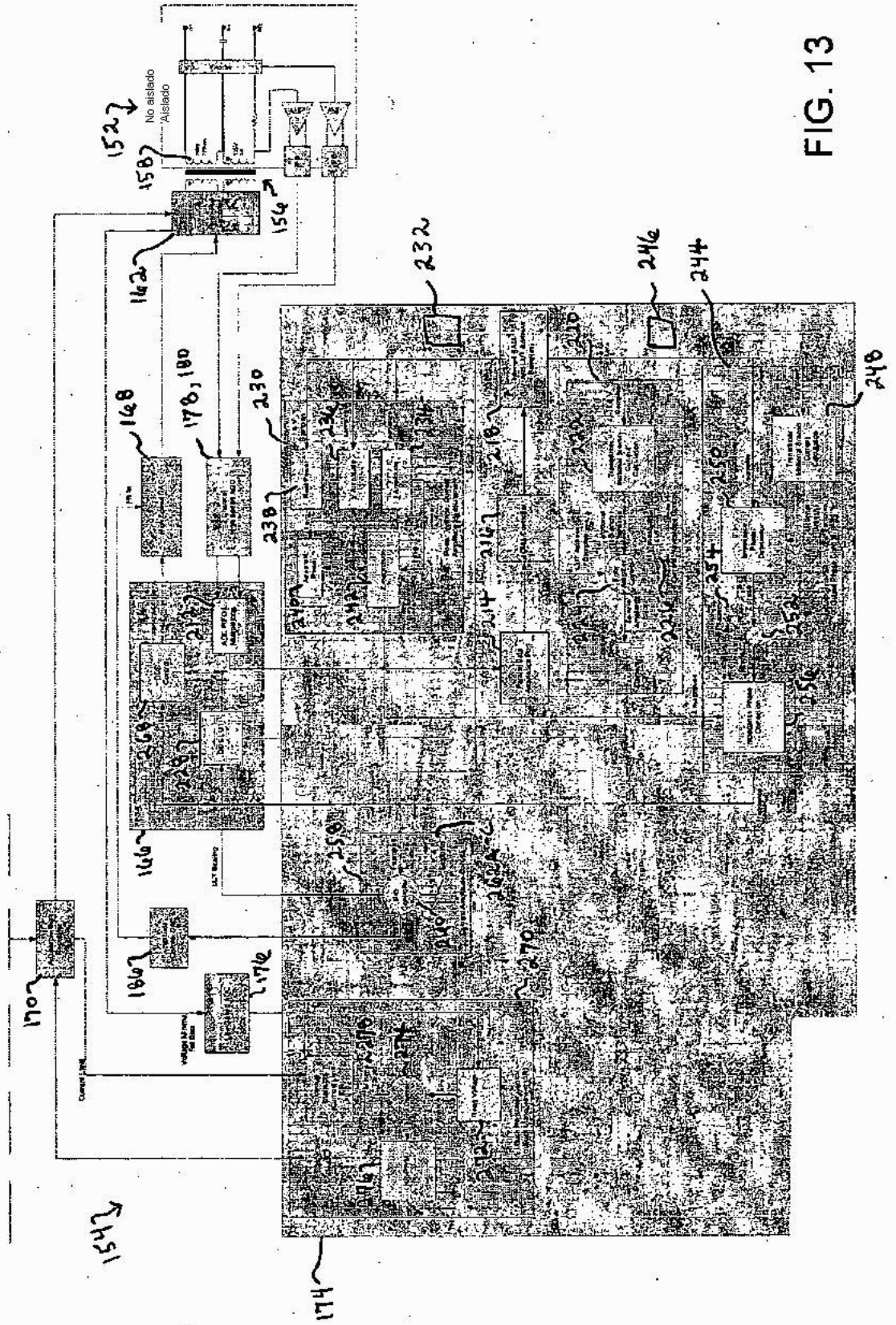


FIG. 13

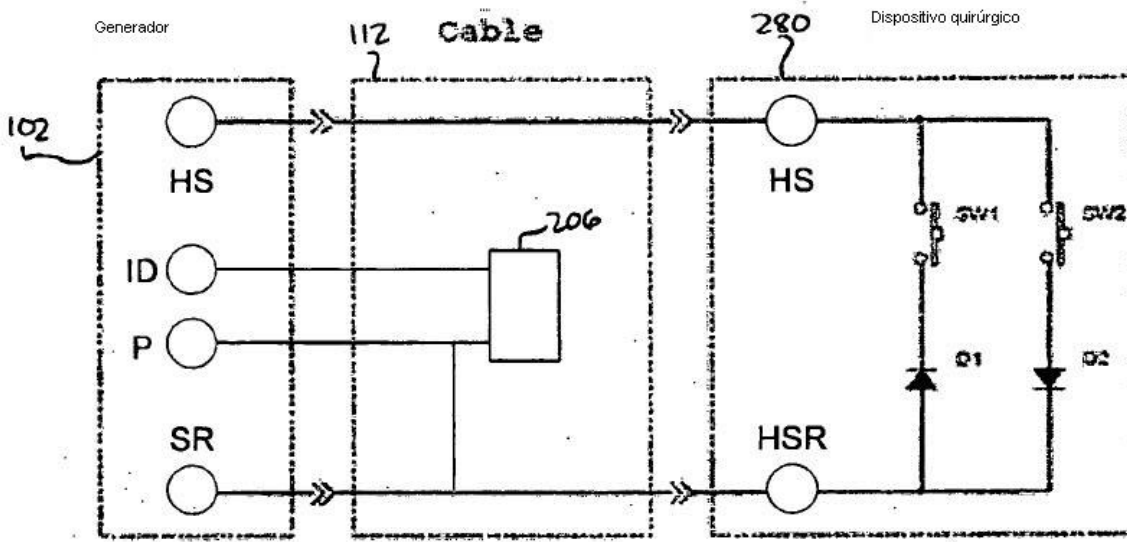


FIG. 14

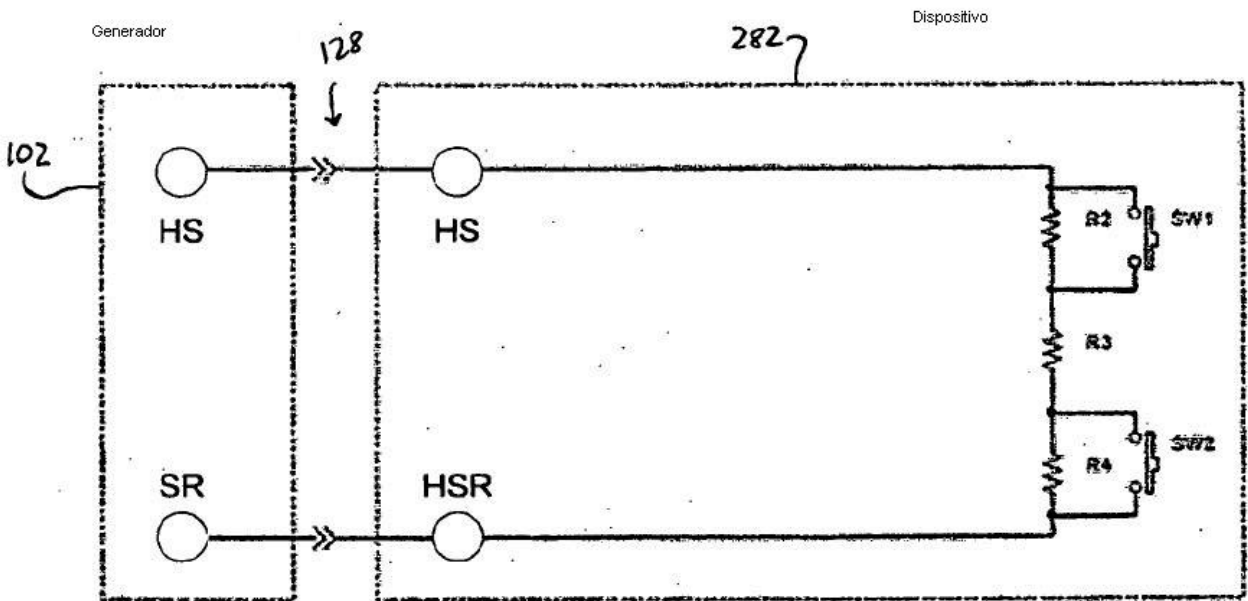


FIG. 15

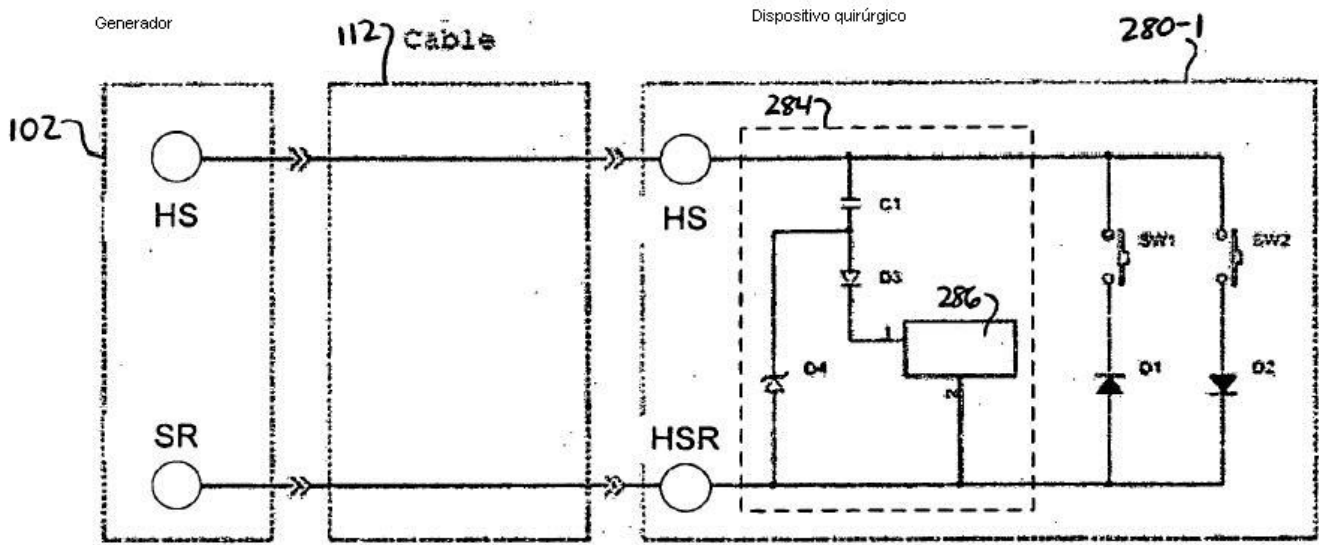


FIG. 16

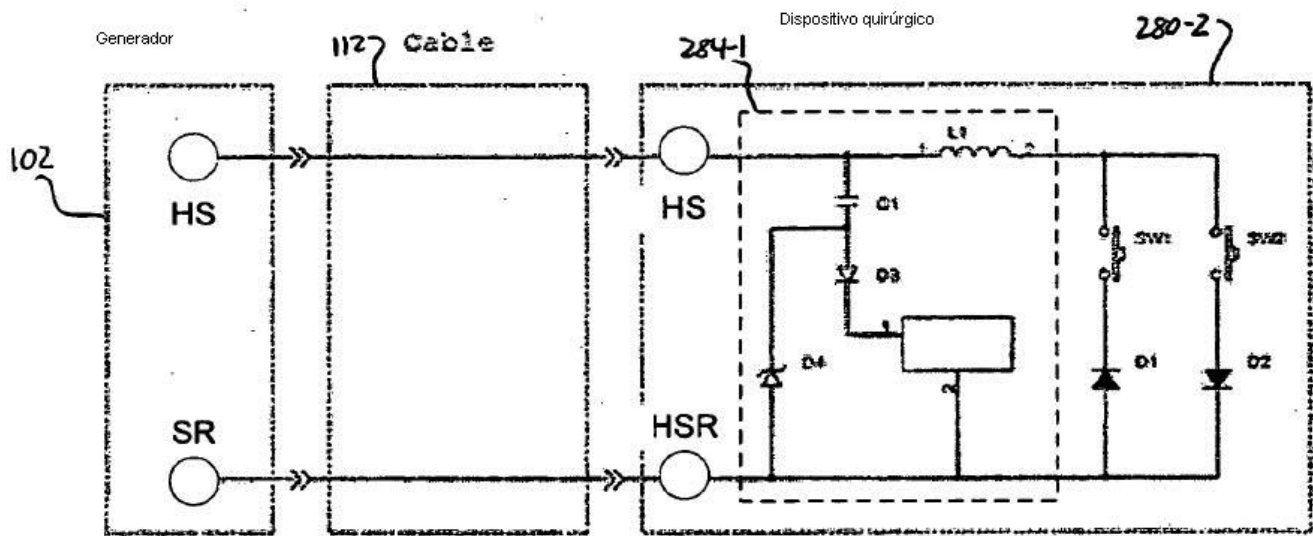


FIG. 17

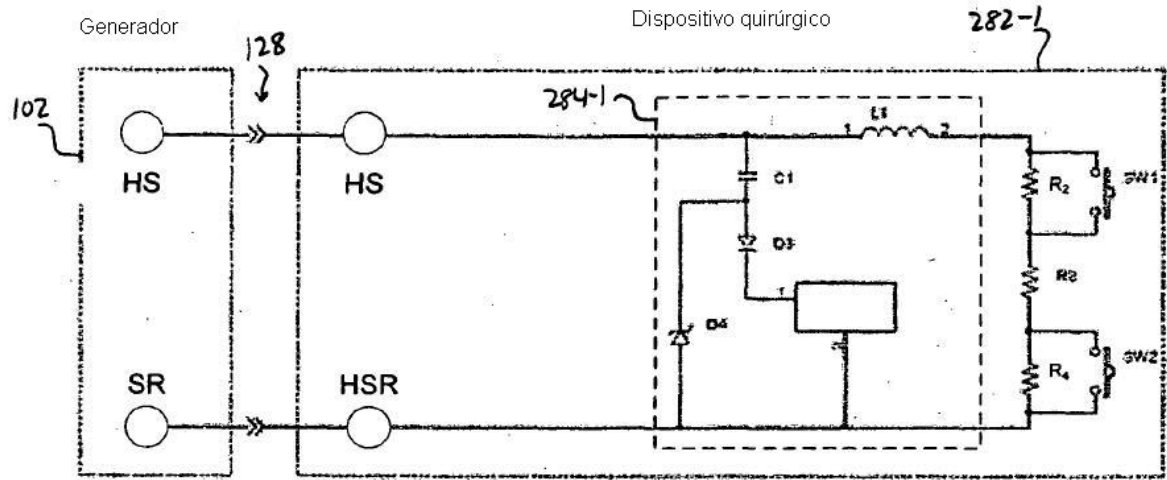


FIG. 18

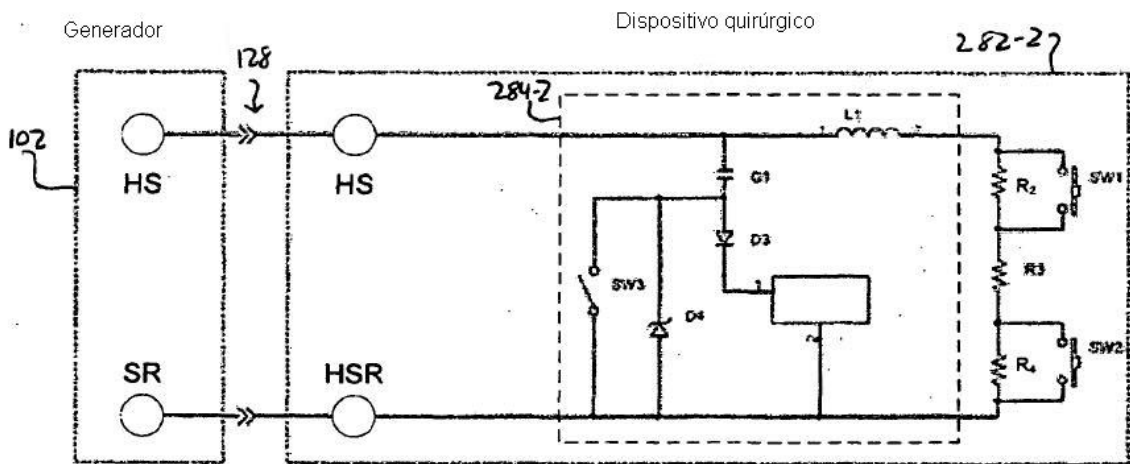


FIG. 19

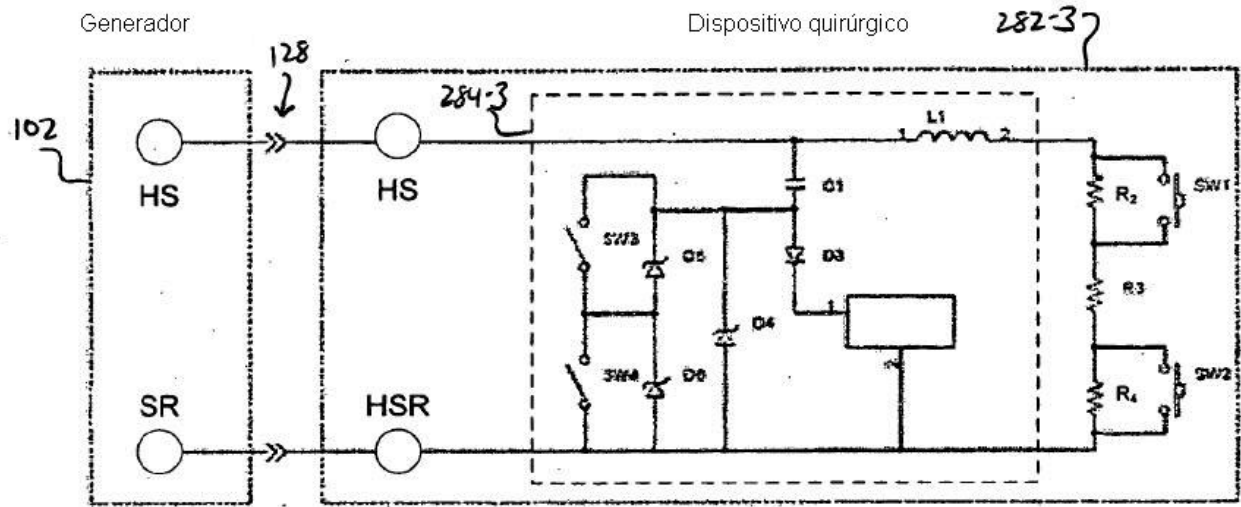


FIG. 20

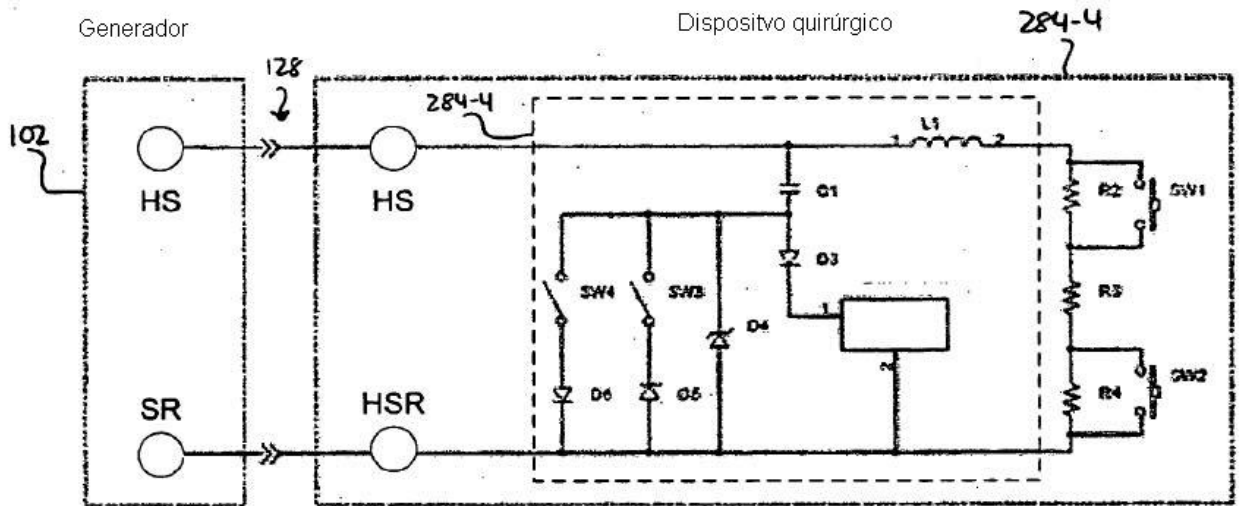


FIG. 21

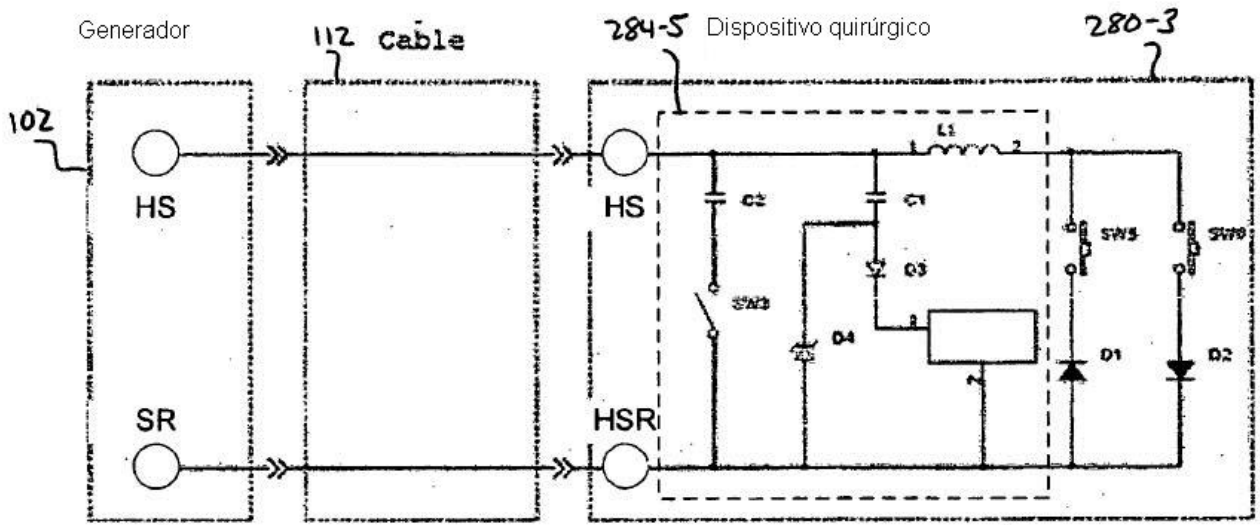


FIG. 22

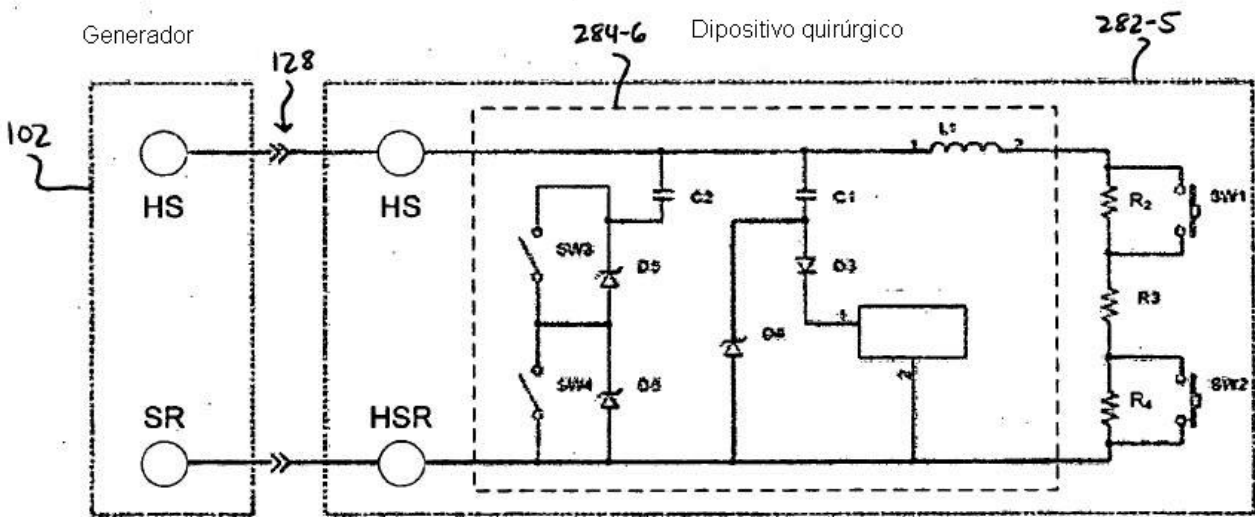


FIG. 23

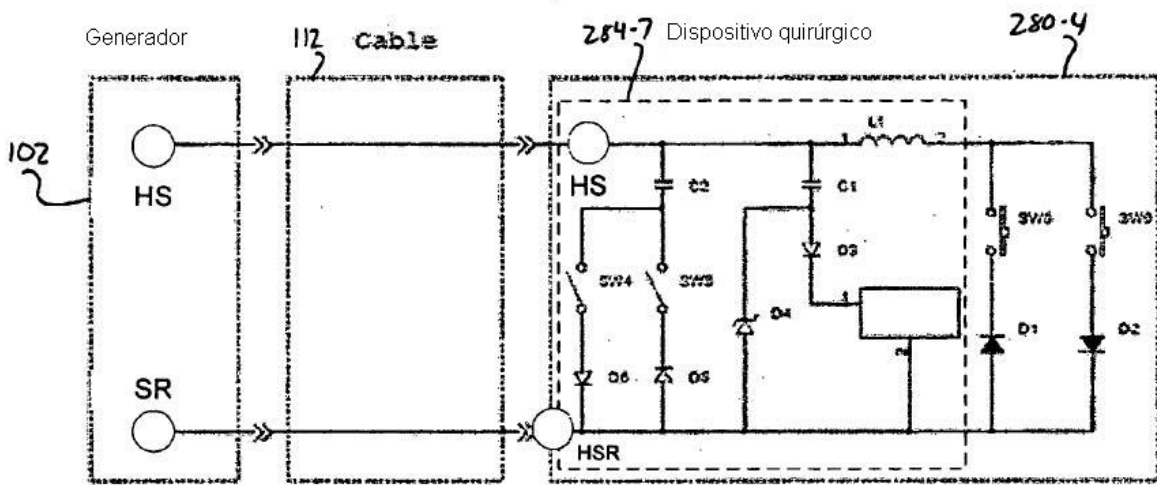


FIG. 24

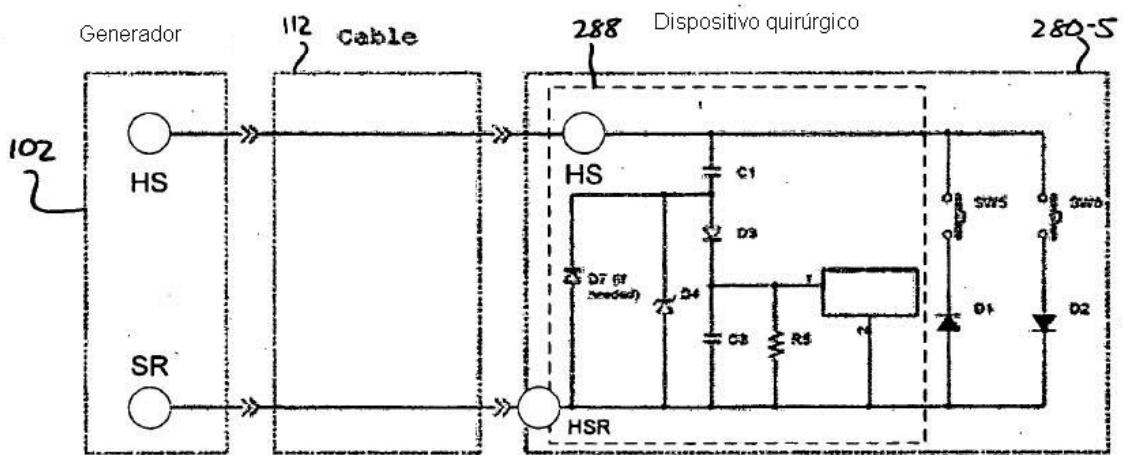


FIG. 25

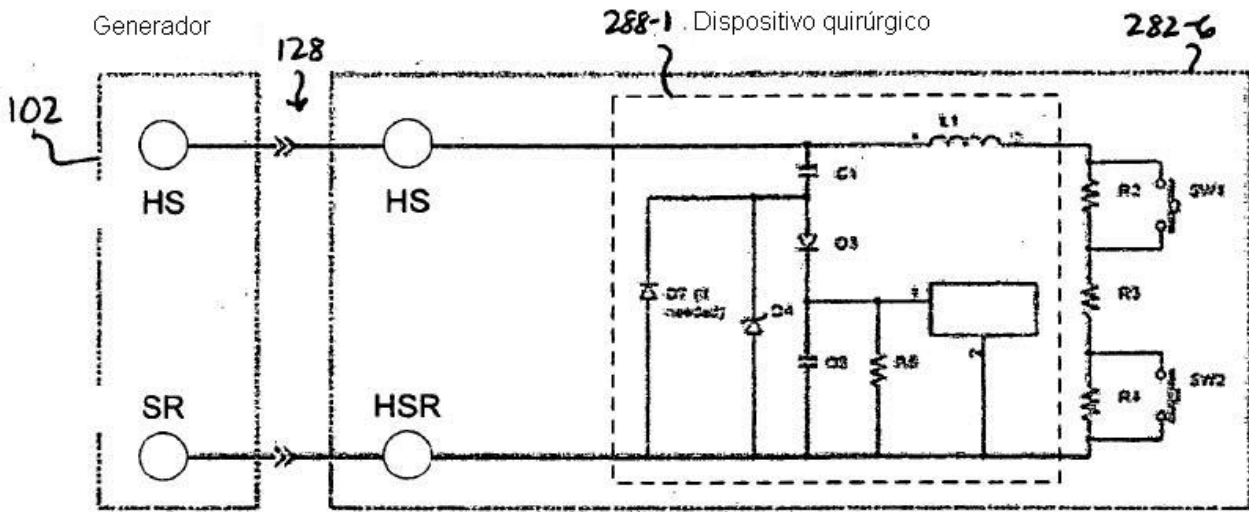


FIG. 26

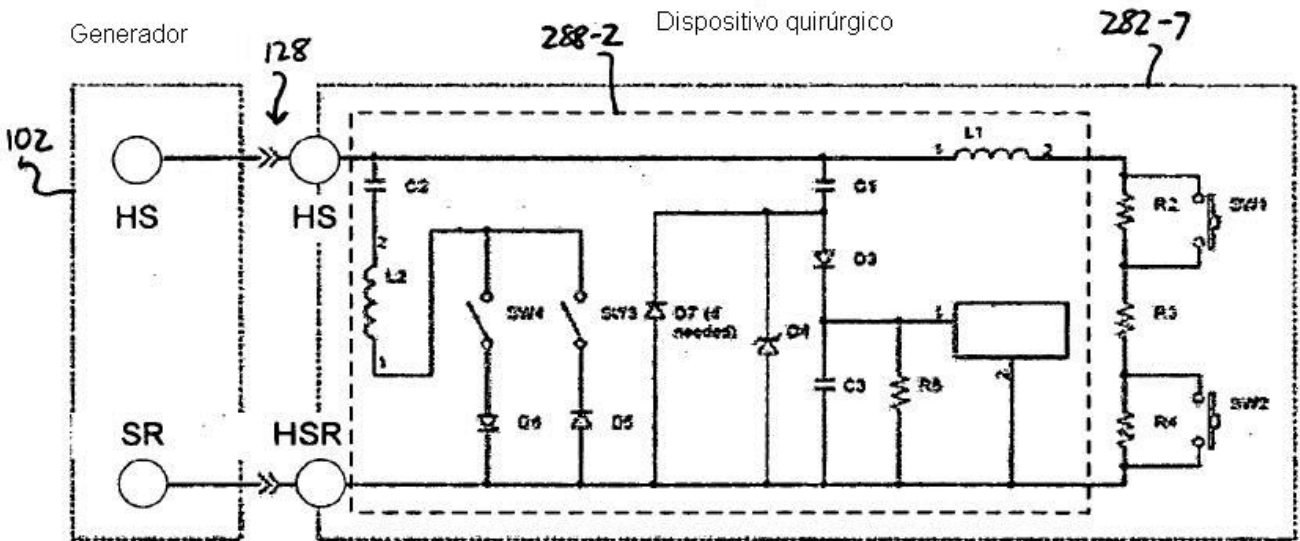


FIG. 27

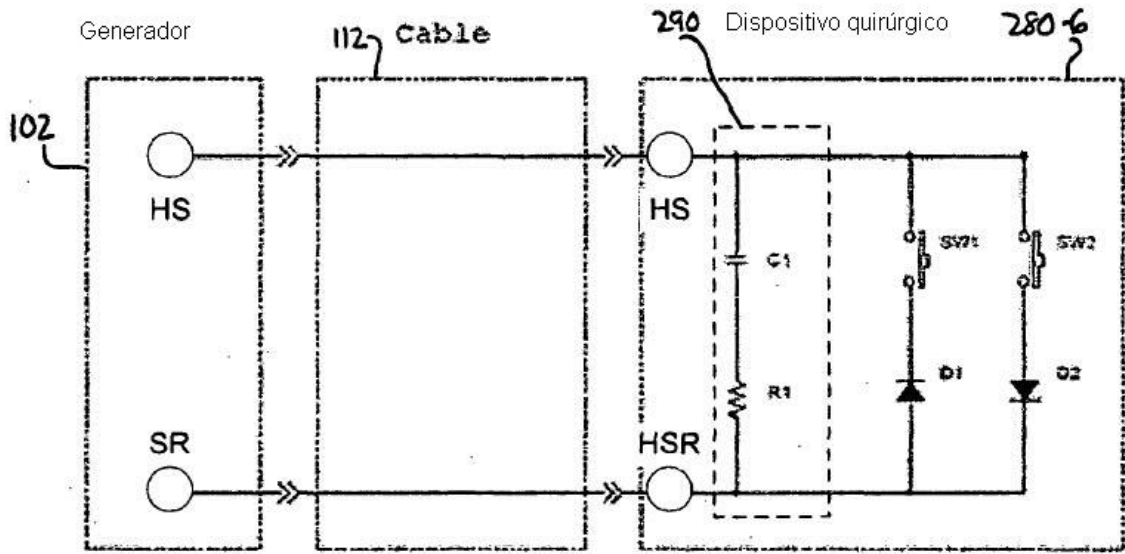


FIG. 28

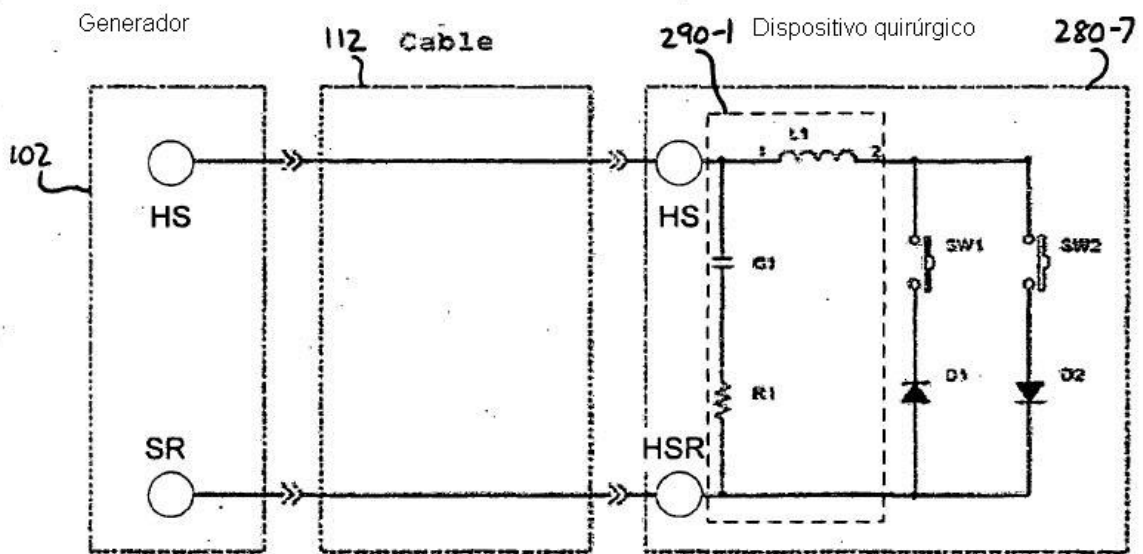


FIG. 29

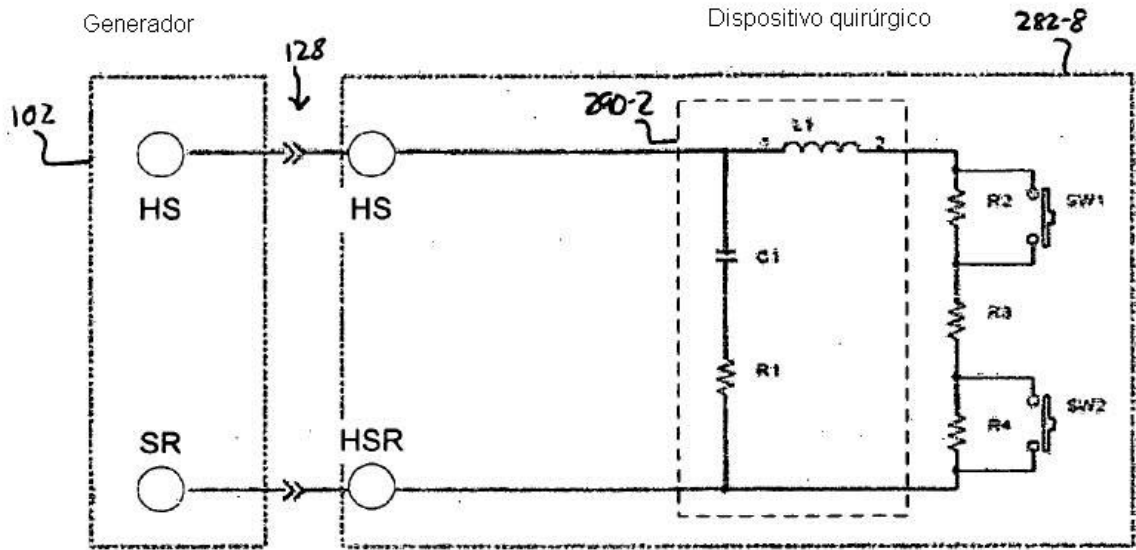


FIG. 30

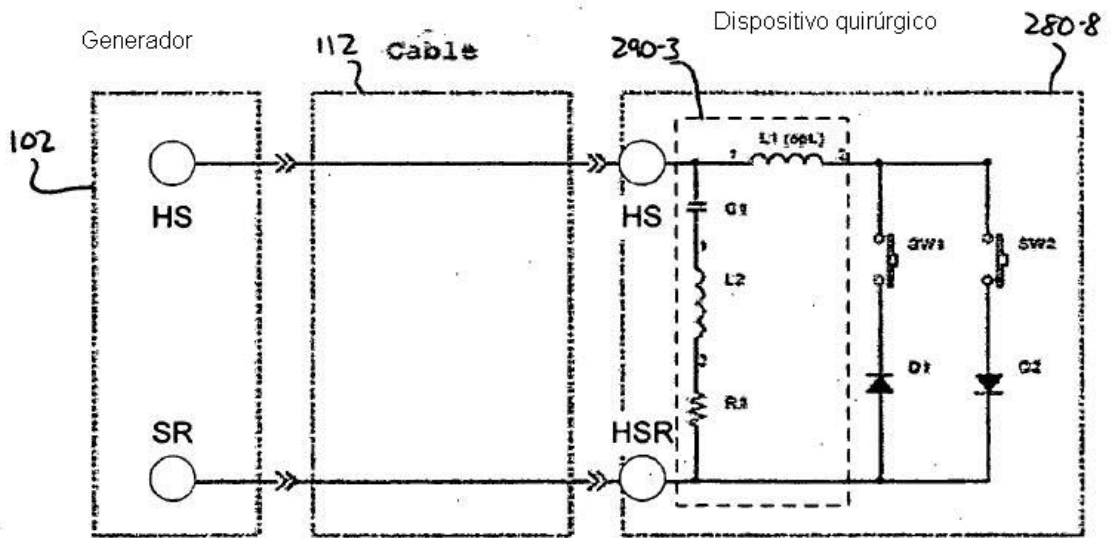


FIG. 31

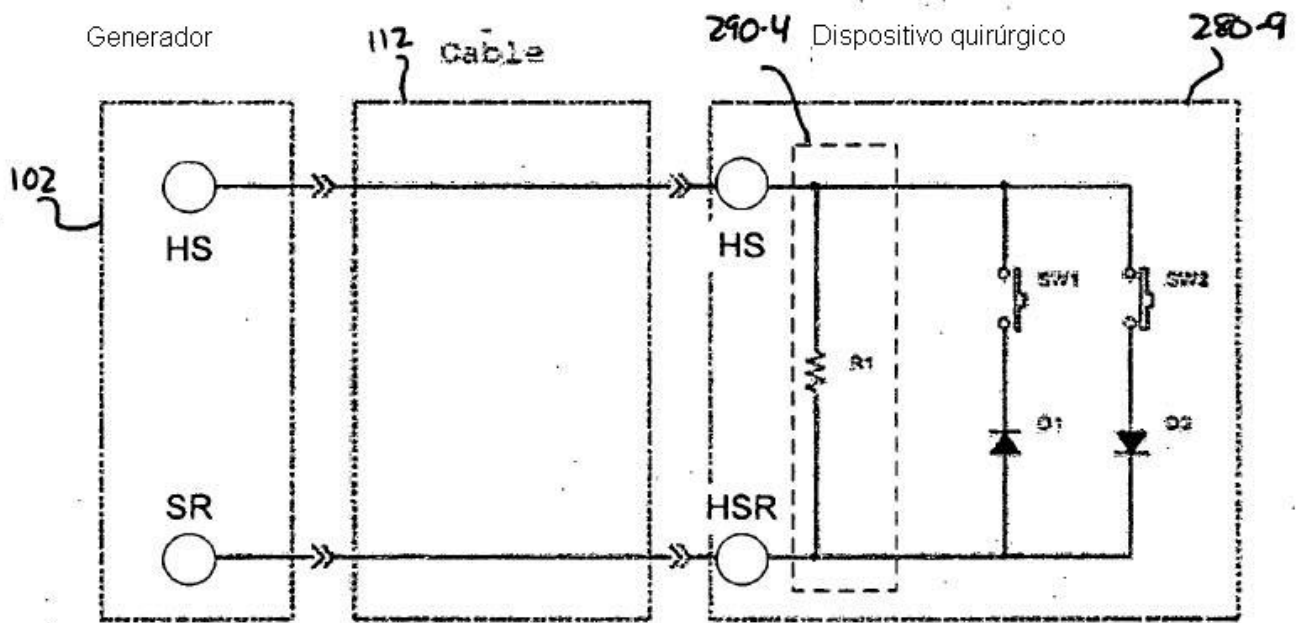
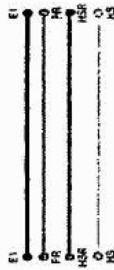


FIG. 32

CABLES

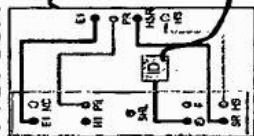
FIG. 33D



128-1

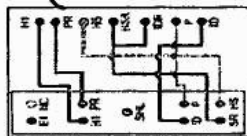
Adaptadores

FIG. 33H

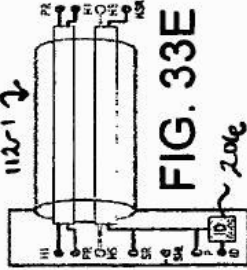


294

206



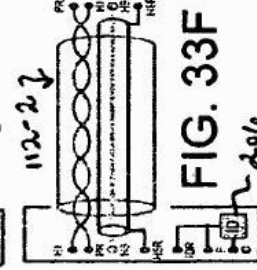
292



112-1

FIG. 33E

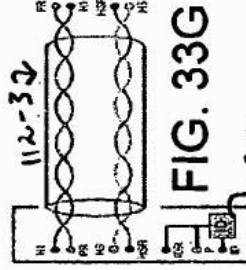
206



112-2

FIG. 33F

206

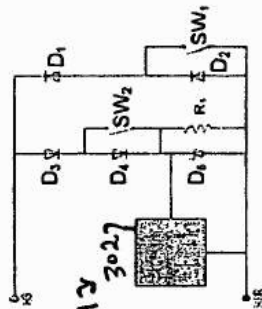


112-3

FIG. 33G

206

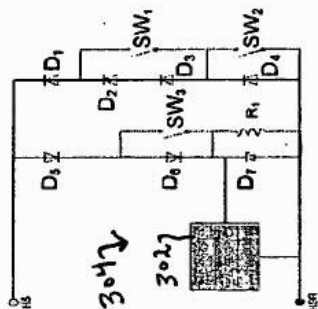
300-1



304

FIG. 33A

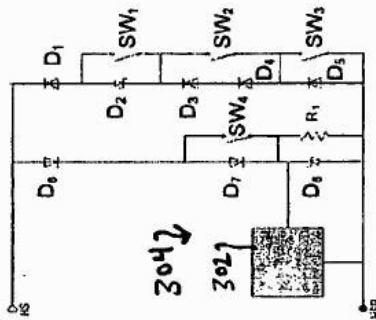
300-2



304

FIG. 33B

300-3



304

FIG. 33C

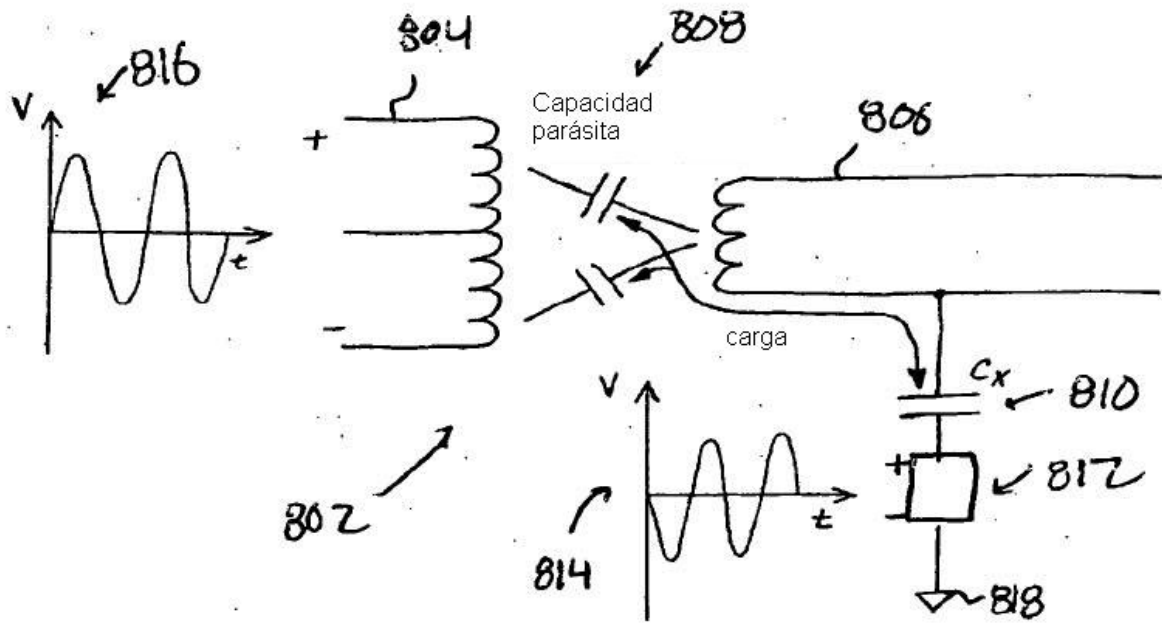
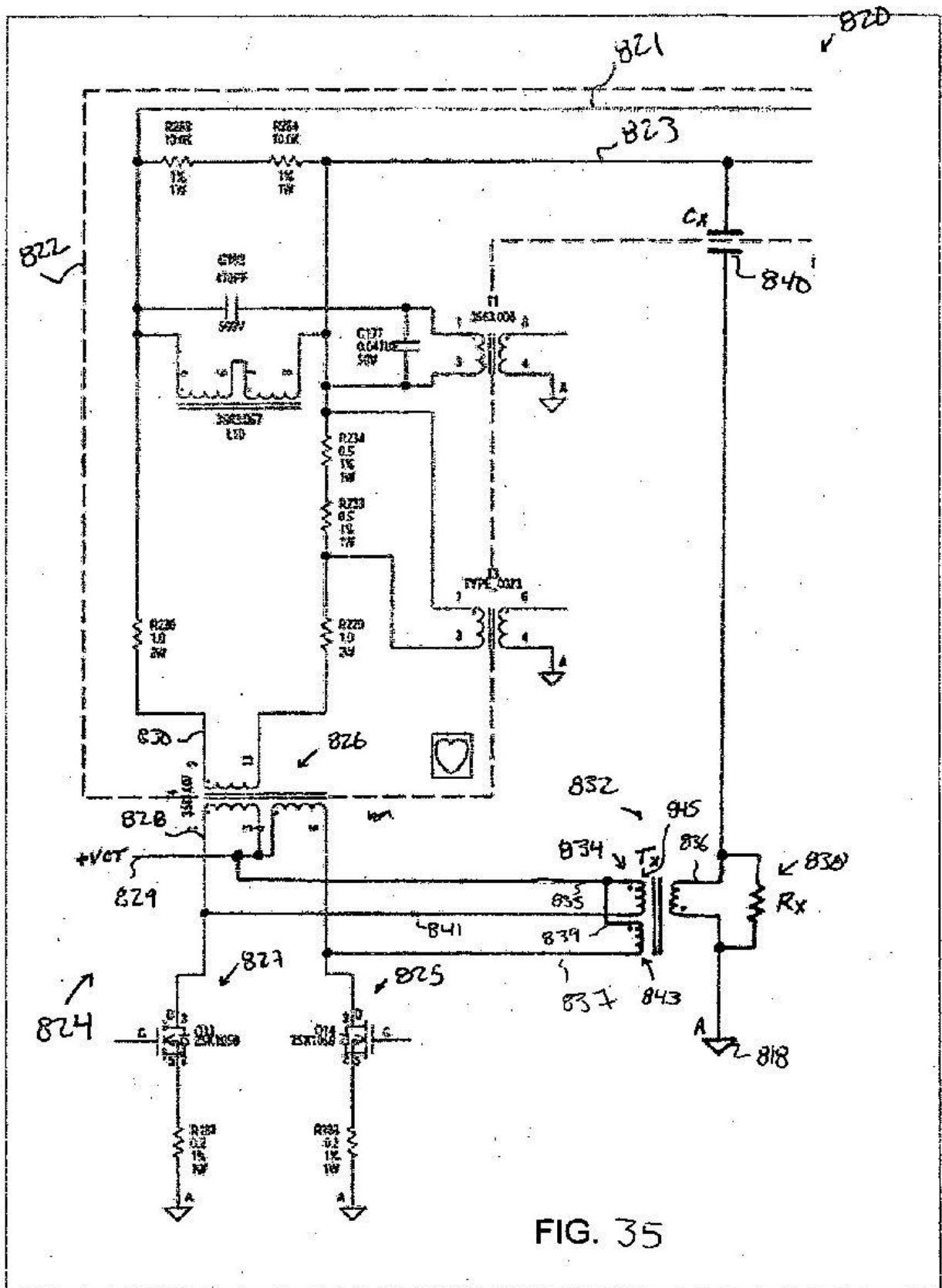


FIG. 34



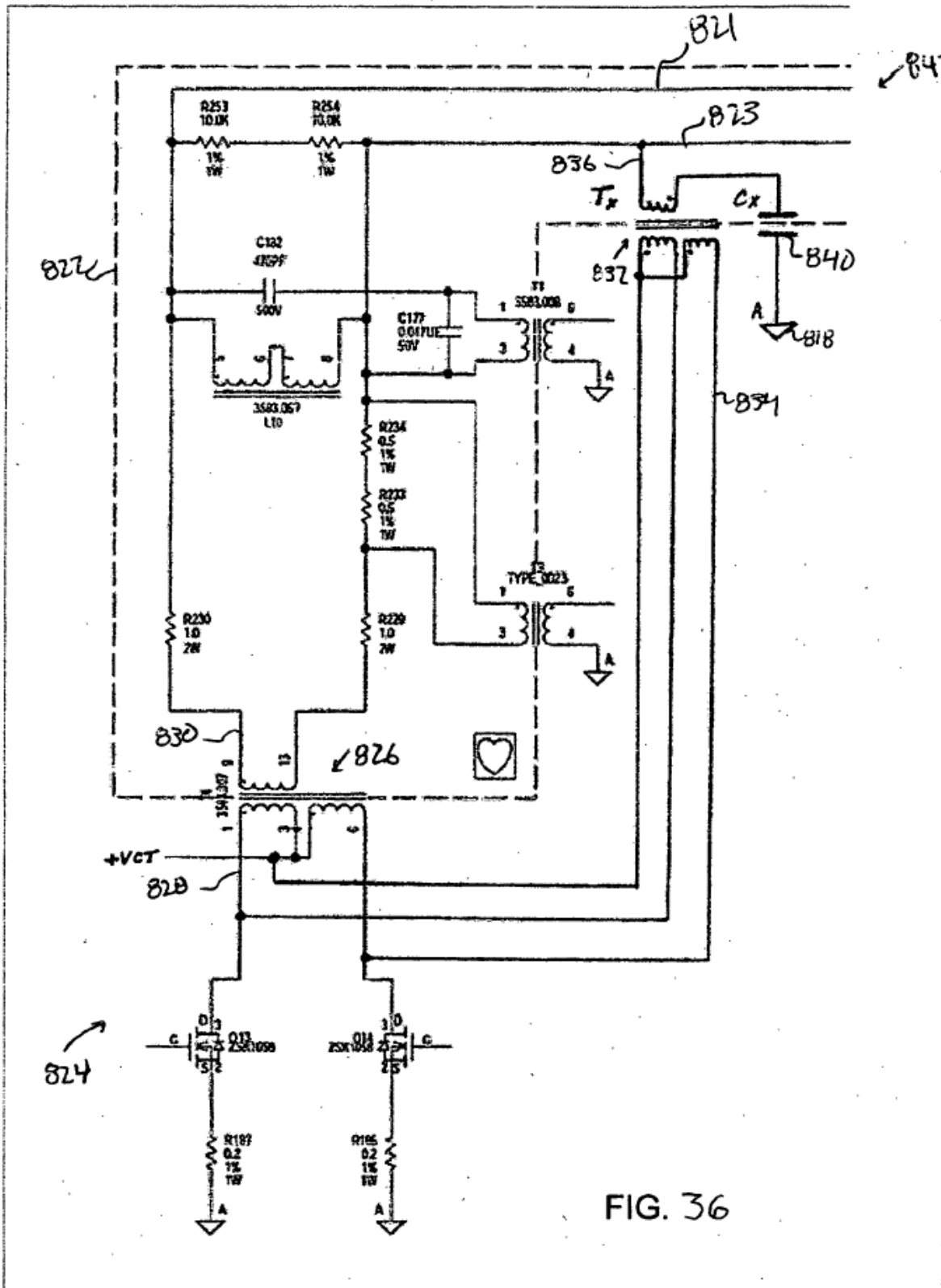


FIG. 36

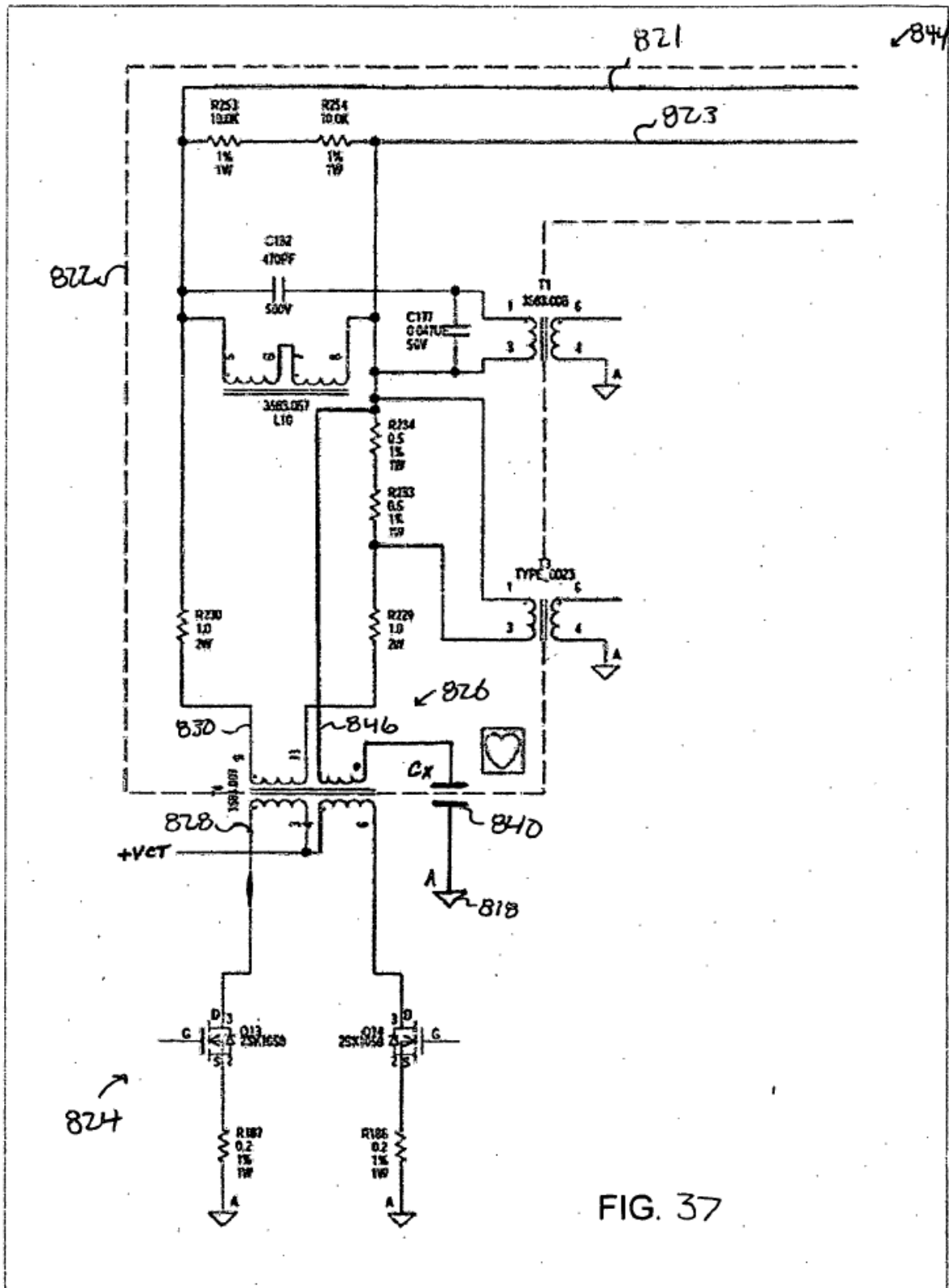


FIG. 37

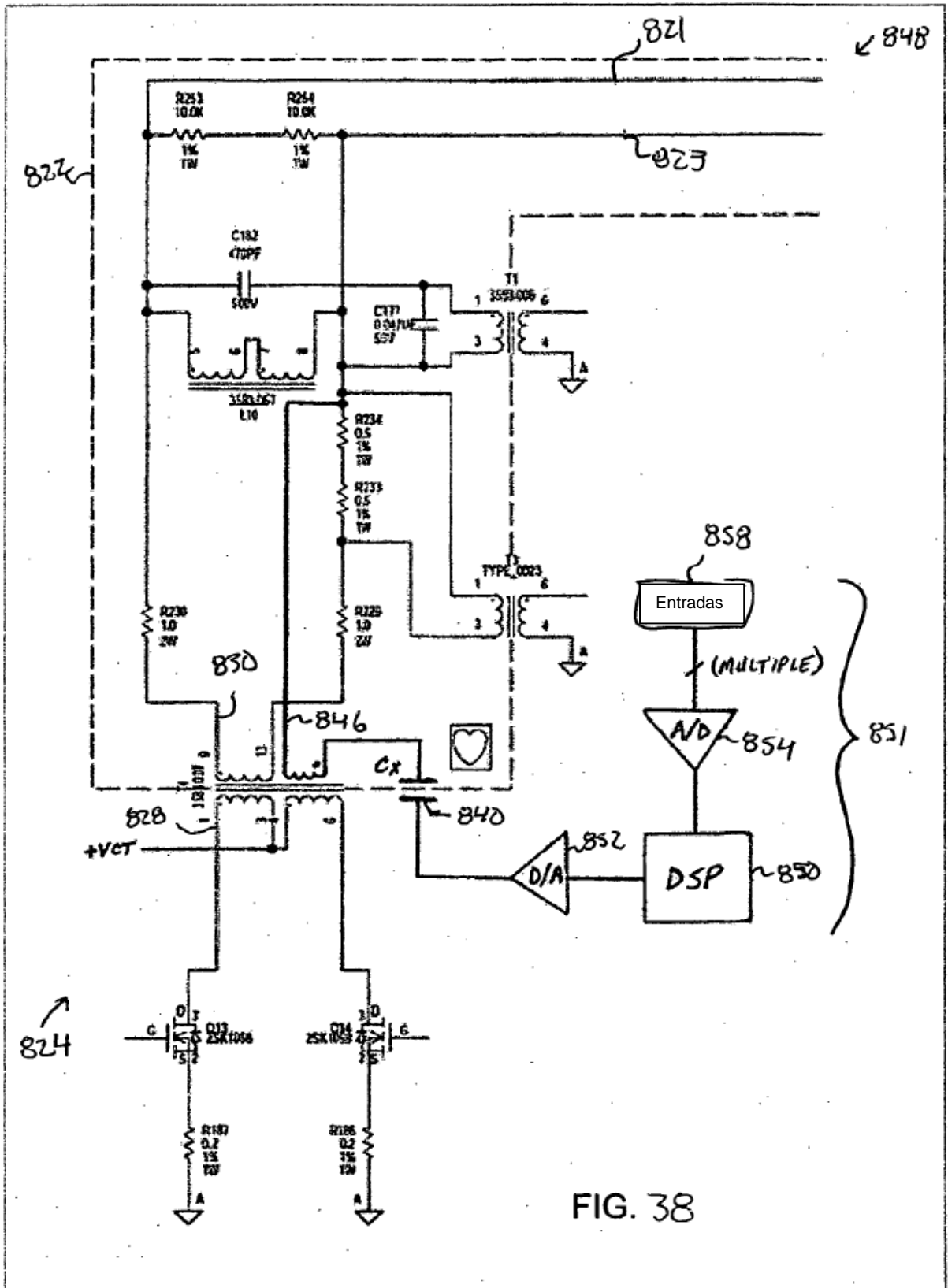


FIG. 38

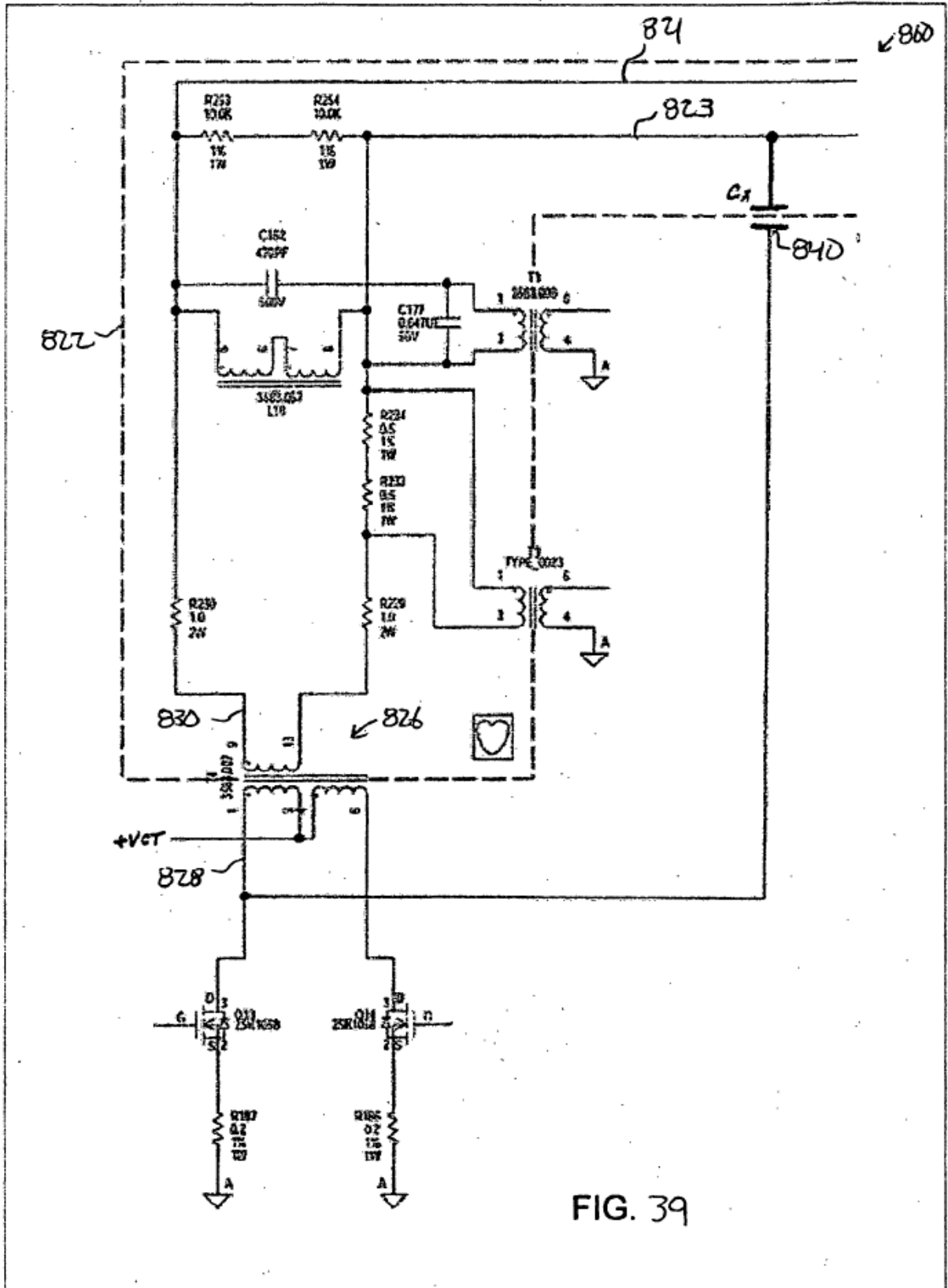


FIG. 39

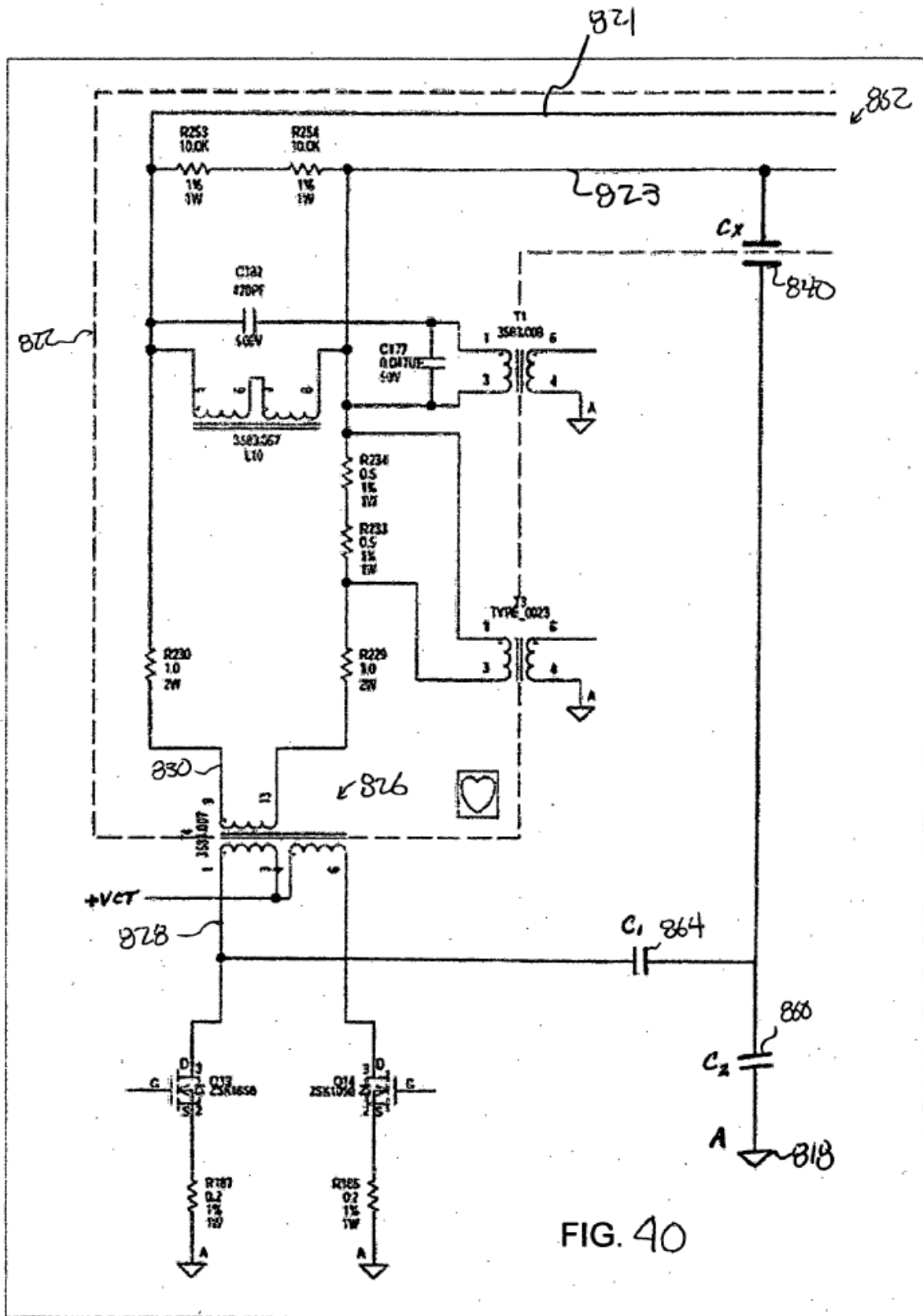
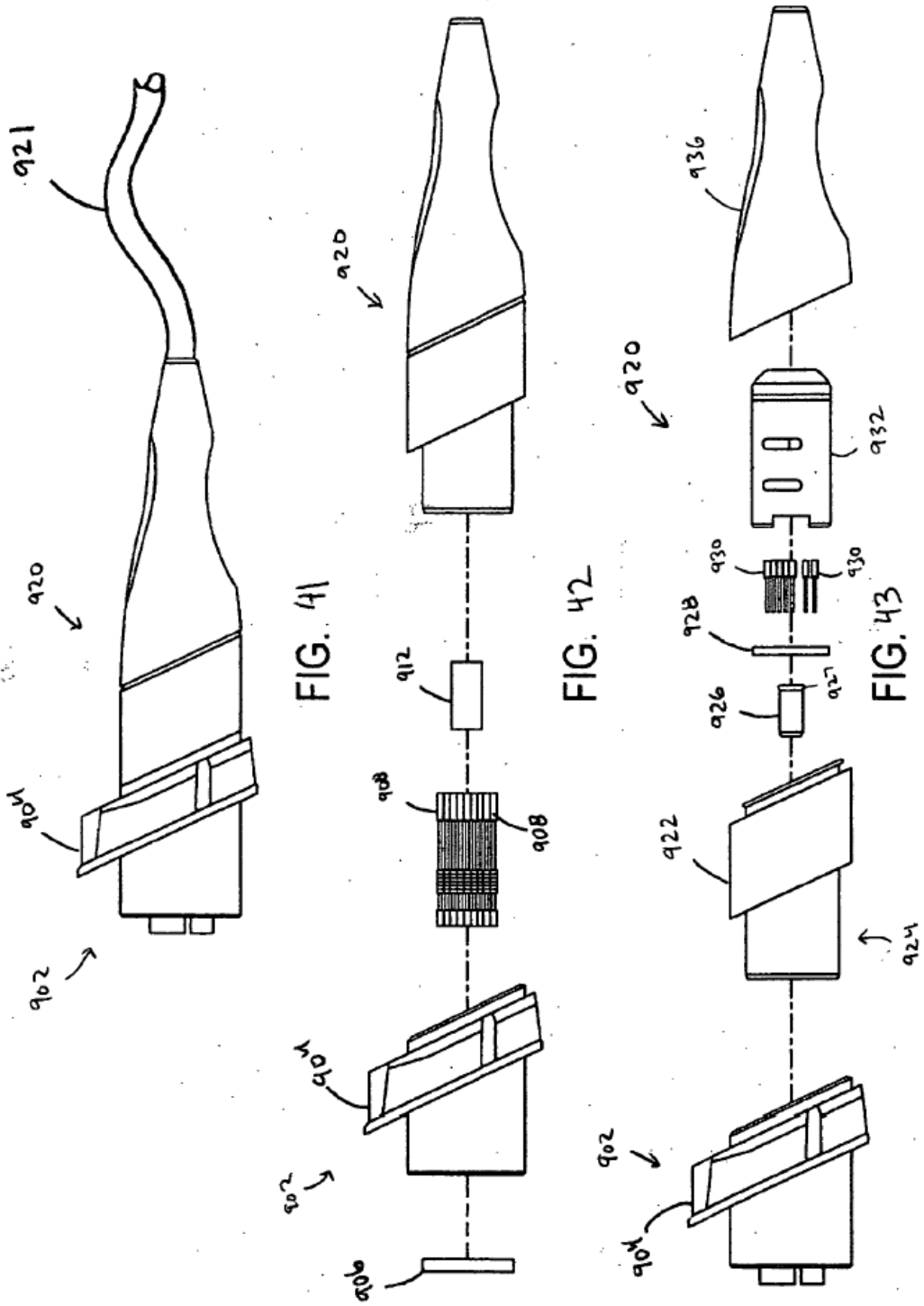


FIG. 40



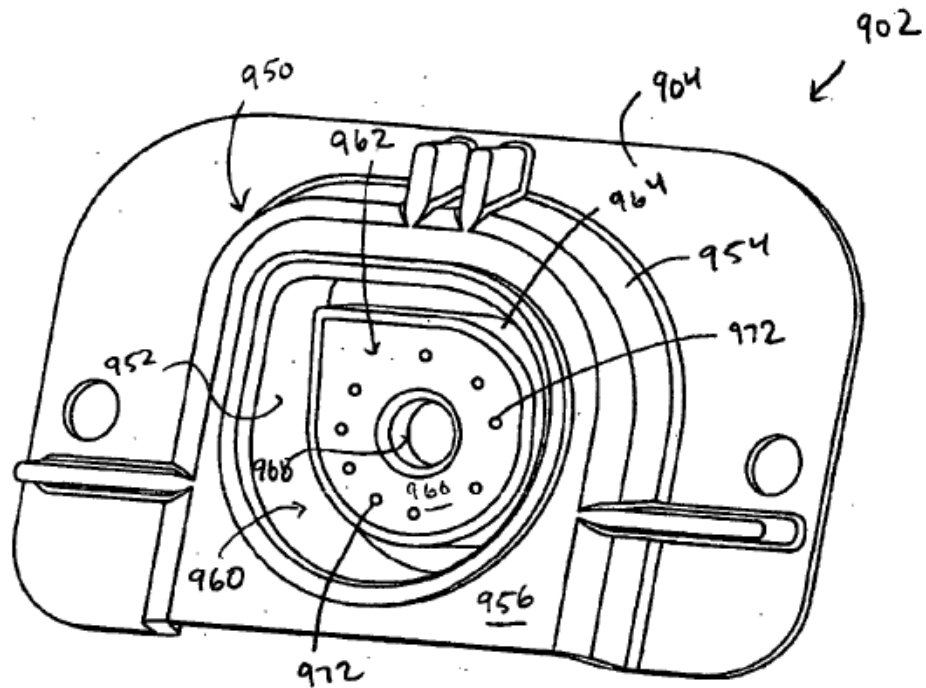


FIG. 44

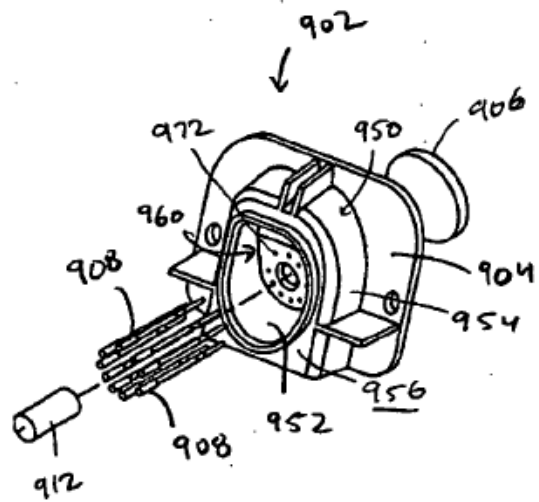
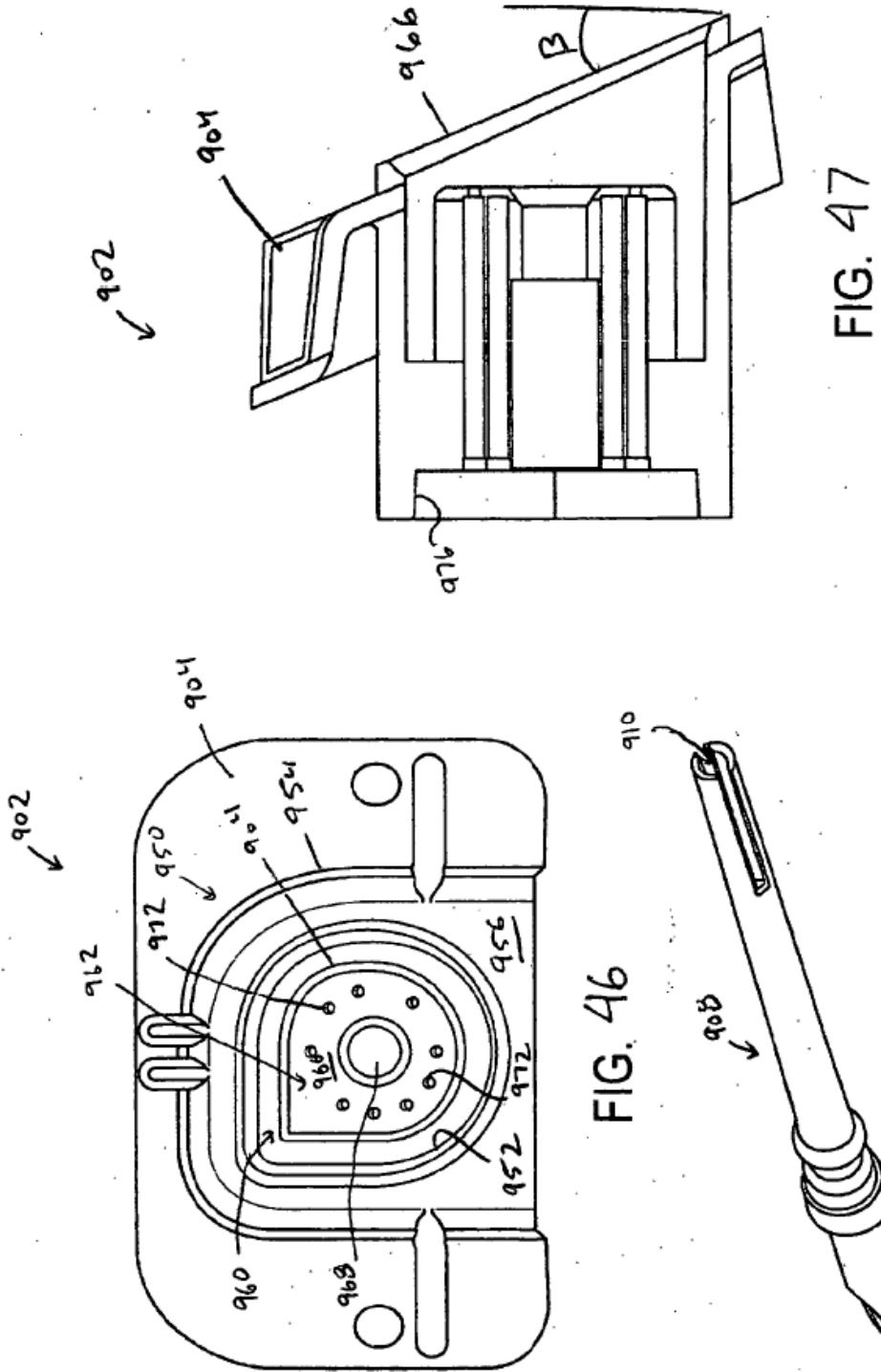


FIG. 45



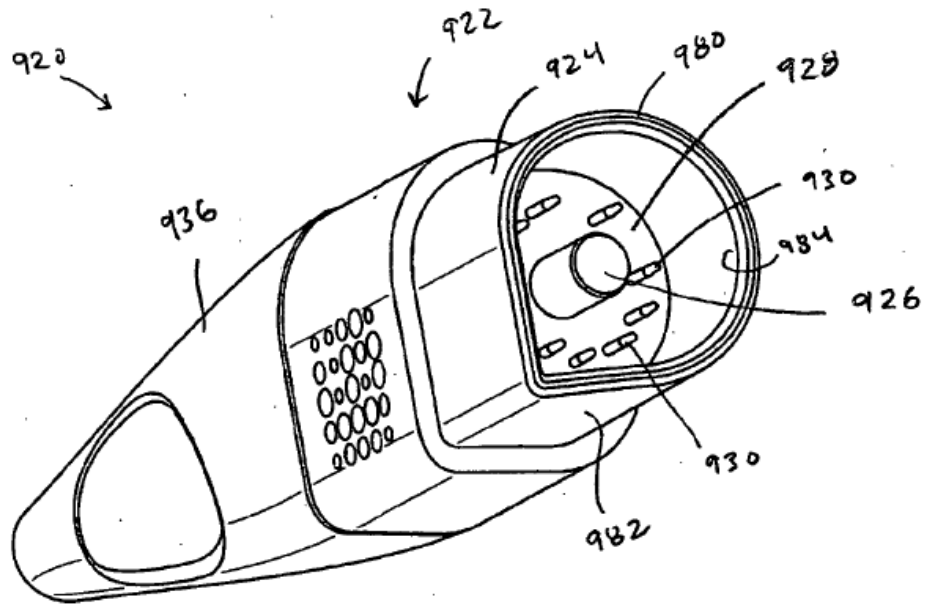


FIG. 49

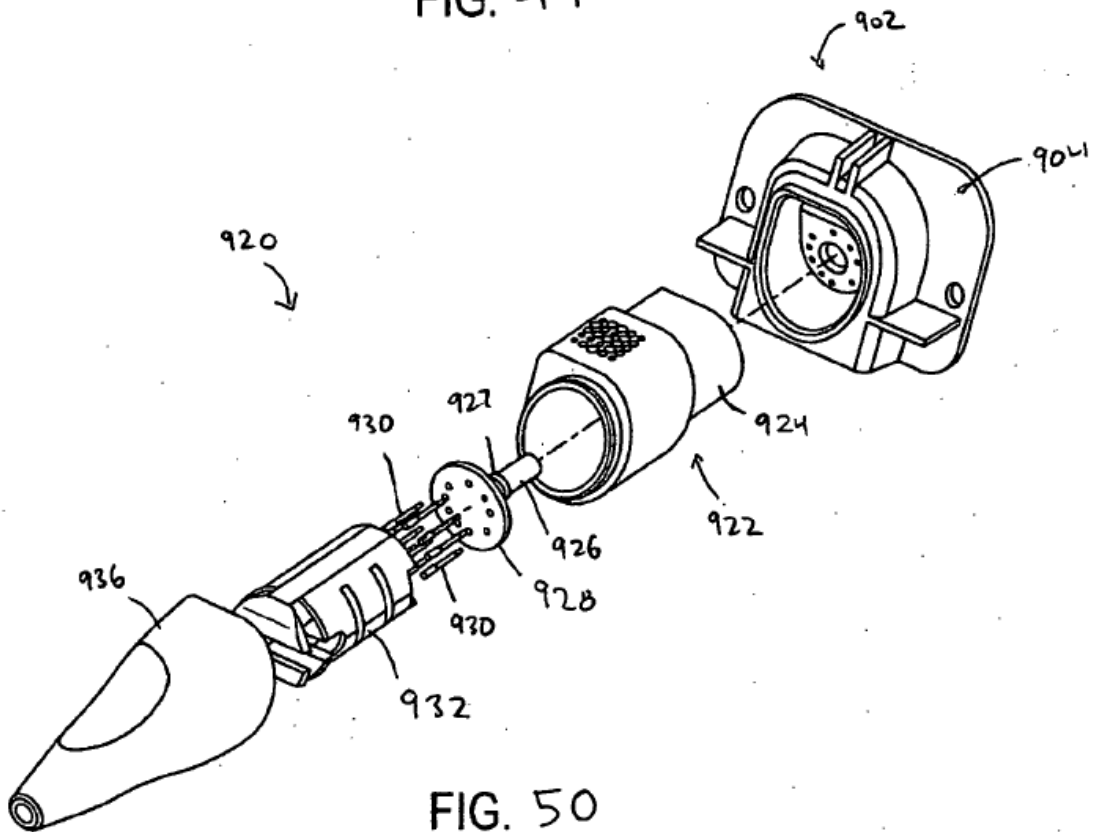


FIG. 50

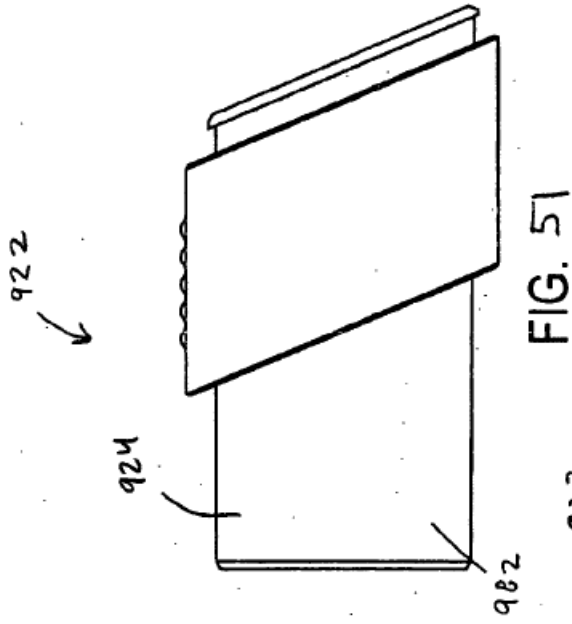


FIG. 51

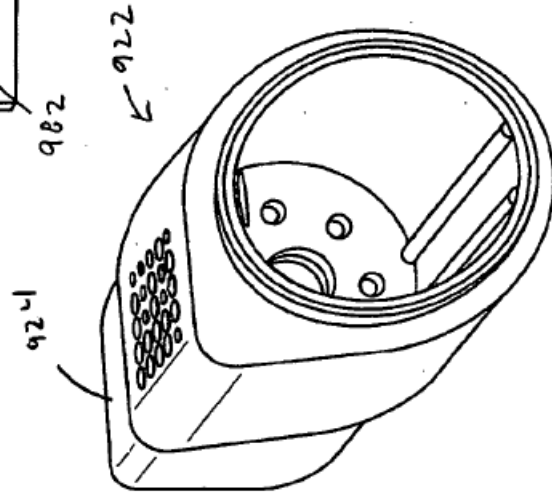


FIG. 53

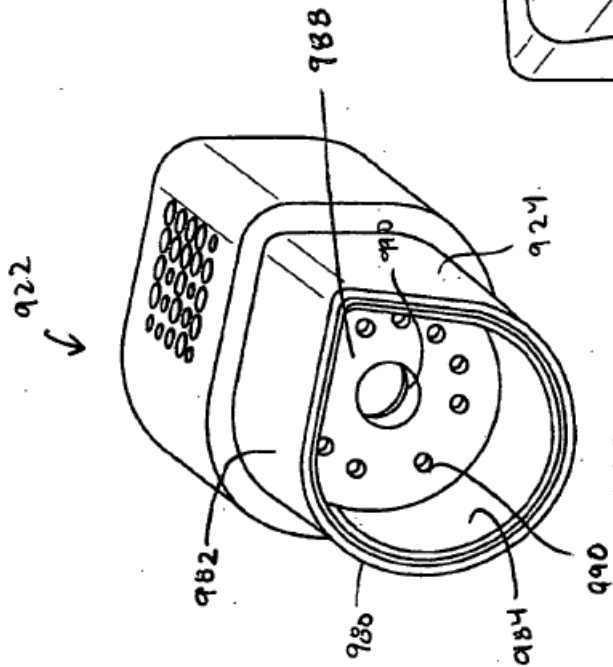


FIG. 52

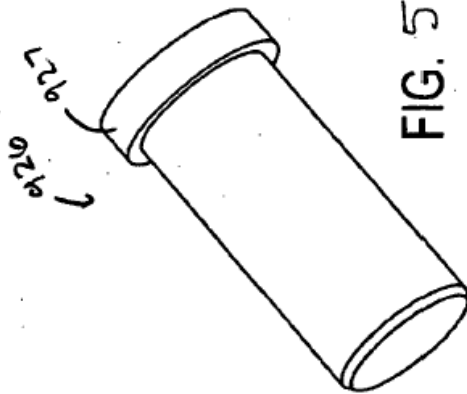


FIG. 54

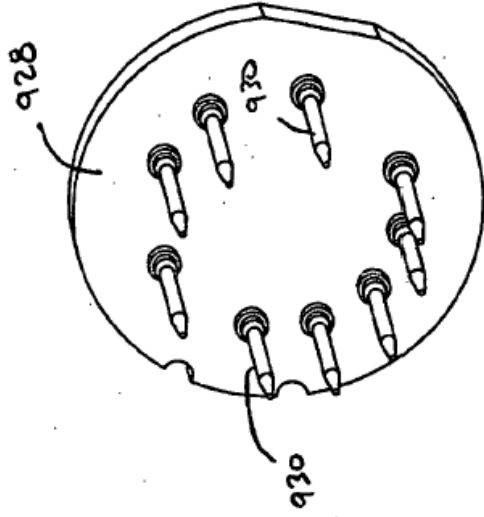


FIG. 55

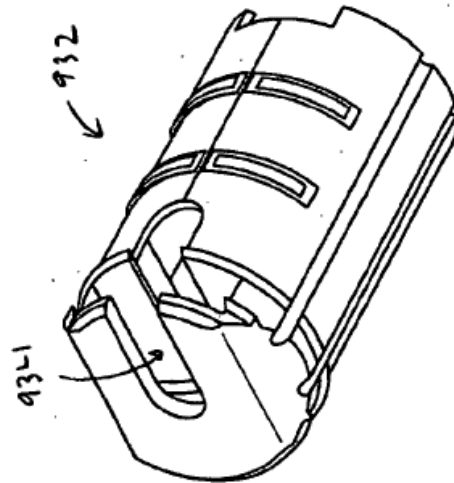


FIG. 56

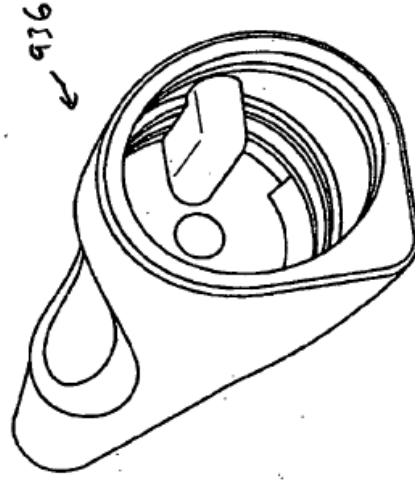


FIG. 57

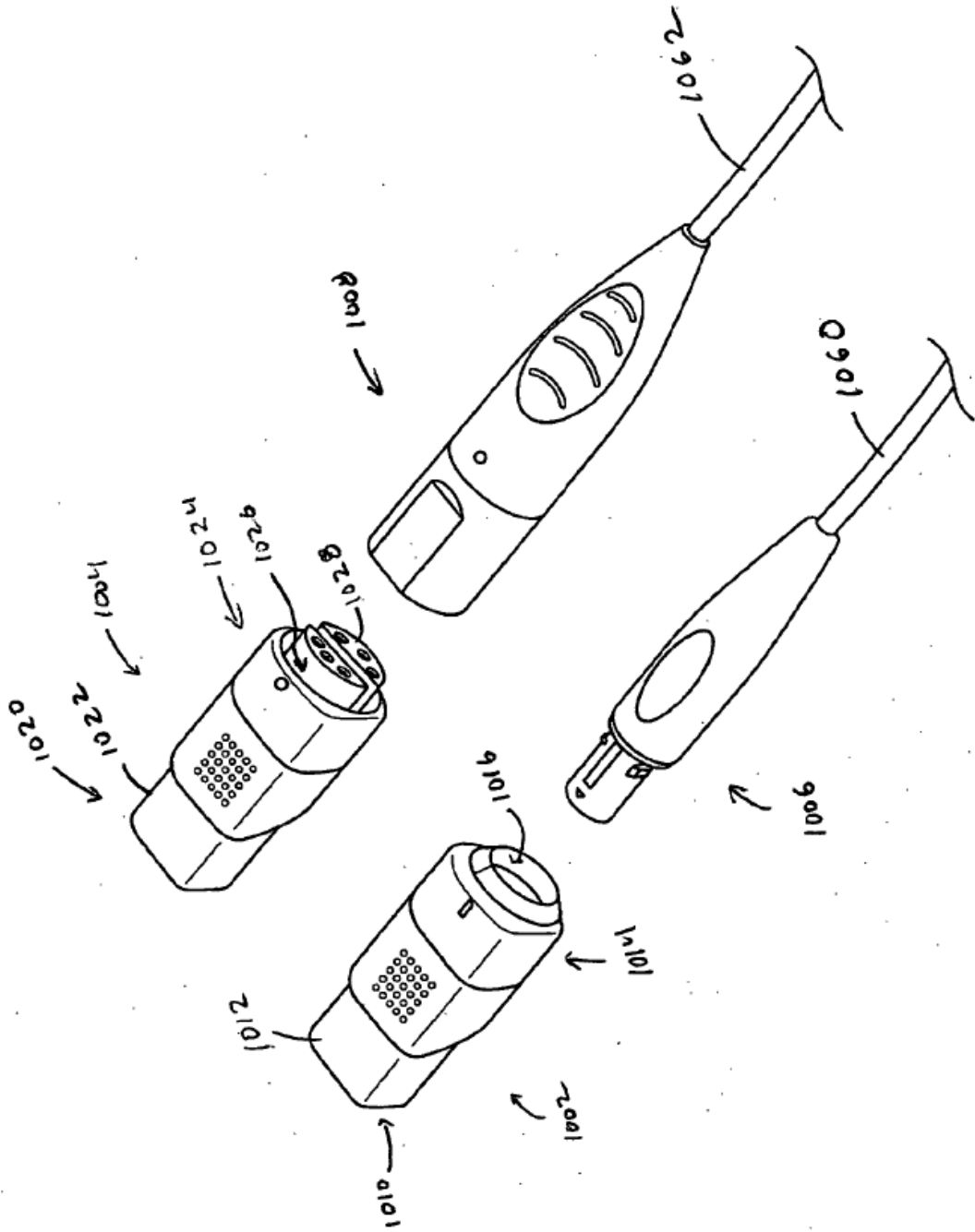


FIG. 58

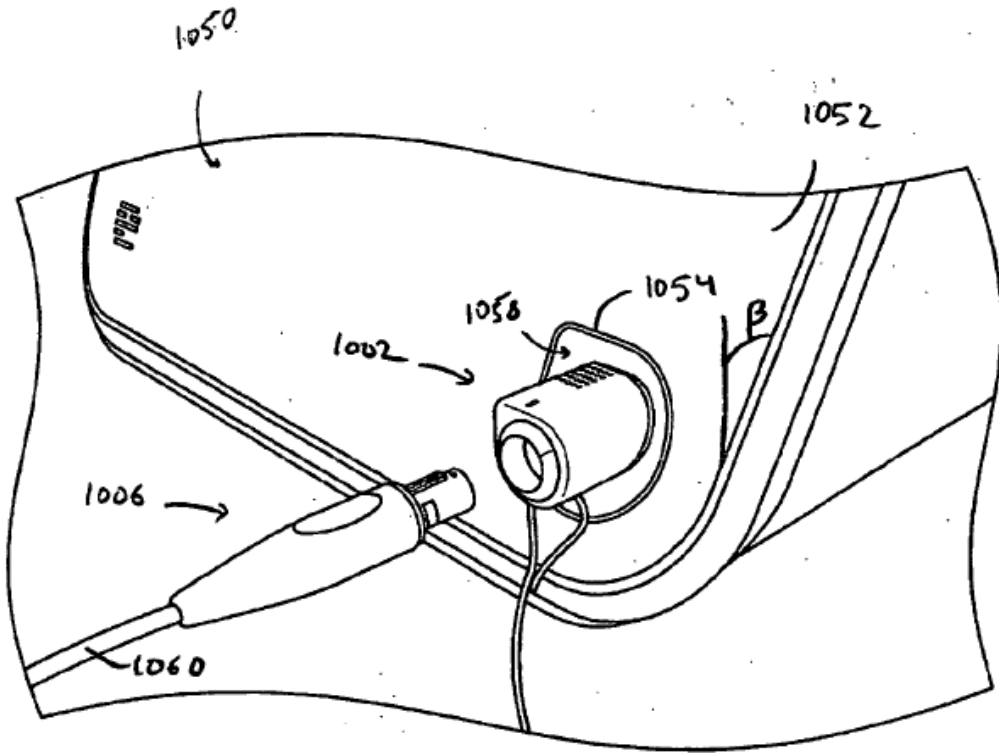


FIG. 59

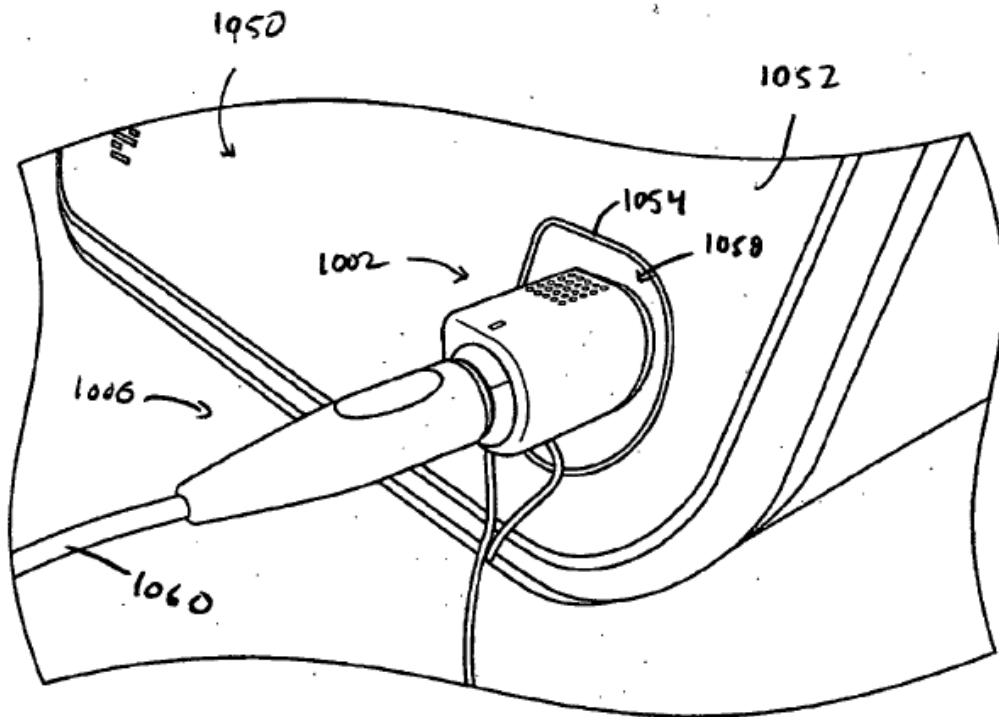


FIG. 60

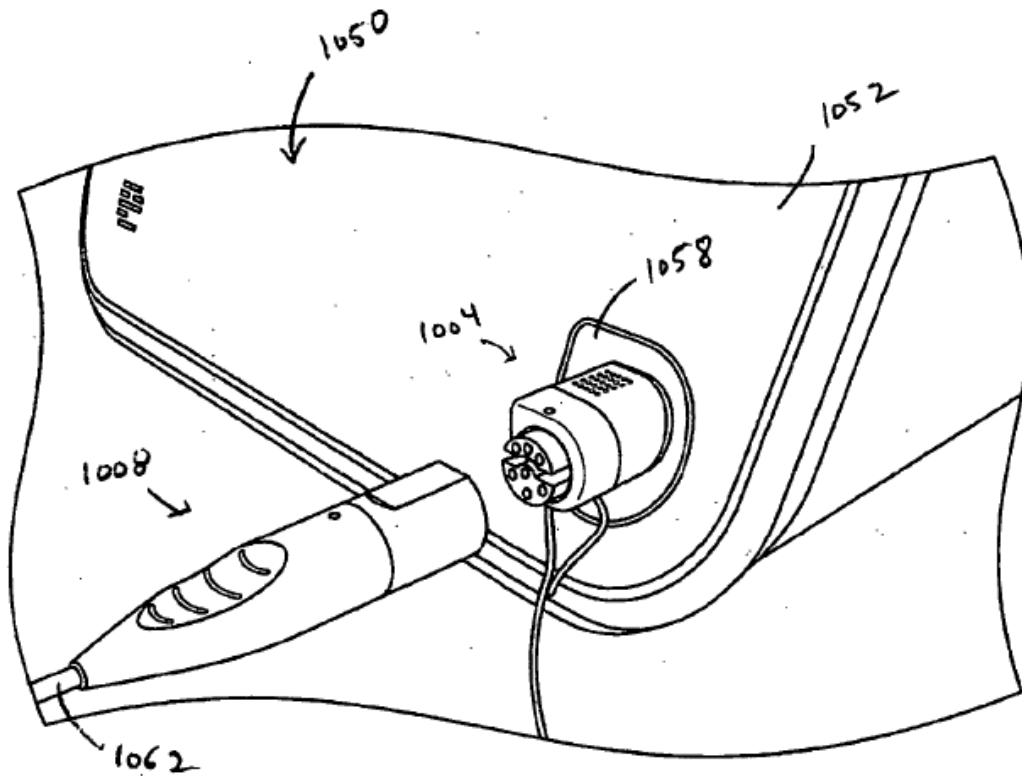


FIG. 61

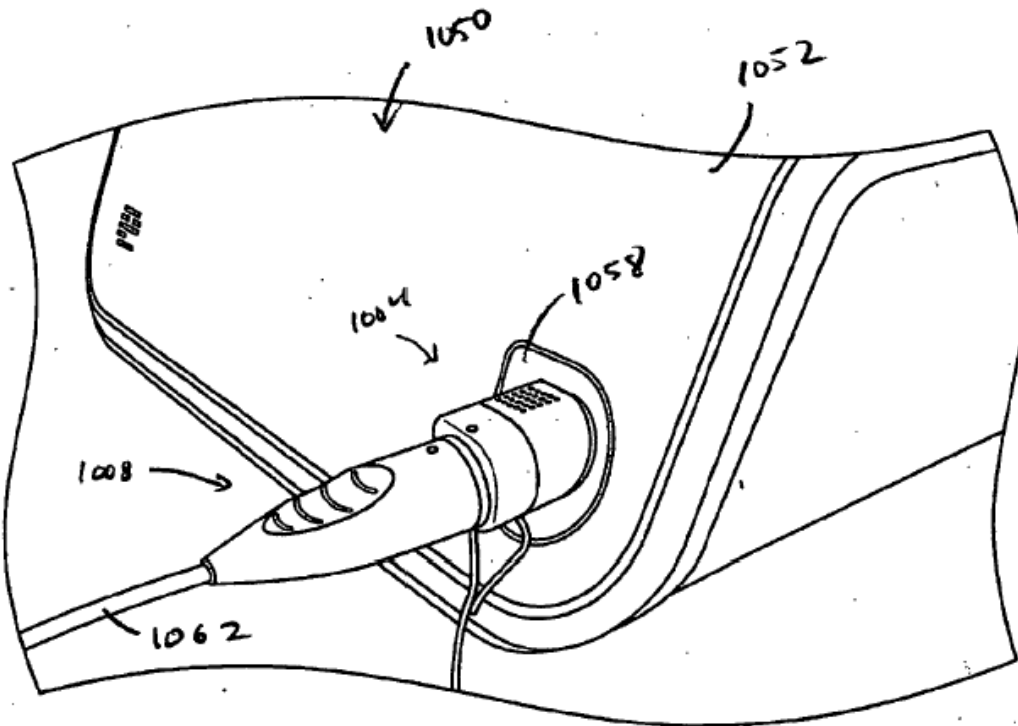


FIG. 62

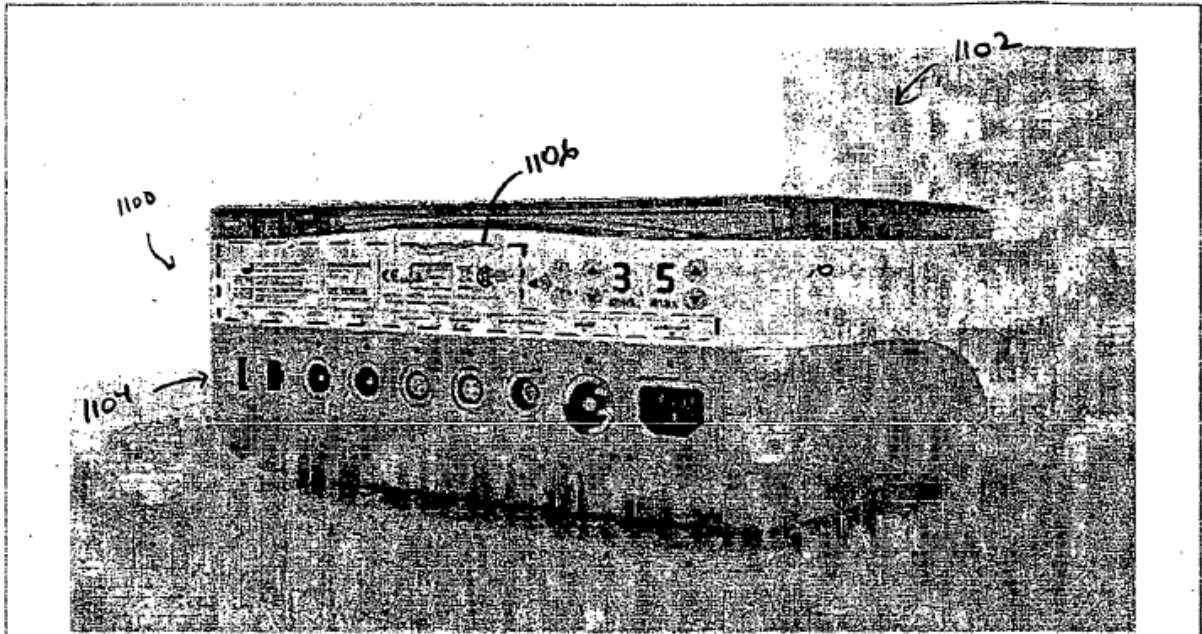


FIG. 63

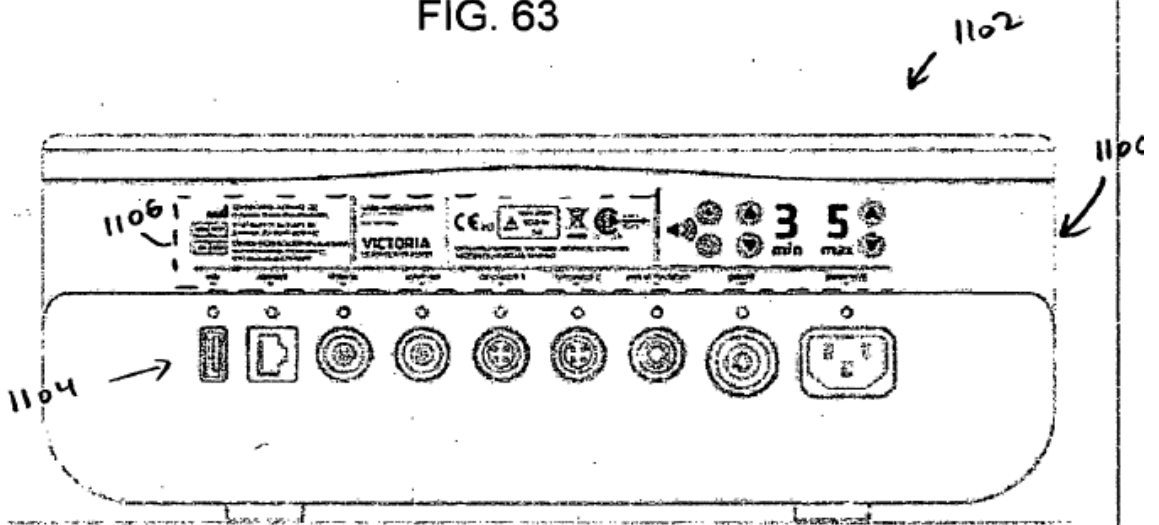


FIG. 64

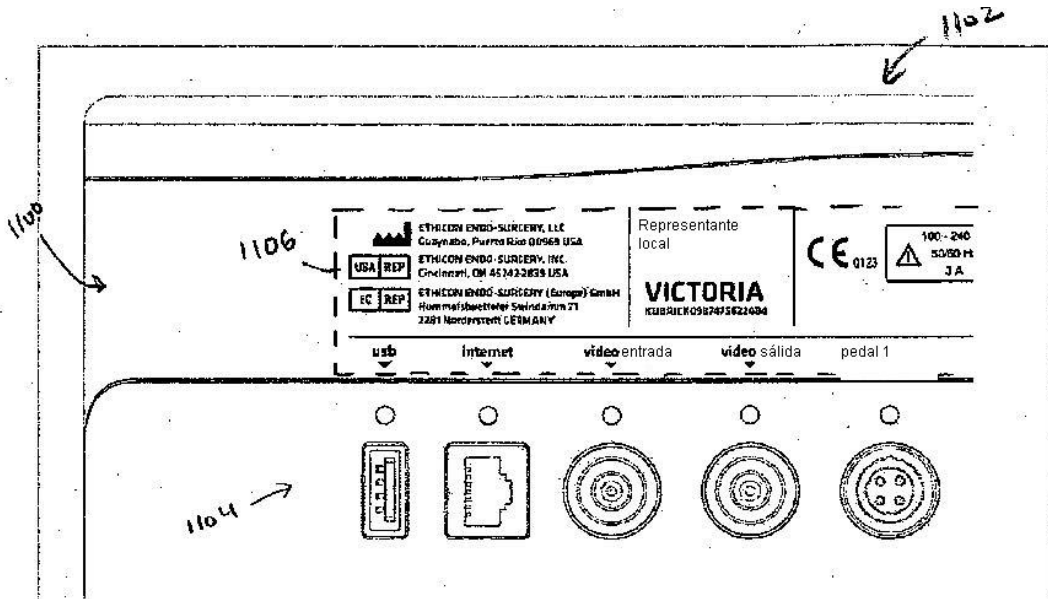


FIG. 65

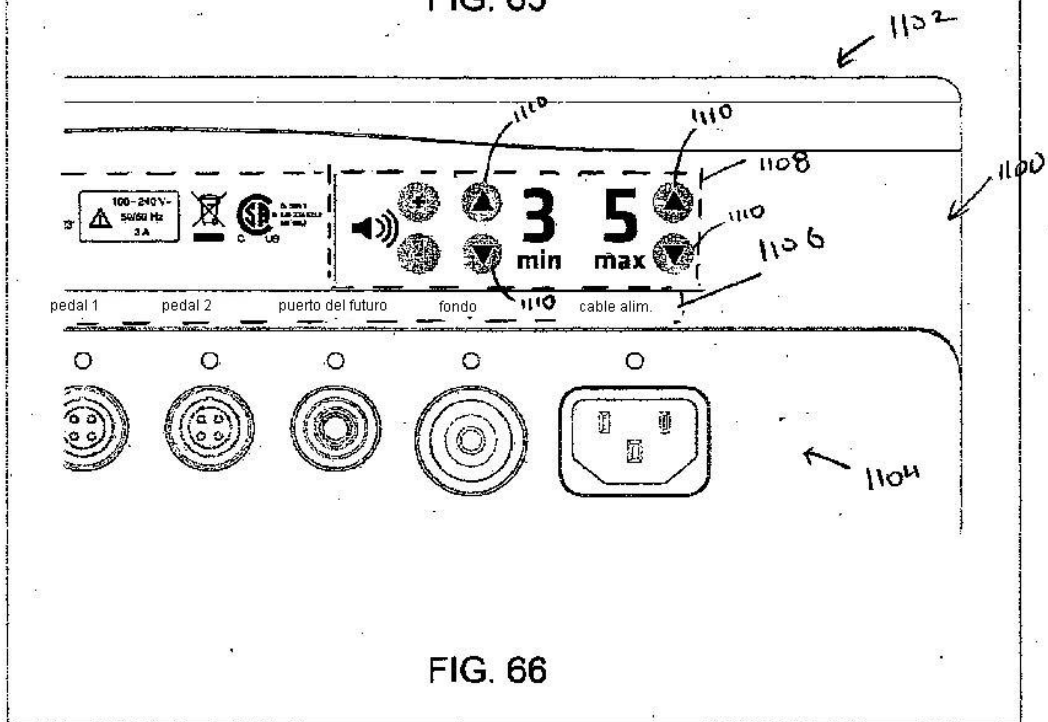


FIG. 66

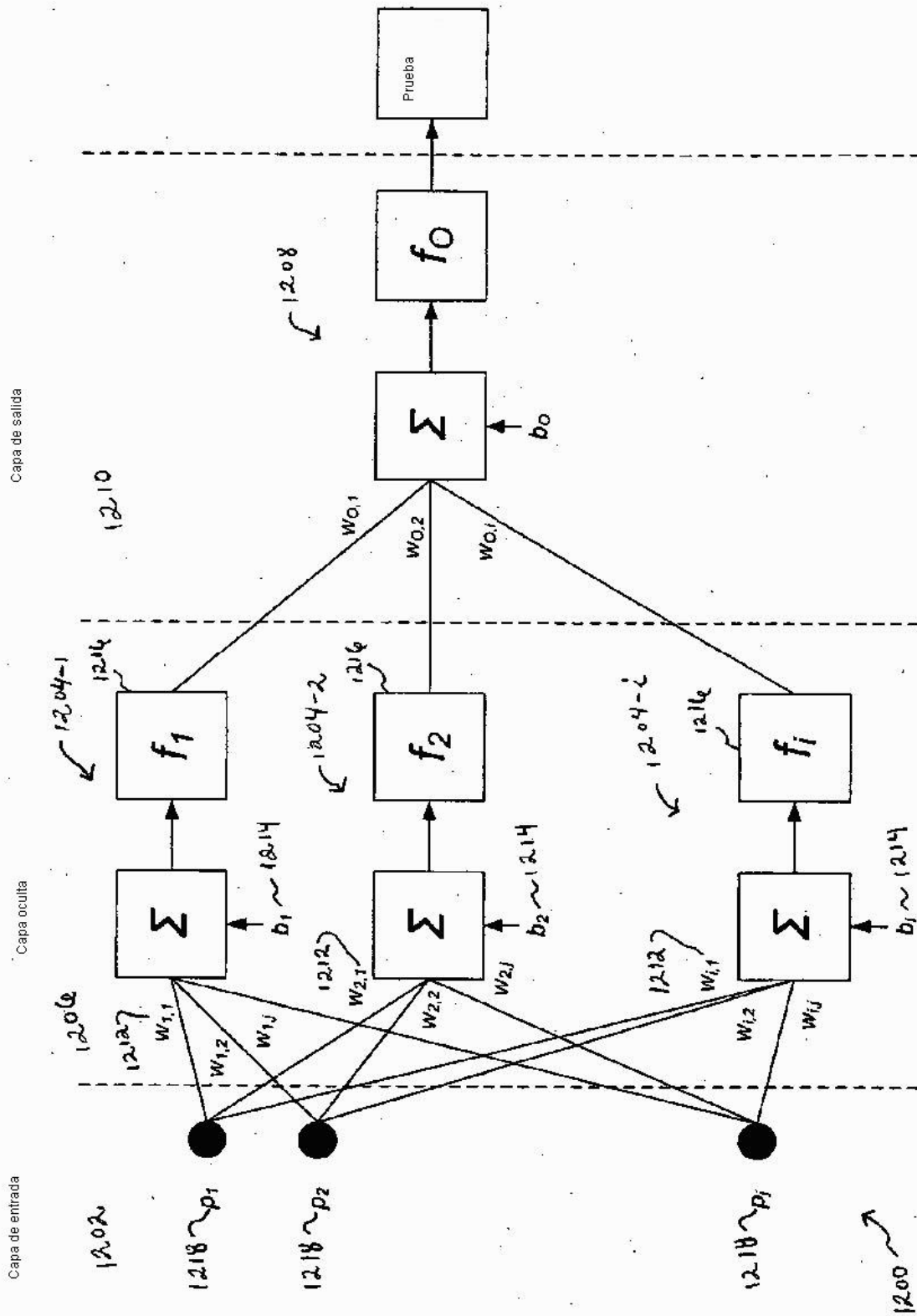
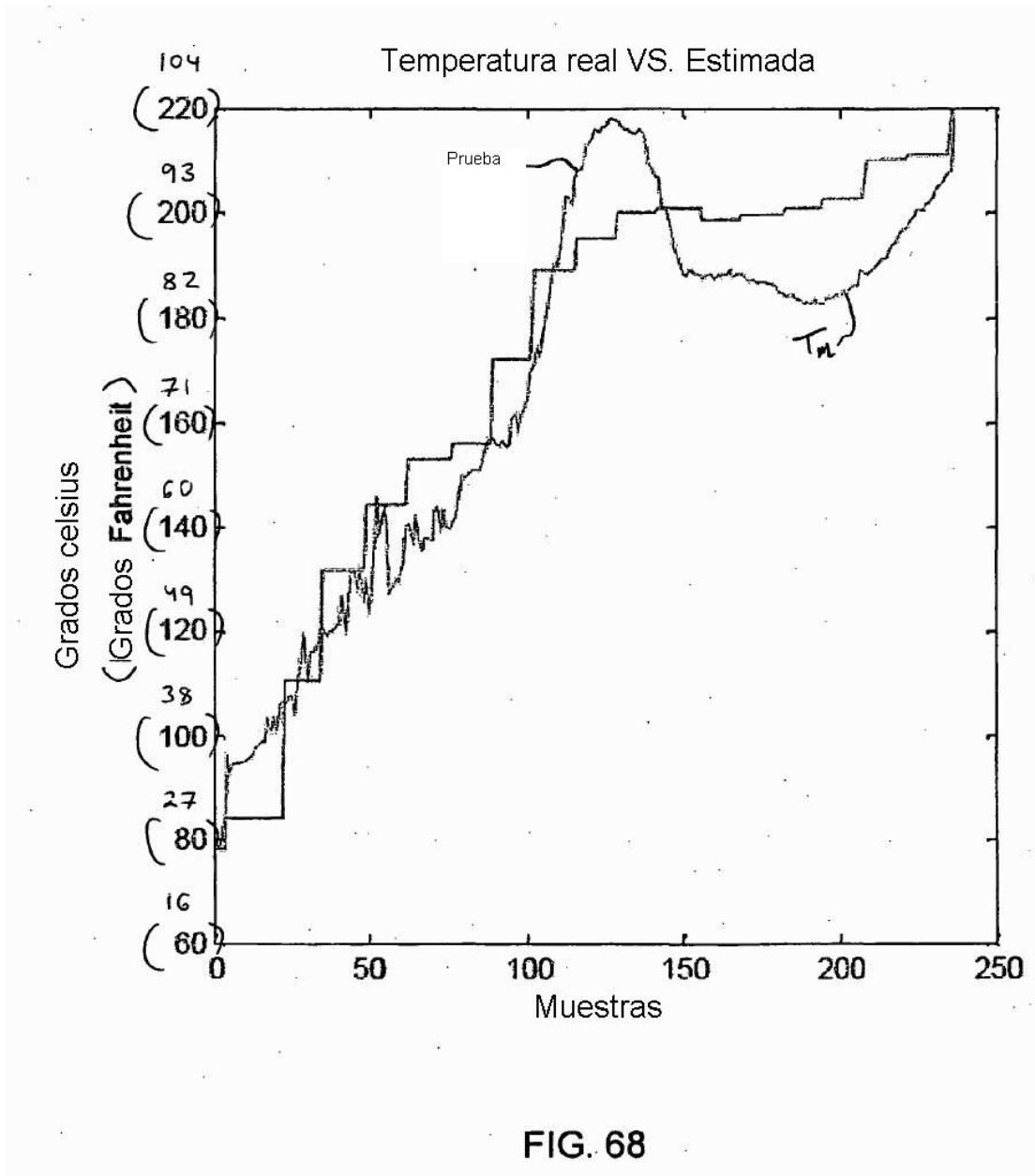


FIG. 67



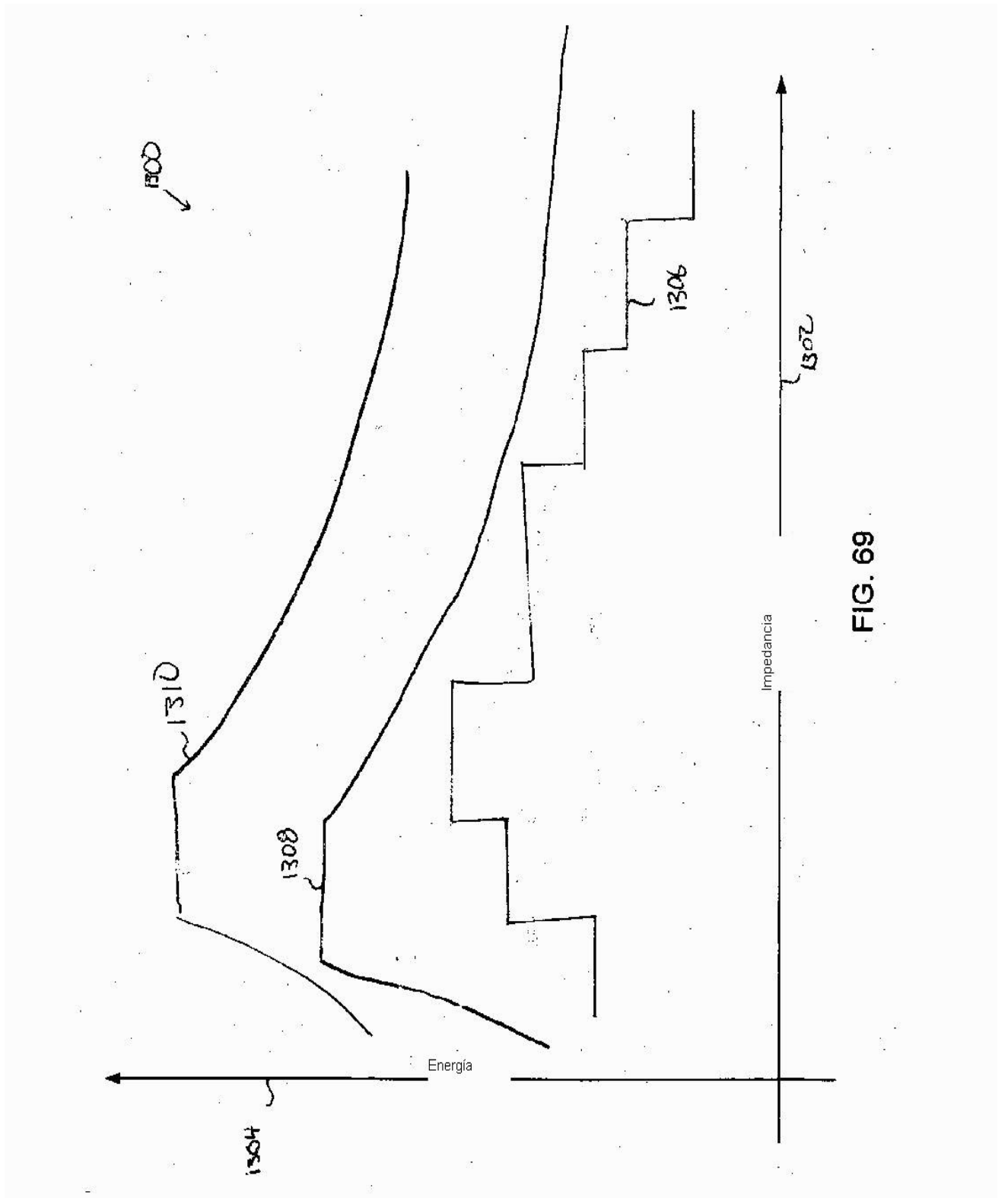


FIG. 69

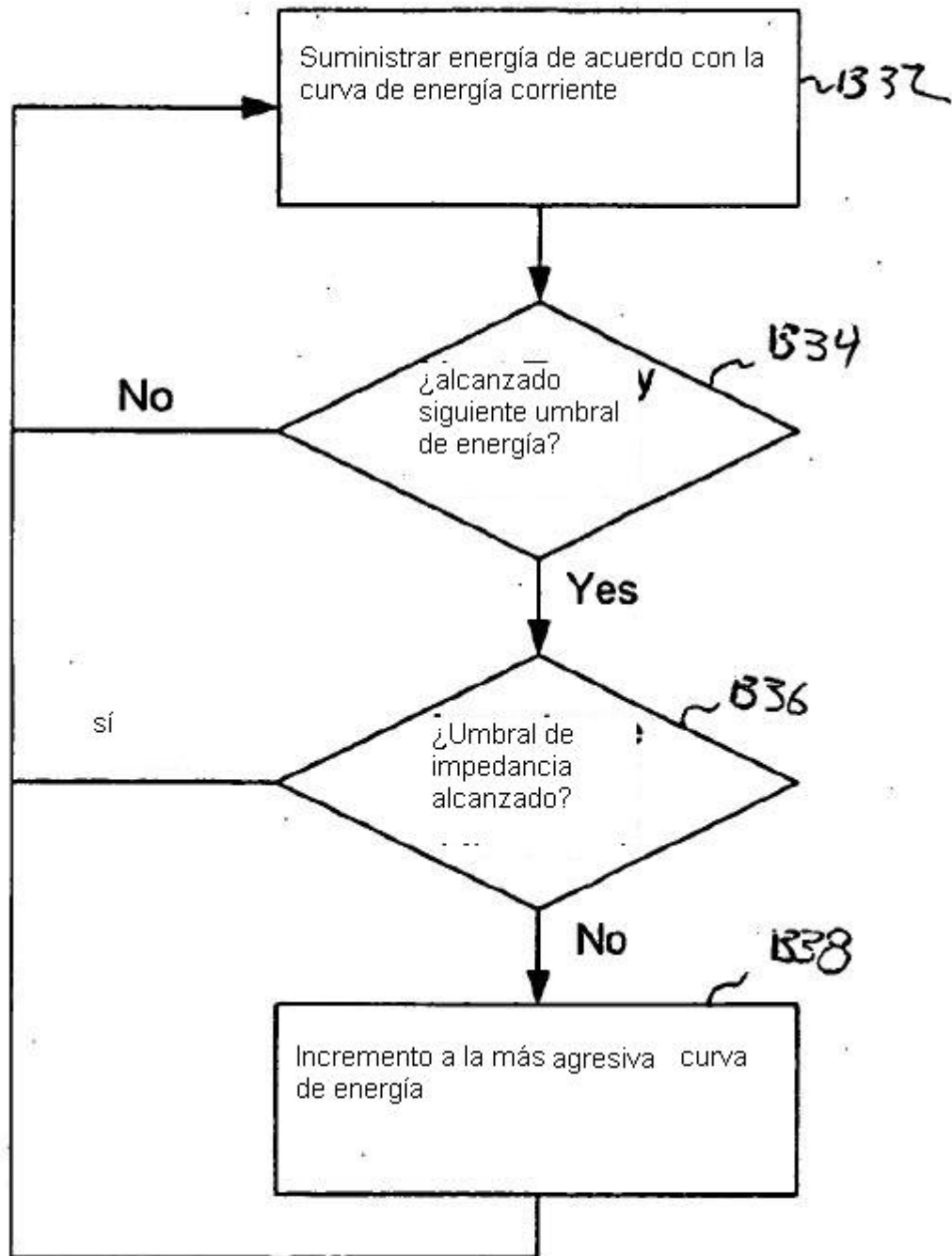


FIG. 70

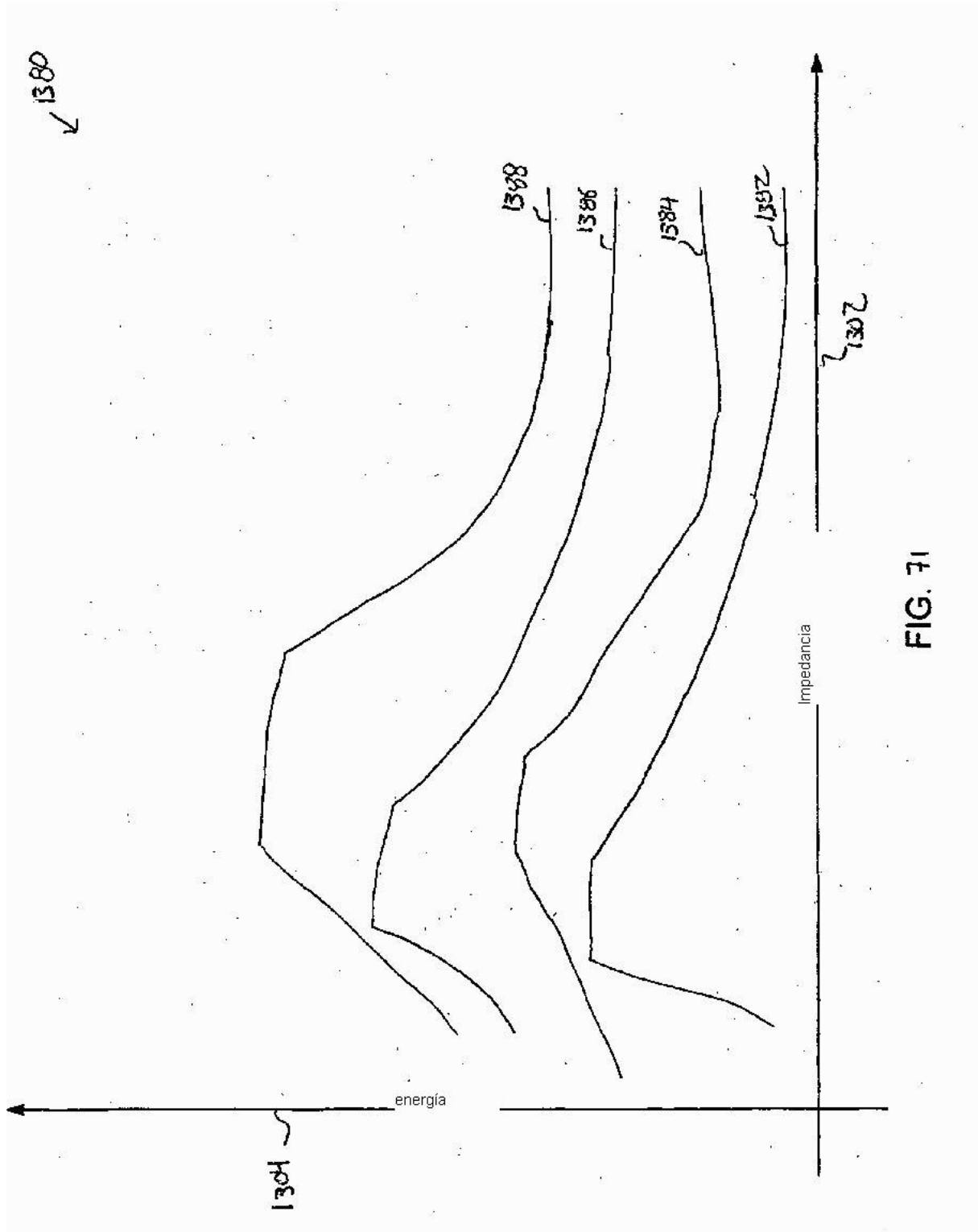


FIG. 71

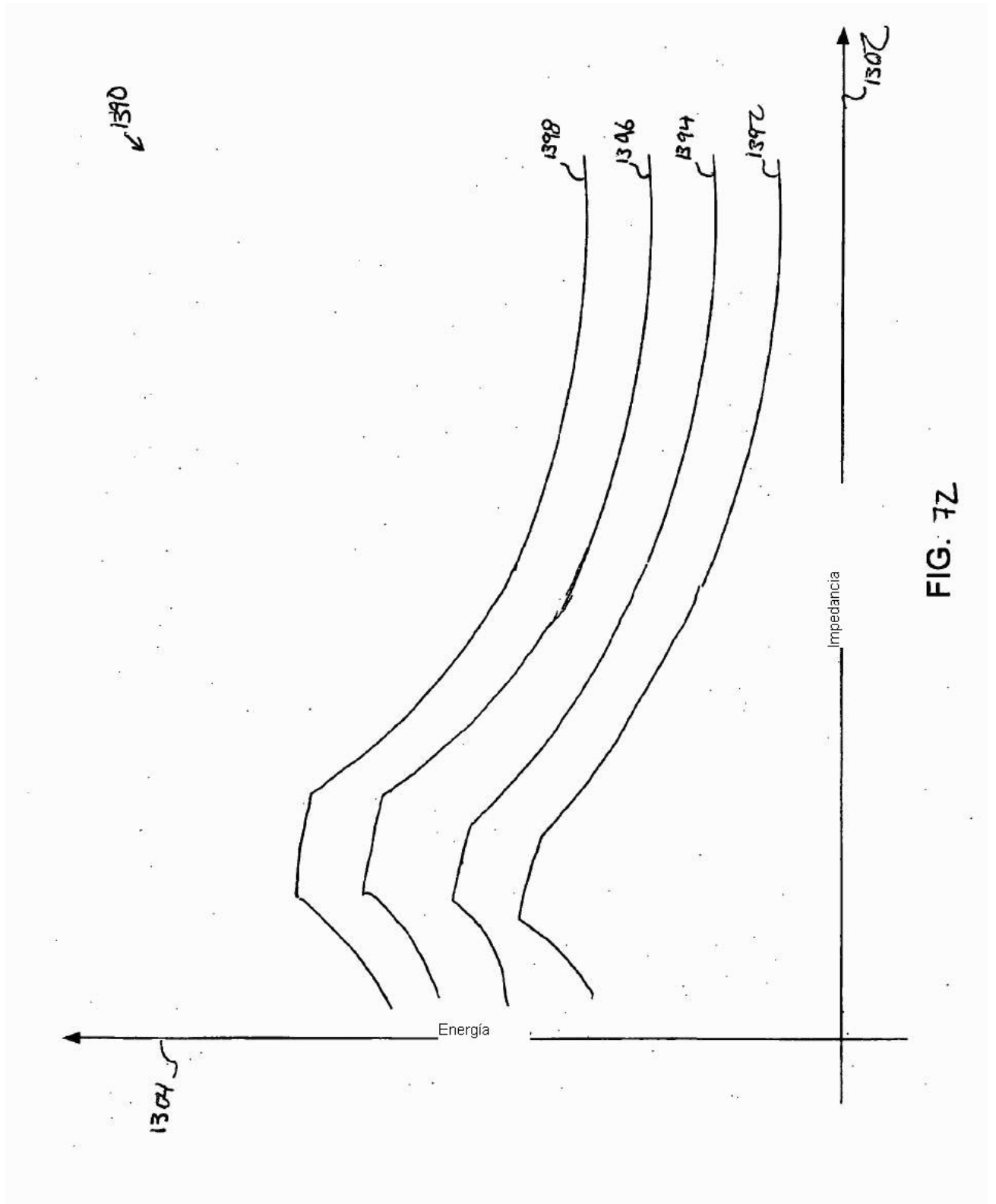
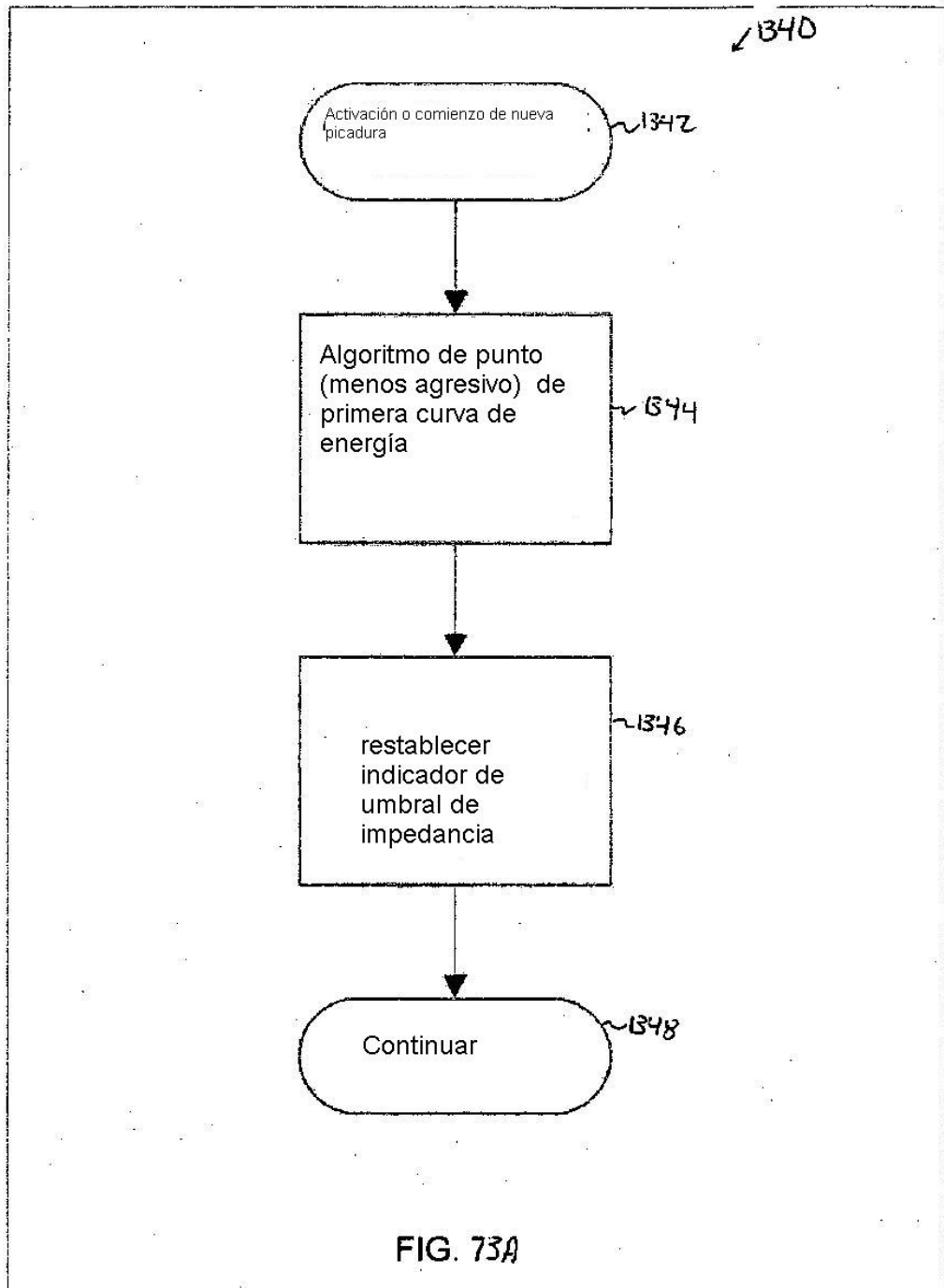
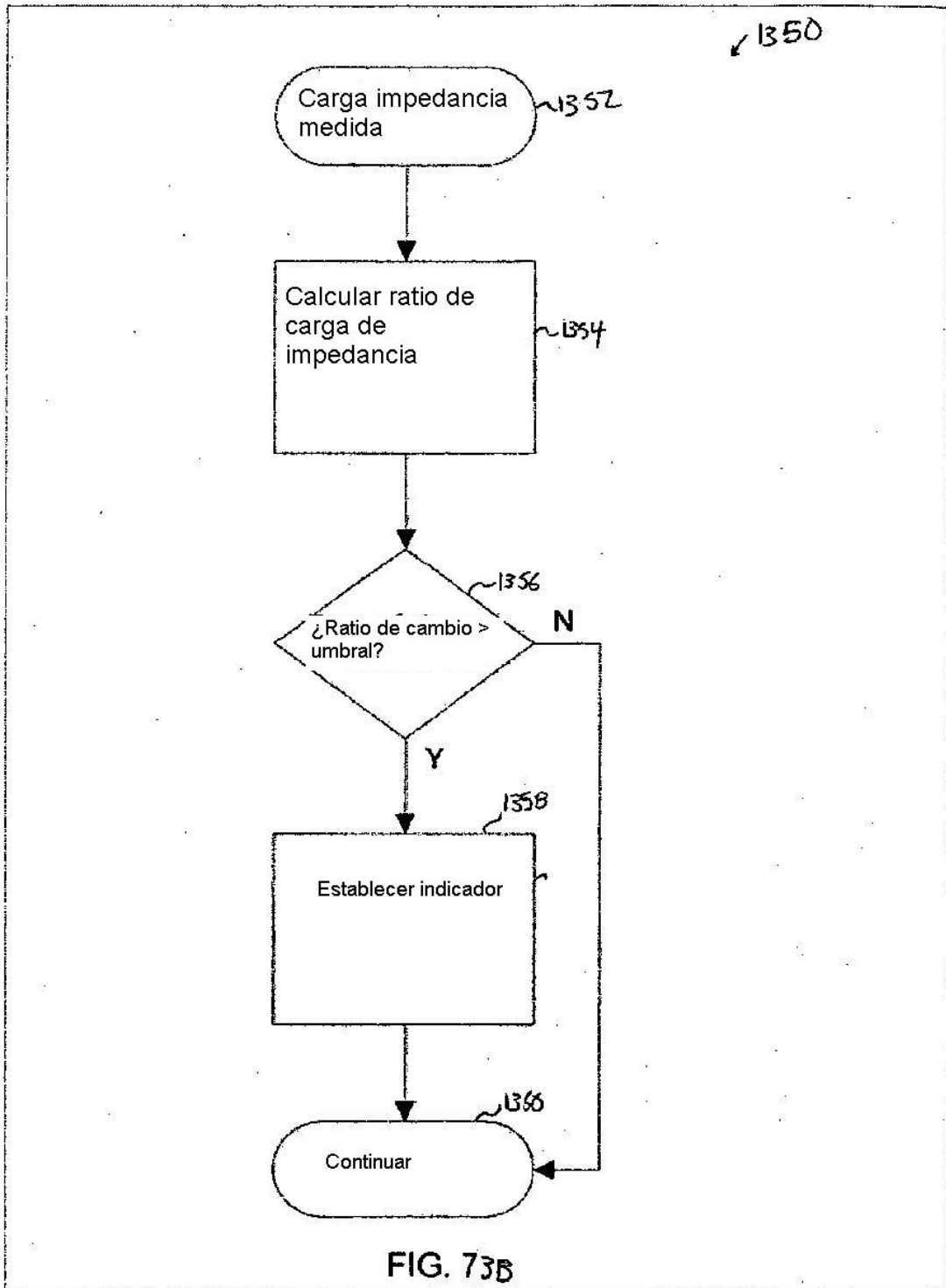
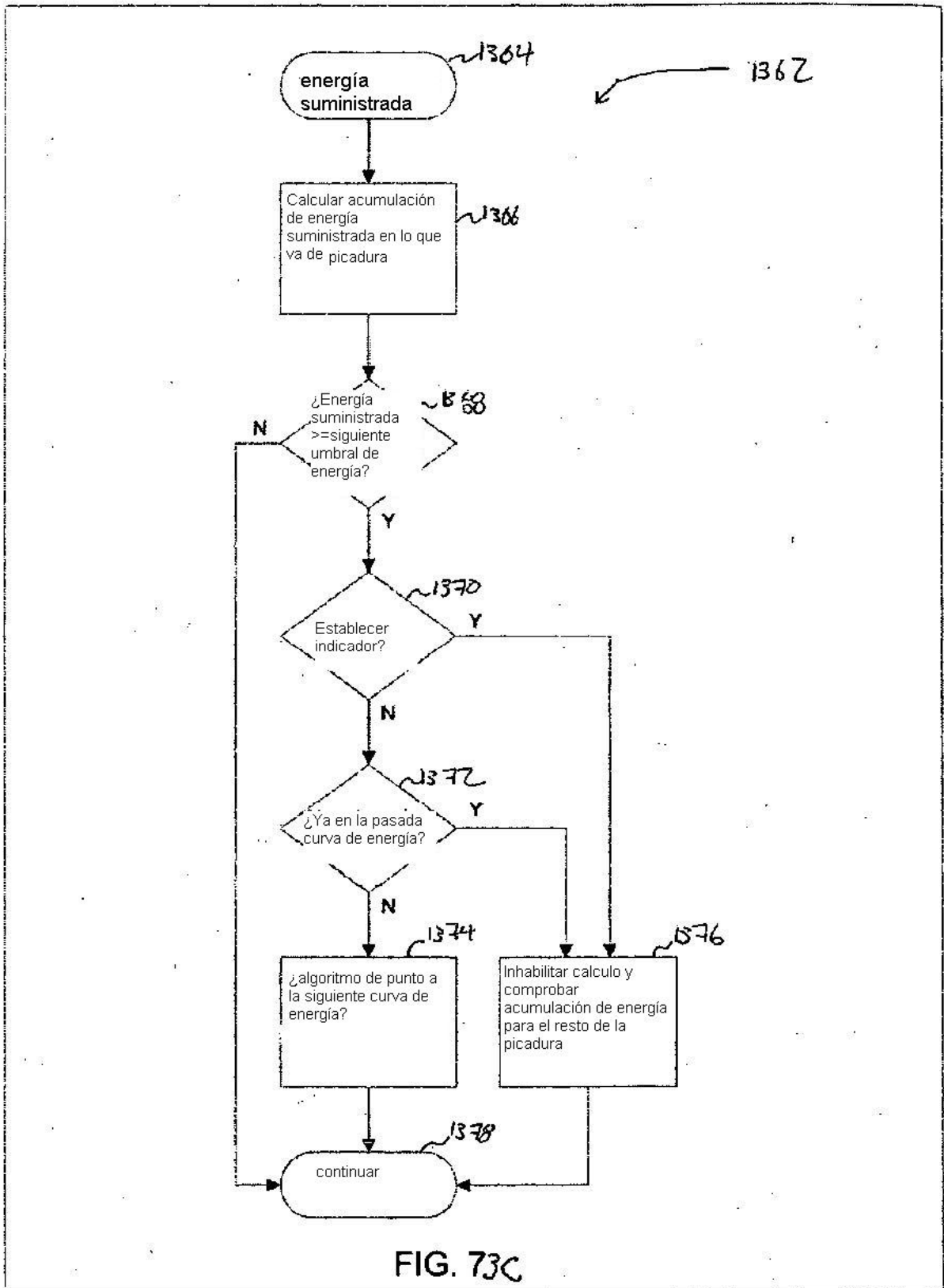


FIG. 7Z







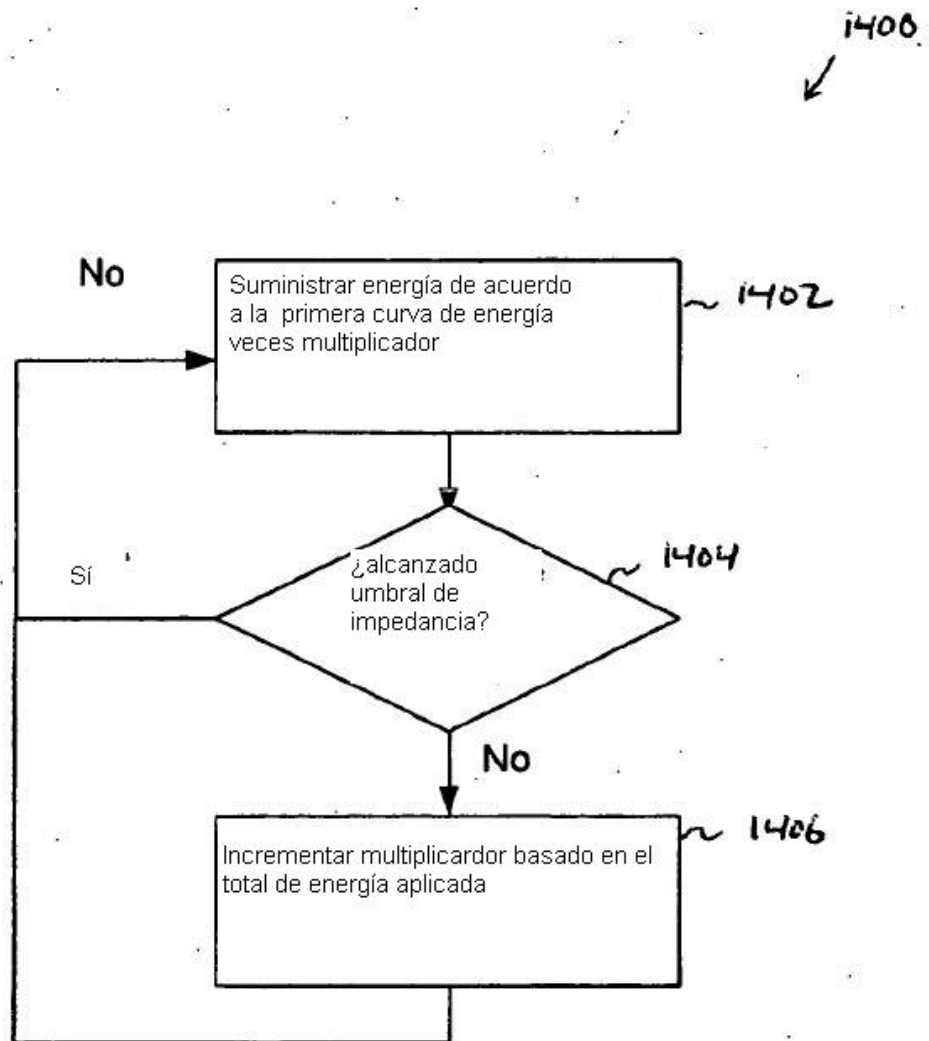


FIG. 74

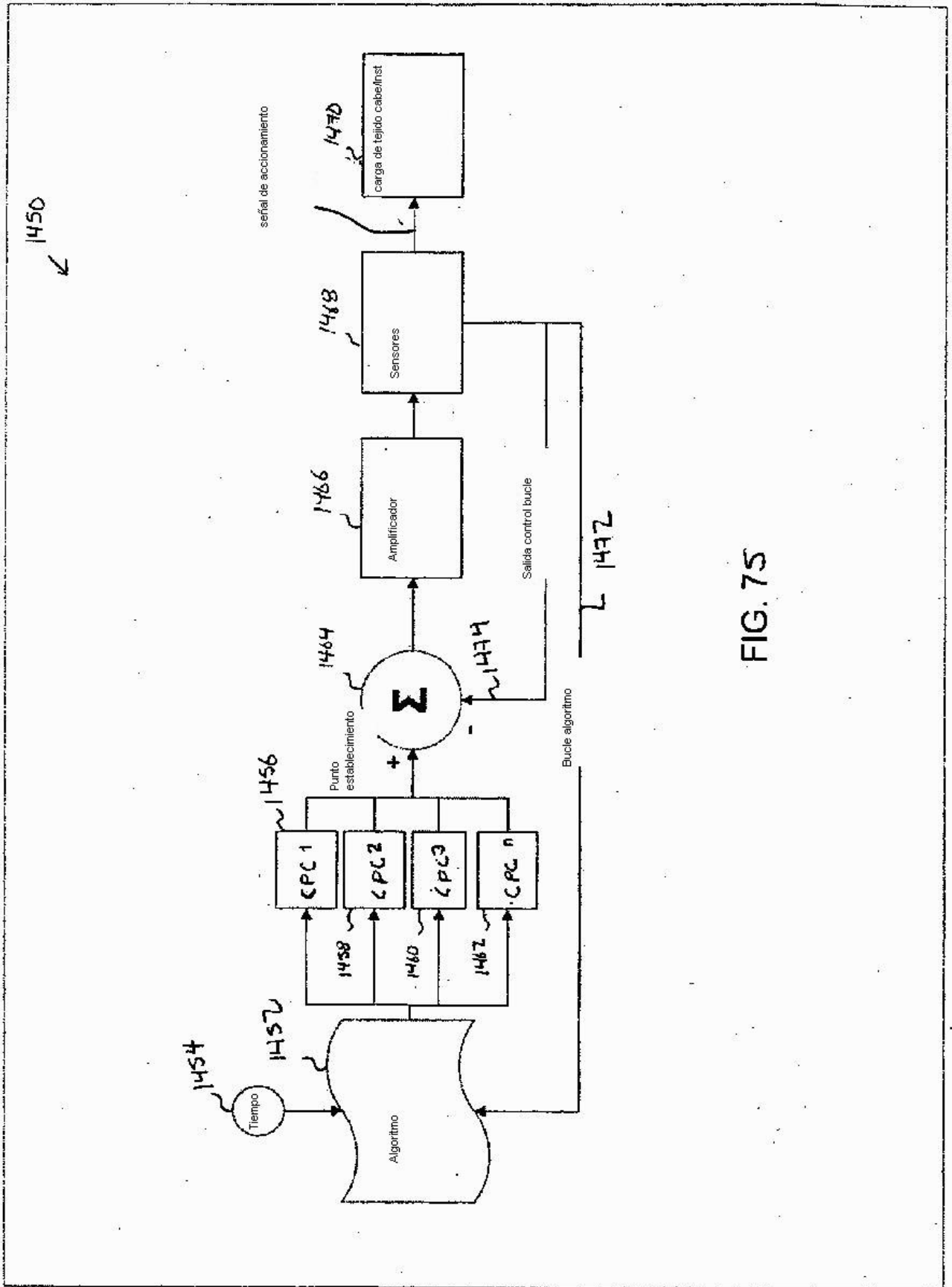


FIG. 75

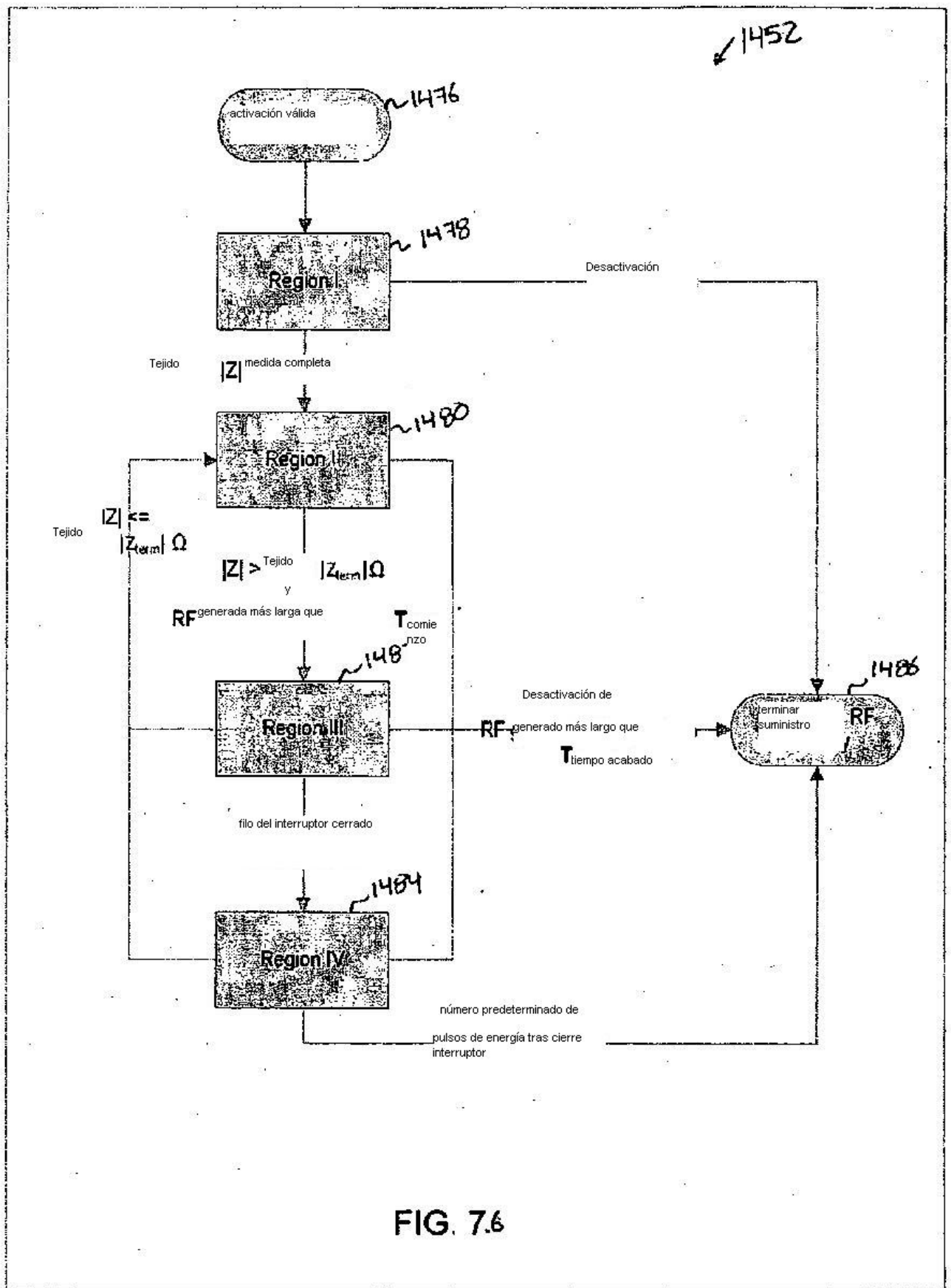
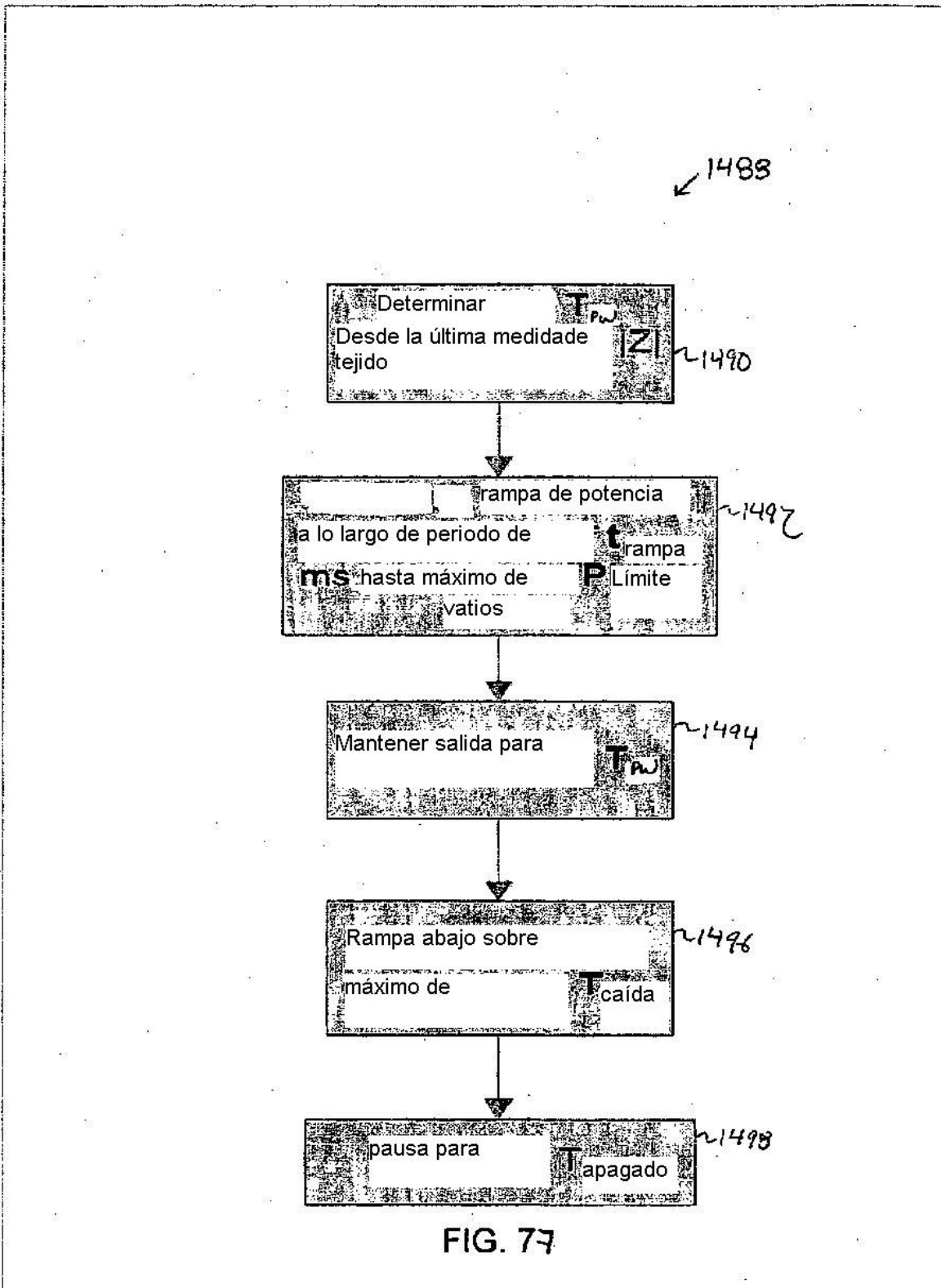


FIG. 7.6



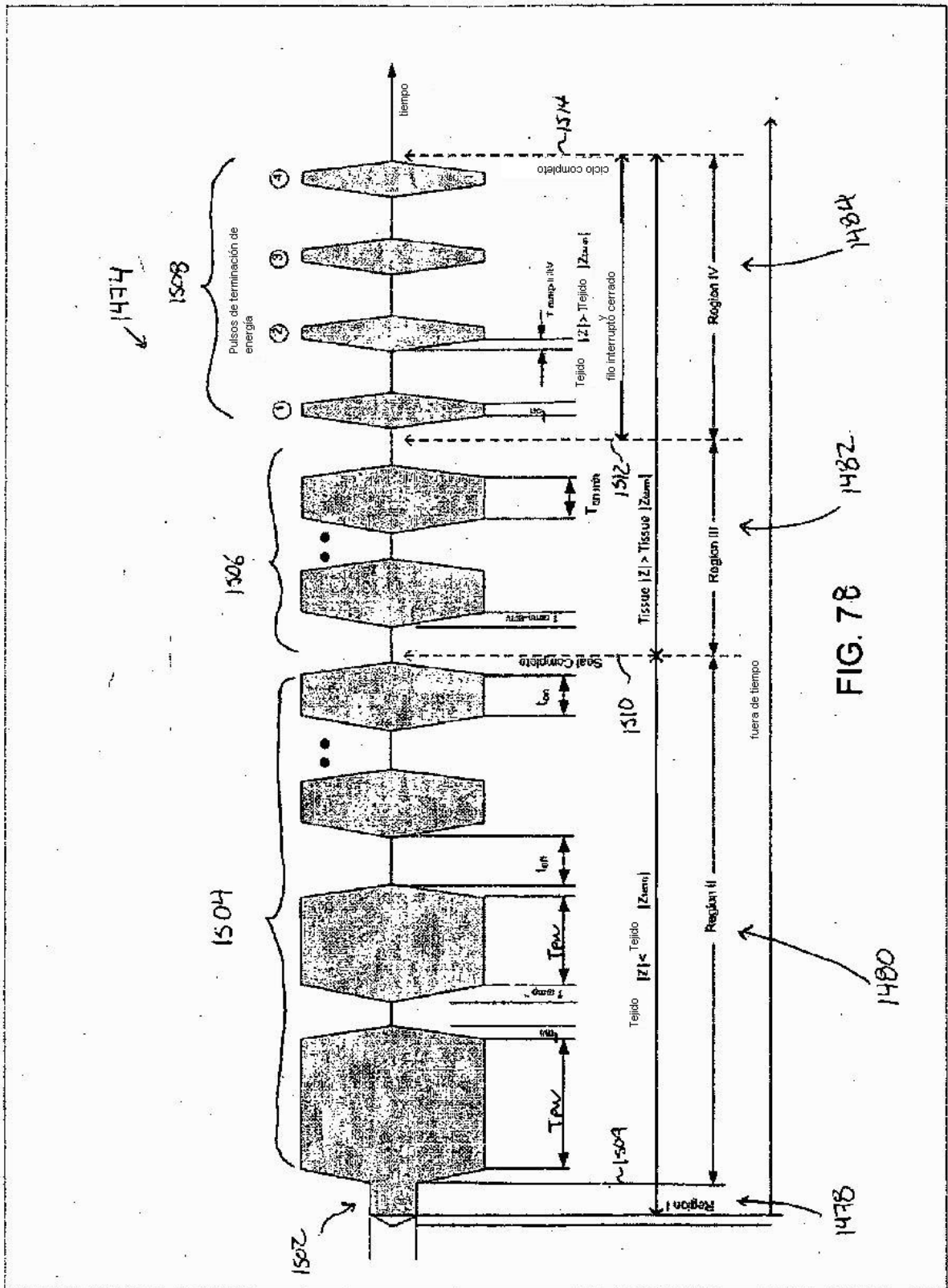


FIG. 78

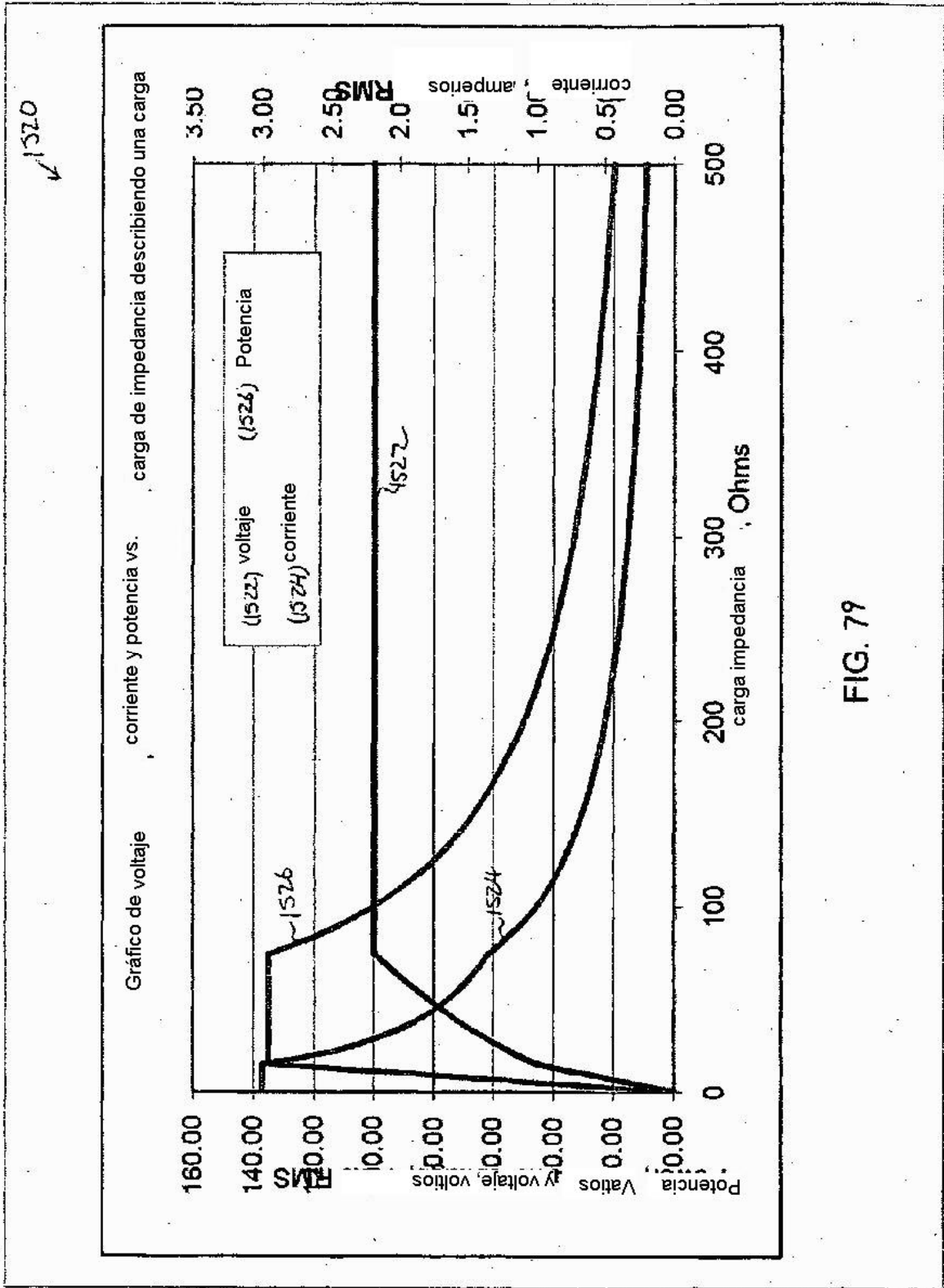


FIG. 79

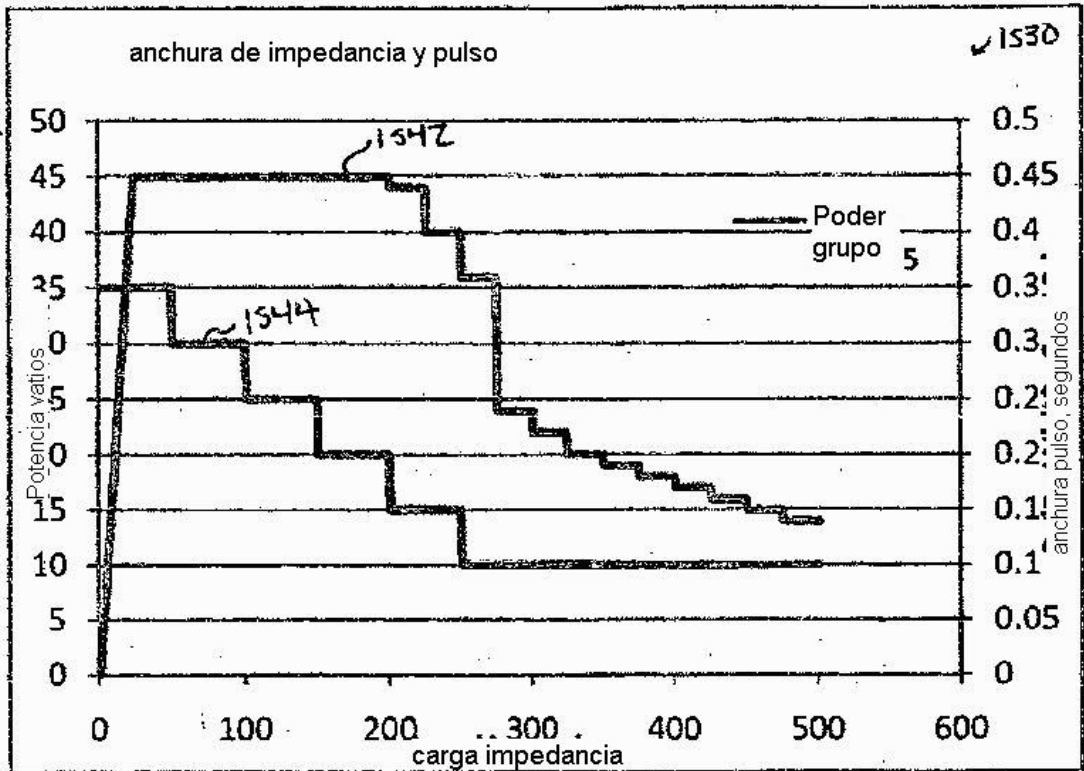


FIG. 80

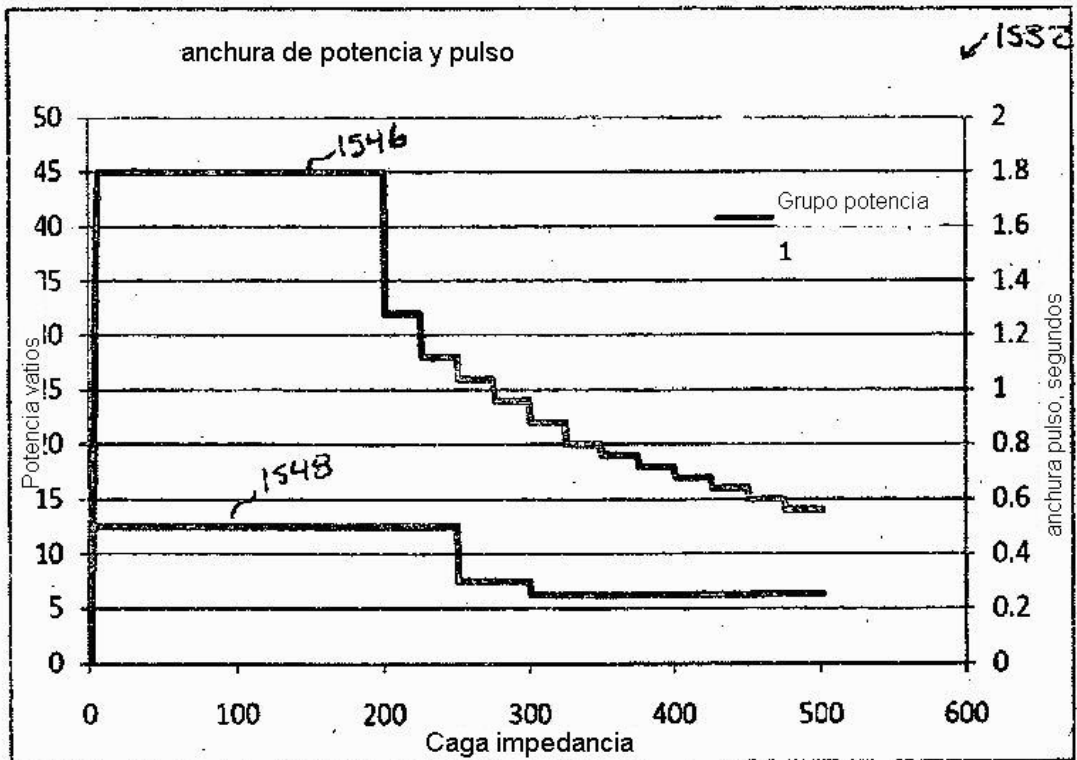


FIG. 81

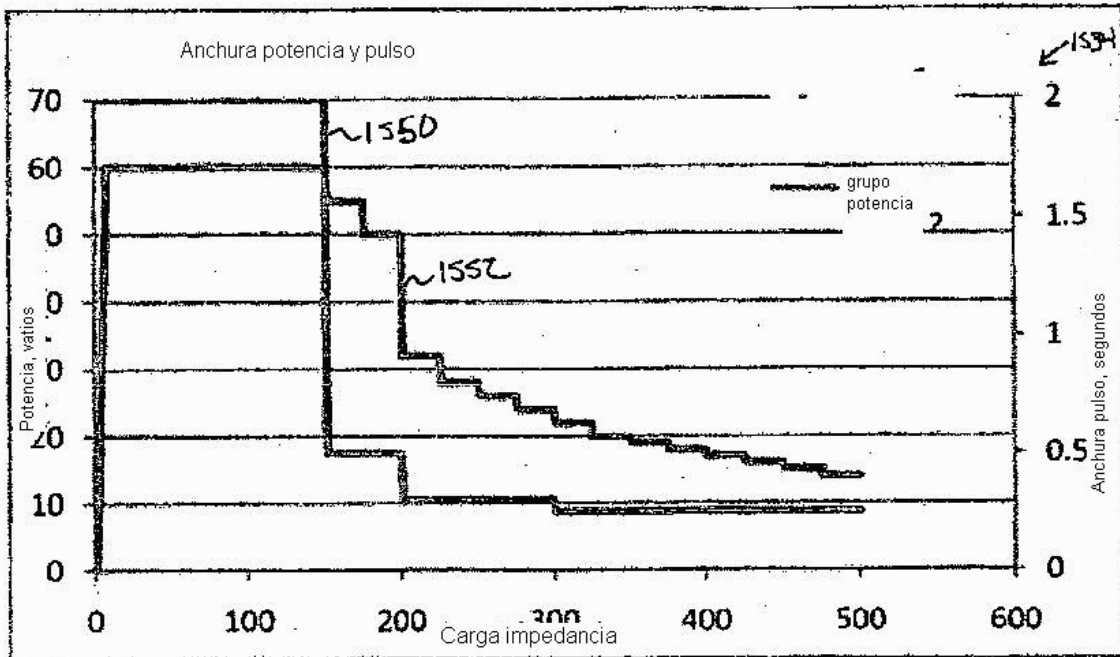


FIG. 82

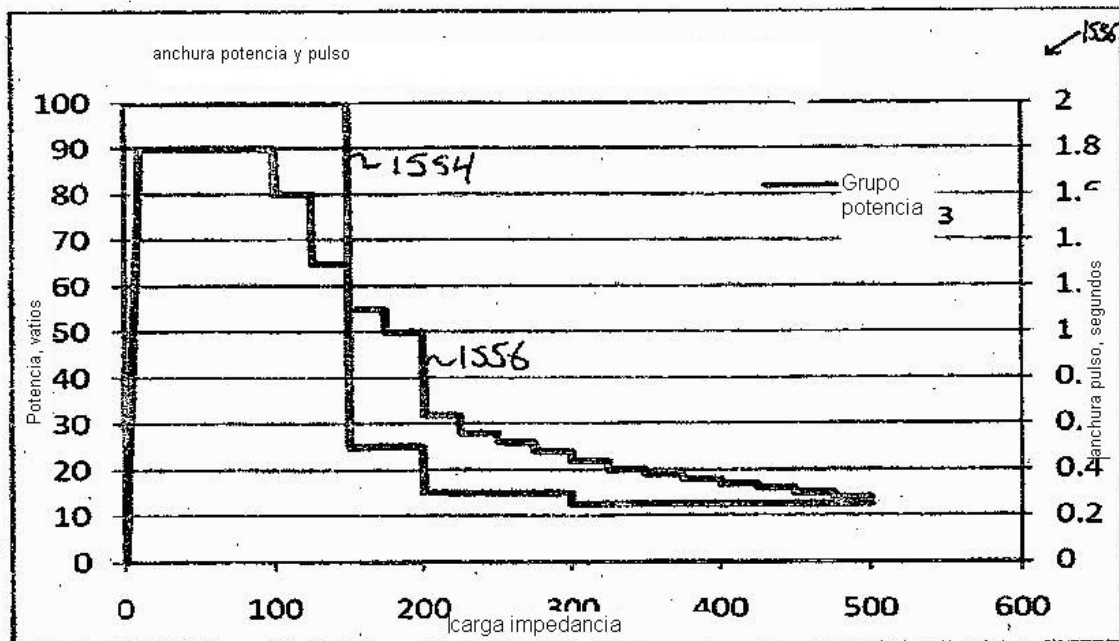


FIG. 83

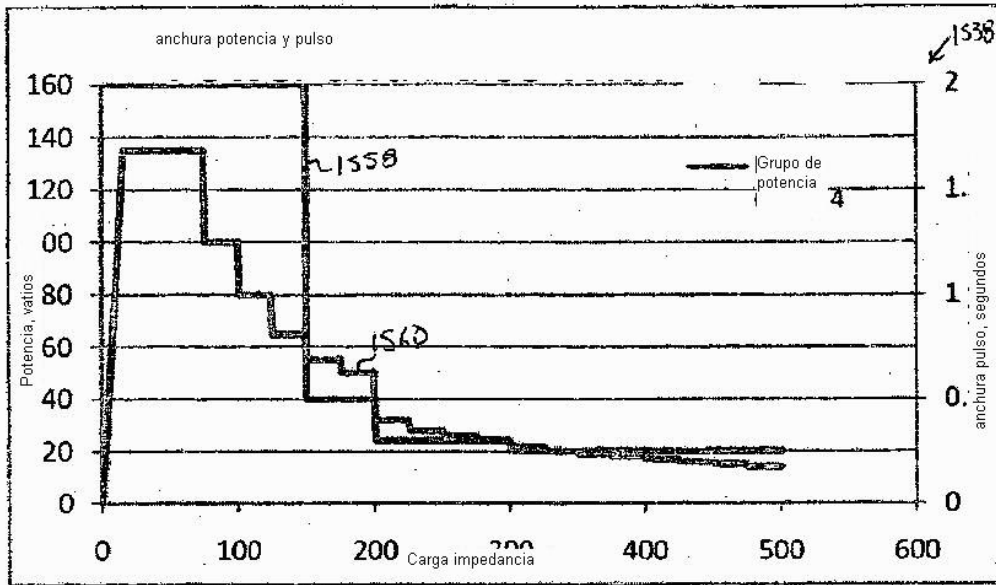


FIG. 84

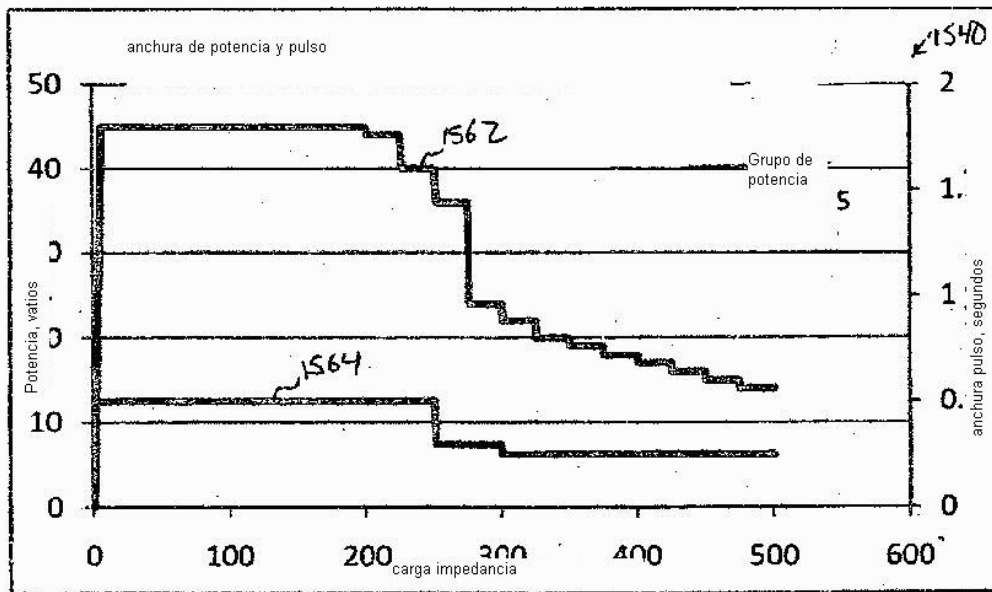


FIG. 85

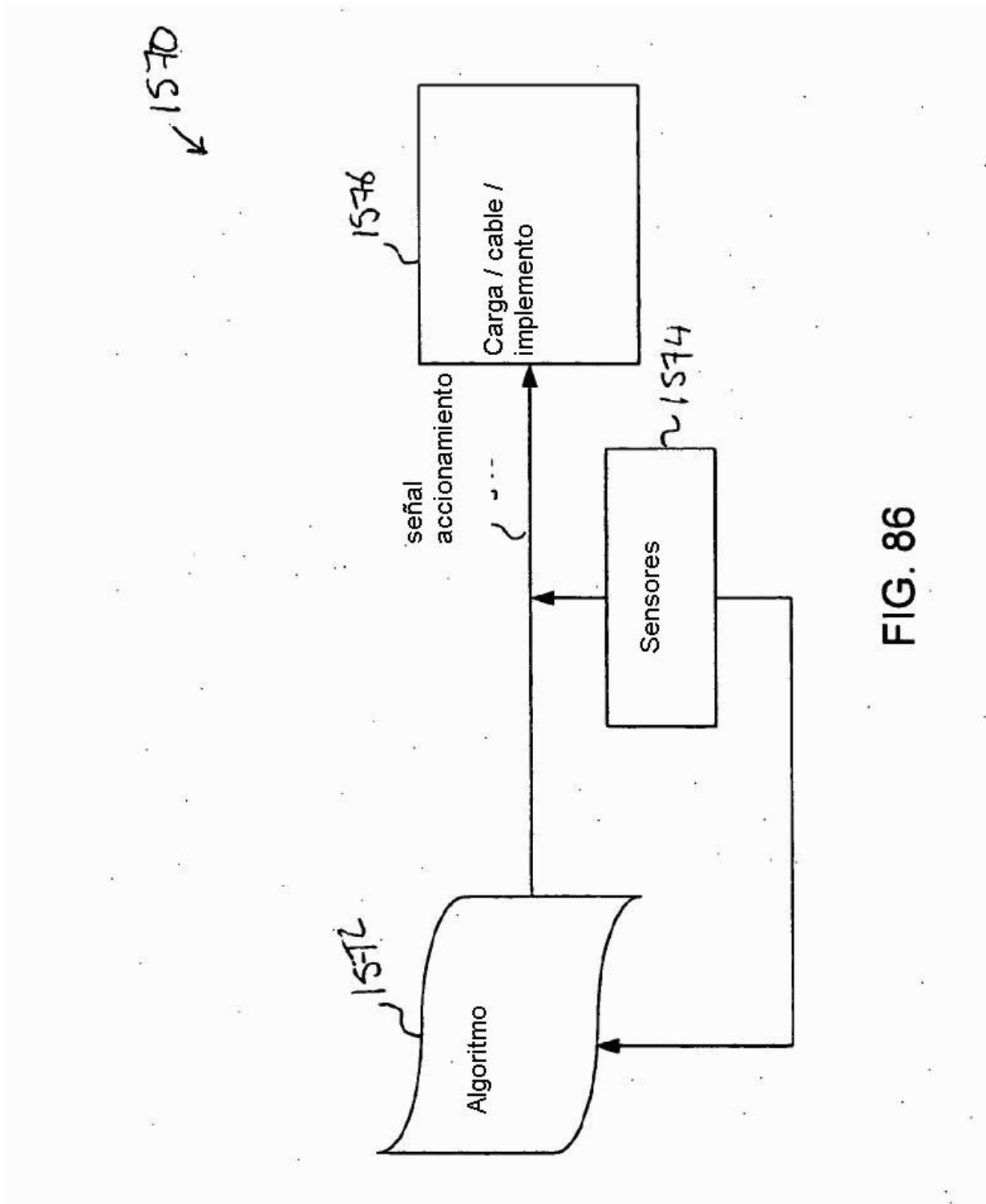


FIG. 86