

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 804 780**

51 Int. Cl.:

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.10.2016 PCT/US2016/057255**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.05.2017 WO17074723**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.10.2016 E 16860507 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.04.2020 EP 3367941**

54 Título: **Generador de radiofrecuencia para un instrumento electroquirúrgico**

30 Prioridad:

28.10.2015 US 201562247663 P

12.10.2016 US 201615291406

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.02.2021

73 Titular/es:

**ELLIQUENCE (100.0%)
2455 Grand Avenue
Baldwin, NY 11510, US**

72 Inventor/es:

**ELLMAN, ALAN, G.;
PIKRAMENOS, JOHN y
MICALIZZI, ALFREDO**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 804 780 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 de radiofrecuencia para un instrumento electroquirúrgico

Campo de la invención

5 La presente invención hace referencia a un generador de radiofrecuencia (RF) y más específicamente, la presente invención hace referencia a un generador de radiofrecuencia para realizar procedimientos quirúrgicos que utilizan un instrumento electroquirúrgico.

Antecedentes

10 Los instrumentos electroquirúrgicos son bien conocidos y se utilizan ampliamente en los campos médico, dental y veterinario. Tales instrumentos pueden generar corrientes eléctricas en el espectro de radiofrecuencia que se utilizan para suministrar potencia a herramientas quirúrgicas de mano que incorporan un componente electrodo y se utilizan para realizar procedimientos quirúrgicos tales como corte, coagulación, hemostasia de tejidos y otras aplicaciones electroquirúrgicas. Un ejemplo de instrumento electroquirúrgico se describe en la Patente de EE.UU. 8,998,891.

15 Los instrumentos electroquirúrgicos pueden incluir una unidad para generar potencia de radiofrecuencia que se suministra a unas herramientas quirúrgicas de mano para activar un electrodo o electrodos incorporados, utilizados para realizar procedimientos electroquirúrgicos. Los instrumentos electroquirúrgicos utilizan comúnmente múltiples modos de suministro de potencia que incluyen modos de suministro de potencia monopolar y bipolar que se utilizan para operar un instrumental de mano monopolar o bipolar. Un instrumental de mano o aparato monopolar puede incorporar un electrodo monopolar que se acopla con el tejido quirúrgico con un retorno a través de una placa neutra situada sobre el cuerpo del paciente. Un aparato bipolar puede incorporar un par de electrodos, ambos de los cuales se acoplan con el tejido quirúrgico en un circuito electroquirúrgico. Diferentes piezas de mano quirúrgicas están diseñadas y adaptadas para un modo particular de suministro de potencia, tal como un instrumental de mano que proporciona un electrodo de aguja monopolar o un instrumental de mano que proporciona un fórceps con electrodo bipolar.

25 Un receptáculo de tipo consola o unidad de consola puede utilizarse para alojar un circuito para la generación de potencia de radiofrecuencia y para proporcionar conexiones de entrada y salida desde dicho circuito hacia una variedad de dispositivos externos que incluyen un suministro de potencia y una cantidad de herramientas quirúrgicas de mano. Una unidad de consola puede incluir paneles de visualización y de entrada interactivos para la operativa por parte de un usuario del instrumento electroquirúrgico. Los paneles de entrada proporcionan conmutadores, botones, pantallas táctiles, controles IR y similares para permitir a un usuario seleccionar e introducir las condiciones operativas para activar la herramienta electroquirúrgica para una operación o procedimiento quirúrgico específico. La activación de un instrumental de mano en particular puede ser dirigida por un usuario desde los paneles de entrada interactivos. Alternativamente, pueden utilizarse medios de activación del instrumental de mano tal como un conmutador de pedal o un interruptor de dedo conectados en el instrumental de mano para activar eléctricamente la herramienta quirúrgica para recibir potencia de radiofrecuencia para su uso en un procedimiento quirúrgico.

35 El documento US 2009/062786 divulga un dispositivo generador de radiofrecuencia que emplea diferentes frecuencias portadoras dependiendo del tipo de procedimiento que va a ser realizado.

Resumen de la invención

40 Un dispositivo para generar potencia de radiofrecuencia para un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con un aspecto de la invención se define en la reivindicación 1, se describen realizaciones preferidas en las reivindicaciones dependientes.

Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 ilustra un diagrama de bloques de un circuito para un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

45 La FIG. 2 ilustra un diagrama de bloques de un circuito para un instrumento electroquirúrgico de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

La FIG. 3A ilustra una parte de una forma de onda eléctrica generada para un modo de operación de CORTE de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación;

La FIG. 3B ilustra una parte de una señal cuadrada del ciclo de servicio generada para proporcionar una señal de modulación por pulsos de primer nivel de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación;

La FIG. 3C ilustra una parte de la forma de onda eléctrica de la FIG. 3A según es modulada por la señal de la FIG. 3B de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;

- 5 La FIG. 4A ilustra una parte de paquete de la forma de onda eléctrica de la FIG. 3C generada para un modo de operación de CORTE/COAG de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

La FIG. 4B ilustra una vista en despiece de una parte del paquete de la forma de onda eléctrica de la FIG. 4A;

La FIG. 4C ilustra una señal cuadrada del ciclo de servicio utilizada para proporcionar una señal de modulación por pulsos de segundo nivel de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

- 10 La FIG. 4D ilustra una parte de la forma de onda eléctrica de la FIG. 4B según es modulada por la señal de la FIG. 4C de acuerdo con un ejemplo de la presente invención;

La FIG. 4E ilustra una parte de sub-paquete de la forma de onda eléctrica de la FIG. 4D generada para un modo de operación de CORTE/COAG de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

- 15 La FIG. 4F ilustra una vista en despiece de una parte del sub-paquete de la forma de onda eléctrica de la FIG. 4E de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

La FIG. 4G ilustra una señal eléctrica del ciclo de servicio utilizada para proporcionar una señal de modulación por pulsos de tercer nivel de acuerdo con un aspecto de la presente invención;

La FIG. 4H ilustra una parte del sub-paquete de segundo nivel de la forma de onda eléctrica de la FIG. 4F según es modulada por la señal de la FIG. 4G de acuerdo con un ejemplo de la presente invención;

- 20 La FIG. 5A ilustra una parte de una forma de onda eléctrica de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;

La FIG. 5B ilustra una parte de una señal eléctrica triangular utilizada para proporcionar una primera señal de modulación de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación;

La FIG. 5C ilustra una parte de la forma de onda eléctrica de la FIG. 5A según es modulada por la señal de modulación de la FIG. 5B de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación;

- 25 La FIG. 5D ilustra una señal cuadrada del ciclo de servicio utilizada para proporcionar una señal de modulación por pulsos de segundo nivel de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación;

La FIG. 5E ilustra una parte de la forma de onda eléctrica de la FIG. 5C según es modulada por la señal de la FIG. 5D de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;

- 30 La FIG. 6 ilustra un gráfico de la resistencia de carga contra el nivel de potencia de salida de acuerdo con un aspecto de la presente invención.

Descripción detallada

- 35 Las patentes de EE.UU. con número US 7,674,261 B2 titulada Electrosurgical Instrument with Enhanced Capability, US 8,998,891 titulada Tri-Frequency Electrosurgical Instrument, US 6,652,514 B2 titulada Intelligent Selection System for Electrosurgical Instrument, y US 6,238,288 B1 titulada Low-Voltage Electrosurgical Apparatus, divulgan la técnica anterior.

- 40 Los circuitos utilizados para generar potencia de radiofrecuencia para un instrumento electroquirúrgico convencional son inflexibles en cuanto que requieren habitualmente una cantidad de componentes voluminosos, individuales que se utilizan para generar un número limitado de formas de onda en un número limitado de frecuencias. Adicionalmente, la etapa de modulación de los circuitos generadores de potencia de radiofrecuencia convencionales para esta aplicación está limitada y puede incluir únicamente una modulación de la onda portadora, de manera que solamente se encuentra disponible un tratamiento de modulación único y poco preciso para ajustar la forma de onda eléctrica para que se adapte a un objetivo de potencia de salida deseada.

Es deseable que un electrodo o electrodos de un instrumento electroquirúrgico dirija y proporcione un efecto quirúrgico a una parte de tejido utilizando un nivel de potencia de salida predecible y un uso estable de la potencia.

Debido a que el tejido operativo es habitualmente parte del circuito eléctrico de una herramienta electroquirúrgica, cambios en la composición del tejido y factores específicos a los electrodos pueden causar cambios a la resistencia de carga en los circuitos de potencia de radiofrecuencia. Una condición de impedancia baja repentina en el circuito de generación de potencia de radiofrecuencia puede tener un impacto en el uso de la potencia en un sitio operativo, creando transferencias o pérdidas de calor, no deseables o impredecibles, en el tejido quirúrgico. Factores tales como los que se incluyen entre temperatura, densidad de tejido, fluido en un sitio operativo, gradiente de tipos de tejido en el sitio operativo, además de otros factores, pueden tener un impacto sobre la resistencia de carga. Estos factores crean una carga de energía eléctrica cambiante en el electrodo que causa que el nivel de potencia fluctúe, creando una variación potencialmente no deseable en condiciones operativas en los tejidos operativos. Al carecer de cualquier característica para compensar esta carga de potencia variable, los circuitos convencionales generadores de potencia de radiofrecuencia están sometidos a una variación no deseable del uso de la potencia que se traduce en resultados quirúrgicos no deseables.

Una forma de circuitos 10 de radiofrecuencia de acuerdo con un aspecto de la presente invención se ilustra en el diagrama de bloques de la FIG. 1. Los circuitos 10 de radiofrecuencia incluyen una fuente de alimentación 14 ligera y versátil con un módulo de entrada de potencia capaz de autodetectar configuraciones de potencia de entrada preferiblemente en el rango de 90 a 264 voltios. Los componentes de los circuitos 10 de radiofrecuencia pueden montarse de manera convencional en placas de circuito con conductores de interconexión que proporcionan una interconexión eléctrica entre los componentes y la fuente de alimentación 14. La fuente de alimentación 14 proporciona un rango de salidas de tensión, preferiblemente en el rango de 3 V a 48V e incluye circuitos internos para conversión de potencia de corriente alterna a corriente continua utilizados, por ejemplo, para convertir una potencia de corriente alterna en potencia de corriente continua de baja tensión para los componentes eléctricos. En particular, la fuente de alimentación 14 puede configurarse para suministrar cualquier combinación de modos de salida de 5V, 12V, 24V o 48V y una salida de potencia de hasta 600 vatios. La fuente de alimentación 14 proporciona potencia/energía eléctrica a todos los componentes en los circuitos 10 de radiofrecuencia, aunque pueden también utilizarse otras fuentes tales como una fuente de batería para un componente inalámbrico o una reserva de baterías, además de un componente de circuitos 10 de radiofrecuencia.

La fuente de alimentación 14 proporciona energía eléctrica a un controlador o un microprocesador que está representado mediante el bloque 12 de líneas discontinuas de la FIG 1. El procesador 12 principal es un dispositivo programable utilizado para controlar la operación de los circuitos 10 de radiofrecuencia. Incluido dentro del bloque de líneas discontinuas del procesador 12 principal se encuentran bloques que representan un subconjunto de la funcionalidad realizada por el procesador 12 principal en la generación de formas de onda de radiofrecuencia, tal como se describirá.

En una realización de la invención, el procesador 12 principal comprende un microprocesador de alta velocidad. Este ejemplo de microprocesador incluye características tales como firmware programable y componentes 20 de memoria que pueden actualizarse mediante una conexión 98 externa/internet. Un experto en la técnica entenderá que pueden emplearse otros procesadores distintos al procesador mencionado anteriormente. El firmware programable y los componentes 20 de memoria pueden actualizarse de forma ventajosa a través de una conexión 98 externa/internet para proporcionar programas nuevos u optimizados y otras características utilizadas para generar formas de onda de radiofrecuencia para dar potencia a un instrumento electroquirúrgico. La conexión 98 externa/internet puede utilizar un puerto USB o una conexión de IR inalámbrica prevista en una unidad de consola utilizada para alojar circuitos 10 de radiofrecuencia. La conexión 98 externa/internet puede también comprender un dispositivo externo tal como una memoria flash o un disco duro u otro dispositivo en comunicación con el procesador 12 principal.

En un ejemplo, los circuitos 10 de radiofrecuencia incluyen un procesador 11 esclavo o de respaldo que se encuentra en comunicación continua con el procesador 12 principal para el propósito de proporcionar potencia, memoria de computación adicional, además de un procesador de respaldo para la seguridad del sistema. El procesador 11 de respaldo puede incluir algunas de las mismas características que el procesador 12 tal como un oscilador de precisión interno con frecuencias de reloj de hasta 24,5 MHz. El procesador 11 puede ser utilizado para reforzar la funcionalidad del procesador 12 principal y proporcionar un procesador de respaldo en caso de un fallo del procesador 12 principal. Una parte de los procesos ejecutables requeridos por parte del procesador 12 principal puede ser transferida al procesador 11 de respaldo para incrementar las velocidades totales de proceso. El procesador 11 de respaldo puede incluir un controlador de interrupciones expandido en conexión con los componentes de alarma y de fuente de alimentación de los circuitos 10 de radiofrecuencia para determinar características de seguridad de un instrumento electroquirúrgico que utiliza la presente invención.

Los componentes 20 de firmware y memoria son programables para crear y almacenar cualquier número de programas de control utilizados para dirigir la operación de los circuitos 10 de radiofrecuencia. En un ejemplo de la presente invención, el programa 22 de control de operaciones se programa para proporcionar configuraciones paramétricas y comandos ejecutables para generar y modular señales de forma de ondas que se activan con un modo quirúrgico de operación seleccionado de un instrumento electroquirúrgico. Puede proporcionarse un modo quirúrgico de operación del instrumento electroquirúrgico por parte de un usuario, mediante la selección 16 de un usuario. La entrada de la selección 16 del usuario se utiliza para enviar una señal al procesador 12 principal para

activar programas específicos para una forma de onda en particular, utilizando un programa 22 de control de operaciones. El programa 22 de control de operaciones se incluye en el procesador 12 principal y puede actualizarse a través de los componentes 20 de firmware/memoria. La selección 16 del usuario incluye señales de una cantidad de características de hardware que incluyen, pero no se limitan a, entrada desde un conmutador de instrumental de mano, de un instrumental de mano electroquirúrgico, entrada desde un conmutador de pedal, entrada desde un panel visualizador de una consola conectada, una señal inalámbrica utilizando Bluetooth u otra tecnología, o una combinación de lo anterior. La selección 16 del usuario se introduce en un programa 22 de control de operaciones para determinar las configuraciones para los parámetros operativos tales como la frecuencia de la forma de onda, la configuración de potencia objetivo, la selección de suministro de potencia en modo monopolar o bipolar, y la selección de un modo quirúrgico de operación tal como CORTE, CORTE/COAG, HEMO, HEMO BIPOLAR, TURBO BIPOLAR, FULGURAR, y otros modos de operación. Las configuraciones para estos parámetros operativos son controladas por el programa 22 de control de operaciones que suministra las configuraciones al módulo 30 de generación de forma de onda y a la fuente de alimentación 14. En otro ejemplo de la presente invención, el programa 22 de control operativo almacena configuraciones "previas al uso" de las configuraciones de parámetros operativos que se utilizaron en la operación anterior o última de los circuitos 10 de radiofrecuencia. El programa 22 de control operativo almacena y mantiene las configuraciones por defecto para los parámetros para cada modo quirúrgico de operación. En algunos casos, es preferible utilizar las configuraciones del uso anterior o las configuraciones por defecto para la operación de un instrumento electroquirúrgico que incorpora circuitos 10 de radiofrecuencia. Diversos ejemplos de métodos para la selección del usuario de un modo operativo para un instrumento electroquirúrgico, se describen en las patentes mencionadas anteriormente.

Los circuitos 10 de radiofrecuencia incluyen un módulo 30 de generación de forma de ondas para proporcionar potencia de radiofrecuencia a nivel de potencia de salida personalizable y controlable a una herramienta electroquirúrgica tal como un instrumental de mano 58 monopolar o un instrumental de mano 68 bipolar u otra herramienta quirúrgica para realizar un modo quirúrgico de operación seleccionado. El módulo 30 de generación de forma de onda utiliza ejemplos de características del procesador 12 principal, tales como conjuntos de contador y temporizador de uso general con módulos de captura y de comparación, un reloj temporizador de vigilancia integrado, una amplia variedad de funcionalidad tanto digital como analógica incluyendo un convertidor digital a analógico integrado, una referencia de tensión interna integrada, además de otras características para generar señales de forma de onda eléctricas en el espectro de radiofrecuencia. En un ejemplo, el procesador 12 principal tiene una frecuencia de reloj máxima de 24.000 MHz y es capaz de ejecutar instrucciones a una tasa mucho más elevada que algunas unidades electroquirúrgicas que se utilizan actualmente.

En un ejemplo de circuitos 10 de radiofrecuencia, el módulo 30 de generación de forma de onda del procesador 12 principal tiene la capacidad para proporcionar múltiples formas de onda con diferentes frecuencias de salida que se pueden ajustar y que se encuentran en el rango de 200 KHz a 4,00 MHz. Debe entenderse que mientras que una frecuencia en particular puede describirse para su uso en la presente invención, los circuitos 10 de radiofrecuencia pueden utilizarse para proporcionar cualquier frecuencia dentro de las capacidades del procesador 12 principal.

En un modo de operación preferido, el módulo 30 de generación de forma de onda produce de salida una forma de onda que es una onda sinusoidal y puede utilizarse para realizar un modo quirúrgico de operación en particular con un instrumental de mano 58 monopolar. En este ejemplo, la forma de onda 32 de salida producida desde el módulo 30 de generación de forma de onda es una forma de onda continua. La forma de onda continua puede modularse para personalizar la forma de onda para otro modo quirúrgico de operación. El módulo 30 de generación de forma de onda de la presente invención genera un amplio rango de tipos de forma de onda y en un amplio rango de frecuencias utilizadas por diversos modos quirúrgicos de operación para un instrumento electroquirúrgico. La generación de señales eléctricas de forma de onda se discute en mayor detalle con las FIGS. 3A a las FIGS. 5E.

La forma de onda 32 de salida es una señal de corriente alterna que se amplifica en primer lugar con una primera amplificación 40 de forma de onda, para la cual se proporciona a continuación una salida como tensión de puerta a la polarización 42 de puerta para el MOSFET 44 de potencia. Aunque pueden emplearse otros medios de amplificación en la presente invención, el MOSFET 44 de potencia proporciona una amplificación a través de una tensión de puerta para proporcionar consistencia entre la entrada y la forma de onda amplificada. La primera amplificación 40 de la forma de onda 32 de salida puede lograrse utilizando componentes tales como un preamplificador, un excitador de control estándar, y/o un transformador. El transformador, en conexión con el amplificador de potencia MOSFET 44, permite que el MOSFET 44 de potencia oscile y eleve una señal de tensión de una tensión más baja a una tensión mucho más elevada.

La forma de onda de salida se envía de entrada como una polarización 42 de puerta al MOSFET 44 de potencia que da entrada a la tensión provista por la fuente de alimentación 14 para generar la forma de onda 32 de salida amplificada a la tensión de la fuente de alimentación 14. La salida del MOSFET 44 de potencia se monitoriza por razones de seguridad por parte del circuito 48 de prueba de potencia, bajo el control del control 24 de prueba de potencia del procesador 12 principal.

Debe entenderse que pueden utilizarse otros dispositivos de amplificación de potencia. Los circuitos 10 de radiofrecuencia utilizan una fuente de alimentación 14 para proporcionar potencia 36 de entrada a través del circuito de drenaje del MOSFET 44 de potencia mientras que la forma de onda 32 de salida proporciona polarización 42 de puerta para operar el MOSFET 44 de potencia en un área de operación lineal para amplificar la forma de onda 32 y para generar potencia 46 de radiofrecuencia de salida para hacer funcionar una herramienta quirúrgica tal como un instrumental de mano 68 bipolar o un instrumental de mano 58 monopolar de un instrumento electroquirúrgico.

La potencia 46 de radiofrecuencia de salida es alimentada al circuito 50 comprobador de modos que es controlado por el programa 26 de control de modos del procesador 12 principal. El circuito 50 comprobador de modos utiliza configuraciones del programa 26 de control de modos para verificar que modo de suministro de potencia y, por lo tanto, que tipo de instrumental de mano se ha seleccionado para un modo quirúrgico de funcionamiento. El circuito 50 comprobador de modos confirma que la potencia 46 de radiofrecuencia de salida se dirige de forma apropiada al transformador 54 monopolar para un modo de operación monopolar, o al transformador 64 bipolar para un modo de operación bipolar. En un método para determinar el modo de potencia apropiado, el programa 26 de control de modos recibe una entrada a partir de la selección 16 del usuario de un modo de operación monopolar o bipolar. El programa 26 de control de modos puede también tener acceso a las configuraciones operativas por defecto o a las configuraciones operativas de un uso previo almacenado en los programas 22 de control del funcionamiento del procesador 12 principal para determinar qué modo del instrumental de mano electroquirúrgico es adecuado. El circuito 50 comprobador de modos proporciona una característica de seguridad para asegurar que la potencia 46 de salida se adaptará a y activará el instrumental de mano quirúrgico o la herramienta electroquirúrgica 58 y 68 seleccionada. En otra realización de la invención, el circuito 50 comprobador de modos y el programa 26 de control de modos se combinan en una unidad de circuitos eléctricos que incluye la prueba de capacidad para un modo de operación seleccionado y para confirmar que el instrumental de mano electroquirúrgico apropiada recibe la potencia 46 de radiofrecuencia de salida para ese modo de operación seleccionado. En otra realización, el circuito 50 probador de modos está configurado para comprobar y verificar el modo de suministro de potencia para otros tipos de herramientas electroquirúrgicas que no sean herramientas de mano.

En un ejemplo de la presente invención de la FIG. 1, un instrumental de mano electroquirúrgico puede incluir un módulo detector de potencia para monitorizar el uso de potencia durante una operación electroquirúrgica. El módulo 56 sensor de potencia monopolar y el módulo 66 sensor bipolar están configurados para medir características eléctricas y físicas desde una posición estratégica en un instrumental de mano durante un procedimiento quirúrgico, por ejemplo en un punto cerca del extremo del instrumental de mano 58 o 68 o incorporados en una parte del instrumental de mano 58 o 68, para monitorizar la carga de potencia en el sitio del procedimiento electroquirúrgico. En un ejemplo, si se asume una corriente constante, la tensión puede ajustarse en la fuente de alimentación 14 de entrada para compensar las resistencias cambiantes (digamos por ejemplo para tejido húmedo o seco) para proporcionar una potencia o vataje constante a una sonda o electrodo en el instrumental de mano en el sitio del tejido operativo quirúrgico. Un módulo 56 de detección de potencia monopolar y un módulo 66 de detección bipolar se conectan para alimentar un circuito 80 de control por realimentación mediante un conector 72 para proporcionar una realimentación del uso de potencia a la fuente de alimentación 14. Los módulos 56 y 66 de detección de potencia pueden incluir circuitos o sensores eléctricos situados dentro de un instrumental de mano monopolar o bipolar, situados externamente adyacentes a el instrumental de mano, o situado en múltiples localizaciones para detectar características tal como corriente, tensión, impedancia, temperatura y otras características eléctricas o físicas que reflejan la resistencia de carga y el uso de potencia en un sitio operativo. Los módulos 56 y 66 de detección de potencia pueden también detectar temperatura, humedad, y otras condiciones físicas en el sitio de una operación quirúrgica que utiliza circuitos 10 de potencia de radiofrecuencia. Los sensores y circuitos asociados con los módulos 56 y 66 de detección de potencia pueden incorporarse en un instrumental de mano quirúrgico o comprender un componente externo a un instrumental de mano quirúrgico. Los datos recogidos por estos circuitos y/o sensores se envían al circuito 80 de control de realimentación de potencia a través del conector 72 que puede ser un conector por cable o una conexión inalámbrica.

El circuito 80 de control de realimentación de potencia puede ser un componente independiente o un conjunto independiente de componentes en comunicación con la fuente de alimentación 14 mediante el conector 82. El circuito 80 de control de realimentación de potencia puede además estar compuesto de componentes de firmware y memoria en el procesador 12 principal. El circuito 80 de control de realimentación de potencia proporciona ajustes de potencia instantáneos para mantener una carga de potencia deseada que está siendo utilizada por un instrumental de mano electroquirúrgico u otra herramienta quirúrgica. En un ejemplo, un electrodo o conjunto de electrodos se incorporan en un instrumental de mano electroquirúrgico para dirigir potencia de radiofrecuencia a una parte específica del tejido que se va a someter a cirugía o de la parte del cuerpo del paciente que se va a someter a cirugía. El circuito 80 de control de realimentación de potencia se programa para proporcionar un análisis en tiempo real del uso de potencia desde los módulos 56 y 66 de detección de potencia, y ejecutar algoritmos para determinar los ajustes del suministro de potencia, y enviar una señal a la fuente de alimentación 14 para realizar ajustes en el suministro de energía eléctrica desde la fuente de alimentación 14 al amplificador de potencia MOSFET 44. La entrada 36 de potencia hacia el amplificador de potencia MOSFET 44 se ajusta de este modo para proporcionar una potencia 46 de salida deseada.

En una realización alternativa tal como se muestra en la FIG. 2, el circuito 80 de control de realimentación de potencia se incorpora en el procesador 12 principal y se conecta a los módulos 56 y 66 de detección de potencia mediante el conector 88. El conector 88 puede ser un conector conectado por cable entre el instrumental de mano electroquirúrgico a una unidad de tipo consola que aloja un procesador 12 principal, o el conector 88 puede ser una conexión inalámbrica que comprende componentes receptores también alojados en una unidad de consola. En este ejemplo, el circuito 80 de control de realimentación de potencia comprende componentes 20 de firmware y memoria del procesador 12 principal que se programan para proporcionar algoritmos para almacenamiento, comprobación, análisis y ajuste en tiempo real de la característica de uso de potencia de los módulos 56 y 66 de detección de potencia. El circuito 80 de control de realimentación de potencia proporciona señales de ajuste de la potencia directamente a la fuente de alimentación 14 por medio del conector 92 o mediante otros medios de conexión tales como a través de una conexión 15 entre el programa 22 de control de parámetros operativos del procesador 12 principal y la fuente de alimentación 14.

En base a una configuración de tensión nominal que se suministra al MOSFET de potencia a través del conector 36, un ejemplo de fuente de alimentación 14 de la presente invención tiene la capacidad de ajuste de la tensión en un ejemplo de conjunto de rangos, según se describe en la Tabla 1 para mantener un suministro de potencia constante en el respectivo instrumental de mano.

TABLA 1:

Tensión Nominal de la fuente de alimentación	Ajuste de tensión
5 V	1,5 a 7,5 V
12 V	4,5 a 15 V
24 V	9,0 a 30 V
48 V	18 a 58 V

Además de los ejemplos de configuraciones de la Tabla 1, una configuración de tensión nominal de -3,3 V o -5,0 V de la fuente de alimentación 14 puede ajustarse en $\pm 0,5V$. El rendimiento de la salida de potencia de radiofrecuencia de una herramienta electroquirúrgica que incorpora el circuito 10 de radiofrecuencia de la presente invención es incrementado mediante la fuente de alimentación 14 que es capaz de realizar ajustes de tensión precisos sobre un amplio rango de configuraciones de tensión nominal debido a las funciones de control mejoradas proporcionadas por el circuito 80 de control de realimentación de potencia en base a la entrada en tiempo real desde los módulos 56 y 66 de detección de potencia.

Se incorpora un programa 28 de control de estado y un visualizador de salida en los circuitos 10 de radiofrecuencia, utilizando características programables de componentes 20 de firmware y memoria para proporcionar datos de salida a los componentes del estado 18 y visualizador de salida que proporcionan información a un usuario de un instrumento electroquirúrgico utilizando los circuitos 10 de radiofrecuencia. Los componentes del programa 28 de control de estado y del visualizador de salida pueden incluir, pero sin limitarse a, pantallas de visualización, luces y alarmas para proporcionar información del estado de los parámetros operativos, tales como niveles de potencia, temperaturas, tiempo de uso, y selecciones de modos operativos además de otro tipo de información operativa. El conector 70 ilustra de forma figurativa una conexión del instrumental de mano o herramienta 58 monopolar y el instrumental de mano o herramienta 68 bipolar con el visualizador de salida y el programa 28 de control de estado, sin embargo, el visualizador de salida y el programa 28 de control de estado puede recibir una entrada de muchos otros componentes y programas del procesador 12 principal para proporcionar un estado y alarmas de salida a un usuario. Otros ejemplos de componentes incluyen un control 24 de comprobación de potencia, un programa 26 de control de modos, y un programa 22 de control de operaciones, además de una entrada externa de los módulos 56 y 66 de detección de potencia, la herramienta 58 y 68 electroquirúrgica, y otros sensores.

En una realización de la presente invención, las características de las formas de onda de radiofrecuencia generadas por el módulo 30 de generación de forma de onda de los circuitos 10 de radiofrecuencia son determinadas por el modo de operación quirúrgico seleccionado por el usuario y la entrada al procesador 12 principal a través de la selección 16 del usuario. La generación de una forma de onda de radiofrecuencia incrementada es proporcionada por los circuitos 10 de radiofrecuencia de la presente invención para un número de modos de operación quirúrgicos que incluyen CORTE, CORTE/COAG, HEMO, HEMO BIPOLAR, TURBO BIPOLAR, FULGURAR, EXTIRPAR y otros.

En un ejemplo de la presente invención, los circuitos 10 de radiofrecuencia pueden ser utilizados para generar una señal de forma de onda oscilante continua, tal como una onda sinusoidal de 4 MHz o 1,71 MHz de frecuencia en el espectro de radiofrecuencia. Puede utilizarse una forma de onda continua para proporcionar una mayor potencia de salida utilizada para cortar un tejido, pero puede no proporcionar la potencia de salida óptima para la hemostasia o para detener el sangrado. Las señales de forma de onda que se modulan con pulsos o ciclos de activación y desactivación basados en el tiempo en un ciclo de servicio en particular permiten que los vasos sanguíneos se enfríen brevemente y se contraigan, lo que detiene el sangrado y promueve la coagulación. En una realización de la presente invención, el módulo 30 de generación de ondas del procesador 12 principal genera formas de onda en un amplio rango de frecuencias que pueden ser moduladas tanto mediante modulación de la amplitud como con un casi ilimitado rango de ciclos de modulación de activación y desactivación para personalizar la potencia de salida para proporcionar un nivel de potencia efectivo para la hemostasia. El módulo 30 de generación de ondas también proporciona múltiples niveles de "paquetes" y "sub-paquetes" discretos de señal de forma de onda utilizando modulación por pulsos en diferentes frecuencias generadas dentro de una forma de onda para un único modo de operación del instrumento electroquirúrgico.

En una realización de un instrumento electroquirúrgico que utiliza los circuitos 10 de radiofrecuencia de la invención, se utiliza una modulación basada en el tiempo para producir una forma de onda con pulsos de activación y desactivación o un ciclo de servicio en ciertas frecuencias bajas para generar un sonido o zumbido audible en el instrumento electroquirúrgico. Este tipo de modulación de baja frecuencia de las formas de onda en este rango audible, un efecto conocido con el término inglés "Soniquence", puede proporcionar un indicador audible a un usuario o cirujano sobre en qué modo operativo en particular se ha configurado el instrumento electroquirúrgico. En otra realización, la frecuencia de una señal emitida por el generador 30 de forma de onda de la presente invención se puede ajustar y puede encontrarse en un rango de 200 kHz a 4 MHz para un instrumental de mano 58 alimentado monopolar, y la frecuencia de salida puede encontrarse en un rango de 200 kHz a 2,0 MHz para un instrumental de mano 68 alimentado bipolar.

De la FIG. 3A a 3C son gráficos basados en el tiempo cada uno de los cuales está relacionado con la generación de una forma de onda de CORTE generada por un generador 30 de forma de onda para un modo de operación 300 de CORTE. La FIG. 3A ilustra una forma de onda 310 de radiofrecuencia base de tipo oscilante con una frecuencia en el espectro de radiofrecuencia. En un ejemplo, para ejecutar el procedimiento de CORTE, un rango entre 3,8 y 4 MHz ha mostrado ser efectivo a la hora de realizar este procedimiento. La FIG. 3B ilustra un ciclo de servicio de onda cuadrada o primera modulación por pulsos 315 en donde la forma de onda 310 se activa y se desactiva para dar como resultado la forma de onda de la FIG. 3C. La FIG. 3C ilustra la forma de onda 325 de CORTE resultante de la presente invención después de la aplicación de la modulación por pulsos basada en el tiempo, tal como se especifica en la FIG. 3B. En este ejemplo, la forma de onda 325 de CORTE se genera mediante los circuitos 10 de radiofrecuencia y se utiliza para proporcionar potencia de radiofrecuencia a un instrumental de mano quirúrgico monopolar para un procedimiento quirúrgico de CORTE. En una realización de la presente invención, la forma de onda 325 de CORTE opera a una potencia media de salida alta, utilizada para un ejemplo de procedimiento quirúrgico tal como para cortar un tejido.

El eje 302 de tiempo horizontal ilustra de forma figurativa el tiempo para las formas de onda y el eje 304 de tensión vertical ilustra de forma figurativa los niveles de tensión para cada forma de onda de las FIGS. 3A y FIG. 3C. En otra realización, el eje 304 vertical ilustra la corriente o nivel de potencia de una forma de onda. El eje 305 de activación/desactivación muestra el ciclo de servicio de activación/desactivación en cuanto a cuándo se aplica la forma de onda de la FIG. 3A a la herramienta quirúrgica. El eje 302 de tiempo, el eje 305 de activación/desactivación, y el eje 304 de tensión no están destinados a interpretarse literalmente a escala, sino que más bien proporcionan una representación gráfica de características de cada una de las formas de onda en el tiempo.

La FIG. 3A ilustra una forma de onda 310 de radiofrecuencia base y, en este ejemplo, se aproxima a una onda sinusoidal continua de 4 MHz que fluctúa de manera uniforme aproximadamente a una tensión 320 nominal subiendo a una alta tensión 322 y bajando a una tensión 324 baja. La tensión 324 baja puede ser una tensión positiva baja o cero, o alternativamente, puede ser una tensión negativa tal como en el caso de una corriente alterna. La tensión 320, 322 y 324 se muestran como niveles figurativos.

En una primera modulación de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia, el módulo 30 de generación de forma de onda modula la forma de onda 310 base de radiofrecuencia activándola o desactivándola de acuerdo al ciclo de servicio de la primera señal 315 de modulación por pulsos. La primera señal 315 de modulación por pulsos está ACTIVADA cuando el nivel es alto o está ajustado de forma figurativa al nivel 342 y está DESACTIVADA cuando el nivel es bajo o está ajustado de forma figurativa al nivel 340. El ciclo de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN se aplica a la forma de onda 310 base de radiofrecuencia de manera que la forma de onda 310 base de radiofrecuencia se encuentra ACTIVADA durante el ciclo 314 de activación de la primera señal 315 de modulación por pulsos y la forma de onda 310 base de radiofrecuencia se encuentra DESACTIVADA durante el ciclo 316 de desactivación de la primera señal 315 de modulación por pulsos.

Esta interrupción pulsada de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia forma "paquetes" discretos o pulsados de repetición de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia. Los paquetes 330 formados por la primera señal 315 de modulación por pulsos forma una envolvente de modulación de una forma en particular que depende de la forma del paquete de datos subyacentes de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia. Una primera modulación de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia forma paquetes 330, cada uno con una envolvente de modulación en forma rectangular formada por la fluctuación uniforme de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia entre tensiones 322 y 324 figurativas durante el tiempo en el que la primera señal 315 de modulación pulsada está activada. En otra realización, un paquete de forma de onda puede formar una envolvente de modulación de otra forma producida por unos niveles de tensión o corriente no uniformes, crecientes o decrecientes durante el tiempo de un ciclo de activación. Las formas de paquete alternativas pueden incluir, pero no se limitan a, una forma triangular, de diente de sierra, cuadrada, en estrella, en escalón, o en cualquier otra forma.

Los paquetes 330 se repiten en una frecuencia y ciclo de servicio que se adapta al de la primera señal 315 de modulación por pulsos que, en este ejemplo, es específico al modo de operación de CORTE. El modo de CORTE es ideal para segmentar y cortar tejido, y se ha observado que las formas de onda y frecuencias específicas descritas en el presente documento (aunque pueden utilizarse otras) son ventajosas para esta operativa. De forma más específica, el ciclo de servicio de ACTIVACIÓN/DESACTIVACIÓN conmuta rápidamente entre el estado de ACTIVACIÓN sinusoidal a la máxima potencia a un estado de desactivación, mejorando de este modo el corte. El tiempo para completar un ciclo de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN, o periodo 312, de la primera señal 315 de modulación por pulsos es 13,3 ms (milisegundos), en un ejemplo, lo que se aproxima a una frecuencia de 75 Hz. La duración del ciclo 314 de activación de la primera señal 315 de modulación por pulsos es de 12,7 ms y la duración del ciclo 316 de desactivación es de 0,6 ms, de manera que la señal opera a un ciclo de servicio aproximado del 96%, con un 96% en ACTIVACIÓN y un 4% en DESACTIVACIÓN. De igual manera, la forma de onda 325 de CORTE tiene un periodo 312 de 13,3 ms, un ciclo 314 de activación de 12,7 ms, un ciclo de desactivación de 0,6 ms, se aproxima a una frecuencia de 75 Hz y un ciclo de servicio del 96%. Los ciclos de servicio de ACTIVACIÓN/DESACTIVACIÓN proporcionan una ventana de tiempo a partir de la cual puede obtenerse una realimentación, mediciones (incluyendo aquellas descritas en el presente documento) mientras no se aplica ninguna tensión al área quirúrgica y, por lo tanto, ninguna interferencia del instrumento quirúrgico inhibe las mediciones. En un ejemplo, tales ventanas se logran a través de un ciclo de servicio del 90-98% con una frecuencia de 37 Hz a 75Hz.

En un ejemplo de realización, la forma de onda 325 de CORTE de los circuitos 10 de radiofrecuencia opera a una potencia media máxima de 120 vatios y una relación potencia de pico/potencia media del 100% para proporcionar potencia al instrumental de mano monopolar o herramienta 58 monopolar para realizar un procedimiento de corte electroquirúrgico. Aunque la forma de onda 325 de CORTE proporciona una configuración de potencia alta para la unidad electroquirúrgica, debe entenderse que pueden utilizarse otras configuraciones de la frecuencia de la forma de onda y del ciclo de servicio, y que pueden utilizarse otras formas de onda además de una onda sinusoidal o una forma de onda oscilante. Pueden lograrse unas configuraciones de potencia que incluyan 200 vatios con los componentes descritos para los circuitos 10 de radiofrecuencia de la invención.

Las FIGS. 4A a 4H ilustran gráficas basadas en el tiempo cada una de las cuales está relacionada con la generación de una forma de onda de CORTE/COAG o MIXTO para un modo de CORTE/COAG o modo de operación mixto (el modo CORTE/COAG será tratado como MIXTO para el propósito de la descripción), de acuerdo con la invención; el modo de operación 400 de CORTE/COAG emplea múltiples niveles de modulación de la forma de onda. En el modo de CORTE/COAG, el cirujano desea tanto cortar tejido como coagular, para tanto cortar como coagular o cauterizar rápidamente el área del tejido. Como tal, las DESACTIVACIONES rápidas durante el estado normal de ACTIVACIÓN ayudan a la hora de proporcionar un tiempo de enfriamiento intermitente muy rápido durante el estado de ACTIVACIÓN, y además minimiza la profundidad de la penetración para evitar quemar el área del tejido. Un diseño de forma de onda de un ejemplo de modo de operación de CORTE/COAG también se denomina "Pulso Mixto".

En una realización, el modo de operación 400 de CORTE/COAG utiliza inicialmente la misma forma de onda que la forma de onda 325 de CORTE del modo 300 de CORTE, pero se modula entonces adicionalmente con una modulación repetida de activación y desactivación o pulsada para generar formas de onda que proporcionan el tiempo de enfriamiento intermitente rápido durante el estado de ACTIVACIÓN. Las FIGS. 4B a 4D ilustran un segundo nivel de modulación y las FIGS. 4E a 4H ilustran un tercer nivel de modulación en la generación de una forma de onda de CORTE/COAG de la presente invención 400.

La FIG 4A ilustra un ejemplo de paquete 330 de una forma de onda 310 base de radiofrecuencia que se muestra de forma figurativa con el eje 302 del tiempo, tal como se muestra también en la FIG. 3C de la forma de onda 325 de CORTE descrita previamente. De igual manera, la forma de onda 325 de CORTE/COAG tiene un periodo 312 de 13,3 ms, un ciclo 314 de activación de 12,7 ms, un ciclo de desactivación de 0,6 ms, se aproxima a una frecuencia de 75 Hz y un ciclo de servicio del 96%.

Para ilustrar un segundo nivel de modulación, se muestra un “aumento” figurativo del tiempo que es aplicado al paquete 330 de manera que la FIG. 4B ilustra una parte del paquete 330 “aumentada” y más pequeña contra el eje 402 de tiempo. El eje 402 de tiempo representa una pequeña parte de tiempo dentro de un paquete 330. El módulo 30 de generación de forma de onda genera una segunda señal 415 de modulación por pulsos de la FIG. 4C que se aplica a la forma de onda 310 base de radiofrecuencia dentro del paquete 330 durante un ciclo 314 de ACTIVACIÓN. Una segunda modulación 415 por pulsos se ilustra como una forma de onda cuadrada con un ciclo de servicio repetido basado en el tiempo de estados 405 de ACTIVACIÓN/DESACTIVACIÓN que forma pulsos en el eje 402 de tiempo. La señal 415 de modulación por pulsos está ACTIVADA cuando el nivel es alto (figurativamente establecido en el nivel 442) y se encuentra DESACTIVADA cuando el nivel es bajo (figurativamente establecido en el nivel 440). Este ciclo adicional de activación y desactivación se aplica al paquete 330 de manera que la forma de onda 310 base de radiofrecuencia está ACTIVADA durante un ciclo 414 de activación de la segunda señal 415 de modulación por pulsos, y DESACTIVADA durante un ciclo 416 de desactivación de la segunda señal 415 de modulación por pulsos. Esta interrupción pulsada de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia forma sub-paquetes 430 repetidos, cada uno un sub-paquete de una forma de onda 310 base de radiofrecuencia dentro de un paquete 330. En este ejemplo, cada subpaquete 430 tiene además una envolvente de modulación rectangular formada por la fluctuación uniforme de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia entre las tensiones 322 y 324 figurativas.

Los sub-paquetes 430 se repiten en una frecuencia y ciclo de servicio que se adapta a los de la segunda señal 415 de modulación por pulsos que, en este ejemplo, es específica del modo de operación 400 de CORTE/COAG. En este ejemplo, el tiempo para completar un ciclo de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN, o periodo 412, de la segunda señal 415 de modulación por pulsos es de 0,093 ms lo que se aproxima a una frecuencia de 10,7 kHz. La duración de un ciclo 414 de activación de la segunda señal 415 de modulación por pulsos es de 0,069 ms y la duración del ciclo 416 de desactivación es de 0,024 ms, de manera que la señal 415 se aproxima a un ciclo de servicio del 74%, con un 74% de ACTIVACIÓN y un 26% de DESACTIVACIÓN. De igual manera, cada sub-paquete 430 de forma de onda 425 de CORTE/COAG tiene un periodo 412 de 0,093 ms, un ciclo 414 de activación de 0,069 ms, un ciclo de desactivación de 0,024 ms, y se aproxima a una frecuencia de 10,7 kHz y un ciclo de servicio del 74%. Un experto en el arte reconocerá que pueden utilizarse otras características de frecuencias de forma de onda, ciclos de servicio, y envolvente de modulación. Por ejemplo, en otra realización, el periodo 412 es de 0,069 ms lo que se aproxima a una frecuencia de 14,5 kHz con un ciclo de servicio del 74%. En un aspecto, se ha observado que un rango de frecuencia de 3 kHz a 19 kHz y un ciclo de servicio de 1 – 90% proporciona algunas propiedades beneficiosas. Específicamente, este rango de frecuencia, la penetración de la corriente de radiofrecuencia se minimiza para minimizar quemaduras. Además, el ciclo de servicio proporciona el espacio suficiente para permitir la cauterización. Por último, esta frecuencia crea un zumbido audible, de tal manera que el cirujano pueda determinar al escucharlo en qué modo se encuentra operando el instrumento quirúrgico. A medida que el ciclo de servicio se desplaza de 1 - 90%, la forma de onda resultante se desplaza más de hemo a corte.

En la FIG. 4D, los sub-paquetes 430 se repiten y se emiten de salida secuencialmente a la frecuencia de 10,7 kHz a lo largo de la duración del periodo 314 de ACTIVACIÓN del paquete 330. En una realización de la presente invención, cuando un periodo 314 de ACTIVACIÓN del paquete 330 termina, la repetición de los sub-paquetes 430 se detiene momento en el cual se ejecuta una parte 316 del ciclo de desactivación hasta el final de un único periodo 312 de forma de onda 325 y el proceso de repetir los sub-paquetes 430 comienza nuevamente con el comienzo de la siguiente aparición del ciclo 314 de activación de un paquete 330. La repetición de la frecuencia de 10,7 kHz de sub-paquetes 430 se realiza en unos tiempos para adaptarse dentro de los paquetes 330 de 75Hz más lentos. Para un ejemplo de paquete 330 con un periodo de 12,7 ms, se generarán aproximadamente 136,6 sub-paquetes 430 con un periodo de 0.093 ms, mediante el módulo 30 de generación de forma de onda. Aunque la forma de onda 310 base de radiofrecuencia durante los ciclos 316 de desactivación tal como se ilustra en este ejemplo, debería entenderse que puede aplicarse una modulación adicional, y que pueden generarse señales de forma de onda incluyendo la forma de onda 310 de radiofrecuencia durante los ciclos 316 de desactivación para proporcionar un nivel de potencia en particular a una herramienta electroquirúrgica.

Las FIGS. 4E a 4H muestran también gráficas basadas en el tiempo relacionadas con la generación de una forma de onda de CORTE/COAG del modo de operación 400 de CORTE/COAG. Las FIGS. 4E a 4H ilustran un ejemplo en el que una modulación de tercer nivel se aplica a una forma de onda. Por continuidad, la FIG. 4E ilustra un ejemplo de sub-paquete 430 de una forma de onda 425 con el eje 402 de tiempo tal como en la FIG. 4D. Para ilustrar un tercer nivel de modulación, un “aumento” figurativo del tiempo se aplica a un sub-paquete 430 de manera que la FIG. 4E ilustra una pequeña parte “aumentada” del sub-paquete 430 con el eje 502 de tiempo. Como tal, el eje 502 de tiempo representa una pequeña parte del tiempo dentro de un sub-paquete 430. El módulo 30 de generación de forma de onda genera una tercera señal 515 de modulación por pulsos de la FIG. 4G que se aplica a una forma de onda 310 base de radiofrecuencia dentro del sub-paquete 430 durante un ciclo 414 de ACTIVACIÓN. La tercera modulación 515 por pulsos se ilustra como una forma de onda cuadrada con un ciclo de servicio basado en el tiempo de estados 505 de ACTIVACIÓN/DESACTIVACIÓN. La tercera señal 515 de modulación por pulsos está ACTIVADA cuando el nivel es alto (figurativamente, nivel 542) y está DESACTIVADA cuando el nivel de señal es bajo (figurativamente nivel 540). Este ciclo de activación y desactivación se aplica al sub-paquete 430 de manera que la forma de onda 310 base de radiofrecuencia se activa durante el ciclo 514 de activación de la tercera señal

515 de modulación por pulsos y la forma de onda 310 base de radiofrecuencia durante el ciclo de desactivación. Esta interrupción pulsada de la forma de onda 310 base de radiofrecuencia forma aún otro nivel de sub-paquetes 530 repetidos denominado "sub-paquetes 530 de segundo nivel" o "sub-sub-paquetes 530" dentro del sub-paquete 430. En este ejemplo, cada "sub-sub-paquete 530" tiene además una forma rectangular por la fluctuación uniforme de la forma 310 base de radiofrecuencia entre las tensiones 322 y 324 figurativas. Pueden aplicarse múltiples niveles de modulación, y pueden programarse múltiples "N" niveles de sub-paquetes o "sub N paquetes" de forma de onda para proporcionar niveles de potencia ajustados finamente que pueden aplicarse a un instrumental de mano electroquirúrgico.

Los sub-paquetes 530 de segundo nivel se repiten en una frecuencia y ciclo de servicio que se adapta al de la tercera señal 515 de modulación pulsada y son específicos para el modo de operación 400 de CORTE/COAG. El tiempo para completar un ciclo de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN, o periodo 512, de la tercera señal 515 de modulación por pulsos es de 0,0005 ms lo que se aproxima a una frecuencia de 2 MHz. La duración del ciclo 514 de activación de la tercera señal 515 de modulación por pulsos es de 0,00025 ms y la duración del ciclo 516 de desactivación es de 0,00025 ms de manera que esta señal se aproxima a un ciclo de servicio del 50%, con 50% de ACTIVACIÓN y 50% de DESACTIVACIÓN. De igual manera, cada uno de los sub-paquetes 530 de segundo nivel tal como se muestra en la forma de onda 525 de CORTE/COAG, tiene un periodo 512 de 0,0005 ms, un ciclo 514 de activación de 0,00025 ms, un ciclo 516 de desactivación de 0,00025 ms, y se aproxima a una frecuencia de 2 MHz y un ciclo de servicio de 50%. Un experto en la técnica reconocerá que pueden utilizarse otras características de forma de onda.

En la FIG. 4H, los sub-paquetes 530 de segundo nivel se repiten y se emiten de salida secuencialmente en una frecuencia de aproximadamente 2 MHz durante la duración del periodo 414 de ACTIVACIÓN del sub-paquete 430. En este ejemplo, cuando el periodo 414 de ACTIVACIÓN del sub-paquete 430 de la FIG. 4E termina, la repetición de los sub-paquetes 530 de segundo nivel se detiene, tiempo en el cual la parte 416 del ciclo de desactivación del sub-paquete se ejecuta hasta el final de un único periodo 412 de forma de onda 425. El proceso de repetir los sub-paquetes 530 de segundo nivel comienza nuevamente con el inicio de la siguiente aparición del sub-paquete 430. La repetición de los sub-paquetes 530 de segundo nivel de una frecuencia de 2 MHz se realizan en unos tiempos para ajustarse dentro tanto de los sub-paquetes 430 de 10,7 kHz más lentos como los paquetes 310 de 75Hz aún más lentos. Para un ejemplo de sub-paquete 430 con un periodo de 0,093 ms, se generarán aproximadamente 372 sub-paquetes 530 de segundo nivel con un periodo de 0,00025 ms mediante el módulo 30 de generación de formas de ondas. Aunque la forma de onda 310 base de radiofrecuencia está DESACTIVADA durante los ciclos 316, 416 y 516 de desactivación en este ejemplo, debe entenderse que pueden utilizarse señales de forma de onda durante estos ciclos de desconexión para proporcionar un nivel de potencia en particular a una herramienta electroquirúrgica.

En este ejemplo, la forma de onda de CORTE/COAG para el modo de operación 400 de CORTE/COAG es generada por los circuitos 10 de radio frecuencia y se utiliza para proporcionar potencia de radiofrecuencia a un instrumental quirúrgico monopolar para un procedimiento de CORTE/COAG que combina el corte y la hemostasia de tejidos en un procedimiento quirúrgico. En una realización, el modo 400 de CORTE/COAG opera a una configuración de potencia máxima de 84 vatios y una relación potencia de pico/potencia media de 70%, según se desee para un procedimiento electroquirúrgico, proporcionando tanto capacidades de corte como de coagulación. Debería entenderse que pueden utilizarse otras formas de onda para proporcionar una señal de forma de onda deseable para un procedimiento quirúrgico de CORTE/COAG.

En otra realización de la presente invención, el módulo 30 de generación de forma de onda proporciona formas de onda para un modo de operación de HEMO. En una realización, el modo de operación de HEMO emplea múltiples niveles de modulación de forma de onda. En el modo de HEMO, el cirujano desea ante todo y de forma rápida coagular o cauterizar el área de tejido utilizando una combinación de paquetes de señal pulsada para coagulación denominada "Coagulación por pulsos". En un ejemplo, el modo de operación de HEMO emplea dos niveles de modulación con diferentes frecuencias de ciclos de servicio de forma onda.

Un ejemplo de modo de operación de HEMO emplea una forma de onda 310 base de radiofrecuencia con una forma de onda oscilante y una frecuencia de 4MHz, un primer nivel de modulación con un ciclo de servicio del 96%, y un segundo nivel de modulación con un ciclo de servicio del 50% y con los siguientes ejemplos de condiciones:

HEMO

Primer periodo 312 del paquete de modulación	13,3 ms
Primer ciclo 314 de activación del paquete de modulación	12,7 ms
Primer ciclo 316 de desactivación del paquete de modulación	0,6 ms

Segundo periodo 412 del sub-paquete de modulación	0,093 ms
Segundo ciclo 414 de activación del sub-paquete de modulación	0,0465 ms
Segundo ciclo 416 de desactivación del sub-paquete de modulación	0,0465 ms

En un ejemplo de realización, la forma de onda para HEMO opera a una potencia media máxima de 60 vatios y una relación potencia de pico/potencia media de 35% para proporcionar potencia a un instrumental de mano monopolar o una herramienta 58 monopolar.

- 5 En otra realización de la presente invención, los circuitos 10 de radiofrecuencia se utilizan para proporcionar potencia a un instrumental de mano 68 bipolar. En un ejemplo de este tipo, el módulo 30 de generación de forma de onda proporciona señales de forma de onda para un modo de operación de HEMO BIPOLAR utilizando una frecuencia de forma de onda base de radiofrecuencia más baja que la utilizada para la potencia monopolar, pero aún utilizando uno o más niveles de modulación de la forma de onda. Un ejemplo de un modo de operación de HEMO
- 10 BIPOLAR emplea una forma de onda 310 base de radiofrecuencia con una forma de onda oscilante con una frecuencia de 1,7 MHz y utiliza un nivel de modulación con un ciclo de servicio que se aproxima a un ciclo de servicio de 48% a 59% y se aproxima a una frecuencia de 37,5 Hz utilizando las siguientes condiciones:

HEMO BIPOLAR

Primer periodo 312 del paquete de modulación	26,6 ms
Primer ciclo 314 de activación del paquete de modulación	12,7 ms
Primer ciclo 316 de desactivación del paquete de modulación	13,9 ms

- 15 En un ejemplo de realización, la forma de onda de HEMO BIPOLAR opera a una potencia media máxima de 40 vatios y a una relación potencia de pico/potencia media de 35% para proporcionar potencia al instrumental de mano 68 bipolar u a otra herramienta bipolar.

- En otra realización de la presente invención, el módulo 30 de generación de forma de onda de los circuitos 10 de radiofrecuencia se utiliza para proporcionar formas de onda para un modo de operación TURBO BIPOLAR. Un
- 20 ejemplo de modo de operación TURBO BIPOLAR emplea una forma de onda 310 base de radiofrecuencia con una forma de onda oscilante con una frecuencia de 1,7 MHz y utiliza un nivel de modulación con un ciclo de servicio del 96% utilizando las siguientes condiciones:

TURBO BIPOLAR.

Primer periodo 312 del paquete de modulación	13,3 ms
Primer ciclo 314 de activación del paquete de modulación	12,7 ms
Primer ciclo 316 de desactivación del paquete de modulación	0,6 ms

- 25 En un ejemplo de realización, la forma de onda de TURBO BIPOLAR opera a una potencia media máxima de 120 vatios para proporcionar potencia a un instrumental de mano bipolar o una herramienta 68 bipolar. Otro ejemplo de una forma de onda de la presente invención suministra una potencia media máxima de 90 vatios para un modo de operación quirúrgica bipolar.

- La FIG. 5A a 5E son gráficas basadas en el tiempo cada una de las cuales está relacionada con la generación de
- 30 una forma de onda triangular para un modo de operación 700. El eje 704 vertical ilustra figurativamente un nivel de tensión y el eje 702 de tiempo horizontal ilustra figurativamente el tiempo para las formas de onda de las FIGS. 5A, 5C, y 5E. En otra realización, el eje 704 vertical ilustra el nivel de corriente o potencia de una forma de onda. El eje 702 de tiempo y el eje 704 de tensión no están destinados a ser interpretados literalmente a escala, sino que en

lugar de ello, proporcionan una representación gráfica de características de cada una de las formas de onda de las FIGS. 5A, 5C y 5E.

La FIG. 5A ilustra una forma de onda oscilante, una forma de onda 610 base de radiofrecuencia, con una frecuencia en el espectro de radiofrecuencia. La FIG. 5B ilustra una señal 615 de modulación triangular que está formada de una señal, que se repite basada en el tiempo, de cambio de amplitud 705 o nivel en el tiempo. La señal 615 de modulación triangular ilustra figurativamente el efecto de la modulación en el eje 702 de tiempo y el eje 705 de amplitud, lo que se utiliza para modular la forma de onda 610 base de radiofrecuencia para proporcionar la forma de onda 625 triangular de la FIG 5C. La señal 615 de modulación triangular tiene una forma triangular que se repite de amplitud decreciente desde el nivel 642 superior hasta el nivel 640 inferior y se aplica a la forma de onda 610 base de radiofrecuencia de tal modo como para modular la forma de onda 610 base de radiofrecuencia para formar una señal repetida de tensión 704 decreciente en el tiempo 702. Esta primera modulación de forma de onda 610 base de radiofrecuencia forma paquetes 630 cada uno con una envolvente 630 de modulación en forma triangular formada mediante la amplitud o tensión decreciente de la forma de onda 710 de un nivel máximo figurativo de 622 hasta una nivel mínimo figurativo de 624. La tensión 624 baja puede ser una tensión positiva baja o cero o bien, alternativamente, puede ser una tensión negativa tal como en el caso de una corriente alterna. La forma de onda 625 triangular ilustra una forma de onda con paquetes 630 en forma triangular o envolventes de modulación que se repiten en un intervalo o periodo 612. En este ejemplo, la forma de onda 625 triangular está ACTIVADA durante la parte 614 del ciclo de activación y DESACTIVADA durante la parte 616 del ciclo de desactivación. En este ejemplo, unas cantidades iguales del ciclo de desactivación se ajustan a un nivel 624 de tensión que puede ser un valor de tensión cero, o ajustarse a cualquier otro nivel de tensión según se desee para proporcionar un nivel de potencia de salida en particular a una herramienta electroquirúrgica.

En un segundo nivel de modulación de forma de onda 625 triangular, la FIG. 5D ilustra un ciclo 715 de servicio de onda cuadrada que se utiliza para modular la forma de onda 625 triangular. El ciclo 715 de servicio de onda cuadrada está ACTIVADA cuando el nivel de señal del eje 805 de activación/desactivación (figurativamente el nivel 752) y está DESACTIVADA cuando el nivel de señal es bajo (figurativamente el nivel 750). Este ciclo de activación y desactivación se aplica a una forma de onda 625 triangular de manera que la forma de onda 710 se activa durante el ciclo 714 de activación de la señal 715 de modulación cuadrada y se desactiva durante el ciclo 716 de desactivación. Esta interrupción pulsada de la forma de onda 625 triangular forma sub-paquetes 730 discretos y repetidos. La FIG. 5E ilustra una forma de onda 725 de la presente invención después de una segunda modulación de la forma de onda 625 triangular mediante los pulsos basados en el tiempo de la señal 715 de modulación cuadrada. Cada sub-paquete 730 tiene una forma no uniforme formada por la interrupción pulsada de paquetes 630 en forma triangular. En este ejemplo, se genera un sub-paquete 730 no uniforme con un periodo 712, un ciclo 714 de activación y un ciclo 716 de desactivación mediante circuitos 10 de radiofrecuencia y se utiliza para proporcionar potencia de radiofrecuencia a un instrumental de mano quirúrgico para un ejemplo de procedimiento quirúrgico. Como tal, el módulo 30 de generación de forma de onda puede utilizarse para generar formas de onda en un amplio rango de características que incluyen un número casi ilimitado de formas de paquetes, formas de la envolvente de modulación, frecuencias de pulsos y niveles de modulación.

La FIG. 6 ilustra gráficamente el efecto estabilizante de un sistema de realimentación de circuitos 56 y 66 de detección de potencia que proporcionan datos al circuito 80 de control de realimentación de potencia para el ajuste de la fuente de alimentación 14. El eje X de la FIG. 6 representa la resistencia de carga según se mide en ohms en una escala base de Log10 de 0 a aproximadamente 2000 ohms. En un ejemplo, la resistencia de carga se mide directamente en los circuitos 56 y 66 de detección de potencia. En otro ejemplo, se calcula la resistencia de carga utilizando datos recogidos mediante circuitos 56 y 66 de detección de potencia y a continuación se combinan con programas lógicos o de algoritmos del circuito 80 de control de realimentación de potencia. El eje Y de la FIG. 6 representa la salida de potencia (en vatios) mediante los circuitos 10 de radiofrecuencia y según se produce, por ejemplo, en la señal 46 de salida del MOSFET 44 de potencia. Debe entenderse que pueden utilizarse otros puntos de medición para monitorizar y caracterizar la potencia de salida de la presente invención con respecto a la resistencia de carga. Cada una de las líneas de datos representadas en la gráfica de la FIG. 6 representa un modo específico de operación quirúrgica de una herramienta electroquirúrgica de la presente invención. Por ejemplo la línea 802 de la gráfica representa la carga de potencia versus la salida de potencia para un ejemplo de modo de operación 300 de CORTE, tal como se discute con las FIGS. 3A a 3C. La línea 804 de la gráfica representa la carga de potencia versus la salida de potencia para un ejemplo de modo de operación 400 de CORTE/COAG, tal como se discute con las FIGS. 4A a 4H. La línea 806 de la gráfica representa un ejemplo del modo de HEMO y la línea 808 de la gráfica representa un ejemplo del modo de operación electroquirúrgica de FULGURAR. La gráfica de la FIG. 6 ilustra una salida de potencia en general constante que se produce sobre valores de resistencia de carga variados. Cada una de estas líneas de la gráfica, a la vez que operan a un nivel diferente de potencia de salida (vatios) en el eje y, son estables, si no planas, sobre la resistencia de carga (ohms) variada del eje x que ilustra el impacto objetivo de estabilización de los ajustes en tiempo real a la fuente de alimentación 14, según se prevé mediante el circuito 80 de realimentación de potencia de la presente invención.

En un ejemplo de operación de los circuitos 10 de radiofrecuencia de la presente invención, un cirujano o usuario puede proporcionar la selección 16 de usuario como una entrada para un número de parámetros operativos que se

utilizan para operar el instrumento quirúrgico. Los parámetros operativos pueden incluir, pero no se limitan a, un modo de operación quirúrgica, una configuración de potencia, y un modo de potencia. En un ejemplo, los parámetros operativos se comunican al instrumento electroquirúrgico mediante una entrada a la selección 16 de usuario, tal como activando un conmutador de dedo en un instrumental de mano, activando un conmutador de pedal, o tocando una característica de pantalla táctil o un botón en una pantalla de entrada. La selección 16 de usuario se comunica al programa 22 de control de operaciones del procesador 12 principal y se utiliza para ejecutar programas de control almacenados para la generación de señales de forma de onda mediante el módulo 30 de generación de forma de onda. En un ejemplo, la selección 16 del usuario introduce un modo de operación quirúrgico de CORTE con un instrumental de mano monopolar en una configuración de potencia deseada y el módulo 30 de generación de forma de onda genera una forma de onda 435 de CORTE según se describe con las FIGS. 3A a 3C. En otro ejemplo de operación en el que la selección 16 del usuario ha seleccionado un modo de operación quirúrgico de CORTE/COAG que utiliza un instrumental de mano monopolar, el módulo 30 de generación de forma de onda genera una forma de onda 400 de CORTE/COAG según se describe con las FIGS. 4A a 4H. Debe entenderse que cualquier número de programas puede almacenarse y ejecutarse para producir cualquier número de señales de forma de onda en base a una selección 16 de usuario.

En base a la entrada de la selección 16 del usuario, el módulo 30 de generación de forma de onda emite de salida la señal 32 de forma de onda seleccionada para la amplificación 40 y envía de entrada una señal de polarización 42 de puerta al amplificador de potencia MOSFET 44. Al mismo tiempo, el programa 22 de control de operaciones detecta el nivel de potencia seleccionado y se comunica con la fuente de alimentación 14 para proporcionar el nivel apropiado de la fuente de alimentación 14 al MOSFET 44 de potencia para amplificar la señal 34 de la forma de onda de salida. La potencia 46 de radiofrecuencia de salida del amplificador de potencia MOSFET 44 se comprueba en el modo de comprobación 50 para verificar que el correcto instrumental de mano, ya sea monopolar o bipolar, será activado en base a la entrada de la selección 16 del usuario en el programa 26 de control de modo. El modo de comprobación 50 verifica que la potencia 46 de radiofrecuencia de salida se adapta a los valores esperados de los parámetros del programa 26 de control de modo. Dependiendo del modo de potencia seleccionado y verificado, la señal 52 o 62 de potencia se alimenta a continuación o bien al transformador 54 monopolar o bien al transformador 64 bipolar. En cada caso, el transformador 54 o 64 suministra potencia al instrumental de mano 58 o 68 electroquirúrgico asociado o herramienta asociada para su uso a la hora de realizar el procedimiento quirúrgico seleccionado tal como CORTE, CORTE/COAG, Pulso Mixto u otro modo de operación seleccionado. En otro ejemplo de la invención, puede requerirse una entrada adicional de la selección 16 de usuario, tal como una señal de entrada del botón de activación o de un conmutador de pedal, antes de la activación de la señal 52 o 62 de potencia hacia el instrumental de mano 58 o 68.

Durante su operación, los ejemplos de circuitos 56 de detección monopolares o los circuitos 66 de detección bipolares recogen datos de medición relacionados con el nivel de potencia y la resistencia de carga del instrumental de mano electroquirúrgico durante un procedimiento quirúrgico. Las lecturas recogidas se alimentan al circuito 80 de control de realimentación de potencia para su análisis y comparación con niveles de potencia objetivo. Las señales de control de ajuste de potencia se envían desde el circuito 80 de control de realimentación a la fuente de alimentación 14 cuando se necesite. Los datos de medición paramétricos del circuito 56 o 66 de detección de potencia se envían continuamente al circuito 80 de control de realimentación de potencia para la determinación de cualquier ajuste de potencia que se alimenta a continuación a la fuente de alimentación 14 para proporcionar un nivel de potencia de salida que se adapta continuamente al nivel de potencia deseado en el instrumental de mano electroquirúrgico.

En una realización, el visualizador de salida y los componentes 18 de estado reciben datos del visualizador de salida y del programa 28 de control de estado y los circuitos 56 o 66 de detección de potencia para proporcionar un estado en tiempo real de las condiciones operativas y las alarmas de manera que la presente información se proporciona al cirujano del instrumento electroquirúrgico.

En esta especificación, diversas realizaciones preferidas pueden haberse descrito en referencia a los dibujos anexos. Resultará evidente, sin embargo, que diversas modificaciones y cambios pueden realizarse a las mismas, y pueden implementarse realizaciones adicionales sin apartarse del alcance más amplio de la invención, según se expone en las siguientes reivindicaciones. La presente invención, por tanto, no ha de ser interpretada como estando limitada a realizaciones particulares y la especificación y los dibujos deben considerarse en sentido ilustrativo más que en sentido restrictivo.

Se apreciará que el sistema y los métodos descritos en el presente documento tienen amplias aplicaciones. Las realizaciones anteriores han sido elegidas y descritas para ilustrar los principios de los métodos y aparatos además de algunas aplicaciones prácticas. La descripción precedente permite que otros expertos en la técnica utilicen métodos y aparatos en diversas realizaciones y con diversas modificaciones según sean adecuadas para el uso contemplado en particular. De acuerdo con las disposiciones de los estados de la patente, los principios y los modos de operación de esta invención han sido explicados e ilustrados en los ejemplos de realizaciones.

Se pretende que el alcance de los presentes aparatos sean definidos por las siguientes reivindicaciones. Sin embargo, debe entenderse que esta invención puede ponerse en práctica de otro modo distinto a lo que se explica y se ilustra específicamente sin apartarse de su alcance. Debe entenderse por parte de los expertos en la técnica que diversas alternativas a las realizaciones descritas en el presente documento pueden emplearse a la hora de poner en práctica las reivindicaciones sin apartarse del espíritu y el alcance tal como se define en las siguientes reivindicaciones. El alcance de la invención debe determinarse, no en referencia a la anterior descripción, sino debería en su lugar determinarse en referencia a las reivindicaciones adjuntas, junto con el alcance completo de los equivalentes para los que tales reivindicaciones estén autorizadas. Se anticipa y se pretende que los futuros desarrollos ocurrirán en las artes discutidas en el presente documento, y que los sistemas y métodos divulgados serán incorporados en dichos ejemplos futuros. Además, todos los términos utilizados en las reivindicaciones están destinados para que se les otorgue sus construcciones razonables más amplias y sus significados ordinarios tal como se entiende por parte de los expertos en la técnica a menos que se realice una indicación explícita de lo contrario en el presente documento. En particular, el uso de los artículos en singular tales como "uno/a", "el, la", "dicho/a", etc., deberían leerse como una referencia a uno o más de los elementos indicados a menos que una reivindicación exprese una limitación explícita a lo contrario. Se pretende que las siguientes reivindicaciones definan el alcance de la invención y el aparato dentro del alcance de estas reivindicaciones. En resumen, debe entenderse que la invención puede modificarse y variarse y está limitada únicamente por las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (10) para generar potencia de radiofrecuencia para un instrumento electroquirúrgico, comprendiendo dicho dispositivo (10):

5 un controlador (12) programado para generar una señal eléctrica que tiene una forma de onda (310) oscilante de entre 200 kHz y 4MHz y para modular dicha forma de onda (310) oscilante entre una pluralidad de estados de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN (314, 316) en una frecuencia de entre 37 Hz y 75 Hz para crear paquetes (330) discretos de la forma de onda en la pluralidad de estados de ACTIVACIÓN;

un amplificador (44) en comunicación con dicha forma de onda eléctrica que amplifica dicha forma de onda para crear una señal eléctrica de salida; y

10 un conector electroquirúrgico configurado para recibir un instrumento (58, 68) electroquirúrgico y para pasar dicha señal eléctrica de salida a dicho instrumento (58, 68);

15 en donde la forma de onda (310) oscilante tiene una frecuencia en el espectro de radiofrecuencia y en donde la pluralidad de estados (314, 316) de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN que crean los paquetes discretos tiene una frecuencia que es menor que la frecuencia de la forma de onda (310) oscilante;
caracterizado por que

el controlador (12) está programado para modular dicha forma de onda (310) oscilante entre la pluralidad de estados (314, 316) de ACTIVACIÓN y DESACTIVACIÓN en un ciclo de servicio de entre 90% y 98% para crear los paquetes (330) discretos;

20 el controlador (12) está configurado para modular cada uno de los paquetes discretos entre los estados de SUB ACTIVACIÓN y SUB DESACTIVACIÓN (414, 416) para formar una pluralidad de al menos un primer nivel de paquetes (430) sub-discretos tiene una frecuencia que es menor que la frecuencia de la forma de onda (310) oscilante y mayor que la frecuencia de los paquetes discretos.

2. El dispositivo (10) según la reivindicación 1, en donde:

25 una frecuencia de los estados (414, 416) de SUB ACTIVACIÓN y de SUB DESACTIVACIÓN está entre 3 kHz y 19 kHz con un ciclo de servicio de entre 1% y 90%.

3. El dispositivo (10) según la reivindicación 1, en donde la forma de onda (310) oscilante es una onda sinusoidal alterna que fluctúa entre un primer nivel (324) de tensión mínima y un primer nivel (322) de tensión máxima.

30 4. El dispositivo (10) según la reivindicación 1, en donde el controlador (12) está configurado para modular cada uno de los sub-paquetes (430) discretos entre los estados de SUB ACTIVACIÓN de segundo nivel y de SUB DESACTIVACIÓN de segundo nivel para formar una pluralidad de sub-paquetes (530) discretos de segundo nivel dentro de cada uno de los sub-paquetes discretos.

35 5. El dispositivo (10) según la reivindicación 4, en donde la pluralidad de estados de SUB ACTIVACIÓN de segundo nivel y de SUB DESACTIVACIÓN de segundo nivel que crean sub-paquetes (530) discretos de segundo nivel, tiene una frecuencia que es menor que la frecuencia de la forma de onda (310) oscilante y mayor que la frecuencia de los sub-paquetes (430) discretos.

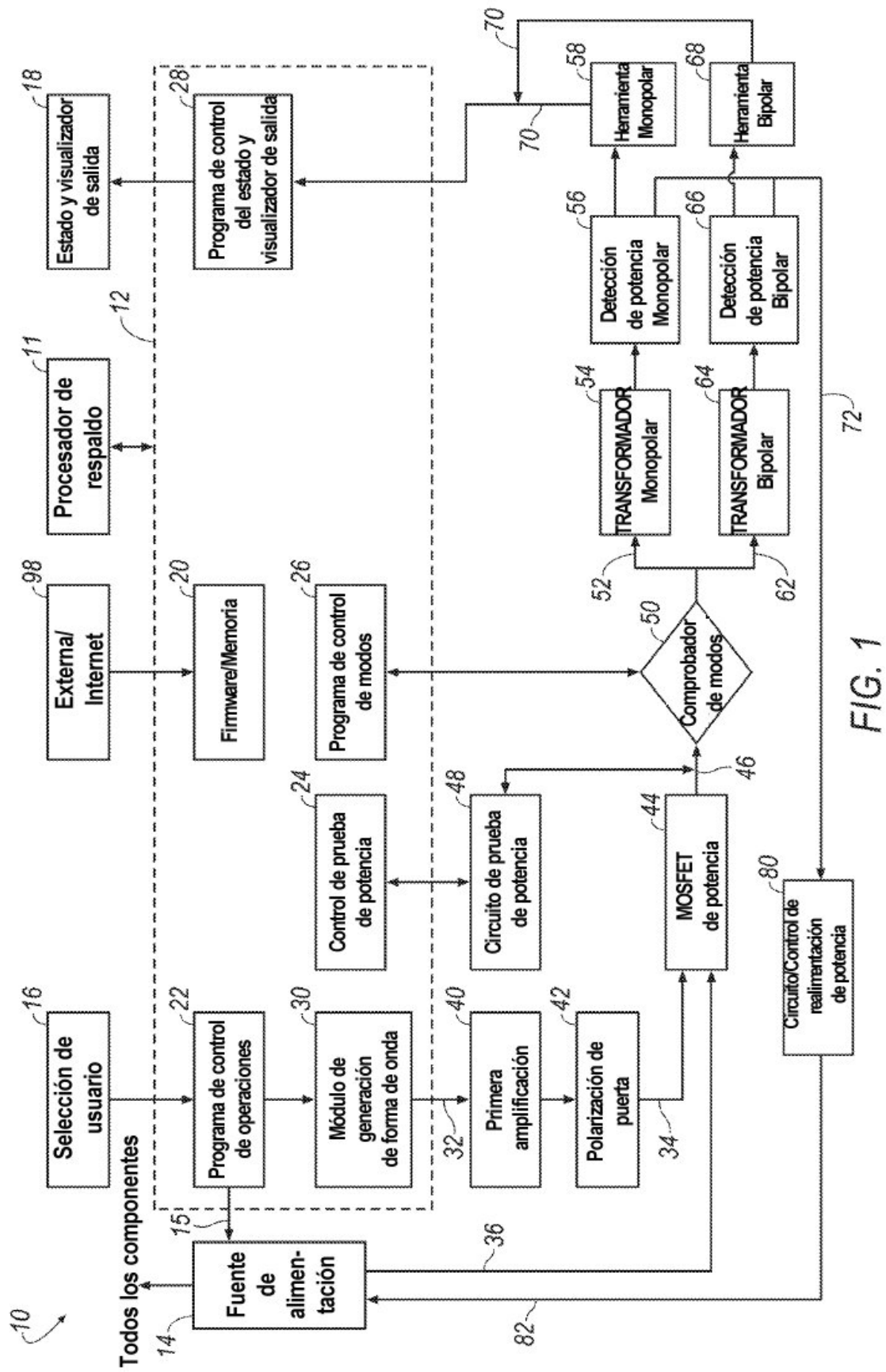
6. El dispositivo (10) según la reivindicación 1, que además comprende:

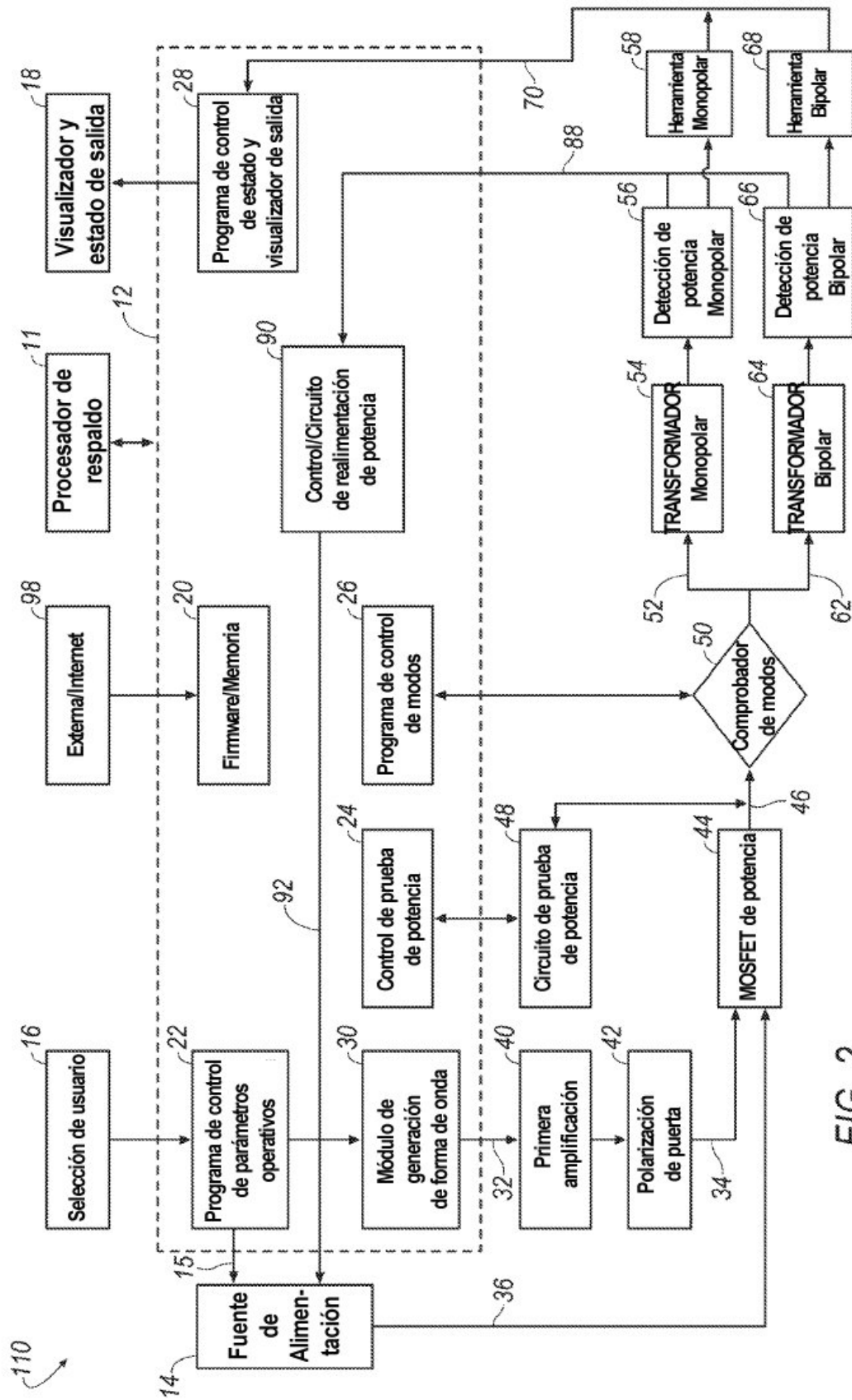
el instrumento (58, 68) electroquirúrgico;

40 al menos un dispositivo (56, 66) de detección dispuesto dentro de dicho instrumento (58, 68) electroquirúrgico, dicho dispositivo (56, 66) de detección configurado para recoger señales de uso de energía eléctrica del instrumento (58, 68) electroquirúrgico, que representa una cantidad de potencia que se está distribuyendo a un campo operativo mediante el instrumento electroquirúrgico; y

un circuito (80) de realimentación en conexión eléctrica con el dispositivo (56, 66) de detección para recibir señales del uso de energía eléctrica y ajustando la señal de salida al instrumento electroquirúrgico para mantener la cantidad de potencia en el campo operativo sustancialmente constante.

45





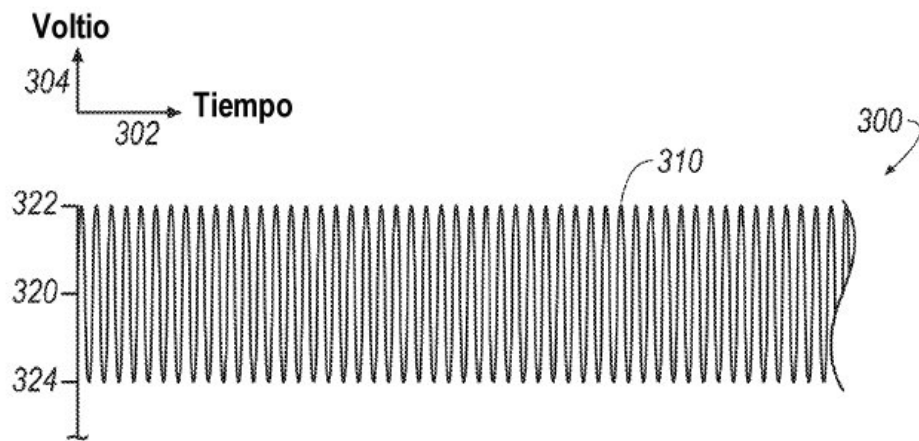


FIG. 3A

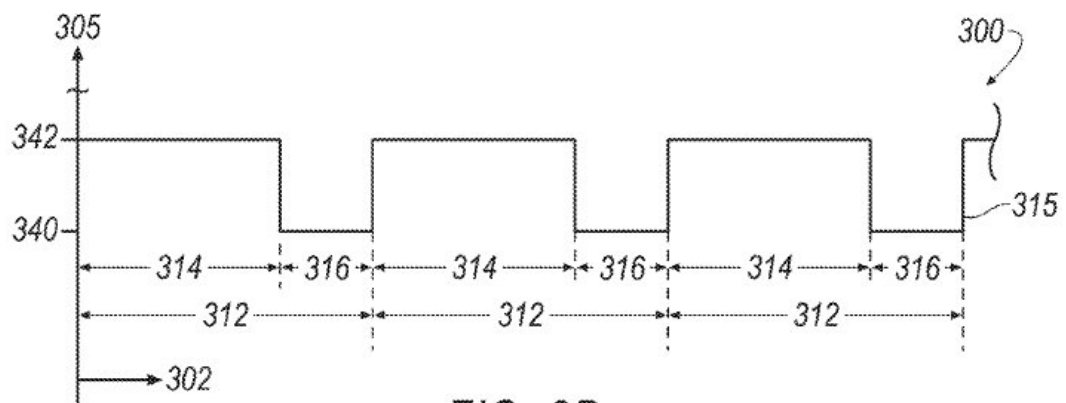


FIG. 3B

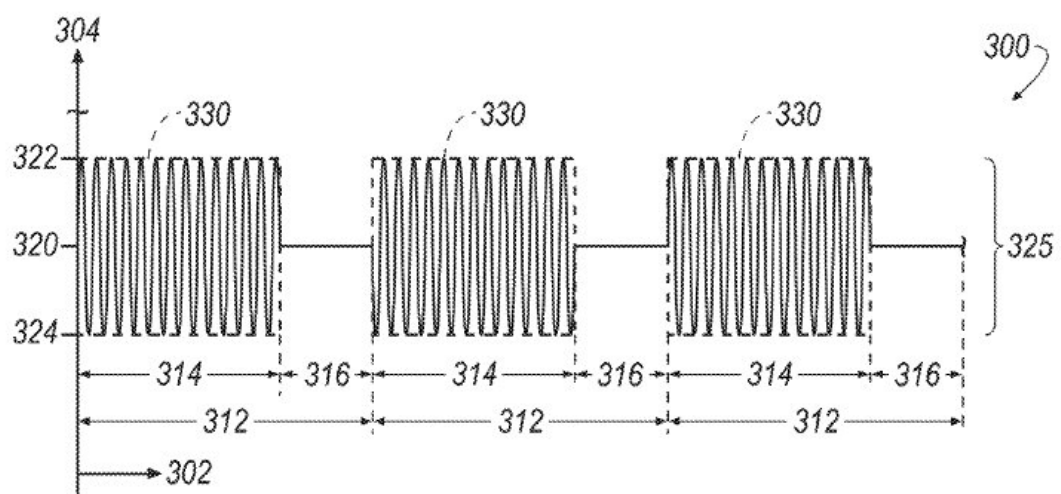


FIG. 3C

