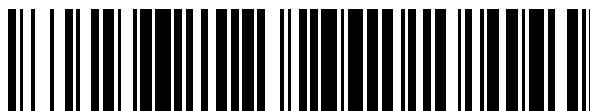


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 378 899**

51 Int. Cl.:  
**A61B 18/12** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **07001484 .0**  
96 Fecha de presentación: **24.01.2007**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1810629**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.07.2007**

54 Título: **Generador electroquirúrgico que utiliza múltiples circuitos resonantes de inductor/condensador**

30 Prioridad:  
**24.01.2006 US 338309**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**18.04.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**18.04.2012**

73 Titular/es:  
**COVIDIEN AG  
VICTOR VON BRUNS-STRASSE 19  
8212 NEUHAUSEN AM RHEINFALL, CH**

72 Inventor/es:  
**Orszulak, James H.**

74 Agente/Representante:  
**de Elzaburu Márquez, Alberto**

**ES 2 378 899 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 electroquirúrgico que utiliza múltiples circuitos resonantes de inductor/condensador

### ANTECEDENTES

#### 1. Campo

5 La presente invención se refiere generalmente a un sistema electroquirúrgico y, más específicamente, a un generador electroquirúrgico para suministrar energía de radiofrecuencia (RF) de alta potencia utilizando redes de inductor-condensador (LC) resonantes múltiples y un módulo de conmutación para ajustar la energía con el fin de hacerla adecuada para una variedad de procedimientos quirúrgicos.

#### 2. Descripción de la técnica relacionada

10 La electrocirugía implica la aplicación de corriente eléctrica de radiofrecuencia (RF) elevada a un lugar de cirugía, a fin de cortar, someter a ablación o coagular tejido. En la electrocirugía monopolar, un electrodo de fuente o activo suministra energía de radiofrecuencia desde el generador electroquirúrgico al tejido, y un electrodo de retorno transporta la corriente de vuelta al generador. En la electrocirugía monopolar, el electrodo de fuente forma parte, típicamente, de un instrumento quirúrgico que sujeta al cirujano y que se aplica al tejido que se ha de tratar. Un  
15 electrodo de retorno del paciente se coloca a distancia del electrodo activo a fin de transportar la corriente de vuelta al generador.

En la electrocirugía bipolar, un instrumento de mano porta, generalmente, dos electrodos, por ejemplo, un fórceps o pinza electroquirúrgica. Uno de los electrodos del instrumento de mano funciona como el electrodo activo y el otro como el electrodo de retorno. El electrodo de retorno se coloca en estrecha proximidad con el electrodo activo (esto es, el que suministra corriente), de tal manera que se forma un circuito eléctrico entre los dos electrodos. De esta  
20 forma, la corriente eléctrica aplicada se limita al tejido corporal situado entre los dos electrodos.

En electrocirugía, el tipo de energía que se prefiere es la potencia de radiofrecuencia (RF). Sin embargo, ha de generarse energía de RF que tenga la frecuencia suficiente, de manera que la energía de RF pueda utilizarse para cortar, coagular, etc. tejido mediante el mantenimiento de un calentamiento térmico del tejido durante periodos de tiempo prolongados. El actual estado de la técnica de los generadores electroquirúrgicos no proporciona energía de RF lo suficientemente potente durante los periodos de tiempo prescritos. Además, para cada tipo de procedimiento electroquirúrgico (por ejemplo, monopolar, bipolar, de cierre u obturación de vasos) se utiliza un generador diferente. Véase el documento US-A-4.188.927, por generador electroquirúrgico que tiene una fuente diferente para cada uno de entre desecación de tejido, corte de tejido y fulguración.

30 Existe, en consecuencia, la necesidad de un generador electroquirúrgico que pueda desarrollar potencia de RF con una elevada eficiencia y que pueda ser utilizado para proporcionar energía de RF adecuada para llevar a cabo diversos tipos de procedimientos electroquirúrgicos.

### SUMARIO

35 La presente invención proporciona un generador electroquirúrgico que incluye una etapa de salida de RF, conectada a una fuente de suministro de potencia de CC [corriente continua –“DC (Direct Current)”]. La etapa de salida de RF incluye dos conexiones que reciben la energía de CC y que están conectadas a un transformador. Cada una de las dos conexiones incluye un componente de conmutación que se hace alternar cíclicamente entre posiciones conectada y desconectada a la misma frecuencia pero con una relación de desfase de 180 grados, y un circuito resonante de inductor-condensador en paralelo. Las dos conexiones incluyen también un circuito resonante de inductor-condensador en serie, orientado en un arrollamiento primario del transformador. La primera conexión produce un primer perfil o forma de onda semisinusoidal positiva, y la segunda conexión produce también una segunda forma de onda semisinusoidal positiva, la cual está retardada en fase 180 grados con respecto a la primera forma de onda semisinusoidal positiva. Los perfiles o formas de onda se combinan en el transformador para formar un perfil o forma de onda senoidal adecuada para procedimientos electroquirúrgicos que implican energía de RF. La  
45 etapa de salida de RF también incluye un módulo de conmutación que tiene dos condensadores, cada uno de los cuales está orientado en paralelo con los condensadores de los circuitos de inductor-condensador en paralelo. El módulo de conmutación es controlado por un módulo de selección que cierra y abre tres conmutadores del módulo de conmutación con el fin de incluir los condensadores en el circuito, con lo que se modifica la onda sinusoidal resultante.

50 La presente invención se refiere también a un generador electroquirúrgico que incluye un módulo de selección configurado para transmitir señales de control destinadas a ajustar el generador electroquirúrgico para que produzca formas de onda sinusoidales adecuadas para el al menos un modo electroquirúrgico, así como una etapa de salida de RF destinada a generar formas de onda sinusoidales para el al menos un modo electroquirúrgico. La etapa de salida de RF está conectada a una fuente de suministro de potencia de CC que incluye una primera y segunda conexiones, de manera que la primera conexión incluye un primer componente de conmutación y un primer circuito  
55

5 resonante de inductor-condensador en paralelo, y la segunda conexión incluye unos segundos componentes de conmutación y un segundo circuito resonante de inductor-condensador en paralelo. Los primer y segundos componentes de conmutación están configurados para abrirse y cerrarse a una frecuencia predeterminada basándose en una señal de accionamiento dual correlacionada en fase y emitida por un dispositivo de accionamiento, y se encuentran en una relación mutua de desfase de 180 grados.

10 El primer circuito resonante de inductor-condensador en paralelo está configurado para producir una primera forma de onda semisinusoidal positiva y el segundo circuito resonante de inductor-condensador en paralelo está configurado para producir una segunda forma de onda semisinusoidal positiva, que está retrasada en fase 180 grados con respecto a la primera forma de onda semisinusoidal positiva. La etapa de salida de RF incluye adicionalmente un transformador que tiene un arrollamiento primario y un arrollamiento secundario, que constituye un lado de conexión a un paciente, así como un circuito resonante de inductor-condensador en serie. El circuito resonante de inductor-condensador en serie y el transformador están configurados para generar una forma de onda sinusoidal. La etapa de salida de RF incluye adicionalmente un módulo de conmutación que, en respuesta a las señales de control, ajusta las primera y segunda formas de onda semisinusoidales, por lo que se producen las formas de onda sinusoidales adecuadas para el al menos un modo electroquirúrgico. Las primera y segunda formas de onda generan componentes de rizado en sincronismo en el arrollamiento primario, las cuales generan campos magnéticos opuestos, por lo que se evita la transferencia de energía en anillos harmónicos de RF parásitos al arrollamiento secundario.

### **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

20 Los anteriores y otros aspectos, características y ventajas de la presente divulgación se pondrán de manifiesto de un modo más evidente a la luz de la siguiente descripción detallada, al tomarla en combinación con los dibujos que se acompañan, en los cuales:

las Figuras 1A-1B son diagramas de bloque esquemáticos de un sistema electroquirúrgico de acuerdo con la presente invención;

25 la Figura 2 es un diagrama de bloques esquemático de un generador de acuerdo con la presente invención; y

la Figura 3 es un diagrama de circuitos de una etapa de salida de radiofrecuencia (RF) de acuerdo con la presente divulgación.

### **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

30 Se describirán en lo que sigue de la presente memoria realizaciones particulares de la presente invención, con referencia a los dibujos que se acompañan. En la siguiente descripción, funciones o construcciones bien conocidas no se describen en detalle para evitar oscurecer la presente invención con detalles innecesarios.

35 La presente invención incluye un aparato electroquirúrgico de RF que tiene una arquitectura en resonancia sincrónica dual, acoplada magnéticamente, que genera energía de RF del tipo monopolar, bipolar y de cierre, de múltiples modos y múltiples frecuencias. La energía de RF se desarrolla utilizando una red de accionamiento dual correlacionada en fase que tiene único impulso de accionamiento o un número múltiple entero de estos, y se aplica a unos dispositivos de conmutación que generan la energía de RF en resonancia sincrónica y dual, acoplados en el seno del campo magnético de un transformador aislante de conexión al paciente. La energía de RF acoplada magnéticamente se utiliza tanto para generar la RF aplicada, que se utiliza en aplicaciones clínicas, como para cancelar simultáneamente los harmónicos de RF parásitos indeseados durante los periodos de desconexión de RF. La energía de harmónicos de RF indeseada se cancela cuando se aplica repetidamente energía de tren de impulsos de RF de utilización cíclica al lugar del tejido, con una frecuencia de la velocidad o ritmo de repetición que es más baja que la frecuencia de tren de impulsos de RF. Esta arquitectura o estructura proporciona una conmutación dinámica de energía de tren de impulsos de RF de elevado factor de cresta o una RF sinusoidal continua de bajo factor de cresta, suministrada al tejido con vistas a la eficacia clínica, ya sea para coagular vasos sanguíneos individualmente, ya sea para obturar vasos y cortar tejido, o para cortar y coagular simultáneamente tejido y vasos con hemostasia.

45 El generador de acuerdo con la presente invención puede llevar a cabo procedimientos electroquirúrgicos tanto monopolares como bipolares, incluyendo procedimientos de obturación de vasos. El generador incluye una pluralidad de salidas destinadas a actuar como interfaz con diversos instrumentos electroquirúrgicos (por ejemplo, un electrodo activo monopolar, un electrodo de retorno, un fórceps electroquirúrgico bipolar, un conmutador de pedal, etc.). Por otra parte, el generador incluye circuitos electrónicos configurados para generar potencia de radiofrecuencia específicamente adecuada para diversos modos electroquirúrgicos (por ejemplo, corte, mezcla o combinación, división, etc.) y procedimientos (por ejemplo, monopolar, bipolar, de cierre de vasos).

55 La Figura 1A es una ilustración esquemática de un sistema electroquirúrgico 1 configurado para un procedimiento monopolar. El sistema 1 incluye un electrodo activo 14 y un electrodo de retorno 16 para el tratamiento de tejido de un paciente P. La energía de RF electroquirúrgica se suministra al electrodo activo 14 por un generador 10, a través

de un cable 18 que permite que el electrodo activo 14 someta a ablación, corte o coagule el tejido. El electrodo de retorno 16 se coloca en el paciente P para hacer retornar la energía desde el paciente P al generador 10 a través de un cable 19.

5 El generador 10 incluye unos controles de entrada (por ejemplo, botones, activadores, conmutadores, etc.) para controlar el generador 10. Los controles permiten al cirujano ajustar la potencia de la energía de RF, el perfil o forma de onda y otros parámetros con el fin de conseguir la forma de onda deseada que sea adecuada para un cometido particular (por ejemplo, corte, coagulación, etc.). Dispuesta entre el generador 10 y el electrodo activo 14 del cable 18, se encuentra una pieza de mano 12, la cual incluye una pluralidad de controles de entrada que pueden ser redundantes con ciertos controles de entrada del generador 10. La colocación de los controles de entrada y de la  
10 pieza de mano 12 permite una modificación más fácil y rápida de los parámetros de la energía de RF durante el procedimiento quirúrgico, sin que el cirujano tenga que desviar su atención al generador 10. Se ha contemplado también la posibilidad de conectar un conmutador de pedal al generador para controlar la energía suministrada durante los procedimientos monopolares.

15 La Figura 1B es una ilustración esquemática del sistema electroquirúrgico 1, configurado para procedimientos bipolares. El electrodo activo 14 y el electrodo de retorno 16 han sido reemplazados por un fórceps electroquirúrgico 20 que está conectado al generador 10 a través de un cable 18. Más específicamente, el fórceps electroquirúrgico 20 incluye un electrodo activo 14 y un electrodo de retorno 16 dispuestos dentro de unas tenazas. El electrodo activo del fórceps 20 recibe potencia desde el cable 18, y el electrodo de retorno hace retornar la potencia a través del cable 18.

20 La Figura 2 muestra un diagrama de bloques esquemático del generador 10, que tiene un microprocesador 22, una fuente de suministro de potencia de CC de alta tensión (HVPS –“high voltage DC power supply”) y una etapa de salida de RF 30. El microprocesador 22 incluye un controlador 26 y un acceso o puerta de salida que está conectada eléctricamente a la HVPS 28, configurada para suministrar una tensión de CC, de entre aproximadamente 0 V y aproximadamente 150 V, a la etapa de salida de RF 30. El microprocesador 22 recibe señales de entrada desde el  
25 generador 10, la pieza de mano 12 o el conmutador de pedal, y el controlador 26, a su vez, ajusta la potencia suministrada como salida por el generador 10, más específicamente, la HVPS 28, y/o lleva a cabo otras funciones de control en él.

30 La etapa de salida de RF 30 convierte la potencia de CC en energía de RF y suministra la energía de RF, a aproximadamente 470 kHz, al electrodo activo 14, al fórceps 20 o a otros dispositivos electroquirúrgicos conectados al generador 10. Además, la etapa de salida de RF 30 también recibe energía de RF desde el electrodo de retorno 16. Más específicamente, la etapa de salida de RF 30 está conectada a uno o más relés de guiado 32a-n. Los relés de guiado 32a-n encaminan la energía de RF desde la etapa de salida de RF 30 a las múltiples salidas del generador 10, el cual puede tener una salida bipolar configurada para su conexión al fórceps 20, una salida  
35 monopolar configurada para su conexión al electrodo activo 14, una salida de conmutador de pedal, etc. Se ha contemplado también que el generador 10 pueda tener múltiples salidas de cada tipo de salida, por ejemplo, el generador 10 puede tener dos salidas monopolares y dos salidas bipolares. Esto es particularmente útil en procedimientos electroquirúrgicos en que se requieren múltiples instrumentos (por ejemplo, un fórceps electroquirúrgico más pequeño y uno más grande, configurados para asir tejido de varios espesores). Únicamente puede estar activa una sola salida en un momento dado y, por tanto, los relés de guiado 32a-n proporcionan también  
40 aislamiento entre las múltiples salidas y sus respectivos circuitos.

45 La etapa de salida de RF 30 se muestra con mayor detalle en la Figura 3. La etapa de salida de RF 30 recibe tensión de CC desde la HVPS 28, de tal manera que unas primera y segunda conexiones 32, 34 de un primer arrollamiento 62 de un transformador 60 crean dos formas de onda semisinusoidales desfasadas 180°, que se combinan a continuación en un arrollamiento secundario 64 del transformador 60 para formar un perfil o forma de onda sinusoidal pura (esto es, completa).

La potencia de la HVPS 28 puede variarse con el fin de modificar una magnitud de RF (por ejemplo, la amplitud), con lo que se ajusta la potencia de la energía de RF suministrada al tejido. Esto permite una regulación precisa de la potencia de la energía de RF suministrada.

50 Las primera y segunda conexiones 32, 34 incluyen unos componentes de conmutación 48, 50 y unos circuitos resonantes de inductor-condensador en paralelo 45, 47 (circuitos de LC en paralelo 45, 47), respectivamente. Los componentes de conmutación 48, 50 pueden ser, por ejemplo, transistores, tales como transistores de efecto de campo de metal-óxido-semiconductor (MOSFET –“metal-oxide-semiconductor field-effect transistors”), transistores bipolares de puerta aislada (IGTB –“insulated gate bipolar transistors”), relés y dispositivos similares. Los componentes de conmutación 48, 50 son conectados y desconectados a una frecuencia predeterminada que es  
55 también la frecuencia de funcionamiento del generador 10, por lo que se cierran y abren las primera y segunda conexiones 32, 34, respectivamente. La frecuencia a la que son conectados y desconectados los componentes de conmutación 48, 50 es controlada por un dispositivo de accionamiento (no mostrado). El dispositivo de accionamiento emite una señal de accionamiento dual correlacionada en fase (por ejemplo, los componentes de conmutación 48, 50 tienen una relación de fase) (ACCIONAMIENTO T\_CONEXIÓN y ACCIONAMIENTO

T\_CONEXIÓN\_180), o, dicho de manera más simple, la señal de accionamiento acciona cíclicamente los componentes de conmutación 48, 50 entre posiciones de conexión y de desconexión a la misma frecuencia pero fuera de sincronismo, al objeto de crear dos formas de onda semisinusoidales desfasadas 180°. Por lo tanto, el ajuste de la señal de accionamiento dual correlacionada en fase proporciona unos medios para variar la frecuencia de RF de funcionamiento. La pulsación de la señal de accionamiento dual correlacionada en fase también proporciona unos medios para el control del coeficiente de utilización de RF.

Cada una de las primera y segunda conexiones 32, 34 incluye, respectivamente, los circuitos de LC en paralelo 45, 47, los cuales convierten la energía eléctrica de CC en energía de RF (por ejemplo, energía de CA [corriente alterna –“AC (Alternating Current)”] que tiene una elevada frecuencia, desde aproximadamente 300 kHz hasta aproximadamente 1.000 kHz). Los circuitos de LC en paralelo 45, 47 incluyen unos inductores 44, 46 conectados en paralelo, respectivamente, con unos primer y segundo condensadores 52 y 54. Cuando se cierran los componentes de conmutación 48, 50, se suministra potencia de CC a los inductores 44, 46, los cuales, tras ello, se descargan a través de los primeros condensadores 52, 54, respectivamente, cuando los componentes de conmutación 48, 50 se abren. Este procedimiento convierte el impulso constante de energía de CC en formas de onda semisinusoidales 70, 72, respectivamente por las primera y segunda conexiones 32, 34. Puesto que los componentes de conmutación 48, 50 se activan o conectan y se desactivan o desconectan a la misma frecuencia pero con un desfase de 180°, las formas de onda semisinusoidales 70, 72 resultantes están también desfasadas 180°.

Las primera y segunda conexiones 32, 34 también incluyen un circuito resonante de inductor-condensador (LC) en serie 58 que incluye un inductor 56 y un condensador 57, acoplados a la segunda conexión 34 del arrollamiento primario 62. El circuito de LC en serie 58 y los circuitos de LC en paralelo 45, 47 tienen, cada uno de ellos, una frecuencia de funcionamiento resonante que depende del modo. El circuito de LC resonante en serie 58 puede encontrarse dentro de 50 kHz con respecto a la frecuencia de funcionamiento, que puede ser de en torno a 424 kHz. Los circuitos de LC resonantes en paralelo 45, 47 pueden encontrarse dentro de 20 kHz con respecto a la frecuencia de funcionamiento, que puede ser de aproximadamente 400 kHz. La frecuencia resonante está basada en los valores de inductancia y de capacidad del circuito de LC en serie 58 y de los circuitos de LC en paralelo 45, 47. La inductancia de los inductores 44, 46, 56 y la capacidad de los condensadores 52, 54, 57, 84, 86 han de seleccionarse para maximizar la potencia de RF desarrollada para la realización de procedimientos médicos. Los inductores 44, 46 pueden de aproximadamente 3,5  $\mu\text{H}$  y cada uno de ellos, y el inductor 56, de 44  $\mu\text{H}$ . Los condensadores 52, 54 pueden ser, ambos, de 0,025  $\mu\text{F}$  y los condensadores 84, 86 pueden ser, los dos, de 0,033  $\mu\text{F}$ , teniendo el condensador 57 un valor de 3,2  $\text{nF}$ . La inductancia 62 del arrollamiento primario contribuye a la sintonización de LC en serie y en paralelo, y se optimiza dependiendo de la energía de RF suministrada.

El inductor 56 y el condensador 57 pueden ser orientados de una pluralidad de maneras. Las orientaciones alternativas no tienen efecto alguno en la capacidad funcional de las primera y segunda conexiones 32, 34. En una realización, el inductor 56 y el condensador 57 están conectados o acoplados en serie a la primera conexión 32, con el condensador 57 acoplado entre el arrollamiento primario 62 y el inductor 56. Se ha contemplado también que el condensador 57 se acople a la segunda conexión 34, y que el inductor se oriente a la primera conexión 32. En otra realización, el condensador 57 está conectado a la primera conexión 32 y el inductor 56 está acoplado a la segunda conexión 34. En una realización adicional, el inductor 56 y el condensador 57 están acoplados a la segunda conexión 34, de tal manera que el inductor 56 está orientado entre el arrollamiento primario 62 y el condensador 57.

Como se ha explicado anteriormente, los componentes de conmutación 48, 50 son conmutados alternativamente en conexión y desconexión a la misma frecuencia por la señal de accionamiento dual correlacionada (ACCIONAMIENTO T\_CONEXIÓN Y ACCIONAMIENTO T\_CONEXIÓN\_180). Esto sincroniza los circuitos de LC en paralelo 45, 47 y el circuito de LC en serie 58, y desarrolla las formas de onda semisinusoidales 70, 72. La forma de onda semisinusoidal 70 está acoplada magnéticamente a través del transformador 60, a fin de desarrollar una tensión semisenoidal positiva a un lado 68 de conexión a un paciente, que conduce al electrodo activo 14. La forma de onda semisinusoidal 72 se acopla a través del transformador 60 para desarrollar una segunda tensión semisenoidal positiva. Las formas de onda semisinusoidales 70, 72 se combinan en el arrollamiento secundario (por ejemplo, el lado 68 de conexión al paciente) con el fin de generar una onda senoidal pura 74, debido a que las formas de onda semisinusoidales 70, 72 están desfasadas 180°.

La etapa de salida de RF 30 también incluye un circuito de conmutación 75 destinado a conmutar entre múltiples modos de funcionamiento del generador 10, tales como corte, mezcla o combinación, división, fulguración, ablación, cierre de vasos y coagulación. Se contempla que ciertos modos puedan utilizarse en procedimientos bipolares y monopolares (por ejemplo, corte, mezcla, división, etc.), mientras que otros resultan más adecuados para usos durante procedimientos específicos (por ejemplo, ablación mediante mono monopolar y cierre u obturación de vasos mediante modo bipolar).

El circuito de conmutación 75 incluye unos conmutadores 78, 80, 82 y un condensador 84 que, junto con el conmutador 78, está en paralelo con el condensador 52, así como un condensador 86 que, junto con el conmutador 80, está en paralelo con el condensador 54. Los condensadores 84, 86 modifican la forma de onda generada en las primera y segunda conexiones 32, 43 cuando los conmutadores 78, 80, 82 se cierran. Los conmutadores 78, 80, 82 pueden ser conmutadores de FET [transistor de efecto de campo –“field-effect transistor”] o relés. Los

condensadores 84, 85 modifican la secuencia temporal de las formas de onda semisenoidales 70, 72 en las conexiones 32, 34 al cambiar la sintonización de resonancia.

Los conmutadores 78, 80, 82 son controlados por un módulo 76 de selección de modo que recibe señales de control (por ejemplo, que seleccionan un modo específico) desde las entradas del generador 10 o desde la pieza de mano 12. Dependiendo de qué modo se haya escogido, el módulo 76 de selección de modo cierra y/o abre los conmutadores correspondientes. El modo de corte se escoge con los conmutadores 78 y 80 cerrados y el conmutador 82 abierto. Los modos de coagulación (por ejemplo, mezcla o combinación, división con hemostasia y fulguración) funcionan con todos los conmutadores 78, 80, 82 situados en una posición cerrada. Se contemplan otros modos en los que el conmutador 82 está cerrado y los conmutadores 78 y 80 están abiertos para conseguir una red resonante en paralelo con una sintonización más alta.

La etapa de salida de RF 30 es capaz de generar una variedad de formas de onda adecuadas para llevar a cabo procedimientos electroquirúrgicos específicos. Por ejemplo, en el modo de corte, la etapa de salida de RF genera una onda senoidal continua de 473 kHz con un factor de cresta de 1,5 o menor, siendo el coeficiente de utilización del 100%. En el modo de mezcla o combinación, la etapa de salida de RF 30 genera trenes de impulsos de onda senoidal de 473 kHz que se reproduce a una velocidad de 26,2 kHz, siendo el coeficiente de utilización de los trenes de impulsos del 50%. En el modo de mezcla, el factor de cresta de un periodo de la onda senoidal es menor que 1,5 y el factor de cresta del tren de impulsos de 26,2 kHz se encontrará entre 2,3 y 2,7. El modo de división que se ha definido como "división con hemostasia" incluye trenes de impulsos de onda senoidal de 473 kHz que se reproducen a una velocidad de 28,3 kHz, siendo el coeficiente de utilización del 25%; el factor de cresta de cada uno de los trenes de impulsos de 28,3 kHz será de entre 3,2 y 4,3, de manera que la impedancia es de entre aproximadamente 100 ohmios y aproximadamente 2.000 ohmios. El modo de fulguración incluye trenes de impulsos de onda senoidal de 473 kHz que se reproducen a una velocidad de 30,7 kHz, de manera que los trenes de impulsos tienen un coeficiente de utilización de aproximadamente el 6,5%; el factor de cresta de cada uno de los trenes de impulsos es de entre aproximadamente 5,5 y aproximadamente 7,2, siendo también la impedancia de entre aproximadamente 100 ohmios y aproximadamente 2.000 ohmios.

La presente invención hace posible un generador electroquirúrgico que incluye redes de LC resonantes en serie y en paralelo acopladas. Las redes de LC permiten el desarrollo de una elevada potencia de RF sin sacrificar una alta eficiencia. Además, el generador de acuerdo con la presente invención proporciona una capacidad de creación de lesiones aumentada; más específicamente, el generador permite la creación de volúmenes de ablación más grandes en el tejido. Esto es debido a una pérdida de potencia reducida atribuible a la topología resonante de LC acoplada, que minimiza la necesidad de una extracción de calor adicional asociada con el procedimiento de generación de energía de RF de potencia elevada. La topología resonante dual, con circuitos resonantes de LC en serie y en paralelo combinados, proporciona un transferencia de energía eficiente entre el componente de LC reactivo, con una pérdida de potencia mínima de consumo. La red de LC genera menos calor como resultado de la impedancia reactiva, en comparación con la pérdida de potencia real asociada con los elementos resistivos.

El generador electroquirúrgico de acuerdo con la presente divulgación proporciona muchas ventajas. Por ejemplo, el generador tiene múltiples modos de funcionamiento basados en RF (por ejemplo, monopolar, bipolar, de cierre u obturación, etc.) que producen energía de RF del tipo adecuado desde una única o múltiples fuentes de RF. El generador también genera energía de RF resonante sincrónica, que está acoplada en el seno del campo magnético del transformador de aislamiento de conexión al paciente. La energía de RF acoplada magnéticamente se utiliza tanto para generar la RF aplicada, utilizada en aplicaciones clínicas, como para cancelar, simultáneamente, los armónicos de RF parásitos indeseables durante los periodos de desconexión de RF, cuando se aplica repetidamente energía de tren de impulsos de RF de bajo coeficiente de utilización al lugar del tejido, con una frecuencia de velocidad o ritmo de repetición más baja que la frecuencia de los trenes de impulsos de RF. El acoplamiento magnético de la RF resonante dual también crea una atenuación o amortiguación automática de la energía de anillo de RF durante los periodos de desconexión, sin necesidad de amortiguar las componentes con formas de onda de coagulación de coeficiente de utilización bajo que se aplican a las cargas del tejido.

En particular, la topología de RF que se ilustra en la Figura 3 se ha configurado específicamente de tal manera que las formas de onda sincrónicamente en fase 70 y 72 generan unas componentes de rizado en sincronismo, impresas en el arrollamiento primario 62 del transformador 60 al completarse sus respectivas formas de onda semisenoidales. Estas tensiones de rizado generan un acoplamiento de campo magnético opuesto en el arrollamiento primario 62, equivalente al principio de rechazo de modo común, de tal manera que los armónicos de RF parásitos indeseados no se transfieren al arrollamiento secundario 68 del transformador de conexión al paciente 60. Como resultado de ello, la etapa de salida de RF 30 cancela automáticamente el contenido de RF parásito durante los periodos de desconexión de RF, independientemente de las formas de onda de RF de bajo coeficiente de utilización variables, para los modos de RF tales como de mezcla, fulguración, división con hemostasia, rociamiento, etc.

El generador también permite la conmutación de RF dinámica de energía de trenes de impulsos de RF de factor de cresta elevado o de RF sinusoidal continua de factor de cresta bajo, que se suministra al tejido. Esto hace posible la eficacia clínica para coagular individualmente u obtener vasos y cortar tejido, o simultáneamente cortar y coagular tejido y vasos con hemostasia. El generador también proporciona ventajas adicionales: 1) el generador proporciona

5 múltiples frecuencias de funcionamiento de RF desde una única fuente de RF mediante la alteración de la sintonización de la RF; 2) el generador proporciona una red de accionamiento dual correlacionada en fase, que tiene un número singular y múltiple entero de impulsos de accionamiento aplicados al dispositivo de conmutación, que generan la energía de RF resonancia en sincronismo; 3) el generador proporciona modos de funcionamiento de RF que se seleccionan y procesan o tratan en el lado primario referenciado a tierra del transformador de aislamiento de conexión al paciente, con lo que se proporciona una respuesta de RF rápida para aplicaciones clínicas; 4) el generador no permite el almacenamiento de energía ni que estén presentes componentes de filtro en la salida de conexión al paciente; 5) no hay efectos de rápido incremento de salida de RF o de emf [campo electromagnético – “electromagnetic field”] que den lugar a una rápida desecación de los tejidos y a la formación de arcos como consecuencia de la eliminación del almacenamiento de energía de salida y de componentes de filtro; 6) el generador proporciona un suministro de RF controlado en presencia de aporte de energía de arco; y 7) el generador proporciona una elevada inmunidad contra la energía de arco disruptiva en el modo de obturación de vasos, debido a la supresión del almacenamiento de energía de salida y de componentes de filtro.

10 Se pretende que las realizaciones descritas de la presente invención sean ilustrativas en lugar de limitativas, y estas no están destinadas a representar todas las realizaciones de la presente invención. Pueden realizarse diversas modificaciones y variaciones sin apartarse del ámbito de la invención, tal y como se establece en las siguientes reivindicaciones, tanto literalmente como en sus equivalentes reconocidos por la Ley.

20

25

**REIVINDICACIONES**

1.- Un generador electroquirúrgico (10) que comprende:

5 un módulo de selección (76), configurado para transmitir señales de control y que ajusta el generador electroquirúrgico con el fin de producir formas de onda sinusoidales adecuadas para el al menos un modo electroquirúrgico;

10 una etapa de salida de RF (30), que genera formas de onda sinusoidales para al menos un modo electroquirúrgico, caracterizado por que la etapa de salida de RF está conectada a una fuente de suministro de potencia de CC que incluye una primera (32) y segunda (34) conexiones, de tal manera que la primera conexión (32) incluye un primer componente de conmutación (48) y un primer circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (45), y la segunda conexión (34) incluye un segundo componente de conmutación (50) y un segundo circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (47), de tal modo que los primer y segundo componentes de conmutación (48, 50) están configurados para abrirse y cerrarse a una frecuencia predeterminada basándose en una señal de accionamiento dual correlacionada en fase, emitida por un dispositivo de accionamiento, y se encuentran en una relación de desfase mutuo de 180°, estando el primer circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (45) configurado para producir una primera forma de onda semisinusoidal (70), y estando el segundo circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (47) configurado para producir una segunda forma de onda semisinusoidal (72), de tal modo que la etapa de salida de RF incluye:

20 un transformador (60), que tiene un arrollamiento primario (62) y un arrollamiento secundario (64), así como un circuito resonante de inductor-condensador en serie, de tal manera que el circuito resonante de inductor-condensador en serie (58) y el transformador están configurados para generar una forma de onda sinusoidal;

un módulo de conmutación (75), el cual, en respuesta a las señales de control, ajusta las primera y segunda formas de onda semisinusoidales, por lo que se producen las formas de onda sinusoidales adecuadas para el al menos un modo electroquirúrgico.

25 2.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el primer circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (45) está sintonizado en una primera frecuencia de resonancia propia o autorresonante que es sustancialmente equivalente a la frecuencia predeterminada.

30 3.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 2, en el cual el primer circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (45) incluye un primer inductor (L1, 44) que tiene un primer valor de inductancia, y un primer condensador (C1, 52) que tiene un primer valor de capacidad, de tal manera que la primera frecuencia de resonancia propia está basada en el primer valor de inductancia y en el primer valor de capacidad.

4.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el segundo circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (47) está sintonizado en una segunda frecuencia de resonancia propia o autorresonancia que es sustancialmente equivalente a la frecuencia predeterminada.

35 5.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 4, en el cual el segundo circuito resonante de inductor-condensador en paralelo (47) incluye un segundo inductor (L2, 46) que tiene una segundo valor de inductancia, y un segundo condensador (C2, C4) que tiene un segundo valor de capacidad, de tal manera que la segunda frecuencia de resonancia propia está basada en el segundo valor de inductancia y en el segundo valor de capacidad.

40 6.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual los primer y segundo componentes de conmutación (32, 34) se han seleccionado del grupo consistente en transistores, relés, transistores de efecto de campo de metal-óxido-semiconductor, y transistores bipolares de puerta aislada.

7.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el circuito resonante de inductor-condensador en serie (58) está sintonizado en una tercera frecuencia de resonancia propia o autorresonancia que es sustancialmente equivalente a la frecuencia predeterminada.

45 8.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 7, en el cual el circuito resonante de inductor-condensador en serie (58) incluye un tercer inductor (L3, 56) que tiene un tercer valor de inductancia, y un tercer condensador (C3, 57) que tiene un tercer valor de capacidad, de tal manera que la tercera frecuencia de resonancia propia está basada en el tercer valor de inductancia y en el tercer valor de capacidad.

50 9.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el módulo de conmutación (75) incluye un cuarto condensador (C4, 84) y un primer conmutador (S1), en paralelo con el primer condensador (C1, 52), un quinto condensador (C5, 86) y un segundo conmutador (S2), en paralelo con el segundo condensador (C2, 54), y un tercer conmutador (S3), en paralelo con el circuito resonante de inductor-condensador en serie (58).

10.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual el al menos un modo electroquirúrgico se ha seleccionado del grupo consistente en corte, mezcla o combinación, división con hemostasia,



fulguración, ablación, cierre u obturación de vasos y coagulación.

11.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, que incluye adicionalmente al menos una salida configurada para actuar como interfaz con un instrumento electroquirúrgico.

5 12.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 11, en el cual el instrumento electroquirúrgico es para un procedimiento electroquirúrgico seleccionado de entre cierre u obturación bipolar de vasos, cierre monopolar de vasos y ablación.

10 13.- Un generador electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual, durante el uso, unas primera y segunda formas de onda semisinusoidales generan componentes de rizado en sincronismo en el arrollamiento primario, con lo que se producen campos magnéticos opuestos que impiden la transferencia de energía de anillos harmónicos de RF parásitos al arrollamiento secundario.

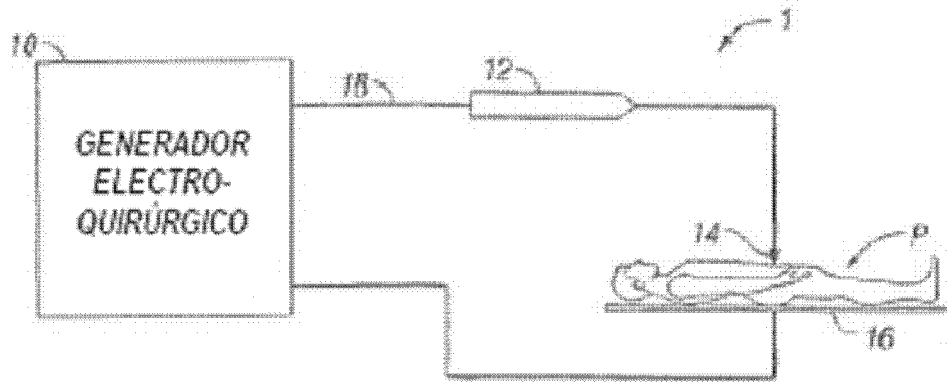


FIG. 1A

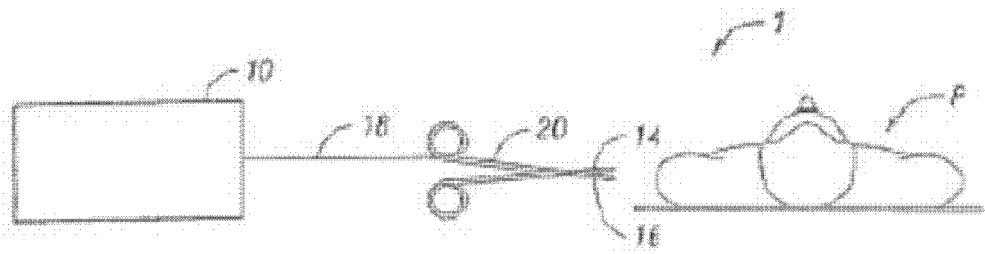


FIG. 1B

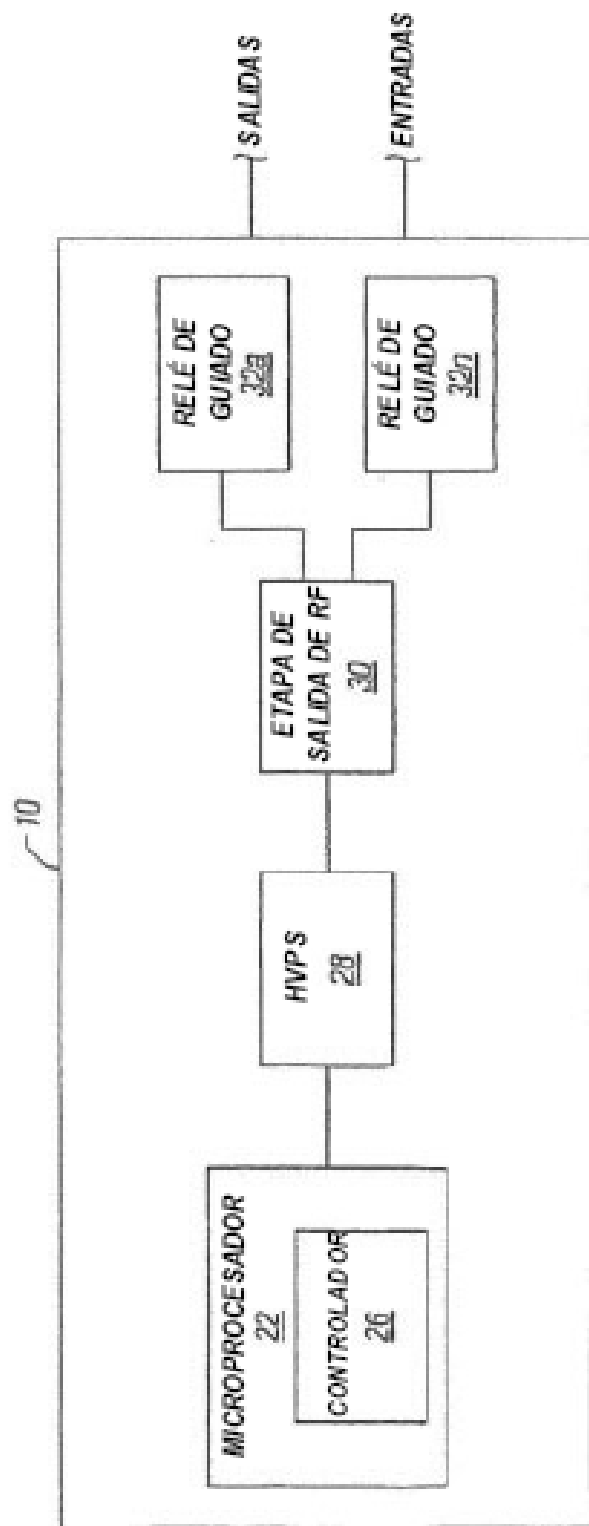


FIG. 2

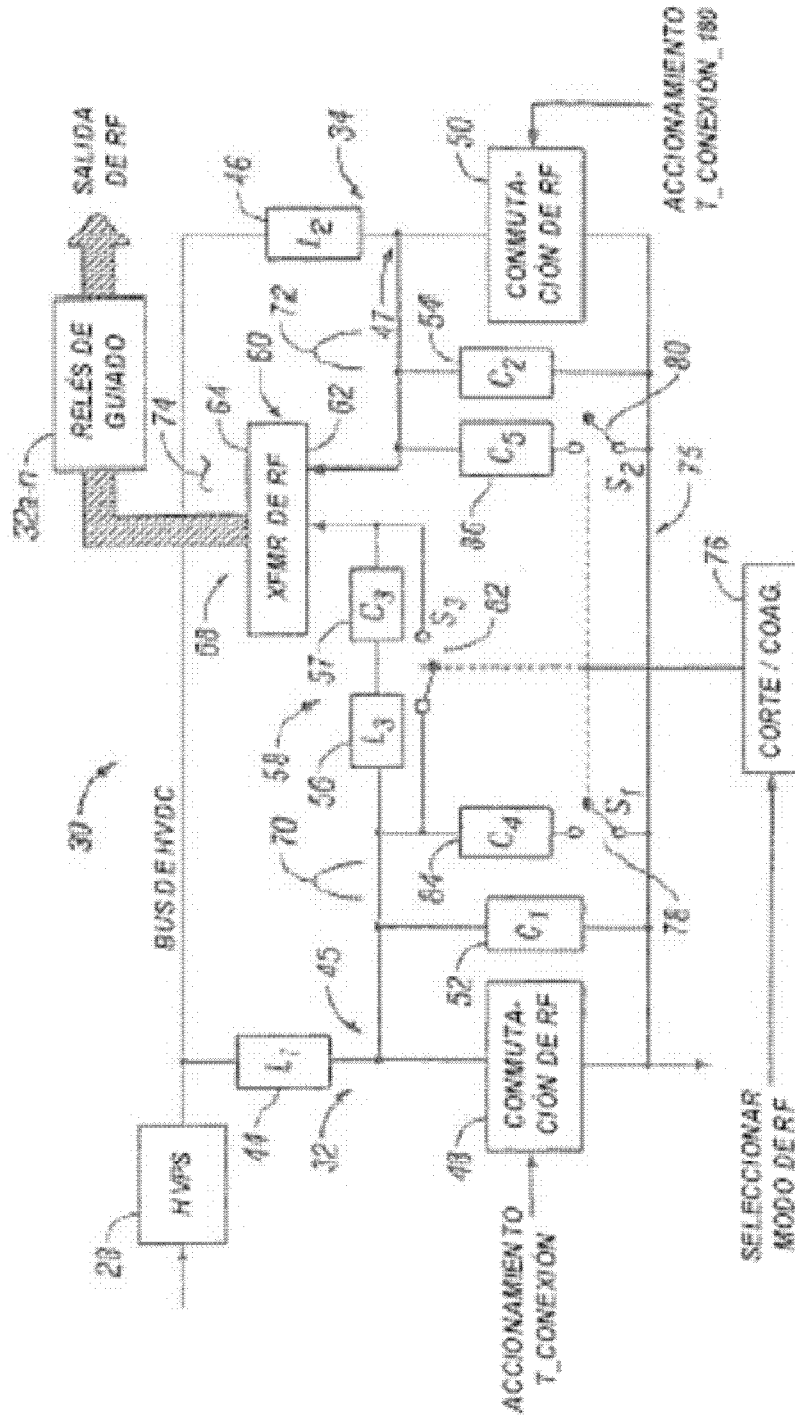


FIG. 3