

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 022 545**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

H02M 7/539 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.06.2023** **E 23182146 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.03.2025** **EP 4299022**

54 Título: **Generador electroquirúrgico con control de inversor mejorado y procedimiento correspondiente**

30 Prioridad:

29.06.2022 US 202263356631 P

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

28.05.2025

73 Titular/es:

**OLYMPUS WINTER & IBE GMBH (100.00%)
Kuehnstraße 61
22045 Hamburg, DE**

72 Inventor/es:

**JANICH, FABIAN;
DIJKSTRA, JELLE y
BEHRENDT, RAPHAEL**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 3 022 545 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 con control de inversor mejorado y procedimiento correspondiente

La invención se refiere a un generador electroquirúrgico para suministrar un voltaje alterno de alta frecuencia a un instrumento electroquirúrgico, y a un procedimiento relacionado. El generador electroquirúrgico comprende una unidad de control y un inversor de alto voltaje, que genera un voltaje alterno de alta frecuencia con frecuencia y amplitud variables, que se suministra a una toma de salida para conectar el instrumento electroquirúrgico.

Los generadores electroquirúrgicos suelen presentar una funcionalidad bastante compleja, que comprende una gran cantidad de funciones. Esto permite que los generadores quirúrgicos gestionen una variedad de aplicaciones. Estas funciones difieren en la forma en que suministran energía al instrumento electroquirúrgico. Las diferentes formas de suministrar energía al instrumento electroquirúrgico se denominan comúnmente "modos". Si solo se debe cortar tejido, se selecciona un modo de corte, que suministra continuamente un voltaje medio, al instrumento electroquirúrgico. Si la coagulación es más importante, se elige otro modo, por ejemplo, un modo de pulverización o coagulación, en el que se utiliza un voltaje relativamente alto con un ciclo de trabajo bajo. Hay muchos otros modos diferentes para otros tipos de aplicaciones.

Actualmente, los generadores electroquirúrgicos cuentan con generadores de alto voltaje, los cuales generalmente se generan mediante convertidores resonantes. Esta es una tecnología fiable y probada. Sin embargo, tiene desventajas ya que la frecuencia no se puede controlar y la amplitud solo se puede ajustar cambiando el voltaje de la fuente de alimentación de CC del convertidor resonante. Cualquier cambio en la frecuencia y/o amplitud es bastante difícil de manejar.

Para mejorar la controlabilidad, ya se conoce como se equipa un generador electroquirúrgico con un inversor en forma de puente H (documento EP 3 248 560 A1). Sin embargo, para evitar la formación de armónicos excesivos, se deben utilizar métodos de control especiales.

Además, el solicitante ha desarrollado generadores electroquirúrgicos que consisten en inversores multinivel, en una topología en cascada. Esto mejoró significativamente la capacidad de ajuste de la señal de salida. Son posibles cambios rápidos en amplitud y frecuencia. Además, en principio es posible cualquier forma de onda del voltaje de salida. Sin embargo, esto requiere un controlador especial de alto rendimiento, por ejemplo, un FPGA (Field Programmable Gate Array – Matriz de puerta programable en campo), que sea capaz de controlar las válvulas de corriente del inversor con una frecuencia mucho mayor, que la frecuencia de salida del alto voltaje generado. Las frecuencias de accionamiento típicas son 200 MHz para un voltaje de salida, que presenta una frecuencia de 400 kHz. Esto es factible, pero proporcionar la señal de referencia para una frecuencia de accionamiento tan alta, requiere muchos puntos de datos en rápida sucesión, lo que a su vez requiere controladores de alta velocidad, que son costosos.

Un objetivo de la invención es proporcionar un generador electroquirúrgico y un control de inversor mejorado, que reduzca esta desventaja.

La solución de acuerdo con la invención reside en las características de las reivindicaciones independientes. Formas de realización ventajosas son objeto de las reivindicaciones dependientes.

En un generador electroquirúrgico para emitir un voltaje alterno de alta frecuencia a un instrumento electroquirúrgico, que comprende una unidad de control y un inversor de alto voltaje, que genera un voltaje alterno de alta frecuencia con frecuencia y amplitud variables, que se suministra a una toma de salida para conectar el instrumento electroquirúrgico, la invención prevé que el inversor sea un inversor multinivel, que esté controlado por una señal de referencia que define la forma del voltaje alterno de alta frecuencia generado, en el que la señal de referencia esté definida por un datagrama, por lo que el datagrama comprende una serie finita de vectores de datos de amplitud y frecuencia consecutivos para un número definido de periodos.

Primero conviene explicar algunos términos:

Un inversor multinivel es un inversor que es capaz de entregar un voltaje de salida en diferentes niveles, a diferencia de una salida que solo está encendida/apagada con polaridad positiva y/o negativa. Las topologías típicas incluyen, entre otros, puentes H en cascada, condensadores con fijación neutra y volantes.

Un datagrama es un paquete de datos con una longitud finita. Generalmente es pequeño, hasta un máximo de 256 bytes, particularmente 50 bytes o menos. Puede contener opcionalmente identificación de origen y destino, pero esto no es obligatorio.

El término "periodo" se utiliza aquí para referirse al tiempo necesario para completar una oscilación completa de una forma de onda. Normalmente, esto se refiere a la forma de onda del voltaje alterno de alta frecuencia, generado por el inversor.

5 El control del inversor y proporcionar su señal de referencia de acuerdo con la presente invención, elimina la necesidad de un costoso controlador de alta velocidad, como por ejemplo, un FPGA. La invención ofrece un enfoque diferente para la formación de la señal de referencia, en particular la formación basada en un datagrama, que proporciona una descripción flexible y precisa de la señal de referencia a generar. Para este propósito, se desarrolló un formato de datos especial, que presenta una serie finita de vectores de datos de
10 amplitud y frecuencia consecutivos para un cierto número de periodos. El datagrama describe la señal de referencia que se generará con un mínimo de información.

Los generadores electroquirúrgicos proporcionan su voltaje alterno de alta frecuencia en diferentes modos. Se proporciona un modo simple como voltaje oscilante continuo, por ejemplo, para un modo "PureCut" (corte puro).
15 Además, hay varios modos más complejos que están configurados para variar el voltaje de salida a lo largo del tiempo en términos de frecuencia, amplitud, ciclo de trabajo y/o factor de máximo. Un ejemplo es el modo "SprayCoag", en el que se aplica un voltaje muy alto en forma de pico durante un tiempo muy corto, por ejemplo, para una o dos oscilaciones seguidas de una pausa mucho más larga con voltaje muy bajo o nulo, por lo que la duración de la pausa es al menos una dimensión (10 veces) más larga que el pico, por ejemplo, 20 veces
20 más largo.

Para generar el voltaje de salida según modos bastante complejos, proporcionar una señal de referencia para un inversor multinivel puede consumir muchos datos. Un inversor multinivel que genera un voltaje alterno de salida de alta frecuencia de hasta 500 kHz generalmente funciona a una frecuencia mucho más alta, en un
25 rango de aproximadamente 200 MHz. Dependiendo del número de niveles, cada punto de datos puede requerir medio byte, un byte o incluso dos bytes. Esto genera un requerimiento de ancho de banda bastante alto, lo cual es exigente y costoso.

Dentro del alcance de la invención, se reconoció que la cantidad de datos y, por lo tanto, el ancho requerido de banda, se pueden reducir drásticamente al proporcionar un datagrama, que contenga datos descriptivos para la curva sinusoidal de alta frecuencia deseada del voltaje de salida, en lugar de un gran flujo de puntos de datos. Esto se vuelve bastante claro cuando el voltaje de salida deseado es un voltaje continuo, en el que el datagrama requiere solo un número de bits de dos dígitos. Pero, sorprendentemente, incluso los modos más complejos requieren solo una pequeña cantidad de datos, cuando se utiliza el datagrama de acuerdo con la
30 invención, es decir, una serie finita de vectores de datos de amplitud y frecuencia consecutivos, para un cierto número de periodos. De este modo se pueden describir diversos modos con un mínimo de datos, que sólo deben tener unas pocas docenas de bytes de longitud. Obviamente, esto representa una reducción drástica en los requisitos del ancho de banda.

Preferentemente, la señal de referencia está formada por una unidad de formación de señales de referencia. Está configurado para formar la señal de referencia según el datagrama. Además, preferentemente, la unidad de formación de señales de referencia comprende un receptor, que está configurado para recibir un conjunto de datos que describe la señal de referencia. El requisito de ancho de banda reducido de los datagramas de acuerdo con la invención permite una mayor libertad con respecto al posicionamiento de la unidad de formación de señales de referencia dentro del generador electroquirúrgico, sin estar limitado a la proximidad a la fuente del datagrama.
40
45

La invención permite preferentemente, la generación eficiente de la señal de referencia mediante el uso de un sintetizador. Para este propósito, la unidad de formación de señales de referencia comprende preferentemente un decodificador configurado para decodificar el conjunto de datos recibidos desde el receptor y extraer los vectores de datos para cada uno de los periodos, un secuenciador configurado para emitir señales de amplitud y frecuencia a partir del vector de datos extraído para cada periodo, en una secuencia definida por los campos de datos y para repetir esta secuencia; y un sintetizador configurado para formar, para cada uno de los vectores de datos, una onda de oscilación que tiene la amplitud y frecuencia según el vector de datos respectivo, en el
50 que una serie de ondas de oscilación forma la señales de referencia suministradas al inversor. En combinación con el control de acuerdo con la invención mediante datagramas, se pueden generar de manera sencilla señales de referencia tanto continuas como discontinuas para el voltaje de salida.

Preferentemente, el datagrama comprende un gran número de campos de datos, un campo de datos para cada periodo, comprendiendo cada campo de datos uno de los vectores de datos que tienen valores indicativos de amplitud y frecuencia de un respectivo número de periodos definidos. La provisión de un campo de datos separado que contiene el vector de datos para cada uno de los periodos permite un alto grado de flexibilidad en la definición de una secuencia compleja, lo que permite que la unidad de formación de señales de referencia genere señales de referencia, incluso para modos complejos del generador electroquirúrgico, como, por
60 ejemplo, modos con pulsos de voltaje separados por pausas.
65

Ventajosamente, el datagrama contiene además un primer campo de datos adicional, indicativo de una polaridad, en particular la polaridad de una primera media onda de un primer periodo. Esto permite al cirujano seleccionar si la señal de referencia comienza con una media onda positiva o una media onda negativa y, por lo tanto, se puede seleccionar la polaridad (primera media onda positiva o negativa) del voltaje de salida de alto voltaje, utilizando el generador de alta frecuencia.

Ventajosamente, el datagrama también contiene un segundo campo de datos adicional indicativo del número de periodos. Esto permite que el receptor y, particularmente el decodificador y el secuenciador, comprueben que el datagrama esté completo. Esto permite que los datagramas defectuosos o los datagramas que carecen de vectores de datos durante ciertos periodos se detecten y rechacen fácilmente, aumentando así la fiabilidad operativa.

Adicional o alternativamente, el datagrama puede contener preferentemente campos de datos adicionales indicativos de información de inicio y detención, en particular bytes de inicio y detención. Esto identifica de manera única el comienzo y el final del datagrama. Esto mejora aún más la calidad de los datos del datagrama. Al utilizar información de inicio y detención, también es posible tener datagramas con un número indefinido de periodos, lo que facilita la inclusión de periodos adicionales con vectores de datos adicionales para códigos más complejos. Esto mejora la capacidad para futuras actualizaciones. Además, la información de inicio y/o detención puede determinar opcionalmente la dirección del flujo de datos, leyendo así los datos del datagrama, y/o puede comprender campos de datos de integridad de datos, por ejemplo, una suma de comprobación como una CRC (Cyclic Redundancy Check - comprobación de redundancia cíclica).

Preferentemente, el datagrama comprende al menos campos de datos para dos periodos. Esto permite una elección bastante libre del ciclo de trabajo, lo que supone una gran ventaja a la hora de definir modos complejos del generador electroquirúrgico. En una forma de realización preferente, el sintetizador está diseñado para formar oscilaciones de media onda, y los periodos en el datagrama se refieren a la duración de la oscilación de media onda. Se podría asignar una frecuencia y amplitud individual a cada media onda. Esto permite una granularidad aún mayor en la definición de las curvas de voltaje de los modos. Además, esto permite una configuración asimétrica de la señal de referencia, lo que aumenta aún más la libertad a la hora de diseñar modos aún más complejos. Vale la pena señalar que, debido al concepto de vector de datos, la frecuencia y/o amplitud de la segunda media onda pueden diferir de la frecuencia y/o amplitud de la primera media onda. Este es un aspecto importante de la invención, y en particular la posibilidad de tener diferentes frecuencias para la primera y la segunda media onda es una gran ventaja. En consecuencia, la capacidad de media onda ofrece una mayor flexibilidad en el diseño de una amplia variedad de señales de referencia diferentes para diferentes modos.

Además, el sintetizador se puede configurar para generar únicamente medias ondas unipolares, particularmente medias ondas positivas. Un sintetizador que sólo pueda generar medias ondas se pueda simplificar en comparación con un sintetizador bipolar. Además, con el mismo número de bits, se puede conseguir una mayor cuantificación y, por lo tanto, una mejor resolución con respecto a la amplitud del voltaje, lo que permite una reproducción más fina de formas de onda de voltaje sinusoidal. Una ventaja adicional es que la proporción de armónicos no deseados se puede reducir debido a una mejor cuantificación.

Preferentemente, el sintetizador está acoplado con un circuito de inversión configurado para invertir cada segunda media onda emitida por el sintetizador. Al invertir cada segunda media onda, se puede generar una oscilación bipolar completa con el sintetizador de media onda simplificado.

Preferentemente, el circuito de inversión es un circuito de inversión conmutable en el que, dependiendo de una señal de selección, es posible conmutar si se deben invertir las medias ondas pares o impares. La señal de selección permite determinar fácilmente si la señal de referencia y, por lo tanto, la oscilación que se va a formar comienza con una media onda positiva o negativa. Preferentemente, la señal de selección del circuito de inversión se ajusta automáticamente según un primer campo de datos adicional que indica la polaridad.

En particular, cuando el generador electroquirúrgico que suministra el voltaje de salida al instrumento electroquirúrgico está en funcionamiento, durante un largo periodo de tiempo o en modos de funcionamiento complejos, como, por ejemplo, aquellos que implican cambiar entre diferentes modos operativos (por ejemplo, cambiar entre operación CUT y COAG), puede ser necesario de vez en cuando actualizar los vectores de datos de algunos, pero no todos, los periodos de la señal de referencia. Por supuesto, se podría crear un nuevo datagrama completo y enviarlo para que lo reciba y lo procese la unidad de formación de señales de referencia. Sin embargo, es aún más eficiente enviar no todo el datagrama, sino sólo un conjunto reducido (fragmento). Ventajosamente, el receptor está configurado además para recibir un fragmento de datagrama, comprendiendo el fragmento de datagrama un número restringido de campos de datos con vectores de datos de amplitud y frecuencia modificados y un identificador para el periodo en cuestión, siendo el número restringido uno o más, pero menor que el número definido de periodos. Esto permite que la unidad de formación de señales de referencia reemplace selectivamente los vectores de datos de amplitud y frecuencia durante uno (o varios) periodos específicos, sin requerir la transmisión completa de todo el datagrama. Esto reduce aún más la

cantidad de datos a transmitir. También permite actualizaciones más rápidas, lo que es muy importante para cambiar rápidamente entre modos operativos, por ejemplo, entre el modo CUT y COAG.

5 Para este propósito, el decodificador está diseñado preferentemente para extraer los vectores de datos e identificadores, y el secuenciador está diseñado para reemplazar selectivamente, para el periodo en cuestión, las señales de salida de amplitud y frecuencia con aquellas recibidas en el fragmento de datagrama decodificado. Sólo es necesario reemplazar los vectores de datos que realmente han cambiado, lo que simplifica y acelera el proceso.

10 Ventajosamente, el datagrama se comprime de tal manera que la longitud de bit del valor de amplitud y/o frecuencia en el vector de datos, está limitada al número de niveles del inversor multinivel o al rango de frecuencia. Esto evita la transmisión de datos innecesariamente largos, dando como resultado datagramas aún más compactos que permiten una transmisión y un procesamiento más rápidos.

15 Preferentemente, el datagrama tiene menos de 256 bytes, preferentemente menos de 50 bytes.

20 En la mayoría de los casos, el receptor está acoplado con la unidad de control, para recibir el datagrama, y la unidad de control está ubicada localmente en el generador electroquirúrgico. Sin embargo, en una forma de realización ventajosa, también es posible configurar el receptor para recibir el datagrama desde una unidad de control remoto. El datagrama compacto y los requisitos de ancho de banda reducidos resultantes, facilitan el funcionamiento a través de una conexión de control remoto, particularmente una conexión inalámbrica.

25 La invención se refiere además a un procedimiento correspondiente para emitir un voltaje alterno de alta frecuencia del generador electroquirúrgico. Para una explicación más detallada de la generación de voltaje alterno de alta frecuencia por medio del generador electroquirúrgico y su inversor, se hace referencia a la descripción anterior del generador electroquirúrgico, que se aplica en consecuencia, para evitar repeticiones innecesarias.

30 La invención se explica a continuación con más detalle mediante un ejemplo de realización ventajosa. En las figuras:

Fig. 1 muestra un diagrama de bloques de un generador quirúrgico, según una forma de realización ejemplar, con un instrumento electroquirúrgico adjunto;

35 Fig. 2 muestra un diagrama de bloques de un inversor multinivel en cascada;

Fig. 3a, b muestra una representación esquemática de dos ejemplos de datagramas;

40 Fig. 4 muestra un diagrama de bloques de una forma de realización ejemplar de una unidad de formación de señales de referencia;

Fig. 5a, b muestra un primer ejemplo de una señal de referencia y datos del datagrama correspondiente;

45 Fig. 6a, b muestra un segundo ejemplo de una señal de referencia y datos del datagrama correspondiente; y

Fig. 7 un diagrama de flujo ejemplar de un procedimiento para formar la señal de referencia.

50 En la Fig. 1 se representa un diagrama de bloques de un generador electroquirúrgico según una forma de realización ejemplar. El generador electroquirúrgico, designado en conjunto con el número de referencia 1, comprende una carcasa 11 provista de una toma de salida 14 para un instrumento electroquirúrgico 16. Éste se conecta con la toma de salida 14 del generador electroquirúrgico 1 a través de un cable de conexión de alto voltaje. Para el suministro de energía del generador electroquirúrgico 1 se proporciona un cable de alimentación 12, que se pueda conectar a una red eléctrica pública o a otro dispositivo de suministro de energía adecuado.

55 El generador electroquirúrgico 1 comprende una fuente de alimentación 2 en la carcasa 11, que se alimenta de energía eléctrica a través del cable de alimentación 12 (véase la Fig. 1). La fuente de alimentación 2 comprende un rectificador y suministra voltaje continuo a un circuito intermedio de corriente continua 20, que alimenta un inversor. El inversor 3 genera corriente alterna de alta frecuencia en el rango de alto voltaje de varios kilovoltios. El alto voltaje de alta frecuencia de salida se alimenta a través de una línea de salida 23, un filtro de paso bajo 25 y un transformador de aislamiento 26 que aumenta el alto voltaje al zócalo de salida 14, que contiene un condensador en serie 27 para bloquear cualquier corriente continua a la toma de salida 14. El instrumento electroquirúrgico 16 se puede conectar con la toma de salida 14. El voltaje y la corriente de salida en la toma de salida 14 se miden mediante un sensor de voltaje y corriente 28, y las señales de medición correspondientes se suministran a la unidad de control 10 a través de un circuito de retroalimentación 19. Esto es bien conocido en el estado de la técnica y no se explicará más por razones de brevedad. El funcionamiento del generador

electroquirúrgico 1 está controlado por una unidad de control 10, que está conectada con la fuente de alimentación 2 y con el inversor a través de líneas de señal. La unidad de control 10 opera el generador de alta frecuencia 1 basándose en funciones almacenadas en una memoria de la unidad de control 10. Las funciones definen las características y modos operativos del generador de alta frecuencia 1. Las funciones pueden ser seleccionadas por un usuario mediante dispositivos de entrada, que pueden ser botones y perillas convencionales y/o una interfaz de pantalla táctil (no se representa). Por ejemplo, la potencia a emitir se puede seleccionar con un interruptor selector de potencia 13 y el modo a utilizar con un interruptor selector de modo 14.

El inversor genera un voltaje alterno de alta frecuencia en el rango entre 200 kHz y 4 MHz. El inversor está diseñado como un inversor multinivel 3. La forma, la frecuencia, el ciclo de trabajo y la amplitud del voltaje generado por el inversor multinivel son determinados por un controlador de inversor 31, sobre la base de una señal de referencia generada por una unidad de formación de señales de referencia 30, que a su vez es controlada por la unidad de control 10 dependiendo de la potencia seleccionada y del modo de funcionamiento.

El inversor multinivel 3 comprende un gran número de celdas dispuestas en una formación en cascada como se muestra en la Fig. 2. Hay dos tipos diferentes de celdas dispuestas en dos grupos, cada uno de ellos alimentado con diferente voltaje de CC. El primer grupo comprende las celdas de bajo voltaje 3-1, 3-2 y 3-3. Se alimentan con un voltaje de CC inferior, de 12 V, en la forma de realización mostrada. El segundo grupo comprende las celdas de alto voltaje 3-4 y 3-5, que se alimentan con un voltaje de CC superior, de 48 V, en la forma de realización mostrada. Ambos grupos están conectados en serie, de modo que los voltajes de salida de cada una de las celdas 3-1 a 3-5 se sumen a un voltaje de salida común Vout. La configuración mostrada puede proporcionar un voltaje de salida en el rango de -132 V a +132 V, lo que corresponde a 23 niveles en pasos de 12 V.

En las Figs. 3a) y b) se representan ejemplos de datagramas. En el primer ejemplo del datagrama mostrado en la Fig. 3a), el datagrama 100 comprende los campos de datos 101 y 102 para dos periodos. Cada campo de datos 101 y 102 comprende un vector de datos 121, 122, cada uno de los cuales contiene dos valores, un valor "A", que indica una amplitud, y otro valor "f" que indica una frecuencia del periodo respectivo. Estos valores describen las propiedades del periodo respectivo en términos de amplitud y frecuencia. Además, el datagrama 100 contiene un primer campo de datos adicional 111 que indica la polaridad del primer periodo, es decir, si la oscilación comienza con una onda positiva o negativa. Además, el datagrama 100 comprende un segundo campo de datos adicional 112, que especifica un número "n" de periodos para los cuales los vectores de datos están contenidos en los campos de datos 101 y 102, siendo "n" en este caso 2. Opcionalmente, el datagrama 100 también puede comprender los campos de datos adicionales 113 y 114 para un byte de inicio y un byte de detención, respectivamente.

Los campos de datos disponibles se representan en la Tabla 1 a continuación para un datagrama con campos de datos para hasta 15 periodos:

Tabla 1

Parámetro	Área	Bits	Descripción
<i>polaridad</i>	<i>0 o 1</i>	<i>1</i>	<i>0 - positivo / 1 - negativo</i>
<i>nPeriodos</i>	<i>1 ... 15</i>	<i>4</i>	<i>Número de periodos</i>
Amplitud0	0 ... 127	7	Amplificación Rel. 1º periodo
...	...	...	...
Amplitud14	0 ... 127	7	Amplificación Rel. 15º periodo
Frecuencia0	0 ... 511	9	Frecuencia del 1º periodo
...	...	...	...
Frecuencia14	0 ... 511	9	Frecuencia del 15º periodo

Las filas en cursiva de la tabla hacen referencia a campos de datos adicionales. Las otras filas contienen el vector de datos con un valor de amplitud y un valor de frecuencia, para cada uno de los hasta 15 periodos. El valor de amplitud es un valor de amplitud relativa, no un valor absoluto.

En la Fig. 3b) se representa un datagrama 200 más complejo. Se compone de cuatro campos de datos 201, 202, 203 y 204 para dos periodos y por separado para cada media onda de uno de los dos periodos. Cada uno de estos campos comprende uno de los vectores de datos 221, 222, 223, 224. Para el mismo periodo, su media onda positiva puede tener una amplitud y/o frecuencia diferente que su media onda negativa. Además, de manera similar al datagrama 100, el datagrama 200 contiene un campo de datos adicional 211 para la polaridad

y un campo de datos adicional 212 para el número de periodos. El valor del campo de datos adicional 211 es un indicador de la polaridad de la primera media onda de cada periodo. Además, el datagrama 200 también puede contener campos de datos adicionales opcionales 213, 214 para un byte de inicio y un byte de detención, respectivamente.

5

Los campos de datos del datagrama 200 con campos de datos separados para cada media onda, se representan en la siguiente Tabla 2:

Tabla 2

Parámetro	Área	Bits	Descripción
<i>polaridad</i>	<i>0 o 1</i>	<i>1</i>	<i>0 - positivo / 1 - negativo</i>
<i>nPeriodos</i>	<i>1 ... 15</i>	<i>4</i>	<i>Número de periodos</i>
AmplitudA0	0 ... 127	7	Amplificación Rel. 1º periodo 1ª media onda
...	...	...	...
AmplitudA14	0 ... 127	7	Amplificación Rel. 15º periodo 1ª media onda
AmplitudB0	0 ... 127	7	Amplificación Rel. 1º periodo 2ª media onda
...	...	...	...
AmplitudB14	0 ... 127	7	Amplificación Rel. 15º periodo 2ª media onda
FrecuenciaA0	0 ... 511	9	Frecuencia del 1º periodo 1ª media onda
...	...	...	...
FrecuenciaA14	0 ... 511	9	Frecuencia del 15º periodo 1ª media onda
FrecuenciaB0	0 ... 511	9	Frecuencia del 1er periodo 2ª media onda
...	...	...	...
FrecuenciaB14	0 ... 511	9	Frecuencia del 15º periodo 2ª media onda

10

De manera similar a la Tabla 1, las filas en cursiva en la Tabla 2 hacen referencia a campos de datos adicionales. Las otras filas contienen el vector de datos, que comprende un valor de amplitud y un valor de frecuencia para cada media onda de cada uno de los hasta 15 periodos. El valor de amplitud es un valor de amplitud relativa, no un valor absoluto. Vale la pena señalar que, debido a estos datagramas 200, la frecuencia de la segunda media onda puede diferir de la frecuencia de la primera media onda. Esta es una característica importante de la invención y proporciona una mayor flexibilidad en el diseño de un gran número de señales de referencia diferentes para diferentes modos.

15

En la Fig. 4 se representa un diagrama de bloques de una forma de realización ejemplar de una unidad de formación de señales de referencia 30, que recibe estos datagramas 100, 200 para formar la señal de referencia para el inversor 3. Se compone de un receptor 4 que está conectado con la unidad de control 10. Está configurado para recibir el datagrama 100, 200, que describe la señal de referencia a formar, desde la unidad de control local 10 del generador electroquirúrgico 1.

20

Opcionalmente, también es posible enviar dicho datagrama 100, 200 desde un dispositivo remoto 92 a través de una conexión inalámbrica preferentemente segura 99, permitiendo así el control remoto de la unidad de formación de señales de referencia 30. Los bajos requisitos de ancho de banda de los datagramas 100 y 200 son ventajosos para el control remoto, que normalmente está limitado por el ancho de banda.

25

El receptor 4 envía el datagrama recibido 100, 200 a un decodificador 5. El decodificador 5 está configurado para decodificar el datagrama y extraer los vectores de datos 121, 122, 221, 222, 223, 224 de los diversos campos de datos y extraer además los datos de los campos de datos adicionales 111, 112, 113, 114, 211, 212, 213, 214. El decodificador 5 suministra los datos extraídos a un secuenciador 6, que está configurado para colocar los datos extraídos de los vectores de datos en un orden correcto, definido por los campos de datos para cada periodo y, cuando se llega al final de la secuencia, comienza de nuevo desde el principio, para repetir esta secuencia una y otra vez. Esto continúa hasta que se recibe un nuevo datagrama con nuevos datos o un fragmento de datos con una actualización de algunos de los vectores de datos, y luego estos vectores de datos actualizados reemplazan a los anteriores respectivos sin interrumpir la secuencia. Los datos de amplitud y frecuencia "A" extraídos de los vectores de datos se alimentan a un sintetizador controlado digitalmente 7, el cual forma una oscilación continua que comprende una secuencia de ondas, siendo la amplitud y frecuencia de cada una de las ondas de esta secuencia determinadas por los datos extraídos de los vectores de datos del datagrama. Se debe tener en cuenta que en la forma de realización representada en la Fig. 4, el sintetizador

30

35

40

controlado digitalmente 7 está configurado opcionalmente para suministrar una corriente de sólo medias ondas unipolares, en este caso positivas. Esto permite duplicar la resolución con el mismo número de bits.

Para crear las medias ondas negativas que faltan, se proporciona un circuito de inversión conmutable 8. Está configurado para realizar una inversión cada segunda media onda, formando así las medias ondas negativas faltantes. Para controlar el circuito de inversión 8, se toma una señal relativa a la polaridad de un campo de datos adicional 111, 211. Si los datos de polaridad extraídos requieren polaridad positiva, la primera media onda impar y cada media onda subsiguiente no se invierten y la inversión se realiza en el segundo semiciclo par y cada media onda subsiguiente, lo que da como resultado ondas completas con un primer semiciclo positivo. Por el contrario, si los datos de polaridad extraídos requieren polaridad negativa, la inversión se realiza en la primera y en cada media onda impar subsiguiente, produciendo ondas completas con una primera media onda negativa. Esto completa la formación de la señal de referencia de onda completa 38, que es emitida por la unidad de formación de señales de referencia 30 y alimentada al controlador del inversor 31 para su procesamiento por el inversor multinivel 3.

En la Fig. 5a se muestra un ejemplo de una señal de referencia formada de esta manera, por la unidad de formación de señales de referencia 30. La señal de referencia es una señal no compleja. En este ejemplo se trata de una onda sinusoidal adecuada para un modo "Pure-Cut" (Corte Puro) del generador electroquirúrgico 1. Los valores de datos y los parámetros utilizados para los diferentes campos de datos del datagrama se representan en la Fig. 5b. También se especifica la longitud de bit de cada uno de los campos de datos. La cantidad total de datos necesarios para controlar el inversor multinivel 3 mediante la definición de la señal de referencia con el datagrama, es de solo 37 bits. Este datagrama sólo se debe transmitir una vez, y la unidad de formación de señales de referencia 30 genera una señal de referencia continua con la forma, amplitud y frecuencia definidas por el datagrama. Esto está en marcado contraste con las grandes cantidades de datos necesarias para el control convencional del inversor multinivel 3.

En la Fig. 6a se representa un ejemplo de una señal de referencia más compleja. Esta señal de referencia es más compleja y comprende dos periodos para los cuales se definen medias ondas. Por lo tanto, se utiliza un datagrama como el datagrama 200, que se muestra en la Fig. 3b. La frecuencia del primer periodo es bastante alta (350 Hz) y la del segundo periodo es mucho más baja (19 Hz). Junto con una amplitud alta para el primer periodo y una amplitud baja, más precisamente cero, para el segundo periodo, se genera una señal de referencia en forma de aguja con un ciclo de trabajo de aproximadamente 5,5%, que es muy adecuada para un "modo de pulverización y coagulación" del generador electroquirúrgico 1. Como muestra este ejemplo, incluso se pueden formar señales de referencia complejas con ciclos de trabajo elevados con un mínimo de datos, en este ejemplo solo 69 bits. Esto, a su vez, está en marcado contraste con las grandes cantidades de datos necesarias para el control convencional del inversor multinivel 3.

En la Fig. 7 se representa un diagrama de flujo ejemplar para un procedimiento para formar la señal de referencia para controlar el inversor multinivel 3. Después de recibir un datagrama 100 en el paso 81, se forma una señal de referencia en el paso 83, como se describió anteriormente. En muchos casos, la señal de referencia definida por el datagrama 100 se utiliza directamente (a través de la rama "n") para controlar el inversor 3 en el paso 89 para definir la forma, frecuencia y amplitud del voltaje alterno de alta frecuencia generado por el inversor multinivel 3. Sin embargo, si una comprobación de la recepción de un fragmento de datos en el paso 85 revela que se ha recibido dicho fragmento de datos, el flujo de trabajo se ramifica (a través de la rama "p"), para realizar una extracción de vectores de datos contenidos en los campos de datos contenidos en dicho fragmento de datos, en el paso 86. A continuación, los vectores de datos así extraídos reemplazarán a los vectores de datos anteriores correspondientes, y se formará una señal de referencia actualizada en el paso 88. Finalmente, en el paso 89, el inversor multinivel 3 se controla en base a la señal de referencia, incluyendo cualquier actualización por los fragmentos de datos, si procede, para generar el voltaje alterno de alta frecuencia cuya forma, frecuencia y amplitud están definidas por los datagramas 100 utilizados para formar la señal de referencia.

REIVINDICACIONES

1. Un generador electroquirúrgico para emitir un voltaje alterno de alta frecuencia a un instrumento electroquirúrgico (16), que comprende una unidad de control (10) y un inversor de alto voltaje (3), que genera un voltaje alterno de alta frecuencia, de frecuencia y amplitud variables, que se suministra a una toma de salida (14) para conectar el instrumento electroquirúrgico (16), en el que el inversor es un inversor multinivel (3) que está controlado por una señal de referencia, que define la forma del voltaje alterno de alta frecuencia generado, caracterizado por que la señal de referencia está definida por un datagrama (100, 200), por lo que el datagrama (100, 200) comprende una serie finita de vectores de datos de amplitud y frecuencia consecutivos para un número definido de periodos.
2. El generador electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que la señal de referencia es proporcionada por una unidad de formación de señales de referencia (30).
3. El generador electroquirúrgico según la reivindicación 2, en el que la unidad de formación de señales de referencia (30) comprende:
 - un receptor (4) que está diseñado para recibir un conjunto de datos con el datagrama (100, 200),
 - un decodificador (5) que está diseñado para decodificar el conjunto de datos recibido por el receptor (4) y extraer los vectores de datos para cada uno de los periodos,
 - un secuenciador (6) que está diseñado para emitir señales de amplitud y frecuencia del vector de datos extraído para cada periodo en una secuencia que está definida por los campos de datos, y repetir esta secuencia, y
 - un sintetizador (7) que está configurado para formar para cada uno de los vectores de datos, una onda de oscilación con la amplitud y frecuencia según el respectivo vector de datos, en el que una serie de ondas de oscilación forman la señal de referencia, que se suministra al inversor (3).
4. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el datagrama (100, 200) comprende un gran número de campos de datos (101, 102; 201, 202, 203, 204), un campo de datos para cada periodo, en el que cada campo de datos comprende uno de los vectores de datos con valores, que son indicativos de la amplitud y la frecuencia de un respectivo número definido de periodos.
5. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el datagrama (100, 200) comprende además un primer campo de datos adicional (111, 211), que es indicativo de una polaridad, en particular la polaridad de una primera media onda de un primer periodo.
6. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el datagrama (100, 200) comprende además un segundo campo de datos adicional (112, 113), que es indicativo del número de periodos.
7. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el datagrama (100, 200) comprende campos de datos adicionales (113, 114; 213, 214), que son indicativos de información de inicio y detención, en particular bytes de inicio y detención.
8. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones 3 a 7, en el que el sintetizador (7) está diseñado para formar oscilaciones de media onda, y los periodos en el datagrama (100, 200) se refieren a la duración de la oscilación de media onda.
9. El generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, en el que el sintetizador (7) está configurado de tal manera, que forma únicamente medias ondas unipolares, en particular medias ondas positivas.
10. El generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, en el que un circuito inversor (8) está acoplado con el sintetizador (7) y está configurado de tal manera, que invierte cada segunda media onda emitida por el sintetizador (7).
11. El generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, en el que el circuito de inversión (8) es un circuito de inversión conmutable, que es conmutable en función de una señal de selección, en cuanto a si se deben invertir las medias ondas pares o impares.
12. El generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, en el que la señal de selección se ajusta automáticamente según un primer campo de datos adicional (111, 211) que es indicativo de la polaridad.

13. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones 3 a 12, en el que el receptor (4) está diseñado además para recibir un fragmento de datagrama, en el que el fragmento de datagrama comprende un número limitado de campos de datos (101, 102; 201, 202, 203, 204) con vectores de datos de amplitud y frecuencia modificados, y un identificador para el periodo en cuestión, en el que el número limitado es uno o más periodos, pero menor que el número definido de periodos.

14. El generador electroquirúrgico según la reivindicación anterior, en el que el decodificador está diseñado para extraer los vectores de datos e identificadores, y el secuenciador está diseñado para sustituir selectivamente las señales de salida de amplitud y frecuencia para el periodo en cuestión por las recibidas en el fragmento de datagrama decodificado.

15. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones anteriores, en el que el datagrama (100, 200) está comprimido de tal manera que la longitud de bit del valor de amplitud y/o frecuencia en el vector de datos está limitada al número de niveles del inversor multinivel o al rango de frecuencia.

16. El generador electroquirúrgico según una de las reivindicaciones 3 a 15, en el que el receptor (4) está acoplado con la unidad de control (10), para recibir el datagrama (100, 200) y/o configurado para recibir el datagrama (100, 200) desde una unidad de control remota (92).

17. Un procedimiento para emitir un voltaje alterno de alta frecuencia mediante un generador electroquirúrgico, destinado a ser suministrado a un instrumento electroquirúrgico (16), en el que el generador electroquirúrgico comprende una unidad de control (10) y un inversor de alto voltaje (3), que genera un voltaje alterno de alta frecuencia de frecuencia y amplitud variables, que se suministra a una toma de salida (14) para conectar el instrumento electroquirúrgico (16), en el que el inversor es un inversor multinivel (3);

el procedimiento comprende:

controlar (89) el inversor multinivel (3) mediante una señal de referencia, que define la forma del voltaje alterno de alta frecuencia generado;

y se caracteriza por:

formar (83) la señal de referencia según un datagrama (100, 200), en el que el datagrama (100, 200) que define la señal de referencia comprende una serie finita de vectores de datos de amplitud y frecuencia secuenciados para un número definido de periodos.

18. El procedimiento según la reivindicación 17, en el que la señal de referencia se forma según una de las reivindicaciones 2 a 16.

DIBUJOS

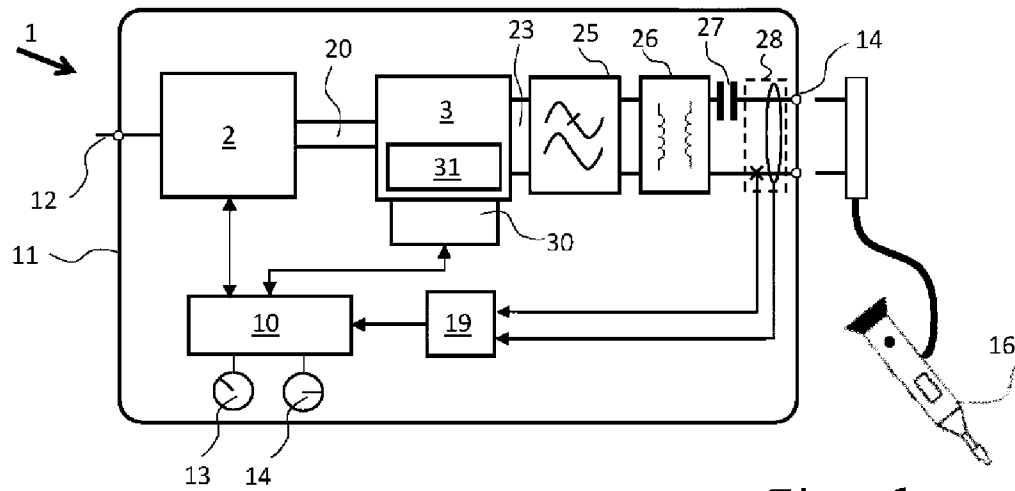


Fig. 1

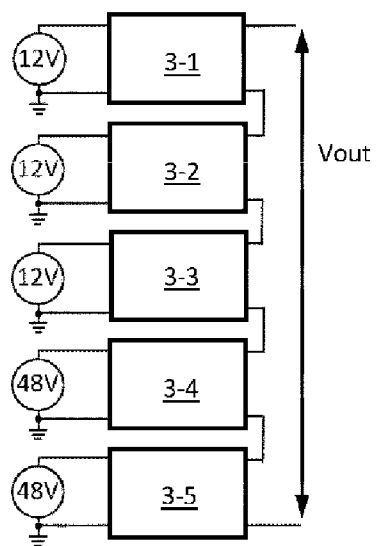


Fig. 2

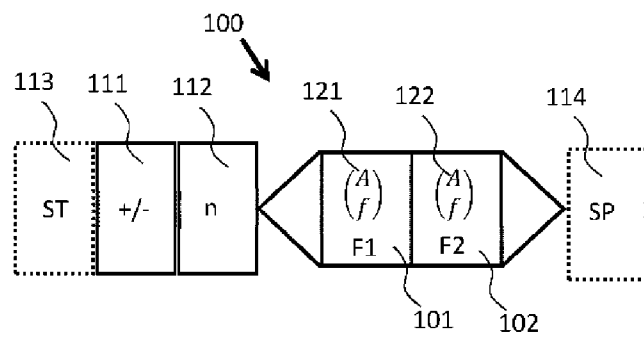


Fig. 3a)

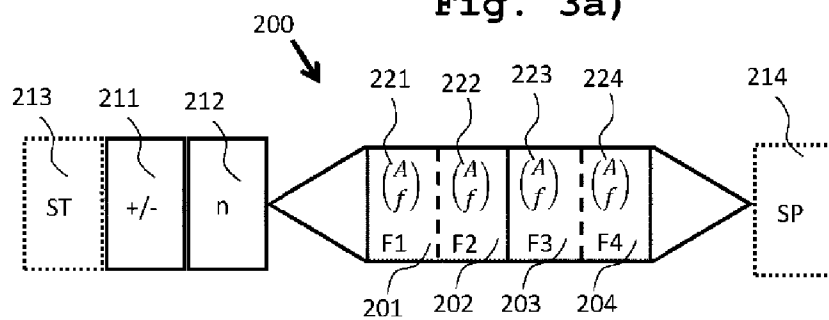


Fig. 3b)

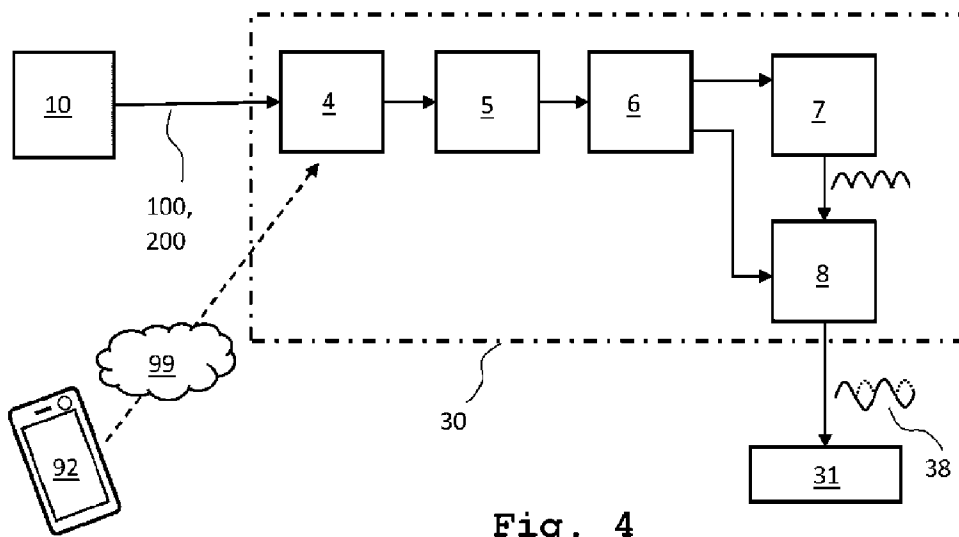


Fig. 4

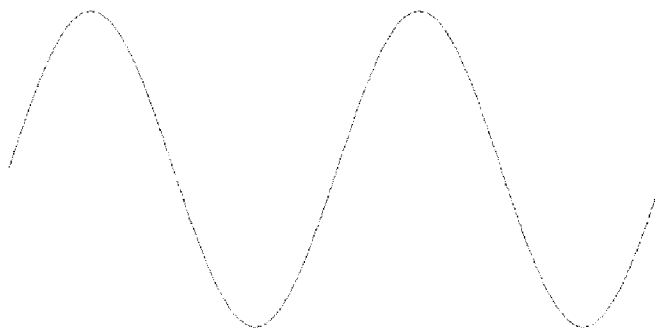


Fig. 5a)

Campo de datos	Valor	Bits
Polaridad		1
nPeriodos		4
AmplitudA0	7	7
AmplitudB0	7	7
FrecuenciaA0	9	9
FrecuenciaB0	9	9
		37

Fig. 5b)

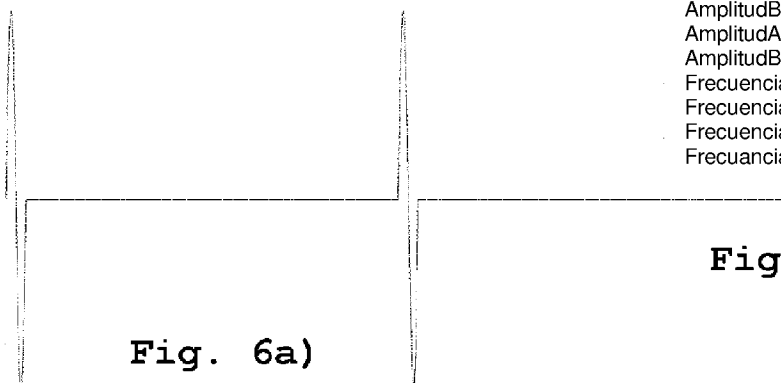


Fig. 6a)

Campo de datos	Valor	Bits
Polaridad		1
nPeriodos		4
AmplitudA0	7	7
AmplitudB0	7	7
AmplitudA1		7
AmplitudB1		7
FrecuenciaA0	9	9
FrecuenciaB0	9	9
FrecuenciaA1		9
FrecuenciaB1		9
		69

Fig. 6b)

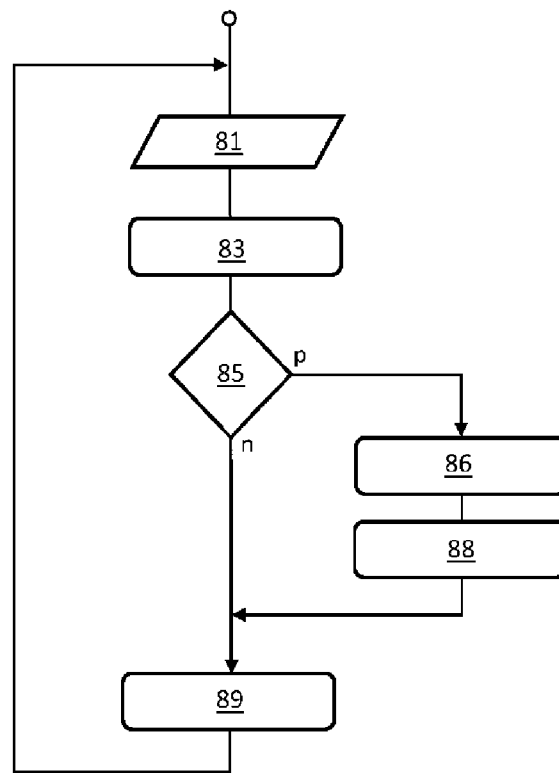


Fig. 7