



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 327 005**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07001491 .5**

96 Fecha de presentación : **24.01.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **1810632**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.07.2007**

54 Título: **Sistema para la vigilancia en circuito cerrado de un aparato electroquirúrgico monopolar.**

30 Prioridad: **24.01.2006 US 761440 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.10.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.10.2009

73 Titular/es: **Covidien AG.**
Victor von Bruns-Strasse 19
8212 Neuhausen am Rheinfall, CH

72 Inventor/es: **Orszulak, James H. y**
Wham, Robert H.

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 327 005 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema para la vigilancia en circuito cerrado de un aparato electroquirúrgico monopolar.

5 Reivindicación de prioridad

Esta solicitud reivindica la prioridad de la solicitud provisional norteamericana núm. 60/761.440, titulada "Sistema y método para la vigilancia en circuito cerrado de un aparato electroquirúrgico monopolar", presentada por Robert Wham y otros el 24 de Enero de 2006.

10 Antecedentes**1. Campo**

15 La presente exposición se refiere, en general, a un método y un sistema electroquirúrgico, más específicamente, a un sistema para la vigilancia en circuito cerrado de un aparato electroquirúrgico monopolar para percibir las propiedades de energía y del tejido y controlar la entrega de energía basándose en las propiedades percibidas.

2. Descripción de la técnica relacionada

20 La electrocirugía supone la aplicación de elevadas corrientes eléctricas de radiofrecuencia a un sitio quirúrgico para cortar, destruir o coagular tejido. En la electrocirugía monopolar, un electrodo fuente o activo entrega energía de radiofrecuencia desde el generador electroquirúrgico al tejido y un electrodo de retorno transmite la corriente de vuelta al generador. En la electrocirugía monopolar, el electrodo fuente es, típicamente, parte del instrumento quirúrgico sostenido por el cirujano y que se aplica al tejido a tratar. Un electrodo de retorno del paciente está situado alejado del electrodo activo, para transmitir la corriente de vuelta al generador.

25 En la electrocirugía bipolar, uno de los electrodos del instrumento manejado funciona como electrodo activo y el otro como electrodo de retorno. El electrodo de retorno está situado muy cerca del electrodo activo (alimentación de corriente), de tal manera que se forme un circuito eléctrico entre ambos electrodos. Comúnmente, los electrodos, en los sistemas de electrocirugía bipolar, están dispuestos dentro de fórceps electroquirúrgicos que, de por sí, se prestan particularmente bien para cerrar vasos. De esta forma, la corriente eléctrica aplicada es limitada al tejido corporal situado entre los electrodos. Cuando los electrodos son separados lo suficiente por otro, se abre el circuito eléctrico y, así, el contacto inadvertido de tejido corporal con cualquiera de los electrodos separados, no hace que circule corriente.

30 Los generadores electroquirúrgicos son capaces de producir una diversidad de formas de ondas eléctricas. Determinadas formas de onda son más adecuadas para procedimientos electroquirúrgicos específicos. Una forma de onda continua con un ciclo de trabajo del 100% es más adecuada para cortar tejido, ya que la energía genera calor muy rápidamente, vaporizándose por tanto el tejido. Una forma de onda intermitente, cuyo ciclo de trabajo sea de, aproximadamente, un 10%, es más adecuada para coagular el tejido, ya que la cantidad de calor generado es reducida.

35 Los parámetros que, corrientemente, afectan a la forma de onda de coagulación, los regula manualmente el cirujano. Este proceso de ajuste es complicado, ya que puede que sea necesario ajustar continuamente la forma de onda de coagulación durante su entrega. Sin embargo, no se dispone de sistemas que puedan ajustar automáticamente la forma de onda de coagulación.

40 El documento US 5.370.645 describe un procesador electroquirúrgico citado como relevante para el presente invento durante el proceso de concesión de esta patente.

50 Sumario

55 La presente exposición proporciona un sistema electroquirúrgico dotado de vigilancia en circuito cerrado. El sistema incluye un generador electroquirúrgico que tiene una etapa de salida de RF para generar formas de onda electroquirúrgicas adecuadas para conseguir coagulación, y un microprocesador para controlar la etapa de salida de RF. La vigilancia en circuito cerrado incluye un perceptor para percibir una o más propiedades del tejido, tales como voltaje, intensidad, temperatura. El perceptor transmite datos relativos a las propiedades del tejido al microprocesador, el cual ajusta la salida del generador. Más específicamente, el generador ajusta las formas de onda electroquirúrgicas en respuesta a los datos para corresponder con parámetros de forma de onda predeterminados.

60 También se describe un sistema electroquirúrgico configurado para proporcionar un control automático en circuito cerrado de la energía de RF en respuesta directa a cambios detectados en el tejido hasta que se consiga un efecto clínico deseado de hemostasis. El sistema incluye un generador que tiene una fuente de alimentación de alto voltaje y alta velocidad ("HVPS") para alimentar una salida de corriente continua ("DC"). La HVPS está configurada para ajustar la salida de corriente continua de forma rápida y dinámica. El generador incluye una etapa de salida de RF que está configurada para generar energía de radio frecuencia ("RF"), que comprende una o más formas de onda para coagulación electroquirúrgica, adecuadas para coagular tejido. El sistema también incluye un perceptor de RF para percibir propiedades de la energía de RF y generar una señal de RF indicativa de la energía de RF. Los regímenes de

muestreo para percepción son suficientes para permitir que el generador modele las formas de onda para coagulación electroquirúrgica en tiempo real en función de la señal del perceptor de RF con el fin hacer casar las formas de onda para la etapa de RF. El sistema incluye, además, un sistema de control en circuito cerrado que controla la forma de onda para coagulación electroquirúrgica. Además, el sistema incluye uno o más controladores de ganancia configurados para amplificar la señal del perceptor de RF a fin de mantener una relación predeterminada entre señal y ruido y para proporcionar corrección de voltaje y de intensidad de RF de la señal del perceptor de RF que, luego, es transmitida al controlador para permitir la modificación, en tiempo real, de la energía de RF.

De acuerdo con un aspecto del presente invento, se proporciona un sistema electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 8, que incluye un generador configurado para generar formas de onda para coagulación electroquirúrgica. El generador incluye un sistema de control en circuito cerrado que controla las formas de onda para coagulación electroquirúrgica. El sistema de control en circuito cerrado incluye un perceptor configurado para percibir una propiedad de un tejido o una propiedad de la energía y para transmitir la propiedad del tejido o la propiedad de la energía como una o más señales de perceptor que tienen una amplitud. El sistema de control incluye, también, un controlador de ganancia configurado para tratar las señales de perceptor a fin de reducir su amplitud y obtener una relación entre señal y ruido de las señales del perceptor comprendida dentro de un intervalo predeterminado. El microprocesador está acoplado al generador y está configurado para ajustar las formas de onda para coagulación electroquirúrgica en función de las señales de perceptor.

De acuerdo con otro aspecto del presente invento, se proporciona un sistema de control en circuito cerrado para controlar formas de onda para coagulación electroquirúrgica de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 2. El sistema de control en circuito cerrado incluye un perceptor configurado para percibir una propiedad de un tejido o una propiedad de la energía y para transmitir la propiedad del tejido y la propiedad de la energía como una o más señales de perceptor que tienen una amplitud. Este sistema de control también incluye un controlador de ganancia configurado para tratar las señales de perceptor a fin de reducir su amplitud y obtener una relación entre señal y ruido de las señales de perceptor comprendida dentro de un intervalo predeterminado. El microprocesador está acoplado al generador y está configurado para ajustar las formas de onda para coagulación electroquirúrgica en función de las señales de perceptor.

En la presente exposición también se contempla un método para controlar formas de onda para coagulación electroquirúrgica. El método incluye los pasos de percibir una propiedad de un tejido o una propiedad de la energía y transmitir la propiedad del tejido o una propiedad de la energía como señales de perceptor que tienen una amplitud, y tratar las señales de perceptor para reducir su amplitud y obtener una relación entre señal y ruido de las señales de perceptor comprendida dentro de un intervalo predeterminado. El método también incluye el paso de ajustar las formas de onda para coagulación electroquirúrgica en función de las señales del perceptor.

Breve descripción de los dibujos

Los anteriores y otros aspectos, características y ventajas del presente invento resultarán más evidentes a la luz de la siguiente descripción detallada cuando se toma en conjunto con los dibujos anejos, en los que:

la fig. 1 es un diagrama de bloques esquemático de un sistema electroquirúrgico;

la fig. 2 es un diagrama de bloques esquemático de un generador de acuerdo con la presente exposición; y

las figs. 3A-B son diagramas de bloques esquemáticos del control de coagulación en circuito cerrado de acuerdo con el presente invento.

Descripción detallada

En lo que sigue se describirán realizaciones particulares del presente invento con referencia a los dibujos anejos. En la descripción que sigue, no se describen con detalle funciones ni construcciones bien conocidas a fin de evitar complicar la presente exposición con detalles innecesarios.

El presente invento proporciona un sistema electroquirúrgico con vigilancia de precisión en circuito cerrado de propiedades de tejido y de energía. El sistema incluye un generador que está configurado como fuente de alimentación de energía de radiofrecuencia (RF) de alta velocidad. El circuito de control incluye una pluralidad de perceptores para percibir propiedades de tejido y de energía y un control de ganancia para modificar la salida del generador. Los perceptores vigilan las propiedades del tejido en tiempo real para permitir que un controlador incorporado proporcione el ajuste correctivo de la energía de RF entregada. El circuito cerrado de control corrige automáticamente la energía de RF aplicada, basándose en propiedades del tejido y de la energía, de acuerdo con un algoritmo prescrito, determinado por el procedimiento clínico. El generador recibe el ajuste correctivo del controlador y modifica dinámicamente la energía entregada en respuesta directa a cambios de las propiedades del tejido, hasta que se consigue un efecto clínico deseado.

La fig. 1 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 tratar un tejido de un paciente P. Se alimenta energía de RF electroquirúrgica al electrodo activo 14 mediante un generador 10 a través de un cable 18, permitiendo que el electrodo activo 14 destruya, corte o coagule el tejido. El electrodo de retorno 16 se dispone en el paciente P para devolver la energía desde el paciente P al generador 10 a través de un cable 19.

ES 2 327 005 T3

El generador 10 incluye controles de entrada (por ejemplo, pulsadores, activadores, interruptores, etc.) para controlar el generador 10. Los controles le permiten al cirujano regular la potencia de la energía de RF, la forma de onda y otros parámetros, a fin de conseguir la forma de onda deseada, adecuada para una tarea particular (por ejemplo, cortar, coagular, etc.). Dispuesta entre el generador 10 y el electrodo activo 14 en el cable 18, hay una pieza de mango 21, que incluye una pluralidad de controles de entrada que pueden ser redundantes con ciertos controles de entrada del generador 10. El colocar los controles de entrada en la pieza de mango 12 permite conseguir una modificación más fácil y rápida de los parámetros de energía de RF durante el procedimiento quirúrgico, sin volver al generador 10. También se contempla que un interruptor de pie pueda estar conectado al generador 10 para controlar la entrega de energía durante procedimientos monopoles. Se contempla, además, que la pieza de mango 12 y el electrodo 14 puedan incorporarse en un único instrumento, por ejemplo un lápiz quirúrgico, estando dispuesto el electrodo 14 en el extremo distal de la pieza de mango 12.

La fig. 2 muestra un diagrama esquemático de bloques del generador 10 que tiene un microprocesador 22, una fuente de alimentación de corriente continua de alto voltaje ("HVPS") 28, una etapa 30 de salida de RF, al menos un receptor 32 de RF configurado para medir una o más propiedades de tejido y/o de energía, y un controlador de ganancia 34. El microprocesador 22 incluye un controlador 26 y un puerto de salida que está conectado eléctricamente a la HVPS 28 configurada para alimentar un voltaje de corriente continua, desde aproximadamente 0 V a aproximadamente 2000 V a la etapa 30 de salida de RF. El microprocesador 22 recibe señales de entrada procedentes del generador 10, la pieza de mango 12 o el interruptor de pie y el controlador 26 y, a su vez, ajusta los parámetros de salida del generador 10, más específicamente la HVPS 28 y/o realiza otras funciones de control sobre ella. También se contempla que el controlador 26 esté configurado para recibir señales de control procedentes del controlador de ganancia 34 para regular dinámicamente la energía de RF que está siendo entregada al tejido.

La etapa 30 de salida de RF convierte la potencia de corriente continua en energía de RF y entrega la energía de RF, a unos 470 kHz, al electrodo activo 14 o a otros dispositivos electroquirúrgicos conectados al generador 10. Además, la etapa 30 de salida de RF recibe, también, energía de RF procedente del electrodo de retorno 16. El receptor 32 de RF está conectado a la entrada y a la salida (por ejemplo, las conexiones al electrodo activo 14 y al electrodo de retorno 16) de la etapa 30 de salida de RF para percibir propiedades del tejido y de la energía (por ejemplo, impedancia, voltaje, intensidad, temperatura, fase, picos de voltaje, factor de cresta, picos de intensidad, potencia real y reactiva, cambio del régimen de voltaje con el tiempo $[dv/dt]$, cambio del régimen de fase con el tiempo $[d\phi/dt]$, cambio del régimen de intensidad con el tiempo $[dI/dt]$, cambio del régimen de temperatura con el tiempo $[dT/dt]$, cambio del régimen de impedancia con el tiempo $[dz/dt]$, armónicos de orden superior de la forma de onda fundamental de 472 kHz, etc.).

El generador 10 incluye un sistema 50 de control en circuito cerrado que tiene el microprocesador 22, el controlador 26, el receptor 32 de RF y el controlador de ganancia 34 junto con componente de los mismos mostrados en las figs. 3A-B y descritos con mayor detalle en lo que sigue. El receptor 32 de RF transmite señales que representan propiedades del tejido y/o de la energía a través del control de ganancia 34 para ajustar en consecuencia la salida de energía de RF. Las propiedades percibidas son transmitidas al microprocesador 22 y al controlador 26 para realizar cálculos con el fin de determinar los ajustes que han de realizarse en la salida de energía de RF. El microprocesador 22 compara la impedancia, el voltaje y otras mediciones con valores deseados y envía a la etapa 30 de salida de RF señales para llevar a cabo cualesquiera ajustes necesarios para conseguir los valores deseados.

Además de la impedancia y el voltaje, el microprocesador 22 también mide el voltaje en un pico de la forma de onda (V_{pk}) y el voltaje eficaz (V_{rms}). Los cálculos de los valores de pico y eficaz se ejecutan, también, utilizando el valor de la intensidad (I). Para calcular los valores eficaces, los regímenes de muestreo de las señales de voltaje y de intensidad deben corresponder al tamaño de la memoria intermedia del receptor 32. Más específicamente, el microprocesador 22 incluye una memoria intermedia dimensionada de forma que contenga un número entero de ciclos completos de la forma de onda a un régimen de muestreo específico para evitar errores de modulación dentro de los valores eficaces. Esto permite que el receptor 32 prepare la adquisición de datos para las diversas formas de onda asociadas con la energía RF de coagulación.

El microprocesador 22 calcula el factor de cresta (V_{pk}/V_{rms} o I_{pk}/I_{rms}) y los valores de pico de V y de I en tiempo real y controla la temporización de la forma de onda de salida y la amplitud de RF en función de los mismos. Se contempla que el cálculo en tiempo real del factor de cresta puede utilizarse para ajustar la energía de RF o ajustar la forma de onda para mantener un perfil de factor de cresta. Más específicamente, el cálculo en tiempo real del factor de cresta permite que los modos de coagulación se controlen regulando la salida de energía de RF para mantener un factor de cresta predeterminado. El factor de cresta o los valores de pico de V y de I pueden mantenerse constantes y ajustar en consecuencia la temporización de la forma de onda de salida y la amplitud de RF.

El controlador de ganancia 34 trata las señales de voltaje y de intensidad percibidas, recibidas desde el receptor 32 de RF. Más específicamente, el controlador de ganancia 34 reduce las elevadas amplitudes de las señales de voltaje y de intensidad de coagulación, lo que permite que las señales sean transmitidas al microprocesador 22 para su tratamiento. El control de ganancia 34 proporciona tanto la amplificación como la atenuación de las señales de voltaje y de intensidad para obtener buenas relaciones entre señal y ruido, a fin de reducir al mínimo el error de cuantización binario. La resolución y la precisión de la RF percibida permiten controlar con exactitud la dosificación de energía al paciente.

ES 2 327 005 T3

Con referencia a las figs. 3A-B, en ellas se ilustra el proceso de control de ganancia mediante dos realizaciones. La fig. 3A muestra el controlador de ganancia 34, que incluye el control 35 de cambio de escala del voltaje del perceptor de RF y un control de ganancia 37 conectado a un multiplicador analógico 36 que, luego, se conecta a un filtro anti-superposición 38. En esta realización, el controlador de ganancia 34 ajusta el voltaje percibido de la energía de RF.

5 El control 35 de cambio de escala recibe señales de RF (por ejemplo, señales representativas de la energía de RF que está siendo emitida como salida por el generador 10) procedentes del perceptor 32 de RF y cambia de escala dinámica y automáticamente la señal de RF para ajustar los valores de amplitud elevada de las señales de voltaje y de intensidad de RF para coagulación. El control de ganancia 37 proporciona la modificación de ganancia en tiempo real de la energía de RF tratando una señal variable de control del valor de corriente continua recibida del controlador 26.

10 El multiplicador analógico 36 lleva a cabo una multiplicación en tiempo real de las entradas de señal recibidas desde las salidas del control 35 de cambio de escala de voltaje y del control de ganancia 37. El multiplicador analógico 36 normaliza las señales del perceptor de RF independientes de los valores de elevada amplitud de la salida 30 de RF para conseguir una precisión máxima de la energía de RF entregada.

15 El filtro anti-superposición 38 bloquea la frecuencia fundamental de RF y los armónicos evitando que contribuyan con errores al tratamiento de cálculo realizado por el controlador 26. El filtro 38 trata la energía de RF para reducir los componentes de ruido de RF e incrementar la precisión de la energía de RF entregada al paciente. También se contempla que el perceptor 32 de RF incluya, asimismo, un circuito de reducción de amplitud (no mostrado) para proteger el extremo frontal del multiplicador 44.

20

La fig. 3B muestra otra realización del controlador de ganancia 34 que incluye un control 39 de cambio de escala de intensidad del perceptor de RF. En esta realización, el controlador de ganancia 34 ajusta la intensidad percibida de la energía de RF. El control de ganancia 37 está conectado al multiplicador analógico 36 y a componentes anti-superposición, en forma similar a la representada en la fig. 3A y descrita en lo que antecede. La salida del filtro anti-superposición 38 es alimentada a la línea de salida (por ejemplo, que lleva al controlador 26). En la fig. 3B, la salida del multiplicador analógico 36 es puesta en correspondencia en cuanto a intensidad 1:1 con la entrada de intensidad del perceptor de RF recibida del perceptor de RF 32. El sumador 40 trata las señales de diferencia entre el multiplicador analógico 36 y la entrada de intensidad del perceptor de RF en conjunto con un amplificador operacional ("OPamp") para crear una señal de salida de RF normalizada, equivalente, independiente de los valores de elevada amplitud de la etapa 30 de salida de RF. El limitador de entrada 42 proporciona protección contra impulsos para la entrada del amplificador operacional 44, a fin de incrementar la fiabilidad del controlador de ganancia 34.

30

El generador 10 es capaz de realizar pequeños ajustes en la forma de onda de RF de elevada resolución (por ejemplo, 10 ns). Esto permite controlar el factor de cresta y las salidas en pico, así como sintonizar las formas de onda de modo que la frecuencia de salida pueda regularse para que coincida con la frecuencia resonante de la etapa 30 de salida de RF. El generador 10 está configurado para modelar las curvas de salida hasta un grado utilizando un método de interpolación lineal que permite cualquier curva descrita dentro de un número predeterminado de puntos (por ejemplo, 15), cuando las curvas representan intensidad, potencia, voltaje, etc.

35

Las realizaciones descritas en la presente exposición están destinadas a ser ilustrativas y no restrictivas y no se pretende que representen todas las realizaciones del presente invento. Pueden introducirse diversas modificaciones y variaciones sin por ello apartarse del alcance del invento como queda establecido en las siguientes reivindicaciones.

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Un sistema (50) de control en circuito cerrado para controlar al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica, cuyo sistema de control en circuito cerrado incluye:

un controlador de ganancia (34);

10 un perceptor (32) configurado para percibir al menos una de entre una propiedad de tejido y una propiedad de energía, y para transmitir dicha al menos una de entre la propiedad del tejido y la propiedad de la energía, al controlador de ganancia (34) como señal de perceptor con una amplitud;

un microprocesador (22) configurado para ser acoplado a un generador electroquirúrgico y configurado para ajustar dicha al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica en función de la señal de perceptor;

15 **caracterizado** porque:

20 el controlador de ganancia está configurado para tratar la señal de perceptor a fin de reducir la amplitud de la señal de perceptor y obtener una relación entre señal y ruido de la señal de perceptor comprendida dentro de un intervalo predeterminado;

en el que la señal de perceptor es una señal de perceptor de voltaje y el controlador de ganancia es un controlador de ganancia de voltaje que incluye:

25 un control (35) de cambio de escala del voltaje de perceptor configurado para cambiar de escala la amplitud de la señal de perceptor de voltaje y para generar una señal de perceptor cambiada de escala;

un control de ganancia (37) configurado para tratar una señal variable de control del valor de corriente continua para generar una señal de control de ganancia; y

30 un multiplicador (36) acoplado al control de cambio de escala del voltaje del perceptor y al control de ganancia, estando configurado el multiplicador para multiplicar, en tiempo real, la señal de perceptor cambiada de escala y la señal de control de ganancia a fin de normalizar la señal de perceptor de voltaje con independencia de su amplitud.

35 2. Un sistema (50) de control en circuito cerrado para controlar al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica, cuyo sistema de control en circuito cerrado incluye:

un controlador de ganancia (34);

40 un perceptor (32) configurado para percibir al menos una de entre una propiedad de tejido y una propiedad de energía, y para transmitir dicha al menos una de entre la propiedad del tejido y la propiedad de la energía, al controlador de ganancia (34) como señal de perceptor con una amplitud;

un microprocesador (22) configurado para ser acoplado a un generador electroquirúrgico y configurado para ajustar dicha al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica en función de la señal de perceptor;

45 **caracterizado** porque:

50 el controlador de ganancia está configurado para tratar la señal de perceptor a fin de reducir la amplitud de la señal de perceptor y obtener una relación entre señal y ruido de la señal de perceptor comprendida dentro de un intervalo predeterminado;

en el que la señal de perceptor es una señal de perceptor de intensidad y el controlador de ganancia es un controlador de ganancia de intensidad que incluye:

55 un control (39) de cambio de escala de la intensidad del perceptor configurado para cambiar de escala la amplitud de la señal de perceptor de intensidad y para generar una señal de perceptor cambiada de escala;

un control de ganancia (37) configurado para tratar una señal variable de control del valor de corriente continua para generar una señal de control de ganancia; y

60 un multiplicador (36) configurado para generar una señal multiplicada en función de la señal de control de ganancia;

un sumador (40) configurado para generar una señal de diferencia en función de la señal multiplicada y la señal del perceptor de intensidad; y

65 un amplificador operacional (44) configurado para amplificar la señal de diferencia a fin de normalizar la señal del perceptor de intensidad con independencia de su amplitud.

ES 2 327 005 T3

3. Un sistema de control en circuito cerrado de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el controlador de ganancia de voltaje incluye:

5 un filtro anti-superposición (38) configurado para bloquear sustancialmente una radiofrecuencia fundamental.

4. Un sistema de control en circuito cerrado de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el controlador de ganancia de intensidad incluye:

10 un limitador de entrada (42) para proporcionar protección contra impulsos bruscos para el amplificador operacional.

5. Un sistema de control en circuito cerrado de acuerdo con la reivindicación 2 o la reivindicación 4, en el que el controlador de ganancia de intensidad incluye:

15 un filtro anti-superposición (38) configurado para bloquear sustancialmente una radiofrecuencia fundamental.

6. Un sistema de control en circuito cerrado de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el microprocesador incluye una memoria intermedia dimensionada para almacenar un múltiplo entero de una frecuencia de repetición de la señal de perceptor.

20 7. Un sistema de control en circuito cerrado de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el microprocesador está configurado para calcular al menos uno de entre un valor eficaz, un valor de pico y un factor de cresta de la señal de perceptor y para regular dicha al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica en función del mismo.

25 8. Un sistema electroquirúrgico, que comprende:

30 un generador (10) configurado para generar al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica, cuyo generador incluye el sistema de control en circuito cerrado de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes para controlar dicha al menos una forma de onda para coagulación electroquirúrgica.

35

40

45

50

55

60

65

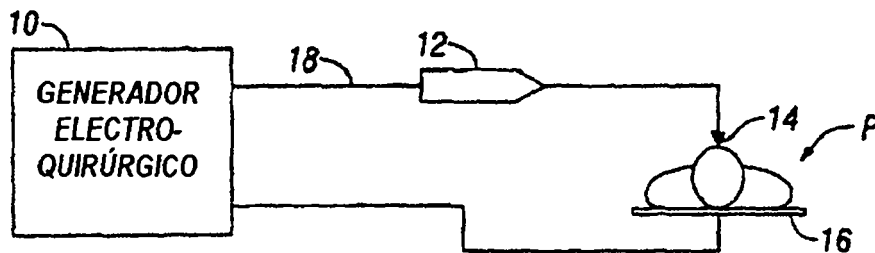


FIG. 1

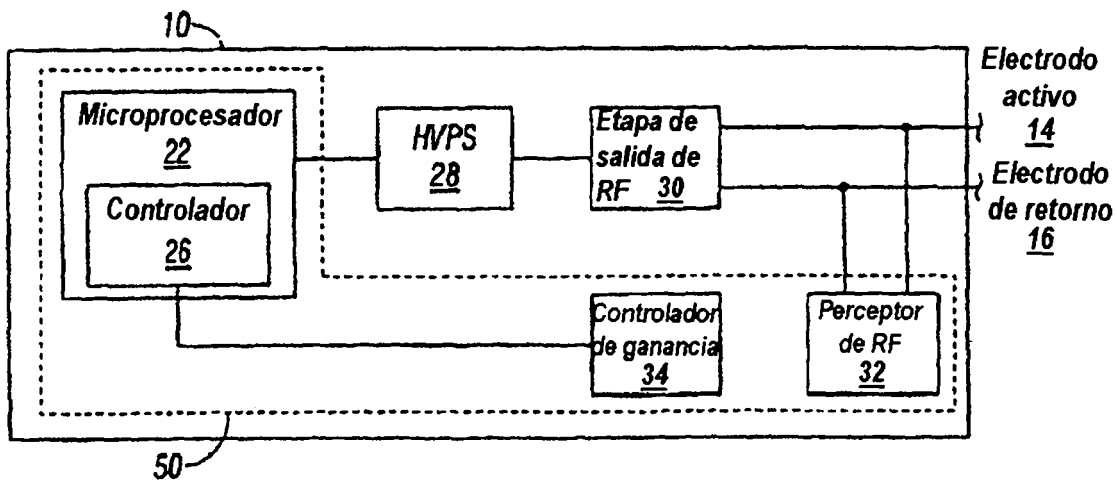


FIG. 2

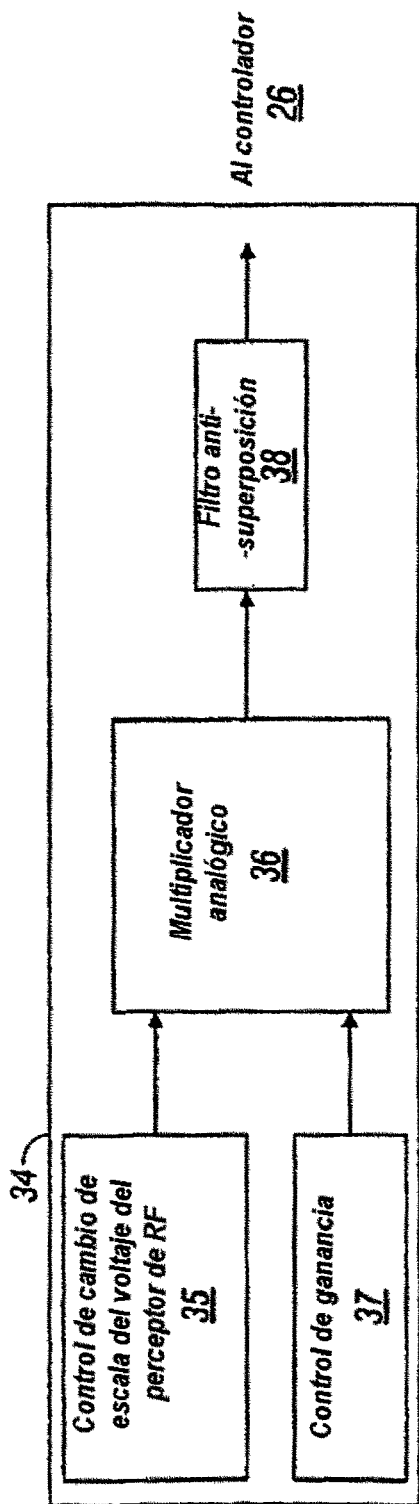


FIG. 3A

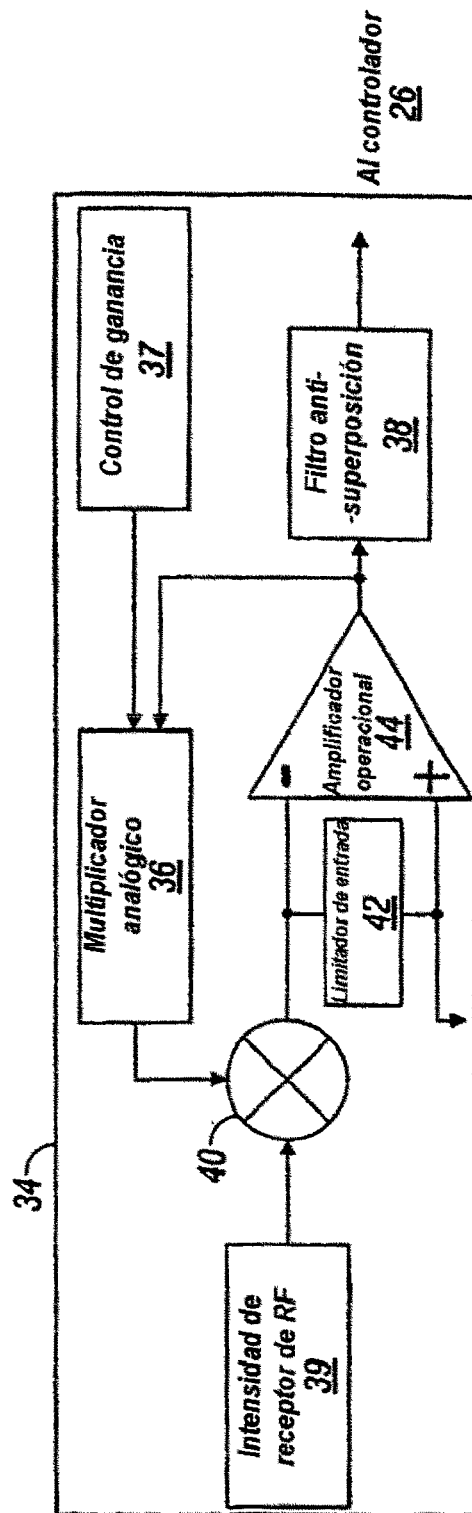


FIG. 3B