

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 376 087**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/16 (2006.01)

A61N 1/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07019178 .8**

96 Fecha de presentación: **28.09.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **1905374**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.04.2008**

54 Título: **ALMOHADILLA DE ELECTRODO DE RETORNO INTELIGENTE.**

30 Prioridad:
28.09.2006 US 529415

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
08.03.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
08.03.2012

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

72 Inventor/es:
McPherson, James, W.

74 Agente/Representante:
de Elzaburu Márquez, Alberto

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).

ES 2 376 087 T3

DESCRIPCIÓN

Almohadilla de electrodo de retorno inteligente

ANTECEDENTES

Campo Técnico

- 5 La presente invención se refiere a aparatos, sistemas y métodos electroquirúrgicos. Más particularmente, la presente invención está dirigida a sistemas electroquirúrgicos que utilizan una o más almohadillas de electrodo de retorno que incluyen circuitos sensores y de control.

Antecedentes de la técnica relacionada

- 10 En la técnica es bien conocido el tratamiento de tejidos basado en energía. Se pueden aplicar diversos tipos de energía (por ejemplo, eléctrica, ultrasónica, de microondas, criogénica, térmica, de láser, etc.) al tejido para conseguir un resultado quirúrgico deseado. La electrocirugía implica típicamente la aplicación de corriente eléctrica de radiofrecuencia elevada a una zona quirúrgica para cortar, realizar ablación, hacer coagular o sellar el tejido. En electrocirugía monopolar, un electrodo fuente o activo suministra energía de radiofrecuencia desde el generador electroquirúrgico hasta el tejido y un electrodo de retorno devuelve la corriente al generador. En electrocirugía monopolar, el electrodo fuente es típicamente parte del instrumento quirúrgico sujetado por el usuario y aplicado al tejido a tratar. Los electrodos de retorno al paciente tienen típicamente forma de almohadillas adheridas de manera adhesiva al paciente y están colocados a distancia del electrodo activo, para devolver la corriente al generador.

- 20 Los electrodos de retorno tienen usualmente una gran área superficial de contacto con el paciente para minimizar el calentamiento en ese lugar, ya que cuanto menor sea el área superficial, mayores serán la densidad de corriente y la intensidad del calor. Es decir, el área del electrodo de retorno que se adhiere al paciente es importante puesto que lo es la densidad de corriente de la señal eléctrica que calienta el tejido. Se puede desear una mayor área superficial de contacto para reducir la intensidad calorífica localizada. Los electrodos de retorno están dimensionados típicamente basándose en suposiciones de la corriente máxima utilizada durante un procedimiento quirúrgico particular y del ciclo de trabajo (es decir, el porcentaje de tiempo que el generador está encendido).

- 25 Los primeros tipos de electrodos de retorno tenían la forma de grandes placas metálicas cubiertas de gel conductor. Más adelante, se desarrollaron electrodos adhesivos con una única lámina metálica cubierta de gel conductor o adhesivo conductor. No obstante, un problema con dichos electrodos adhesivos era que si una porción se desprendía del paciente, el área de contacto del electrodo con el paciente disminuía, aumentando por ello la densidad de corriente en la porción adherida y aumentando, a su vez, el calor aplicado al tejido. Esta quemadura de riesgo se producirá en el paciente en la zona bajo la porción adherida del electrodo de retorno si el tejido se calentaba más allá del punto en el que la circulación de sangre podría enfriar la piel.

- 30 Para tratar este problema, se desarrollaron diversos electrodos de retorno y circuitos de hardware, denominados genéricamente elementos de monitorización de la calidad del contacto de los electrodos de retorno (RECQM). Tales sistemas se basaban en la medición de impedancia en el electrodo de retorno para calcular una variedad de propiedades del tejido y/o del electrodo (por ejemplo, el grado de adhesividad del electrodo, la temperatura). Dichos sistemas estaban configurados solamente para medir la temperatura como una función de los cambios de impedancia en las almohadillas de los electrodos de retorno.

- 40 El documento WO 2005/110263 describe un sistema de ablación por radiofrecuencia que tiene una pluralidad de almohadillas puestas a tierra, en el que cada almohadilla puesta a tierra incluye un sensor térmico. Un procesador de una fuente de alimentación recibe voltajes analógicos desde cada uno de los sensores térmicos. El preámbulo de la reivindicación 1 está basado en este documento. El documento WO 00/06246 describe una sonda que tiene una agrupación de electrodos y sensores de temperatura montados en el cuerpo de dicha sonda.

SUMARIO

- 45 La presente invención se refiere a un electrodo de retorno electroquirúrgico que incluye una almohadilla del electrodo de retorno, que tiene una superficie de contacto con el paciente. La almohadilla del electrodo de retorno incluye uno o más circuitos sensores, tales como un circuito de temperatura. El circuito sensor está acoplado a un circuito de control, acoplados ambos a una fuente de energía y aislados eléctricamente de la superficie de contacto con el paciente. El circuito controlador analiza las señales de medición procedentes del circuito sensor y transmite las señales procesadas a un generador electroquirúrgico.

- 50 De acuerdo con un aspecto de la presente invención según las reivindicaciones, se describe un electrodo de retorno electroquirúrgico. El electrodo de retorno incluye una almohadilla del electrodo de retorno, que tiene una superficie de contacto con el paciente, configurada para conducir energía electroquirúrgica y un circuito sensor acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno. El circuito sensor está configurado para monitorizar al menos una de una propiedad de la almohadilla del electrodo de retorno y una propiedad del tejido, para generar datos del sensor. El

electrodo de retorno incluye asimismo un circuito de control acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno y al circuito sensor. Los circuitos de control están configurados para recibir y procesar datos del sensor procedentes del circuito sensor y retransmitir los datos del sensor procesados a una fuente de energía electroquirúrgica. Las características adicionales del electrodo de retorno de la presente invención se definen en la reivindicación 1.

- 5 La presente invención contempla asimismo un método para realizar cirugía monopolar. El método no está enumerado en las reivindicaciones y, por ello, no forma parte de la presente invención. El método incluye la etapa de disponer un electrodo de retorno electroquirúrgico que incluye una almohadilla del electrodo de retorno, que tiene una superficie de contacto con el paciente, configurada para conducir energía electroquirúrgica y un circuito sensor acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno. El electrodo de retorno incluye asimismo un circuito de control acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno y al circuito sensor. El método incluye asimismo las etapas de colocar el electrodo de retorno electroquirúrgico en contacto con un paciente, generar energía electroquirúrgica a través de un generador electroquirúrgico y suministrar la energía electroquirúrgica al paciente a través de un electrodo activo. El método incluye además las etapas de monitorizar al menos una de una propiedad de la almohadilla del electrodo de retorno y una propiedad del tejido a través del circuito sensor para generar datos del sensor y recibir y procesar los datos del sensor procedentes del circuito sensor en el circuito de control y retransmitir los datos del sensor procesados a una fuente de energía electroquirúrgica.

- 20 De acuerdo con otro aspecto de la presente invención según las reivindicaciones, se describe un sistema electroquirúrgico para realizar electrocirugía. El sistema incluye un generador electroquirúrgico configurado para suministrar energía electroquirúrgica y un electrodo activo para suministrar energía electroquirúrgica a un paciente. El sistema incluye asimismo un electrodo de retorno electroquirúrgico según la presente invención y definido en la reivindicación 1. El circuito de control está configurado para retransmitir los datos del sensor procesados al generador electroquirúrgico.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- 25 Una realización de la presente invención según las reivindicaciones se describe, en este caso, con referencia a la figura 7. En los dibujos:
- la figura 1 es un diagrama de bloques esquemático de un sistema electroquirúrgico;
- la figura 2 es un diagrama de bloques esquemático de un generador;
- la figura 3 es una vista superior del electrodo de retorno electroquirúrgico del sistema electroquirúrgico monopolar de la figura 1;
- 30 la figura 4 es una vista lateral, en sección transversal, de un electrodo de retorno electroquirúrgico que tiene un material de coeficiente de temperatura positiva (PTC) y capas de material adhesivo;
- las figuras 5A y 5B ilustran un electrodo de retorno electroquirúrgico que tiene un circuito sensor de temperatura; y
- la figura 6 es una vista en planta, en sección transversal, de otro electrodo de retorno electroquirúrgico que tiene un circuito sensor de temperatura; y
- 35 la figura 7 es una vista en planta, en sección transversal, de un electrodo de retorno electroquirúrgico inteligente que tiene un circuito sensor de temperatura según las reivindicaciones de la presente invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

- 40 Una realización de la presente invención según las reivindicaciones se describe a continuación con referencia a la figura 7. En la siguiente descripción, no se describen con detalle funciones o construcciones bien conocidas para evitar hacer confusa con detalles innecesarios la presente invención.

- La figura 1 es una ilustración esquemática de un sistema electroquirúrgico. El sistema incluye un instrumento electroquirúrgico 2 que tiene uno o más electrodos para tratar tejido de un paciente P. El instrumento 2 es un instrumento monopolar que incluye uno o más electrodos activos (por ejemplo, una sonda de corte electroquirúrgico, un electrodo o electrodos de ablación, etc.). Se suministra energía RF electroquirúrgica al instrumento 2 mediante un generador 20 a través de un cable electroquirúrgico 4, que está conectado a un terminal de salida activo, permitiendo que el instrumento 2 haga coagular, selle, realice ablación y/o trate de otro modo el tejido. La energía se devuelve al generador 20 mediante un electrodo de retorno 6 a través de un cable de retorno 8. El sistema puede incluir una pluralidad de electrodos de retorno 6 que están dispuestos para minimizar las posibilidades de daño al tejido, maximizando el área total de contacto con el paciente P. Además, el generador 20 y el electrodo de retorno 6 pueden estar configurados para monitorizar el llamado contacto "tejido con paciente" a efectos de asegurar que existe contacto suficiente entre los mismos para minimizar además las posibilidades de daño al tejido.

El generador 20 incluye controles de entrada (por ejemplo, botones, activadores, conmutadores, pantalla táctil, etc.) para controlar dicho generador 20. Además, el generador 20 puede incluir una o más pantallas de visualización para proporcionar al usuario una variedad de información de salida (por ejemplo, ajustes de intensidad, indicadores

completos de tratamiento, etc.). Los controles permiten que el usuario ajuste la potencia de la energía RF, la forma de onda y otros parámetros, para conseguir la forma de onda deseada que sea la adecuada para una tarea particular (por ejemplo, coagulación, sellado de tejido, ajuste de intensidad, etc.). El instrumento 2 puede incluir asimismo una pluralidad de controles de entrada que pueden ser redundantes con ciertos controles de entrada del generador 20. La colocación de los controles de entrada en el instrumento 2 permite la modificación más fácil y más rápida de los parámetros de la energía RF durante el procedimiento quirúrgico, sin requerir la interacción con el generador 20.

La figura 2 muestra un diagrama de bloques esquemático del generador 20 que tiene un controlador 24, una fuente de alimentación DC de alta tensión ("HVPS") 27 y una etapa de salida RF 28. La HVPS 27 suministra alimentación DC de alta tensión a una etapa de salida RF 28, que convierte a continuación la alimentación DC de alta tensión en energía RF y entrega la energía RF al electrodo activo. En particular, la etapa de salida RF 28 genera formas de onda sinusoidales de energía de alta RF. La etapa de salida RF 28 está configurada para generar una pluralidad de formas de onda que tienen diversos ciclos de trabajo, tensiones pico, factores de cresta y otros parámetros adecuados. Ciertos tipos de formas de onda son adecuados para modos electroquirúrgicos específicos. Por ejemplo, la etapa de salida RF 28 genera una forma de onda sinusoidal del 100% del ciclo de trabajo en modo de corte, que es más adecuada para realizar ablación, fundir y diseccionar tejido, y una forma de onda del 1 al 25% del ciclo de trabajo en modo de coagulación, que se utiliza mejor para cauterizar tejido a efectos de detener el sangrado.

El controlador 24 incluye un microprocesador 25 conectado de manera operativa a una memoria 26, que puede ser una memoria de tipo volátil (por ejemplo, RAM) y/o una memoria de tipo no volátil (por ejemplo, soportes de tipo flash, soportes de tipo disco, etc.). El microprocesador 25 incluye un puerto de salida que está conectado de manera operativa a la HVPS 27 y/o a la etapa de salida RF 28, permitiendo que el microprocesador 25 controle la salida del generador 20 según esquemas de control de bucle abierto y/o cerrado. Los expertos en la técnica apreciarán que el microprocesador 25 se puede reemplazar por cualquier procesador lógico (por ejemplo, un circuito de control) adaptado para realizar los cálculos descritos en esta memoria.

Un esquema de control de bucle cerrado es un bucle de control con realimentación en el que el circuito sensor 22, que puede incluir una pluralidad de sensores que miden una variedad de propiedades del tejido y la energía (por ejemplo, impedancia del tejido, temperatura del tejido, corriente y/o tensión de salida, etc.), proporciona realimentación al controlador 24. Tales sensores están dentro del ámbito de los expertos en la técnica. El controlador 24 envía a continuación señales a la HVPS 27 y/o la etapa de salida RF 28, que ajustan entonces el suministro de potencia DC y/o RF, respectivamente. El controlador 24 recibe asimismo señales de entrada procedentes de los controles de entrada del generador 20 o del instrumento 2. El controlador 24 utiliza las señales de entrada para ajustar la potencia proporcionada a la salida por el generador 20 y/o realiza otras funciones de control sobre las mismas.

Las figuras 3 y 4 ilustran diversos electrodos de retorno 6 para su utilización en electrocirugía monopolar. El electrodo de retorno 6 incluye una almohadilla 30 del electrodo de retorno que tiene una superficie superior y una superficie 32 de contacto con el paciente configurada para recibir corriente durante la electrocirugía monopolar. La superficie 32 de contacto con el paciente está realizada a partir de un material conductor adecuado, tal como lámina metálica. Aunque la figura 3 representa el electrodo de retorno 6 con forma general rectangular, está dentro del alcance de la invención que dicho electrodo 6 tenga cualquier forma regular o irregular adecuada.

Haciendo referencia a la figura 4, se muestra otro electrodo de retorno 6, en el que la almohadilla 30 del electrodo de retorno incluye una capa de material de coeficiente de temperatura positiva (PTC) 38 depositada sobre la misma. El material PTC 38 puede estar realizado, entre otros, de un material con base polímero/carbono, un material con base cerametal, un material polímero, un material cerámico, un material dieléctrico, o cualquier combinación de los mismos. La capa de material PTC 38 actúa para distribuir sobre la superficie del electrodo de retorno electroquirúrgico 6 la temperatura creada por la corriente, lo que minimiza el riesgo de una quemadura en el paciente. El electrodo de retorno 6 incluye además una capa de material adhesivo 39 sobre la superficie 32 de contacto con el paciente. El material adhesivo puede ser, pero no está limitado a, un adhesivo de tipo *polyhesive*, un adhesivo de eje Z, un adhesivo insoluble en agua, hidrófilo, piezosensible, o cualquier combinación de los mismos, tal como un adhesivo POLYHESIVE™ fabricado por la firma Valleylab de Boulder, Colorado. La capa de material adhesivo 39 asegura un área de contacto superficial óptimo entre el electrodo de retorno electroquirúrgico 6 y el paciente "P", que limita la posibilidad de una quemadura del paciente. En una realización en la que no se utiliza la capa de material PTC 38, la capa de material adhesivo 39 puede estar depositada directamente sobre la superficie 32 de contacto con el paciente.

Las figuras 5A y 5B muestran el electrodo de retorno 6 que incluye un circuito sensor de temperatura 40 dispuesto en su interior. El circuito sensor de temperatura 40 incluye una o más agrupaciones 41 y 43 de sensores de temperatura que tienen al menos un sensor de temperatura. Los sensores de temperatura contemplados incluyen termopares, termistores, diodos semiconductores (por ejemplo, silicio), materiales de ferrita y dispositivos de efecto hall. El circuito sensor de temperatura 40 está dispuesto sobre un circuito *flex* (por ejemplo, un sustrato de sujeción 48 flexible) fabricado a partir de un sustrato adecuado, tal como una película de poliimida. Como ejemplos están las películas vendidas bajo las marcas registradas MYLAR™ y KAPTON™, y similares.

Los diodos 42 están conectados en serie con una o más resistencias de limitación de corriente 44 y se utilizan como sensores de temperatura. La resistencia 44 está acoplada en serie con el diodo 42, que tiene una resistencia seleccionada para establecer y limitar la corriente que circula a través de dicho diodo 42 a un nivel predeterminado. El flujo de corriente a los diodos 42 está proporcionado por una fuente de energía 50, tal como una fuente de energía DC de baja tensión (por ejemplo, batería, transformador AC/DC, etc.) conectada en serie con los diodos 42 y las resistencias 44 a través de cables de interconexión 46. La fuente de energía 50 puede estar integrada en el generador 20 y extraer energía de la misma fuente que la HVPS 27 (por ejemplo, una salida AC). En una realización, la interconexión de los diodos 42 y las resistencias 44 se consigue por deposición de trazas metálicas sobre el sustrato de sujeción 48 y por soldadura de los diodos 42 y las resistencias 44 directamente dentro del sustrato de sujeción 48. El sustrato de sujeción 48 puede aislar eléctricamente asimismo de la superficie 32 de contacto con el paciente el circuito sensor de temperatura 40, para impedir que la energía RF que se está devolviendo al generador 20 interfiera con los componentes del circuito.

Los diodos 42 son de polarización directa, de manera que la corriente circula inicialmente a través de la resistencia 44 y desde el ánodo del diodo hasta el cátodo del diodo. En un diodo de polarización directa 42, se produce una caída de tensión directa (V_f) que está en el intervalo de aproximadamente 0,5 V hasta aproximadamente 5 V, dependiendo del tipo de diodo (por ejemplo, diodo emisor de luz). La tensión directa depende directamente de la temperatura. En particular, como la temperatura aumenta, el material semiconductor dentro del diodo 42 experimenta cambios en sus bandas de valencia y conducción y, por consiguiente, V_f disminuye. De esta manera, manteniendo constante la corriente que circula por el diodo 42 a través de la resistencia 44 y midiendo la tensión de polarización directa se permite la determinación de la temperatura del diodo 42.

La señal V_f se transmite a través de los cables de interconexión 46 al generador 20, en el que el circuito sensor 22 analiza la V_f para determinar un valor correspondiente de temperatura. Como apreciarán los expertos en la técnica, cada uno de los cables de interconexión 46 puede incluir un circuito correspondiente de aislamiento (por ejemplo, acopladores ópticos) para trasladar las señales eléctricas (por ejemplo, V_f) a través de barreras de aislamiento, aislando por ello del suministro RF el circuito sensor de temperatura 40.

El proceso de análisis puede incluir hacer pasar las señales V_f a través de un convertidor analógico a digital y multiplicar a continuación la señal V_f digitalizada por un factor predeterminado para llegar a un valor correspondiente de temperatura. El factor se obtiene empíricamente tomando en consideración propiedades eléctricas del diodo 42 y la resistencia 44, así como propiedades eléctricas de la corriente que está pasando a su través. La señal de temperatura se transmite a continuación al controlador 24, en el que se analiza adicionalmente para determinar la acción apropiada. Por ejemplo, comparar las mediciones de temperatura con un umbral de temperatura predeterminado y ajustar o terminar el suministro de energía RF si la medición de temperatura es mayor que el umbral predeterminado.

La temperatura a través de la superficie 32 de contacto con el paciente puede variar debido a diversos factores (por ejemplo, contenido de humedad, adherencia, etc.) afectando a la densidad de corriente. Por lo tanto, puede ser deseable medir temperaturas en diversos puntos de la almohadilla 30 del electrodo de retorno. La medición de temperatura en diversos puntos permite precisar la posición de los llamados "puntos calientes"; segmentos de la superficie 32 de contacto con el paciente en los que la densidad de corriente excede la del área circundante y da como resultado que la almohadilla se queme. Ya que la medición de V_f para cada diodo 42 proporciona la determinación de la temperatura correspondiente en la posición de dicho diodo 42, colocar los diodos 42 estratégicamente dentro de la almohadilla 30 del electrodo de retorno permite la monitorización de temperatura en esas posiciones.

Con referencia a la figura 5A, cada par de resistencia 44 y diodo 42 está dispuesto dentro de la almohadilla conductora 30 de manera que el diodo 42 proporciona lecturas de temperatura para una zona de monitorización de temperatura 45 correspondiente. El tamaño de la zona de monitorización 45 depende de la distancia entre los diodos 42. La almohadilla 30 del electrodo de retorno puede incluir cualquier número de zonas de monitorización 45 de tamaños variables. Cada diodo 42 es identificado por el circuito sensor 22 como que está asociado con una zona particular de monitorización 45 de manera que, cuando las señales V_f se transmiten y se convierten posteriormente en lecturas de temperatura, el generador 20 proporciona una monitorización de temperatura para cada una de las zonas de monitorización 45. Estos datos se utilizan para instruir al usuario de que una porción específica de la almohadilla 30 del electrodo de retorno incluye un punto caliente, de manera que se pueden tomar acciones preventivas, si es necesario. Esto puede incluir la terminación y/o el ajuste automáticos de suministro RF o la terminación manual de suministro RF para asegurar que la almohadilla 30 del electrodo de retorno se adhiere apropiadamente al paciente en el punto caliente identificado.

Como se muestra en la figura 6, las agrupaciones de sensores de temperatura 41 y 43 incluyen una única resistencia 44 conectada en serie con una pluralidad de diodos 42 dispuestos dentro de una zona de monitorización de temperatura 45 respectiva. Ya que los diodos 42 están conectados en serie a una resistencia 44, la corriente suministrada a dichos diodos 42 es la misma. Por consiguiente, la medición de la V_f a través de los diodos 42 proporciona la temperatura para toda la zona de monitorización de temperatura 45 respectiva. Esta disposición de circuito proporciona una medición de temperatura media sobre los segmentos más grandes de la almohadilla 30 del electrodo de retorno (por ejemplo, toda el área). Los expertos en la técnica apreciarán que se contemplan diversas

configuraciones de la resistencia 44 y del diodo 42 para asegurar que se monitoriza la temperatura de diversos segmentos de las almohadillas 30 del electrodo de retorno.

La figura 7 muestra una realización de la presente invención según las reivindicaciones. La almohadilla 30 del electrodo de retorno incluye un circuito de control 51 dispuesto sobre un sustrato de sujeción 48 flexible. El circuito de control 51 está acoplado al circuito sensor de temperatura 40 y está configurado para recibir desde el mismo señales del sensor. Se contempla que se pueden utilizar otros circuitos sensores junto con el circuito de control 51, y la descripción del circuito sensor de temperatura 40 representa una realización de la presente invención.

En particular, el circuito de control 51 analiza las señales del sensor y realiza funciones similares al circuito sensor 22. Ya que el procesamiento de las señales de los sensores se produce en la almohadilla 30 del electrodo de retorno, esto obvia la necesidad de instalar los cables de interconexión 46 directamente en el circuito sensor 22. Por consiguiente, ya no son tampoco necesarios los circuitos de aislamiento para cada uno de los cables de interconexión 46. La colocación del circuito de control 51 en la almohadilla 30 del electrodo de retorno proporciona asimismo una reducción en la cantidad de componentes del circuito necesarios para el generador 20 y reduce los circuitos de referencia de alta frecuencia de dispersión a tierra.

El circuito de control 51 incluye un convertidor analógico a digital 52, un convertidor digital a analógico 54, un microprocesador 56, un convertidor DC-DC 58, un transceptor en serie 57 y un acoplador óptico 59. Los expertos en la técnica apreciarán que el circuito de control 51 puede incluir componentes del circuito adicionales, tales como microcontroladores, resistencias, condensadores, osciladores, agrupaciones de compuertas programables de campo, etc. Los componentes del circuito de control 51 están aislados eléctricamente de la superficie 32 de contacto con el paciente a través del sustrato 48. Además, ya que el sustrato de sujeción 48 incluye trazas metálicas depositadas sobre el mismo, los componentes del circuito están unidos directamente a las mismas y el sustrato de sujeción actúa como una interconexión eléctrica entre dichos componentes del circuito.

El circuito de control 51 y el circuito sensor de temperatura 40 están alimentados por la fuente de energía 50, acoplada a los mismos a través de una línea eléctrica 60. La línea eléctrica 60 incluye uno o más cables adaptados para transmitir corriente DC de tensión más baja. El convertidor DC-DC 58 ajusta la potencia desde la fuente de energía 50 para que resulte adecuada a los componentes del circuito de control 51 y del circuito sensor de temperatura 40.

El circuito sensor de temperatura 40 incluye una o más resistencias 44 acopladas en serie con uno o más diodos 42. Como se ha descrito anteriormente, los diodos 42 miden la temperatura en su posición proporcionando una señal V_f , que varía como una función de la temperatura. La señal V_f se transmite al circuito de control 51 a través de los cables de interconexión 46. El circuito de control 51 analiza las señales V_f para determinar un valor correspondiente de temperatura. Las señales V_f se hacen pasar inicialmente a través del convertidor A/D 52. Después de ello, las señales V_f digitalizadas se analizan mediante el microprocesador 56 (por ejemplo, multiplicando la señal V_f digitalizada por un factor predeterminado y llegar a un valor correspondiente de temperatura) para obtener datos procesados (por ejemplo, valores de temperatura). Los expertos en la técnica comprenderán que el circuito lógico adicional puede estar incluido en el circuito de control 51, tal como microcontroladores y agrupaciones de compuertas programables de campo, dependiendo de la complejidad de los cálculos que se estén realizando.

Los datos procesados se transmiten al generador 20 para análisis adicional, a través de una línea de datos 62. Antes de la transmisión, las señales de temperatura se pueden convertir en señales analógicas para su transmisión a través de un protocolo de transferencia de datos en serie. Esto se consigue mediante el convertidor D/A 54. El transceptor en serie 57 (por ejemplo, un receptor/transmisor asíncrono universal) establece comunicaciones en serie con su transceptor homólogo en el generador 20 y transmite los bits individuales de los datos procesados de forma secuencial. Las señales que portan los datos procesados se hacen pasar a través del acoplador óptico 59, que está conectado a la línea de datos 62. El acoplador óptico 59 aísla del suministro RF el circuito de control 51 transmitiendo las señales a través de una barrera de aislamiento. Se prevé que los métodos ópticos de transmisión de datos que utilizan fibra óptica se pueden usar en lugar de la línea de datos 62, para transferir datos al generador 20 desde el circuito de control 51. Esto elimina la interferencia eléctrica y la dispersión RF. La energía RF se devuelve al generador 20 a través de una línea de retorno 64. La línea eléctrica 60, la línea de datos 62 y la línea de retorno 64 están encerradas dentro del cable 8.

En el generador 20, los datos procesados se transmiten a continuación al controlador 24, en el que se analizan adicionalmente para determinar la acción apropiada. Por ejemplo, comparar las mediciones de temperatura con un umbral de temperatura predeterminado y ajustar o terminar el suministro de energía RF si la medición de temperatura es mayor que el umbral.

Aunque varias realizaciones de la invención se han mostrado en los dibujos y/o se han descrito en esta memoria, no se pretende que la invención esté limitada a las mismas, sino que sea tan amplia en su alcance como lo permita la técnica y que la memoria descriptiva se lea del mismo modo. Por lo tanto, la descripción anterior no se debe interpretar como limitativa, sino simplemente como ilustrativa de ejemplos de realizaciones particulares. Los expertos en la técnica serán capaces de prever otras modificaciones dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas a la misma.

REIVINDICACIONES

1. Un electrodo de retorno electroquirúrgico (6), que comprende:
una almohadilla (30) del electrodo de retorno, que incluye una superficie (32) de contacto con el paciente, configurada para conducir energía electroquirúrgica;
5 un circuito sensor (40) acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno, estando configurado dicho circuito sensor para monitorizar al menos una de una propiedad de la almohadilla del electrodo de retorno y una propiedad del tejido, para generar datos del sensor; y caracterizado porque comprende además:
un circuito de control (51) acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno y al circuito sensor, estando configurado el circuito de control para recibir y procesar datos del sensor procedentes del circuito sensor y retransmitir los datos del sensor procesados a un generador electroquirúrgico (20),
10 en el que el circuito sensor incluye al menos una agrupación de sensores de temperatura (41, 43) que define al menos una zona de monitorización de temperatura (45) en la almohadilla del electrodo de retorno, incluyendo dicha al menos una agrupación de sensores de temperatura por lo menos un diodo (44) que tiene una caída predeterminada de tensión directa que es indicativa de la temperatura de dicha al menos una zona de monitorización de temperatura;
15 en el que el circuito de control está configurado para recibir los datos de la caída de tensión directa procedentes del circuito sensor y procesar los datos de la caída de tensión directa, haciendo pasar los datos de la caída de tensión directa a través de un convertidor analógico a digital (52) y multiplicando los datos de la caída de tensión directa por un factor predeterminado para llegar a datos del valor de la temperatura, y retransmitir los datos del valor de la temperatura al generador electroquirúrgico.
20
2. El electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que la almohadilla del electrodo de retorno comprende además un sustrato de sujeción (48), estando acoplados el circuito sensor y el circuito de control al sustrato de sujeción.
3. El electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que el sustrato de sujeción está configurado para aislar eléctricamente de la superficie de contacto con el paciente el circuito de control y el circuito sensor.
25
4. El electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 2, en el que el sustrato de sujeción incluye trazas metálicas depositadas sobre el mismo, adaptadas para su interconexión con al menos uno del circuito de control y el circuito sensor.
5. El electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que dicha al menos una agrupación de sensores de temperatura incluye al menos una resistencia (44) acoplada en serie con dicho al menos un diodo.
30
6. El electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 5, en el que dicha al menos una agrupación de sensores de temperatura incluye una única resistencia acoplada en serie con una pluralidad de diodos.
7. El electrodo de retorno electroquirúrgico según cualquier reivindicación precedente, en el que el circuito de control incluye al menos uno de un convertidor analógico a digital (52), un convertidor digital a analógico (54), un microprocesador (56), un convertidor DC-DC (58), un transceptor en serie (57), un acoplador óptico (59), un microcontrolador, una resistencia, un condensador, un oscilador y una agrupación de compuertas programables de campo.
35
8. El electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que el circuito de control incluye un convertidor analógico a digital (52), un convertidor digital a analógico (54), un microprocesador (56), un convertidor DC-DC (58), un transceptor en serie (57) y un acoplador óptico (59).
9. Un sistema electroquirúrgico para realizar electrocirugía, comprendiendo el sistema electroquirúrgico:
un generador electroquirúrgico (20) configurado para suministrar energía electroquirúrgica;
45 el electrodo de retorno electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el circuito de control acoplado a la almohadilla del electrodo de retorno está configurado para retransmitir los datos del sensor procesados al generador electroquirúrgico; y
un electrodo activo (2) para suministrar energía electroquirúrgica a un paciente.

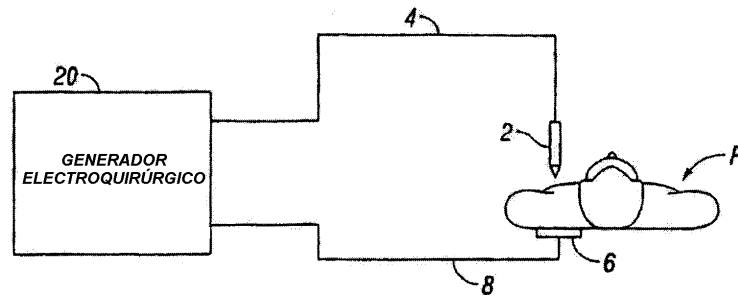


FIG. 1

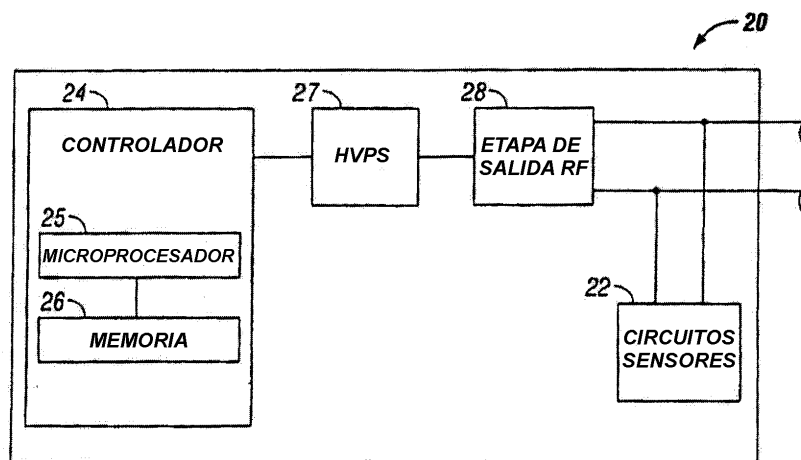


FIG. 2

5

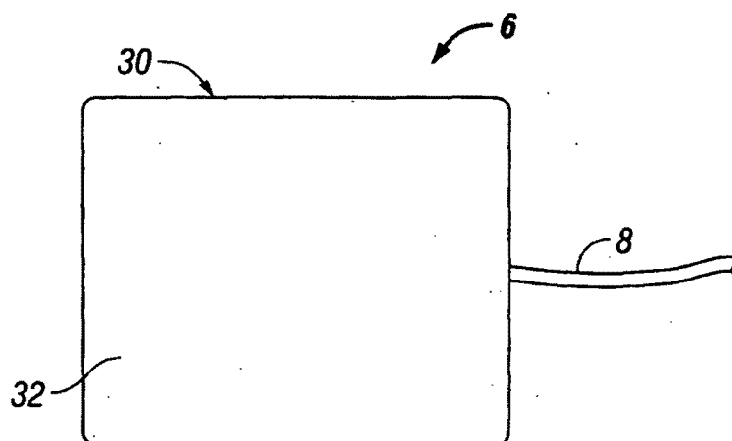


FIG. 3

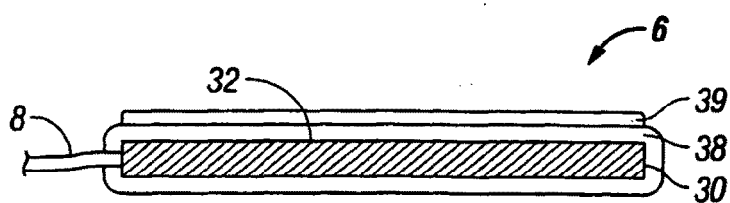


FIG. 4

10

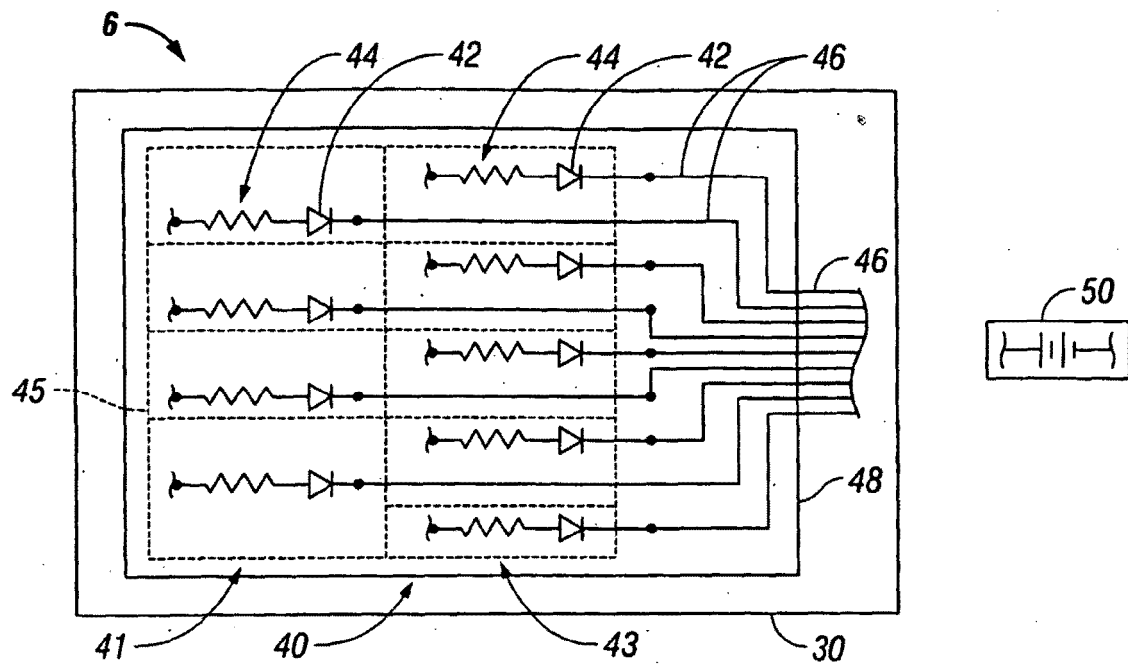


FIG. 5A

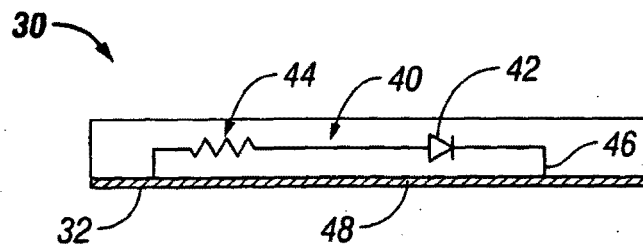


FIG. 5B

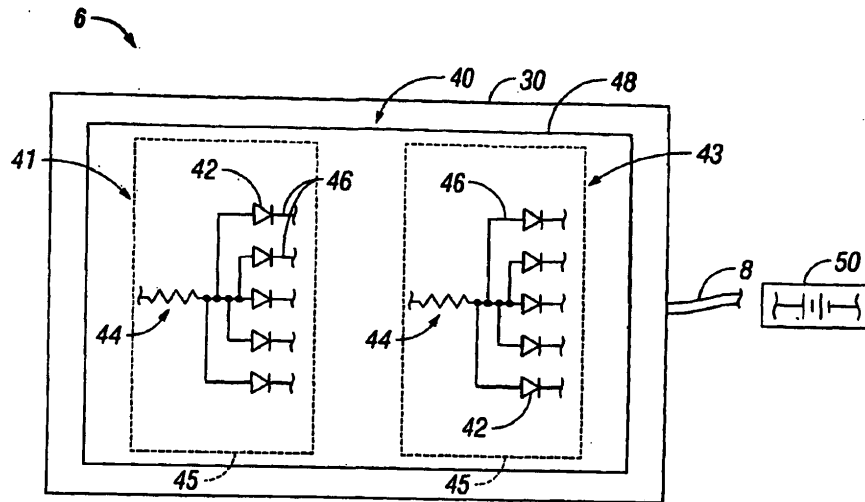


FIG. 6

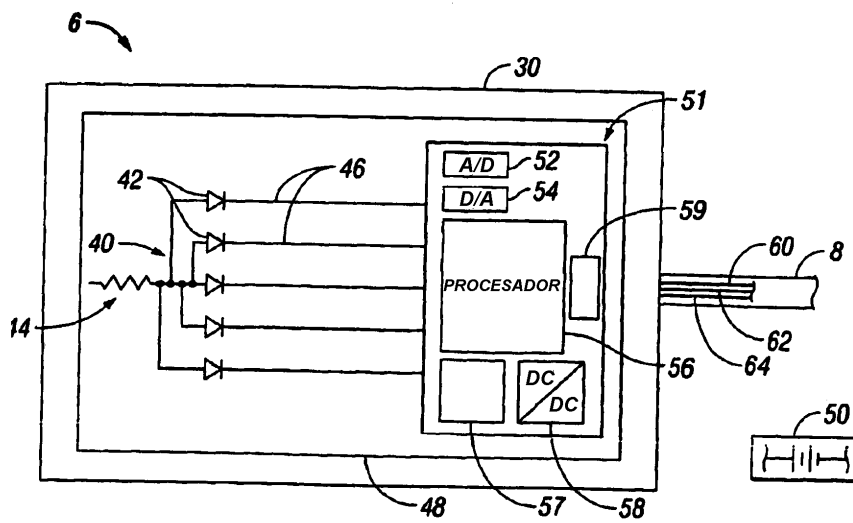


FIG. 7