(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 377 144**

(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: **07019173 .9**
(96) Fecha de presentación: **28.09.2007**
(97) Número de publicación de la solicitud: **1905372**
(97) Fecha de publicación de la solicitud: **02.04.2008**

(54) Título: **Almohadilla de electrodo de retorno sensora de temperatura**

(30) Prioridad:
28.09.2006 US 529007

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
22.03.2012

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
22.03.2012

(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 2 377 144 T3

DESCRIPCIÓN

Almohadilla de electrodo de retorno sensora de temperatura

Antecedentes

Campo técnico

La presente divulgación se refiere a aparatos, sistemas y métodos electroquirúrgicos. Más particularmente, la presente divulgación se dirige a sistemas electroquirúrgicos monopolares que usan una o más almohadillas de electrodo de retorno configuradas para medir la temperatura.

Antecedentes de la técnica relacionada

El tratamiento de tejido basado en energía es bien conocido en la materia. Pueden aplicarse diversos tipos de energía (por ejemplo, eléctrica, ultrasónica, microondas, criogénica, térmica, láser, etc.) al tejido para conseguir un resultado quirúrgico deseado. La electrocirugía implica típicamente la aplicación de una corriente eléctrica de alta radiofrecuencia a un sitio quirúrgico para cortar, destruir, coagular o sellar tejido. En la electrocirugía monopolar, una fuente o electrodo activo alimenta energía de radiofrecuencia desde el generador electroquirúrgico al tejido y un electrodo de retorno porta la corriente de vuelta al generador. En la electrocirugía monopolar, el electrodo de fuente es típicamente parte del instrumento quirúrgico sostenido por el usuario y aplicado al tejido a tratar. Los electrodos de retorno del paciente están típicamente en forma de almohadillas adheridas adhesivamente al paciente y se disponen remotamente del electrodo activo para portar la corriente de vuelta al generador.

Los electrodos de retorno tienen habitualmente una gran área superficial de contacto con el paciente para minimizar el calentamiento en ese sitio puesto que, cuanto menor es el área superficial, mayor es la densidad de corriente y mayor es la intensidad de calor. Es decir, el área del electrodo de retorno que está adherido al paciente es importante porque es la densidad de corriente de la señal eléctrica lo que calienta el tejido. Es deseable un área superficial grande para reducir la intensidad de calor localizado. Los electrodos de retorno se dimensionan típicamente basándose en suposiciones sobre la corriente máxima usada durante un procedimiento quirúrgico particular y el ciclo de trabajo (concretamente, el porcentaje de tiempo que el generador está funcionando).

Los primeros tipos de electrodos de retorno tenían la forma de grandes placas de metal cubiertas con gelatina conductora. Después, se desarrollaron electrodos adhesivos con una sola lámina metálica cubierta con gelatina conductora o adhesivo conductor. Sin embargo, era un problema con estos electrodos adhesivos que, si se despegaba una porción del paciente, se reducía el área de contacto del electrodo con el paciente, aumentando así la densidad de corriente en la porción adherida y, a su vez, aumentando el calor aplicado al tejido. Esto suponía el riesgo de quemadura del paciente en el área bajo la porción adherida del electrodo de retorno si el tejido se calentaba más allá del punto en que la circulación de la sangre podía enfriar la piel.

Para enfrentarse a este problema, se han desarrollado diversos electrodos de retorno y circuitos de hardware denominados genéricamente monitores de calidad de contacto de electrodos de retorno (MCCER). Dichos sistemas se basaban en medir la impedancia en el electrodo de retorno para calcular una variedad de propiedades de tejido y/o electrodo (por ejemplo, grado de adhesividad del electrodo, temperatura). Estos sistemas se configuraron solo para medir la temperatura en función de los cambios de impedancia de las almohadillas de electrodo de retorno.

El documento WO 2005/110263 da a conocer un sistema de destrucción por radiofrecuencia que tiene una almohadilla de base con múltiples regiones conductoras. Cada una de las regiones puede asociarse con un termopar. La sección 14.4.3 del libro “Instrumentation Reference Book”, 3ª edición, 2002 de Boyes, Walt, debate la medida de la temperatura con semiconductores.

Sumario

Una realización de la presente invención como se indica en las reivindicaciones se refiere a un electrodo de retorno electroquirúrgico que incluye una almohadilla conductora que tiene una superficie en contacto con el paciente. La almohadilla conductora incluye un circuito sensor de temperatura opcionalmente acoplado con una fuente de energía y aislado eléctricamente de la superficie en contacto con el paciente. El circuito de temperatura incluye una pluralidad de diodos acoplados en serie con un resistor. Los diodos se localizan en una zona de medida de la temperatura predeterminada y proporcionan la medida de la temperatura en la zona de monitorización de la temperatura. En particular, el voltaje de polarización directa a través de los diodos varía con la temperatura. Por tanto, al monitorizar el voltaje, puede monitorizarse la temperatura en función del mismo.

Se contempla también por la presente divulgación un método para efectuar electrocirugía, pero dicho método no se indica en las reivindicaciones. El método incluye la etapa de proporcionar un electrodo de retorno electroquirúrgico que incluye una almohadilla conductora que tiene una o más zonas de monitorización de la temperatura y una superficie en contacto con el paciente configurada para conducir la energía electroquirúrgica y un circuito sensor de temperatura asociado operativamente con la almohadilla conductora. El circuito sensor de la temperatura incluye al menos un diodo dispuesto en al menos una zona de monitorización de la temperatura, teniendo el al menos un diodo una caída de

voltaje directo predeterminada que es indicativa de la temperatura de al menos una zona de monitorización de la temperatura. El método incluye también las etapas de disponer el electrodo de retorno electroquirúrgico en contacto con un paciente, generar energía electroquirúrgica mediante un generador electroquirúrgico, alimentar la energía electroquirúrgica al paciente mediante un electrodo activo y monitorizar la caída de voltaje directo predeterminada para medir la temperatura de la al menos una zona de monitorización de la temperatura.

Según otro aspecto de la presente invención como se indica en las reivindicaciones, se proporciona un sistema electroquirúrgico para efectuar electrocirugía. El sistema electroquirúrgico incluye un generador electroquirúrgico configurado para proporcionar energía electroquirúrgica y el electrodo de retorno electroquirúrgico anterior. El sistema incluye también un electrodo activo para alimentar energía electroquirúrgica a un paciente.

Breve descripción de los dibujos

Se describen en la presente memoria diversas realizaciones de la presente divulgación con referencia a los dibujos, en los que:

la Fig. 1 es un diagrama de bloques esquemático de un sistema electroquirúrgico según la presente divulgación;

la Fig. 2 es un diagrama de bloques esquemático de un generador según una realización de la presente divulgación;

la Fig. 3 es una vista cenital del electrodo de retorno electroquirúrgico del sistema electroquirúrgico monopolar de la Fig. 1;

la Fig. 4 es la vista lateral de sección transversal de un electrodo de retorno electroquirúrgico que tiene un material con coeficiente de temperatura positivo (CTP) y capas de material adhesivo;

las Fig. 5A-B ilustran un electrodo de retorno electroquirúrgico que tiene un circuito sensor de temperatura según la presente divulgación; y

la Fig. 6 es una vista en planta de sección transversal de una realización de un electrodo de retorno electroquirúrgico que tiene un circuito sensor de temperatura según la presente invención como se indica en las reivindicaciones.

Descripción detallada

Se describe a continuación en la presente memoria una realización de la presente invención como se indica en las reivindicaciones, con referencia a la Figura 6. En la siguiente descripción, las funciones o construcciones bien conocidas no es describen en detalle para evitar confundir la presente divulgación con detalles innecesarios.

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un sistema electroquirúrgico según una realización de la presente divulgación. El sistema incluye un instrumento electroquirúrgico 2 que tiene uno o más electrodos para tratar el tejido del paciente P. El instrumento 2 es un instrumento monopolar que incluye uno o más electrodos activos (por ejemplo, sonda de corte electroquirúrgica, electrodo(s) de destrucción, etc.). La energía de RF electroquirúrgica se alimenta al instrumento 2 por un generador 20 mediante un cable electroquirúrgico 4, que se conecta con una terminal de salida activa, permitiendo al instrumento 2 coagular, sellar, destruir y/o tratar de otro modo el tejido. La energía se devuelve al generador 20 mediante un electrodo de retorno 6 por un cable de retorno 8. El sistema puede incluir una pluralidad de electrodos de retorno 6 que se disponen para minimizar las posibilidades de daño de tejido al maximizar el área de contacto global con el paciente P. Además, el generador 20 y el electrodo de retorno 6 pueden configurarse para monitorizar el denominado contacto “tejido-paciente” para asegurar que existe suficiente contacto entre ellos para minimizar adicionalmente las posibilidades de daño de tejido.

El generador 20 incluye controles de entrada (por ejemplo, botones, activadores, interruptores, pantallas táctiles, etc.) para controlar el generador 20. Además, el generador 20 puede incluir una o más pantallas de presentación para proporcionar al usuario una variedad de información de salida (por ejemplo, ajuste de la intensidad, indicadores de la terminación del tratamiento, etc.). Los controles permiten al usuario ajustar la potencia de la energía de RF, la forma de onda y otros parámetros para conseguir la forma de onda adecuada para una tarea particular (por ejemplo, coagulación, sellado de tejido, ajuste de intensidad, etc.). El instrumento 2 puede incluir también una pluralidad de controles de entrada que pueden ser redundantes con ciertos controles de entrada del generador 20. Disponer los controles de entrada en el instrumento 2 permite una modificación más sencilla y rápida de los parámetros de energía de RF durante el procedimiento quirúrgico sin requerir interacción con el generador 20.

La Fig. 2 muestra un diagrama de bloques esquemático del generador 20 que tiene un controlador 24, una fuente de alimentación de CC de alto voltaje 27 (FAAV) y una etapa de salida de RF 28. La FAAV 27 proporciona una alimentación de CC de alto voltaje a una etapa de salida de RF 28, que convierte entonces la alimentación de CC de alto voltaje en energía de RF y alimenta la energía de RF al electrodo activo. En particular, la etapa de salida de RF 28 genera formas de onda sinusoidales de alta energía de RF. La etapa de salida de RF 28 se configura para generar una pluralidad de formas de onda que tienen diversos ciclos de trabajo, voltajes máximos, 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 de RF 28 genera una forma de onda sinusoidal al 100% de ciclo de trabajo en modo de

corte, que es la más adecuada para destruir, fundir y disecar tejido, y una forma de onda al 1-25% de ciclo de trabajo en modo de coagulación, que es la más adecuada para cauterizar tejido y detener hemorragias.

El controlador 24 incluye un microprocesador 25 conectado operativamente con 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 “flash”, soportes de disco, etc.). El microprocesador 25 incluye un puerto de salida que está conectado operativamente con la FAAV 27 y/o la etapa de salida de RF 28, permitiendo al microprocesador 25 controlar la salida del generador 20 según esquemas de bucle de control abierto y/o cerrado. Los especialistas en la materia apreciarán que el microprocesador 25 puede sustituirse por cualquier procesador lógico (por ejemplo, circuito de control) adaptado para efectuar los cálculos debatidos en la presente memoria.

Un esquema de control de bucle cerrado es un bucle de control de realimentación en el que el circuito sensor 22, que puede incluir una pluralidad de sensores que miden una variedad de propiedades de tejido y energía (por ejemplo, impedancia de tejido, temperatura de tejido, corriente y/o voltaje de salida, etc.), proporciona realimentación al controlador 24. Dichos sensores están dentro de la competencia de los especialistas en la materia. El controlador 24 envía una señal entonces al FAAV 27 y/o la etapa de salida de RF 28, que ajusta entonces la fuente de alimentación de CC y/o RF, respectivamente. El controlador 24 recibe también señales de entrada de los controles de entrada del generador 20 o del instrumento 2. El controlador 24 usa las señales de entrada para ajustar la potencia de salida del generador 20 y/o efectúa otras funciones de control del mismo.

Las Fig. 3 y 4 ilustran diversas realizaciones del electrodo de retorno 6 para uso en electrocirugía monopolar. El electrodo de retorno 6 incluye una almohadilla conductora 30 que tiene una superficie superior y una superficie en contacto con el paciente 32 configurada para recibir corriente durante la electrocirugía monopolar. La superficie en contacto con el paciente 32 está hecha de un material conductor adecuado tal como lámina metálica. Aunque la Fig. 3 representa el electrodo de retorno 6 con una forma rectangular genérica, está dentro del alcance de la divulgación que el electrodo de retorno 6 tenga cualquier forma adecuada regular o irregular.

Con respecto a la Fig. 4, se muestra otra realización del electrodo de retorno 6, en la que la almohadilla conductora 30 incluye una capa de material de coeficiente de temperatura positivo (CTP) 38 depositada sobre la misma. El material de CTP 38 puede estar hecho, entre otros, de un material basado en polímero/carbono, un material basado en metalocerámica, un material polimérico, un material cerámico, un material dieléctrico o cualquier combinación de los mismos. La capa de material de CTP 38 actúa distribuyendo el calor creado por la corriente sobre la superficie del electrodo de retorno electroquirúrgico 6, lo que minimiza el riesgo de quemadura del paciente. El electrodo de retorno 6 incluye adicionalmente una capa de material adhesivo 39 sobre la superficie en contacto con el paciente 32. El material adhesivo puede ser, pero sin limitación, un adhesivo poliadhesivo, un adhesivo del eje Z, un adhesivo sensible a la presión hidrófilo no hidrosoluble o cualquier combinación de los mismos, tales como adhesivo Polyhesive™ fabricado por Valleylab de Boulder, Colorado. La capa de material adhesivo 39 asegura un área de contacto superficial óptima entre el electrodo de retorno electroquirúrgico 6 y el paciente P, lo que limita la posibilidad de quemadura del paciente. En una realización en que no se usa la capa de material de CTP 38, la capa de material adhesivo 39 puede depositarse directamente sobre la superficie en contacto con el paciente 32.

Las Fig. 5A y B muestran el electrodo de retorno 6 que incluye un circuito sensor de temperatura 40 dispuesto sobre el mismo. El circuito sensor de temperatura 40 incluye una o más matrices sensoras de temperatura 41 y 43 que tienen al menos un sensor de temperatura. Los sensores de temperatura contemplados incluyen termopares, termistores, diodos semiconductores (por ejemplo de silicio), materiales de ferrita y dispositivos de efecto Hall. El circuito sensor de temperatura 40 se dispone sobre un circuito flexible (por ejemplo, un sustrato de soporte flexible 48) fabricado a partir de un sustrato adecuado, tal como película de poliimida. Son ejemplos películas comercializadas con los nombres comerciales Mylar™ y Kapton™ y similares.

Los diodos 42 están conectados en serie con uno o más resistores limitantes de la corriente 44 y se usan como sensores de temperatura. El resistor 44 se acopla en serie con el diodo 42, que tiene una resistencia seleccionada para fijar y limitar la corriente que fluye a través del diodo 42 a un nivel predeterminado. El flujo de corriente a los diodos 42 se proporciona por una fuente de alimentación 50, tal como una fuente de alimentación de CC de bajo voltaje (por ejemplo, pila, transformador de CA/CC, etc.) conectada en serie con los diodos 42 y resistores 44 mediante cables de interconexión 46. La fuente de alimentación 50 puede estar integrada en el generador 20 y extrae energía de la misma fuente que la FAAV 27 (por ejemplo, enchufe de CA). En una realización, se consigue la interconexión de los diodos 42 y los resistores 44 mediante la deposición de trazas metálicas sobre el sustrato de soporte 48 y soldando los diodos 42 y los resistores 44 directamente sobre el sustrato de soporte 48. El sustrato de soporte 48 puede aislar eléctricamente también el circuito sensor de temperatura 40 de la superficie en contacto con el paciente 32 para evitar que la energía de RF que se devuelve al generador 20 interfiera con los componentes del circuito.

Los diodos 42 están polarizados directamente de tal modo que la corriente fluye inicialmente a través del resistor 44 y desde el ánodo del diodo al cátodo del diodo. En un diodo polarizado directamente 42, se produce una caída de voltaje directo (Vd) que está en el intervalo de aproximadamente 0,5 V a aproximadamente 5 V dependiendo del tipo de diodo (por ejemplo, diodo emisor de luz). El voltaje directo depende directamente de la temperatura. En particular, a medida que aumenta la temperatura, el material semiconductor en el diodo 42 experimenta cambios en sus bandas de valencia

y conducción y en consecuencia se reduce el Vd. Por tanto, mantener constante la corriente que fluye a través del diodo 42 por el resistor 44 y medir el voltaje de polarización directa permite la determinación de la temperatura del diodo 42.

La señal de Vd se transmite a través de los cables de interconexión 46 al generador 20, en el que el circuito sensor 22 analiza el Vd para determinar el correspondiente valor de temperatura. Como apreciarán los especialistas en la materia, cada uno de los cables de interconexión 46 puede incluir un correspondiente circuito de aislamiento (por ejemplo, acopladores ópticos) para transportar las señales eléctricas (por ejemplo Vd) a través de barreras de aislamiento, aislando así el circuito sensor de temperatura 40 de la alimentación de RF.

El proceso de análisis puede incluir pasar las señales de Vd a través de un convertidor analógico-digital y multiplicar entonces la señal de Vd digitalizada por un factor predeterminado para llegar al correspondiente valor de temperatura. El factor se deriva empíricamente teniendo en consideración las propiedades eléctricas del diodo 42 y del resistor 44, así como las propiedades eléctricas de la corriente que se pasa a su través. Se transmite entonces la señal de temperatura al controlador 24, en que se analiza adicionalmente para determinar la acción apropiada. Por ejemplo, comparar las medidas de temperatura con un umbral de temperatura predeterminado y ajustar o cortar la alimentación de energía de RF si la medida de temperatura es mayor que el umbral predeterminado.

La temperatura a lo largo de la superficie en contacto con el paciente 32 puede variar debido a una serie de factores (por ejemplo, contenido de humedad, adherencia, etc.) que afectan a la densidad de corriente. Por lo tanto, puede ser deseable medir temperaturas en diversos puntos de la almohadilla conductora 30. Medir temperaturas en diversos puntos permite identificar la localización de los denominados “puntos calientes”, segmentos de la superficie en contacto con el paciente 32 en que la densidad de corriente supera la de la zona circundante y da como resultado la quemadura de la almohadilla. Puesto que la medida del Vd para cada diodo 42 proporciona la determinación de la correspondiente temperatura en la localización del diodo 42, disponer los diodos 42 estratégicamente dentro de la almohadilla conductora 30 permite la monitorización de la temperatura en esas localizaciones.

Con referencia a la Fig. 5A, cada par de resistor 44 y diodo 42 se dispone en la almohadilla conductora 30 de tal modo que el diodo 42 proporcione lecturas de temperatura para una correspondiente zona de monitorización de la temperatura 45. Esto no forma una realización de la presente invención como se indica en las reivindicaciones, sin embargo, ya que las reivindicaciones requieren una pluralidad de diodos dispuestos en una zona de monitorización de la temperatura. El tamaño de la zona de monitorización 45 depende de la distancia entre los diodos 42. La almohadilla conductora 30 puede incluir cualquier número de zonas de monitorización 45 de tamaños variables. Cada diodo 42 se identifica por el circuito sensor 22 por estar asociado con una zona de monitorización 45 particular de tal modo que, cuando las señales de Vd se transmiten y se convierten posteriormente en lecturas de temperatura, el generador 20 proporciona la monitorización para cada una de las zonas de monitorización 45. Este dato se usa para instruir al usuario cuál porción específica de la almohadilla conductora 30 incluye un punto caliente de modo que pueda tomarse una acción preventiva, si es necesario. Esta puede incluir el corte y/o ajuste automático de la alimentación de RF o el corte manual de la alimentación de RF para asegurar que la almohadilla conductora 30 se adhiere apropiadamente al paciente en el sitio caliente identificado.

Como se muestra en la Fig. 6, las matrices sensoras de temperatura 41 y 43 incluyen un solo resistor 44 conectado en serie con una pluralidad de diodos 42 dispuestos en una zona de monitorización de la temperatura 45 respectiva, lo que forma una realización de la presente invención como se indica en las reivindicaciones. Puesto que los diodos 42 están conectados en serie con un resistor 44, la corriente alimentada a los diodos 42 es la misma. En consecuencia, medir el Vd a través de los diodos 42 proporciona la temperatura de toda la zona de monitorización de temperatura 45 respectiva. Esta disposición del circuito proporciona una medida de temperatura media para grandes segmentos de la almohadilla conductora 30 (por ejemplo, todo el área). Los especialistas en la materia apreciarán que se contemplan diversas configuraciones del resistor 44 y el diodo 42 para asegurar que se monitoriza la temperatura de diversos segmentos de las almohadillas conductoras 30.

Aunque se han mostrado y/o debatido varias realizaciones de la divulgación en los dibujos de la presente memoria, no se pretende que la divulgación esté limitada a las mismas, ya que se pretende que la divulgación sea de alcance tan amplio como permite la materia y que la memoria descriptiva se lea igualmente. Por lo tanto, la descripción anterior no debería considerarse como limitante, sino simplemente como ejemplificante de realizaciones particulares. Los especialistas en la materia preverán otras modificaciones dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un electrodo de retorno electroquirúrgico (6) que comprende:

una almohadilla conductora (30) que incluye al menos una zona de monitorización de la temperatura (45) y una superficie en contacto con el paciente (32) configurada para conducir energía electroquirúrgica; y

un circuito sensor de temperatura (40) acoplado con la almohadilla conductora, incluyendo el circuito sensor de temperatura un resistor (44) conectado en serie con una pluralidad de diodos dispuestos en al menos una zona de monitorización de la temperatura, teniendo los diodos una caída de voltaje directo predeterminada que es indicativa de la temperatura de la al menos una zona de monitorización de la temperatura, en el que los diodos se usan como sensores de temperatura.

2. Un electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 1, en el que los diodos tienen polarización directa.

3. Un electrodo de retorno electroquirúrgico según cualquier reivindicación precedente, que comprende adicionalmente un sustrato de soporte (48) para albergar el circuito sensor de temperatura, estando configurado el sustrato de soporte para aislar eléctricamente el circuito sensor de temperatura de la superficie en contacto con el paciente.

4. Un electrodo de retorno electroquirúrgico según cualquier reivindicación precedente, en el que el circuito sensor de temperatura está acoplado con al menos una fuente de energía (50) configurada para alimentar corriente a los diodos.

5. Un electrodo de retorno electroquirúrgico según la reivindicación 1, 2, 3 o 4, en el que el resistor se configura para limitar la corriente que fluye a través de los diodos a un nivel predeterminado.

6. Un sistema electroquirúrgico para efectuar electrocirugía, comprendiendo el sistema electroquirúrgico:

un generador electroquirúrgico (20) configurado para proporcionar energía electroquirúrgica;

un electrodo de retorno electroquirúrgico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes y

un electrodo activo (2) para alimentar energía electroquirúrgica a un paciente.

7. Un sistema electroquirúrgico según la reivindicación 6, en el que el circuito sensor de temperatura está acoplado con al menos una fuente de energía (50) configurada para alimentar corriente a los diodos.

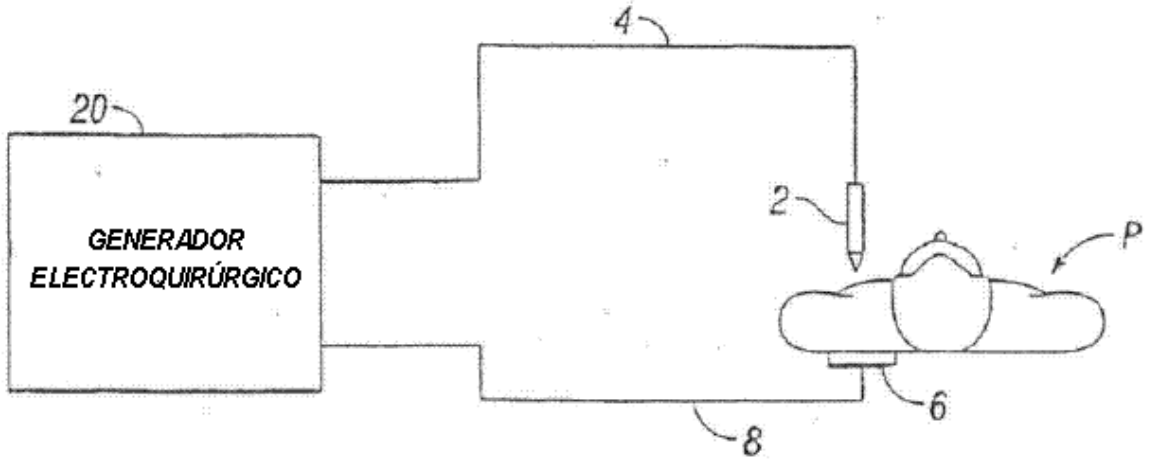
4
20
GENERADOR
ELECTROQUIRÚRGICO
2
P
6
8

FIG. 1

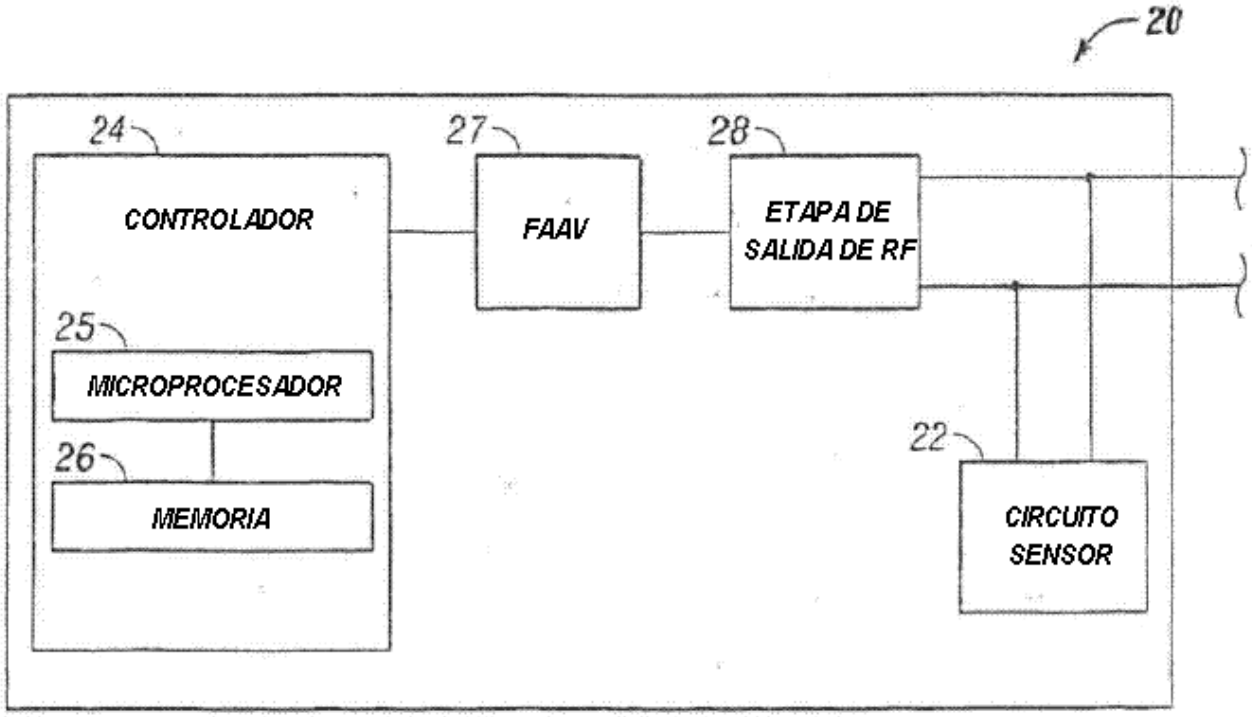
20
24
CONTROLADOR
25
MICROPROCESADOR
26
MEMORIA
27
FAAV
28
ETAPA DE
SALIDA DE RF
22
CIRCUITO
SENSOR

FIG. 2

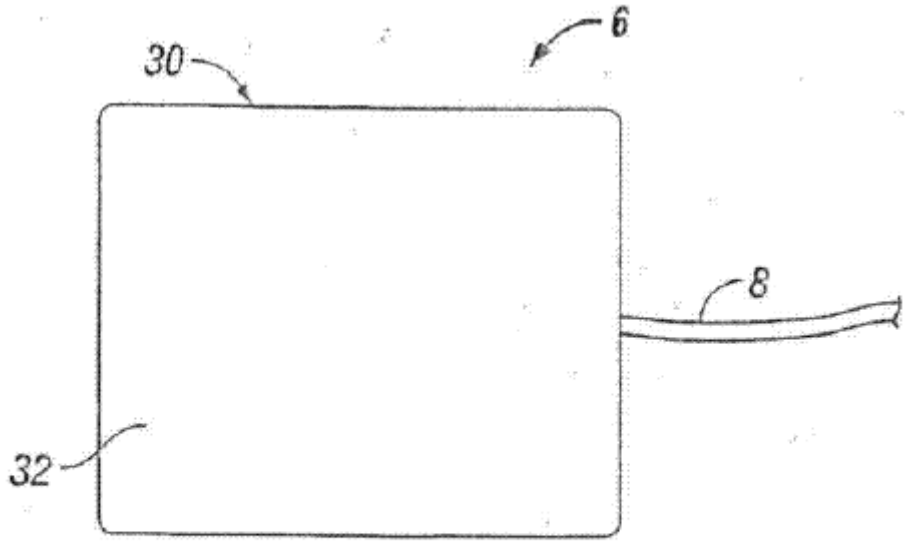

FIG. 3

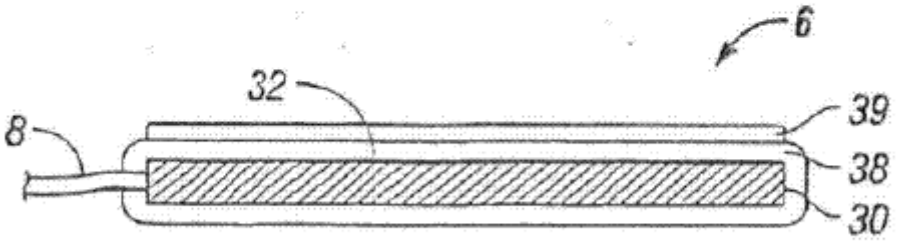

FIG. 4

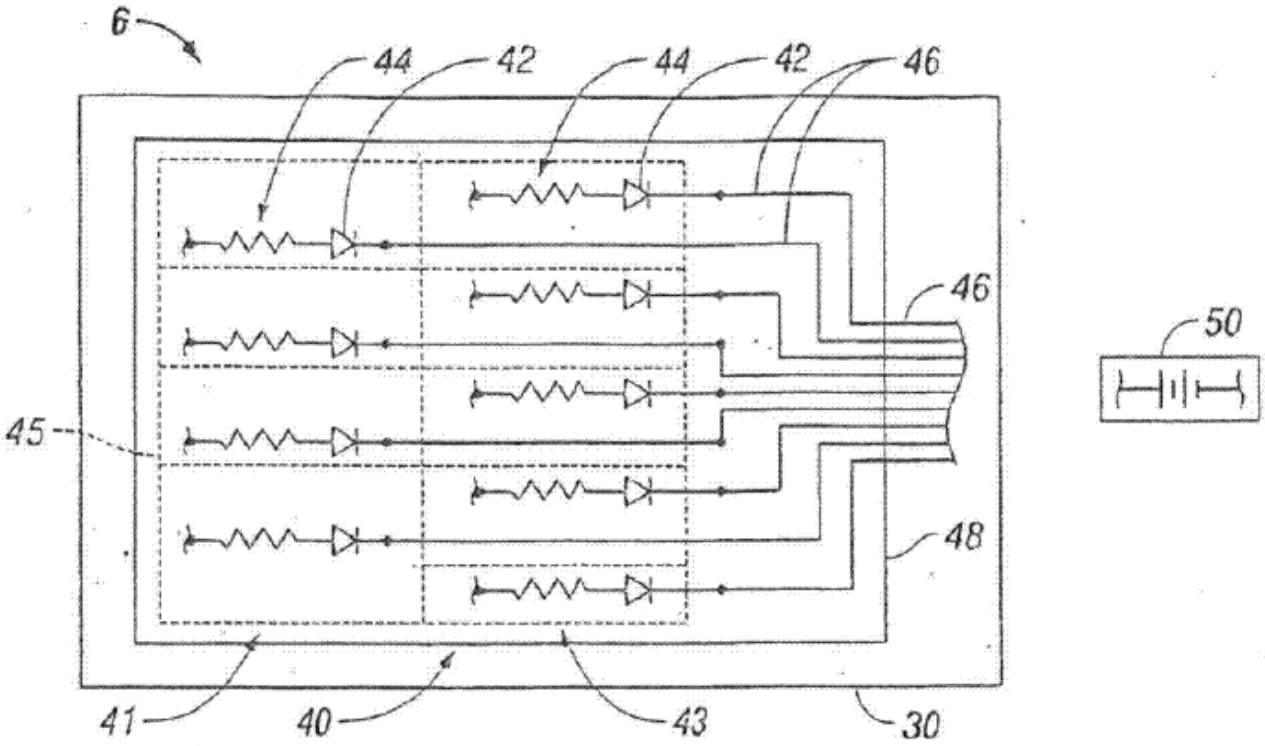

FIG. 5A

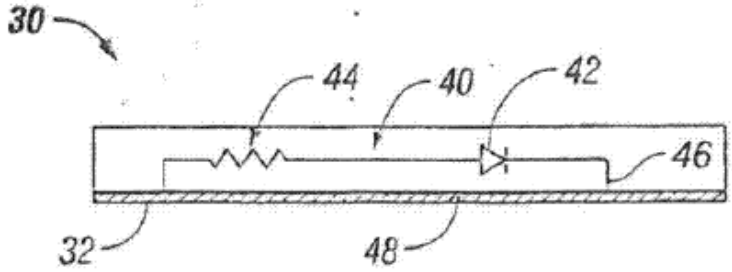

FIG. 5B

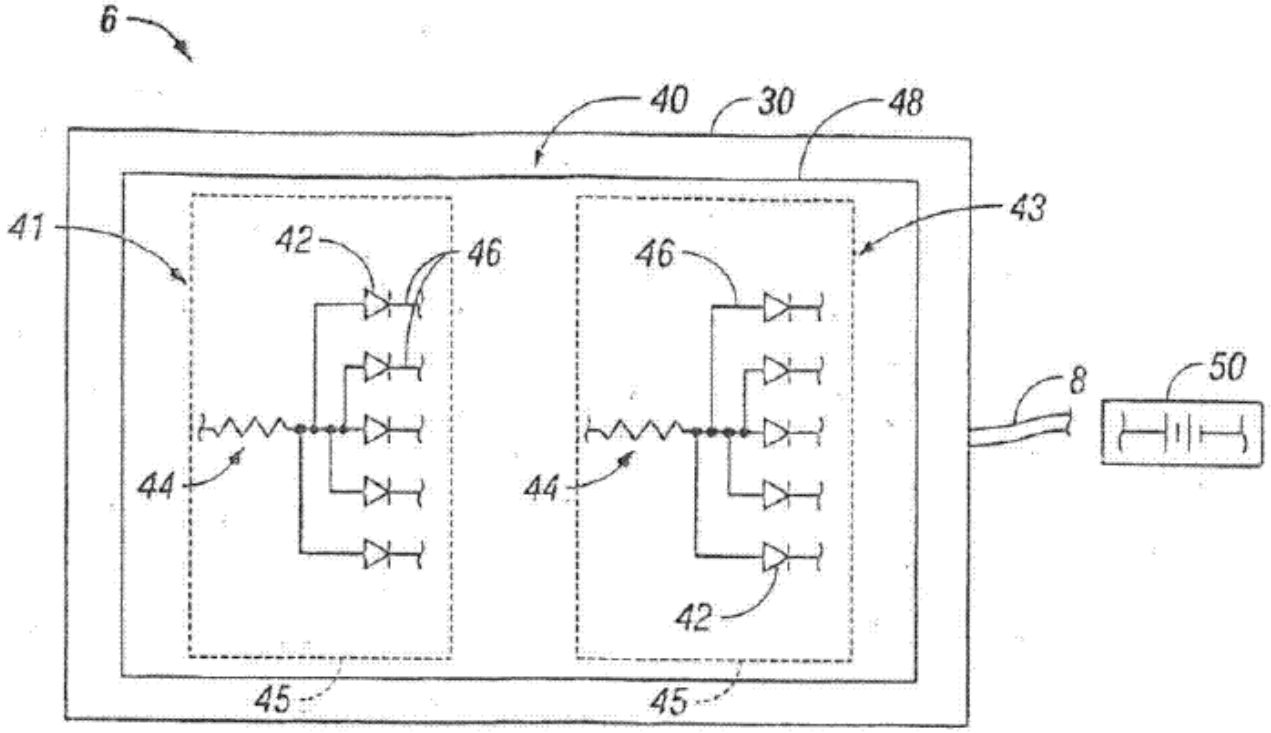

FIG. 6