

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 377 350**

51 Int. Cl.:
A61B 18/12 (2006.01)
A61B 18/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **07000567 .3**
96 Fecha de presentación: **12.01.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **1808144**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **18.07.2007**

54 Título: **Sistema de detección de corriente rf en la almohadilla de retorno**

30 Prioridad:
12.01.2006 US 331303

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
26.03.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
26.03.2012

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

ES 2 377 350 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 de detección de corriente rf en la almohadilla de retorno

5 **Antecedentes**

Campo técnico

10 La presente exposición está dirigida a un sistema de detección de corriente en la almohadilla de retorno para uso en cirugía monopolar.

Antecedentes

15 Durante una electrocirugía una fuente o electrodo activo suministra energía, tal como una energía de radiofrecuencia, de un generador electroquirúrgico a un paciente. Un electrodo de retorno lleva la corriente de vuelta al generador electroquirúrgico. En la electrocirugía monopolar el electrodo fuente es típicamente un instrumento portátil colocado por el cirujano en el lugar de la cirugía y el flujo de alta densidad de corriente en este electrodo crea el efecto quirúrgico deseado de cortar, eliminar y/o coagular el tejido. El electrodo de retorno del paciente está situado en un lugar alejado del electrodo fuente y típicamente tiene la forma de una almohadilla adherida al paciente.

25 El electrodo de retorno típicamente tiene una gran superficie de contacto en el paciente para minimizar las concentraciones de calor en el lugar de la almohadilla en el paciente. Por lo tanto, el área total del electrodo de retorno que está adherida al paciente es generalmente importante debido a que minimiza las posibilidades de una concentración de corriente en cualquier lugar que pueda causar quemaduras al paciente. Es conveniente un área mayor de la superficie de contacto a fin de reducir la intensidad del calor. El tamaño de los electrodos de retorno se basa en la hipótesis de la corriente máxima anticipada durante un procedimiento quirúrgico determinado y en el ciclo de trabajo (es decir, el porcentaje de tiempo que el generador está funcionando) durante el procedimiento. Los primeros tipos de electrodos de retorno tenían la forma de grandes placas de metal cubiertas por una gelatina conductora. Más tarde fueron desarrollados los electrodos adhesivos con una única lámina de metal cubierta por una gelatina conductora o un adhesivo conductor. No obstante, un problema con estos electrodos adhesivos fue que si una parte se despegaba del paciente el área de contacto del electrodo con el paciente disminuía, aumentando de este modo la densidad de corriente en la parte adherida, lo que, a su vez, aumentaba el calor aplicado al tejido. Esto representaba el riesgo de quemar al paciente en el área debajo de la parte adherida del electrodo de retorno si el tejido había sido calentado más allá del punto en el que la circulación normal de la sangre podría enfriar la piel.

40 Para hacer frente a este problema se desarrollaron electrodos de retorno de doble placa y circuitos de soporte físico, denominados genéricamente Monitores de Calidad de Contacto del Electrodo de Retorno (RECQMs). Estos electrodos de retorno de doble placa constan de dos láminas conductoras dispuestas como dos mitades de un único electrodo de retorno. El circuito del soporte físico usa una señal de CA entre las dos mitades del electrodo para medir la impedancia entre ellas. Esta medida de la impedancia es indicativa de cómo está adherido el electrodo de retorno al paciente, ya que la impedancia entre las dos mitades está directamente relacionada con el área de contacto del paciente. Esto es, si el electrodo comienza a desprenderse del paciente la impedancia aumenta ya que disminuye el área de contacto del electrodo. Los RECQM actuales están diseñados para detectar este cambio en la impedancia de forma que cuando el aumento de porcentaje en la impedancia supera un valor predeterminado o la impedancia medida supera un nivel de umbral el generador electroquirúrgico es apagado a fin de reducir las posibilidades de quemar al paciente.

55 A medida que continúan desarrollándose procedimientos quirúrgicos y terapéuticos con RF que utilizan corrientes más elevadas y ciclos de trabajo mayores puede producirse un aumento en el calentamiento del tejido por el electrodo de retorno. Idealmente, cada almohadilla conductora recibiría sustancialmente la misma cantidad de corriente, lo que reduciría la posibilidad de una quemadura en el lugar de aplicación de la almohadilla. Sin embargo, esto no siempre es posible debido al tamaño del paciente, a la incorrecta colocación de la almohadilla, a las diferentes consistencias de los tejidos, etc. Por lo tanto, sería ventajoso diseñar una almohadilla de electrodo de retorno que tuviera la capacidad de detectar y corregir un desequilibrio de la corriente entre almohadillas, lo que reduciría la posibilidad de quemaduras en el paciente.

60 El documento US 2005/0101947 A expone un sistema de detección de corriente en la almohadilla de retorno para uso en cirugía monopolar que comprende una pluralidad de almohadillas conductoras. La señal de corriente alterna en cada almohadilla es detectada y convertida en una señal de corriente

continua usando unos convertidores RMS-DC, cuya salida es suministrada a un convertidor A/D. De este modo se puede acceder mediante un ordenador a los datos que representan la corriente en las almohadillas. Si la corriente en una almohadilla supera la corriente en otra almohadilla en una determinada cantidad se puede activar una alarma. También se puede determinar la relación entre la corriente máxima y mínima en las almohadillas para ser comparada con un umbral.

RESUMEN

El presente invento proporciona un sistema electroquirúrgico de detección de la corriente en la almohadilla de retorno para uso en cirugía monopolar, tal como se define en la reivindicación 1.

El presente invento puede también incluir un generador de ablación que puede regular la cantidad de potencia suministrada a un dispositivo quirúrgico. En funcionamiento, el sistema de detección de corriente en la almohadilla de retorno está colocado en contacto con el paciente. Un generador permite la transferencia de la corriente de radiofrecuencia desde un electrodo activo a al menos uno de una pluralidad de elementos conductores. La pluralidad de sensores mide la cantidad de corriente que retorna a cada almohadilla. Esta información se procesa a continuación en un comparador que detecta cualesquiera posibles desequilibrios en la corriente entre las almohadillas. Si existe cualquier desequilibrio sustancial el usuario es advertido de tal situación y el generador corrige automáticamente los desequilibrios.

En una realización del presente invento el sensor de corriente de cada almohadilla conductora es un transformador de detección de corriente. Alternativamente, el sensor de corriente podría ser entre otros una resistencia detectora no inductiva.

En otra realización del presente invento el comparador es un amplificador diferencial o de instrumentación.

Se ha considerado que el generador utilice la información proporcionada por el comparador para alertar al usuario de las condiciones potencialmente peligrosas y para evitar lesiones. Esto puede conseguirse usando diversos métodos diferentes que incluyen el control de la seguridad, la red neuronal, o algoritmos de lógica difusa.

En una realización un rectificador de onda completa está conectado al sensor de corriente con el fin de convertir la señal de la corriente de retorno de corriente alterna en corriente continua.

Se expone un método para realizar cirugía monopolar aunque no constituye una realización del presente invento. Dicho método utiliza el sistema de detección de la corriente en la almohadilla de retorno anteriormente descrito. El método también incluye la colocación del sistema de detección de la corriente en la almohadilla de retorno en contacto con un paciente; generar una energía electroquirúrgica a través de un generador electroquirúrgico; suministrar la energía electroquirúrgica al paciente a través de un electrodo activo; medir la corriente de retorno a cada almohadilla conductora; detectar los desequilibrios en la corriente comparando la corriente que retorna a una almohadilla conductora con la que retorna a cada una de las restantes almohadillas; advertir al usuario de posibles condiciones peligrosas; y sustancialmente corregir o regular los desequilibrios entre las almohadillas.

Para una mejor comprensión de la presente exposición y para mostrar cómo se puede llevar a la práctica a continuación se hará referencia por medio de un ejemplo a los dibujos que se acompañan.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los anteriores y otros aspectos, características y ventajas de la presente exposición se harán más evidentes a la luz de la siguiente descripción detallada al ser considerada conjuntamente con los dibujos que se acompañan, en los que:

- la Figura 1 es una ilustración esquemática de un sistema electroquirúrgico monopolar;
- la Figura 2 es una vista en planta de un electrodo de retorno electroquirúrgico, que ilustra una almohadilla conductora que tiene una cuadrícula de elementos conductores de tamaños sustancialmente iguales;
- la Figura 3 es una vista en planta de un electrodo de retorno electroquirúrgico, que ilustra una almohadilla conductora que tiene una rejilla de elementos conductores de tamaños variables;
- la Figura 4 es una vista esquemática de la sección recta de una parte de los electrodos de retorno; y
- la Figura 5 es un esquema eléctrico del sistema de detección de la corriente RF en la almohadilla de retorno.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

5 Las realizaciones del sistema de detección múltiple de corriente de RF en la almohadilla de retorno actualmente expuesto y el método de uso del mismo se describen aquí con referencia a las figuras del dibujo, en las que iguales números de referencia identifican elementos similares o idénticos. En la descripción que sigue las funciones o construcciones bien conocidas no se describen con detalle para no recargar la exposición con detalles innecesarios.

10 Con referencia inicialmente a la Figura 1 se muestra una ilustración esquemática de un sistema electroquirúrgico monopolar 100. El sistema electroquirúrgico 100 incluye generalmente un instrumento quirúrgico (por ejemplo, lápiz electroquirúrgico, escalpelo eléctrico, u otro electrodo activo) 110, un electrodo de retorno 200, un dispositivo de conexión 300 para conectar el electrodo de retorno 200 a un generador 120, y un sistema 400 de detección de corriente dispuesto en, o asociado operativamente con, el electrodo de retorno 200 (Figura 4). En la Figura 1 se ilustra el electrodo de retorno 200 situado debajo de un paciente "P". La energía electroquirúrgica es suministrada al instrumento quirúrgico 110 por el generador 120 a través de un cable 130 para cortar, coagular, mezclar, etc tejidos. El electrodo de retorno 200 envía la energía suministrada por el instrumento quirúrgico 110 al paciente "P" de vuelta al generador 120 a través del camino de retorno 140.

20 El sistema 400 de detección de corriente está en unión operativa con el electrodo de retorno 200 y conectado operativamente con el dispositivo de conexión 300 a través del cable 250. El dispositivo de conexión 300 puede ser conectado operativamente al generador 120 (Figura 1), puede ser conectado operativamente con el electrodo de retorno 200 (Figuras 2 y 3), y puede ser dispuesto entre el electrodo de retorno 200 y un generador 120 (Figura 4) o alojado dentro del generador 120.

25 Las Figuras 2, 3 y 4 ilustran diversas realizaciones del electrodo de retorno 200 para uso en electrocirugía monopolar. Generalmente, el electrodo de retorno 200 es una almohadilla conductora 210 que tiene una superficie superior 212 (Figura 4) y una superficie inferior 214 (Figura 4). El electrodo de retorno 200 está diseñado y configurado para recibir corriente durante una electrocirugía monopolar. Mientras que las figuras representan el electrodo de retorno 200 en una forma rectangular general, dentro del alcance de la exposición del electrodo de retorno 200 está tener cualquier forma regular o irregular, tal como circular, poligonal, etc.

30 Como se ha ilustrado en las Figuras 2, 3 y 4, la almohadilla conductora 210 está compuesta por una pluralidad de elementos conductores (solamente los elementos conductores 220a-220f están marcados por motivos de claridad) dispuestos en una matriz regular o irregular. Cada uno de la pluralidad de elementos conductores 220 puede tener el mismo o diferente tamaño y puede formar una cuadrícula/matriz (o estar colocados en otra disposición de tipo cuadrícula) en la almohadilla conductora 210. También se ha considerado dentro del alcance de la presente exposición de la pluralidad de elementos conductores 220a-220f que estén dispuestos en una orientación espiral o radial (no mostrada) en la almohadilla conductora 210.

35 Como se ha ilustrado en la Figura 4, el sistema 400 de detección de corriente incluye una matriz de sensores de corriente individuales (ilustrados como 402a-402f, que corresponden a los elementos conductores 220a-220f, respectivamente), los cuales pueden medir la cantidad de corriente que vuelve a cada almohadilla, por ejemplo 210a. El sistema 400 de detección de corriente puede ser conectado operativamente a la pluralidad de elementos conductores 220a-f en la superficie superior 212 o en la superficie inferior 214 (o en cualquier lugar entre ellas) de la almohadilla conductora 210. Por ejemplo, los sensores de corriente individuales 402a pueden ser conectados operativamente al elemento conductor 220a. Además, cada sensor de corriente, por ejemplo el 402a, puede ser conectado a través de un cable común 250 a un comparador 404 (véase la Figura 5), el cual puede estar alojado en una multitud de configuraciones diferentes, incluyendo dentro del dispositivo de conexión 300 o del generador 120. Alternativamente, una serie de sistemas 400a de detección de corriente, por ejemplo 400a, pueden ser conectados a un dispositivo de conexión 300 a través de un respectivo cable 250a (Figura 5). En interés de la claridad, no se ha ilustrado cada una de las disposiciones posibles de los cables 250a-d conectados a cada sistema de detección de corriente 400a-d.

45 Generalmente, el área del electrodo de retorno 200 que está en contacto con el paciente "P" afecta a la densidad de corriente de una señal que calienta al paciente "P". Cuanto menor sea el área de contacto que la almohadilla 210 del electrodo de retorno tiene con el paciente "P" mayor será la densidad de corriente que afecta directamente al calentamiento del tejido en el sitio de contacto. Por el contrario, cuanto mayor sea el área de contacto del electrodo de retorno 200 menor será la densidad de corriente que afecta al calentamiento del tejido en el sitio del paciente. Como puede apreciarse, unas densidades de corriente mayores provocan un mayor calentamiento del tejido y una mayor probabilidad de

quemaduras en el paciente. Por tanto es importante asegurar un área de contacto relativamente grande entre la almohadilla del electrodo de retorno 210 y el paciente "P", o por el contrario mantener una densidad de corriente relativamente baja en la almohadilla 210 del electrodo de retorno.

5 Mientras que existen diversos métodos de mantenimiento de una densidad de corriente relativamente baja (incluyendo entre otros el uso de monitores de electrodos de retorno electroquirúrgicos (REMs) tales como el descrito en el documento de patente de EE.UU. N° 6.565.559), la presente exposición asegura una baja densidad de corriente en el sitio del paciente mediante la detección de la cantidad de corriente que retorna a cada uno de la pluralidad de elementos conductores 220a-f del electrodo de retorno 200 y el correspondiente ajuste de la energía para reducir las densidades de corriente en el sitio del paciente.

10 Más particularmente, el sistema 400 de detección de corriente de la presente exposición puede medir la cantidad de corriente que retorna a cada elemento conductor 220a-220f. Cada elemento conductor 220a-220f está conectado al dispositivo de conexión 300 y puede ser activado y/o desactivado (o ajustado) llegado el caso. Por ejemplo, si un elemento conductor (por ejemplo, 220a) a lo largo del perímetro de la almohadilla conductora 210 llega a estar relativamente caliente, ese elemento conductor 220a puede ser desconectado del dispositivo de conexión 300, desactivado o ajustado para recibir una cantidad de energía menor. En este ejemplo el elemento conductor 220a no recibiría más energía o recibiría una cantidad reducida de energía, y disminuiría el nivel de corriente en el área de la almohadilla en contacto con el elemento conductor 220a. Se ha previsto dentro del alcance de la presente exposición que la desconexión/reconexión, desactivación/reactivación de los elementos conductores 220a-f se produzcan automáticamente como consecuencia de un algoritmo (o similar) dispuesto en el generador electroquirúrgico 120.

25 También se ha previsto dentro del alcance de la presente exposición de un elemento conductor desconectado, por ejemplo 220a, que sea conectado de nuevo al dispositivo de conexión 300 cuando disminuya el nivel de corriente de un determinado elemento conductor o de un área determinada de la almohadilla 210 en contacto con el correspondiente sistema 400 de detección de corriente. Utilizando estas características, los niveles de corriente del electrodo de retorno 200 pueden ser relativamente coherentes a lo largo de toda su superficie, reduciendo de este modo la posibilidad de "puntos calientes" y quemaduras en el paciente. Por ejemplo, la disposición en tipo cuadrícula de la almohadilla 210 facilita al generador 120 identificar y ajustar los niveles de corriente en lugares diferentes de la almohadilla 210 dependiendo del aumento de la corriente para en alguna forma reducir las quemaduras en el paciente.

30 Con referencia a la Figura 5, como una realización del presente invento se ha dispuesto el sistema de detección de corriente 400, el cual está operativamente asociado con una pluralidad de almohadillas 210a-d que están operativamente conectadas al generador 140. Uno o más algoritmos controlan la energía eléctrica asociada con cada almohadilla para reducir las quemaduras en el paciente. El sistema 400 de detección de corriente incluye un dispositivo de detección 402a para detectar la corriente hacia cada almohadilla conductora 210a-210d, así como al menos un comparador 404a-404f que detecta la diferencia en la corriente entre la pluralidad de almohadillas conductoras 210a-210d. Los sistemas 400 de detección de corriente están conectados a una pluralidad de elementos conductores 220a-220f (véanse las Figuras 2 y 3) en cada almohadilla 210a-210d y pueden estar colocados en una variedad de áreas diferentes que incluyen, en las almohadillas conductoras 210a-210d, dentro del dispositivo de conexión 300, o dentro del generador 120. Se han previsto otros sitios para el sistema 400 de detección de corriente que están dentro del alcance de la presente exposición.

45 El o los sensores de corriente, por ejemplo 402a pueden adoptar diversas formas que incluyen, pero no están limitadas a, sensores de bucle abierto, sensores de bucle cerrado, sensores de corriente digitales, dispositivos de efecto Hall o un transformador detector de corriente (no mostrado), cuyo funcionamiento se describirá más adelante. En uso, la corriente de retorno de cada almohadilla conductora, por ejemplo 210a, es hecha pasar a través de un imán toroidal, el cual forma un transformador detector 1:N que comprende una vuelta del cable de retorno y N vueltas del núcleo toroidal. La forma de la onda que representa la corriente puede ser convertida en una forma de la onda de tensión colocando una resistencia entre las terminaciones de las vueltas del núcleo toroidal. Esta forma de onda de la tensión es sustancialmente de naturaleza sinusoidal y puede requerir una modificación posterior. Un circuito convertidor CA/CC, por ejemplo 408a, se utiliza para convertir sustancialmente la señal en corriente alterna de la corriente de retorno en una señal en corriente continua. Esto elimina cualquier modulación de fase o de frecuencia que podría llevar a inexactitudes en las medidas. Esta respuesta en CC es representativa de la cantidad de corriente RF que fluye a través de cada almohadilla conductora 210. El circuito convertidor CA/CC puede ser asociado operativamente con cada detector respectivo 402a-402d.

Una vez que se ha obtenido la respuesta en CC de cada almohadilla conductora 210a, la señal a continuación es alimentada a un comparador, por ejemplo 404a. Cada comparador 404a recibe dos

entradas distintas en CC, cada una de una almohadilla conductora independiente, por ejemplo 210a, 210b. Se ha previsto que un posible tipo de comparador 404a sea un amplificador de instrumentación. Dicho amplificador de instrumentación recibe una entrada en CC de dos almohadillas conductoras diferentes 210a, 210b y calcula la diferencia de corriente entre las dos. Esta diferencia es después
 5 multiplicada por la ganancia del comparador o del amplificador de instrumentación 404a con el fin de obtener una representación a escala de los desequilibrios entre cualesquiera dos de las almohadillas, por ejemplo 210a, 210b. Idealmente, la diferencia de corriente sería despreciable si cada almohadilla recibiera la misma cantidad de corriente de retorno. No obstante, si existe un desequilibrio sustancial se proporciona un aviso por medio de un dispositivo de aviso (acústico o visual) o de algoritmos de control de
 10 seguridad que se utilizan para aliviar las quemaduras en el lugar de la almohadilla, los cuales se describen más adelante.

El generador 120 puede contener, entre otros, un soporte lógico incorporado. Se ha previsto que este soporte lógico incorporado pueda ser utilizado para desarrollar algoritmos de control de seguridad o mecanismos de aviso similares. Usando la información proporcionada por el o los comparadores 404a-404d, el generador 120 puede ser capaz de modular la cantidad de energía suministrada a cada almohadilla conductora 210a-210d, minimizando por lo tanto las posibilidades de quemaduras en el sitio de la almohadilla. Por otra parte, esta información puede también ser procesada usando una variedad de técnicas diferentes, que incluyen pero no están limitadas a, redes neuronales o algoritmos de lógica difusa.
 15
 20

Se debería tener en cuenta que un transformador detector de corriente puede ser sustituido por cualquier dispositivo que mida la corriente tal como una resistencia detectora no inductiva. Similarmente, el comparador o amplificador de instrumentación podría ser sustituido por varios dispositivos diferentes que incluyen, pero no están limitados a, amplificadores diferenciales. Además, el o los circuitos convertidores CA/CC 408a-408d pueden adoptar diversas formas tales como un circuito rectificador de onda completa.
 25

Durante el uso electroquirúrgico de la almohadilla 210 del electrodo de retorno algunas partes del perímetro de la almohadilla 210 del electrodo de retorno puede calentarse a una velocidad mayor que la del centro de la almohadilla 210 del electrodo de retorno. En tal situación, como se ve en la Figura 3, puede ser conveniente que los elementos conductores 220a-220f cerca del perímetro de la almohadilla 210 del electrodo de retorno sean menores que los restantes elementos conductores 220g-220i. La monitorización de los niveles de la corriente de retorno de cada almohadilla o almohadillas 210a-210d y de cada elemento conductor 220a-220i de cada almohadilla 210a-210d permitiría un mayor control de la temperatura global de las partes del paciente "P" en contacto con la totalidad de la almohadilla o almohadillas del electrodo de retorno. De este modo, la almohadilla 210 del electrodo de retorno, en su totalidad, sería capaz de recibir una mayor cantidad de corriente, a medida que necesitara algunos nuevos procedimientos. Por otra parte, y como está ilustrado en la Figura 5, se utiliza una pluralidad de almohadillas 210a-210d, cada una con una pluralidad de elementos conductores 220a-220i, los cuales pueden ser todos regulados o controlados individualmente para reducir las quemaduras en el paciente.
 30
 35
 40

Para limitar además la posibilidad de quemaduras en el paciente se ha previsto que una capa adhesiva 500 pueda ser dispuesta en el electrodo de retorno 200 alrededor de la periferia de la almohadilla 210, como está ilustrado en las Figuras 2 y 3. La capa adhesiva 500 puede ser conductora y puede estar hecha de materiales que incluyen, pero no están limitados a, un adhesivo de poliéster; un adhesivo según el eje Z; un adhesivo insoluble en agua, hidrófilo, sensible a la presión y que está convenientemente hecho de un adhesivo de poliéster. Tales materiales están descritos en los documentos de patente de EE.UU. N^{os} 4.699.146 y 4.750.482. Una función de la capa adhesiva 500 es asegurar un área de contacto superficial óptimo entre el electrodo de retorno 200 y el paciente "P", limitando de este modo la posibilidad de una quemadura en el paciente.
 45
 50

Se ha previsto que el o los electrodos de retorno 200 puedan ser totalmente desechables, totalmente reutilizables, o una combinación de ellos. En una realización los elementos conductores 220 son reutilizables, en tanto que la capa adhesiva 500 es desechable. Se han previsto otras combinaciones de partes desechables/reutilizables del electrodo de retorno 200 y dentro del alcance de la presente exposición.
 55

Se ha previsto que se pueda emplear un multiplexor 260 para controlar la conmutación de la pluralidad de elementos conductores 220a-220f, como está ilustrado en la Figura 4. Por ejemplo, se ha previsto que el multiplexor 260 pueda ser configurado para regular la corriente en cualquier modo conmutando en "on" y "off" diversas cantidades de la pluralidad de elementos conductores 220a-220f. Mientras que el multiplexor 260 se ha ilustrado entre el generador 120 y el dispositivo de conexión 300, se han previsto otros lugares para el multiplexor 260 que están dentro del alcance de la presente exposición.
 60

La presente exposición incluye también un método para realizar cirugía monopolar, el cual no forma parte del presente invento. El método utiliza una o más almohadillas de retorno operativamente asociadas entre sí que constituyen un sistema 400 de detección de corriente, como se ha descrito antes. El método incluye también la colocación de una o más almohadillas de retorno del sistema 400 de detección de corriente en contacto con un paciente; generar energía electroquirúrgica a través de un generador electroquirúrgico 120; suministrar energía electroquirúrgica al paciente a través de un instrumento quirúrgico 110; medir la corriente de retorno a cada almohadilla conductora 210a-210d; detectar los desequilibrios en la corriente comparando la corriente que retorna a una almohadilla conductora 210a con la corriente que retorna a cada una de las restantes almohadillas 210b-210d; avisar al usuario de posibles condiciones peligrosas; y proporcionar unos medios para corregir sustancialmente los desequilibrios.

En tanto que en los dibujos se han mostrado varias realizaciones de la exposición, no se pretende que la exposición esté limitada a ellas. El invento está definido en las reivindicaciones anejas. Por ejemplo, se ha previsto para el electrodo de retorno 200 que esté al menos parcialmente recubierto por un material con un coeficiente de temperatura positivo (PTC) que ayude a distribuir el calor en el electrodo de retorno 200, como se ha descrito en el documento U.S. Patent Application U.S. 2006/0224150.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (400) de detección de corriente en la almohadilla de retorno para uso en cirugía monopolar, que comprende:
- 5 un generador electroquirúrgico 120 capaz de generar una corriente eléctrica; una pluralidad de almohadillas conductoras (210a, 210b, 210c, 210d); una pluralidad de detectores (420a, 420b, 420c, 420d) conectados operativamente a la pluralidad de almohadillas conductoras que detectan la corriente que retorna a cada almohadilla;
- 10 una pluralidad de convertidores de CA a CC (480a, 480b, 480c, 480d) que producen una salida, en la que cada convertidor está conectado a uno de una pluralidad de detectores de cada almohadilla; y una pluralidad de dispositivos de detección diferencial (404a-404f), en donde cada dispositivo de detección diferencial está dimensionado para recibir la salida de al menos dos convertidores de CA a CC distintos, y cada salida del dispositivo de detección diferencial corresponde a una señal representativa de la diferencia de corriente entre al menos dos almohadillas;
- 15 en el que cada almohadilla conductora incluye una pluralidad de elementos conductores (220a-220i), definiendo la almohadilla conductora un perímetro.
2. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el generador electroquirúrgico está realizado y dispuesto para proporcionar un aviso si la diferencia de corriente entre almohadillas se encuentra por encima o por debajo de un cierto límite.
- 20
3. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, en el que el generador electroquirúrgico está realizado y dispuesto para modular la cantidad de energía suministrada si la diferencia de corriente entre almohadillas se encuentra por encima o por debajo de un cierto límite.
- 25
4. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, 2 ó 3, en el que el dispositivo de detección es al menos un transformador detector de corriente, un dispositivo de Efecto-Hall y una resistencia detectora no inductiva.
5. Sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el dispositivo detector diferencial es al menos un amplificador diferencial o un amplificador de instrumentación.
- 30
6. Sistema de acuerdo con cualquiera de las anteriores reivindicaciones, que además comprende un generador de ablación, en el que dicho generador de ablación regula la cantidad de energía suministrada a un dispositivo quirúrgico basándose en la corriente detectada procedente de cada almohadilla.
- 35
7. Sistema de acuerdo con la reivindicación 6, en el que el generador de ablación está adaptado para utilizar la información proporcionada por los dispositivos de detección diferencial para corregir sustancialmente una diferencia de corriente entre almohadillas.
- 40
8. Sistema de acuerdo con la reivindicación 7, en el que la información proporcionada al generador de ablación es procesada por redes neuronales o por algoritmos de lógica difusa.
9. Sistema de acuerdo con cualquiera de las anteriores reivindicaciones, en el que los dispositivos detectores diferenciales son amplificadores de instrumentación, cada uno adaptado para recibir como
- 45 entradas la salida en CC de los dos convertidores de CA a CC distintos para calcular la diferencia de corriente entre las dos entradas en CC, y para multiplicar la diferencia por la ganancia del amplificador de instrumentación a fin de obtener una representación a escala de los desequilibrios de corriente entre dos de las almohadillas.
- 50
10. Sistema de acuerdo con cualquiera de las anteriores reivindicaciones, en el que los convertidores de CA a CC son circuitos rectificadores de onda completa.

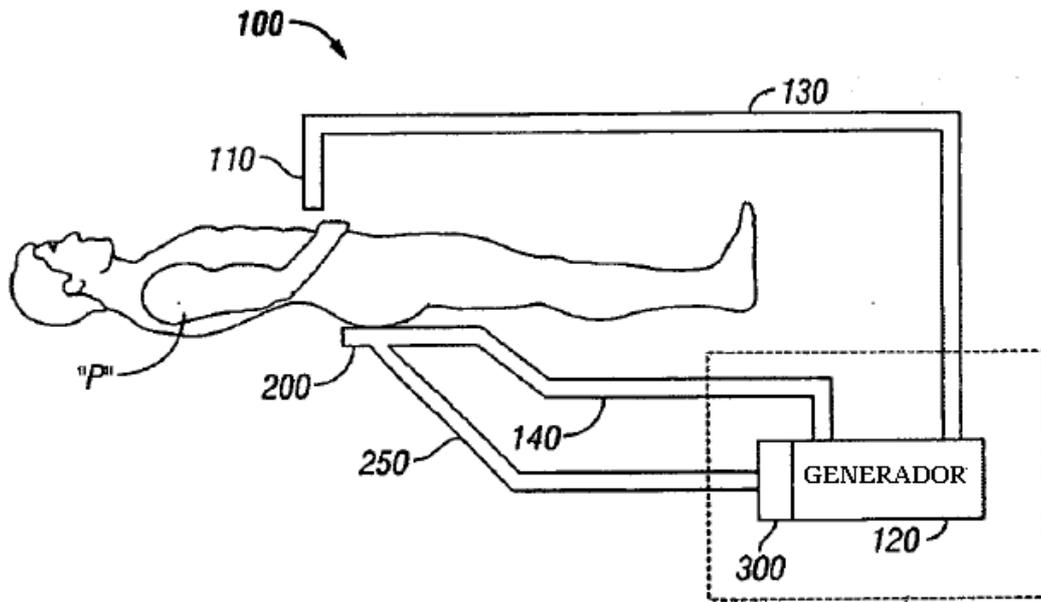


FIG. 1

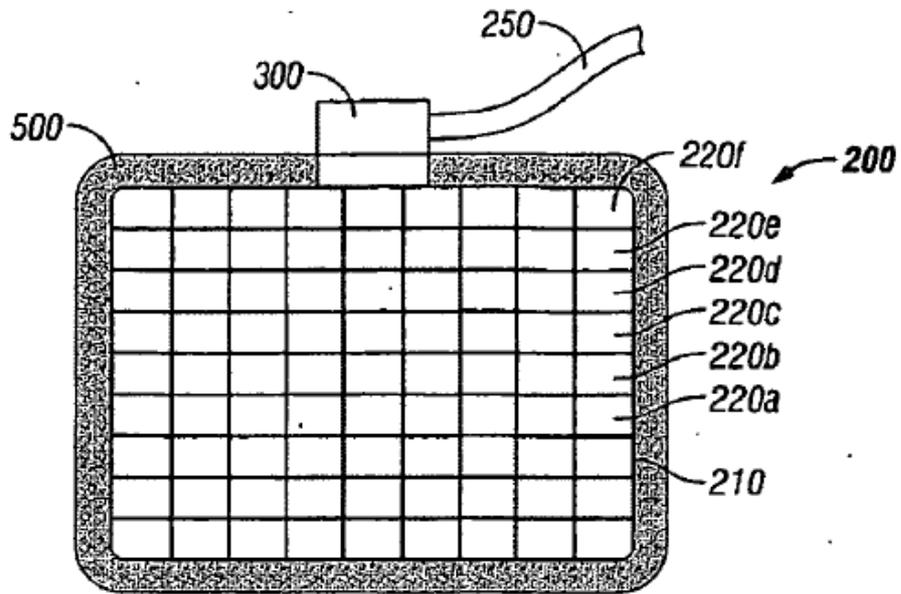


FIG. 2

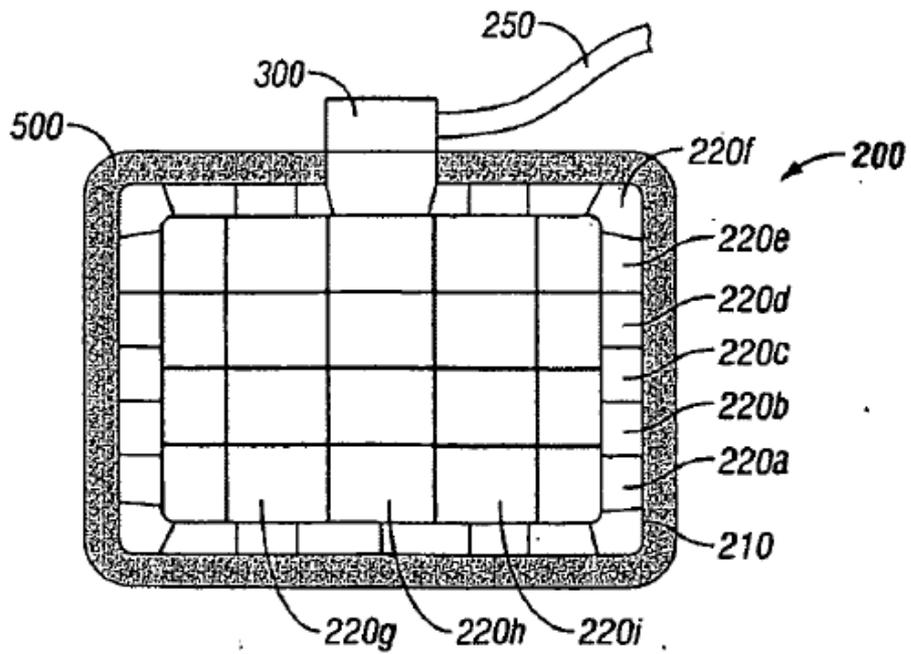


FIG. 3

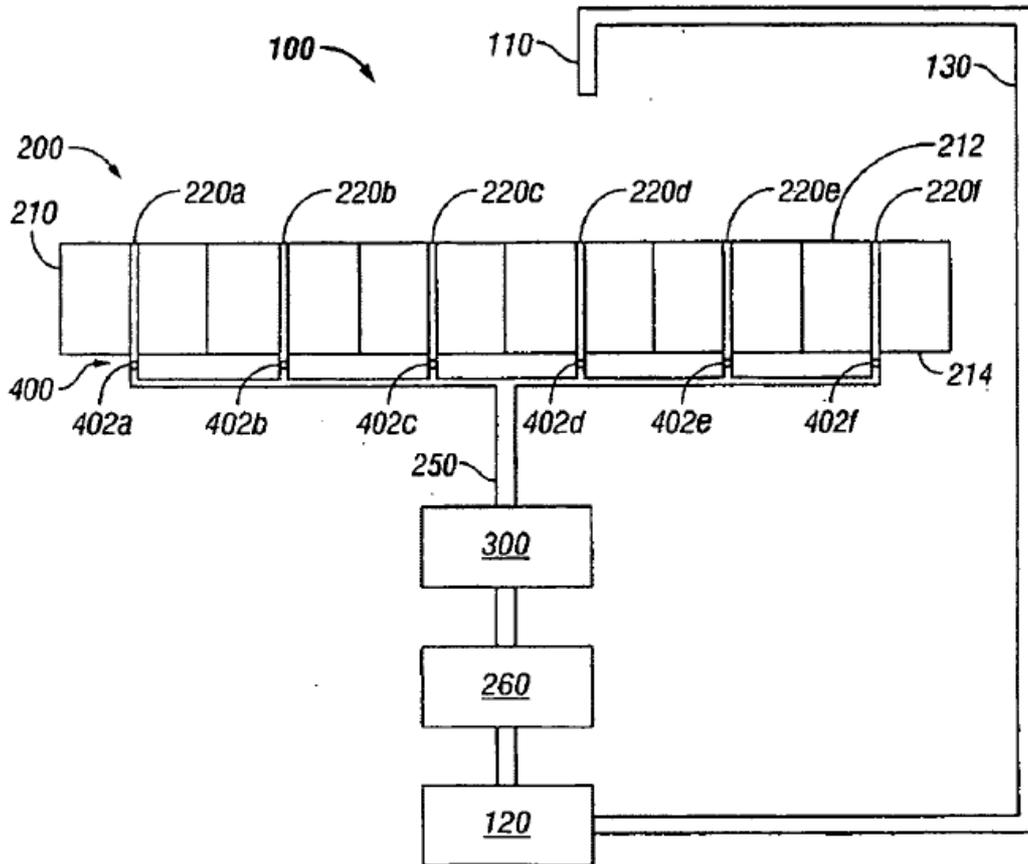


FIG. 4

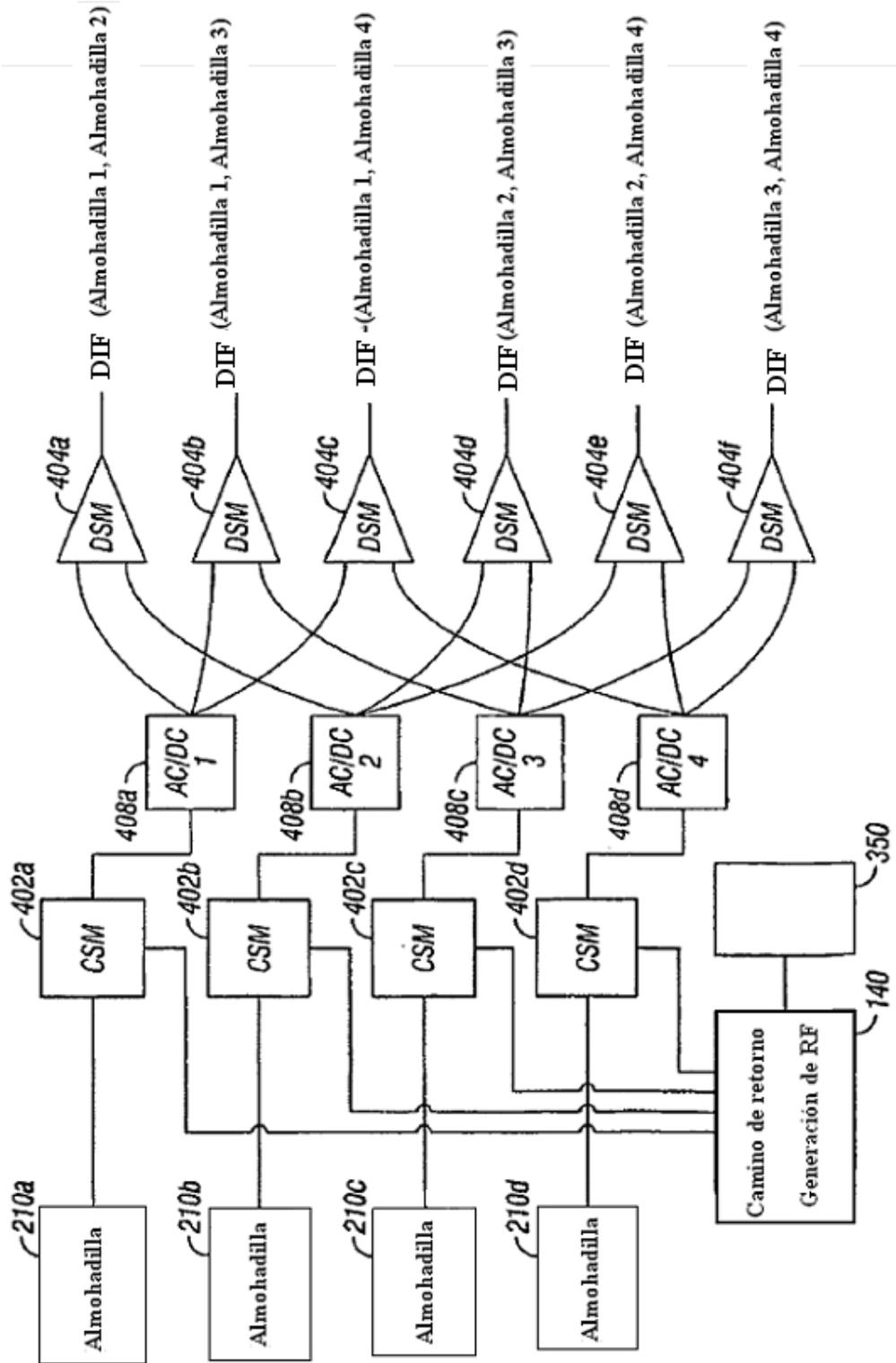


FIG. 5