



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 345 155**

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

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05021935 .1**

96 Fecha de presentación : **07.10.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1645234**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **12.04.2006**

54 Título: **Sistema electroquirúrgico que emplea electrodos múltiples.**

30 Prioridad: **08.10.2004 US 616971 P**
03.10.2005 US 242391

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.09.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.09.2010

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

72 Inventor/es: **Heard, David N.;**
Dobbins, Gary Lee;
Gay, Brandon;
Buysse, Steven P. y
McPherson, James W.

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 345 155 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 electroquirúrgico que emplea electrodos múltiples.

5 Antecedentes**1.- Campo técnico**

La presente descripción se dirige a sistemas electroquirúrgicos y, en particular, a un sistema electroquirúrgico de radiofrecuencia que emplea electrodos múltiples para producir grandes volúmenes de ablación en un tejido o producir múltiples volúmenes de ablación en un tejido durante una sola intervención.

2.- Descripción de la técnica relacionada

Se conoce el uso de electrodos de radiofrecuencia para ablación de tejido en el cuerpo de un paciente. Por ejemplo, se describe un aparato de tratamiento de esfínter en el documento US 2001/0034518. Se describe otro dispositivo de ablación en el documento US 2002/0156472. En una situación típica, un electrodo de radiofrecuencia que comprende un vástago cilíndrico alargado con una porción de su superficie externa aislada se inserta dentro del cuerpo del paciente. El electrodo tiene típicamente una punta conductora expuesta, que se usa para hacer contacto con tejido corporal en la región en la que se desea la lesión o ablación térmica. El electrodo se conecta a una fuente de potencia de radiofrecuencia, la cual proporciona tensión de radiofrecuencia al electrodo, el cual transmite la corriente de radiofrecuencia hacia el tejido cercano a la punta conductora expuesta. Esta corriente retorna usualmente a la fuente de potencia a través de un electrodo de referencia, por ejemplo un electrodo de retorno, el cual puede comprender un contacto conductor de gran área conectado a una porción externa del cuerpo del paciente. Esta configuración se ha descrito en artículos como, por ejemplo, un artículo de investigación de Cosman y otros, titulado "Aspectos Teóricos de Lesiones de Radiofrecuencia en la Zona de Entrada de Raíz Dorsal", Neurosurgery, diciembre 1984, volumen 15, número 6, páginas 945-950, y un artículo de investigación de Goldberg y otros, titulado "Ablación de Tejido con Radiofrecuencia: Tamaño Efectivo de Sonda, Calibración, Duración y Temperatura y Volumen de Lesión", Acad Radio., 1995, volumen 2, número 5, páginas 399-404. Los generadores de lesión por radiofrecuencia y sistemas de electrodo, tales como los descritos anteriormente, están disponibles comercialmente en Valleylab, situado en Boulder, Colorado.

Para agrandar volúmenes de ablación, se han propuesto electrodos con puntas conductoras curvadas. Tales puntas se inyectan desde un electrodo cilíndrico situado cerca del tejido objetivo o deseado para producir un arco curvado fuera de eje dentro del tejido objetivo o deseada. De esta manera, pueden producirse volúmenes de ablación fuera de eje lejos del eje central de la cánula insertada. Las lesiones fuera de eje producidas por estos electros de radiofrecuencia fuera de eje agrandan el volumen de lesión lejos de una punta de electrodo expuesta axialmente simétrica. Un ejemplo, de este tipo de electrodo fuera de eje es el Electrodo de Hipofisectomía Zervas disponible en la compañía Radionics, Inc., situada en Burlington, Massachussets. Otro ejemplo de este tipo de electrodo fuera de eje es el electrodo fuera de eje de emisión lateral múltiple fabricado por Radiotherapeutics, situada en Mountainview, California. Los elementos de electrodos múltiples se extienden en arcos curvados bajo diversos ángulos azimutales. Al hacer un paraguas de prolongaciones de punta fuera de eje bajo diversos ángulos azimutales con relación a una cánula de inserción central, puede producirse un volumen de lesión agrandado. Se exponen a continuación desventajas de una ablación térmica irregular y de tamaños de cánula central grandes.

Asimismo, se han insertado pares de electrodos en el cuerpo según una configuración bipolar, típicamente en pares bipolares mantenidos unos cerca de otros. Están disponibles ejemplos de tales configuraciones bipolares en la compañía Elekta AB, situada en Estocolmo, Suecia. En tales configuraciones bipolares, un electrodo sirve como fuente y el otro sirve como disipador para la corriente de radiofrecuencia procedente del generador de RF. En otras palabras, un electrodo está dispuesto en la tensión (polo) opuesta a la otra de modo que la corriente del generador de radiofrecuencia se lleve directamente de un electrodo al otro. La finalidad principal de una disposición de electrodo bipolar es garantizar volúmenes de ablación térmica más localizados y menores. Con tales configuraciones, el volumen de ablación está restringido a la región entre los electrodos bipolares.

La hipertermia es un método para calentar tejido, que contiene un tumor canceroso, hasta niveles térmicamente no letales, típicamente menores de 45 grados centígrados, combinado con irradiación del tejido con rayos X. Tal aplicación de calentamiento no letal moderado en combinación con rayos X aumenta la destrucción de células cancerosas al tiempo que evita la muerte de las células normales. Para hipertermia, se implantan en tumores formaciones múltiples de electrodos de alta frecuencia. Los electrodos se colocan típicamente de un modo disperso en todo el volumen tumoral para cubrir el volumen del tumor con calor uniforme, el cual está por debajo del nivel letal de 45 grados. Los electrodos se aplican subsiguientemente con tensión de alta frecuencia de modo que cada electrodo caliente en secuencia su tejido vecino y luego se desconecte. A continuación, el siguiente electrodo realiza lo mismo en series temporales. Esta secuencia de ciclar la tensión a través de los electrodos continúa a una frecuencia prescrita y durante un período de tiempo que oscila por doquier de minutos a horas. El objetivo principal de la hipertermia no es realizar totalmente una ablación de tumores mediante destrucción térmica completa del tumor canceroso. Por el contrario, su objetivo es evitar temperaturas por encima de 45 grados Celsius en cualquier lugar del volumen de tratamiento. El artículo de Melvin A. Astrahan titulado "Un Sistema de Hipertermia de Campo de Corriente Localizado para Uso con Implantes Intersticiales de Iridio 192", en Medical Physics, 9(3), mayo/junio de 1982, describe la técnica de hipertermia por radiofrecuencia.

ES 2 345 155 T3

Electrodos con puntas conductoras enfriadas han sido propuestos por Goldberg y otros en su artículo antes referenciado. Con enfriamiento, las puntas de electrodos producen generalmente volúmenes de lesión mayores con electrodos de radiofrecuencia, que no son enfriados.

5 Los sistemas de electrodos antes expuestos están limitados por el tamaño práctico de los volúmenes de lesión que producen. Por ejemplo, unos electrodos cilíndricos sencillos estándar, con puntas frías, como se describió anteriormente, realizan volúmenes de lesión de un diámetro de hasta 3 a 4 cm en tejido vivo, tal como el hígado, usando cánulas de 1 a 2 mm de diámetro y con una longitud de punta expuesta de varios centímetros. Las lesiones de paraguas realizadas por múltiples puntas expuestas que afloran lateralmente, también producen tamaños de lesión de 3 a 4
10 cm de diámetro de volumen. Un peligro grave de la extrusión múltiple de electrodos de salida lateral es que ésta produce hemorragia por las pasadas múltiples de los electrodos de salida lateral cerca de la cánula central. Asimismo, en la periferia de tales lesiones por electrodos de emisión lateral, las irregularidades y ondulaciones en la forma de lesión y las inhomogeneidades de temperatura alrededor de las puntas de electrodo de emisión lateral producen puntos calientes y fríos sobre el volumen de lesión. Estos pueden causar una ebullición y chamuscado locales del tejido con consecuencias impredecibles y peligrosas. Por ejemplo, considérese un tumor grande con un diámetro de 3 a 4
15 centímetros en el hígado. En tal ejemplo, existe un riesgo adicional de que tales ondulaciones y variaciones de la forma de la periferia de la zona de ablación térmica hagan que se pasen por alto porciones del tumor canceroso por la ablación térmica, lo cual, por supuesto, daría como resultado un crecimiento continuado del tumor y la progresión del cáncer. Además, una sola cánula central, que tenga una o muchas puntas de electrodo de radiofrecuencia de emisión lateral, tiene un diámetro, que aumenta con el número de puntas de radiofrecuencia que salen de él. Cuando el diámetro alcance de 3 a 4 mm para tal cánula central, existe la desventaja de un riesgo aumentado de hemorragia y/o de gran dolor o incomodidad del paciente durante la inserción de la gran cánula central en el tejido.

Por tanto, una configuración de electrodos de radiofrecuencia que pueda conseguir volúmenes de ablación en el
25 rango de 4 a 6 cm de diámetro, o más, con la finalidad de tratar adecuadamente tumores cancerosos grandes en el cuerpo es necesaria para destruir efectivamente el tumor y combatir la expansión de las células cancerosas. Además, es necesario que tal sistema de electrodo implique una geometría sencilla, números reducidos de inserciones en tejido, planeamiento sencillo de la colocación de agujas y planeamiento sencillo de la geometría y distribución de la ablación térmica. Además, se desea un sistema de electrodo que pueda insertarse fácilmente en un órgano o a través de la
30 piel con un riesgo mínimo de hemorragia e incomodidad del paciente. Un sistema de electrodo y un método, que produzcan mínimas inhomogeneidades en las lesiones para evitar complicaciones de ebullición y chamuscado, y que eviten la omisión inadvertida de colonias distantes de células cancerosas en un tumor irregular no son sólo deseables, sino necesarios.

35 Sumario

La invención se define, a continuación, en la reivindicación 1. Las reivindicaciones subordinadas se dirigen a características opcionales y realizaciones preferidas.

40 La presente descripción se refiere a un sistema electroquirúrgico de radiofrecuencia (RF) que emplea electrodos múltiples para producir grandes volúmenes de ablación en tejidos o producir múltiples volúmenes de ablación durante una sola intervención. Se proporciona también un método para usar el sistema electroquirúrgico. El sistema electroquirúrgico incluye una fuente de RF, tal como un generador y un controlador, para dirigir la entrega de RF desde una sola salida de generador hacia una pluralidad de electrodos. Al emplear un electrodo múltiple en una sola intervención,
45 el sistema electroquirúrgico puede crear grandes lesiones (~ 6 cm o más de diámetro) o puede realizar ablación simultáneamente sobre 2 o más lesiones separadas. El sistema electroquirúrgico de la presente descripción permite el uso de múltiples electrodos de pequeño diámetro en vez de un solo electrodo de gran diámetro, lo cual minimiza el riesgo de hemorragia. Además, al emplear electrodos múltiples, el sistema electroquirúrgico puede ablacionar volúmenes de diversas formas y tamaños.

50 La presente invención también se refiere a un sistema para ablación térmica de tejido en un paciente e incluye una fuente de radiofrecuencia (RF) para suministrar energía de RF, al menos dos electrodos configurados para aplicar energía de RF a un tejido, al menos un electrodo de retorno para devolver la energía de RF a la fuente de RF y un controlador configurado para aplicar secuencialmente la carga de RF a cada uno de los electrodos. Se aplica energía
55 durante un período de tiempo predeterminable, en donde el período de tiempo predeterminable está determinado por al menos una intervención quirúrgica y el número de electrodos.

En otra realización, se determina un parámetro en el electrodo activado, en donde el parámetro se selecciona del grupo que consta de impedancia, temperatura o tiempo y cualquier combinación de los mismos. La energía se conmuta
60 al siguiente electrodo si el parámetro está por encima de un límite predeterminado.

En aún otra realización, el controlador, mientras secuencia energía hacia los electrodos, determina el tiempo de desconexión del siguiente electrodo en la secuencia. El siguiente electrodo se salta si el tiempo de “desconexión”
65 determinado del siguiente electrodo es menor que el tiempo de “desconexión” mínimo predeterminado, el cual, a su vez, es determinado por el número de electrodos seleccionado. Se conmuta energía hacia una carga interna cuando el tiempo de “desconexión” determinado es menor que el tiempo de desconexión mínimo predeterminado. La energía se conmuta al siguiente electrodo cuando el tiempo de “desconexión” determinado es mayor que el tiempo de desconexión mínimo predeterminado.

ES 2 345 155 T3

En aún otra realización según la presente descripción, una circuitería restringe el flujo de energía de RF hacia un electrodo cuando la impedancia calculada supera un umbral de impedancia y permite el flujo de energía de RF hacia un electrodo cuando la impedancia calculada no supera un umbral de impedancia. El umbral de impedancia se refiere a una impedancia base medida y a una impedancia diferencial predeterminada. La impedancia base comprende la impedancia calculada más baja obtenida en la entrega de energía de RF inicial de ~ 10 segundos, o la media más baja de impedancias calculadas consecutivas obtenidas durante los cerca de 30 segundos iniciales de operación. La impedancia diferencial predeterminada es de cerca de 30 ohms si la impedancia base es menor de aproximadamente 100 ohms. La impedancia diferencial predeterminada es de cerca de un 30% de la impedancia base si la base es mayor que aproximadamente 100 ohms.

En aún otra realización, una circuitería secuencia la entrega de energía de RF entre los electrodos, en donde los electrodos se saltan si la impedancia calculada está por encima de un umbral predeterminado. Una circuitería adicional dirige la energía de RF hacia una carga interna cuando la impedancia está por encima de un umbral predeterminado y permite que la energía de RF sea aplicada simultáneamente a la carga interna y a un electrodo.

En aún otra realización, se enfría continuamente un electrodo por uno o más mecanismos de enfriamiento o métodos de enfriamiento.

En aún otra realización, una circuitería mide la corriente en electrodos individuales y el controlador reduce el ciclo de trabajo si la corriente medida excede un límite de corriente predeterminado. Típicamente, el límite de corriente predeterminado es de cerca de 2 amperios.

En aún otra realización, se realiza ablación térmica de tejido en un paciente insertando al menos dos electrodos en el tejido, colocando al menos un electrodo de retorno en contacto con el paciente y aplicando secuencialmente energía a cada uno de los al menos dos electrodos durante un período predeterminable de tiempo. El período predeterminable de tiempo se determina por el tipo de intervención quirúrgica y el número de electrodos seleccionados.

En aún otra realización, se determina la impedancia en el electrodo que aplica energía de RF y si la impedancia supera un límite de impedancia predeterminado, la energía aplicada se conmuta al siguiente electrodo. El límite de impedancia predeterminado se determinan por una impedancia inicial medida, o impedancia base medida, y una impedancia diferencial predeterminada. La impedancia diferencial predeterminada se determina aplicando energía a un electrodo individual durante un período predeterminado de tiempo, midiendo la impedancia en el electrodo individual y ajustando posteriormente la impedancia base medida a una impedancia medida. Si la impedancia base medida es menor de 100 ohms, la impedancia predeterminada se ajusta a la impedancia base medida más 30 ohms. Si la impedancia base medida es mayor que 100 ohms, la impedancia predeterminada se ajusta a la impedancia base medida más un 30% de la impedancia base medida.

En aún otra realización, el tiempo de “desconexión” del siguiente electrodo de la secuencia se compara con el tiempo de “desconexión” mínimo predeterminado en donde el tiempo de “desconexión” mínimo predeterminado se determina por una serie de electrodos seleccionados. Si el tiempo de “desconexión” del siguiente electrodo es menor que el tiempo de “desconexión” mínimo, se salta el siguiente electrodo de la secuencia. Si el tiempo de “desconexión” es mayor que el tiempo de “desconexión” mínimo, se conmuta la energía aplicada al siguiente electrodo. Si el tiempo de “desconexión” es menor que el tiempo de “desconexión” mínimo, la energía aplicada se conmuta a una carga interna para disipar la energía.

En otras realizaciones, al menos dos electrodos se insertan en uno o más tumores.

En aún otra realización, los electrodos se extraen secuencialmente del tejido mientras se aplica energía al electrodo que está siendo extraído. Se aplica energía para mantener una temperatura predeterminada en el electrodo individual y la temperatura predeterminada en el electrodo individual se mantiene modulando el ciclo de trabajo de la energía aplicada. El ciclo de trabajo de la energía aplicada se reduce si la corriente medida en el electrodo individual supera un límite de corriente predeterminado. La energía hacia el electrodo individual se retira si la impedancia medida supera un límite de impedancia predeterminado.

En aún otra realización, se aplica energía a una carga interna en el proceso de secuenciar los electrodos. Antes de retirar energía del electrodo actual, se aplica energía a una carga interna. Se retira energía del electrodo actual, al tiempo que se mantiene la aplicación de energía a la carga interna. A continuación, se aplica energía al siguiente electrodo mientras se mantiene la aplicación de energía sobre la carga interna. Finalmente, después de que la energía se ha aplicado al siguiente electrodo, se retira la energía de la carga interna.

En otra realización, una circuitería mide la temperatura en electrodos individuales. La energía aplicada en el electrodo actual se conmuta al siguiente electrodo cuando la temperatura en el electrodo actual es mayor que una temperatura predeterminada.

65 Breve descripción de los dibujos

Los anteriores y otros aspectos, características y ventajas de la presente descripción se harán más evidentes a la luz de la siguiente descripción detallada cuando se la toma en unión de los dibujos anexos, en los que:

ES 2 345 155 T3

La figura 1 muestra esquemáticamente electrodos múltiples de radiofrecuencia (RF) posicionados en un órgano de un paciente para producir ablación térmica de un área de tejido objetivo según un sistema electroquirúrgico de la presente descripción,

5 La figura 2 es un diagrama esquemático de un generador electroquirúrgico según la presente descripción;

La figura 3 es un diagrama de flujo que ilustra una operación del sistema electroquirúrgico;

La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra una intervención de ablación según la presente descripción;

10

La figura 4A es un diagrama de flujo que ilustra una rutina de conmutación de canal según la presente descripción;

La figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra una intervención de cauterización según la presente descripción; y

15 La figura 6 muestra una vista en sección parcial que ilustra la retirada de un solo electrodo durante una intervención de cauterización según la presente descripción.

Descripción detallada

20 Se describirán aquí a continuación realizaciones de la presente descripción con referencia a los dibujos anexos. En la siguiente descripción no se describen con detalle funciones o construcciones bien conocidas para evitar oscurecer la descripción con detalles innecesarios.

Haciendo ahora referencia a la figura 1, se ilustra en general una realización del sistema electroquirúrgico que 25 usa electrodos múltiples según la presente descripción, referenciado por la letra E. El sistema electroquirúrgico E comprende una pluralidad de electrodos 101, 102 y 103, que están insertados dentro de un órgano OR, que puede representar cualquier órgano de un cuerpo humano. Sus puntas distales 104, 105 y 106, respectivamente, están sin aislar y expuestas conductivamente de modo que unas corrientes eléctricas inducen calor dentro del tejido u órgano OR. Se muestra en vista en sección un volumen objetivo de tejido T, el cual puede representar, por ejemplo, un tumor u otra anomalía en un cuerpo humano. 30

Los electrodos 101, 102 y 103 están acoplados individualmente por hilos o cables 110, 111 y 112, según se muestra, a un generador 100. El generador 100 incluirá un tipo de generador 116 de radiofrecuencia o alta frecuencia para generar energía electroquirúrgica que se ha de aplicar al órgano. El generador 100 tiene elementos de control, por 35 ejemplo un controlador, ilustrado generalmente por el bloque 117, el cual puede, por ejemplo, conmutar secuencialmente potencia de radiofrecuencia a cada uno de los electrodos, aumentar la salida de potencia de radiofrecuencia hacia los electrodos, controlar la temperatura cuando los electrodos o sensores satélites comprenden sensores de temperatura, vigilar o controlar la impedancia, potencia, corriente, tensión u otros parámetros de salida. El generador 100 puede incluir una disposición de presentación visual, ilustrada por el bloque 18, dentro del mismo o como un sistema separado, para proporcionar una presentación de parámetros de calentamiento, tales como la temperatura para uno 40 o más de los electrodos, impedancia, potencia, corriente o tensión de la salida de radiofrecuencia. Tales lecturas de presentación individuales se ilustran por las letras de referencia R1,...a RN y éstas se corresponderán generalmente con el número de electrodos asociados con el sistema.

45 Se ha de apreciar que la fuente 116 de energía, el controlador 17 y la pantalla de presentación visual 118 pueden disponerse en un solo alojamiento o implementarse como componentes separados. Por ejemplo, en una realización, el controlador 117 puede ser un componente separado adaptado para recibir una sola tensión constante desde una fuente de energía en la que el controlador varíe parámetros de la energía para obtener una salida deseada.

50 Se muestra también un electrodo de referencia 119, por ejemplo un electrodo de retorno, el cual puede ser puesto en contacto con la piel de un paciente o con la superficie externa del órgano OR, con una conexión 120 al generador 100. En una realización, ésta sirve de camino de retorno desde el generador 100 a través de los electrodos 101, 102 y 103.

55 Los electrodos 101, 102 y 103, según una realización ejemplar, comprenden vástagos rígidos que pueden ser fácilmente impelidos hacia el tejido corporal. Éstos terminan en unas puntas afiladas 107 penetradoras de tejido en los extremos 106 de electrodo. Éstos tienen una porción de su superficie de vástago externa de material aislado indicada por las áreas de líneas de rayas en los electrodos 101, 102 y 103. La punta distal referenciada por 104, 105 y 106 para cada electrodo comprende un metal conductor y están conectados a través de los vástagos 101, 102 y 103 al cable de 60 conexión 110, 111 y 112, respectivamente, y así a la fuente 100 de salida del generador.

Según la presente descripción y lo ilustrado en la figura 1, los electrodos 101, 102 y 103 pueden colocarse en un solo objetivo, por ejemplo un tumor. El efecto de calentamiento de los electrodos múltiples es similar al logrado por 65 un solo electrodo grande. Los electrodos individuales 101, 102 y 103 causan menos traumas y no inducen hemorragias cuando penetran en el órgano OR debido a su menor tamaño. No obstante, cuando son conectados a una fuente de tensión de radiofrecuencia, representan un electrodo efectivamente mucho más grande. De esta manera, pueden lograrse volúmenes de calor mayores y, por tanto, tamaños de ablación mayores.

ES 2 345 155 T3

Como ilustración, en la figura 1, el volumen objetivo se representa en una vista en sección por la línea T. Considérese que se desea ablacionar la región objetivo T engulléndola totalmente en una elevación de volumen de calor letal. El área objetivo T puede ser, por ejemplo, un tumor que se haya detectado por un escáner de imagen 130. Pueden usarse escáneres de imagen CT, MRI o ultrasónicos y los datos de imagen pueden transferirse a un ordenador 126. Como ejemplo alternativo, un cabezal 115 de escáner ultrasónico puede disponerse en contacto con OR para proporcionar una imagen ilustrada por las líneas 115A. Un procesador 115B de datos puede conectarse a dispositivos de presentación para visualizar en tiempo real el tumor T y/o la zona de ablación 108 durante la intervención de ablación. La representación de imagen del escáner puede ser mostrada en una unidad 121 de presentación visual que, por ejemplo, puede ser una pantalla CRT. Pueden mostrarse renderizaciones de láminas a través del órgano OR en una ventana 122 para representar el tamaño y posición del volumen T objetivo. La colocación de los electrodos 101, 102 y 103 puede predeterminarse basándose en tales datos de imagen determinados interactivamente por una exploración en tiempo real del órgano OR. Los electrodos pueden insertarse en el tejido por una técnica a pulso mediante un bloque de guía con plantillas de agujeros múltiples, o mediante un marco estereotáctico o un guiado sin marco. Se muestra esquemáticamente por el elemento 114 una guía estereotáctica. Unos agujeros de guía, tales como 114A, para el electrodo 101 lo orientan hacia la posición objetivo deseada basándose en datos de imagen.

Según la presente descripción, los electrodos 101, 102 y 103 se activan independientemente con energía de radiofrecuencia procedente del generador 100. Así, actuarán como un electrodo efectivamente mayor. Sus posiciones y orientaciones relativas permiten realizar formas y tamaños positivos de volúmenes de ablación diferentes de los que posiblemente podrían realizarse a partir de un solo electrodo más grande. Por ejemplo, en la figura 1, la línea a trazos representa la isoterma de ablación en una vista en sección a través del órgano OR. Tal isoterma de ablación puede ser la superficie que alcance temperaturas de aproximadamente 50 grados o más. En ese rango de temperaturas, sostenidas durante cerca de 30 segundos hasta varios minutos, las células de tejido serán aniquiladas o ablacionadas, según el artículo de Cosman y otros antes referenciado. La forma y tamaño del volumen de ablación ilustrado por una línea a trazos 108 puede controlarse en consecuencia por la configuración y/o colocación de los electrodos individuales, la geometría de las puntas expuestas 104, 105 y 106, la cantidad de potencia de RF aplicada, la duración temporal en la que se aplica potencia, el enfriamiento de los electrodos, etc.

Asimismo, en cada uno de los ejemplos, los electrodos pueden enfriarse con un refrigerante, tal como solución salina circulante enfriada, dentro de los mismos. Un suministro 132 de refrigerante suministrará refrigerante al electrodo a través de una conexión 133, por ejemplo un entubado. El refrigerante circulará entre los electrodos y volverá al suministro de refrigerante o se descargará a través de una conexión 134. Tales electrodos se describen en la patente norteamericana número 6.506.189, titulada "Sistema de termocirugía de electrodo de punta fría", expedida a Rittman III y otros el 14 de enero de 2003. Por tanto, los electrodos múltiples representan una estructura de radiofrecuencia enfriada efectivamente mayor. Con adaptaciones puede lograrse una ablación por radiofrecuencia mucho mayor. Asimismo, pueden implementarse multiplicidades de electrodos agrupados para otras ventajas geométricas o clínicas. Se describen unos electrodos agrupados en la patente norteamericana número 6.530.922 titulada "Sistema de electrodos de ablación agrupados", expedida a Cosman y otros el 11 de marzo de 2003.

El uso de una multiplicidad de N electrodos aumenta el área de punta conductora expuesta global por la cual se envía la corriente de RF de calentamiento al tejido. Esto aumenta la potencia de calentamiento que puede entregarse y así aumenta el tamaño posible del volumen de ablación. Además, la capacidad de enfriamiento de un multiplicidad de N electrodos también aumenta cuando aumenta el número N. El aumento del número de electrodos aumenta el área superficial de enfriamiento cercana a los electrodos. De este modo, el efecto de disipación térmica de una pluralidad de electrodos es mayor que el efecto de disipación térmica de un solo elemento de electrodo. Esto permite que el tamaño de la lesión se expanda en consecuencia.

Una ventaja de una multiplicidad de electrodos más pequeños frente a la inserción de un solo electrodo más grande es que los electrodos menores tendrán menor riesgo de hemorragia. La disposición de su geometría también puede hacerse a la medida de la aplicación clínica. La inserción de varios electrodos de pequeño calibre es menos dolorosa, incómoda e inductora de riesgo que la inserción de un electrodo de radiofrecuencia equivalente grande. Por ejemplo, la inserción de una agrupación de varios electrodos de radiofrecuencia afilados de calibre 18 o 1,25 mm de diámetro en el hígado provoca un riesgo muy bajo de hemorragia y poca incomodidad. La inserción de un solo electrodo equivalente, pero mucho más grande, que puede tener un diámetro de, por ejemplo, 0,25" o 6,4 mm, tendría un mayor riesgo de hemorragia y sería muy incómodo para el paciente si el electrodo se insertara por vía percutánea.

Haciendo referencia a la figura 2, se muestra un diagrama esquemático del generador 100 de la presente descripción. El generador 100 induce una fuente de radiofrecuencia 216 para suministrar energía de RF y un controlador 217 para controlar el suministro de energía de RF a los múltiples electrodos y el funcionamiento del suministro de refrigerante y para la presentación visual e introducción de parámetros de control. A modo de ejemplo, la fuente 216 de RF puede ser un generador de radiofrecuencia con una frecuencia de entre aproximadamente 100 kilohertzios hasta varios centenares de megahertzios. Un ejemplo de un generador de esta clase es el generador de lesiones disponible en Valleylab de Boulder, Colorado. Éste puede tener una salida de potencia que oscila de varios vatios hasta varios centenares de vatios, dependiendo de la aplicación clínica.

El controlador 217 comprende un mecanismo de conmutación 240 que incluye una pluralidad de canales de salida RF_SW_1, RF_SW_2, RF_SW_3 para suministrar individualmente energía de RF a los múltiples electrodos 201, 202, 203. El mecanismo de conmutación 240 incluye además una carga interna 272 para disipar energía de RF en ciertas

ES 2 345 155 T3

situaciones cuando alguno de la pluralidad de electrodos no pueda activarse. El control del mecanismo de conmutación se proporciona por un circuito temporizador de conmutación 242 que está programado con instrucciones ejecutables para conmutar la salida de energía de RF entre la pluralidad de canales o la carga interna, cuya secuencia se describirá con detalle a continuación con relación a las figuras 4 y 4A.

5 El controlador 217 incluye además una circuitería sensora de V/I 244 para proporcionar energía de RF de la fuente de RF 216 al mecanismo de conmutación 240 y para medir la corriente y tensión suministradas a un electrodo activo de los múltiples electrodos. La circuitería sensora de V/I 244 enviará los valores medidos de corriente y tensión, por ejemplo I_RMS_SAL, V_RMS_SAL, a un módulo 246 que puede ser un conversor analógico a digital. Los valores
10 digitales de la corriente y tensión se enviarán luego a un módulo 248 para calcular la impedancia y potencia del electrodo activo, los cuales se usarán adicionalmente para controlar la salida de energía de RF según se expone a continuación.

15 Un temporizador 250 se empleará para medir la duración de la activación de salida de RF para cada canal y para medir un tiempo de intervención total.

El controlador 217 incluirá además un suministro de potencia 252 para suministrar potencia a los diversos componentes del controlador 217; al menos una tarjeta 254 de temperatura para determinar una temperatura en una punta de un electrodo cuando éste incluye un sensor de temperatura, tal como un termopar; un puerto serie 256 para acoplar el
20 controlador 217 a un ordenador a fin de descargar valores del controlador 217 o para reprogramar el controlador 217; y un mecanismo 258 de control de bomba, por ejemplo un relé, para controlar el flujo de un suministro de refrigerante cuando se emplea un electrodo de punta fría. Además, el controlador 217 incluye una pluralidad de dispositivos de entrada y salida 260, 262, 264, 266, 268 para introducir parámetros relativos a una intervención predeterminada y para mostrar valores medidos durante la intervención, por ejemplo temperatura, corriente, tensión, tiempo de la
25 intervención, etc.

Una serie E(N) de N electrodos 201, 202, 203 se muestra insertada dentro del órgano o elemento corporal OR y acoplada con el mecanismo de conmutación 240. Estos electrodos pueden ser, por ejemplo, yástagos metálicos con una porción aislada, excepto por una punta distal expuesta, según se describió anteriormente. Éstas pueden ser puntas
30 afiladas autopenetrantes o perforadores de tejido. Los electrodos individuales pueden tener o no puntas perforadoras de tejidos afiladas, según requiera la necesidad y técnica clínicas. Por ejemplo, en el cerebro, un electrodo de punta lisa redondeada penetrará en el tejido cerebral y podría provocar un menor riesgo de hemorragia debida a la penetración de vasos sanguíneos. Para una inserción percutánea, pueden ajustarse a la técnica clínica los electrodos afilados o las cánulas de guía afiladas seguidas de electrodos de punta redonda.

35 Cada electrodo 201, 202, 203 se acopla individualmente, mediante unos cables 210, 211, 212, respectivamente, a un canal de salida del mecanismo de conmutación 240. Se muestra un electrodo de área de referencia 219 haciendo contacto con una superficie del órgano OR. Está conectado por un elemento 220 al controlador 217, que puede actuar para devolver una corriente de radiofrecuencia al generador 216 de potencia o fluido refrigerante si el electrodo 219
40 de área es también de tipo refrigerado.

Tal configuración puede resultar clínicamente útil si se ha de ablacionar un volumen o bloque grande tejido. Por ejemplo, si los electrodos 201, 202, 203 se insertan en una formación casi paralela en un órgano, tal como el hígado, y un electrodo de referencia, tal como el 219, es un electrodo de placa situado en la superficie del hígado en posición
45 aproximadamente paralela a la formación E(N) de electrodos, entonces se logra efectivamente una configuración de electrodo de "placa paralela". En ese caso, puede inducirse un bloque relativamente uniforme y grande de volumen de calentamiento ablativo entre la formación E(N) de electrodos y el electrodo 219 de placa. Dentro de ese volumen, un tumor canceroso u otra anomalía de tejido, que se desee ablacionar, serían destruidos completamente. Pueden usarse variaciones en la colocación y geometría de electrodos, tal como paralela o no paralela, para crear cambios de
50 forma del volumen de ablación según lo requiere la necesidad clínica. La inserción de los electrodos desde direcciones variadas puede ayudar a evitar estructuras u obstrucciones anatómicas críticas, aumentando al mismo tiempo el número de elementos de electrodo para lograr el tamaño de lesión deseado. Pueden cambiar las variaciones del grado de punta conductora expuesta para elementos de electrodo según un lugar objetivo clínico.

55 La figura 3 ilustra una operación del sistema electroquirúrgico usando electrodos múltiples, como se muestra en la figura 2, según una realización de la presente descripción. En el comienzo, dependiendo de las condiciones o requerimientos clínicos, se selecciona una configuración apropiada o deseada de los electrodos múltiples por el clínico (paso 302). En esta etapa, se consideran por el clínico determinaciones relativas a los siguientes factores, que se proporcionan a manera de ejemplo: (a) el número de electrodos; (b) su geometría relativa, tamaños de electrodo
60 individuales y exposiciones de punta; (c) si los electrodos se desean según una agrupación predeterminada o tamaños y configuraciones individuales para colocación individual dentro del órgano; (d) la determinación de si se desean electrodos refrigerados o no refrigerados. El paso 302 también pueden representar los pasos de procesar datos de barrido de imagen de un escáner CT, MR, de ultrasonidos o de otro tipo para determinar la posición de un volumen objetivo, tal como un tumor, dentro del cuerpo del paciente y la aproximación, colocación tamaño y número deseados
65 de los electrodos. Esto se puede hacer en una estación de trabajo gráfico por ordenador usando gráficos en 3D y una orientación y métodos estereotáticos, según se ilustra por los sistemas de tratamiento XKnife, StereoPlan o XSeed de Radionics, Inc., Burlington, Massachussets.

ES 2 345 155 T3

El posicionamiento estereotáctico de los electrodos múltiples puede planificarse previamente en la estación de trabajo. Las isotermas de calor y el volumen de ablación y el curso temporal de la ablación pueden calcularse y presentarse visualmente en la estación de trabajo como parte del plan previo. Basándose en información histórica o empírica, el clínico puede, en el paso 302, determinar la potencia deseada que se ha de entregar al tejido, la temperatura medida por el electrodo o medida en otro lugar en el tejido por electrodos sensores de temperatura satélites, la duración temporal deseada del calentamiento de radiofrecuencia y las características de impedancia, para determinar cortes y control frente a ebullición, chamuscado y otros efectos adversos. Esto se puede hacer como un plan previo usando gráficos por ordenador en 3D de todo el proceso de calentamiento.

El paso de insertar los electrodos múltiples se representa en el paso 304 en la figura 3. Los electrodos se pueden colocar individualmente o al unísono dentro del tejido corporal, según se describió anteriormente. Puede emplearse formación de imágenes en tiempo real, tal como ultrasonidos, MRI o CT, durante la colocación de los electrodos para determinar su posición adecuada dentro de un volumen objetivo de tejido. Los electrodos se insertan a una profundidad deseada durante esta etapa.

En el paso 306, el clínico seleccionará el modo de ablación y el temporizador de la intervención se pondrá a cero. En el paso 307, el controlador 217 activará el control 258 de bomba para proporcionar enfriamiento a los electrodos. Los electrodos pueden “entubarse” en serie porque el refrigerante fluye desde el suministro de refrigerante a través del primer electrodo hasta el segundo electrodo y hasta el tercer electrodo; entonces se descarga o fluye de vuelta al suministro. El proceso de ablación no comenzará hasta que todos los electrodos seleccionados estén por debajo de un límite predeterminado, por ejemplo 20°C. Este límite de temperatura predeterminado puede seleccionarse por el usuario o seleccionarse por el controlador basándose en el tipo de tejido, intervención seleccionada, etc.

El controlador 217 secuenciará la potencia a través de una canal seleccionado del mecanismo de conmutación 240 para determinar si un electrodo está fijado al canal (paso 308). El controlador 217 aplicará aquí un impulso de potencia de RF durante aproximadamente 600 ms al primer canal seleccionado. Si la impedancia medida está por debajo de un límite predeterminado, el mecanismo de control confirmará que un electrodo está fijado y repetirá el proceso para cada canal seleccionado.

A continuación, el controlador 217 determinará una impedancia base para cada electrodo fijado (paso 310). El controlador 217 aplicará potencia al primer canal seleccionado durante aproximadamente 30 segundos y registrará el valor de impedancia más bajo medido en los 10 primeros segundos como la impedancia base para ese canal. El controlador 217 promediará cada 10 puntos de datos de impedancia durante un período de 10 segundos y guardará la media más baja como la impedancia base. Después de 30 segundos, el controlador 217 se moverá al siguiente canal seleccionado y repetirá el proceso para determinar la impedancia base. El controlador 217 se moverá a través de todos los canales seleccionados hasta que se determina una impedancia base para todos los canales.

Una vez que todos los electrodos seleccionados estén por debajo del límite de temperatura predeterminado, comenzará el proceso de ablación y el controlador 217 conmutará potencia de RF entre los canales seleccionados según los algoritmos ilustrados en las figuras 4 y 4A (paso 314). Haciendo referencia a la figura 4, el controlador 217 aplicará potencia al primer canal seleccionado, por ejemplo, RF_SW_1, para activar el primer electrodo 201 (paso 402). Un módulo 248 determinará la impedancia en el electrodo 244 y el controlador 217 comparará la impedancia medida con un corte de impedancia para el canal seleccionado (paso 404). El corte de impedancia se basará en la impedancia base medida para el canal seleccionado. Si la impedancia base es menor de 100 ohms, el corte de impedancia se establecerá en la impedancia base más un diferencial de impedancia, por ejemplo 30 ohms. Si la impedancia base es mayor que 100 ohms, el corte de impedancia se establecerá en la impedancia base más un 30 por ciento de la impedancia base medida. Si la impedancia medida instantánea en el electrodo seleccionado es mayor que la impedancia de corte, por ejemplo un estado de sobreimpedancia, el controlador 217 cargará la rutina de conmutación de canal para determinar si deberá aplicarse potencia al siguiente canal o a la carga interna 272 (paso 406).

Haciendo referencia a la figura 4A, la conmutación entre electrodos dependerá de cuántos electrodos se seleccionen para la intervención. Cada electrodo empleado en la intervención tendrá un mínimo de tiempo de desconexión después de un período de activación. El tiempo de desconexión mínimo para cada electrodo será igual que un periodo predeterminado de tiempo, por ejemplo 15 segundos, dividido por el número de electrodos seleccionados. Por tanto, en el paso 440, si se selecciona un canal para la intervención, el controlador 217 determinará si el tiempo de desconexión para el canal actual es mayor que, o igual que, 15 segundos. Si el tiempo de desconexión para el canal actual es mayor que, o igual que, 15 segundos (paso 442), se aplicará energía al canal actual seleccionado y el tiempo de conexión para el canal actual se establecerá a cero (paso 444), y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4. Si el tiempo de desconexión para el canal actual es menor de 15 segundos, el controlador 217 suministrará potencia a la carga interna (paso 446) y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4. Si se seleccionan dos canales (paso 450), el controlador 217 determinará si el tiempo de desconexión para el otro canal es mayor que, o igual que, 7,5 segundos. Si el tiempo de desconexión para el otro canal es mayor que, o igual que, 7,5 segundos (paso 452), se aplicará energía al otro canal seleccionado (paso 454) y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4. Si el tiempo de desconexión para el canal actual es menor de 7,5 segundos, el controlador 217 suministrará potencia a la carga interna (paso 456) y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4.

ES 2 345 155 T3

Si se seleccionan tres canales para la intervención de ablación, el controlador 217 determinará si el tiempo de desconexión del siguiente canal de la secuencia es mayor que, o igual que, 5 segundos (paso 460). Si el tiempo de desconexión para el siguiente canal de la secuencia es mayor que, o igual que, 5 segundos, el controlador 217 seleccionará aplicar energía al siguiente canal (paso 462) y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4. Si el tiempo de desconexión para el siguiente canal de la secuencia es mayor que, o igual que, 5 segundos, el controlador 217 determinará el tiempo de desconexión para el siguiente canal más uno de la secuencia de canales seleccionados (paso 464). Si el tiempo de desconexión para el siguiente canal más uno es mayor que, o igual que, 5 segundos (paso 464), se aplicará energía al siguiente canal más uno (paso 466) y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4. Si el tiempo de desconexión para el siguiente canal más uno es menor de 5 segundos, el controlador 217 suministrará potencia a la carga interna (paso 468) y el proceso volverá al paso 408 de la figura 4.

En una realización alternativa, en vez de suministrar potencia a la carga interna si no hay un canal disponible, el generador puede detener el suministro de energía de RF durante un período predeterminado de tiempo o, simplemente, el generador puede desconectarse.

En una realización adicional, cuando se conmuta de un canal al siguiente, la carga interna puede activarse en paralelo (o en serie) con el canal previamente activado y permanecer conectada hasta que se active el siguiente canal para evitar que el generador tenga un circuito abierto. Antes de retirar energía del electrodo actual, se aplica energía a un carga interna. Se retira entonces energía del electrodo actual mientras se mantiene la aplicación de energía a la carga interna. Se aplica energía al siguiente electrodo antes de que se retire energía de la carga interna. Se aplica continuamente una carga al generador cuando la carga se selecciona entre la carga interna y un electrodo, o bien entre tanto la carga interna como el electrodo.

Volviendo a hacer referencia al paso 404, si la impedancia medida en el electrodo seleccionado es menor que la impedancia de corte, se continuará aplicando potencia. A continuación, el controlador 217 determinará si la corriente que se está aplicando al canal seleccionado está por encima de un límite de corriente predeterminado (paso 408). Si la corriente aplicada al electrodo seleccionado está por encima del límite de corriente predeterminado, por ejemplo 2 amperios, el controlador 217 realizará ciclos de trabajo con la carga interna para crear una media de 2 amperios (paso 410); en caso contrario, el proceso irá al paso 412. En el paso 412, el controlador 217 determinará si el tiempo de intervención total ha expirado. Si el tiempo de intervención ha expirado, el proceso volverá al paso 316 de la figura 3 (paso 414) y se completará el proceso de ablación. Si el tiempo de proceso no ha expirado, el controlador 217 determinará si la temperatura del canal seleccionado se ha ido por encima de un límite de temperatura predeterminado, por ejemplo 99°C (paso 416). Si la temperatura del canal seleccionado se ha ido por encima del límite de temperatura predeterminado, el canal seleccionado se desconectará y la intervención de ablación finalizará (paso 418). Si se satisface la temperatura del canal seleccionado, el controlador 217 determinará si el canal seleccionado se ha activado durante más tiempo que el tiempo máximo permitido para el canal t_{\max} (paso 420). Si el tiempo de conexión supera el tiempo máximo permitido, por ejemplo 30 segundos, el controlador 217 conmutará al siguiente canal seleccionado (paso 422); en caso contrario, el proceso volverá al paso 404 y procesará de nuevo el canal seleccionado.

En una realización alternativa, el controlador conmutará al siguiente canal seleccionado si la temperatura del electrodo supera un límite de temperatura predeterminado, en donde el límite de temperatura predeterminado es menor que el límite de temperatura predeterminado del paso 416.

Una vez que ha expirado el tiempo de intervención, la ablación del volumen o volúmenes objetivo deberá completarse y el proceso volverá al paso 316 de la figura 3. Una vez que se finaliza el modo de ablación, el controlador 217 desactivará el control 258 de bomba y la bomba se detendrá, cesando el flujo de refrigerante. El clínico entrará entonces en el modo de cauterización para retirar los electrodos (paso 318).

Convencionalmente, se requieren dos personas para cauterizar el canal creado en el tejido u órgano por la inserción de un electrodo. Se requiere una persona para retirar el electrodo del sitio quirúrgico y se requiere una segunda persona para controlar la potencia en el generador con el fin de intentar mantener una temperatura predeterminada en la punta del electrodo cuando se está retirando el electrodo. Un método de la presente descripción supera el requisito de dos personas al controlar automáticamente la temperatura del electrodo seleccionado cuando éste se está retirando.

Haciendo referencia a la figura 5, el clínico entrará en el modo de cauterización (paso 502) y seleccionará el canal del electrodo que se ha de retirar (paso 504). En el paso 506, el controlador 217 leerá la corriente, tensión y temperatura del electrodo seleccionado. El controlador 217 calculará entonces el ciclo de trabajo (paso 508) de la potencia que se ha de aplicar para mantener una temperatura deseada de la porción expuesta 204 del electrodo seleccionado 201 según se ilustra en la figura 6. En el paso 510, se aplica entonces potencia al electrodo 210 y el clínico comenzará a retirar los electrodos (paso 512). Mientras se retira el electrodo 201, se está aplicando potencia para cauterizar el canal 270 creado por la inserción del electrodo 201. Durante el proceso de retirada, el controlador 217 vigilará continuamente la temperatura en la punta 204 del electrodo para garantizar que la temperatura no se vaya por debajo de un límite predeterminado, por ejemplo 65°C (paso 514). Si la temperatura en la punta 204 se va por encima del límite predeterminado, el controlador 217 ajustará el ciclo de trabajo de la energía de RF que se está aplicando para mantener el límite de temperatura predeterminado (paso 516), por ejemplo para aminorar el ciclo de trabajo. Si la temperatura en la punta 204 se va por debajo del límite de temperatura predeterminado, el ciclo de trabajo será aumentado y, subsiguientemente, el controlador 217 vigilará la salida de corriente para garantizar que la corriente suministrada no sea mayor que un límite de corriente predeterminado, por ejemplo 2 amperios. Si la

ES 2 345 155 T3

salida de corriente es mayor que el límite de corriente predeterminado, el ciclo de trabajo volverá a ser estrangulado. Opcionalmente, el límite de temperatura predeterminado puede estar en un rango de temperaturas de aproximadamente 60°C hasta aproximadamente 99°C.

5 El controlador 217 también medirá continuamente la impedancia en el electrodo (paso 518). Si la impedancia está por debajo de un límite predeterminado, por ejemplo 700 ohms, éste determinará qué electrodo está aún en contacto con tejido y el controlador 217 determinará entonces si ha expirado el tiempo del temporizador de intervención asociado con el canal seleccionado (paso 522). Si no ha expirado el tiempo del temporizador de intervención, el controlador 10 217 ejecutará un bucle de vuelta al paso 514 para controlar la potencia aplicada al electrodo a fin de mantener la temperatura deseada. Si el controlador 217 determina que la impedancia es mayor que el límite predeterminado, se determinará que el electrodo está completamente retirado y el controlador 217 dejará de aplicar potencia al electrodo seleccionado (paso 520). Una vez que el electrodo está completamente retirado, el clínico seleccionará el siguiente canal y repetirá el proceso hasta que todos los electrodos sean retirados del órgano OR. Sin embargo, si la impedancia 15 no superase el límite predeterminado dentro del tiempo de intervención permisible, según se determinó en el paso 522, el controlador 217 finalizará la intervención de cauterización y dejará de aplicar potencia al canal seleccionado.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

ES 2 345 155 T3

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para ablación térmica de tejido en un paciente que comprende:

5 una fuente (216) de radiofrecuencia (RF) para suministrar energía de RF;

al menos dos electrodos (201, 202, 203) configurados para aplicar energía de RF a un tejido;

10 al menos un electrodo de retorno (219) para devolver energía de RF a la fuente de RF; y

un controlador (217) configurado para aplicar secuencialmente la energía de RF a cada uno de los citados al menos dos electrodos (201, 202, 203) durante un período predeterminable de tiempo, **caracterizado** porque dicho controlador (217) está configurado para determinar el tiempo de desconexión del siguiente electrodo de la secuencia;

15 en donde el controlador está configurado para saltarse el citado siguiente electrodo si el tiempo de desconexión determinado es menor del tiempo de desconexión mínimo predeterminado;

20 en donde dicho tiempo de desconexión mínimo predeterminado se determina por el número de electrodos seleccionado.

2. El sistema según la reivindicación 1, que además comprende:

una circuitería (244) de medición de corriente y tensión en uno de los al menos dos electrodos (201, 202, 203);

25 en donde la impedancia se calcula basándose en la corriente y tensión medidas.

3. El sistema según la reivindicación 1, que además comprende:

30 una carga interna (272); y

una circuitería configurada para conmutar la energía de RF a la carga interna (272);

35 en donde la energía de RF se conmuta a la carga interna (272) cuando el tiempo de desconexión determinado es menor que el tiempo de desconexión predeterminado.

4. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que:

40 dicho controlador (217) está configurado para determinar el tiempo de desconexión del siguiente electrodo de la secuencia;

en donde la energía aplicada es conmuta al siguiente electrodo cuando el tiempo de desconexión determinado es mayor que el tiempo de desconexión mínimo predeterminado;

45 en donde dicho tiempo de desconexión mínimo predeterminado se determina por el número de electrodos seleccionado.

5. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende:

50 una circuitería (240) que:

restringe el flujo de energía de RF hacia un electrodo cuando la impedancia calculada supera una impedancia umbral; y

55 permite el flujo de energía de RF hacia un electrodo cuando la impedancia calculada no supera una impedancia umbral;

en donde dicha impedancia umbral se refiere a una impedancia base y a una impedancia diferencial predeterminada.

60 6. El sistema según la reivindicación 5, en el que la impedancia base comprende la impedancia calculada más baja obtenida en los cerca de 10 segundos iniciales de entrega de energía de RF.

7. El sistema según la reivindicación 5, en el que la impedancia base comprende la media más baja de impedancias calculadas consecutivas obtenidas durante los cerca de 30 segundos iniciales de funcionamiento.

65 8. El sistema según la reivindicación 5, 6 o 7, en el que la impedancia diferencial predeterminada es de aproximadamente 30 ohms si la impedancia base es menor que aproximadamente 100 ohms.

ES 2 345 155 T3

9. El sistema según la reivindicación 5, 6 o 7, en el que la impedancia diferencial predeterminada es de aproximadamente un 30% de la impedancia base si la base es mayor que aproximadamente 100 ohms.

10. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9, que comprende:

una circuitería (240) para secuenciar la entrega de energía de RF entre los al menos dos electrodos (201, 202, 203), en donde se saltan electrodos si la impedancia calculada está por encima de un umbral predeterminado.

11. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 10, que además comprende:

un carga interna (272); y

una circuitería (240) para dirigir la energía de RF;

en donde la energía de RF se dirige hacia dicha carga interna cuando la impedancia calculada está por encima de un umbral predeterminado.

12. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que además comprende:

una circuitería (244) de medición de corriente y tensión en uno de los al menos dos electrodos (201, 202, 203), en donde la impedancia es calculada basándose en la corriente y tensión medidas;

una carga interna (272); y

una circuitería (240) para conmutar la energía de RF hacia dicha carga interna (272);

en donde la energía de RF se aplica simultáneamente a dicha carga interna (272) y a uno de los al menos dos electrodos citados (201, 202, 203).

13. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que además comprende unos medios para enfriar (132) continuamente un electrodo.

14. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que además comprende:

una circuitería (244) para medir corriente en los electrodos individuales (201, 202, 203), en donde dicho controlador (217) reduce el ciclo de trabajo si dicha corriente medida supera un límite de corriente predeterminado.

15. El sistema según la reivindicación 14, en el que el límite de corriente predeterminado es de aproximadamente 2 amperios.

16. El sistema según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que además comprende:

una circuitería (254) de medición de temperatura en uno de los al menos dos electrodos (201, 202, 203);

en donde la energía aplicada en el electrodo actual se conmuta al siguiente electrodos cuando la temperatura en dicho electrodo actual es mayor que una temperatura predeterminada.

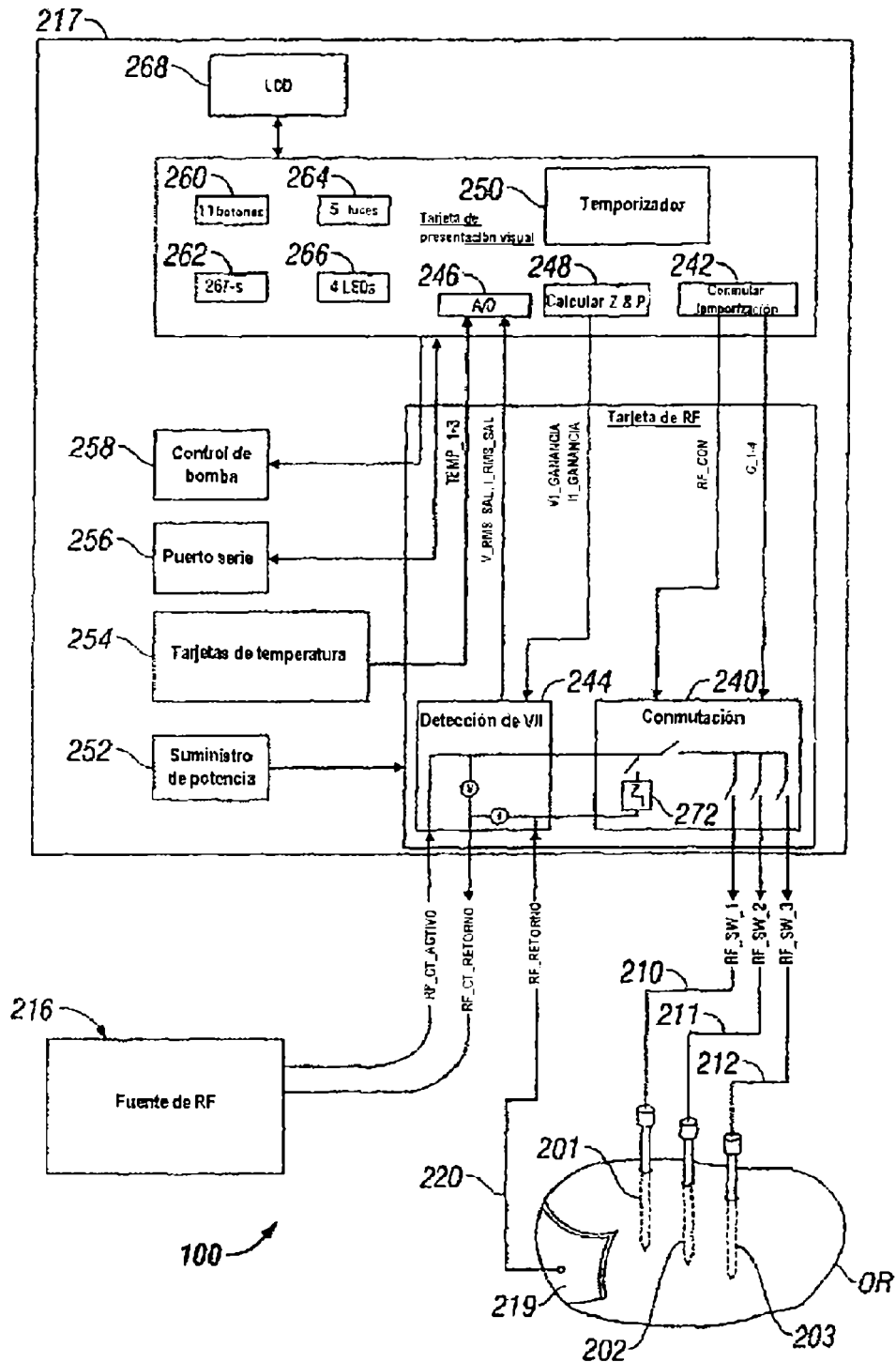


FIG. 2

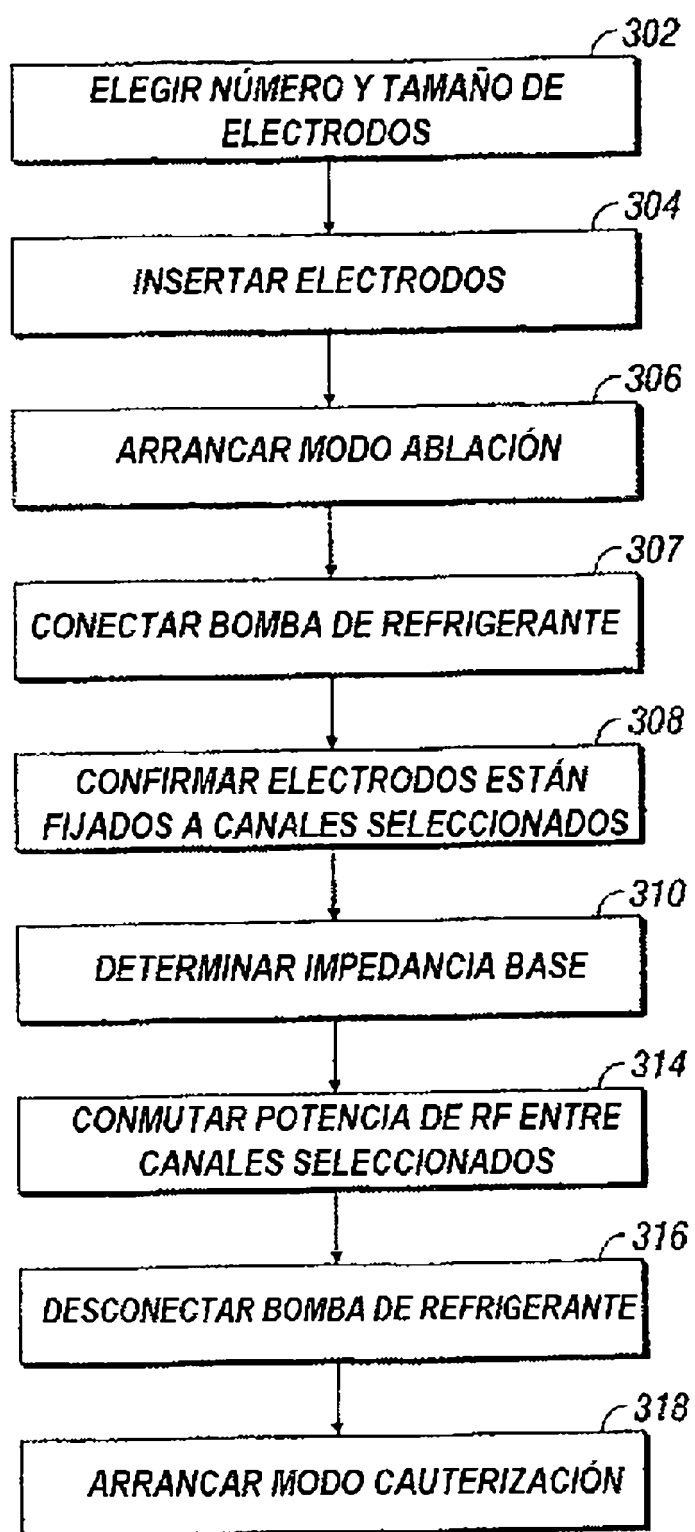


FIG. 3

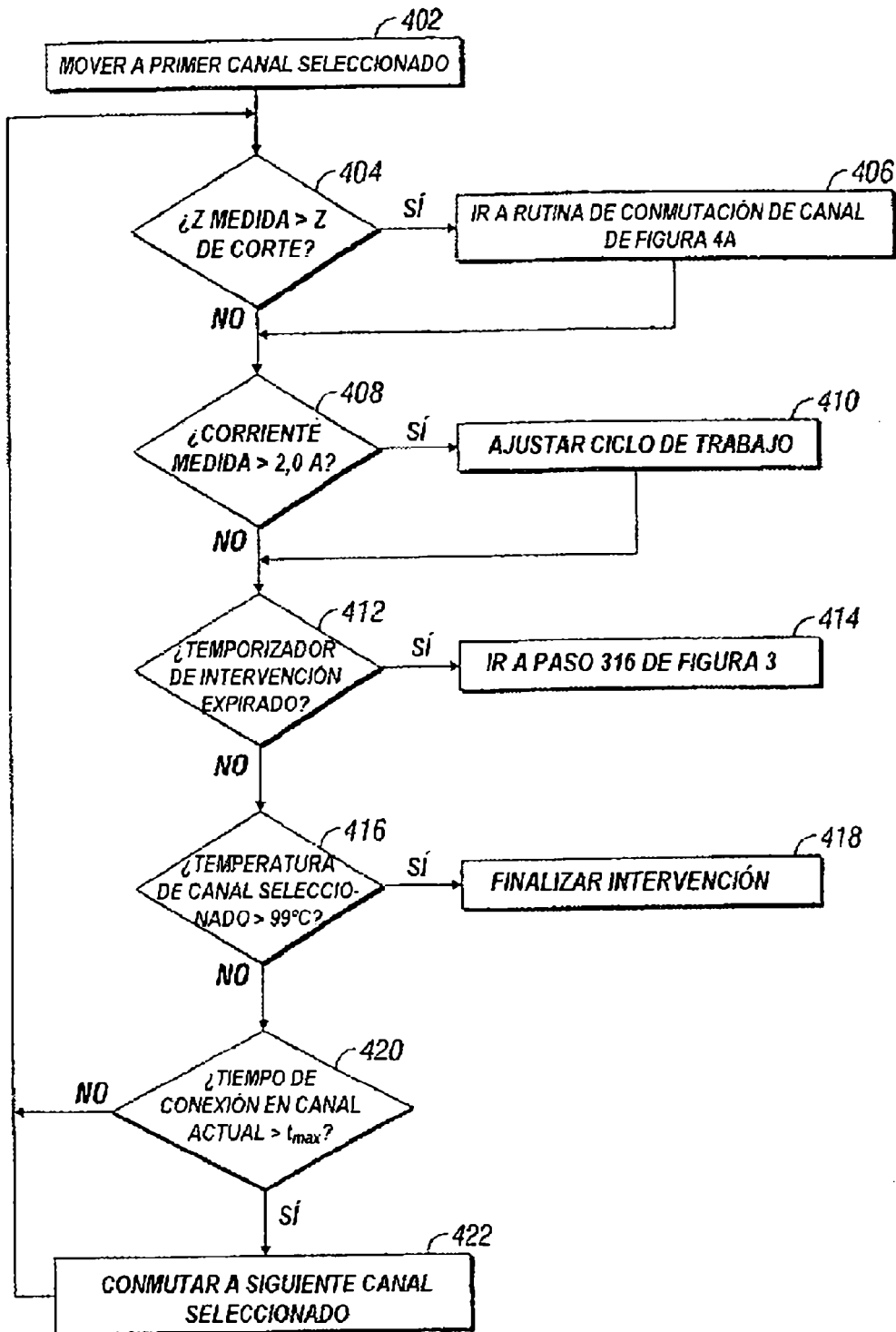


FIG. 4

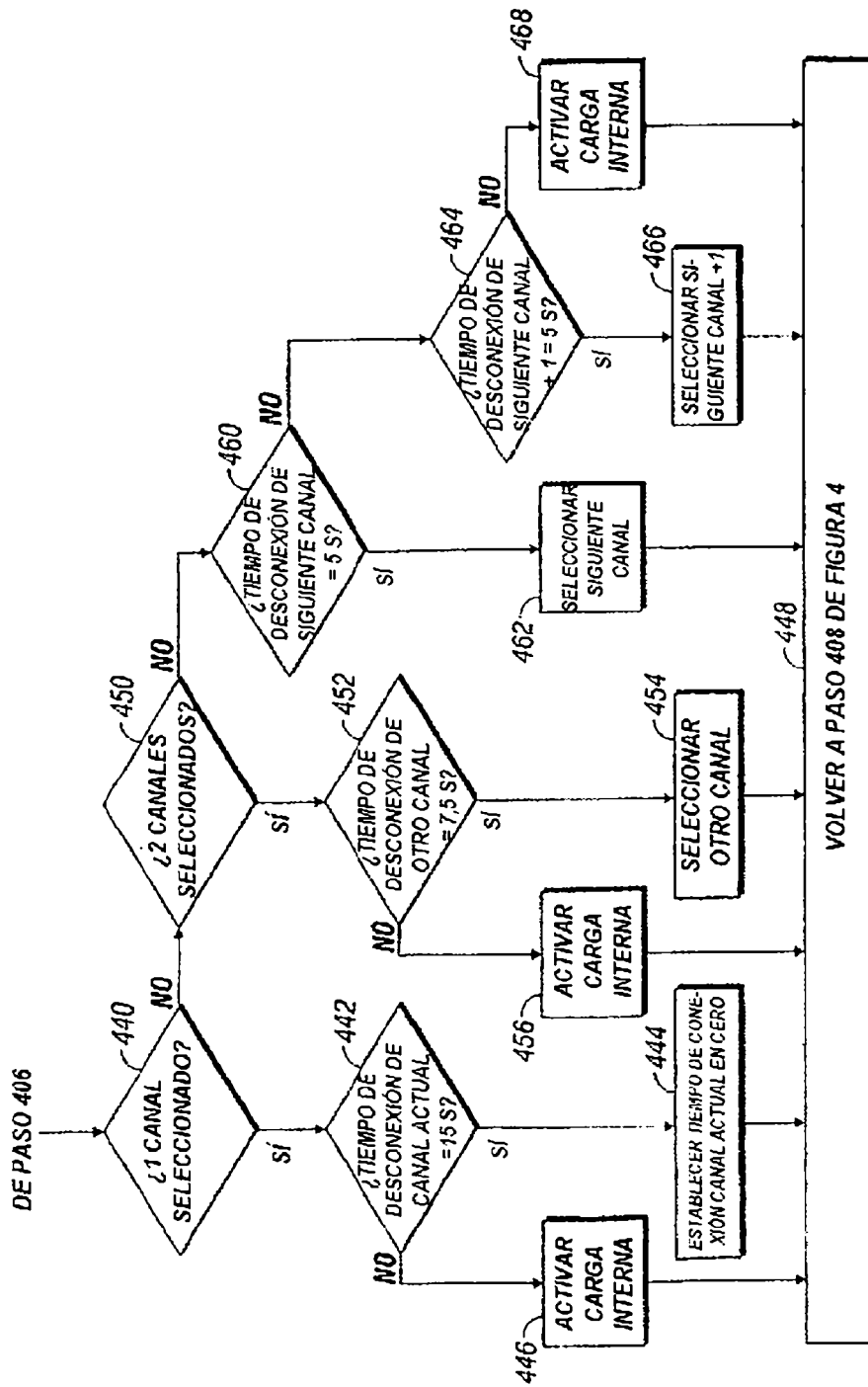


FIG. 4A

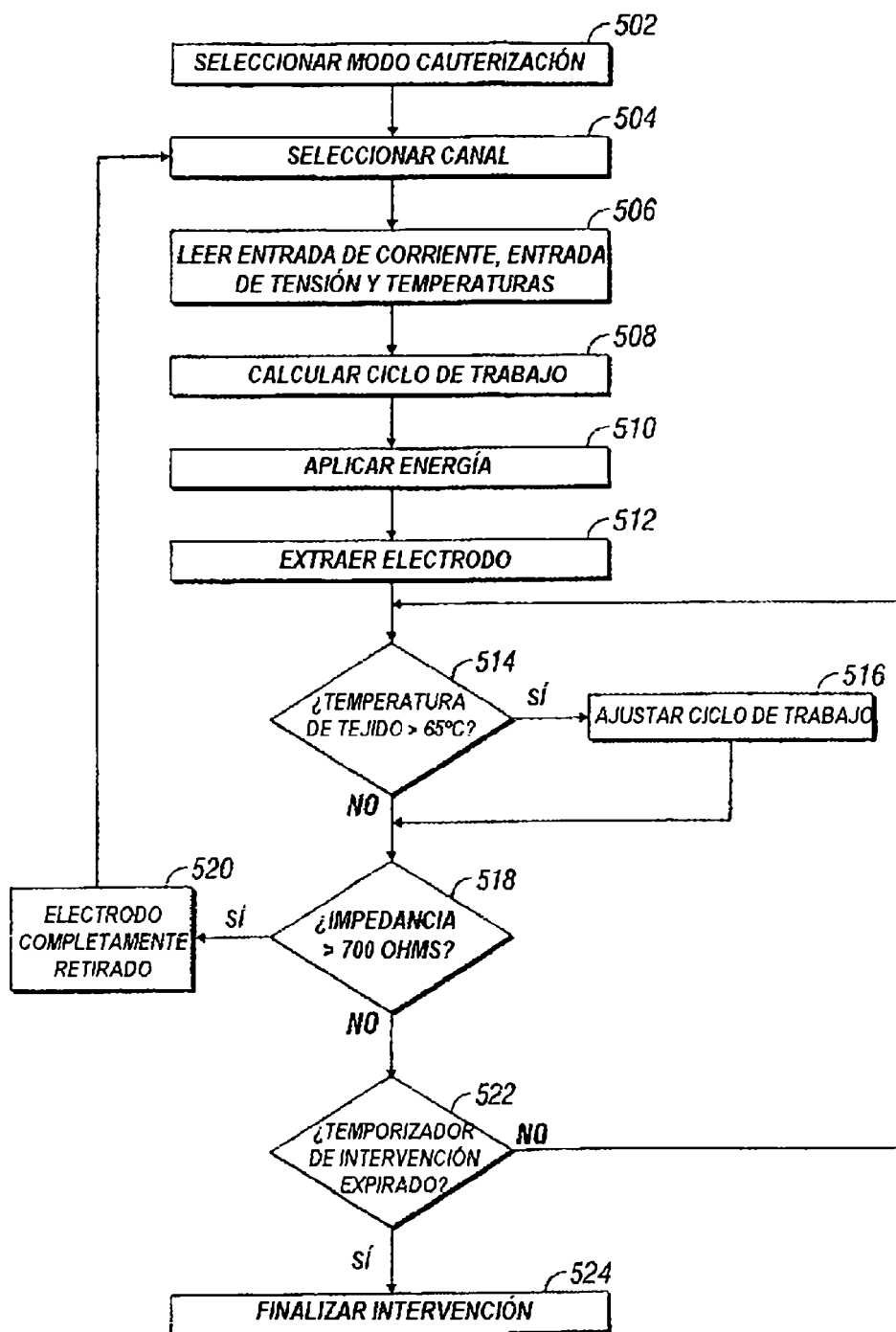


FIG. 5

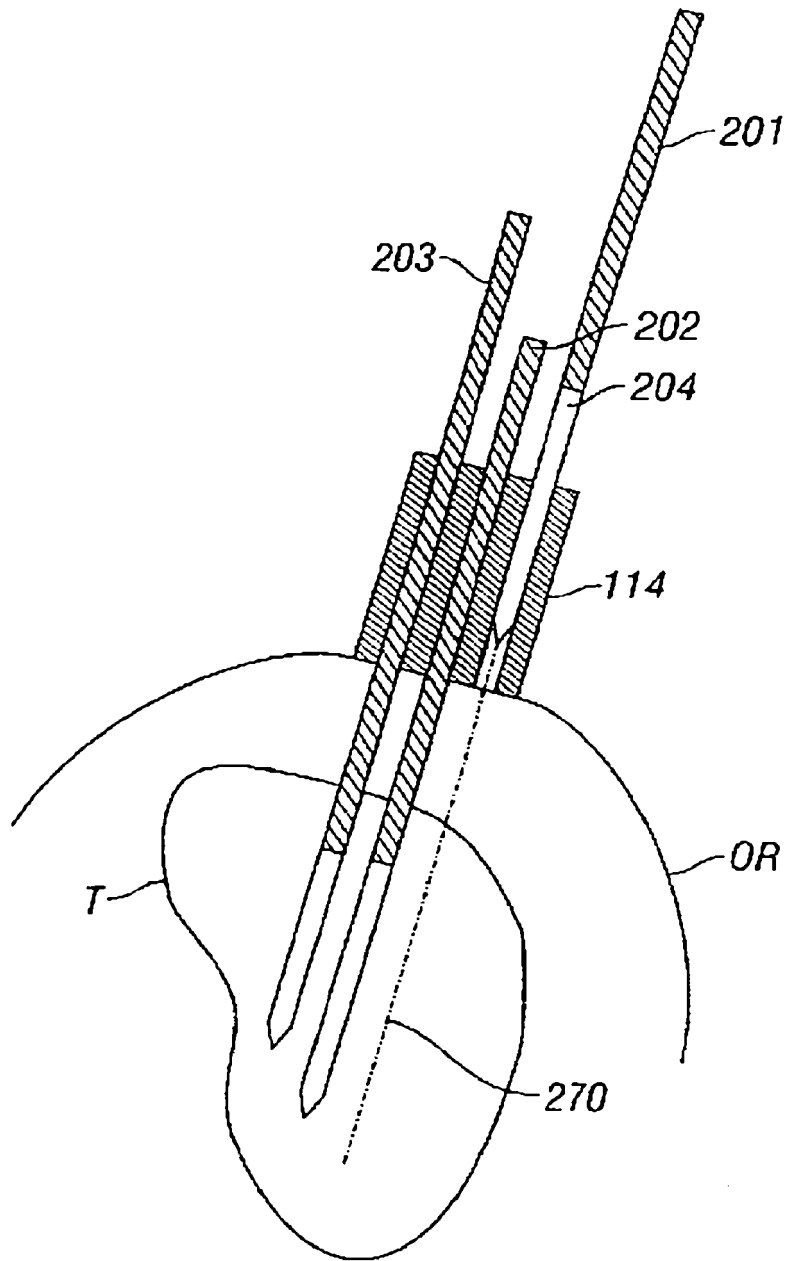


FIG. 6