

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 467 972**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61N 1/37 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.11.2011 E 11188103 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.04.2014 EP 2449991**

54 Título: **Ablación simultánea por múltiples electrodos**

30 Prioridad:

08.11.2010 US 941165

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

13.06.2014

73 Titular/es:

BIOSENSE WEBSTER (ISRAEL), LTD. (100.0%)
4 Hatnufah Street
Yokneam 20692, IL

72 Inventor/es:

GOVARI, ASSAF;
ALTMANN, ANDRES CLAUDIO y
EPHRATH, YARON

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO FACES, José

ES 2 467 972 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

Ablación simultánea por múltiples electrodos

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere de forma general a dispositivos médicos invasivos, y específicamente a la ablación de tejido usando tales dispositivos como se define en las reivindicaciones.

10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15 La ablación de tejidos corporal, usando electrodos múltiples, es conocida en la técnica. La ablación se realiza típicamente aplicando corrientes alternas a los electrodos, a una potencia suficiente para causar la ablación. Típicamente, los electrodos están montados en una punta distal de un catéter que es insertado en un lumen de un sujeto.

La punta distal puede ser seguida en un número de maneras diferentes conocidas en la técnica, por ejemplo por medición de campos magnéticos, generados por bobinas externas al sujeto, en la punta distal.

20 La Patente U.S. 5.931.835 de Mackey describe un sistema de administración de energía por radio frecuencia para catéteres de electrodos multipolares. La divulgación afirma que los electrodos pueden ser energizados simultáneamente en fase entre sí para conseguir un patrón de lesión deseado.

25 La Patente U.S. 5.782.828 de Chen y otros describe un catéter de ablación que tiene múltiples electrodos y un mecanismo de control de lazo cerrado para cada electrodo con un sensor de temperatura.

La Patente U.S. 7.468.062 de Oral y otros describe un catéter de ablación auricular con un conjunto de electrodos.

30 La Patente U.S. 6.027.500 de Buckles y otros describe un catéter con una pluralidad de electrodos dispuestos adyacentes al extremo distal del catéter. Uno de los electrodos es un electrodo de ablación.

35 La Solicitud de Patente U.S. 2008/0058635 de Halperin y otros describe un sistema de formación de imágenes de resonancia magnética que incluye electrofisiología combinada invasiva y un catéter de antena de formación de imágenes que tiene electrodos de diagnóstico para recibir potenciales eléctricos.

40 La Solicitud de Patente U.S. 2007/0129716 divulga un sistema de dispositivo médico y método que proporciona un generador electroquirúrgico RF acoplado a un electrodo electroquirúrgico a través de un cuadro del paciente dispuesto en proximidad cercana al paciente.

La anterior descripción se presenta como una visión de conjunto general de la técnica relacionada en este campo.

45 RESUMEN DE LA INVENCION

La presente invención proporciona un aparato, que incluye:

una fuente de corriente, que incluye:

50 un transformador que tiene un bobinado primario acoplado para recibir potencia de entrada y un bobinado secundario que tiene una primera pluralidad de tomas secundarias configuradas para suministrar potencia eléctrica a una frecuencia de ablación a un electrodo en contacto con el tejido corporal para la ablación del tejido, el tejido teniendo una impedancia; y
 55 una segunda pluralidad de condensadores; y
 un controlador, configurado para seleccionar una de las tomas secundarias y al menos uno de los condensadores en respuesta a la impedancia y la frecuencia de ablación, y para conectar la toma secundaria seleccionada al al menos uno de los condensadores seleccionados como se define en la reivindicación 1.

60 El controlador puede estar configurado para seleccionar sólo uno de los condensadores para cada toma secundaria respectiva seleccionada.

65 La toma secundaria seleccionada y el al menos un condensador están conectados en paralelo para formar un circuito que resuena a la frecuencia de ablación. El controlador está configurado para medir una posición de una sección de un catéter que incluye el electrodo usando corrientes de posicionamiento generadas en la sección, y en donde la frecuencia de ablación es al menos cuatro veces una frecuencia de las corrientes de posicionamiento.

5 El controlador puede estar configurado para medir la posición de la sección mientras se realiza la ablación del tejido. Típicamente, las corrientes de posicionamiento incluyen corrientes de la sección en el tejido. Las corrientes de posicionamiento pueden ser generadas en respuesta a un campo magnético alterno en proximidad a la sección. La toma secundaria seleccionada y el al menos un condensador están conectados en paralelo para formar un circuito que filtre la frecuencia de las corrientes de posicionamiento.

10 En una realización alternativa la toma secundaria es seleccionada para que un nivel deseado de potencia eléctrica sea una potencia máxima en base a la potencia de entrada.

En una realización alternativa adicional el controlador está configurado para medir la impedancia antes de la ablación del tejido. Alternativamente o adicionalmente, el controlador está configurado para medir la impedancia mientras se realiza la ablación del tejido.

15 Se divulga además un método, que incluye:

20 acoplar un bobinado primario de un transformador para recibir potencia de entrada;
configurar una primera pluralidad de tomas secundarias de un bobinado secundario del transformador para proporcionar potencia eléctrica a una frecuencia de ablación a un electrodo en contacto con el tejido corporal para realizar la ablación del tejido, el tejido teniendo una impedancia;
proporcionar una segunda pluralidad de condensadores;
seleccionar una de las tomas secundarias y al menos uno de los condensadores en respuesta a la impedancia y la frecuencia de ablación; y
25 conectar la toma secundaria seleccionada con el al menos uno de los condensadores seleccionado.

Se proporciona además, de acuerdo con una realización de la presente invención, un aparato, que incluye:

30 una primera pluralidad de fuentes de corriente operativas a diferentes frecuencias respectivas, cada fuente de corriente incluyendo:

35 un transformador respectivo que tiene un bobinado primario acoplado para recibir potencia de entrada y un bobinado secundario que tiene una segunda pluralidad de tomas secundarias configuradas para suministrar la potencia eléctrica respectiva a un electrodo respectivo en contacto con el tejido corporal, el tejido teniendo una impedancia respectiva; y
una tercera pluralidad de condensadores; y
un controlador, configurado para seleccionar, para cada fuente de corriente, una de las tomas secundarias de las mismas y al menos uno de los condensadores de las mismas en respuesta a la impedancia respectiva de las mismas y la frecuencia respectiva de la fuente de corriente y, para cada fuente de corriente, conectar la toma secundaria seleccionada de la misma con el al menos un condensador de las mismas seleccionado.
40

En una realización una suma de niveles deseados de la potencia eléctrica respectiva es igual a una potencia general preestablecida para ser disipada en el tejido.

45 Se divulga además un método, que incluye:

operar una primera pluralidad de fuentes de corriente a frecuencias respectivas diferentes, cada fuente de corriente incluyendo:

50 un transformador respectivo que tiene un primer bobinado acoplado para recibir potencia de entrada y un bobinado secundario que tiene una segunda pluralidad de tomas secundarias para suministrar potencia eléctrica respectiva a un electrodo respectivo en contacto con el tejido corporal, el tejido teniendo una impedancia respectiva; y
una tercera pluralidad de condensadores; y
55 seleccionar, para cada fuente de corriente, una de las tomas secundarias de la misma y al menos uno de los condensadores de la misma en respuesta a la impedancia respectiva de la misma y la frecuencia respectiva de la fuente de corriente y, para cada fuente de corriente, conectar la toma secundaria seleccionada de la misma al al menos un condensador seleccionado de la misma.

60 La presente invención será entendida más completamente a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones de la misma, tomada junto con los dibujos en los que:

BREVE DESCRIPCION DE LOS DIBUJOS

65 La Figura 1 es una ilustración gráfica esquemática de un sistema de ablación con catéter;

La Figura 2 es un diagrama esquemático de una punta distal de un catéter usado en el sistema de la Figura 1;

La Figura 3 es un diagrama de circuito esquemático de fuentes de corriente en un módulo de ablación, de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Figura 4 muestra gráficos esquemáticos que ilustran potencia disipada por una fuente de corriente en una impedancia de tejido frente al valor de la impedancia; y

La Figura 5 es un diagrama de flujo de un procedimiento de ablación realizado por un facultativo.

DESCRIPCION DETALLADA DE LAS REALIZACIONES

VISION GENERAL

Una realización de la presente invención proporciona un sistema mejorado para la ablación de tejido con un electrodo de ablación unido a una sonda, típicamente la punta distal de un catéter, mientras que se sigue simultáneamente la posición de la sonda en un sujeto. Además, la potencia disipada mientras se realiza la ablación del tejido se puede mantener a un nivel constante preestablecido sustancialmente fijo, incluso si cambia la impedancia del tejido.

Para mantener la potencia de ablación disipada constante, la potencia al electrodo se suministra desde una fuente de corriente que comprende típicamente un transformador con tomas secundarias seleccionables. Un controlador mide la potencia, y selecciona una de las tomas para mantener la potencia constante. Típicamente, la tomar requerida depende de la impedancia del tejido sometido a ablación.

Además de suministrar la potencia por tomas seleccionables, la potencia también se filtra. El filtrado se proporciona típicamente eligiendo uno o más condensadores, y conectando los condensadores elegidos para proporcionar una capacitancia seleccionable a través de la toma seleccionada en un circuito resonante paralelo. La capacitancia es seleccionada de tal forma que el circuito resuena a la frecuencia usada para la ablación del tejido. Como el circuito es un circuito paralelo tiene una alta impedancia a la frecuencia de ablación, y por lo tanto tiene poco efecto en la potencia administrada al electrodo de ablación y al tejido.

La posición de la sonda en el sujeto es seguida midiendo corrientes, denominadas corrientes de posicionamiento, generadas entre varios electrodos, típicamente unidas a la piel del sujeto, y otro electrodo en la punta distal de la sonda. Las corrientes son corrientes alternas, típicamente a una frecuencia sustancialmente diferente de la frecuencia de ablación.

Alternativa o adicionalmente, la posición de la sonda se puede seguir por un sistema de seguimiento magnético. Tal sistema usa campos magnéticos alternos para inducir corrientes de posicionamiento en una o más bobinas en la punta distal, y la frecuencia de las corrientes inducidas es también típicamente sustancialmente diferente de la frecuencia de ablación.

Los armónicos, incluyendo los sub-armónicos, de la frecuencia de ablación pueden corresponderse con la frecuencia de las corrientes de posicionamiento, y sin filtración pueden causar errores en la posición de la sonda medida. Sin embargo, debido a que las frecuencias de ablación y posicionamiento son diferentes, el circuito paralelo cortocircuita efectivamente, es decir filtra, los armónicos o sub-armónicos de la frecuencia de ablación, negando cualquier error que puedan causar.

DESCRIPCION DETALLADA

Se hace referencia ahora a la Figura 1, que es una ilustración gráfica esquemática de un sistema de ablación con catéter 20, y a la Figura 2 que es un diagrama esquemático de una punta distal de un catéter 22 usado en el sistema. En el sistema 20, el catéter 22 es insertado en un lumen 23, como una cámara de un corazón 24, de un sujeto 26. Típicamente, el catéter se usa por un facultativo médico 28 durante un procedimiento que incluye realizar la ablación del tejido 25. Sin embargo, el catéter puede ser configurado para realizar funciones además de la ablación, como medir potenciales de tejido del corazón.

El funcionamiento del sistema 20 es gestionado por un controlador del sistema (SC) 30, que comprende una unidad de procesamiento 32 que comunica con una memoria 34, en donde está almacenado el software para el funcionamiento del sistema 20. El controlador 30 es típicamente un ordenador personal (PC) de estándar industrial que comprende un procesador informático de propósito general. Sin embargo, en algunas realizaciones, al menos algunas de las funciones del controlador se realizan usando hardware y software diseñado a medida, como un circuito integrado de aplicaciones específicas (ASIC) o campo de matriz de puertas programables (FPGA). El controlador 30 es típicamente operado por el facultativo 28 usando un dispositivo de señalización 36 y una interfaz de usuario gráfica (GUI) 38, que permite al facultativo establecer los parámetros del sistema 20. La GUI 38 también muestra típicamente resultados del procedimiento al facultativo médico.

El software en la memoria 34 puede ser descargado al controlador de forma electrónica, a través de una red, por ejemplo. Alternativa o adicionalmente, el software se puede proporcionar en medios tangibles no transitorios, como un medio de almacenamiento óptico, magnético o electrónico.

Una punta distal 40 del catéter 22 comprende al menos un electrodo 42 que, en una realización divulgada, se usa para el seguimiento de la posición de la punta distal, como se describe a continuación. Sin embargo, el electrodo 42 se puede usar con otros propósitos, como para la detección electrofisiológica. El electrodo está conectado por un cable (no mostrado) en el catéter 22 con el circuito de control y la circuitería de medición en el controlador del sistema 30.

Una pluralidad de los electrodos de la superficie corporal, como los parches cutáneos adhesivos 52, 54, 56 y 58 (referidos colectivamente en los sucesivo como parches 52-58) son acoplados a la superficie corporal (por ejemplo la piel) del sujeto 26. Los parches 52-58 pueden ser colocados en las proximidades del procedimiento médico. Típicamente, las localizaciones de los parches cutáneos están separadas. Por ejemplo, para aplicaciones cardíacas, los parches 52-58 son colocados típicamente alrededor del pecho del sujeto 26.

Los parches 52-58 también están conectados por cables al controlador del sistema 30. El controlador del sistema determina las coordenadas de posición de la punta distal dentro del corazón 24 en base a las corrientes, denominadas en la presente como corrientes de posicionamiento, medidas entre el al menos un electrodo 42 y cada uno de los parches 52-58. Las corrientes, generadas por controladores de corriente en el controlador del sistema, son corrientes alternas que tienen una o más frecuencias en la región de 100 kHz. Las frecuencias de las corrientes alternas son denominadas en la presente frecuencias de posicionamiento de la corriente, $f_{current_posit}$. Usando las coordenadas de posición determinadas, el controlador del sistema es capaz de mostrar la posición de la punta distal dentro del corazón en la GUI 38.

Alternativa o adicionalmente la punta distal puede ser seguida por otros sistemas conocidos en la técnica, por ejemplo, por un sistema de seguimiento magnético. Uno de tales sistemas de seguimiento magnético es el sistema CARTO 3, producido por Biosense Webster, Inc, Diamond Bar, CA, que sigue la punta distal usando campos magnéticos alternos para inducir las corrientes de posicionamiento correspondientes en las bobinas en la punta. Los campos son típicamente establecidos para alternar a frecuencias de 1 - 3 kHz, pero pueden ser establecidos para alternar a frecuencias más altas, hasta 50 kHz o más. Las frecuencias de los campos magnéticos son denominadas en la presente frecuencias de posicionamiento magnético, $f_{magnetic_posit}$.

La punta distal 40 también comprende una multiplicidad de electrodos de ablación 68A, 68B, 68C... que están localizados típicamente en la superficie exterior de la punta distal. A modo de ejemplo, la punta 40 se asume en la presente que comprende 10 electrodos 68A, 68B, 68C, ..., 68J, pero se entenderá que las realizaciones de la presente invención pueden usar cualquier pluralidad conveniente de electrodos de ablación. La multiplicidad de electrodos de ablación también son denominados colectivamente en la presente electrodos de ablación 68. Cada electrodo 68 está conectado de forma separada por un cable de conducción respectivo 70A, 70B, .. a una fuente de corriente de ablación respectiva 72A, 72B, Las fuentes de corriente 72A, 72B, ... están localizadas en un módulo de ablación 74 en el controlador 30, y están bajo la gestión general del controlador.

Típicamente, los electrodos de ablación 68 tienen termopares respectivos 75A, 75B, montados en los electrodos. En una realización, los cables 70A, 70B, ... son de cobre, y los termopares 75A, 75B, ... son implementados conectando los cables de constantán (Cu/Ni) 77A, 77B, ... respectivos a los cables 70A, 70B, ... en los electrodos de ablación.

Como se describe con más detalle a continuación, las fuentes de corriente 72A, 72B, ... suministran sus corrientes respectivas independientemente entre sí. Además, cada fuente de corriente es capaz de proporcionar independientemente corriente de ablación de un modo unipolar o bipolar.

En el modo unipolar, la corriente de ablación se transfiere desde un electrodo de ablación 68, actuando como un electrodo fuente, al tejido sometido a ablación y la ruta de la corriente se completa por un electrodo de retorno 78, externo al lumen 23. El electrodo de retorno 78 está colocado típicamente en contacto con la piel, por ejemplo, la espalda, del sujeto 26, y actúa como un electrodo de tierra local.

En el modo bipolar, la corriente de ablación se transfiere entre pares de electrodos de ablación 68 por el tejido sometido a ablación. En algunas realizaciones cada electrodo 68 puede ser configurado como o un electrodo fuente o como un electrodo de retorno. Por ejemplo, los diez electrodos pueden ser dispuestos como cinco pares 68A-68B, 68C-68D, 68E-68F, 68G-68H, 68I-68J. Típicamente, en este caso todos los electrodos de retorno están conectados juntos.

Alternativamente, cada electrodo 68 puede ser configurado como un electrodo fuente y como un electrodo de retorno. Por ejemplo, los diez electrodos 68 de la realización ejemplar descrita anteriormente pueden ser dispuestos en nueve pares 68A-68B, 68B-68C, 68C-68D, ..., 68H-68I, 68I-68J, en donde los ocho electrodos 68B, 68C, ..., 68H, 68I actúan tanto como electrodos fuente como de retorno.

La Figura 3 es un diagrama de circuito esquemático de fuentes de corriente 72 A y 72 B en un módulo de ablación 74, de acuerdo con una realización de la presente invención. La Figura 3 también ilustra esquemáticamente algunos de los elementos de la punta distal 40, usando los mismos números de identificación que se usan en la descripción de los elementos anterior. Como se describe con más detalle a continuación, el módulo de ablación 74 actúa como un generador de energía de ablación, y también es referido en la presente como generador de energía 74. El generador 74 comprende una fuente de corriente respectiva para cada electrodo, pero por simplicidad sólo se muestran en la Figura 3 diagramas de circuitos para dos fuentes de corriente 72A, 72B. Así, para la realización ejemplar descrita anteriormente, hay diez fuentes de corriente. En una realización, el generador 74 está construido como dos tarjetas de circuitos impresos separadas cada una teniendo cinco fuentes de corriente y cinco líneas de retorno; las líneas de retorno se describen con más detalle a continuación.

Cada fuente de corriente 72A, 72B, ... está construida con componentes sustancialmente similares, y todas las fuentes realizan sustancialmente la misma función de suministrar potencia de ablación, a un electrodo respectivo. Todos los elementos ajustables del generador 74, como los interruptores y los amplificadores de las fuentes de corriente, están bajo el control general del controlador 30.

Excepto donde se indique lo contrario, la siguiente descripción se aplica a la fuente de corriente 72A, en donde los elementos de la fuente tienen un sufijo A después de identificar el número. Sustancialmente la misma descripción se aplica a otras fuentes de corriente en el generador 74, como la fuente de corriente 72B, y aquellos expertos en la técnica serán capaces de adaptar la descripción para las otras fuentes de corriente, *mutatis mutandis*, por ejemplo alterando el sufijo del número identificativo.

La fuente de corriente 72A comprende un generador de frecuencia 100A, típicamente un dispositivo de bucle de bloqueo de fase, que suministra un voltaje alterno de conducción a la fuente de corriente. La frecuencia del voltaje alterno proporcionado por el generador 100A, denominada en la presente frecuencia de ablación f_{ab1A} , es establecida por el controlador 30, y está típicamente en el intervalo de 400 - 600 kHz, aunque se pueden usar otras frecuencias. La frecuencia de ablación es típicamente al menos cuatro veces la frecuencia de posicionamiento $f_{current_posit}$ o $f_{magnetic_posit}$.

Las otras fuentes de corriente en el generador 74 comprende los generadores de frecuencia 100B, 100C, ... respectivos, generando las frecuencias de ablación respectivas f_{ab1B} , f_{ab1C} , Cada frecuencia f_{ab1B} , f_{ab1C} , aunque está típicamente en una banda general de aproximadamente 50 kHz, es diferente. Por simplicidad, en la siguiente descripción, las frecuencias diferentes pueden ser referidas colectivamente como f_{ab1} .

La fuente de corriente 72A comprende un interruptor on-off 102A, acoplado a un amplificador de potencia 104A, típicamente en la entrada del amplificador. El interruptor 102A permite a la unidad 32 alternar el amplificador entre el estado "on" en donde el amplificador produce potencia de ablación a otros elementos de la fuente de corriente y un estado "off" en donde no se suministra potencia a los otros elementos.

En su estado "on" el amplificador de potencia 104A produce típicamente potencia, a un estado estable, de hasta aproximadamente 100 W. La potencia máxima en un estado estable es representada en la presente como P_{MAX} . El controlador 30 típicamente opera el amplificador 104A a la P_{MAX} durante la ablación, pero puede operar el amplificador a valores inferiores a la P_{MAX} , incluyendo a valores a los que no tiene lugar la ablación. En una realización, el amplificador 104A comprende un dispositivo PA 119, producido por Cirrus Logic, Inc. de Austin, Texas. Se afirma que el PA 119 suministra, cuando opera en un estado estable, una potencia de hasta 70 W, es decir, $P_{MAX} = 70$ W.

La salida del amplificador 104A está conectada a través del bobinado primario 105A de un transformador 106A. El bobinado secundario 107A del transformador comprende una pluralidad de tomas, cada toma correspondiente a una inductancia secundaria respectiva del transformador. Una toma particular se selecciona por un interruptor de toma multi-polo 108A. A modo de ejemplo, se asume en la presente que en una realización ilustrada en la Figura 3, la secundaria del transformador 66A tiene cuatro tomas 1A, 2A, 3A, 4A, teniendo las proporciones decrecientes respectivas de 3:1, 3,5:1, 4:1 y 5:1. Sin embargo, otras realizaciones pueden tener otros números de tomas, con otras proporciones.

La secundaria del transformador 106A tiene un primer carril de salida 110A que actúa como un carril común para todas las tomas secundarias. El carril 110A está conectado a través del cable de conducción 70A al electrodo de ablación 68A. Las otras fuentes de corriente en el generador 74 tienen carriles comunes similares al carril 110A, cada carril común conectando con un electrodo de ablación respectivo. Así, como se muestra en la Figura 3, la fuente 72B tiene un carril común 110B, conectado a través del cable de conducción 70B con el electrodo de ablación 68B.

Típicamente, un elemento de detección 112A está colocado en serie con el carril 110A, para permitir al controlador 30 determinar la entrada de potencia al electrodo 68A y una impedancia representada por el electrodo. El elemento 112A comprende típicamente un transformador detector de corriente, que permite al controlador medir la

corriente en el carril 110A. Un transformador detector de corriente adecuado es un dispositivo CST producido por Coilcraft, de Cary 11. Alternativamente, se pueden usar otros métodos para determinar la entrada de potencia al electrodo así como su impedancia, como mediciones del controlador de voltajes a través de los bobinados o las tomas del transformador 106A.

5 Un segundo carril de salida 114A de la secundaria del transformador 106A conecta a través del interruptor de selección de tomas 108A con una de las tomas del transformador. Una pluralidad de condensadores C1A, C2A, C3A, C4A están conectados, a través de los interruptores de condensadores respectivos 116A, 118A, 120A, 122A, entre el carril común 110A y el carril 114A. El número de condensadores es típicamente igual al número de tomas secundarias en el transformador 106A. En una realización los valores de los condensadores C1A, C2A, C3A, y C4A son respectivamente 3nF, 5nF, 8nF, y 19nF. Alternativamente, el número de condensadores puede ser menor que el número de tomas secundarias, y se puede conseguir una capacitancia deseada usando dos o más condensadores.

10 Los condensadores C1A, C2A, C3A, C4A están en paralelo con la secundaria del transformador 106A, de tal forma que cualquiera de los condensadores, o una combinación de ellos, puede formar un circuito LC (inductancia-capacitancia) paralelo con cualquiera de las tomas del transformador.

15 El segundo carril de salida 114A está conectado, a través de un interruptor de selección de modo multi-polo 124A, con un electrodo de retorno de potencia de ablación. Para el funcionamiento en modo unipolar, el interruptor 124A se cambia al polo 10A, que está conectado con el electrodo de retorno 78 (figura 1). Para el funcionamiento en modo bipolar, el interruptor 124 se cambia a cualquiera de los otros polos 5A-9A. Cada polo 5A-9A está conectado a un cable de retorno respectivo 80, 82, 84, 86, y los interruptores (no mostrado en la figura) acopla los cables de retorno a un electrodo de retorno 68 diferente. Por ejemplo, para el funcionamiento bipolar con el electrodo 68A actuando como un electrodo fuente para la potencia de ablación de la fuente de corriente 72A, y el electrodo 68B actuando sólo como un electrodo de retorno para la potencia de ablación, el cable de retorno 80 puede ser conectado con el electrodo 68B y el interruptor 102B puede ser apagado.

20 Si el electrodo 68B va a actuar también como un electrodo fuente, para la potencia de ablación de la fuente de corriente 72B, entonces el interruptor 102B se enciende. En este caso circuitería adicional, que será aparente para los expertos en la técnica, es acoplada al electrodo 68B permitiéndolo actuar como un electrodo de retorno a f_{ab1A} , y como un electrodo fuente para f_{ab1B} . La circuitería típicamente comprende aplicar al electrodo 68B potencia que tiene la misma frecuencia (f_{ab1A}) y amplitud, pero fase opuesta, que la potencia aplicada al electrodo 68A. En general, se apreciará que alternativamente tal circuitería puede ser configurada para permitir que un único electrodo 68 actúe como un electrodo fuente para dos frecuencias, o como un electrodo de retorno para las dos frecuencias.

25 Por simplicidad, dicha circuitería no se muestra en la Figura 3, y excepto que se indique lo contrario a continuación, la siguiente descripción asume que un electrodo 68 actúa como o un electrodo fuente o como un electrodo de retorno.

30 La corriente de ablación generada por la fuente 72A fluye a través del electrodo 68A a través de una impedancia Z_A , también denominada en la presente la impedancia del tejido, del sujeto 26. Si la fuente está funcionando en modo unipolar, la impedancia del tejido tiene lugar entre el electrodo 68A y el electrodo de retorno 78. Si la fuente está funcionando en un modo bipolar, la impedancia es entre electrodo 68A y el electrodo de retorno seleccionado. La impedancia del tejido Z_A típicamente varía, dependiendo de parámetros como la posición de la punta distal en el sujeto 26, si la punta está en contacto con una pared del lumen del sujeto, y si está en contacto, un área del contacto.

35 (Las corrientes de ablación de las otras fuentes de corriente en el generador 74 fluye a través de los diferentes electrodos respectivos, y cada fuente de corriente tiene su propia impedancia del tejido respectiva. Así, la corriente de ablación de la fuente de corriente 72B fluye a través del electrodo 68B a través de una impedancia del tejido Z_B .)

40 El termopar 75A está montado en el electrodo 68A. El cable de constantán 77A está montado en electrodo 68A. El cable de constantán 77A del termopar está conectado al controlador del sistema 30, que mide el voltaje desarrollado por el termopar y por lo tanto la temperatura del electrodo 68A.

45 Como se ha afirmado anteriormente, el controlador 30 puede seleccionar una de un número de tomas secundarias en el transformador 106A, y lo mismo es verdad para los otros transformadores en el generador 74. La potencia externa disipada por una fuente de corriente dada en su impedancia del tejido respectiva es típicamente sustancialmente dependiente de la toma secundaria seleccionada del transformador respectivo, como se explica con referencia a la Figura 4.

50 La Figura 4 muestra gráficos esquemáticos que ilustran potencia disipada por la fuente 72A en la impedancia del tejido Z_A frente al valor de la impedancia. Los gráficos 150, 152, 154, 156 ilustran respectivamente la potencia disipada en la impedancia del tejido de acuerdo con la toma 1A, 2A, 3A, 4A, del interruptor 108A que es seleccionada. Gráficos sustancialmente similares se aplican para las otras fuentes de corriente del generador 74, y

los expertos en la técnica serán capaces de adaptar la siguiente descripción, *mutatis mutandis*, para las otras fuentes.

5 Se supone que los gráficos se trazan para una situación en donde el amplificador de potencia 104A produce una potencia máxima P_{MAX} igual a 70W. Para cada gráfico, la potencia disipada en el tejido alcanza el máximo cuando la impedancia del circuito secundario utilizado iguala aproximadamente la impedancia del tejido Z_A .

10 Como se describe a continuación con referencia a la Figura 5, el controlador 30 selecciona la toma de acuerdo con la impedancia medida del tejido.

En una realización, ilustrada en la Figura 4, la impedancia del tejido Z_A se supone que varía entre aproximadamente 50Ω y aproximadamente 250Ω , y las tomas 1A, 2A, 3A, 4A están configuradas de tal forma que los máximos de los gráficos cubren el intervalo total de $50\Omega - 250\Omega$.

15 Volviendo a la Figura 3, la consideración del circuito de la fuente 72A muestra que las tomas secundarias y los condensadores pueden formar un número de diferentes circuitos LC paralelos. En realizaciones de la presente invención, los valores de los condensadores C1A, C2A, C3A, y/o C4A se eligen de tal forma que para cada toma, se pueda configurar un circuito LC paralelo, usando los interruptores 108A, 116A, 118A, 120A, que es resonante a la frecuencia de ablación f_{1b1A} . De manera similar, para las otras fuentes de corriente, se puede configurar otro circuito LC paralelo, por la elección apropiada de la toma y los condensadores del circuito, que sea resonante a la frecuencia de ablación respectiva F_{ab1} de la fuente.

25 Durante la ablación, la salida del amplificador de potencia 104A está típicamente predominantemente en la frecuencia de ablación. Sin embargo, el amplificador también produce armónicos y subarmónicos de la frecuencia de ablación, y uno o más de estos pueden corresponder con una o más de las frecuencias posibles. Cuando esto tiene lugar, causa errores en la posición medida de la punta distal.

30 Realizaciones de la presente invención superan el problema causado por la producción de armónicos y subarmónicos configurando, para una toma secundaria dada, que la toma sea parte de un circuito LC paralelo que es resonante a la frecuencia de ablación f_{abi} de la fuente respectiva. La configuración es por la selección de uno o más condensadores para que estén en paralelo con la toma. El circuito paralelo formado actúa como una impedancia alta a esta frecuencia, y causa consecuentemente poca o ninguna reducción en la potencia de ablación administrada al tejido sometido a ablación. Sin embargo, debido a la diferencia en las frecuencias entre la frecuencia de ablación f_{ab1} y las frecuencias de posicionamiento, el circuito paralelo actúa como una impedancia baja en las frecuencias de posicionamiento. Consecuentemente, el circuito paralelo cortocircuita y filtra efectivamente las frecuencias de posicionamiento, negando así cualquier error que sea causado de otra manera por los armónicos o subarmónicos de la frecuencia de ablación correspondiente con una frecuencia de posicionamiento.

40 Además, la multiplicidad de tomas disponibles permita a la toma que es elegida para el circuito LC paralelo ser óptima respecto a la impedancia del tejido. En otras palabras, la toma para el circuito LC puede ser seleccionada para coincidir aproximadamente con la impedancia del tejido, de tal forma que se administre potencia máxima al tejido. Así, como se describe a continuación con respecto al diagrama de flujo de la Figura 5, la misma toma secundaria se usa para filtrar las frecuencias de posicionamiento y para coincidir con la impedancia del tejido.

45 La Figura 5 es un diagrama de flujo 200 de un procedimiento de ablación realizado por el facultativo 28. En un paso inicial 202, el facultativo introduce la punta distal del catéter 22 en el lumen 23, suponiendo en la presente a modo de ejemplo que comprende la aurícula izquierda del corazón 24. Como se ha explicado anteriormente con referencia a la Figura 1, el controlador del sistema 30 determina las coordenadas de posición de la punta distal en base a las corrientes medidas a los parches 52-58, y presenta la posición de la punta distal al facultativo usando el GUI 38.

50 En un primer paso de ajuste del procedimiento 204, el facultativo selecciona un conjunto de ablaciones a ser realizadas en el procedimiento. La selección típicamente comprende elegir que electrodos de ablación 68 van a ser usados en el procedimiento, y la potencia a ser disipada por cada electrodo. Además, se puede establecer una potencia total máxima general, por ejemplo 400W, que va a ser disipada en el tejido por todos los electrodos de ablación durante el procedimiento. En la siguiente descripción, a modo de ejemplo se supone que la potencia a ser disipada por cada electrodo está ajustada a P_{max} . El facultativo puede también establecer, para cada electrodo, si la ablación va a ser unipolar o bipolar. En el caso de ablación bipolar, el facultativo selecciona el electrodo de retorno a ser usado.

60 En un segundo paso de ajuste del procedimiento 206, el controlador del sistema establece cada interruptor de selección de modo 124A, 124B, ... de acuerdo con la selección hecha en el paso 204. El controlador mide entonces una impedancia del tejido para cada electrodo que va a ser usado en el procedimiento. La medición puede ser hecha por el controlador que opera cada amplificador de potencia 104A, 104B, ... bajo condiciones no ablativas conocidas, y midiendo la corriente en los electrodos de ablación respectivos, y el voltaje a través de los electrodos, usando elementos de detección 112A, 112B, ...

65

De la impedancia medida para cada electrodo el controlador usa los interruptores de selección de tomas 108A, 108B, ..., para seleccionar la toma para cada fuente de corriente respectiva necesaria para que cada electrodo disipe la P_{max} , como se describe anteriormente con referencia a la Figura 4.

Para cada fuente de corriente respectiva el controlador también conecta uno o más condensadores en paralelo con la toma seleccionada, usando los interruptores de los condensadores. Por ejemplo, para la fuente de corriente 72B el controlador activa uno o más interruptores 116B, 118B, 120B, 122B. Los condensadores son seleccionados de tal forma que, junto con la toma, forman un circuito resonante paralelo que resuena a la frecuencia de ablación.

En un paso de ablación de partida 208, el facultativo comienza con la ablación del tejido en el lumen, haciendo que el controlador opere los amplificadores de potencia 104A, 104B, .. a condiciones de ablación. Mientras se está realizando la ablación, el controlador continúa siguiendo las coordenadas de posición de la punta distal en base a las corrientes medidas a los parches 52-58, y la posición de la punta distal continúa siendo presentada en el GUI 38.

En un paso de ablación de continuación 210, mientras el facultativo está realizando la ablación, el controlador mide la potencia disipada en cada electrodo usando los elementos de detección 112A, 112B, ... Según sea necesario, para cada electrodo el procesador cambia la toma en el transformador correspondiente, y la capacitancia a través de la toma, para mantener las condiciones de disipación de potencia establecidas en el paso 204. La ablación en cada electrodo típicamente continúa hasta que se para por el facultativo. Alternativa o adicionalmente, el procesador para la ablación en un electrodo particular cuando se alcanza una temperatura preestablecida, medida por el termopar 75A, 75B, ... en contacto con el electrodo.

La consideración de la descripción anterior ilustra que los elementos de los circuitos paralelos para cada fuente de corriente son seleccionados independientemente para satisfacer múltiples condiciones. La toma de un circuito dado es seleccionada de acuerdo con la potencia disipada en la impedancia del tejido presentada al electrodo de ablación de la fuente de corriente. La capacitancia es seleccionada de tal manera que la inductancia de la toma, tomada junto con la capacitancia, actúe sustancialmente como un circuito abierto en la frecuencia de ablación, y como un cortocircuito en las frecuencias de posicionamiento. La misma toma es por lo tanto usada para la impedancia que coincide con el tejido y para la filtración de las frecuencias de ablación y posicionamiento.

Las realizaciones descritas anteriormente con referencia a la Figura 3 han supuesto que cada fuente de corriente comprende un transformador con tomas secundarias seleccionables, dando diferentes inductancias. Cada fuente de corriente también tiene una capacitancia seleccionable en paralelo con la toma secundaria. Algunas realizaciones de la presente invención tienen típicamente, para cada fuente de corriente, una inductancia preseleccionada en paralelo con una capacitancia preseleccionada, el valor de la inductancia y de la capacitancia siendo elegidos para resonar con la frecuencia de ablación generada por la fuente de corriente particular. Para alterar la potencia disipada por el electrodo acoplado para recibir la frecuencia de ablación, se puede usar un método diferente del descrito anteriormente, y que será familiar para los expertos en la técnica, como alterar la ganancia de la potencia amplificada de la fuente de corriente.

Las realizaciones descritas anteriormente ejemplifican el principio de que suministrar la potencia de ablación a uno o más electrodos a diferentes frecuencias permite la medición y el control de la potencia disipada, por cada fuente de corriente de un sistema de ablación, en tejido corporal en contacto con el uno o más electrodos. La medición y el control pueden ser realizados individualmente y simultáneamente para cada fuente.

Se apreciará que las realizaciones descritas anteriormente se citan a modo de ejemplo, y que la presente invención no está limitada a lo que se ha mostrado y descrito de forma particular anteriormente en la presente. Sino que, el ámbito de la presente invención incluye tanto combinaciones como subcombinaciones de las varias características descritas anteriormente en la presente, así como variaciones y modificaciones de las mismas que se les ocurrirán a los expertos en la técnica al leer la anterior descripción y como se define en las reivindicaciones.

Aspectos divulgados en la presente:

Aspecto1

Un método, que comprende:

acoplar un bobinado primario de un transformador para recibir potencia de entrada;
configurar una primera pluralidad de tomas secundarias de un bobinado secundario del transformador para suministrar potencia eléctrica a una frecuencia de ablación a un electrodo en contacto con el tejido corporal para realizar la ablación del tejido, el tejido teniendo una impedancia;
proporcionar una segunda pluralidad de condensadores;

seleccionar una de las tomas secundarias y al menos uno de los condensadores en respuesta a la impedancia y la frecuencia de ablación; y conectar la toma secundaria seleccionada al seleccionado al menos uno de los condensadores.

5 Aspecto 2

El método de acuerdo con el aspecto 1, en donde la toma secundaria seleccionada y al menos uno de los condensadores están conectados en paralelo para formar un circuito que resuena a la frecuencia de ablación.

10 Aspecto 3

El método de acuerdo con el aspecto 2, y que comprende medir una posición de una sección de un catéter que comprende el electrodo usando corrientes de posicionamiento generadas en la sección, en donde la frecuencia de ablación es al menos cuatro veces una frecuencia de las corrientes de posicionamiento.

15 Aspecto 4

El método de acuerdo con el aspecto 3, y que comprende medir la posición de la sección mientras se realiza la ablación del tejido.

20 Aspecto 5

El método de acuerdo con el aspecto 3, en donde las corrientes de posicionamiento comprenden corrientes de la sección en el tejido.

25 Aspecto 6

El método de acuerdo con el aspecto 3, en donde las corrientes de posicionamiento se generan en respuesta a un campo magnético alterno en proximidad a la sección.

30 Aspecto 7

El método de acuerdo con el aspecto 3, en donde la toma secundaria seleccionada y al menos un condensador están conectados en paralelo para formar un circuito que filtre la frecuencia de las corrientes de posicionamiento.

35 Aspecto 8

El método de acuerdo con el aspecto 1, en donde la toma secundaria es seleccionada de modo que un nivel deseado de la potencia eléctrica es una potencia máxima en base a la potencia de entrada.

40 Aspecto 9

Un método, que comprende:

45 operar una primera pluralidad de fuentes de corriente a frecuencias respectivas diferentes, cada fuente de corriente comprendiendo:

50 un transformador respectivo que tiene un bobinado primario acoplado para recibir potencia de entrada y un bobinado secundario que tiene una segunda pluralidad de tomas secundarias configuradas para suministrar potencia eléctrica respectiva a un electrodo respectivo en contacto con el tejido corporal, el tejido teniendo una impedancia respectiva; y una tercera pluralidad de condensadores; y

55 seleccionar, para cada fuente de corriente, una de las tomas secundarias de las mismas y al menos uno de los condensadores de las mismas en respuesta a la impedancia respectiva de las mismas y a la frecuencia respectiva de la fuente de corriente y, para cada fuente de corriente, conectar la toma secundaria seleccionada de la misma al seleccionado al menos uno de los condensadores de la misma.

60 Aspecto 10

El método de acuerdo con el aspecto 9, en donde una suma de niveles deseados de la potencia eléctrica respectiva es igual a una potencia general preestablecida para ser disipada en el tejido.

65 Aspecto 11

Un método, que comprende:

5 suministrar una primera potencia de ablación a una primera frecuencia y una segunda potencia de ablación a una segunda frecuencia diferente de la primera frecuencia; recibir con al menos un electrodo la primera y la segunda potencias de ablación simultáneamente; y disipar la primera y la segunda potencias de ablación en el tejido corporal en contacto con el al menos un electrodo.

Aspecto 12

10 El método de acuerdo con el aspecto 11, en donde el al menos un electrodo comprende un electrodo individual.

Aspecto 13

15 El método de acuerdo con el aspecto 12, en donde el electrodo individual está configurado como uno de un primer electrodo fuente y un primer electrodo de retorno para la primera potencia de ablación, y como uno de un segundo electrodo fuente y un segundo electrodo de retorno para la segunda potencia de ablación.

Aspecto 14

20 El método de acuerdo con el aspecto 11, en donde el al menos un electrodo comprende un primer electrodo acoplado para recibir la primera potencia de ablación y un segundo electrodo para recibir la segunda potencia de ablación.

25 Aspecto 15

30 El método de acuerdo con el aspecto 14, en donde el primer electrodo está configurado como un electrodo fuente para la primera potencia de ablación y como un electrodo de retorno para la segunda potencia de ablación, y en donde el segundo electrodo está configurado como un electrodo fuente para la segunda potencia de ablación.

REIVINDICACIONES

1. Aparato, que comprende:

5 una fuente de corriente (72A), que comprende:

un transformador (106A) que tiene un bobinado primario (105A) acoplado para recibir potencia de entrada y un bobinado secundario (107A) que tiene una primera pluralidad de tomas secundarias (1A, 2A, 3A, 4A) configuradas para suministrar potencia eléctrica a una frecuencia de ablación a un electrodo (68A) en contacto con el tejido corporal para realizar la ablación del tejido, el tejido teniendo una impedancia; y una segunda pluralidad de condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A); y
 10 un controlador (30), configurado para seleccionar una de las tomas secundarias (1A, 2A, 3A, 4A) y al menos uno de los condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A) en respuesta a la impedancia y la frecuencia de ablación, y para conectar la toma secundaria (1A, 2A, 3A, 4A) seleccionada al seleccionado al menos uno de los condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A); y
 15 en donde la toma secundaria (1A, 2A, 3A, 4A) seleccionada y al menos un condensador (C1A, C2A, C3A, C4A) están conectados en paralelo para formar un circuito que resuena a la frecuencia de ablación; y
 el controlador (30) está configurado para medir una posición de una sección de un catéter que comprende el electrodo (68A) usando corrientes de posicionamiento generadas en la sección, y en donde la
 20 frecuencia de ablación es al menos cuatro veces una frecuencia de las corrientes de posicionamiento.

2. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el controlador (30) está configurado para seleccionar sólo uno de los condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A) para cada toma secundaria (1A, 2A, 3A, 4A) respectiva seleccionada.
 25

3. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el controlador (30) está configurado para medir la posición de la sección mientras se realiza la ablación del tejido.
 30

4. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde las corrientes de posicionamiento comprenden corrientes de la sección en el tejido.
 35

5. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde las corrientes de posicionamiento se generan en respuesta a un campo magnético alterno en la proximidad de la sección.
 40

6. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la toma secundaria (1A, 2A, 3A, 4A) seleccionada y al menos un condensador (C1A, C2A, C3A, C4A) están conectados en paralelo para formar un circuito que filtre la frecuencia de las corrientes de posicionamiento.
 45

7. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la toma secundaria (1A, 2A, 3A, 4A) es seleccionada de modo que un nivel deseado de la potencia eléctrica sea una potencia máxima en base a la potencia de entrada.
 50

8. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el controlador (30) está configurado para medir la impedancia antes de realizar la ablación del tejido, o mientras se somete a ablación el tejido.
 55

9. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende:

una primera pluralidad de fuentes de corriente (72A, 72B) operativas a frecuencias respectivas diferentes, cada fuente de corriente comprendiendo:

un transformador (106A, 106B) respectivo que tiene un bobinado primario (105A, 105B) acoplado para recibir potencia de entrada y un bobinado secundario (107A, 107B) que tiene una pluralidad de tomas secundarias (1A, 2A, 3A, 4A, 1B, 2B, 3B, 4B) configuradas para suministrar potencia eléctrica respectiva a un electrodo (68A, 68B) respectivo en contacto con el tejido corporal, el tejido teniendo una impedancia respectiva; y
 una tercera pluralidad de condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A, C1B, C2B, C3B, C4B); y
 un controlador (30) configurado para seleccionar, por cada fuente de corriente una de las tomas secundarias (1A, 2A, 3A, 4A, 1B, 2B, 3B, 4B) de las mismas y al menos uno de los condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A, C1B, C2B, C3B, C4B) de las mismas en respuesta a la impedancia respectiva de las mismas y la frecuencia respectiva de la fuente de corriente (72A, 72B) y, para cada fuente de corriente (72A, 72B), conectar la toma secundaria(1A, 2A, 3A, 4A, 1B, 2B, 3B, 4B) seleccionada de las mismas con el seleccionado al menos uno de los condensadores (C1A, C2A, C3A, C4A, C1B, C2B, C3B, C4B) de las mismas.
 60

10. El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en donde una suma de niveles deseados de la potencia eléctrica respectiva es igual a una potencia general preestablecida para ser disipada en el tejido.
 65

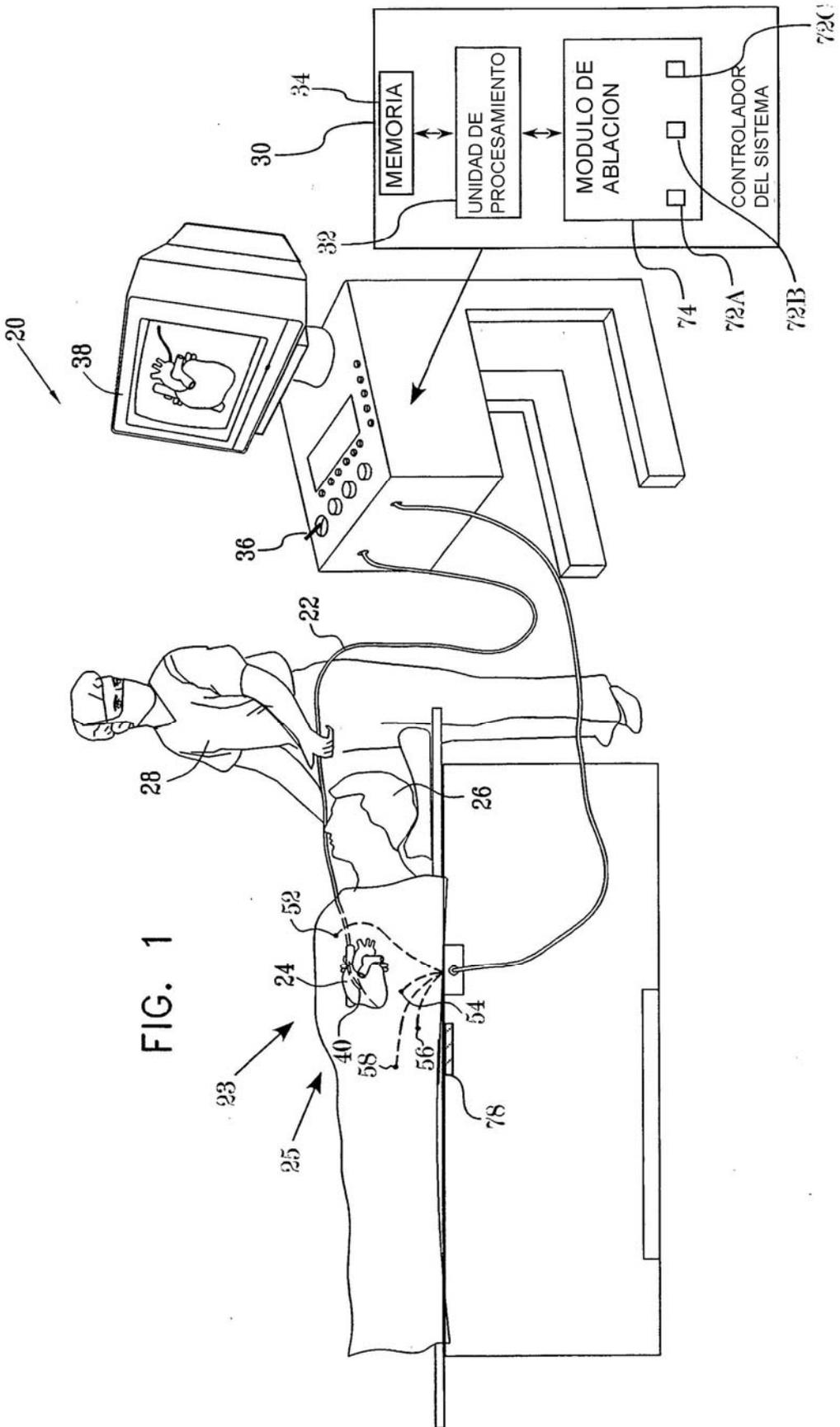
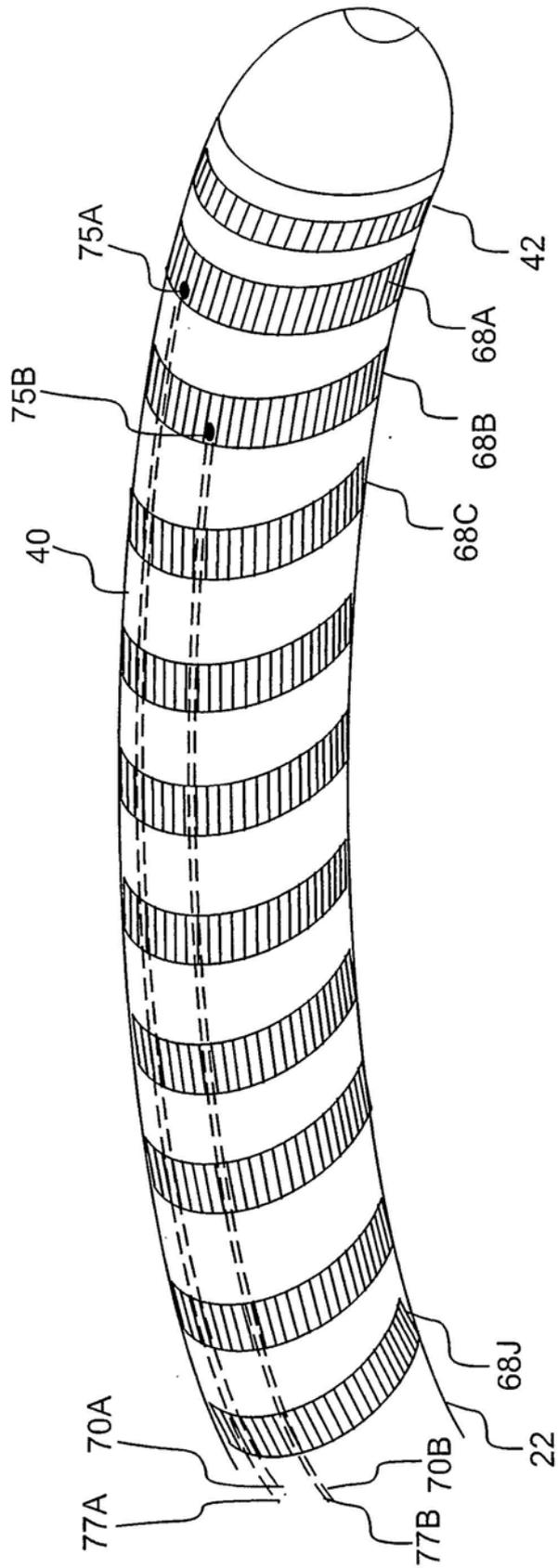


FIG. 1

FIG. 2



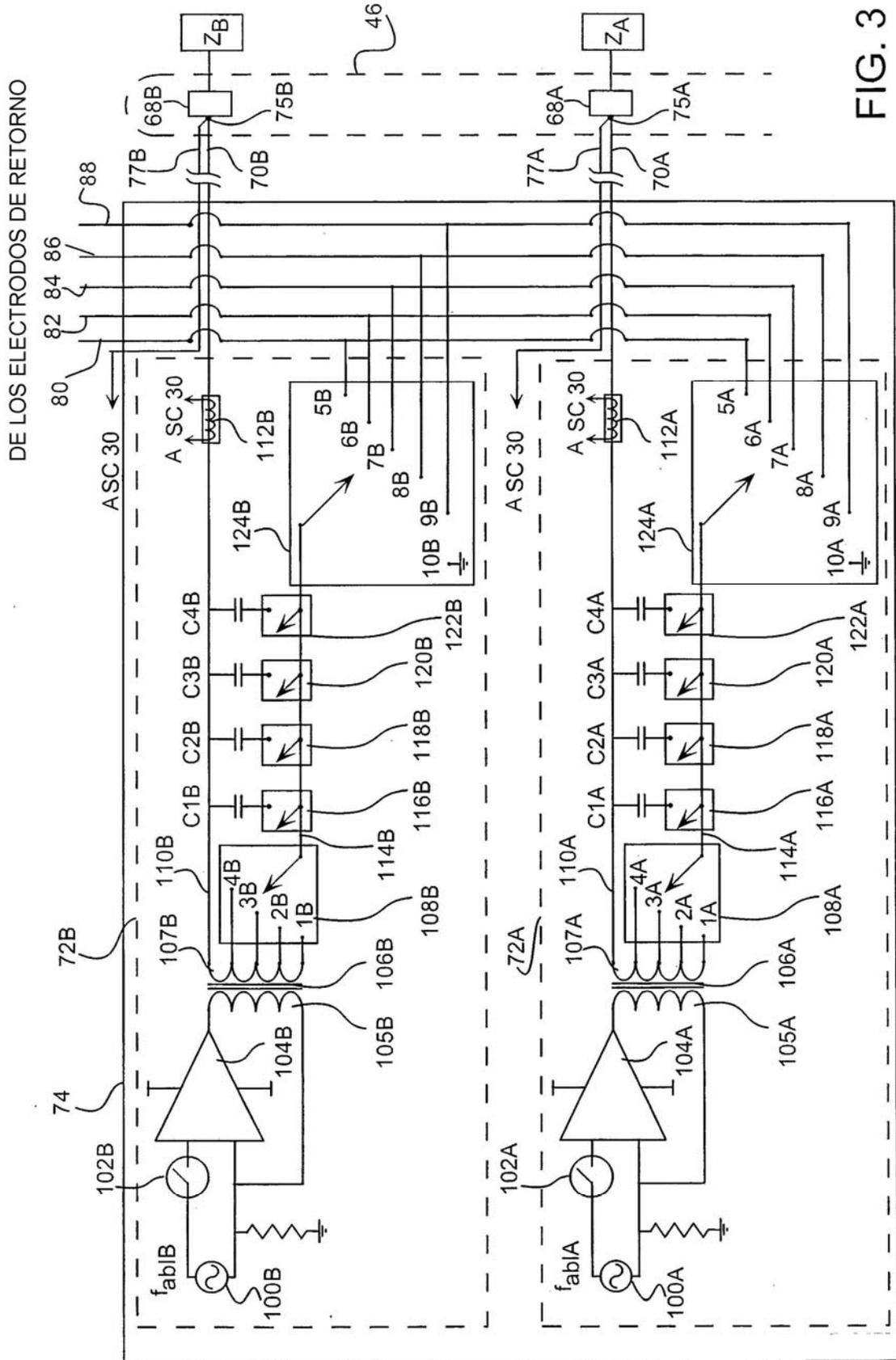


FIG. 3

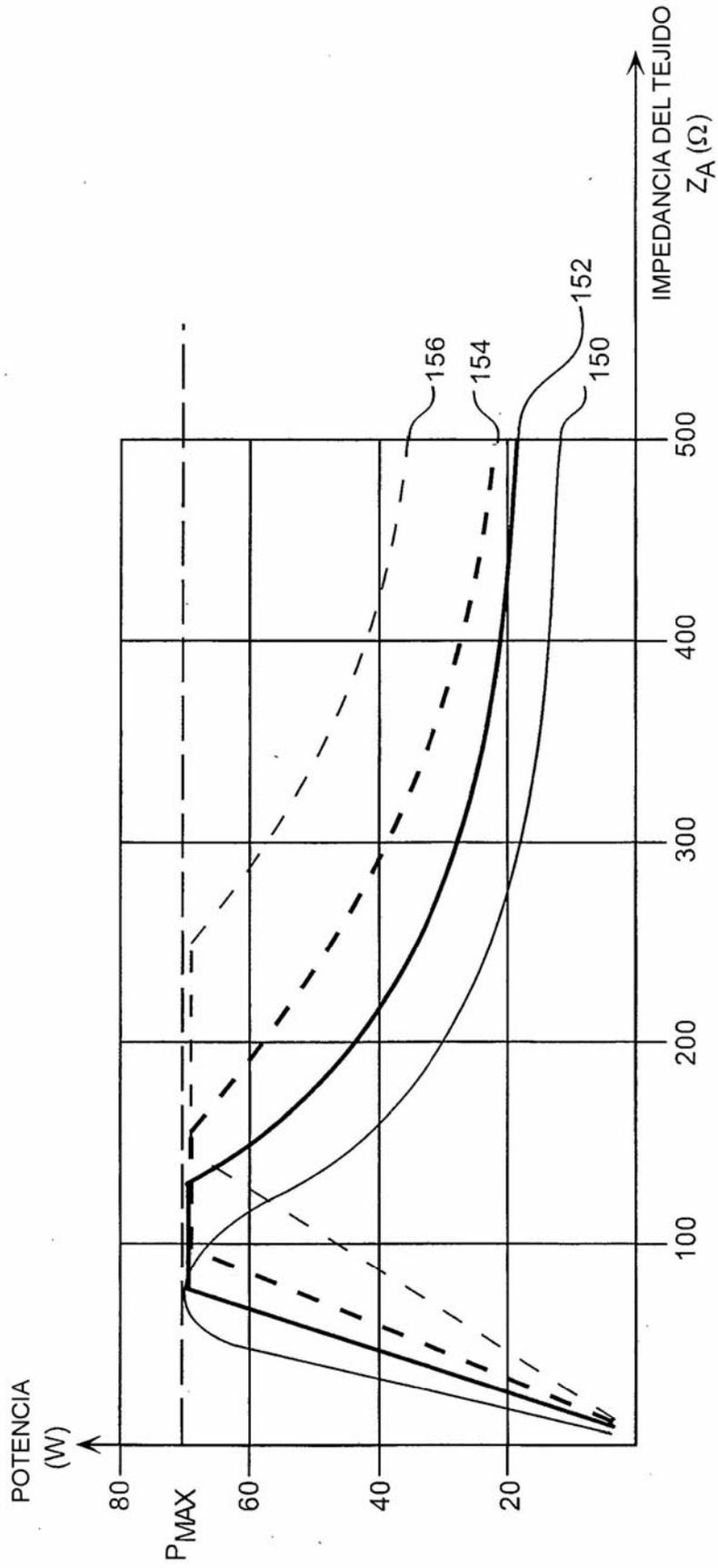


FIG. 4

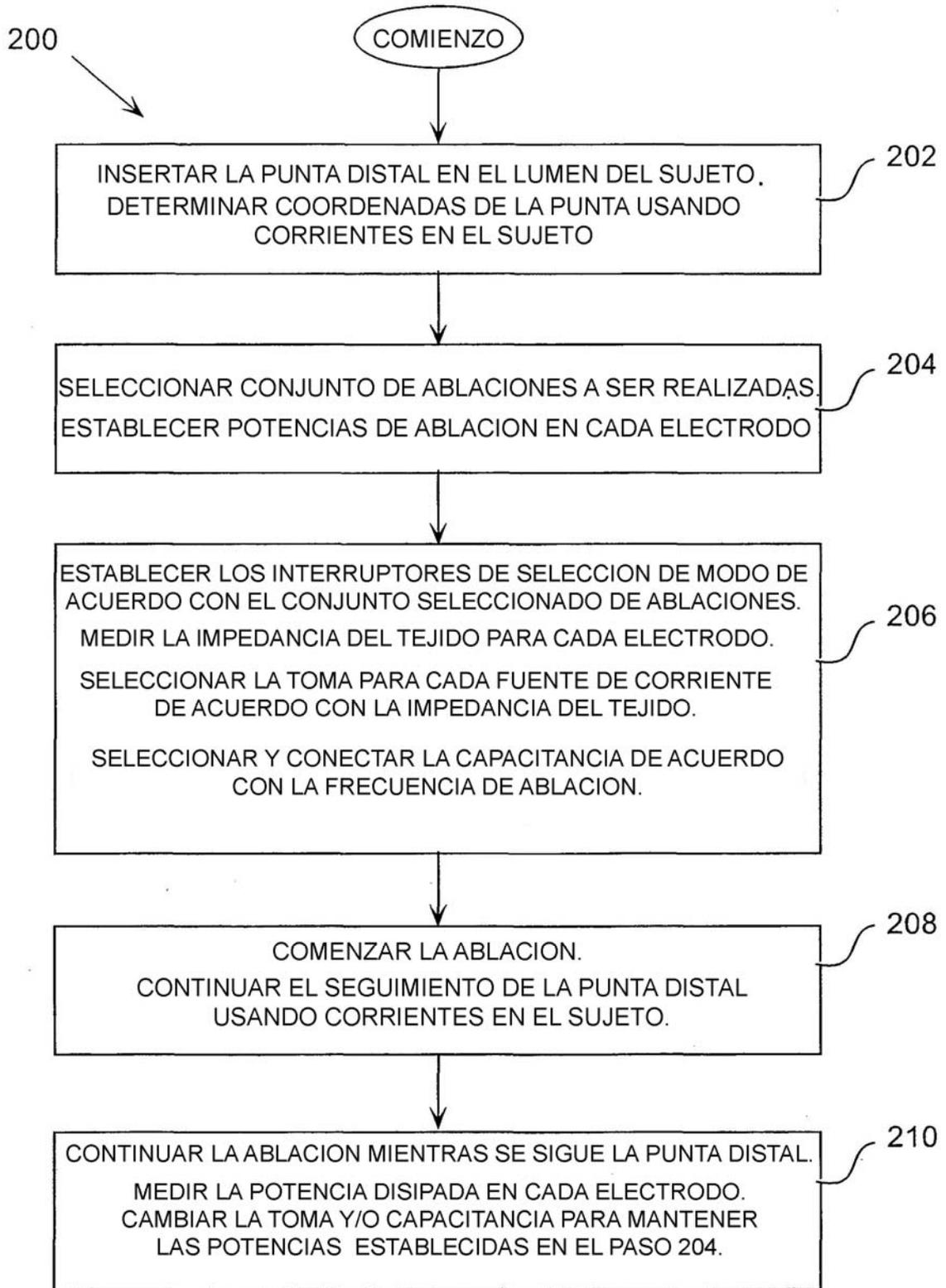


FIG. 5