



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 345 900**

51 Int. Cl.:  
**A61B 5/06** (2006.01)  
**A61B 5/053** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06253573 .7**  
96 Fecha de presentación : **07.07.2006**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1743573**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **17.01.2007**

54 Título: **Medición de la impedancia relativa.**

30 Prioridad: **08.07.2005 US 177861**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**05.10.2010**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**05.10.2010**

73 Titular/es: **Biosense Webster, Inc.**  
**3333 Diamond Canyon Road**  
**Diamond Bar, California 91765, US**

72 Inventor/es: **Osadchy, Daniel**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 345 900 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

Medición de la impedancia relativa.

5 **Campo de la invención**

La presente invención versa en general acerca del seguimiento del movimiento de un objeto situado dentro de un cuerpo vivo, y, específicamente, acerca del seguimiento de objetos usando mediciones de impedancia.

10 **Antecedentes de la invención**

Muchos procedimientos médicos implican la introducción de un objeto en el cuerpo de un paciente y la detección del movimiento del objeto. Para soportar estos procedimientos, en la técnica anterior se han desarrollado o se han diseñado diversos sistemas de detección de la posición.

15 Por ejemplo, las patentes estadounidenses 5.697.377 y 5.983.126, de Wittkampf, describen un sistema en el cual se aplican a través del paciente tres señales alternantes sustancialmente ortogonales. Se equipa un catéter con un electrodo medidor, que, para procedimientos cardiacos, es coloca en diversos emplazamientos, ya sea contra la pared del corazón del paciente o dentro de una vena o de una arteria coronarias. Se detecta una tensión entre la punta del catéter y un electrodo de referencia, preferentemente un electrodo de superficie sobre el paciente. Se usan tres canales de proceso para desglosar tres componentes como señales  $x$ ,  $y$  y  $z$ , a partir de los cuales se efectúan cálculos para la determinación de la ubicación tridimensional de la punta del catéter dentro del cuerpo.

25 La patente estadounidense 5.944.022, de Nardella, describe un sistema similar para la detección de la posición de un catéter. El sistema incluye tres conjuntos de electrodos de excitación, estando dispuesto un conjunto en cada uno de tres ejes que se cruzan. Un procesador de señales mide una tensión indicativa de la impedancia entre un electrodo de detección dispuesto sobre el catéter y cada uno de los tres conjuntos de señales de excitación para determinar la coordenada X, la coordenada Y y la coordenada Z del catéter.

30 Se dan a conocer procedimientos adicionales para la detección de la impedancia a lo largo de ejes entre electrodos de excitación en la patente estadounidense 5.899.860, de Pfeiffer, la patente estadounidense 6.095.150, de Panescu, la patente estadounidense 6.456.864, de Swanson, y la patente estadounidense 6.050.267, de Nardella.

35 Las mediciones de la impedancia se usan también para evaluar el contacto entre un electrodo y un tejido interior del cuerpo. Por ejemplo, se describen procedimientos para determinar el contacto entre un electrodo de catéter y un tejido interno, basados en la impedancia entre el electrodo del catéter y un retorno de electrodo, en la patente estadounidense 5.935.079, de Swanson, *et al.*, en la patente estadounidense 5.836.990, de Li, en la patente estadounidense 5.447.529, de Marchlinski, *et al.*, y en la patente estadounidense 6.569.160, de Goldin, *et al.* La patente estadounidense 5.341.807, de Nardella, describe un sistema para detectar cuándo un electrodo de ablación entre en contacto con un tejido del endocardio, que utiliza circuitos separados para la monitorización de la posición y para la monitorización del contacto con el tejido. Cuando el electrodo de ablación toca tejido interno, aumenta la impedancia de la superficie corporal al electrodo debido a que hay una cantidad menor del electrodo en contacto con el fluido electrolítico (es decir, la sangre) que generalmente rodea la sonda.

45 Se conoce un procedimiento según el preámbulo de la reivindicación 1 gracias al manual "Operating instructions general devices Model EIM 105-30 Hz Prep-check Electrode Impedance Meter".

**Resumen de la invención**

50 Las realizaciones de la presente invención proporcionan aparatos y procedimientos eficientes para calibrar y para estabilizar sistemas basados en la impedancia para efectuar un seguimiento de un objeto intracorpóreo.

55 El documento estadounidense 2006/0173251 describe un sistema de seguimiento de posiciones en el que se usan mediciones de la impedancia entre una sonda intracorpórea y la superficie del cuerpo de un paciente para hacer un seguimiento de la posición de la sonda. Estas mediciones conllevan el paso de una corriente entre un electrodo fijado a la sonda y varios electrodos en la superficie corporal. Tales mediciones son sensibles a variaciones en el contacto eléctrico de los electrodos de la superficie corporal, así como a variaciones en el grado de contacto entre el electrodo de la sonda y el tejido interno.

60 El contacto del electrodo de la superficie corporal puede fluctuar debido a factores como el sudor y una elevación parcial del electrodo. El movimiento de la sonda puede poner el electrodo de la sonda en contacto con un tejido interno, causando con ellos cambios repentinos en la impedancia medida desde la superficie corporal hasta el electrodo de la sonda. Tanto el factor del contacto de los electrodos superficiales como el del contacto con el tejido interno pueden afectar la estabilidad de las mediciones de la posición.

65 En algunas realizaciones de la presente invención, la calidad del contacto de los electrodos de la superficie corporal se calibra periódicamente para corregir las fluctuaciones en el contacto. En las realizaciones dadas a conocer, la calibración se lleva a cabo midiendo la corriente entre pares de electrodos de la superficie corporal. Estas corrientes son

## ES 2 345 900 T3

indicativas de la impedancia total de la trayectoria de la corriente a través del cuerpo entre los electrodos, incluyendo la impedancia del contacto del electrodo. Las técnicas descritas en lo que sigue del presente documento se usan para extraer de múltiples mediciones de corriente un factor de calibración para el contacto del electrodo de la superficie corporal de cada electrodo. Típicamente, el procedimiento se repite a intervalos regulares para mantener una calibración precisa.

Realizaciones adicionales de la presente invención proporcionan medios y procedimientos para corregir las variaciones de la impedancia debidas al contacto con tejidos internos. Para lograr esta corrección, se hace un seguimiento del electrodo de la sonda por medio de una medida relativa de la impedancia, no absoluta. La impedancia relativa se mide comparando la impedancia desde el electrodo de la sonda hasta un electrodo de la superficie corporal con la suma de varias impedancias medidas entre el electrodo de la sonda y varios electrodos respectivos de la superficie corporal. Cuando las impedancias medidas con los varios electrodos de la superficie corporal cambian en la misma cantidad relativa, el cambio se atribuye al contacto con el tejido interno y el cambio se elimina del cálculo de la ubicación.

Por lo tanto, se proporciona, según una realización de la presente invención, un procedimiento para calibrar la impedancia que incluye:

acoplar al menos unos electrodos primero, segundo y tercero en ubicaciones respectivas a una superficie corporal de un sujeto;

medir una primera corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y segundo de la superficie corporal;

medir una segunda corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y tercero de la superficie corporal; y

deducir un factor de contacto indicativo de la impedancia entre al menos uno de los electrodos de la superficie corporal y la superficie corporal usando las corrientes primera y segunda.

Típicamente, la deducción del factor de contacto incluye la determinación de un valor de impedancia relativa usando una relación entre la primera corriente y una suma de las corrientes primera y segunda. En algunas realizaciones, la deducción del factor de contacto incluye la determinación de tres o más valores de la impedancia relativa y la resolución de un conjunto de ecuaciones lineales cuyos parámetros incluyen los tres o más valores y las distancias entre los electrodos de la superficie corporal.

Típicamente, al menos uno de los electrodos primero, segundo y tercero de la superficie corporal incluye un parche adhesivo conductor.

También se proporciona, según una realización de la presente invención, un aparato para calibrar la impedancia que incluye:

al menos unos electrodos primero, segundo y tercero adaptados para ser acoplados en ubicaciones respectivas a una superficie corporal de un sujeto; y

una unidad de control, adaptada para medir una primera corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y segundo de la superficie corporal, para medir una segunda corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y tercero de la superficie corporal, y para deducir un factor de contacto indicativo de la impedancia entre al menos uno de los electrodos de la superficie corporal y la superficie corporal usando las corrientes primera y segunda.

Preferentemente, la unidad de control está adaptada para deducir el factor de contacto determinando un valor de impedancia relativa usando una relación entre la primera corriente y una suma de las corrientes primera y segunda.

En algunas realizaciones preferidas, la unidad de control está adaptada para determinar tres o más valores de la impedancia relativa y deducir un factor de contacto resolviendo un conjunto de ecuaciones lineales cuyos parámetros comprenden los tres o más valores y las distancias entre los electrodos de la superficie corporal.

En realizaciones adicionales preferidas, el aparato incluye una sonda que incluye un cuarto electrodo y que está adaptada para ser insertada en el cuerpo. La unidad de control está adaptada, además, para medir una tercera corriente a través del cuerpo entre el cuarto electrodo y al menos uno de los electrodos de la superficie corporal, y para detectar una posición de la sonda en respuesta tanto al factor de contacto de al menos uno de los electrodos de la superficie corporal como a la tercera corriente.

En algunas realizaciones preferidas, la unidad de control está adaptada para detectar la posición determinando una distancia relativa entre la sonda y el al menos un electrodo de la superficie corporal.

## ES 2 345 900 T3

Se proporciona también, según una realización de la presente invención, un aparato para la detección de la posición, que comprende:

5 una sonda que comprende un electrodo de sonda y que está adaptada para ser insertada en el cuerpo de un sujeto;

unos electrodos primero, segundo y tercero adaptados para ser acoplados en ubicaciones respectivas a una superficie corporal de un sujeto; y

10 una unidad de control, adaptada para medir una primera corriente que pasa por el cuerpo entre el electrodo de sonda y el primer electrodo de la superficie corporal, para medir una segunda corriente que pasa por el cuerpo entre el electrodo de sonda y el segundo electrodo de la superficie corporal, para calcular una relación entre las corrientes primera y segunda, y para seguir el movimiento de la sonda dentro del cuerpo en respuesta a la relación, en el que la unidad de control está adaptada para seguir el movimiento de la sonda determinando un  
15 valor de la impedancia relativa entre el electrodo de sonda y cada uno de los electrodos de la superficie corporal.

En realizaciones preferidas dadas a conocer, la unidad de control está adaptada para determinar el valor de la impedancia relativa calculando un cociente entre la primera corriente y la suma de las corrientes primera y segunda.

20 En algunas realizaciones preferidas, la unidad de control está adaptada para deducir al menos dos valores de impedancia relativa y para seguir el movimiento de la sonda resolviendo un conjunto de ecuaciones lineales cuyos parámetros comprenden los valores de la impedancia relativa.

25 En realizaciones preferidas adicionales, la unidad de control está adaptada para determinar que un cambio en las corrientes primera y segunda que no cambia significativamente la relación entre las corrientes primera y segunda es indicativo del contacto del electrodo de la sonda con tejidos de impedancia cambiante dentro del cuerpo y no debido al movimiento de la sonda. Típicamente, la relación entre las corrientes primera y segunda es indicativa de una impedancia relativa entre la sonda y los electrodos primero y segundo de la superficie corporal.

### 30 **Breve descripción de los dibujos**

Se entenderá más plenamente la presente invención a partir de la siguiente descripción detallada de las realizaciones de la misma, tomada conjuntamente con los dibujos, en los cuales:

35 la Fig. 1 es una ilustración esquemática gráfica de un sistema de seguimiento de una posición, según una realización de la presente invención;

40 la Fig. 2 es una vista esquemática en detalle que muestra la interacción entre electrodos sobre y catéter y sobre la superficie corporal, según una realización de la presente invención; y

45 la Fig. 3 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente los procedimientos de la calibración de la conductancia de los electrodos de la superficie corporal y del seguimiento del movimiento del catéter, según una realización de la presente invención.

### **Descripción detallada de las realizaciones**

50 La Fig. 1 es una ilustración esquemática gráfica de un sistema 20 de seguimiento de una posición, según una realización de la presente invención. Tal como se describe en la solicitud de patente estadounidense 11/030,934, mencionada anteriormente, el seguimiento de la posición basado en la impedancia del sistema 20 se lleva a cabo insertando una sonda, como un catéter 22, en una cavidad corporal interna, como una cámara de un corazón 24 de un sujeto 26. Típicamente, el catéter se usa para un tratamiento diagnóstico o terapéutico llevado a cabo por el médico 28, como trazar un mapa de los potenciales eléctricos del corazón o llevar a cabo una ablación de tejido cardiaco. Alternativamente, el catéter u otro dispositivo intracorpóreo pueden usarse con otros fines, por sí mismos o en conjunto  
55 con otros dispositivos de tratamiento.

60 La punta distal del catéter 22 comprende al menos un electrodo 48. El electrodo 48 puede ser de cualquier forma y tamaño adecuados, y puede usarse también con otros fines, como la detección electrofisiológica o la ablación. El electrodo está conectado mediante un cable con circuitería de control y medición en una unidad 30 de control.

65 Hay acoplada una pluralidad de electrodos de superficie corporal, como parches cutáneos adhesivos 32, 34, 36 y 38 (a los que en lo sucesivo se denominará parches 32-38) a una superficie corporal (por ejemplo, la piel) de la persona 26. Los parches 32-38 pueden colocarse en cualquier emplazamiento conveniente sobre la superficie corporal en las inmediaciones del procedimiento médico. Típicamente, los emplazamientos de los parches cutáneos están separados entre sí. Por ejemplo, para las aplicaciones cardiacas, los parches 32-38 se colocan típicamente alrededor del pecho de la persona 26.

## ES 2 345 900 T3

Los parches 32-38 también están conectados por cables a la unidad 30 de control. La unidad de control determina las coordenadas de la posición del catéter 22 dentro del corazón 24 en base a las corrientes medidas entre el catéter y cada uno de los parches 32-38 tal como se describe en lo que sigue del presente documento. La unidad de control hace funcionar un monitor 42, que muestra la posición del catéter dentro del cuerpo. El catéter puede usarse para generar un mapa 44 del corazón, y la posición mostrada del catéter puede superponerse sobre este mapa o sobre otra imagen del corazón.

La Fig. 2 es una vista esquemática en detalle que muestra el catéter 22 dentro del corazón 24, según una realización de la presente invención. Típicamente, el catéter 22 comprende al menos un electrodo 48, tal como se ha descrito en lo que antecede en el presente documento. En la realización ilustrada, el electrodo 48 comunica con uno o más de los parches 32-38. La unidad 30 de control hace pasar una corriente entre el electrodo 48 y uno o más de los parches 32-38. Las corrientes que pasan por uno o más parches (a las que en lo sucesivo denominaremos corrientes de parche) son medidas por uno o más de los circuitos respectivos 52, 54, 56 y 58 de medición de la corriente (que serán denominados en lo sucesivo circuitos 52-58). Típicamente, un circuito de medición está configurado para estar fijado a un parche de la superficie corporal, o, alternativamente, para estar situado dentro de la unidad 30 de control.

Las corrientes medidas por los circuitos 52-58 son indicativas de impedancias entre el catéter y los respectivos parches. Usando los procedimientos descritos más abajo con referencia a la Fig. 3, las corrientes medidas pueden usarse para calcular parámetros de la impedancia relativa, que, a su vez, se usan para deducir las coordenadas del catéter.

La Fig. 3 es un diagrama de flujo que ilustra esquemáticamente un procedimiento para hacer seguimiento del catéter 22 dentro del corazón 24, según una realización de la presente invención. El procedimiento comprende una fase 60 de calibración del parche y una fase 66 de seguimiento. Típicamente, la calibración del parche se lleva a cabo inicialmente, antes de que el médico 28 comience a manipular el catéter dentro del cuerpo del paciente. Los factores de calibración deducidos durante la fase 60 de calibración pueden usarse para corregir las mediciones de la posición realizadas durante la fase 66 de seguimiento. Puede usarse la misma configuración de la unidad de control y de los electrodos tanto para la fase 60 de calibración como para la fase 66 de seguimiento.

En la etapa 62 de medición de la fase 60 de calibración, la unidad 30 de control hace pasar sucesivamente corrientes entre los parches 32-38 y obtiene mediciones de corrientes procedentes de los respectivos circuitos de medición. Por ejemplo, puede aplicarse en primer lugar una corriente excitadora de calibración al parche 32. Los otros parches 34, 36 y 38 actúan como disipadores de corriente, de tal modo que la corriente excitadora procedente del parche 32 se divide en tres corrientes de parche de calibración que fluyen por los parches 34, 36 y 38. Las tres corrientes de parche de calibración se miden usando circuitos los circuitos 54, 56 y 58 de medición de corriente, respectivamente. Subsiguientemente, el procedimiento se repite con las corrientes excitadoras procedentes de cada uno de los parches 34, 36 y 38 en turno, y midiendo las corrientes de parches en los otros parches.

En una etapa 64 de cálculo de la fase 60 de calibración, las corrientes medidas en la etapa 62 de medición se usan para deducir factores de calibración que pueden usarse subsiguientemente durante la fase 66 de seguimiento. En general para un circuito en paralelo que comprende un conjunto de  $N$  parches, cuando se hace pasar una corriente  $I$  desde un parche  $j$  a los demás  $N - 1$  parches del conjunto, la corriente medida en un parche  $i$  puede representarse como  $I_{ij}$ , y está relacionada con la corriente  $I$  de excitación de la calibración mediante la ecuación:

$$(1) \quad I_{ij} = I \frac{\sigma_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \sigma_{kj}},$$

expresión en la que  $\sigma_{ij}$  es la conductancia entre pares de parches  $i$  y  $j$ , y el denominador de la ecuación (1) representa la conductancia del circuito completo en paralelo, que es la suma de las conductancias entre el parche  $j$  y cada uno de los demás  $N - 1$  parches del conjunto. La corriente  $I_{ij}$  del parche de calibración también puede escribirse en términos de  $R_{ij}$ , la impedancia entre pares de parches  $i$  y  $j$ , como sigue:

$$(2) \quad I_{ij} = I \frac{1/R_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N 1/R_{kj}}.$$

Para  $N$  parches, hay  $N(N - 1)$  pares de parches ordenados  $(i, j)$  para los que pueden medirse los valores  $I_{ij}$ .

## ES 2 345 900 T3

La impedancia  $R_{ij}$  se modela aproximadamente como

$$(3) \quad R_{ij} = G \cdot C_i \cdot C_j \cdot d_{ij},$$

5 expresión en la que  $C_i$  es un factor de contacto para el parche  $i$ ,  $C_j$  es un factor de contacto para el parche  $j$ ,  $d_{ij}$  es la distancia entre los parches  $i$  y  $j$ , y  $G$  es una constante general que representa la resistividad del medio.

10 Los valores para las distancias,  $d_{ij}$ , pueden determinarse usando procedimientos de detección de la posición o de medición manual. Los factores de contacto,  $C_i$ , que son indicativos de la impedancia entre la piel y el parche, representan el efecto de varios fenómenos, incluyendo el área de la superficie del parche, propiedades de la piel como la humedad y la salinidad, y los efectos de la impedancia relacionados con los circuitos 52-58 no ideales de medición de la corriente. Los valores relativos de  $C_i$ , es decir, valores que expresan cada factor de contacto de forma relativa a la suma de todos los factores de contacto, pueden resolverse en término de las corrientes,  $I_{ij}$ , y de las distancias,  $d_{ij}$ .  
15 Subsiguientemente, los valores de  $C_i$  sirven como factores de calibración para la fase 66 de seguimiento.

Un procedimiento para resolver los valores relativos de  $C_i$  consiste en sustituir la ecuación (3) en la ecuación (2), dando el siguiente conjunto de  $N(N - 1)$  ecuaciones simultáneas:

$$20 \quad I_{ij} = \frac{I}{GC_i C_j d_{ij} \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \frac{1}{GC_k C_j d_{kj}}} = \frac{I}{C_i d_{ij} \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \frac{1}{C_k d_{kj}}}.$$

25 El cálculo de los valores de  $C_i$  puede simplificarse calculando un valor intermedio  $\tilde{R}_{ij}$ , que representa la impedancia relativa entre el parche  $j$  y el parche  $i$ . Para una corriente excitadora  $I$  dada entre el parche  $j$  y los demás  $N - 1$  parches,  $\tilde{R}_{ij}$  se define como la impedancia entre el parche  $j$  y el parche  $i$ , dividida por la suma de las impedancias entre el parche  $j$  y cada uno de los demás  $N - 1$  parches. Es decir,  $\tilde{R}_{ij}$  se define como sigue:

$$30 \quad (4) \quad \tilde{R}_{ij} \equiv \frac{R_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N R_{kj}}.$$

35 Sustituir la ecuación (3) en la ecuación (4) da el siguiente conjunto de  $N(N - 1)$  ecuaciones simultáneas:

$$40 \quad (5) \quad \tilde{R}_{ij} = \frac{G \cdot C_i \cdot C_j \cdot d_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N G \cdot C_k \cdot C_j \cdot d_{kj}} = \frac{C_i d_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N C_k d_{kj}}.$$

45 Tal como se muestra en el Apéndice,  $\tilde{R}_{ij}$  puede calcularse en términos de las corrientes del parche medidas para una corriente excitadora dada, como sigue:

$$50 \quad \tilde{R}_{ij} = \frac{1}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \frac{I_{ij}}{I_{kj}}}.$$

55 Así, en el conjunto de ecuaciones (5), se conocen los valores de  $\tilde{R}_{ij}$  y se conocen las distancias  $d_{ij}$ , y, por lo tanto, podemos deducir los restantes valores desconocidos,  $C_i$ . Trasponer las ecuaciones (5) da el siguiente sistema lineal de ecuaciones:

$$60 \quad \tilde{R}_{ij} \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N C_k d_{kj} - C_i d_{ij} = 0.$$

## ES 2 345 900 T3

Dado que  $d_{ii} = 0$  para todos los  $i$ , no se requiere el parámetro  $k \neq j$  del sumatorio. Así, el sistema lineal de ecuaciones puede escribirse como:

$$(6) \quad \tilde{R}_{ij} \sum_{k=1}^N X_k d_{kj} - X_i d_{ij} = 0,$$

expresión en la que  $X_i \equiv C_i$  son los factores de calibración de los parches.

El sistema de ecuaciones (6) puede usarse en la etapa 64 de cálculo para hallar los valores relativos de  $X_i$ . El sistema de ecuaciones es del  $\mathbf{A} \cdot \vec{X}$  tipo en el que  $\mathbf{A}$  es una matriz de  $N(N-1) \times N$  que depende de  $\tilde{R}_{ij}$  y  $d_{ij}$ , y en el que  $\vec{X}$  es un vector que representa los  $N$  valores de  $X_i$ . Como se conoce en la técnica, el análisis de descomposición en valores singulares (DVS) de  $\mathbf{A}$ , o análisis de autovector de la matriz  $N \times N \mathbf{A}^T \mathbf{A}$  proporciona una solución de  $\vec{X}$ .

Los valores relativos de  $\vec{X}$  se usan subsiguientemente durante la fase 66 de seguimiento para evitar que las fluctuaciones en el contacto del electrodo de la superficie corporal afecten las mediciones de la posición.

Durante la fase de seguimiento, la unidad de control hace pasar corrientes desde los electrodos 48 a los parches. Típicamente, a ciertos intervalos durante el procedimiento, la fase 66 de seguimiento se interrumpe y se repite la fase 60 de calibración.

La fase 66 de seguimiento comienza con una etapa 68 de medición, en la que la unidad 30 de control hace pasar una corriente entre el electrodo 48 de catéter y dos o más parches 32-38 y mide las corrientes en cada parche, según el procedimiento descrito más arriba en la Fig. 2.

En una realización de la presente invención, después de que las corrientes entre el electrodo 48 de catéter y los parches respectivos 32-38 se miden en la etapa 68, se calculan las impedancias relativas entre el electrodo de catéter y los parches en una etapa 70 de cálculo de la posición, de una manera similar a la usada para determinar las impedancias relativas entre los parches en la etapa 64. Las impedancias relativas entre el electrodo de catéter y los parches proporcionan una indicación de la posición del catéter, la cual la unidad 30 de control puede presentar acto seguido en el monitor 42, como se muestra en la Fig. 1.

En la etapa 70, típicamente, la unidad de control aplica los factores de calibración de los parches deducidos durante la fase 60 de calibración, aunque la fase 66 de seguimiento también puede llevarse a cabo sin la calibración de los parches. Se usan las impedancias medidas entre el electrodo de catéter y los parches 32-38 (junto con los factores de calibración de los parches) para calcular las distancias relativas entre el electrodo de catéter y cada uno de los parches. Estas distancias pueden usarse entonces para determinar las coordenadas espaciales absolutas del catéter. Las distancias relativas se determinan usando las ecuaciones deducidas en lo que sigue en el presente documento.

La impedancia entre el electrodo de catéter y un parche  $i$  puede modelarse como

$$(7) \quad R_i = G \cdot X_i \cdot C_{cat} \cdot d_i,$$

expresión en la que  $X_i$  es el factor de calibración para el parche  $i$ ,  $C_{cat}$  es una constante de contacto para el electrodo 48 de catéter,  $d_i$  es la distancia entre el parche  $i$  y el electrodo 48 de catéter, y  $G$  es la constante general que representa la resistividad del medio. La corriente que parte del electrodo de catéter y que fluye al parche  $i$  se representa como la corriente  $I_i$  de parche, y se relaciona con la corriente excitadora mediante la ecuación:

$$I_i = I \frac{1/R_i}{\sum_{k=1}^N 1/R_k}.$$

Siguiendo una deducción similar a la descrita más arriba en la etapa 64, pueden determinarse los valores relativos de distancia  $d_i$  generando un conjunto de ecuaciones para las impedancias relativas  $\tilde{R}_{ij}$ , que se define como:

$$(8) \quad \tilde{R}_i \equiv \frac{R_i}{\sum_{k=1}^N R_k}.$$

## ES 2 345 900 T3

Sustituir la ecuación (7) en la ecuación (8) da el siguiente conjunto de  $N$  ecuaciones simultáneas:

$$(9) \quad \tilde{R}_i = \frac{G \cdot X_i \cdot C_{cat} \cdot d_i}{\sum_{k=1}^N G \cdot X_k \cdot C_{cat} \cdot d_k} = \frac{X_i d_i}{\sum_{k=1}^N X_k d_k}.$$

$\tilde{R}_{ij}$  es independiente tanto de la resistividad  $G$  del medio como del contacto  $C_{cat}$  del catéter, es decir, las mediciones de la posición realizadas de esta manera son insensibles a las variaciones de la impedancia causadas por el contacto del catéter con tejidos corporales internos. Siguiendo una deducción similar a la descrita en el Apéndice, puede calcularse  $\tilde{R}_{ij}$  en términos de las corrientes de parches medidas para una corriente excitadora dada, como sigue:

$$(10) \quad \tilde{R}_i = \frac{1}{\sum_{k=1}^N \frac{1}{I_k}}.$$

Por lo tanto, las únicas variables desconocidas en el conjunto de ecuaciones (9) son los valores relativos de  $d_i$ . Trasponer las ecuaciones (9) da el siguiente sistema lineal de ecuaciones:

$$(10) \quad \tilde{R}_i \sum_{k=1}^N X_k d_k - X_i d_i = 0.$$

El sistema de ecuaciones (10) tiene  $N$  incógnitas  $d_i$  y  $N$  ecuaciones, y es del tipo  $\mathbf{A} \cdot \vec{d}$  en el que  $\mathbf{A}$  es una matriz  $N \times N$  que depende de  $\tilde{R}_i$  y  $X_i$ . Las soluciones de los  $N$  valores relativos de  $d_i$  se encuentran mediante análisis de DVS de  $\mathbf{A}$  o mediante análisis de autovector de  $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ .

Si se conoce una posición inicial del catéter, los valores  $d_i$  de las distancias relativas pueden usarse en la etapa 70 de cálculo para deducir el movimiento relativo del catéter desde la posición inicial del catéter.

De forma alternativa o adicional, cuando se usan cuatro o más parches, las coordenadas absolutas del electrodo del catéter pueden calcularse en la etapa 70 de cálculo. Se deducen cuatro parámetros desconocidos, incluyendo las tres coordenadas espaciales del electrodo del catéter, que pueden representarse como un vector  $\vec{q}$ , y una constante multiplicativa,  $\alpha$ , que genera las distancias absolutas a partir de las distancias relativas,  $d_i$ , calculadas más arriba.

Para calcular los cuatro parámetros, se iguala la distancia absoluta entre el electrodo del catéter y el parche  $i$ , representada como  $\alpha \cdot d_i$ , con la diferencia absoluta entre las coordenadas espaciales del electrodo del catéter y del parche  $i$ , lo que puede representarse como  $\|\vec{q} - \vec{p}_i\|$ , expresión en la que  $\vec{p}_i$  es un vector que representa las coordenadas del parche  $i$ . La igualdad proporciona un conjunto de  $N$  ecuaciones de la forma:

$$(11) \quad \|\vec{q} - \vec{p}_i\| = \alpha \cdot d_i.$$

Los valores de  $\vec{q}$  y  $\alpha$  en el conjunto de ecuaciones (11) pueden calcularse usando un algoritmo de minimización, como el procedimiento de los mínimos cuadrados, que puede llevarse a cabo mediante la minimización de la expresión:

$$(12) \quad \sum_{i=1}^N (\|\vec{q} - \vec{p}_i\| - \alpha \cdot d_i)^2.$$

En una realización alternativa de la invención, la impedancia relativa, definida más arriba como una proporción entre una impedancia y la suma de las impedancias, puede definirse como una diferencia entre las impedancias medidas. En otra realización alternativa, puede establecerse una proporción entre una lectura de impedancia en un parche de la superficie corporal y la suma de las lecturas en otros parches.

Cuando el catéter 22 se mueve, cambia la impedancia relativa con respecto a al menos un parche. La medición del cambio en la impedancia relativa permite con ello el seguimiento del catéter.

En cambio, cuando el electrodo 48 de catéter toca un tejido interno, cambian las corrientes del parche, pero los valores de la impedancia relativa no cambian. En consecuencia, tal como se ha señalado más arriba, cuando se usan los

procedimientos descritos más arriba, se reducen los errores en la medición de la posición debido al contacto con los tejidos. Estos procedimientos proporcionan, además, un medio para evaluar el contacto con tejidos internos al detectar cuándo los cambios en la corriente no tienen un reflejo en los cambios de las impedancias relativas.

5 Aunque los procedimientos descritos más arriba se ilustran en el contexto de un sistema basado en un catéter para la diagnosis o el tratamiento de condiciones del corazón, los principios de la presente invención pueden usarse de manera similar en sistemas de seguimiento de la posición para la diagnosis o el tratamiento de otras estructuras corporales, como el cerebro, la columna vertebral, las articulaciones óseas, la vejiga urinaria, el tracto gastrointestinal, la próstata y el útero.

10 Además, aunque la calibración de la impedancia y las técnicas de seguimiento de la posición de las fases 60 y 66 se han descrito en lo que antecede del presente documento como dos partes complementarias de un único procedimiento de seguimiento de la posición, en realizaciones alternativas estas técnicas descritas más arriba pueden usarse independientemente una de otra. Por ejemplo, la técnica de calibración de parches descrita más arriba puede usarse para determinar y medir cambios en las impedancias de electrodos en otros sistemas de seguimiento basado en la impedancia, al igual que en otras técnicas diagnósticas y terapéuticas que usan múltiples electrodos en el cuerpo y/o sobre el mismo. Además, el seguimiento de la posición basado en la impedancia relativa, como en la fase 66 en lo que antecede, es un procedimiento útil para aumentar la precisión y la fiabilidad de las posiciones de posición aun en ausencia de una calibración específica de las impedancias de los electrodos de la superficie corporal.

20 Se apreciará así que las realizaciones descritas más arriba se citan a título de ejemplo, y que la presente invención no está limitada a lo que se ha mostrado y descrito en particular en lo que antecede del presente documento. El alcance de la presente invención está definido en las reivindicaciones.

## 25 Apéndice

### *Deducción de la relación entre la impedancia relativa y las corrientes de los parches*

30 En general, para un circuito en paralelo que comprende un conjunto de  $N$  nodos, como parches de electrodos, en el que se hace pasar una corriente  $I$  desde un nodo  $j$  a los otros  $N - 1$  nodos del conjunto, la corriente medida en un nodo  $i$  puede representarse como  $I_{ij}$ , y está relacionada con las impedancias entre los nodos,  $R_{ij}$ , mediante la ecuación:

$$35 \quad (A1) \quad I_{ij} = I \frac{1/R_{ij}}{\sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}}$$

40 Invertir ambos lados de la ecuación (A1) da una ecuación de la inversa de  $I_{ij}$ , como sigue:

$$45 \quad (A2) \quad \frac{1}{I_{ij}} = \frac{1}{I} \cdot \frac{\sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}}{1/R_{ij}} = \frac{1}{I} \cdot R_{ij} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}$$

50 La suma de las inversas de todas las  $I_{ij}$  para una corriente de excitación dada es  $\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N 1/I_{kj}$ . Dividir ambos lados de

55 (A2) por esta suma da:

$$60 \quad (A3) \quad \frac{\frac{1}{I_{ij}}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N 1/I_{kj}} = \frac{\frac{1}{I} \cdot R_{ij} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N 1/I_{kj}} = \frac{\frac{1}{I} \cdot R_{ij} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \left( \frac{1}{I} \cdot R_{kj} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj} \right)}$$

65

$$= \frac{\frac{1}{I} \cdot R_{ij} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \left( \frac{1}{I} \cdot R_{kj} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj} \right)} = \frac{\frac{1}{I} \cdot R_{ij} \sum_{\substack{n=1 \\ n \neq j}}^N 1/R_{nj}}{\frac{1}{I} \cdot \sum_{\substack{n=1 \\ k \neq j}}^N 1/R_{nj} \sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N 1/R_{kj}} = \frac{R_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N 1/R_{kj}}$$

Tal como se ha descrito en la memoria anterior del presente documento, una impedancia relativa,  $\check{R}_{ij}$ , se define como la impedancia entre el nodo  $j$  y el nodo  $i$ , dividida por la suma de las impedancias entre el nodo  $j$  y cada uno de los demás  $N - 1$  nodos. Así,  $\check{R}_{ij}$  puede expresarse como:

$$(A4) \quad \check{R}_{ij} \equiv \frac{R_{ij}}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N R_{kj}}$$

Sustituir la ecuación (A3) en la ecuación (A4) da una ecuación de  $\check{R}_{ij}$  en términos de  $I_{ij}$ , como sigue:

$$\check{R}_{ij} = \frac{1}{\sum_{\substack{k=1 \\ k \neq j}}^N \frac{1}{I_{kj}}}$$

## REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para calibrar la impedancia, que comprende:

5 acoplar al menos unos electrodos primero, segundo y tercero (32, 34, 36, 38) en ubicaciones respectivas a una superficie corporal de un sujeto (26);

10 medir una primera corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y segundo de la superficie corporal;

medir una segunda corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y tercero de la superficie corporal; y

15 **caracterizado** por:

deducir un factor de contacto indicativo de la impedancia entre al menos uno de los electrodos de la superficie corporal y la superficie corporal usando las corrientes primera y segunda.

20 2. El procedimiento según la reivindicación 1 en el que la deducción del factor de contacto comprende determinar un valor de impedancia relativa usando una relación entre la primera corriente y una suma de las corrientes primera y segunda.

25 3. El procedimiento según la reivindicación 2 en el que la deducción del factor de contacto comprende determinar tres o más valores de la impedancia relativa y resolver un conjunto de ecuaciones lineales cuyos parámetros comprenden los tres o más valores y las distancias entre los electrodos de la superficie corporal.

30 4. El procedimiento según la reivindicación 1 en el que al menos uno de los electrodos primero, segundo y tercero de la superficie corporal comprende un parche adhesivo conductor.

5. Un aparato para calibrar la impedancia, que comprende:

35 al menos unos electrodos primero, segundo y tercero (32, 34, 36, 38) adaptados para ser acoplados en ubicaciones respectivas a una superficie corporal de un sujeto (26);

40 una unidad (30) de control, adaptada para medir una primera corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y segundo de la superficie corporal, para medir una segunda corriente que pasa por el cuerpo entre los electrodos primero y tercero de la superficie corporal, y **caracterizado** porque la unidad de control está adaptada para deducir un factor de contacto indicativo de la impedancia entre al menos uno de los electrodos de la superficie corporal y la superficie corporal usando las corrientes primera y segunda.

45 6. El aparato según la reivindicación 5 en el que la unidad de control está adaptada para deducir el factor de contacto determinando un valor de impedancia relativa usando una relación entre la primera corriente y una suma de las corrientes primera y segunda.

50 7. El aparato según la reivindicación 5 en el que la unidad de control está adaptada para determinar tres o más valores de la impedancia relativa y deducir un factor de contacto resolviendo un conjunto de ecuaciones lineales cuyos parámetros comprenden los tres o más valores y las distancias entre los electrodos de la superficie corporal.

55 8. El aparato según la reivindicación 5 y que comprende una sonda (22) adaptada para ser insertada en el cuerpo, en el que la sonda comprende un cuarto electrodo (48) y en el que la unidad de control está adaptada, además, para medir una tercera corriente a través del cuerpo entre el cuarto electrodo y al menos uno de los electrodos de la superficie corporal, y para detectar una posición de la sonda en respuesta tanto al factor de contacto de al menos uno de los electrodos de la superficie corporal como a la tercera corriente.

60 9. El aparato según la reivindicación 8 en el que la unidad de control está adaptada para detectar la posición determinando una distancia relativa entre la sonda y el al menos un electrodo de la superficie corporal.

10. Un aparato para la detección de la posición, que comprende:

65 una sonda (22) que comprende un electrodo (48) de sonda y que está adaptada para ser insertada en el cuerpo de un sujeto (26);

unos electrodos primero, segundo y tercero (32, 34, 36, 38) adaptados para ser acoplados en ubicaciones respectivas a una superficie corporal de un sujeto (26); y

## ES 2 345 900 T3

una unidad (30) de control, adaptada para medir una primera corriente que pasa por el cuerpo entre el electrodo de sonda y el primer electrodo de la superficie corporal, para medir una segunda corriente que pasa por el cuerpo entre el electrodo de sonda y el segundo electrodo de la superficie corporal, para calcular una relación entre las corrientes primera y segunda, y para seguir el movimiento de la sonda dentro del cuerpo en respuesta a la relación; y

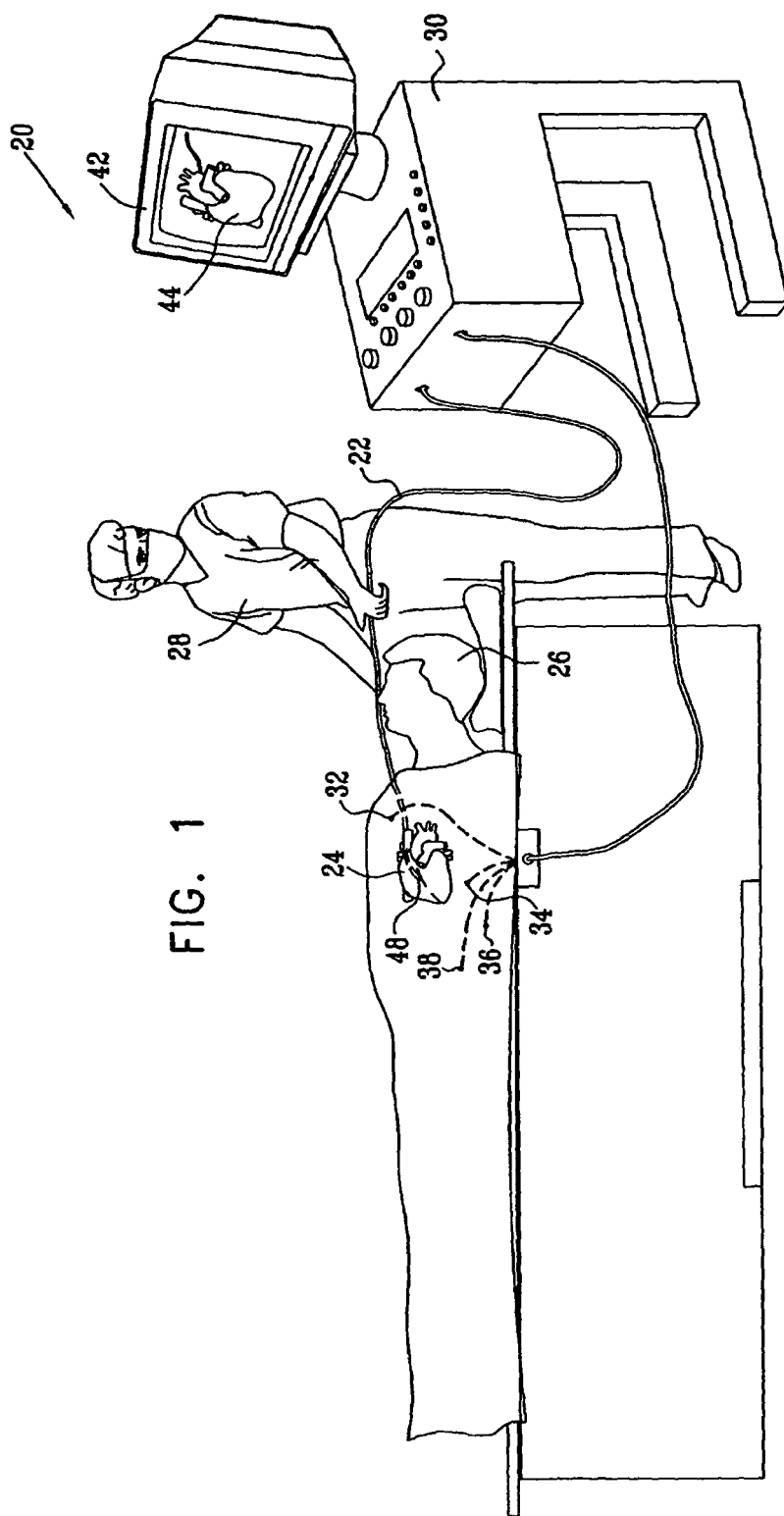
**caracterizado** porque la unidad de control está adaptada para seguir el movimiento de la sonda determinando un valor de la impedancia relativa entre el electrodo de sonda y cada uno de los electrodos de la superficie corporal.

11. El aparato según la reivindicación 10 en el que la unidad de control está adaptada para determinar el valor de la impedancia relativa calculando un cociente entre la primera corriente y la suma de las corrientes primera y segunda.

12. El aparato según la reivindicación 10 en el que la unidad de control está adaptada para deducir al menos dos valores de impedancia relativa y para seguir el movimiento de la sonda resolviendo un conjunto de ecuaciones lineales cuyos parámetros comprenden los valores de la impedancia relativa.

13. El aparato según la reivindicación 10 en el que la unidad de control está adaptada para determinar que un cambio en las corrientes primera y segunda que no cambia significativamente la relación entre las corrientes primera y segunda es indicativo del contacto del electrodo de la sonda con tejidos de impedancia cambiante dentro del cuerpo y no debido al movimiento de la sonda.

14. El aparato según la reivindicación 13 en el que la relación entre las corrientes primera y segunda es indicativa de una impedancia relativa entre la sonda y los electrodos primero y segundo de la superficie corporal.



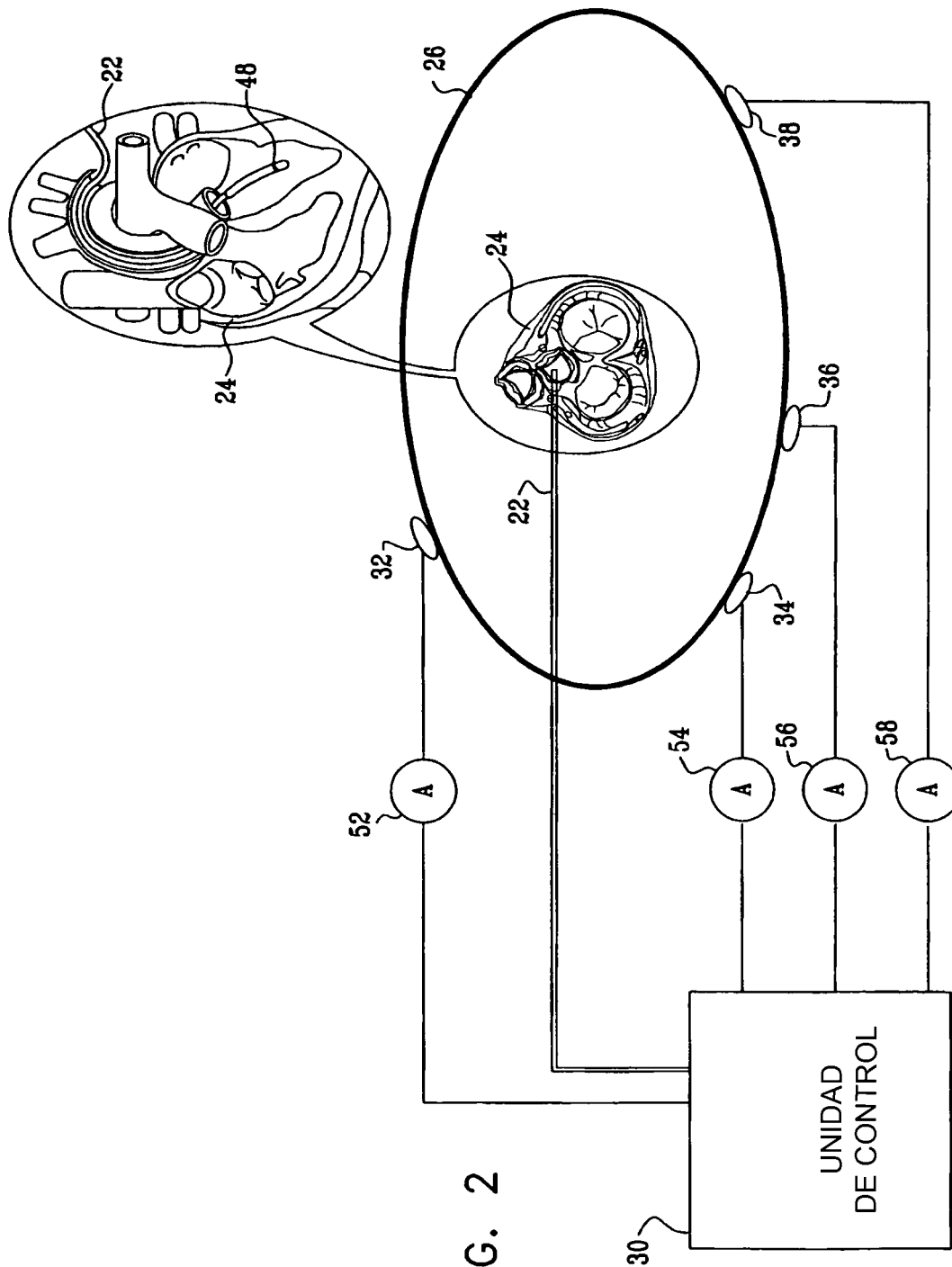


FIG. 3

