(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 739 664**

(51) Int. CI.:

A61B 5/042 (2006.01)
A61B 5/053 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.12.2015 E 15200942 (9)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.06.2019 EP 3033995**

(54) Título: **Electrodos de catéter intracardiaco insensibles a los campos lejanos**

(30) Prioridad:

18.12.2014 US 201462093773 P
02.11.2015 US 201514929990

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
03.02.2020

(73) Titular/es:

BIOSENSE WEBSTER (ISRAEL) LTD. (100.0%)
4 Hatnufa Street
2066717 Yokneam, IL

(72) Inventor/es:

LEVIN, MICHAEL;
BAR-TAL, MEIR y
ULTCHIN, YIGAL

(74) Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

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

Electrodos de catéter intracardiaco insensibles a los campos lejanos

REFERENCIAS CRUZADAS CON OTRAS SOLICITUDES RELACIONADAS

[0001] La presente Solicitud reivindica el beneficio de la Solicitud Provisional de EE. UU. nº 62/093,773, presentada el 18 de diciembre de 2014.

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

1. Campo de la invención

[0002] La presente invención está relacionada con la fisiología cardíaca. Más particularmente, la presente invención está relacionada con el análisis o evaluación de la propagación eléctrica en el corazón.

2. Descripción de la técnica relacionada

[0003] Las arritmias cardíacas como la fibrilación auricular son una causa importante de muerte y morbilidad. La Patente de EE. UU. nº 5,546,951 y la Patente de EE. UU. nº 6,690,963, ambas de común asignación y ambas de Ben Haim, y la Solicitud PCT WO 96/05768 desvelan métodos para detectar una propiedad eléctrica del tejido del corazón -o tejido cardíaco-, por ejemplo la hora de activación local, como una función de la ubicación precisa dentro del corazón. La información se obtiene mediante uno o más catéteres que tienen sensores eléctricos y sensores de ubicación o localización en sus puntas distales y que se hacen avanzar hasta el corazón. En las Patentes de EE. UU. de común asignación nº 6,226,542 y nº 6,301,496, ambas de Reisfeld, se desvelan métodos para crear un mapa de la actividad eléctrica del corazón basándose en esta información. Tal y como se señala en estas patentes, normalmente la ubicación y la actividad eléctrica se miden inicialmente en aproximadamente entre 10 y 20 puntos de la superficie interior del corazón. Así, generalmente estos puntos de datos son suficientes para generar un mapa o reconstrucción preliminar de la superficie cardíaca. A menudo, el mapa preliminar se combina con los datos tomados en otros puntos adicionales a fin de generar un mapa más completo de la actividad eléctrica del corazón. De hecho, en entornos clínicos, no es inusual acumular datos de 100 o más sitios para generar un mapa completo y detallado de la actividad eléctrica de las cámaras del corazón. Después, el mapa detallado generado puede servir de base para decidir un plan de acción terapéutico, por ejemplo la ablación tisular, a fin de modificar la propagación de la actividad eléctrica del corazón y restaurar el ritmo cardíaco normal.

[0004] Pueden usarse catéteres que contienen sensores de posición para determinar la trayectoria de diversos puntos en la superficie cardíaca. Estas trayectorias pueden usarse para inferir características de movimiento como la contractilidad del tejido. Tal y como se desvela en la Patente de EE. UU. nº 5,738,096, de Ben Haim, pueden obtenerse mapas que representan estas características de movimiento si se toman muestras de la información de las trayectorias en un número suficiente de puntos en el corazón.

[0005] Normalmente, la actividad eléctrica en un punto del corazón se mide haciendo avanzar un catéter con múltiples electrodos para medir la actividad eléctrica en múltiples puntos de la cámara cardíaca simultáneamente. El registro obtenido a partir de potenciales eléctricos que varían con el tiempo y que se miden mediante uno o más electrodos se denomina 'electrograma'. Los electrogramas pueden medirse mediante terminales unipolares o bipolares y se usan, por ejemplo, para determinar el comienzo de la propagación eléctrica en un punto, conocido como 'tiempo de activación local' u 'hora de activación local'.

[0006] Los sensores situados en una cámara del corazón pueden detectar la actividad eléctrica de campos lejanos, es decir, la actividad eléctrica del entorno que se origina lejos de los sensores, la cual puede distorsionar u ocultar la actividad eléctrica local, es decir, las señales que se originan en o cerca de la ubicación de los sensores. La Publicación de Solicitud de Patente de EE. UU. de común asignación nº 2014/0005664, de Govari et al., desvela la distinción de un componente local en una señal de electrodo intracardíaca -gracias al tejido con el que está en contacto el electrodo- respecto a una contribución de campo remoto a la señal, y explica que es posible controlar un procedimiento terapéutico aplicado al tejido en respuesta al componente local disntinguido o diferenciado.

[0007] La Publicación de Solicitud de Patente de EE. UU. nº 2014/0187991, de Thakur et al., propone un método para mapear una cámara del corazón detectando las señales de activación de la actividad fisiológica intrínseca mediante diversos electrodos situados en la cámara del corazón o cerca de esta. El método incluye aislar los eventos o sucesos de onda R en las señales de activación, generar una plantilla de activación de campos lejanos que sea representativa de un componente de señal de activación de campo lejano básandose en los sucesos de onda R, y filtrar la plantilla de activación de campos lejanos respecto a las señales de activación para identificar los componentes de señales de activación de campos cercanos presentes en las señales de activación.

[0008] Recibir señales de electrograma desde catéteres intracardíacos es complicado debido a los componentes no deseados de señales de campos lejanos que se mezclan con las señales eléctricas de campos cercanos. En este

entorno, las señales de campos cercanos indican una activación local, es decir, la propagación de una señal a través de una región local y que es detectada por los electrodos. La detección de la activación local se usa ampliamente como indicador electrofisiológico del estado local del corazón. Las señales eléctricas de campos lejanos no contienen ninguna información útil sobre la activación local del corazón y solo perturban las mediciones.

[0009] WO 00/57947 desvela un sensor bipolar para estimar el tiempo de duración potencial de la acción del tejido muscular.

[0010] WO 2014/085405 A1 describe un sistema de catéteres para medir las propiedades eléctricas del tejido.

[0011] WO 2014/047068 A1 describe un mapa y un catéter de ablación frío de circuito cerrado.

RESUMEN DE LA INVENCIÓN

[0012] La influencia negativa de las señales de campo lejano aumenta con la distancia entre los electrodos intracardíacos de medición y el endocardio. Si bien el uso de configuraciones de electrodos bipolares atenúa este efecto, en muchos tipos de estudios electrofisiológicos es importante medir los potenciales de activación local unipolares.

[0013] De acuerdo con las realizaciones desveladas de la invención, se colocan electrodos de guardia alrededor de los electrodos de medición de un catéter cardíaco.

[0014] De acuerdo con las realizaciones de la invención, se proporciona un equipo o aparato que incluye un catéter y un conjunto de electrodos situados en la porción distal del catéter. El conjunto de electrodos incluye un electrodo de detección conectado a un receptor remoto y al menos un electrodo de guardia conectado a tierra que está separado del electrodo de detección mediante un hueco o espacio. El electrodo de detección está delimitado en al menos dos lados mediante el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra.

[0015] De acuerdo con un aspecto adicional del equipo o aparato, el electrodo de detección tiene una anchura y el hueco o espacio es la mitad de dicha anchura.

[0016] De acuerdo con un aspecto adicional del equipo, el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra son electrodos de anillo que rodean la circunferencia de la porción distal del catéter.

[0017] De acuerdo con otro aspecto del equipo, el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra se elevan por encima de la superficie externa del catéter.

[0018] De acuerdo con un aspecto del equipo, el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra tienen su respectiva anchura, de manera que la elevación del electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra sobre la superficie externa del catéter es menor que sus respectivas anchuras.

[0019] De acuerdo con un aspecto del equipo, el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra están alineados con la superficie externa del catéter.

[0020] De acuerdo con un aspecto adicional del equipo, el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra es un único electrodo que rodea el electrodo de detección.

[0021] Asimismo, se proporciona un método que consiste en introducir en el corazón de un sujeto vivo un catéter que tiene un conjunto de electrodos situados en la porción distal del catéter. El conjunto de electrodos incluye un electrodo de detección conectado a un receptor remoto y al menos un electrodo de guardia conectado a tierra que está separado del electrodo de detección mediante un hueco o espacio. El electrodo de detección está delimitado en al menos dos lados mediante el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra. Asimismo, el método se lleva a cabo recibiendo señales provenientes del electrodo de detección del receptor.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS DIFERENTES VISTAS DE LAS ILUSTRACIONES

[0022] Para una mejor comprensión de la presente invención, se hace referencia -a modo de ejemplo- a la descripción detallada de la invención, que debe tenerse en cuenta junto con las siguientes ilustraciones, de manera que los elementos o componentes iguales o similares se indican mediante números de referencia iguales o similares, y de manera que:

La Figura 1 (FIG. 1) es una ilustración gráfica de un sistema para detectar la actividad eléctrica en el corazón de un sujeto vivo de acuerdo con una realización de la invención;
La Figura 2 es un diagrama esquemático de un conjunto de electrodos situados en el eje central de un catéter cardíaco de acuerdo con una realización de la presente invención;
La Figura 3 es una vista transversal esquemática a través del eje longitudinal de la porción distal de un

catéter cardíaco de acuerdo con una realización de la invención;
La Figura 4 es una vista lateral esquemática de la disposición de un electrodo situado en la porción distal de un catéter cardíaco de acuerdo con una realización de la invención;
La Figura 5 es una vista en planta esquemática de la disposición de un electrodo situado en la porción distal de un catéter cardíaco de acuerdo con una realización alternativa de la invención; y
Las Figuras 6-17 son ejemplos de simulación que muestran los efectos sobre el componente de campo lejano de un electrograma intracardíaco a medida que la altura de los electrodos de guardia varía entre 0,2 y 10 mm.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCIÓN

[0023] En la siguiente descripción, se ofrecen numerosos detalles específicos a fin de proporcionar una comprensión completa de los diversos principios de la presente invención. Sin embargo, para aquellas personas versadas en la materia resultará evidente que no todos estos detalles son estrictamente necesarios para poner en práctica la invención. En este caso, los circuitos, la lógica de control y los detalles de las instrucciones de programas informáticos para procesos y algoritmos convencionales (todos ellos muy conocidos) no se han mostrado detalladamente para no dificultar los conceptos generales de manera innecesaria. La invención queda definida y delimitada por las reivindicaciones anexas, de manera que la descripción únicamente tiene propósitos ilustrativos.

Información general del sistema

[0024] Refiriéndonos ahora a las ilustraciones, inicialmente se hace referencia a la Figura 1, que es una ilustración gráfica de un sistema 10 para evaluar o analizar la actividad eléctrica y realizar procedimientos ablativos en el corazón 12 de un sujeto vivo que se fabrica y funciona de acuerdo con una realización desvelada de la presente invención. El sistema comprende un catéter 14 que un técnico u operador 16 introduce percutáneamente a través del sistema vascular del paciente hasta una cámara o estructura vascular del corazón 12. El operador 16, que habitualmente es un médico, pone la punta distal del catéter 18 en contacto con la pared cardíaca, por ejemplo en el sitio de ablación deseado. Pueden prepararse mapas de activación eléctrica de acuerdo con los métodos desvelados en las Patentes de EE. UU. n^{os} 6,226,542 y 6,301,496, y en la Patente de EE. UU. de común asignación nº 6,892,091. Un producto comercial que incluye elementos del sistema 10 está disponible con el nombre de CARTO® 3 System de la mano de Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, California, 91765, Estados Unidos. Aquellas personas versadas en la materia pueden modificar este sistema para incluir los principios de la invención que se describen en el presente documento.

[0025] Las zonas o áreas que se determinan como anormales, por ejemplo gracias a la evaluación de los mapas de activación eléctrica, pueden ablacionarse mediante la aplicación de energía térmica, por ejemplo mediante el paso de corriente eléctrica de radiofrecuencia a través de cables situados en el catéter hasta uno o más electrodos situados en la punta distal 18 que aplican al miocardio la energía de radiofrecuencia. La energía es absorbida por el tejido, que se calienta hasta un punto (normalmente, alrededor de 50º C) en el que pierde de forma permanente su excitabilidad eléctrica. Cuando sale bien, este procedimiento crea lesiones no conductoras en el tejido cardíaco que interrumpen las vías eléctricas anormales que causan la arritmia. Los principios de la invención pueden aplicarse a diferentes cámaras del corazón para diagnosticar y tratar muchas arritmias cardíacas diferentes.

[0026] Normalmente, el catéter 14 comprende una manija o empuñadura 20, de manera que esta tiene los controles adecuados que permiten al operador 16 dirigir, posicionar y orientar el extremo distal del catéter de la manera que desee para realizar la ablación. Para ayudar al operador 16, la porción distal del catéter 14 contiene sensores de posición (no se muestran) que proporcionan señales a un procesador 22 situado en una consola 24. El procesador 22 puede desempeñar diversas funciones de procesamiento, tal y como se describe más adelante.

[0027] La energía de ablación y las señales eléctricas pueden enviarse al corazón 12 -y desde el corazón 12- a través de uno o más electrodos de ablación 32 situados en o cerca de la punta distal 18 mediante un cable 34 y hasta la consola 24. Las señales de ritmo y otras señales de control pueden enviarse desde la consola 24 a través del cable 34 y los electrodos 32 hasta el corazón 12. Los electrodos de detección 33, que también están conectados a la consola 24, están situados entre los electrodos de ablación 32 y tienen conexiones con el cable 34.

[0028] Las conexiones por medio de cables 35 conectan la consola 24 con los electrodos de superficie corporal 30 y otros componentes de un subsistema de posicionamiento que registra las coordenadas de orientación y ubicación del catéter 14. El procesador 22, u otro procesador (no se muestra), puede ser un componente del subsistema de posicionamiento. Los electrodos 32 y los electrodos de superficie corporal 30 pueden usarse para medir la impedancia de los tejidos en el sitio de ablación, tal y como explica la Patente de EE. UU. nº 7,536,218, de Govari et al., que se incorpora al presente documento mediante referencia. Un sensor de temperatura (no se muestra), normalmente un termopar o un termistor, puede montarse en o cerca de cada uno de los electrodos 32.

[0029] Normalmente, la consola 24 contiene uno o más generadores de energía de ablación (o generadores de potencia de ablación) 25. El catéter 14 puede estar adaptado para conducir energía ablativa hasta el corazón usando cualquier técnica de ablación conocida, por ejemplo, energía de radiofrecuencia, energía de ultrasonidos y energía lumínica producida por láser. Estos métodos se desvelan en las Patentes de EE. UU. de común asignación

n^{os} 6,814,733, 6,997,924 y 7,156,816.

[0030] En una realización, el subsistema de posicionamiento comprende una disposición de rastreo de posición magnético que determina la posición y la orientación del catéter 14 generando campos magnéticos con un volumen de trabajo predeterminado y detectando estos campos en el catéter mediante el uso de bobinas generadoras de campos 28. El subsistema de posicionamiento se describe en la Patente de EE. UU. nº 7,756,576 y en la Patente de EE. UU. nº 7,536,218 mencionada anteriormente.

[0031] Tal y como se ha señalado anteriormente, el catéter 14 está unido a la consola 24, lo cual permite que el operador 16 observe y regule las funciones del catéter 14. La consola 24 incluye un procesador, preferiblemente un ordenador con los circuitos de procesamiento de señales adecuados. El procesador se conecta para controlar un monitor o pantalla 29. Normalmente, los circuitos de procesamiento de señales reciben, amplifican, filtran y digitalizan las señales provenientes del catéter 14, incluyendo las señales generadas por sensores -como sensores eléctricos, de temperatura o de fuerza de contacto- y diversos electrodos de detección de ubicación (no se muestran) situados distalmente en el catéter 14. La consola 24 y el sistema de posicionamiento reciben y utilizan las señales digitalizadas para calcular la posición y la orientación del catéter 14 y analizar las señales eléctricas de los electrodos.

[0032] Para generar mapas electroanatómicos, normalmente el procesador 22 comprende un generador de mapas electroanatómicos, un programa para registrar imágenes, un programa para analizar imágenes o datos y una interfaz gráfica de usuario que está diseñada para mostrar información gráfica en el monitor 29.

[0033] Normalmente, el sistema 10 incluye otros elementos o componentes que no se muestran en las figuras por razones de claridad. Por ejemplo, el sistema 10 puede incluir un monitor de electrocardiograma (ECG) conectado para recibir señales de uno o más de los electrodos de superficie corporal, de manera que proporciona una señal de sincronización de electrocardiograma a la consola 24. Tal y como se ha señalado anteriormente, normalmente el sistema 10 también incluye un sensor de posición de referencia, bien en un parche de referencia que se aplica externamente y está unido al exterior del cuerpo del sujeto o bien en un catéter colocado internamente, el cual se introduce en el corazón 12 y se mantiene en una posición fija en relación con este 12. Se proporcionan líneas y bombas convencionales que se utilizan para la circulación de líquidos a través del catéter 14 a fin de enfriar el sitio de ablación. El sistema 10 puede recibir datos de imágenes provenientes de una modalidad de imagen externa, como una unidad de imagen por resonancia magnética -o unidad de IRM- o similares, e incluye procesadores de imagen que pueden incorporarse al procesador 22 -o estar bajo el control de este- para generar y mostrar imágenes.

[0034] Ahora nos referiremos a la Figura 2, que es un diagrama esquemático de un conjunto de electrodos 37 situados en el eje central de un catéter cardíaco 39 de acuerdo con una realización de la invención. El conjunto de electrodos 37 comprende un electrodo de detección unipolar 41 delimitado en al menos dos lados por los electrodos de guardia 43. Un efecto protector contra la interferencia de campo lejano se representa mediante una zona curvada 45 que se extiende entre los electrodos de guardia 43 y forma un arco sobre el electrodo de detección 41. Los potenciales de campo cercano se detectan mediante el electrodo de detección 41 en una zona 47 situada inmediatamente por encima del electrodo de detección 41 y dentro de la zona 45. Los electrodos de guardia 43 están conectados a tierra. El electrodo de detección 41 está conectado a un sistema de circuitos de recepción que lee los potenciales medidos por el electrodo de detección 41.

[0035] Ahora nos referiremos a la Figura 3, que es una vista transversal esquemática a través del eje longitudinal de la porción distal de un catéter cardíaco 49 de acuerdo con una realización de la invención. La Figura 3 ilustra el perfil del electrodo de detección 51 y los electrodos de guardia 53. En la práctica, el electrodo de detección 51 y los electrodos de guardia 53 no tienen por qué elevarse por encima de la superficie del catéter, sino que pueden estar alineados con la superficie. En las realizaciones en las que se elevan por encima de la superficie, la elevación debería ser pequeña en relación con las anchuras de los electrodos. Normalmente, el electrodo de detección 51 y los electrodos de guardia 53 tienen una altura de menos de 0,3 mm. Las alturas y los grosores de estos electrodos no son cruciales.

[0036] Ahora nos referiremos a la Figura 4, que es una vista lateral esquemática de la disposición de un electrodo en la porción distal de un catéter cardíaco 57 de acuerdo con una realización de la invención. Hay un electrodo de anillo unipolar 59 que se usa para el mapeo electrofisiológico de la conducción cardíaca y que está situado entre dos electrodos de guardia conectados a tierra 61, que también son electrodos de anillo. Tal y como se ha explicado anteriormente en relación con la Figura 2, cuando se introduce el catéter en el corazón y se realiza el mapeo, los electrodos de guardia 61 disminuyen las señales de campo lejano en el electrodo de anillo 59, es decir, las señales que se originan a distancias de 2 mm o más del electrodo de anillo 59. Los electrodos de guardia 61 no influyen en las señales de campo cercano, es decir, en aquellas que se originan a distancias de menos de 2 mm del electrodo de anillo 59. El espaciado óptimo entre el electrodo de anillo 59 y los electrodos de guardia 61 varía dependiendo del rango de distancia deseado entre el electrodo de anillo 59 y el tejido diana. Los interespacios o espacios medios se establecen de tal manera que las señales que se originan en fuentes más remotas que el rango de distancia deseado se consideran señales de campo lejano y se reducen mediante los electrodos de guardia 61. En general, resulta apropiado ajustar los espacios y las dimensiones de los electrodos de tal manera que el interespacio tenga la

mitad de la anchura del electrodo de anillo 59.

Realización alternativa

[0037] Ahora nos referiremos a la Figura 5, que es una vista en planta esquemática de la disposición de un electrodo 63 situado en la porción distal de un catéter cardíaco 65 de acuerdo con una realización alternativa de la invención. Se conecta un electrodo de placa 67 a un sistema de circuitos de recepción. El electrodo 67 se usa para obtener electrogramas, es decir, se usa para realizar mapeos. El electrodo 67 está rodeado por el electrodo de guardia 69, que está conectado a tierra, tal y como se muestra en la Figura 2. El electrodo 67 y el electrodo de guardia 69 están separados por un hueco o espacio 71, que normalmente tiene una anchura de 1-2 mm. El catéter cardíaco 65 puede incluir cualquier número de ejemplos de la disposición del electrodo 63.

Ejemplos

[0038] Las Figuras 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16 y 17 son ejemplos de simulación que muestran el efecto sobre el componente de campo lejano de un electrograma intracardíaco a medida que la altura de los electrodos de guardia varía entre 0,2 y 10 mm. En estas simulaciones, una placa 73 es la fuente de un campo eléctrico. Los ejemplos de un hueco o espacio 75 que separa el electrodo de detección 77 y los electrodos de guardia 79 van de 0,5 mm a 1 mm. La fuerza del campo eléctrico se indica mediante las claves de la escala situada a la derecha de las figuras. La variación de los patrones ilustra el efecto protector de los electrodos de guardia 79. La intensidad de campo de la placa 73 alcanza un máximo de 1. Los electrodos de guardia 79, que están conectados a tierra, experimentan una intensidad de campo mínima.

[0039] En las Figuras, especialmente en la Figura 6, en la que la placa 73 está cerca del electrodo de deteccion 77, la placa 73 funciona como una fuente de campo cercano, y el electrodo de detección 77 experimenta una intensidad de campo relativamente alta. La intensidad de campo a la que se ve expuesto el electrodo de detección 77 disminuye progresivamente en los ejemplos de las Figuras 7-12 a medida que aumenta la distancia 81 entre la placa 73 y el electrodo de detección 77. El hueco o espacio 75 entre el electrodo de detección 77 y los electrodos de guardia 79 tiene, de manera óptima, la mitad de la anchura del electrodo de detección 77. Un espacio más grande suele disminuir el efecto pantalla, mientras que un espacio más pequeño disminuye la señal del electrodo de detección 77.

[0040] La escala de valores situada a la derecha de las Figuras representa la fuerza relativa del campo eléctrico. Las Figuras ilustran el efecto protector del electrodo de guardia. La fuente del campo es la placa 73 de la parte superior de las Figuras. Su potencial es el más elevado y equivale a 1 en la escala de valores relativa. Cuando la placa superior 73 está cerca del electrodo de detección 77, funciona como una fuente de campo cercano, y el electrodo de detección 77 experimenta un valor de campo elevado, es decir, recibe toda la fuerza de campo de la placa 73. A medida que aumenta la distancia 81 entre la placa 73 y el electrodo de detección 77, el campo producido por la placa 73 simula cada vez más las características de una fuente de campo lejano. El voltaje recibido por el electrodo receptor disminuye y la fuerza de campo del electrodo en el electrodo de detección 77 también disminuye de forma acorde. Las dimensiones del electrodo de detección 77, los electrodos de guardia 79 y el espacio 75 influyen en la fuerza de campo experimentada por el electrodo de detección 77.

[0041] En los ejemplos de simulación se utilizó la siguiente configuración: electrodo receptor de placa (radio de placa=1 mm); electrodo de guardia de anillo (anillo=1,4-2,5 mm, anchura de anillo=0,3 mm). Electrodo de guardia de anillo conectado a tierra.

[0042] Las personas versadas en este campo comprenderán que la presente invención no se limita a aquello que se ha mostrado y descrito anteriormente de forma particular. Al contrario, el alcance de la presente invención incluye las combinaciones y subcombinaciones de las diversas características descritas anteriormente, así como las variaciones y modificaciones de estas que no se incluyen en las técnicas o métodos anteriores y que se les pueden ocurrir a las personas versadas en este campo después de leer la descripción anterior.

REIVINDICACIONES

1. Un equipo o aparato que comprende:

un catéter (39, 49, 57, 65) que tiene una porción distal alargada;
un conjunto de electrodos (37, 63) que están situados en la porción distal y que comprenden:

un electrodo de detección (47, 51, 59, 67, 77) conectado a un receptor; y
al menos un electrodo de guardia conectado a tierra (43, 53, 69, 79) que está separado del electrodo de detección mediante un hueco o espacio (45, 71, 75), de manera que el electrodo de detección está delimitado en al menos dos lados por el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra, de manera que el electrodo de detección tiene una anchura, y **que se caracteriza por el hecho de que** el hueco o espacio es la mitad de dicha anchura.

2. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que la porción distal del catéter tiene una circunferencia, y de manera que el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra son electrodos de anillo que rodean la circunferencia del catéter.

3. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que el catéter tiene una superficie externa, y el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra se elevan por encima de la superficie externa.

4. El equipo de acuerdo con la reivindicación 3, de manera que el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra tienen sus respectivas anchuras, y de manera que la elevación del electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra es menor que las respectivas anchuras.

5. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que el catéter tiene una superficie externa, y el electrodo de detección y el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra están alineados con la superficie externa.

6. El equipo de acuerdo con la reivindicación 1, de manera que el -al menos un- electrodo de guardia conectado a tierra es un único electrodo que rodea el electrodo de detección.

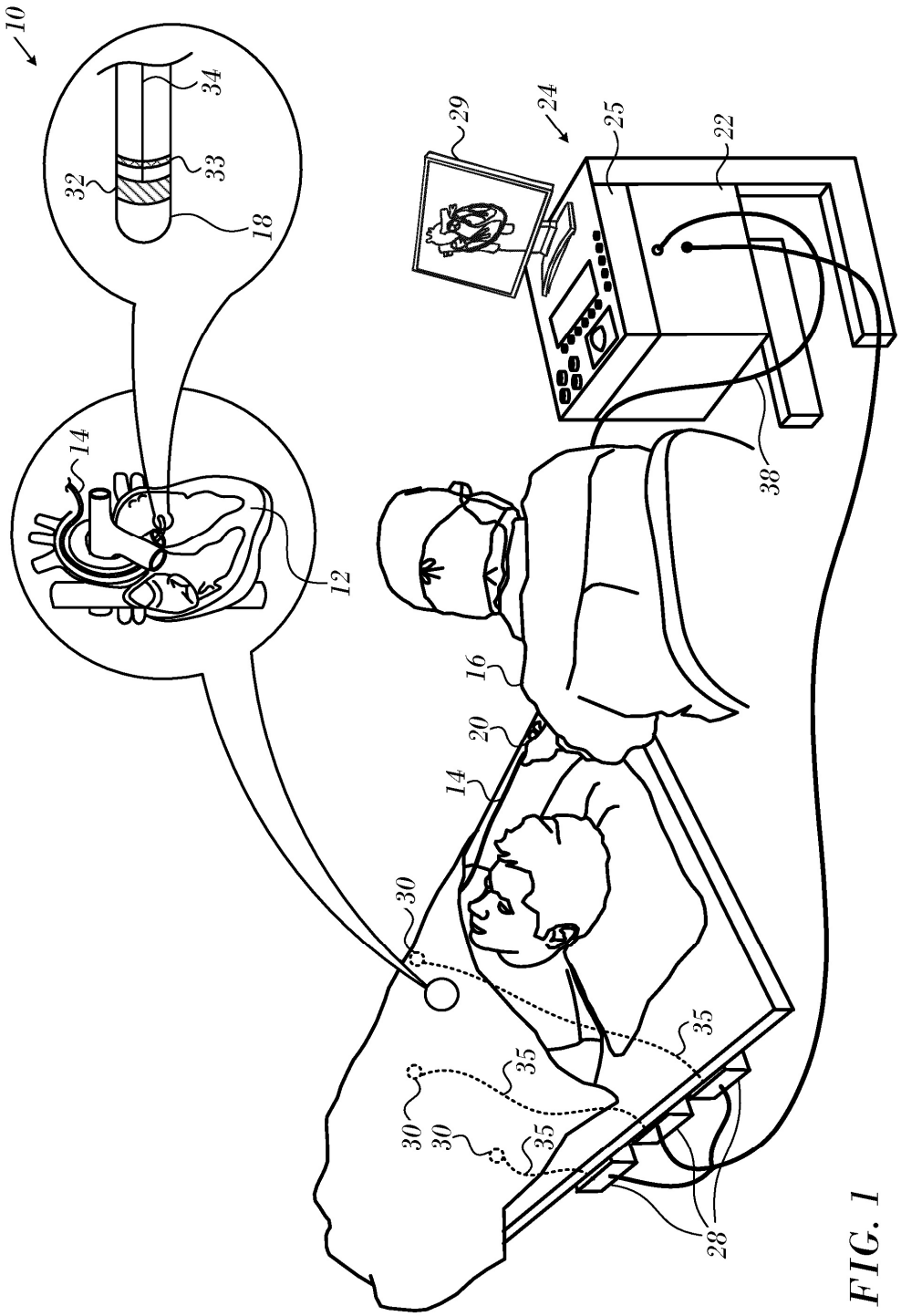

FIG. 1

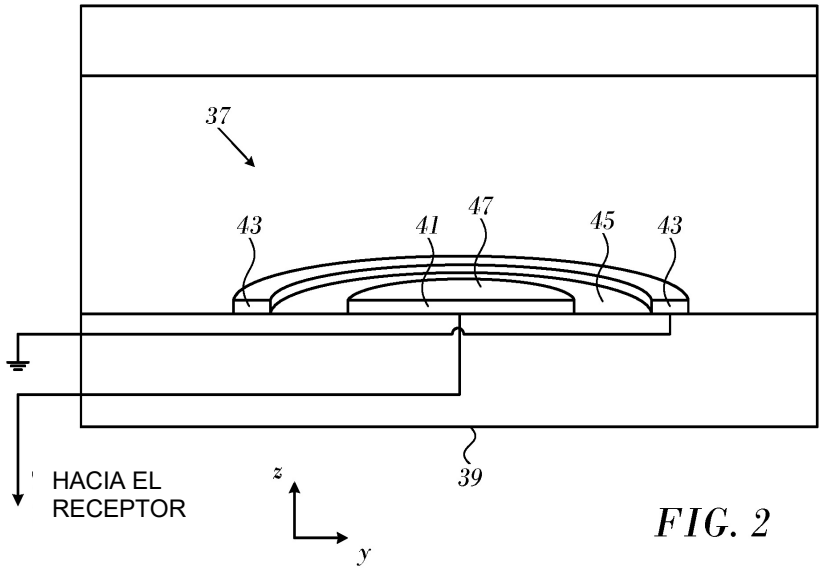

FIG. 2

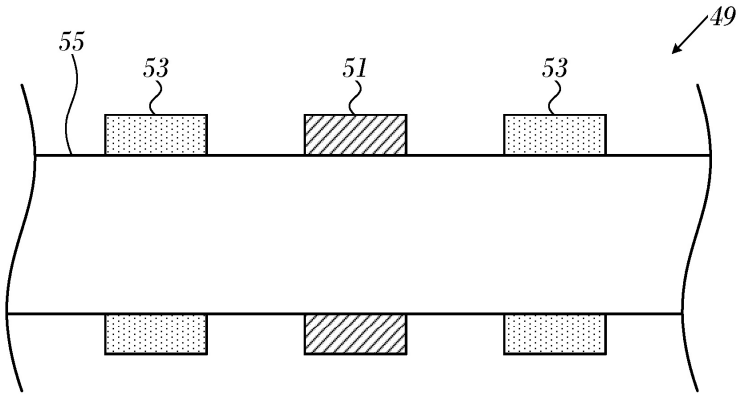

FIG. 3

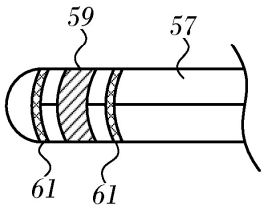

FIG. 4

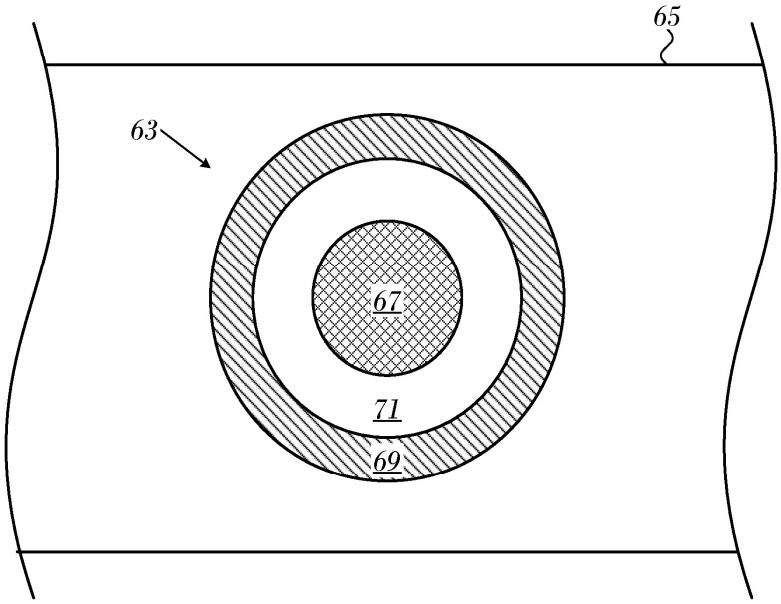
65
63
67
71
69

FIG. 5

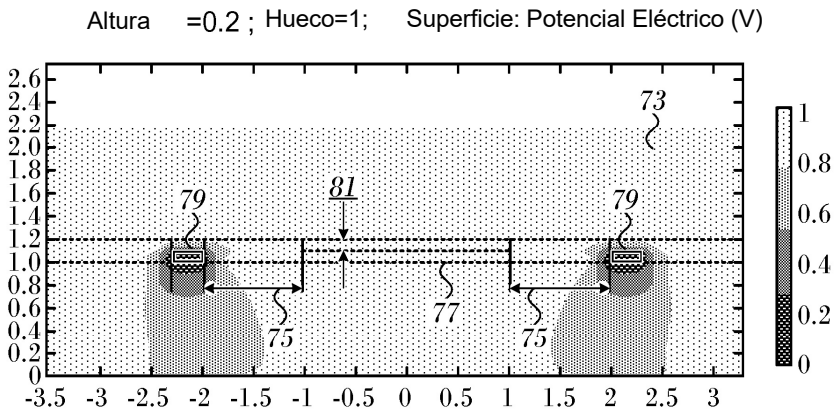
Altura =0.2 ; Hueco=1; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
2.6
2.4
2.2
2.0
1.8
1.6
1.4
1.2
1.0
0.8
0.6
0.4
0.2
0
-3.5 -3 -2.5 -2 -1.5 -1 -0.5 0 0.5 1 1.5 2 2.5 3
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
73
79
81
79
75
77
75

FIG. 6

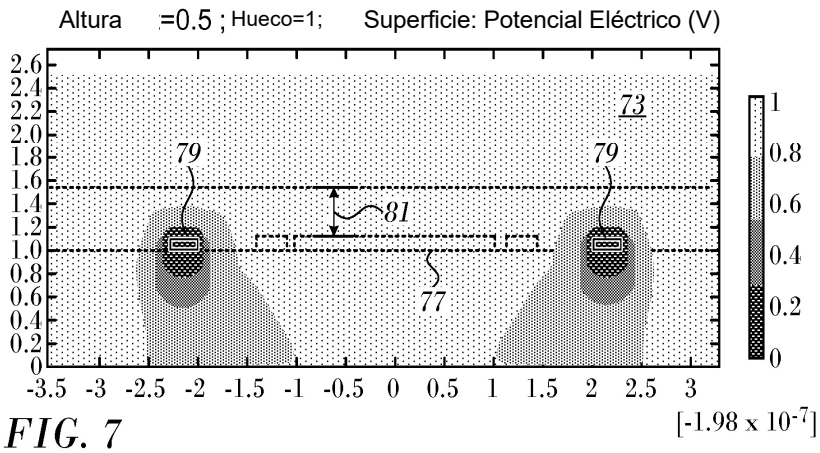

FIG. 7

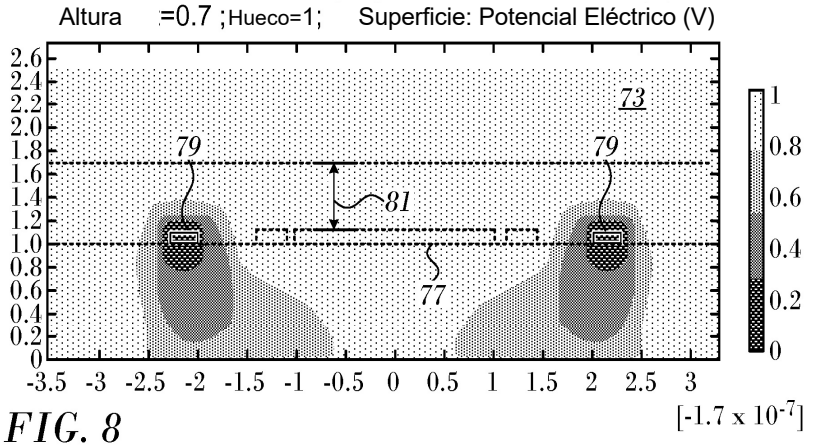

FIG. 8

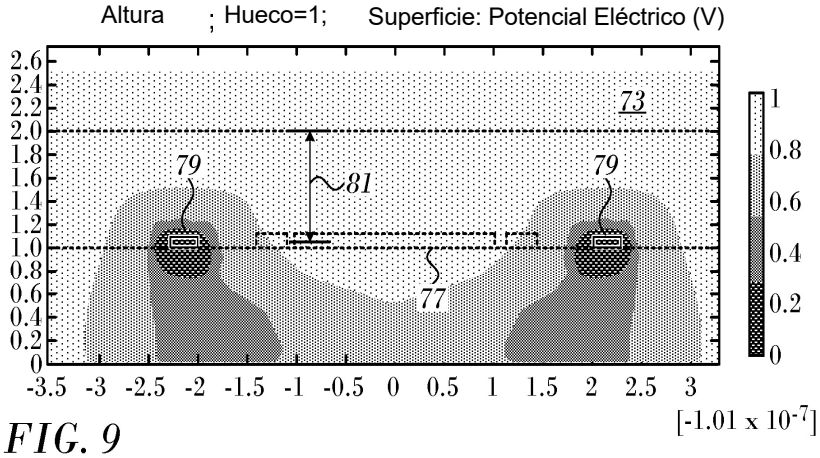

FIG. 9

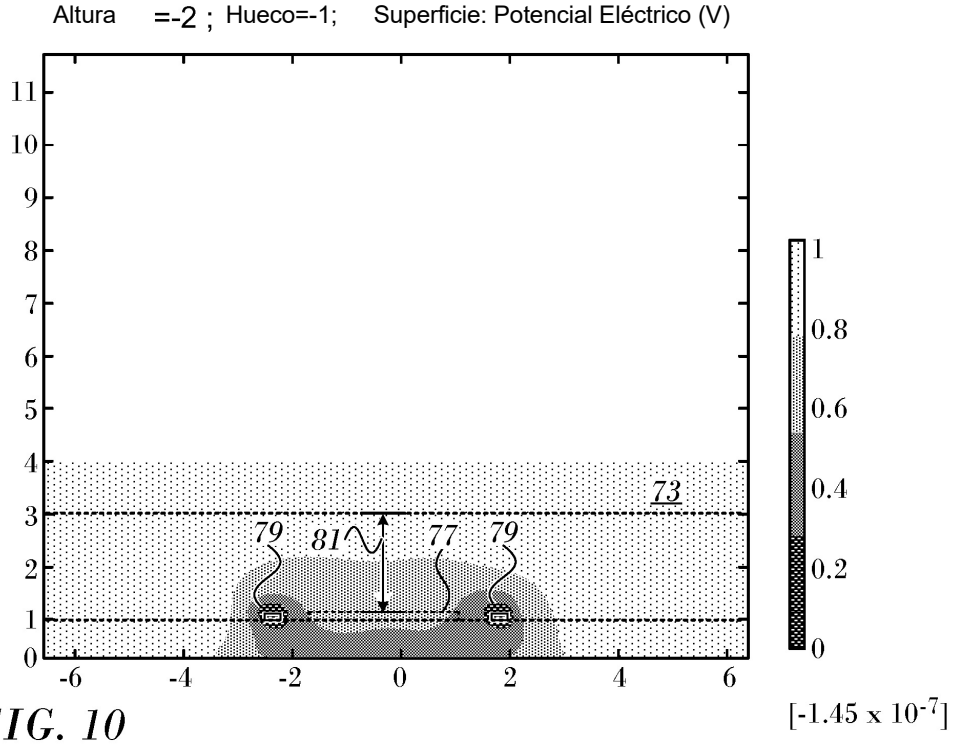
Altura =-2 ; Hueco=-1; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
-6
-4
-2
0
2
4
6
73
79
81
77
79
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
[-1.45 x 10-7]

FIG. 10

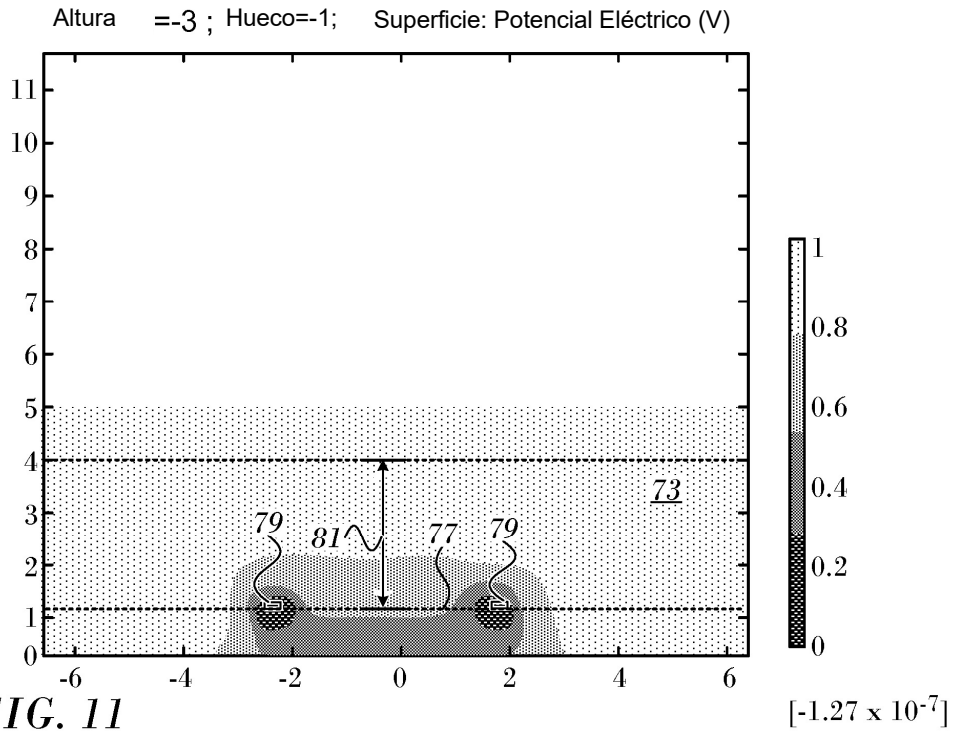
Altura =-3 ; Hueco=-1; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
-6
-4
-2
0
2
4
6
73
79
81
77
79
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
[-1.27 x 10-7]

FIG. 11

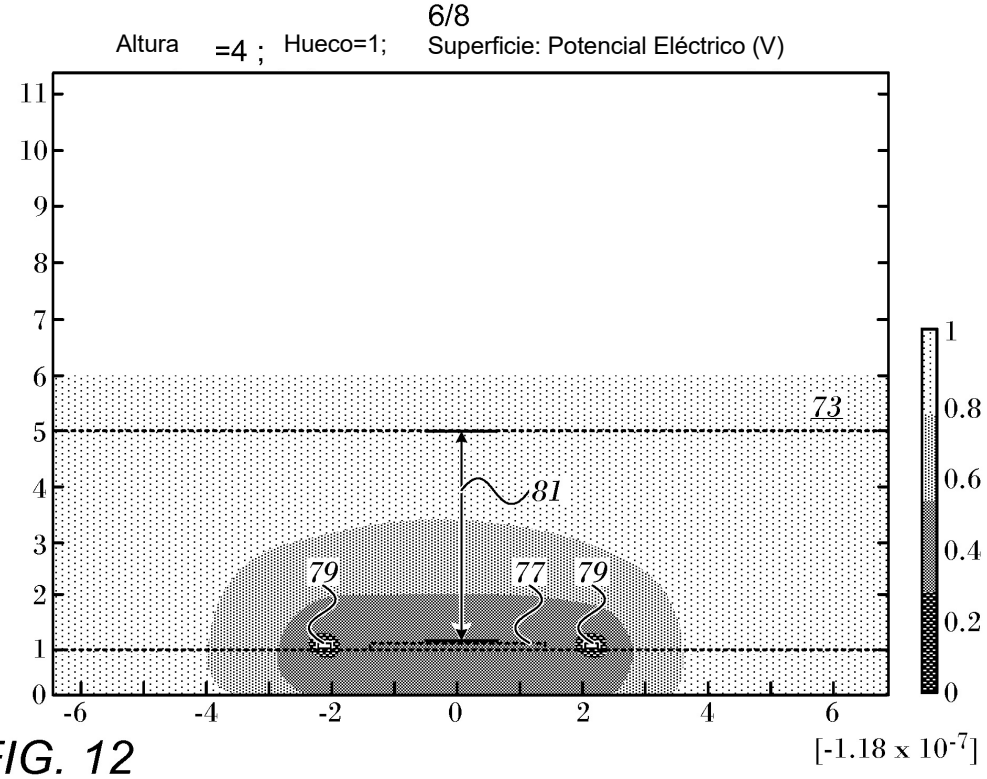
Altura =4 ; Hueco=1; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
73
81
79
77
79
[-1.18 x 10-7]

FIG. 12

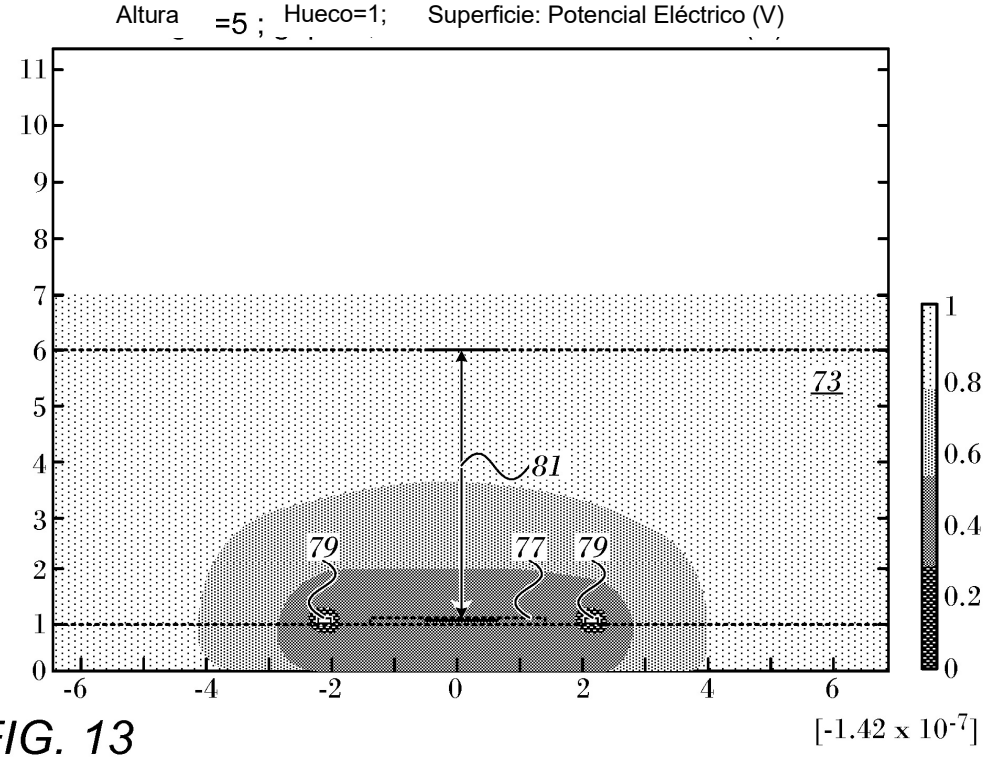
Altura =5 ; Hueco=1; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
73
81
79
77
79
[-1.42 x 10-7]

FIG. 13

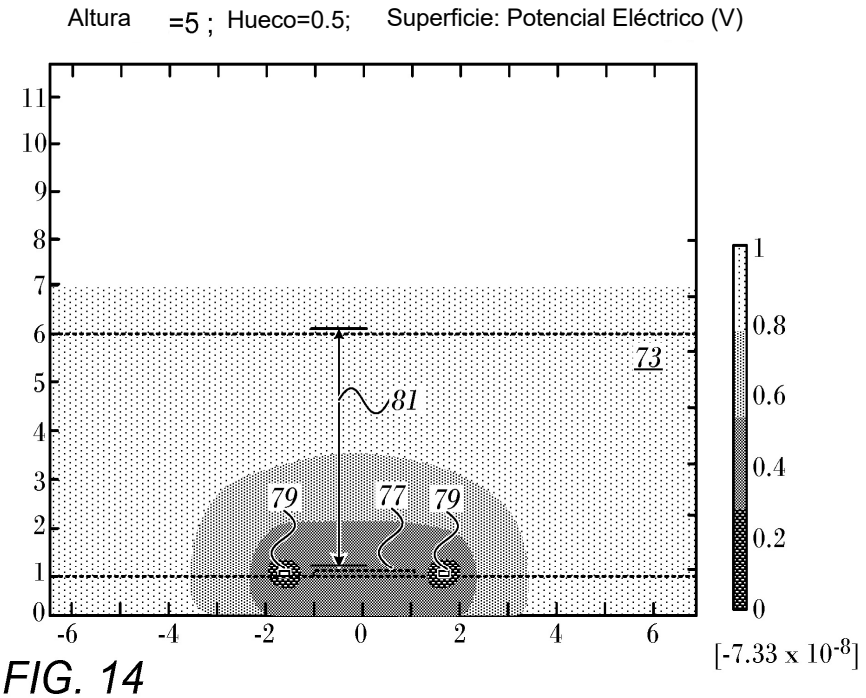
Altura =5 ; Hueco=0.5; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
-6
-4
-2
0
2
4
6
73
81
79
77
79
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
[-7.33 x 10-8]

FIG. 14

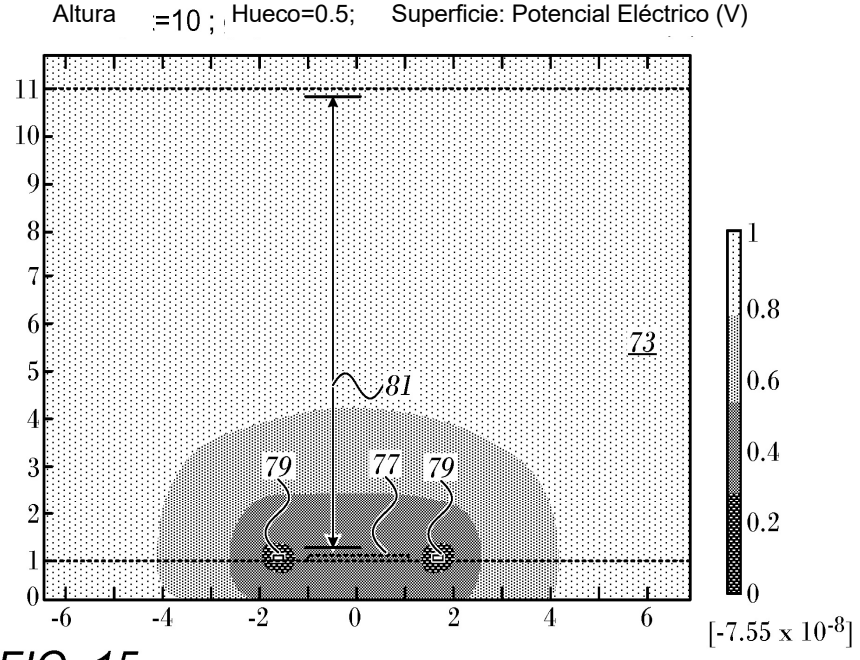
Altura =10 ; Hueco=0.5; Superficie: Potencial Eléctrico (V)
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
-6
-4
-2
0
2
4
6
73
81
79
77
79
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
[-7.55 x 10-8]

FIG. 15

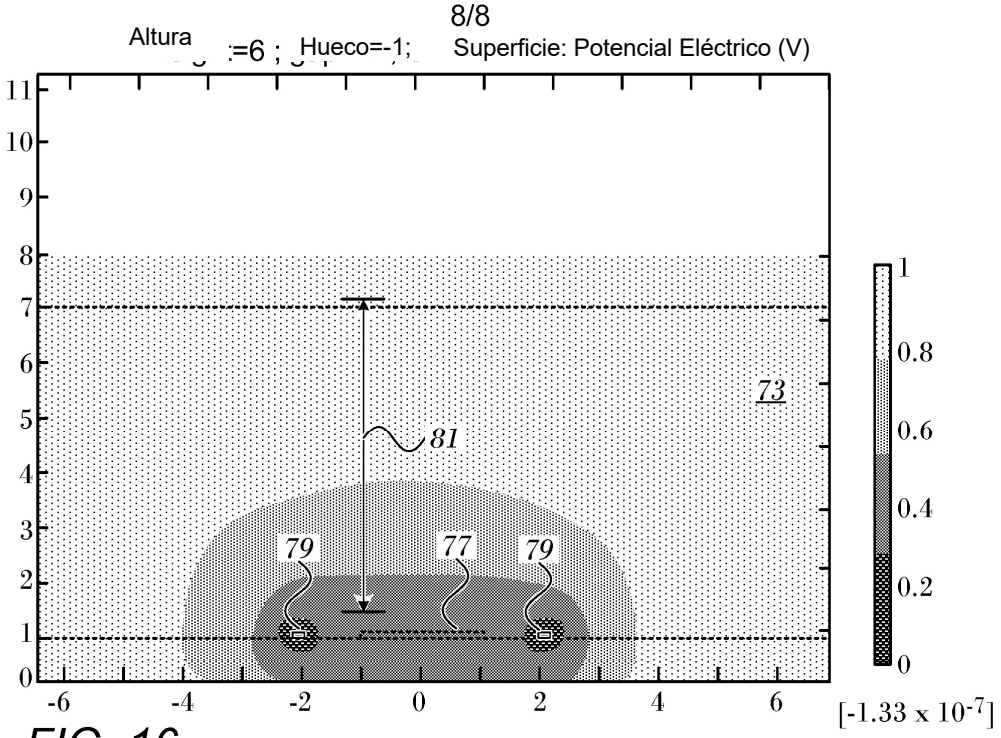
Altura
:=6 ; Hueco=-1;
Superficie: Potencial Eléctrico (V)
73
81
79
77
79
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
[-1.33 x 10-7]

FIG. 16

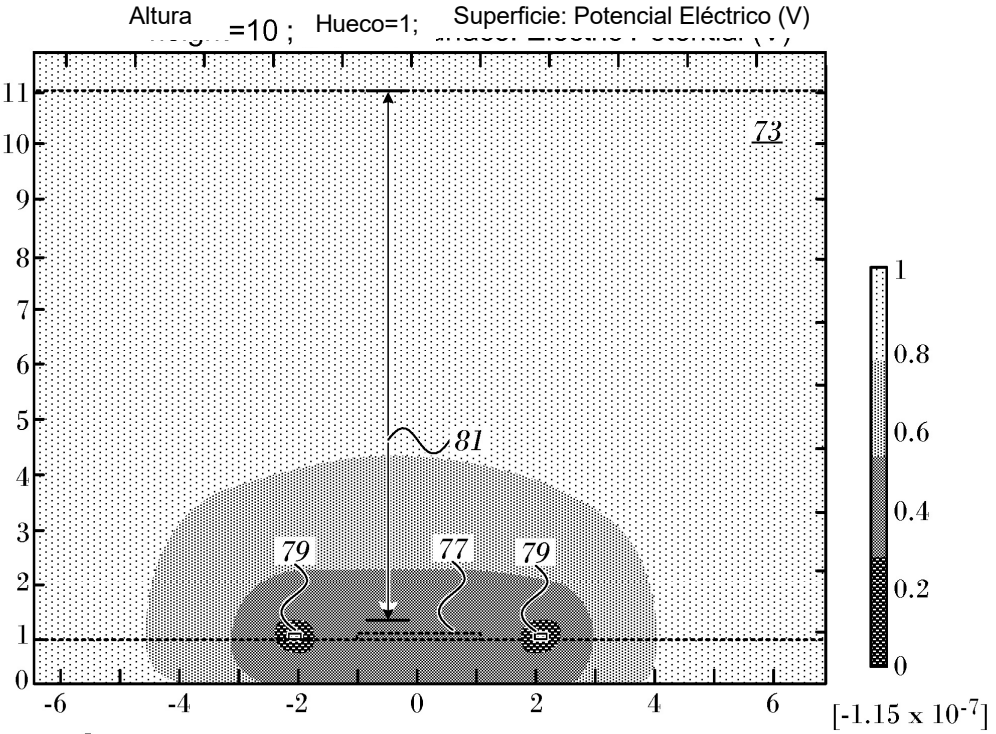
Altura
=10 ; Hueco=1;
Superficie: Potencial Eléctrico (V)
73
81
79
77
79
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
[-1.15 x 10-7]

FIG. 17