

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 661 718**

51 Int. Cl.:

A61N 1/375 (2006.01)

A61N 1/372 (2006.01)

A61N 1/08 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.01.2015 PCT/US2015/010669**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.07.2015 WO15106007**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.01.2015 E 15702862 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.12.2017 EP 3092038**

54 Título: **Métodos y sistemas para mejorar la comunicación entre dispositivos médicos**

30 Prioridad:

10.01.2014 US 201461926101 P

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

03.04.2018

73 Titular/es:

**CARDIAC PACEMAKERS, INC. (100.0%)
4100 Hamline Avenue North
St. Paul, MN 55112-5798, US**

72 Inventor/es:

**STAHMANN, JEFFREY E.;
LINDER, WILLIAM J. y
MAILE, KEITH R.**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 661 718 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

Métodos y sistemas para mejorar la comunicación entre dispositivos médicos

5 Campo técnico

La presente descripción se refiere, en general, a la comunicación entre dispositivos médicos, y más específicamente, a métodos y sistemas para mejorar la comunicación entre dispositivos médicos. La invención se expone en las reivindicaciones adjuntas.

10

Antecedentes

Los instrumentos de estimulación pueden usarse para tratar pacientes que sufren de varias enfermedades del corazón que pueden dar como resultado una capacidad reducida del corazón para proporcionar cantidades suficientes de sangre en el cuerpo de un paciente. Estos estados del corazón pueden propagarse a contracciones cardíacas rápidas, irregulares y/o ineficientes. Para ayudar a aliviar algunas de estas condiciones, pueden implantarse varios dispositivos (por ejemplo, marcapasos, desfibriladores, etc.) en el cuerpo de un paciente. Tales dispositivos pueden monitorizar y proporcionar estimulación eléctrica al corazón para ayudar al corazón para que funcione de una manera más normal, eficiente y/o segura. En algunos casos, un paciente puede tener múltiples dispositivos que funcionan juntos para detectar y/o tratar varias condiciones. El documento US-A-2011/0160557 desvela un sistema y método para probar la comunicación a través de un paciente durante la implantación usando electrodos de acoplamiento de telemetría en un catéter de entrega.

15

20

Sumario

25

La presente descripción, en general, se refiere a la comunicación entre dispositivos médicos, y más específicamente, a métodos y sistemas para mejorar la comunicación entre dispositivos médicos. Por ejemplo, un primer dispositivo médico y un segundo dispositivo médico pueden implantarse dentro de un paciente, o el primer dispositivo médico puede implantarse dentro del paciente y el segundo dispositivo médico puede estar próximo pero externo al paciente. Al menos uno de los dispositivos médicos puede tener una antena con al menos dos electrodos, y al menos uno de los dispositivos médicos puede tener una antena con al menos tres electrodos. Los dispositivos médicos pueden comunicarse transmitiendo señales de dos de los electrodos del dispositivo médico de transmisión a al menos dos electrodos del dispositivo médico de recepción. Se contempla que los dispositivos médicos puedan comunicarse a través de una comunicación de radiofrecuencia (RF), un acoplamiento inductivo, una comunicación propagada, o cualquier otra técnica de comunicación adecuada.

30

35

Se apreciará que la intensidad de señal relativa entre dos pares de electrodos, tal como un primer par de electrodos pertenecientes al dispositivo médico de transmisión y un segundo par de electrodos pertenecientes al dispositivo médico de recepción, puede depender en parte de la orientación de los electrodos de recepción en relación con el campo electromagnético producido por los electrodos de transmisión. El sistema puede configurarse para seleccionar un par específico de electrodos para el dispositivo médico de transmisión y/o para el dispositivo médico de recepción con el fin de ayudar a mejorar la intensidad de señal de la comunicación entre los dispositivos. Una combinación diferente de electrodos que puede usarse para la comunicación entre dispositivos médicos puede denominarse cada una como un "vector de comunicación". En algunos ejemplos, pueden probarse diversos vectores de comunicación, y el vector de comunicación que produce la más alta intensidad de señal relativa y/o relación señal-ruido puede seleccionarse para una comunicación posterior. Diversos vectores de comunicación pueden volver a probarse periódicamente tras una orden, cuando la intensidad de señal relativa y/o la relación señal-ruido caen por debajo de un umbral, cuando la intensidad de señal relativa y/o la relación señal-ruido cambian por un umbral, y/o cuando se desee en cualquier otro momento adecuado.

40

45

50

Se desvela un ejemplo de método de comunicación entre un primer dispositivo médico que tiene una primera antena y un segundo dispositivo médico que tiene una segunda antena. El primer dispositivo médico se implanta dentro de un paciente y el segundo dispositivo médico está cerca del paciente, y la primera antena y/o la segunda antena tiene al menos tres electrodos y la otra antena tiene al menos dos electrodos. El método de ejemplo comprende:

55

seleccionar un primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos; al menos una de enviar y recibir una señal de comunicación propagada a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos de los electrodos de la otra antena;

60

seleccionar un segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos, en el que el segundo par de electrodos es diferente del primer par de electrodos; y enviar una señal de comunicación propagada a través del tejido del paciente entre el segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena.

65

Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el método puede incluir además:

monitorizar una medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando el primer par de electrodos;
si la medida relacionada con la relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando el primer par de electrodos cae por debajo de un umbral, entonces:

5 seleccionar el segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos; y
 enviar la señal de comunicación propagada a través del tejido del paciente entre el segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y los dos electrodos de la otra antena.

10 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el método puede incluir además:

 determinar una primera medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando el primer par de electrodos;

15 determinar una segunda medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando el segundo par de electrodos; y
 seleccionar el primer par de electrodos o el segundo par de electrodos para la comunicación posterior basándose en la primera medida y la segunda medida.

20 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el segundo dispositivo médico puede implantarse en el exterior del paciente, pero separado del primer dispositivo.

 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el segundo dispositivo médico puede estar dispuesto fuera del paciente y la segunda antena estar colocada en la superficie de la piel del paciente.

25 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, la antena que tiene al menos tres electrodos puede comprender tres electrodos que están dispuestos en una configuración triangular.

 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, la antena que tiene al menos tres los electrodos puede comprender cuatro electrodos que están dispuestos en una configuración rectangular.

30 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, la antena que tiene al menos tres los electrodos puede comprender cuatro electrodos que están dispuestos en una configuración de cometa.

35 Otro método de ejemplo de comunicación entre un primer dispositivo médico que tiene una primera antena con al menos dos electrodos y un segundo dispositivo médico que tiene una segunda antena con al menos tres electrodos comprende:

 probar unos vectores de comunicación entre los al menos dos electrodos de la primera antena y cada uno de pluralidad de pares de electrodos de los al menos tres electrodos de la segunda antena;

40 seleccionar un vector de comunicación basándose en las intensidades de señal de cada uno de los vectores de comunicación; y
 al menos una de enviar y recibir una comunicación propagada entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico que usa el vector de comunicación seleccionado.

45 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el primer dispositivo médico puede comprender un dispositivo médico implantado y el segundo dispositivo médico puede comprender un dispositivo externo.

50 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el primer dispositivo médico puede comprender un dispositivo externo y el segundo dispositivo médico pueden comprender un dispositivo médico implantado.

55 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el primer dispositivo médico puede comprender un primer dispositivo médico implantado y el segundo médico el dispositivo puede comprender un segundo dispositivo médico implantado.

 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, seleccionar un vector de comunicación puede comprender seleccionar el vector de comunicación con la intensidad de señal más fuerte.

60 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, seleccionar un vector de comunicación puede comprender no seleccionar el vector de comunicación con la intensidad de señal más débil.

 También se desvela un sistema de comunicaciones de ejemplo. El sistema de comunicaciones de ejemplo comprende:

65 un primer dispositivo médico en comunicación con una primera antena que tiene al menos dos electrodos; y

un segundo dispositivo médico en comunicación con un segunda antena que tiene al menos tres electrodos; en el que al menos uno del primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico está configurado para:

5 probar unos vectores de comunicación entre los al menos dos electrodos de la primera antena y al menos dos pares de los al menos tres electrodos de la segunda antena:
seleccionar un vector de comunicación a partir de los vectores de comunicación probados; y
al menos una de enviar y recibir una comunicación propagada a lo largo del vector de comunicación seleccionado.

10 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, los al menos tres electrodos pueden comprender tres electrodos que están dispuestos en una configuración triangular.

Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, los al menos tres electrodos pueden comprender cuatro electrodos que están dispuestos en una configuración rectangular.

15 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, los al menos tres electrodos pueden comprender cuatro electrodos que están dispuestos en una configuración de cometa.

20 Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, al menos uno del primer dispositivo médico y del segundo dispositivo médico puede implantarse dentro un paciente.

Alternativa o adicionalmente a cualquiera de las realizaciones anteriores, el primer dispositivo médico es un marcapasos cardíaco sin cables (LCP).

25 El sumario anterior no pretende describir cada realización o cada implementación de la presente divulgación. Ventajas y logros, junto con una comprensión más completa de la divulgación, llegarán a ser aparentes y apreciados haciendo referencia a la siguiente descripción y reivindicaciones tomadas junto con los dibujos adjuntos.

30 **Breve descripción de las figuras**

La divulgación puede comprenderse más completamente en consideración de la siguiente descripción de diversas realizaciones ilustrativas en relación con los dibujos que la acompañan, en los que:

35 la figura 1 ilustra un diagrama de bloques de un dispositivo médico a modo de ejemplo que puede usarse de acuerdo con diversos ejemplos de la presente descripción;

la figura 2 ilustra un ejemplo de un marcapasos cardíaco sin cables (LCP) que tiene unos electrodos, de acuerdo con un ejemplo de la presente descripción;

la figura 3 muestra un sistema ilustrativo que incluye varios dispositivos médicos de acuerdo con la presente divulgación;

40 la figura 4 es un diagrama de un campo electromagnético ilustrativo que puede generarse por un par de electrodos;

la figura 5 es un diagrama de una parte del campo electromagnético de la figura 4, que ilustra diferentes disposiciones geométricas de los electrodos en relación con el campo electromagnético;

45 la figura 6 es un diagrama esquemático de un dispositivo médico que tiene una antena ilustrativa con tres electrodos de acuerdo con diversos ejemplos de la presente divulgación;

la figura 7 es un diagrama esquemático de un dispositivo médico que tiene una antena ilustrativa con cuatro electrodos en acuerdo con diversos ejemplos de la presente divulgación;

la figura 8 es un diagrama esquemático de una disposición ilustrativa de cuatro electrodos de acuerdo con diversos ejemplos de la presente divulgación;

50 la figura 9 es un diagrama esquemático de otra ilustrativa disposición de cuatro electrodos de acuerdo con diversos ejemplos de la presente divulgación;

la figura 10 muestra un sistema ilustrativo de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;

la figura 11 es un diagrama de flujo de un método ilustrativo para comunicarse entre dispositivos médicos;

55 la figura 12 es un diagrama de flujo que muestra otro método ilustrativo para comunicarse entre dispositivos médicos;

la figura 13 es un diagrama de flujo que muestra otro método ilustrativo más para comunicarse entre dispositivos médicos; y

la figura 14 es un diagrama de flujo que muestra otro método ilustrativo para comunicarse entre dispositivos médicos.

60 La presente invención se expone en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones, aspectos o ejemplos de acuerdo con la descripción presente que no están dentro del alcance de dichas reivindicaciones se proporcionan solo con fines ilustrativos y no forman parte de la presente invención.

65

Descripción detallada

La siguiente descripción debería leerse haciendo referencia a los dibujos en los que elementos similares en diferentes dibujos están numerados de la misma manera. La descripción y los dibujos, que no son necesariamente a escala, representan realizaciones ilustrativas y no están destinados a limitar el alcance de la divulgación.

Un corazón normal y saludable induce una contracción propagando señales eléctricas generadas intrínsecamente a través del corazón. Estas señales intrínsecas hacen que las células o el tejido muscular del corazón se contraigan. Esta contracción fuerza la sangre hacia fuera y hacia el interior del corazón, proporcionando circulación de la sangre por el resto del cuerpo. Sin embargo, muchos pacientes sufren de enfermedades cardíacas que afectan la contractilidad de sus corazones. Por ejemplo, algunos corazones pueden desarrollar tejidos enfermos que ya no generan o propagan las señales eléctricas intrínsecas. En algunos ejemplos, los tejidos cardíacos enfermos propagan señales eléctricas a frecuencias diferentes, provocando de este modo una falta de sincronización y contracción ineficiente del corazón. En otros ejemplos, un corazón puede generar señales intrínsecas en una frecuencia baja tal que la frecuencia cardíaca se vuelve peligrosamente baja. En aún otros ejemplos, un corazón puede generar señales eléctricas a una frecuencia inusualmente alta. En algunos casos, una anomalía de este tipo puede convertirse en un estado de fibrilación, donde la contracción del corazón del paciente está casi completamente des-sincronizada y el corazón bombea muy poca o nada de sangre.

Se han desarrollado muchos sistemas de dispositivos médicos para ayudar a los pacientes que experimentan tales anomalías. Por ejemplo, se han desarrollado sistemas para detectar señales eléctricas cardíacas intrínsecas y, basándose en las señales eléctricas detectadas, determinar si el paciente sufre de una o más arritmias. Tales sistemas también puede incluir la capacidad de proporcionar estimulación eléctrica al corazón del paciente con el fin de tratar las arritmias detectadas. En un ejemplo, algunos sistemas de dispositivos médicos incluyen la capacidad de identificar cuándo el corazón está latiendo a una frecuencia demasiado baja, denominada bradicardia. Tales sistemas pueden proporcionar una terapia de estimulación eléctrica, o pulsos de "estimulación", que hacen que el corazón se contraiga a una frecuencia más alta y más segura. Algunos sistemas de dispositivos médicos son capaces de determinar cuándo un corazón late a una frecuencia demasiado rápida, llamada taquicardia. Tales sistemas pueden incluir además una o más terapias de estimulación antitaquicardia (ATP). Una de tales terapias de ATP incluye proporcionar pulsos de estimulación eléctrica al corazón a una frecuencia más rápida que las señales generadas intrínsecamente. Aunque esto puede hacer que el corazón lata más rápido temporalmente, un protocolo de estimulación de este tipo puede hacer que el corazón se contraiga en respuesta a los pulsos de estimulación proporcionados en lugar de en respuesta a las señales generadas intrínsecamente. La terapia de ATP puede entonces ralentizarse a la frecuencia de los pulsos de estimulación proporcionados, reduciendo de este modo la frecuencia cardíaca a un nivel más bajo y seguro.

Otros sistemas de dispositivos médicos pueden ser capaces de detectar estados de fibrilación y contracciones asincrónicas. Por ejemplo, basándose en las señales detectadas, algunos sistemas pueden ser capaces de determinar cuándo el corazón está en un estado de fibrilación. Dichos sistemas pueden configurarse adicionalmente para tratar tales estados de fibrilación con una terapia estimulación eléctrica. Una terapia de este tipo incluye la entrega de una relativamente gran cantidad de energía eléctrica al corazón (un "pulso de desfibrilación") con el objetivo de superar cualquier señal intrínsecamente generada. Una terapia de este tipo puede "restablecer" el corazón, desde un punto de vista eléctrico, lo que puede permitir que se asuman procesos eléctricos normales. Otros sistemas médicos pueden ser capaces de detectar que las señales intrínsecamente generadas se generan en momentos diferentes o que el corazón propaga tales señales a diferentes frecuencias. Estas anomalías pueden dar como resultado una contracción cardíaca no sincronizada e ineficiente. El sistema puede incluir además la capacidad de administrar una o más terapias de resincronizaciones cardíacas (CRT). Una de tales CRT puede incluir proporcionar una estimulación eléctrica al corazón en diferentes localizaciones sobre y/o dentro del corazón. Tales métodos pueden ayudar a las partes dispares del corazón a contraerse casi simultáneamente, o de una manera sincronizada si el sistema proporciona la estimulación eléctrica a las localizaciones dispares en diferentes ocasiones.

La presente divulgación se refiere, en general, a sistemas y métodos para coordinar la detección y/o el tratamiento de la actividad cardíaca anormal usando múltiples dispositivos implantados dentro de un paciente. En algunos ejemplos, un sistema de dispositivo médico puede incluir una pluralidad de dispositivos para la detección de arritmias cardíacas y la entrega de una terapia de estimulación eléctrica. Por ejemplo, los sistemas ilustrativos pueden incluir dispositivos tales como desfibriladores cardioversores subcutáneos (S-ICD), desfibriladores cardioversores externos, marcapasos cardíacos implantables (ICP), marcapasos cardíacos sin cables (LCP) y/o dispositivos de solo diagnóstico (dispositivos que pueden detectar señales eléctricas cardíacas y/o determinar arritmias pero no proporcionar terapias de estimulación eléctrica).

La figura 1 ilustra un diagrama de bloques de un dispositivo médico a modo de ejemplo 100 (denominado en lo sucesivo, MD 100) que puede usarse de acuerdo con diversos ejemplos de la presente divulgación. En algunos casos, el MD 100 puede usarse para detectar la actividad cardíaca intrínseca, determinando ocurrencias de arritmias, y para proporcionar una estimulación eléctrica en respuesta a la determinación de la ocurrencia de una arritmia. En algunos ejemplos, el MD 100 puede implantarse dentro del cuerpo de un paciente, en una localización

específica (por ejemplo, muy cerca del corazón del paciente), para detectar y/o regular la actividad cardíaca del corazón. En otros ejemplos, el MD 100 puede localizarse externamente a un paciente para detectar y/o regular la actividad cardíaca del corazón. En un ejemplo, las contracciones cardíacas resultan, en general, a partir de señales eléctricas que se generan intrínsecamente por un corazón. Estas señales eléctricas se propagan a través del tejido del corazón, haciendo que las células musculares del corazón se contraigan. El MD 100 puede incluir características que permiten que el MD 100 detecte tales señales eléctricas y/u otros parámetros físicos (por ejemplo, una contracción mecánica, sonidos del corazón, presión sanguínea, niveles de oxígeno en sangre, etc.) del corazón. Tales señales eléctricas y/o propiedades físicas pueden considerarse "actividades cardíacas". El MD 100 puede incluir la capacidad de determinar las ocurrencias de arritmias basándose en la actividad cardíaca detectada. En algunos ejemplos, el MD 100 puede ser capaz de proporcionar estimulación eléctrica al corazón con el fin de tratar cualquier arritmia detectada. Por ejemplo, el MD 100 puede configurarse para proporcionar estimulación eléctrica, pulsos de estimulación, pulsos de desfibrilación y/o similares con el fin de implementar una o más terapias, tales como una terapia de bradicardia, una terapia de ATP, una CRT, una desfibrilación, u otras terapias de estimulación eléctrica.

La figura 1 es una ilustración de un dispositivo médico de ejemplo 100. El MD 100 ilustrativo puede incluir un módulo de detección 102, un módulo generador de pulsos 104, un módulo de procesamiento 106, un módulo de telemetría 108, y una batería 110, todos alojados dentro de una carcasa 120. El MD 100 puede incluir adicionalmente unos cables 112 y unos electrodos 114 unidos a la carcasa 120 y en comunicación eléctrica con uno o más de los módulos 102, 104, 106 y 108 alojados dentro de la carcasa 120.

Los cables 112 pueden conectarse a y extenderse lejos de la carcasa 120 del MD 100. En algunos ejemplos, los cables 112 se implantan en o dentro del corazón del paciente. Los cables 112 pueden contener uno o más electrodos 114 colocados en diversos lugares en los cables 112 y a distancias de la carcasa 120. Algunos cables 112 solo pueden incluir un único electrodo 114 mientras que otros cables 112 pueden incluir múltiples electrodos 114. En general, los electrodos 114 se colocan en los cables 112 de tal manera que cuando los cables 112 se implantan dentro del paciente, uno o más electrodos 114 están en contacto con el tejido cardíaco del paciente. Por consiguiente, los electrodos 114 pueden propagar intrínsecamente las señales eléctricas generadas a los cables 112. Los cables 112 pueden propagar, a su vez, las señales eléctricas recibidas a uno o más módulos 102, 104, 106 y 108 del MD 100. De una manera similar, el MD 100 puede generar estimulación eléctrica, y los cables 112 pueden propagar la estimulación eléctrica generada a los electrodos 114. A continuación, los electrodos 114 pueden propagar las señales eléctricas al tejido cardíaco del paciente. Cuando se trata de detectar señales intrínsecas y de proporcionar estimulación eléctrica, esta divulgación puede considerar tal propagación implícita en esos procesos.

El módulo de detección 102 puede configurarse para detectar la actividad eléctrica cardíaca del corazón. Por ejemplo, el módulo de detección 102 puede conectarse a los cables 112 y a los electrodos 114 a través de los cables 112 y el módulo de detección 102 puede configurarse para recibir señales eléctricas cardíacas propagadas a través de los electrodos 114 y los cables 112. En algunos ejemplos, los cables 112 pueden incluir diversos sensores, como acelerómetros, sensores de presión sanguínea, sensores de sonidos del corazón, sensores de oxígeno en sangre, y otros sensores que miden parámetros fisiológicos del corazón y/o del paciente. En otros ejemplos, tales sensores pueden conectarse directamente al módulo de detección 102 en lugar de a los cables 112. En cualquier caso, el módulo de detección 102 puede estar configurado para recibir tales señales producidas por cualquier sensor conectado al módulo de detección 102, ya sea directamente o a través de los cables 112. El módulo de detección 102 puede estar conectado adicionalmente al módulo de procesamiento 106 y puede configurarse para comunicar tales señales recibidas al módulo de procesamiento 106.

El módulo generador de pulsos 104 puede estar conectado a los electrodos 114. En algunos ejemplos, el módulo generador de pulsos 104 puede configurarse para generar unas señales de estimulación eléctrica para proporcionar una terapia de estimulación eléctrica al corazón. Por ejemplo, el módulo generador de pulsos 104 puede generar una señal de este tipo usando la energía almacenada en la batería 110 dentro del MD 100. El módulo generador de pulsos 104 puede configurarse para generar señales de estimulación eléctrica con el fin de proporcionar una o diversas de una serie de terapias diferentes. Por ejemplo, el módulo generador de pulsos 104 puede configurarse para generar señales de estimulación eléctrica para proporcionar una terapia de bradicardia, una terapia de taquicardia, una terapia de resincronización cardíaca y una terapia de fibrilación. La terapia de bradicardia puede incluir generar y proporcionar unos pulsos de estimulación a una frecuencia más rápida que las señales eléctricas generadas intrínsecamente para tratar de aumentar la frecuencia cardíaca. La terapia de taquicardia puede incluir una terapia de ATP como se describe en el presente documento. La terapia de resincronización cardíaca puede incluir una terapia de CRT también descrita en el presente documento. La terapia de fibrilación puede incluir proporcionar un pulso de fibrilación para tratar de contrarrestar el corazón y detener el estado de fibrilación. En otros ejemplos, el generador de pulsos 104 puede estar configurado para generar señales de estimulación eléctrica para proporcionar terapias de estimulación eléctrica diferentes a las descritas en el presente documento para tratar una o más arritmias detectadas.

El módulo de procesamiento 106 puede configurarse para controlar el funcionamiento del MD 100. Por ejemplo, el módulo de procesamiento 106 puede configurarse para recibir señales eléctricas desde el módulo de detección 102. Basándose en las señales recibidas, el módulo de procesamiento 106 puede ser capaz de determinar ocurrencias

de arritmias. Basándose en cualquier arritmia determinada, el módulo de procesamiento 106 puede configurarse para controlar el módulo generador de pulsos 104 para generar una estimulación eléctrica de acuerdo con una o más terapias para tratar una o más arritmias determinadas. El módulo de procesamiento 106 puede recibir información adicional del módulo de telemetría 108. En algunos ejemplos, el módulo de procesamiento 106 puede usar tal información recibida para determinar si está ocurriendo una arritmia o para tomar medidas particulares en respuesta a la información. El módulo de procesamiento 106 también puede controlar el módulo de telemetría 108 para enviar información a otros dispositivos.

En algunos ejemplos, el módulo de procesamiento 106 puede incluir un chip preprogramado, tal como un chip de gran escala de integración (VLSI) o un circuito integrado de aplicación específica (ASIC). En tales realizaciones, el chip puede preprogramarse con una lógica de control con el fin de controlar el funcionamiento del MD 100. Al usar un chip preprogramado, el módulo de procesamiento 106 puede usar menos energía que otros circuitos programables mientras que puede mantener la funcionalidad básica, aumentando de este modo la vida de la batería del MD 100. En otros ejemplos, el módulo de procesamiento 106 puede incluir un microprocesador programable. Un microprocesador programable de este tipo puede permitir que un usuario ajuste la lógica de control del MD 100, permitiendo de este modo mayor flexibilidad del MD 100 que cuando se usa un chip preprogramado. En algunos ejemplos, el módulo de procesamiento 106 puede incluir además un circuito de memoria y el módulo de procesamiento 106 puede almacenar información en y leer información desde el circuito de memoria. En otros ejemplos, el MD 100 puede incluir un circuito de memoria separado (no mostrado) que está en comunicación con el módulo de procesamiento 106, tal módulo de procesamiento 106 puede leer y escribir información de y en el circuito de memoria separado.

El módulo de telemetría 108 puede configurarse para comunicar con dispositivos tales como sensores, otros dispositivos médicos, o similares, que están localizados externamente al MD 100. Tales dispositivos pueden localizarse o externamente o internamente al cuerpo del paciente. Independientemente de la localización, los dispositivos externos (es decir, externos al MD 100 pero no necesariamente externos al cuerpo del paciente) pueden comunicarse con el MD 100 a través del módulo de telemetría 108 para lograr una o más funciones deseadas. Por ejemplo, el MD 100 puede comunicar señales eléctricas detectadas a un dispositivo médico externo a través del módulo de telemetría 108. El dispositivo médico externo puede usar las señales eléctricas comunicadas para determinar ocurrencias de arritmias. El MD 100 puede recibir adicionalmente señales eléctricas detectadas desde el dispositivo médico externo a través del módulo de telemetría 108, y el MD 100 puede usar las señales eléctricas detectadas para determinar las ocurrencias de arritmias. El módulo de telemetría 108 puede configurarse para usar uno o más métodos para comunicar con dispositivos. Por ejemplo, el módulo de telemetría 108 puede comunicarse a través de señales de radiofrecuencia (RF), acoplamiento inductivo, señales ópticas, señales acústicas, señales de comunicación propagada, o cualquier otra señal adecuada para la comunicación. Las técnicas de comunicación entre el MD 100 y los dispositivos externos se tratarán en más detalle a continuación haciendo referencia a la figura 3.

La batería 110 puede proporcionar una fuente de energía al MD 100 para sus operaciones. En un ejemplo, la batería 110 puede ser una batería no recargable a base de litio. En otros ejemplos, la batería no recargable puede fabricarse a partir de otros materiales adecuados conocidos en la técnica. Debido a que, en los ejemplos donde el MD 100 es un dispositivo implantable, el acceso al MD 100 puede ser limitado, es necesario tener suficiente capacidad de la batería para proporcionar suficiente terapia durante un período de tratamiento, tal como días, semanas, meses, o años. En otros ejemplos, la batería 110 puede ser una batería de litio recargable con el fin de facilitar el aumento de la vida útil del MD 100.

En general, el MD 100 puede ser similar a uno de una serie de dispositivos médicos existentes. Por ejemplo, el MD 100 puede ser similar a diversos dispositivos médicos implantables. En dichos ejemplos, la carcasa 120 del MD 100 puede implantarse en una región transtorácica del paciente. La carcasa 120 puede incluir en general cualquiera de una serie de materiales conocidos que son seguros para la implantación en un cuerpo humano y puede, cuando se implanta, sellar herméticamente los diversos componentes del MD 100 de los fluidos y los tejidos del cuerpo del paciente.

En algunos ejemplos, el MD 100 puede ser un marcapasos cardíaco implante (ICP). En un ejemplo de este tipo, el MD 100 puede tener uno o más cables, por ejemplo, los cables 112, que se implantan en o dentro del corazón del paciente. Los uno o más cables 112 pueden incluir uno o más electrodos 114 que están en contacto con el tejido cardíaco y/o la sangre del corazón del paciente. El MD 100 también puede configurarse para detectar señales eléctricas cardíacas generadas intrínsecamente y determinar, por ejemplo, una o más arritmias cardíacas basándose en el análisis de las señales detectadas. El MD 100 puede configurarse adicionalmente para proporcionar una terapia CRT, ATP, terapia de bradicardia, terapia de desfibrilación y/o otros tipos de terapia a través de los cables 112 implantados dentro del corazón.

En algunos ejemplos, el MD 100 puede ser un desfibrilador cardioversor subcutáneo (S-ICD). En tales ejemplos, uno de los cables 112 puede incluir un cable implantado subcutáneamente. En algunos casos, el MD 100 puede configurarse para detectar señales eléctricas cardíacas generadas intrínsecamente y determinar una o más arritmias cardíacas basándose en el análisis de las señales detectadas. El MD 100 puede configurarse además para

proporcionar uno o más pulsos de desfibrilación en respuesta a la determinación de una arritmia.

5 En otros ejemplos más, el MD 100 puede ser un marcapasos cardíaco sin cables (LCP - descrito más específicamente con respecto a la figura 2). En tales ejemplos, el MD 100 no puede incluir unos cables 112 que se extiendan fuera de la carcasa 120. Más bien, el MD 100 puede incluir electrodos 114 acoplados en relación con la carcasa 120. En estos ejemplos, el MD 100 puede implantarse en o dentro del corazón del paciente en una localización deseada, y puede configurarse para proporcionar una terapia CRT, ATP, terapia de bradicardia y/u otros tipos de terapia a través de los electrodos 114.

10 En algunos ejemplos, el MD 100 puede ser un dispositivo de solo diagnóstico. En algunos casos, el MD 100 puede configurarse para detectar o recibir señales eléctricas cardíacas y/o parámetros físicos tales como la contracción mecánica, los sonidos del corazón, la presión sanguínea, los niveles de oxígeno en sangre, etc. El MD 100 puede configurarse adicionalmente para determinar ocurrencias de arritmias basándose en las señales eléctricas cardíacas detectadas o recibidas y/o en parámetros físicos. En un ejemplo, el MD 100 puede suprimir el módulo de generación
15 de pulsos 104, ya que el MD 100 puede no estar configurado para proporcionar estimulación eléctrica en respuesta a la determinación de una ocurrencia de una arritmia. Más bien, con el fin de responder a las arritmias cardíacas detectadas, el MD 100 puede ser parte de un sistema de dispositivos médicos. En un sistema de este tipo, el MD 100 puede comunicar información a otros dispositivos dentro del sistema y uno o más de los otros dispositivos pueden realizar una acción, por ejemplo, proporcionar una terapia de estimulación eléctrica, en respuesta a la información de recepción del MD 100. La expresión generador de pulsos puede usarse para describir cualquier dispositivo que sea capaz de proporcionar una terapia de estimulación eléctrica al corazón, tal como un ICD, ICP, LCP, o similares. En algunos casos, el MD 100 puede ser un dispositivo de estimulación neuronal o cualquier otro dispositivo médico, como se desee.

25 En algún ejemplo, el MD 100 puede no ser un dispositivo médico implantable. Más bien, el MD 100 puede ser un dispositivo externo al cuerpo del paciente, y puede incluir electrodos de piel que se colocan en el cuerpo de un paciente. En tales ejemplos, el MD 100 puede ser capaz de detectar señales eléctricas de superficie cardíaca (por ejemplo, señales eléctricas que se generan por el corazón o un dispositivo implantado dentro del cuerpo de un paciente y se propagan a través del cuerpo hasta la piel). En tales ejemplos, el MD 100 todavía pueden configurarse
30 para proporcionar diversos tipos de terapia de estimulación eléctrica. En otros ejemplos, sin embargo, el MD 100 puede ser un dispositivo de solo diagnóstico, un neuroestimulador, y/u otros dispositivos médicos implantables.

La figura 2 es una ilustración de un marcapasos cardíaco sin cables a modo de ejemplo (LCP) 200. En el ejemplo mostrado, el LCP 200 puede incluir todos los módulos y componentes del MD 100, excepto que el LCP 200 puede
35 no incluir los cables 112. Como puede verse en la figura 2, el LCP 200 puede ser un dispositivo compacto con todos los componentes alojados dentro del LCP 200 o directamente en la carcasa 220. Como se ilustra en la figura 2, el LCP 200 puede incluir un módulo de telemetría 202, un módulo generador de pulsos 204, un módulo de procesamiento 210, y una batería 212. Tales componentes pueden tener una función similar a los módulos y componentes de nombre similar como se ha tratado junto con el MD100 de la figura 1.

40 En algunos ejemplos, el LCP 200 puede incluir un módulo de detección eléctrica 206 y un módulo de detección mecánica 208. El módulo de detección eléctrica 206 puede ser similar al módulo de detección 102 del MD 100. Por ejemplo, el módulo de detección eléctrica 206 puede configurarse para recibir las señales eléctricas generadas intrínsecamente por el corazón. El módulo de detección eléctrica 206 puede estar en conexión eléctrica con los
45 electrodos 214, que pueden propagar las señales eléctricas generadas intrínsecamente al módulo de detección eléctrica 206. El módulo de detección mecánica 208 puede configurarse para recibir una o más señales representativas de uno o más parámetros fisiológicos del corazón. Por ejemplo, el módulo de detección mecánica 208 puede incluir, o estar en comunicación eléctrica con uno o más sensores, tales como acelerómetros, sensores de presión sanguínea, sensores de sonidos del corazón, sensores de oxígeno en sangre, y otros sensores que miden parámetros fisiológicos del paciente. A pesar de que se han descrito con respecto a la figura 2 como módulos de detección separados, en algunos ejemplos, el módulo de detección eléctrica 206 y el módulo de detección mecánica 208 pueden combinarse en un solo módulo.

55 En al menos un ejemplo, cada uno de los módulos 202, 204, 206, 208, y 210 ilustrados en la figura 2 puede implementarse en un único chip de circuito integrado. En otros ejemplos, los componentes ilustrados pueden implementarse en diversos chips de circuito integrado que están en comunicación eléctrica entre sí. Todos los módulos 202, 204, 206, 208, y 210 y la batería 212 pueden abarcarse dentro de la carcasa 220. La carcasa 220 puede incluir, en general, cualquier material que se conozca como seguro para la implantación dentro de un cuerpo humano y que pueda sellar herméticamente los módulos 202, 204, 206, 208, y 210 y la batería 212 de los fluidos y los tejidos cuando el LCP 200 se implanta dentro de un paciente.
60

Como se representa en la figura 2, el LCP 200 puede incluir los electrodos 214, que pueden fijarse en relación con la carcasa 220 pero expuestos al tejido y/o la sangre que rodea al LCP 200. Como tal, los electrodos 214 pueden estar dispuestos, en general, en cualquier extremo del LCP 200 y pueden estar en comunicación eléctrica con uno o más
65 de los módulos 202, 204, 206, 208, y 210. En algunos ejemplos, los electrodos 214 pueden conectarse a la carcasa 220 solo a través de unos cables de conexión cortos de tal manera que los electrodos 214 no están fijados

directamente en relación con la carcasa 220. En algunos ejemplos, el LCP 200 puede incluir adicionalmente uno o más electrodos 214'. Los electrodos 214' pueden localizarse en los laterales del LCP 200 y puede aumentarse el número de electrodos por lo que el LCP 200 puede detectar la actividad eléctrica cardíaca y/o proporcionar la estimulación eléctrica. Los electrodos 214 y/o 214' pueden estar formados por uno o más materiales conductores biocompatibles tales como diversos metales o aleaciones que se sabe que son seguros para la implantación dentro de un cuerpo humano. En algunos ejemplos, los electrodos 214 y/o 214' conectados al LCP 200 pueden tener una parte aislante que aísla eléctricamente los electrodos 214 de los electrodos adyacentes, la carcasa 220, y/u otros materiales.

10 Para implantar el LCP 200 en el interior del cuerpo del paciente, un operador (por ejemplo, un médico, un clínico, etc.), puede necesitar colocar el LCP 200 al tejido cardíaco del corazón del paciente. Para facilitar la fijación, el LCP 200 puede incluir uno o más anclajes 216. El anclaje 216 puede ser uno cualquiera de una serie de fijaciones o mecanismos de anclaje. Por ejemplo, el anclaje 216 puede incluir uno o más pasadores, grapas, roscas, tornillos, hélices, púas, y/o similares. En algunos ejemplos, aunque no se muestra, el anclaje 216 puede incluir roscas en su superficie externa que pueden discurrir a lo largo de al menos una longitud parcial del anclaje 216. Las roscas pueden proporcionar fricción entre el tejido cardíaco y el anclaje para ayudar a fijar el anclaje 216 dentro del tejido cardíaco. En otros ejemplos, el anclaje 216 puede incluir otras estructuras tales como pinchos, clavos, o similares para facilitar el acoplamiento con el tejido cardíaco circundante.

20 El diseño y las dimensiones del MD 100 y del LCP 200, como se muestra en las figuras 1 y 2, respectivamente, pueden seleccionarse basándose en diversos factores. Por ejemplo, si el dispositivo médico es para un implante en el tejido endocárdico, tal como es a veces el caso de un LCP, el dispositivo médico puede introducirse a través de una vena femoral en el corazón. En tales casos, las dimensiones del dispositivo médico pueden ser tales como para navegar suavemente a través de la trayectoria tortuosa de la vena sin provocar ningún daño al tejido circundante de la vena. De acuerdo con un ejemplo, el diámetro medio de la vena femoral puede ser de entre aproximadamente 4 milímetros (mm) a aproximadamente 8 mm. Para navegar hasta el corazón a través de la vena femoral, el dispositivo médico puede tener un diámetro de menos de 8 mm. En algunos ejemplos, el dispositivo médico puede tener una forma cilíndrica que tiene una sección transversal circular. Sin embargo, debería observarse que el dispositivo médico puede fabricarse de cualquier otra forma adecuada, tal como rectangular, oval, etc. Un dispositivo médico de manera rectangular plana con un perfil bajo puede desearse cuando el dispositivo médico está diseñado para implantarse subcutáneamente.

Mientras que el MD 100 y el LCP 200 se describen como dispositivos médicos adecuados de ejemplo, se contempla que la presente divulgación pueda aplicarse más ampliamente para la comunicación entre dos (o más) dispositivos médicos.

La figura 3 es una ilustración esquemática de un sistema de dispositivo médico 300. Como se ilustra, el sistema de dispositivo médico 300 incluye un primer MD 310, un segundo MD 320 y un tercer MD 330. Cada uno del MD 310, el MD 320 y el MD 330 puede representar cualquiera de varios dispositivos médicos diferentes que están configurados para proporcionar estimulación eléctrica, pulsos de estimulación, pulsos de desfibrilación, o similares con el fin de implementar una o más terapias, tales como la terapia de ATP, CRT, u otras terapias de estimulación eléctrica, o de solo diagnóstico u otros dispositivos médicos, como se desee. Cada uno del MD 310, el MD 320 y el MD 330 pueden o no incluir cables. Se apreciará que aunque se muestran tres dispositivos médicos en la figura 3, el sistema 300 puede incluir solo uno o dos dispositivos médicos, o puede incluir cuatro o más dispositivos médicos, en función de la aplicación específica.

En algunas realizaciones, cada uno del MD 310, el MD 320 y el MD 330, si está presente, puede implantarse y/o localizarse próximo al paciente. En algunas realizaciones, el MD 310 puede implantarse, el MD 320 puede ser externo al paciente y el MD 330 puede ser opcional. El MD 320 puede incluir un parche para la piel que incluya dos o más electrodos. En algunos casos, uno o más del MD 310, el MD 320 y el MD 330 puede ser un programador o un comunicador de dispositivo médico que está configurado para comunicarse con y/o programar uno o más dispositivos médicos implantados. Por ejemplo, el MD 320 puede ser un programador o un comunicador de dispositivo médico que está configurado para comunicarse con y/o programar uno o más dispositivos médicos implantados, tal como el MD 310 y el MD 330. En algunas realizaciones, el MD 310 puede implantarse dentro del paciente y el MD 320 y/o el MD 330 también pueden implantarse dentro del paciente, pero estar separado del MD 310 y unos de otros.

Como se ilustra, el MD 310 incluye un primer electrodo 312 y un segundo electrodo 314. El MD 320 incluye un primer electrodo 322, un segundo electrodo 324 y un tercer electrodo 326. El MD 330 incluye un primer electrodo 332, un segundo electrodo 334, un tercer electrodo 336 y un cuarto electrodo 338. En este ejemplo, el MD 310 tiene un único par de electrodos 315 que pueden usarse para detectar, estimular y/o comunicarse con otro dispositivo médico. El MD 320 tiene un primer par de electrodos 325 entre el primer electrodo 322 y el segundo electrodo 324, un segundo par de electrodos 327 entre el segundo electrodo 324 y el tercer electrodo 326, y un tercer par de electrodos 329 entre el primer electrodo 322 y el tercer electrodo 326 pudiéndose usar cada uno, o individualmente o en combinación, para detectar, estimular y/o comunicarse con otro dispositivo médico. El MD 330 tiene un primer par de electrodos 333 entre el primer electrodo 332 y el segundo electrodo 334, un segundo par de electrodos 335 entre

el segundo electrodo 334 y el tercer electrodo 336, un tercer par de electrodos 337 entre el tercer electrodo 336 y el cuarto electrodo 338, un cuarto par de electrodos 339 entre el primer electrodo 332 y el cuarto electrodo 338, un quinto par de electrodos 331 entre el primer electrodo 332 y el tercer electrodo 336 y un sexto par de electrodos 341 entre el segundo electrodo 334 y el cuarto electrodo 338 pudiéndose usar cada uno, ya sea individualmente o en combinación, para detectar, estimular y/o comunicarse con otro dispositivo médico.

Se apreciará que la intensidad de señal relativa recibida en un par de electrodos específicos puede ser una función de, al menos en parte, la orientación relativa del par de electrodos en relación con el campo electromagnético que está generándose por un par de electrodos de transmisión. La figura 4 es un campo electromagnético estilizado o idealizado 400 generado por un par de electrodos, que incluye un electrodo cátodo 410 y un electrodo ánodo 420. Este es un campo electromagnético estilizado 400 tal como aparecería en un medio conductor homogéneo. Como el tejido del paciente cerca y alrededor de los dispositivos médicos no es homogéneo, el campo electromagnético real variaría del que se muestra. El campo electromagnético 400 puede considerarse que incluye unas líneas equipotenciales 430 y unas líneas de campo eléctrico 440. La figura 5 proporciona una parte ampliada 500 que ilustra los efectos de la orientación de electrodo en relación con las líneas equipotenciales 430 y las líneas de campo eléctrico 440.

En la ilustración de la figura 5, se supone que un dispositivo médico incluye un primer electrodo 510, un segundo electrodo 520 y un tercer electrodo 530. Un primer vector de par de electrodos A puede considerarse como existente entre el primer electrodo 510 y segundo electrodo 520. Un segundo vector de par de electrodos B puede considerarse como existente entre el primer electrodo 510 y el tercer electrodo 530. Un tercer vector de par de electrodos C puede considerarse como existente entre el segundo electrodo 520 y el tercer electrodo 530. Se apreciará que la intensidad de señal relativa entre uno de los vectores de par de electrodos A, B y C estará influenciada por el ángulo entre la antena de recepción (uno de los vectores de par de electrodos A, B y C) y el campo eléctrico local producido por la antena de transmisión (el cátodo 410 y el ánodo 420 como se muestra en la figura 4). Como puede verse, la señal recibida será la intensidad de señal multiplicada por el coseno del ángulo θ entre el correspondiente vector de par de electrodos A, B o C y las líneas de campo eléctrico 440. Los vectores de par de electrodos representan cada uno un par de electrodos del dispositivo médico. Uno en particular de los pares de electrodos A, B, o C seleccionado para la comunicación, en combinación con un par de electrodos de la antena de transmisión (por ejemplo, el cátodo 410 y el ánodo 420 como se muestra en la figura 4) puede considerarse un "vector de comunicación".

Como se ilustra, el vector de par de electrodos A forma un ángulo θ_A que es de 90 grados. Como el coseno de 90 grados es cero, el vector de par de electrodos A (entre el primer electrodo 510 y el segundo electrodo 520) no recibiría una señal. El vector de par de electrodos B forma un ángulo θ_B que es de 15 grados. El coseno de 15 grados es de 0,97, y por lo tanto el vector de par de electrodos B recibiría una señal que es el 97 % de la intensidad de señal en esa localización. El vector de par de electrodos C forma un ángulo θ_C que es de 45 grados. El coseno de 45 grados es de 0,71, y por lo tanto el vector de par de electrodos C recibiría una señal que es el 71 % de la intensidad de señal en esa localización. Se apreciará, por lo tanto, que al tener varios pares de electrodos, o vectores de par de electrodos para elegir puede facilitar que los dispositivos MD 310, MD 320 y MD 330 del sistema 300 (figura 3) seleccionen un par de electrodos o vector de par de electrodos que ayude a aumentar la intensidad de señal relativa y/o la relación señal-ruido para la comunicación entre los mismos. Los ángulos mostrados en la figura 5 son solamente ilustrativos, ya que en la práctica el dispositivo médico que incluye los electrodos 510, 520 y 530 puede tener cualquier orientación específica con respecto al campo electromagnético 400 (figura 4), y la orientación puede cambiar con el tiempo a medida que el paciente respira, el corazón bombea, o de otro modo el paciente se mueve. Se contempla que un dispositivo médico puede tener dos, tres, cuatro o más electrodos que pueden usarse en pares para ayudar a mejorar la comunicación entre los dispositivos médicos.

La figura 6 ilustra un dispositivo médico (MD) 600 que incluye un primer electrodo 610, un segundo electrodo 620 y un tercer electrodo 630. Un total de tres vectores de par de electrodos 640, 650 y 660 pueden formarse usando los tres electrodos del MD 600. El MD 600 puede representar un dispositivo médico implantado o un dispositivo médico externo. El MD 600 puede, en algunos casos, representar un parche externo que se fija a la piel de un paciente, y puede comunicarse con un dispositivo médico implantado, tal como un marcapasos cardíaco sin cables (LCP). Como se ilustra, los electrodos 610, 620 y 630 están igualmente separados formando un triángulo equilátero. En algunas realizaciones, en cambio, los electrodos 610, 620 y 630 pueden estar desigualmente separados, formando de este modo un triángulo no equilátero.

La figura 7 ilustra un dispositivo médico (MD) 700 que incluye un primer electrodo 710, un segundo electrodo 720, un tercer electrodo 730 y un cuarto electrodo 740. En la figura 7, un total de 6 vectores de par de electrodos 750, 752, 754, 756, 758 y 760 pueden formarse usando los electrodos del MD 700. El MD 700 puede representar un dispositivo médico implantado o un dispositivo médico externo. El MD 700 puede representar, por ejemplo, un parche externo que está fijado a la piel de un paciente. Como se ilustra, los electrodos 710, 720, 730 y 740 están separados alrededor del MD 700 en un patrón de cometa. En algunas realizaciones, en cambio, los electrodos 710, 720, 730 y 740 pueden estar separados alrededor del MD 700 en varios patrones diferentes. Se apreciará que los ángulos relativos entre los pares de electrodos 710, 720, 730 y 740 pueden variarse alterando las dimensiones relativas, es decir, la longitud y/o la anchura de las separaciones entre los electrodos del MD 700.

Las figuras 8 y 9 proporcionan ejemplos adicionales de unos posibles ángulos de vectores de par de electrodos en los dispositivos médicos que tienen 4 electrodos dispuestos en una configuración rectilínea (figura 8) o en una configuración como de cometa (figura 9). Se apreciará que estos ejemplos son solamente ilustrativos, ya que los ángulos en la figura 8 pueden alterarse cambiando la relación de longitud y anchura de un cuadrado o un rectángulo que se extiende a través de los cuatro electrodos. Del mismo modo, los ángulos en la figura 9 pueden alterarse cambiando la relación de longitud y anchura de una forma de cometa que se extiende a través de los cuatro electrodos.

Puede verse que teniendo dos electrodos puede darse una situación en la que no puede haber o sustancialmente no puede haber ninguna intensidad de señal en la localización de una antena de recepción, en función de la orientación de la antena de recepción en relación con el campo eléctrico emitido. Tener tres electrodos proporciona tres posibles vectores de par de electrodos que pueden seleccionarse, por lo que seleccionar el vector de par de electrodos con la mayor intensidad de señal, puede ayudar a mejorar la intensidad de señal recibida por las antenas de recepción. Tener cuatro electrodos proporciona seis posibles vectores de par de electrodos que pueden seleccionarse. En algunos casos, y para proporcionar aún más vectores, dos o más de los electrodos pueden cortocircuitarse entre sí de manera eficaz de tal manera que los electrodos cortocircuitados actúan colectivamente como un único electrodo. Por ejemplo, y específicamente con respecto a la figura 7, los electrodos 730 y 740 pueden cortocircuitarse entre sí de manera eficaz y pueden actuar como un único electrodo (por ejemplo, el ánodo), y el electrodo 710 o el electrodo 720 puede actuar como el otro electrodo (por ejemplo, el cátodo). Esto es solo un ejemplo.

En algunos ejemplos, los dispositivos médicos descritos en el presente documento, incluyendo el MD 100, el LCP 200, el MD 310, el MD 320, el MD 330, el MD 600 o el MD 700 pueden programarse o de otro modo configurarse para probar diversos vectores de comunicación y para seleccionar el vector de comunicación apropiado para la comunicación. En algunas realizaciones, puede seleccionarse el vector de comunicación más fuerte. En algunas realizaciones, el vector de comunicación más débil puede excluirse de su uso. En algunas realizaciones, en función de la finalidad de la comunicación, pueden usarse varios vectores de comunicación en combinación.

En algunos ejemplos, un vector puede usarse durante una primera parte de una única comunicación y un segundo vector puede usarse durante una segunda parte de la comunicación. Esto puede ocurrir cuando, por ejemplo, un programador de dispositivo o un S-ICD está comunicando con un LCP. El LCP puede moverse durante cada latido del corazón y los ángulos entre los diversos electrodos pueden cambiar con el tiempo. En algunos casos, puede ser ventajoso usar un primer vector para iniciar la comunicación, y a continuación cuando el LCP se mueve, conmutar a un segundo vector para completar la comunicación.

Como alternativa, o además, la comunicación puede realizarse simultáneamente usando dos o más vectores. Esto puede proporcionar una o más rutas de comunicación redundantes, de tal manera que si una ruta de comunicación se convierte en menos eficaz o se cae, entonces puede usarse la ruta(s) de comunicación redundante. Por ejemplo, y específicamente con respecto a la figura 7, la comunicación puede realizarse simultáneamente usando un primer vector 754 que se extiende entre los electrodos 730 y 740 y un segundo vector 758 que se extiende entre los electrodos 720 y 740. A continuación, si la comunicación que usa el primer vector 754 se convierte en menos eficaz o se cae, el sistema todavía puede comunicarse usando el segundo vector 758. En algunos casos, la comunicación puede realizarse simultáneamente usando ambos vectores, y el sistema puede seleccionar la ruta de comunicación con la intensidad de señal más alta, la ruta de comunicación que proporciona la transmisión exitosa, y/o puede usar cualquier otro criterio para seleccionar dos o más rutas de comunicación. En algunos casos, una comunicación puede realizarse usando múltiples vectores, y los resultados pueden compararse. Si no hay ninguna diferencia en los resultados, entonces puede usarse cualquier resultado. Si hay una diferencia, pueden usarse otros criterios para ayudar a identificar el resultado correcto. Por ejemplo, pueden usarse un bit de paridad y/o una suma de verificación para identificar qué transmisiones tuvieron éxito. Si no hay transmisiones que tengan éxito, puede enviarse una señal para notificar al remitente que repita la transmisión usando un vector o un conjunto de vectores diferente.

La figura 10 proporciona un sistema médico ilustrativo en el que se muestra un LCP 782 fijado al interior del ventrículo izquierdo de un corazón 788 y se muestra un LCP 784 fijado al interior del ventrículo derecho del corazón 788. En algunas realizaciones, puede haber LCP adicionales implantados en el corazón 788. En otros casos, solo puede haber un LCP, tal como el LCP 784. En algunas realizaciones, uno o más LCP pueden fijarse al exterior del corazón 788. En la figura 10, se muestra un ejemplo SICD 786. El ejemplo SICD 786 incluye un cable 790 que lleva uno o más electrodos 792, 794 y 796. En algunas realizaciones, el cable 790 puede incluir más de tres electrodos. En algunos casos, una vez que se ha implantado un cable 790, los electrodos 792, 794 y 796 pueden considerarse como que están alineados verticalmente próximos al esternón del paciente. Opcionalmente, puede disponerse un electrodo adicional en una parte horizontal (una vez implantado) del cable 790. Se apreciará que como se ilustra, el SICD 786 puede considerarse como que tiene un total de cuatro electrodos, ya que la carcasa del SICD 786 puede funcionar también como un electrodo. En algunos casos, el cable 790 pueden colocarse subcutáneamente adyacente al corazón 788. En algunos casos, el sistema médico ilustrativo puede incluir un parche externo tal como el MD 700 tratado anteriormente con respecto a la figura 7 para conectarse a, por ejemplo, un dispositivo médico externo.

En algunos casos, puede haber un deseo de comunicación entre dos o más del LCP 782, el LCP 784, el SICD 786

y/o un MD 700. Se apreciará, por ejemplo, que para la comunicación entre el LCP 782 y el MD 700, puede haber un total de cuatro (o más) de electrodos en el MD 700 y de dos a cuatro (o más) electrodos en LCP 782, y por lo tanto pueden probarse y seleccionarse muchos vectores de comunicación diferentes como se ha tratado anteriormente. En algunos casos, en particular en la comunicación de propagación entre el SICD 786 y cualquiera de los otros dispositivos mostrados, se apreciará que los electrodos 792, 794 y 796 están dispuestos de una manera en gran medida lineal cerca de un extremo distal del cable 790. En consecuencia, en algunos casos, la selección entre estos tres electrodos para su uso en un vector de comunicación con un LCP 872 o 784 no puede cambiar sustancialmente la geometría del vector y por lo tanto no puede mejorar sustancialmente el vector de comunicación. En algunas realizaciones, la comunicación con el SICD 786 puede beneficiarse al considerar también uno o más electrodos de lata, tal como el electrodo de lata 797 del SICD 786. Cuando se proporciona así, el SICD puede tener cuatro electrodos diferentes 792, 794, 796 y 797, y cada LCP 782 y 784 puede tener de dos a cuatro (o más) electrodos. Esto puede proporcionar muchos vectores para elegir con varias geometrías vectoriales diferentes. Como alternativa, o además, los electrodos SICD 792, 794 y 796 pueden estar dispuestos de una manera no lineal, tal como en un patrón en cruz.

Uno o todos los electrodos 792, 794, 796, 797 y la carcasa SCID 786 pueden usarse solamente para la comunicación: como alternativa uno o todos los electrodos 792, 794, 796, 797 y la carcasa SCID 786 pueden usarse también para otros fines, tales como la detección de un parámetro fisiológico (por ejemplo, la actividad cardiaca intrínseca, la impedancia torácica) y/o para proporcionar una o más terapias eléctricas (por ejemplo, choques de cardioversión/desfibrilación, frecuencias cardíacas, energía de estimulación neural).

En algunos casos, se apreciará que un vector o vectores específicos que son más útiles para la comunicación entre cualquier par específico de dispositivos pueden cambiar a través del tiempo. Por ejemplo, el LCP 782 y/o el LCP 784, si están presentes, pueden moverse y cambiar la orientación un poco con cada latido del corazón. A medida que el paciente respira, y su pecho sube y baja, el SICD 786 y un dispositivo externo tal como el MD 700 también pueden moverse. Por consiguiente, en algunas realizaciones, puede ser ventajoso usar un primer vector para una parte de una comunicación, y a continuación a medida que los uno o más dispositivos se mueven uno con respecto al otro, tal como con el latido del corazón y/o la respiración del paciente, cambiar a un segundo vector para continuar la comunicación. En algunos casos, la intensidad de señal, la tasa de errores y/o los parámetros de comunicación pueden monitorizarse a lo largo del tiempo, y el vector puede conmutarse automáticamente si se desea. Mientras que un primer y un segundo vector se usan en este caso como un ejemplo, se contempla que el sistema pueda conmutar entre más de dos diferentes vectores si se desea. Se contempla que los vectores puedan conmutarse en tiempo real o casi real, y/o puedan actualizarse de vez en cuando, por ejemplo, cada minuto, hora, día, mes, cada visita al médico, y/o en cualquier otro momento adecuado.

La figura 11 es un diagrama de flujo que muestra un método ilustrativo 1000 que puede realizarse mediante cualquiera de los dispositivos médicos descritos en el presente documento, incluyendo el MD 100, el LCP 200, el MD 310, el MD 320, el MD 330, el MD 600 o el MD 700. En el bloque 1010, se selecciona un primer par de electrodos de una antena que tiene al menos tres electrodos. Una señal de comunicación, tal como una señal de comunicación propagada, puede enviarse a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena, como se ve, en general, en el bloque 1020. En el bloque 1030, se selecciona un segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos. El segundo par de electrodos seleccionado es diferente del primer par de electrodos seleccionado. Una señal de comunicación se envía de nuevo a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena, como se ve, en general, en el bloque 1040.

La figura 12 es un diagrama de flujo que muestra un método ilustrativo 1100 que puede realizarse mediante cualquiera de los dispositivos médicos descritos en el presente documento, incluyendo el MD 100, el LCP 200, el MD 310, el MD 320, el MD 330, el MD 600 o el MD 700. En el bloque 1110, se selecciona un primer par de electrodos de una antena que tiene al menos tres electrodos. Una señal de comunicación se envía a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena, como se ve, en general, en el bloque 1120. En el bloque 1130, se selecciona un segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos. El segundo par de electrodos es diferente del primer par de electrodos seleccionado. Una señal de comunicación puede enviarse a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena, como se ve, en general, en el bloque 1140.

Durante el funcionamiento, y como se ve en el bloque 1150, puede monitorizarse una medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando el primer par de electrodos. Si la medida relacionada con una relación señal-ruido cae por debajo de un umbral o cambia en más de un umbral, se selecciona el segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos, como se ve, en general, en el bloque 1160. En el bloque 1170, puede enviarse a continuación una señal de comunicación a través del tejido del paciente entre el segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y los dos electrodos de la otra antena.

La figura 13 es un diagrama de flujo que muestra un método ilustrativo 1200 que puede realizarse mediante cualquiera de los dispositivos médicos descritos en el presente documento, incluyendo el MD 100, el LCP 200, el MD 310, el MD 320, el MD 330, el MD 600 o el MD 700. En el bloque 1210, se selecciona un primer par de electrodos de una antena que tiene al menos tres electrodos. Una señal de comunicación se envía a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena, como se ve, en general, en el bloque 1220. En el bloque 1230, se selecciona un segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos. El segundo par de electrodos es diferente del primer par de electrodos seleccionado. Una señal de comunicación se envía a través del tejido del paciente entre el primer par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos y dos electrodos de la otra antena, como se ve, en general, en el bloque 1240.

Durante el funcionamiento, y como el bloque 1280, una primera medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación se determina usando el primer par de electrodos. Una segunda medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación se determina usando el segundo par de electrodos, como se ve, en general, en el bloque 1290. En el bloque 1292, se selecciona el primer par de electrodos o el segundo par de electrodos para la comunicación posterior basándose en la primera medida y en la segunda medida.

La figura 14 un diagrama de flujo que muestra un método ilustrativo 1300 que puede realizarse mediante cualquiera de los médicos dispositivos descritos en el presente documento, incluyendo el MD 100, el LCP 200, el MD 310, el MD 320, el MD 330, el MD 600 o el MD 700. En el bloque 1310, los vectores de comunicación se prueban entre al menos dos electrodos de una primera antena y entre cada uno de una pluralidad de pares de electrodos de una segunda antena que tiene al menos tres electrodos. En una realización, se prueba periódicamente un vector de comunicación, por ejemplo, una vez por segundo, minuto, días o meses. En otra realización, un vector de comunicación se prueba solo cuando un parámetro de comunicación no cumple con un criterio predeterminado. En algunas realizaciones, un vector de comunicación se prueba durante una visita al consultorio. En otras realizaciones, un vector de comunicación se prueba durante una interacción entre un dispositivo médico y un sistema externo que está configurado para proporcionar datos de dispositivo o de paciente a un médico en una localización remota. Un vector de comunicación se selecciona basándose en un parámetro de comunicación de uno o más de los vectores de comunicación, como se indica, en general, en el bloque 1320. El parámetro de comunicación podría ser, por ejemplo, una intensidad de señal absoluta, una señal de intensidad relativa y/o una relación señal-ruido, o cualquier otro parámetro que afecte o que pueda afectar a la comunicación. En el bloque 1330, se envía una comunicación propagada entre un primer dispositivo médico y un segundo dispositivo médico usando el vector de comunicación seleccionado.

Como se ha detallado anteriormente, los dispositivos médicos pueden hacerse referencia en el presente documento mediante cualquier dispositivo médico adecuado. En algún ejemplo no limitativo, los métodos 1000, 1100, 1200, 1300 pueden usarse en la comunicación entre un LCP y un programador o comunicador de dispositivo médico, un LCP y un desfibrilador cardioversor implantable subcutáneo (SICD), un LCP y un dispositivo de diagnóstico coimplantado, un LCP y un dispositivo neuroestimulador, un LCP y otro LCP, y/o entre cualesquiera otros dispositivos médicos adecuados, como se desee.

En algunas realizaciones, cualquiera de estos métodos descritos en el presente documento podría materializar la recepción de una comunicación en lugar de o, o además de, enviar una señal de comunicación. En algunas realizaciones, una selección o determinación de un vector de comunicación usado para enviar una señal de comunicación puede ser la misma que un vector de comunicación usado para recibir una señal de comunicación. En algunas realizaciones, una selección o determinación de un vector de comunicación usado para enviar una señal de comunicación puede ser diferente de un vector de comunicación usado para recibir una señal de comunicación. La invención se expone en las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de comunicación (300), que comprende:

5 un primer dispositivo médico (310) que incluye una primera antena que tiene al menos dos electrodos (312, 314);
 y
 un segundo dispositivo médico (320, 600, 700) que incluye una segunda antena que tiene al menos tres
 electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740), en donde el segundo dispositivo médico (320, 600,
 10 700) incluye un parche para la piel asociado a los al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710,
 720, 730, 740) del segundo dispositivo médico (320, 600, 700) para fijar los al menos tres electrodos (322, 324,
 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) del segundo dispositivo médico (320, 600, 700) en la piel de un paciente;
 en donde al menos uno del primer dispositivo médico (310) y del segundo dispositivo médico (320, 600, 700)
 está configurado para:

15 probar unos vectores de comunicación entre los al menos dos electrodos (312, 314) de la primera antena y al
 menos dos pares de los al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) de la
 segunda antena;
 seleccionar un vector de comunicación de los vectores de comunicación probados; y
 al menos una de enviar y recibir una comunicación propagada a lo largo del vector de comunicación
 20 seleccionado,

en donde los vectores de comunicación representan diferentes combinaciones de electrodos para la
 comunicación entre el primer dispositivo médico (310) y el segundo dispositivo médico (320, 600, 700).

25 2. El sistema de comunicación (300) de la reivindicación 1, en el que los al menos tres electrodos (322, 324, 326,
 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) comprenden tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740)
 que están dispuestos en una configuración triangular.

30 3. El sistema de comunicación (300) de la reivindicación 1, en el que los al menos tres electrodos (322, 324, 326,
 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) comprenden cuatro electrodos (710, 720, 730, 740) que están dispuestos en una
 configuración rectangular o en una configuración de cometa.

4. El sistema de comunicación (300) de la reivindicación 1, en el que el primer dispositivo médico (310) puede
 implantarse dentro de un paciente.

35 5. El sistema de comunicación (300) de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en el que el primer dispositivo médico
 (310) es un marcapasos cardíaco sin cables (LCP).

6. Un método de comunicación entre un primer dispositivo médico (310) que tiene una primera antena y un segundo
 40 dispositivo médico (320, 600, 700) que tiene una segunda antena, en el que el primer dispositivo médico (310)
 puede implantarse dentro de un paciente y el segundo dispositivo médico (320, 600, 700) está próximo al paciente, y
 en el que la primera antena y/o la segunda antena tienen al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630,
 710, 720, 730, 740) y la otra antena tiene al menos dos electrodos (312, 314), y en el que la antena que tiene al
 menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) incluye un parche para la piel asociado a
 45 los al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) para fijar los al menos tres
 electrodos en la piel de un paciente; comprendiendo el método:

probar unos vectores de comunicación entre los al menos dos electrodos (312, 314) de la antena que tiene al
 menos dos electrodos y al menos dos pares de los al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710,
 50 720, 730, 740) de la antena que tiene al menos tres electrodos; seleccionar un vector de comunicación a partir de
 los vectores de comunicación probados; y al menos una de enviar y recibir una comunicación propagada a lo
 largo del vector de comunicación seleccionado; en donde los vectores de comunicación representan diferentes
 combinaciones de electrodos para la comunicación entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo
 médico.

55 7. El método de la reivindicación 6, que comprende además:

monitorizar una medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando
 el primer par de electrodos;
 60 si la medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada usando el primer
 par de electrodos cae por debajo de un umbral, entonces:

seleccionar el segundo par de electrodos de la antena que tiene al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610,
 620, 630, 710, 720, 730, 740); y
 65 enviar la señal de comunicación propagada a través del tejido del paciente entre el segundo par de electrodos
 de la antena que tiene al menos tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) y los dos

electrodos (312, 314) de la otra antena.

8. El método de la reivindicación 6, que comprende además:

- 5 determinar una primera medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación propagada
 usando el primer par de electrodos;
 determinar una segunda medida relacionada con una relación señal-ruido de la señal de comunicación
 propagada usando el segundo par de electrodos; y
10 seleccionar el primer par de electrodos o el segundo par de electrodos para la comunicación posterior basándose
 en la primera medida y en la segunda medida.

9. El método de cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, en el que la antena que tiene al menos tres electrodos (322,
324, 326, 610, 620, 630, 710, 720, 730, 740) comprende tres electrodos (322, 324, 326, 610, 620, 630) que están
15 dispuestos en una configuración triangular, cuatro electrodos que están dispuestos en una configuración rectangular
 o cuatro electrodos (710, 720, 730, 740) que están dispuestos en una configuración de cometa.

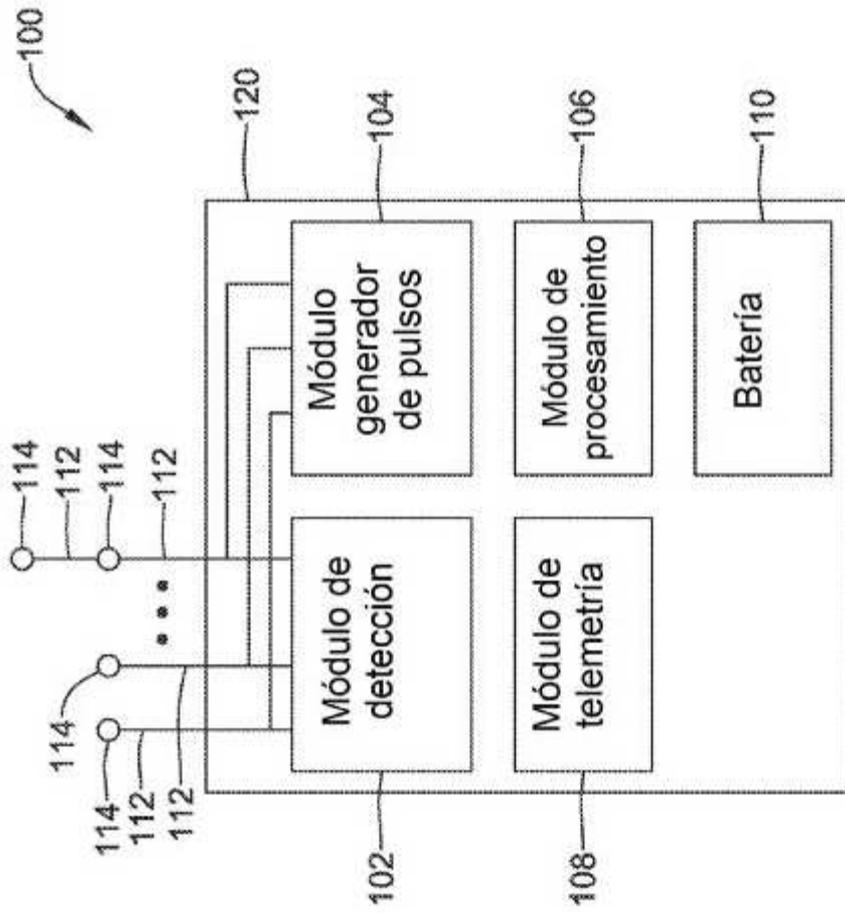


FIG. 1

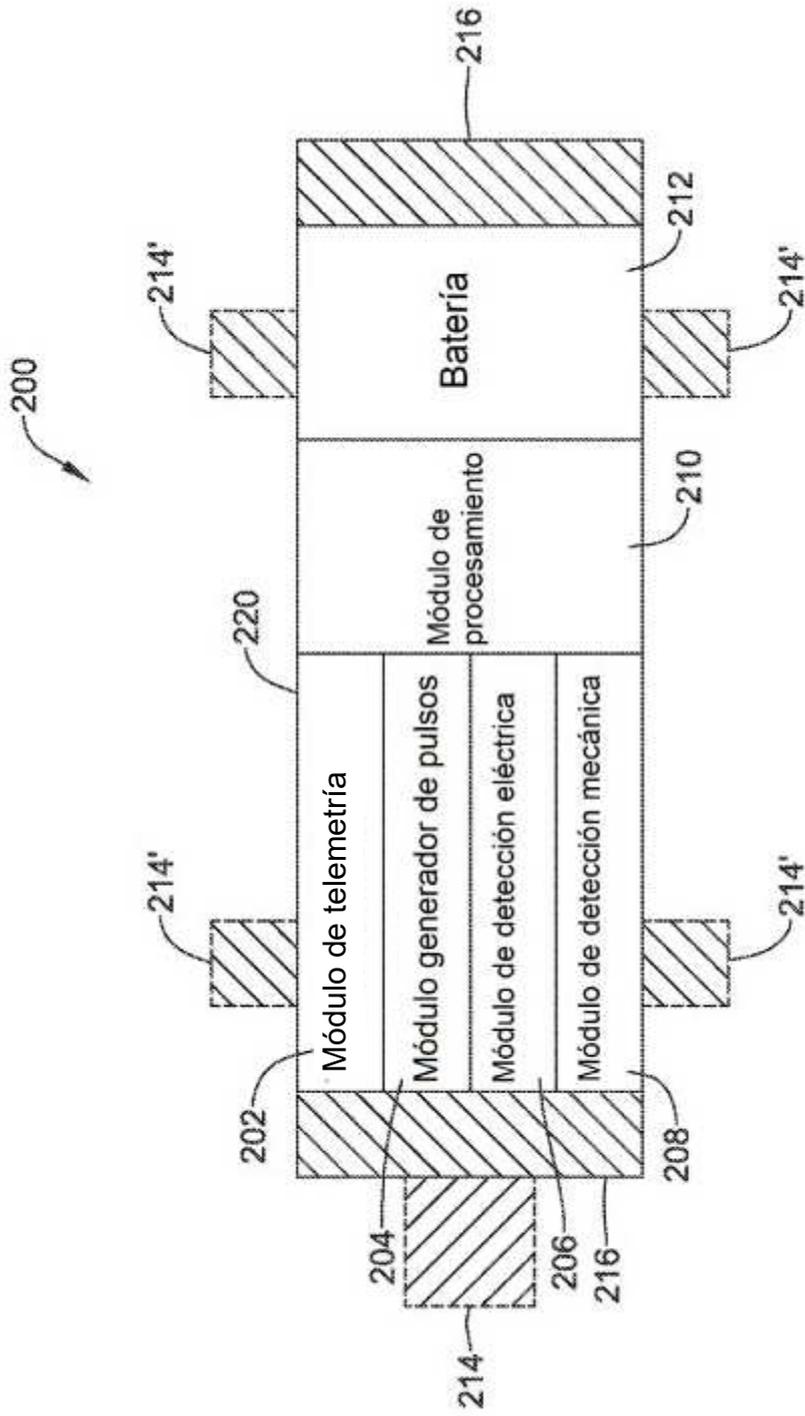


FIG. 2

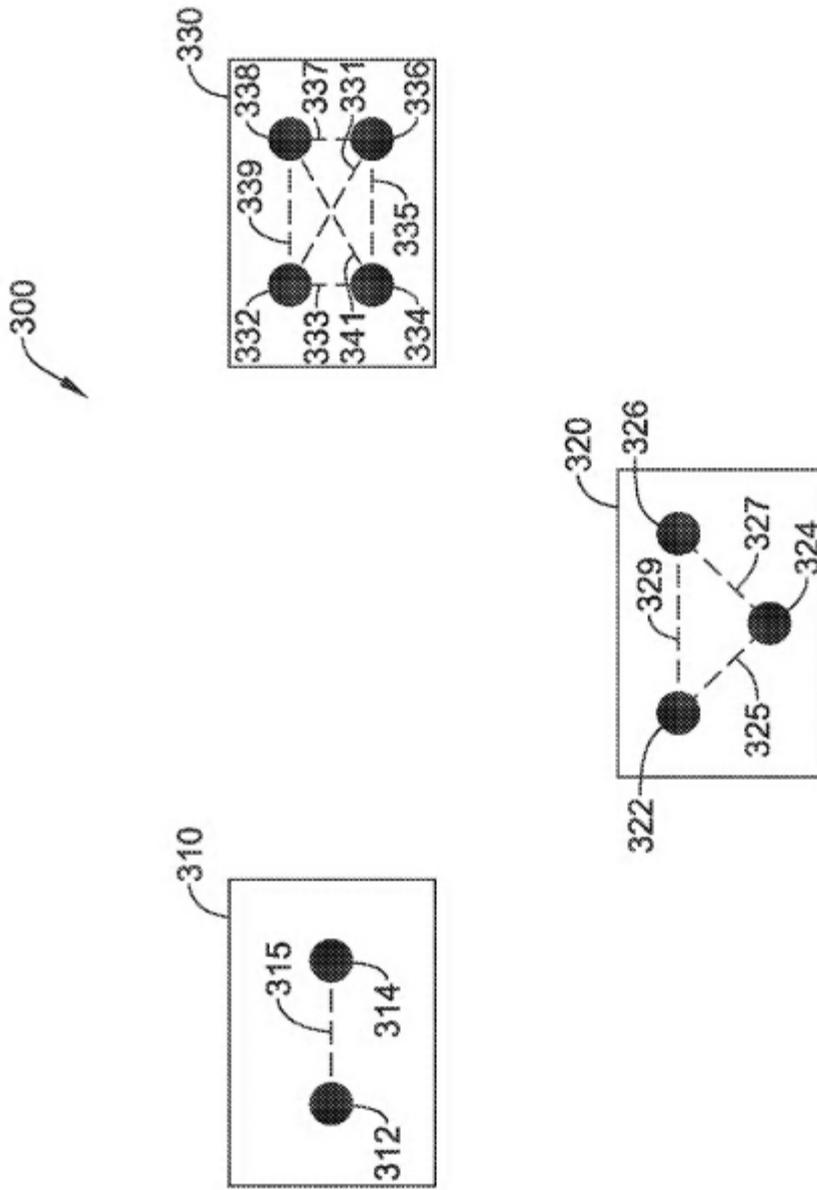


FIG. 3

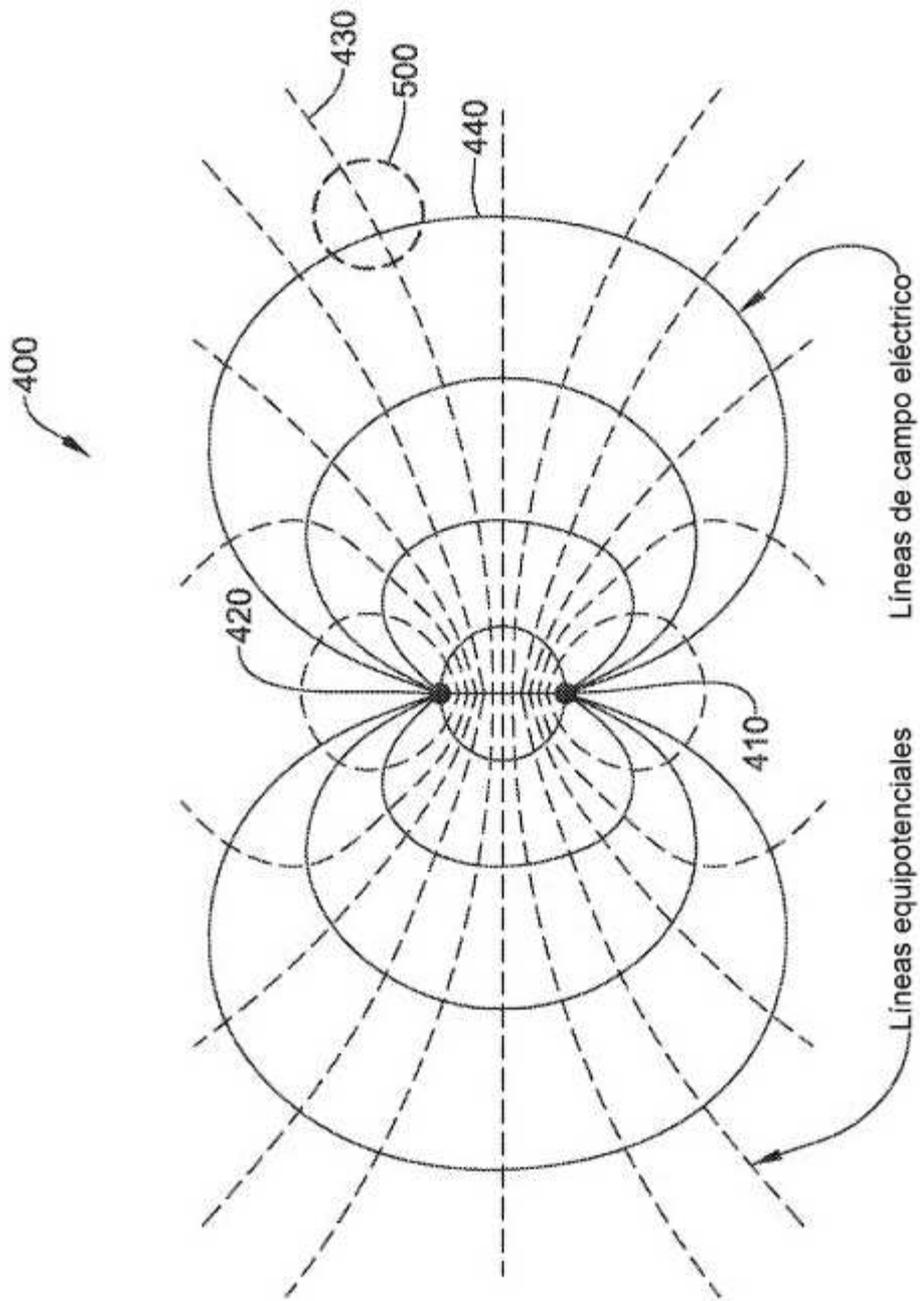


FIG. 4

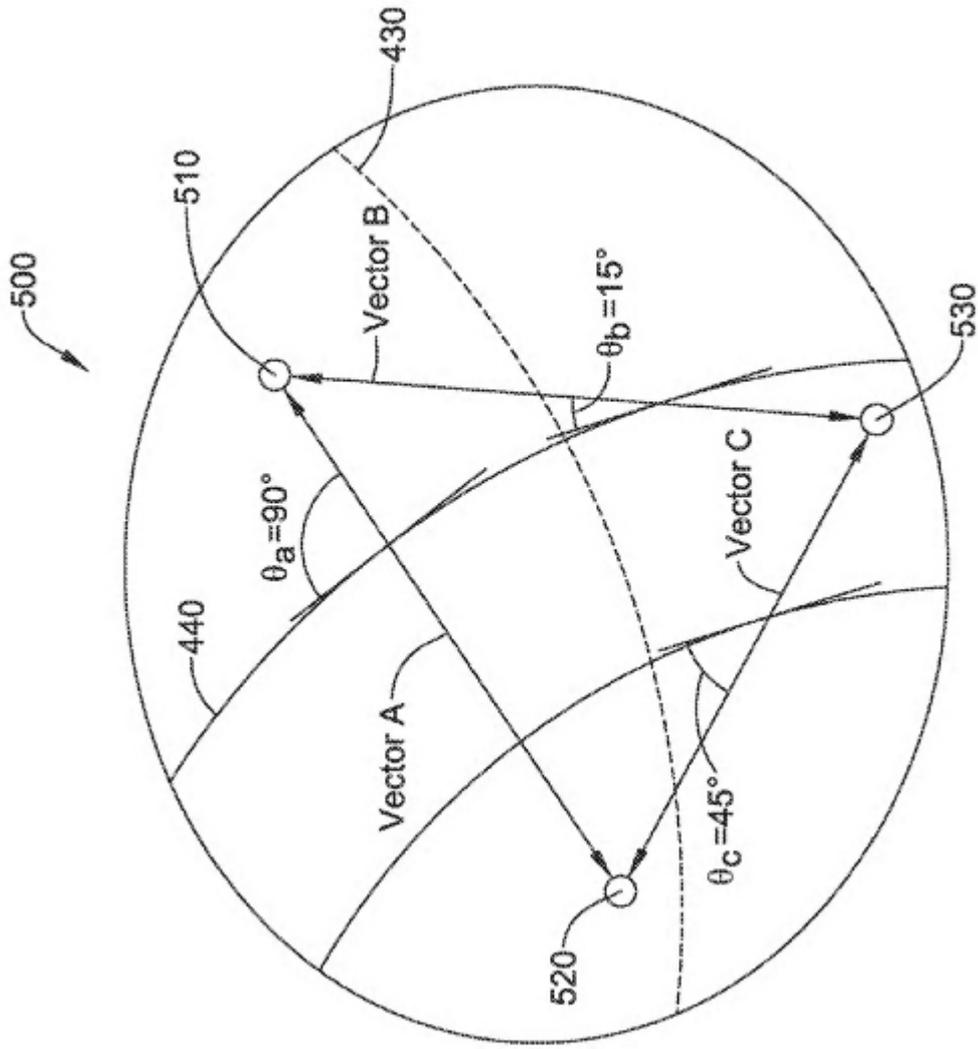


FIG. 5

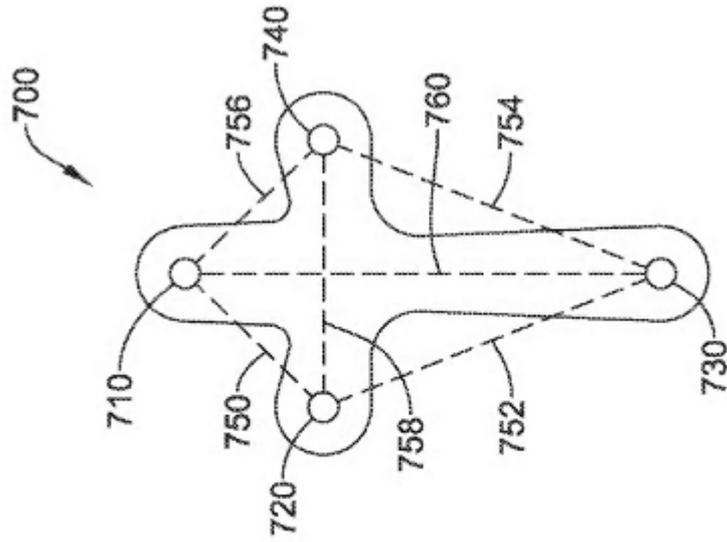


FIG. 7

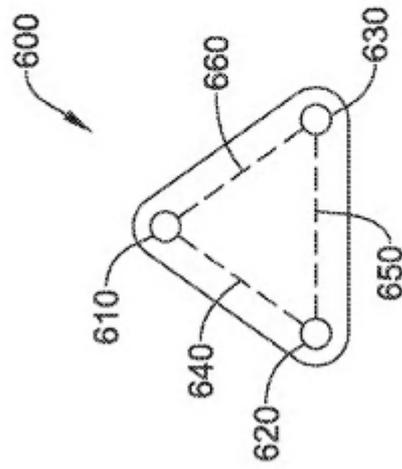


FIG. 6

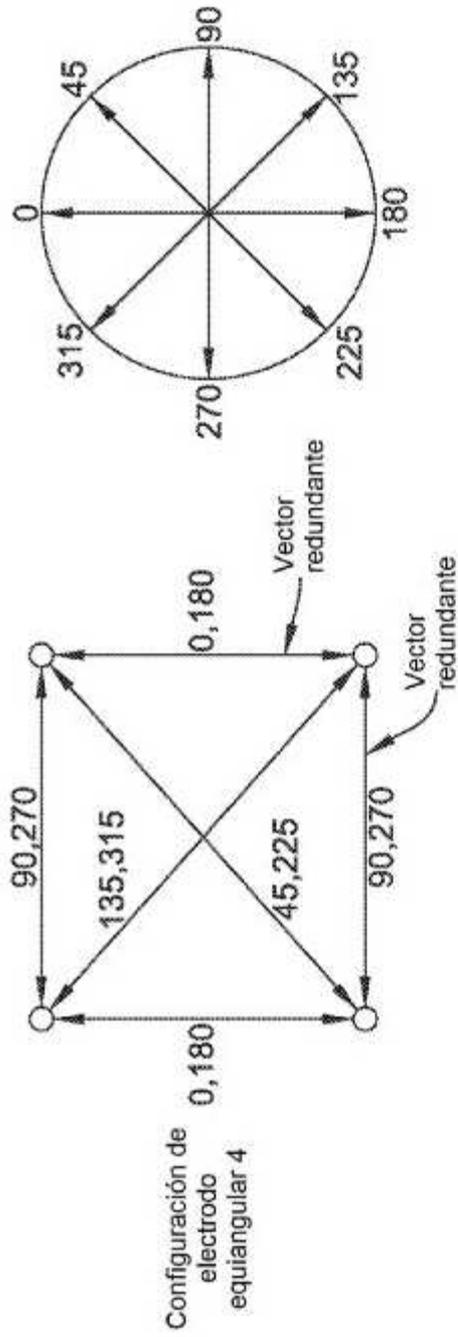


FIG. 8

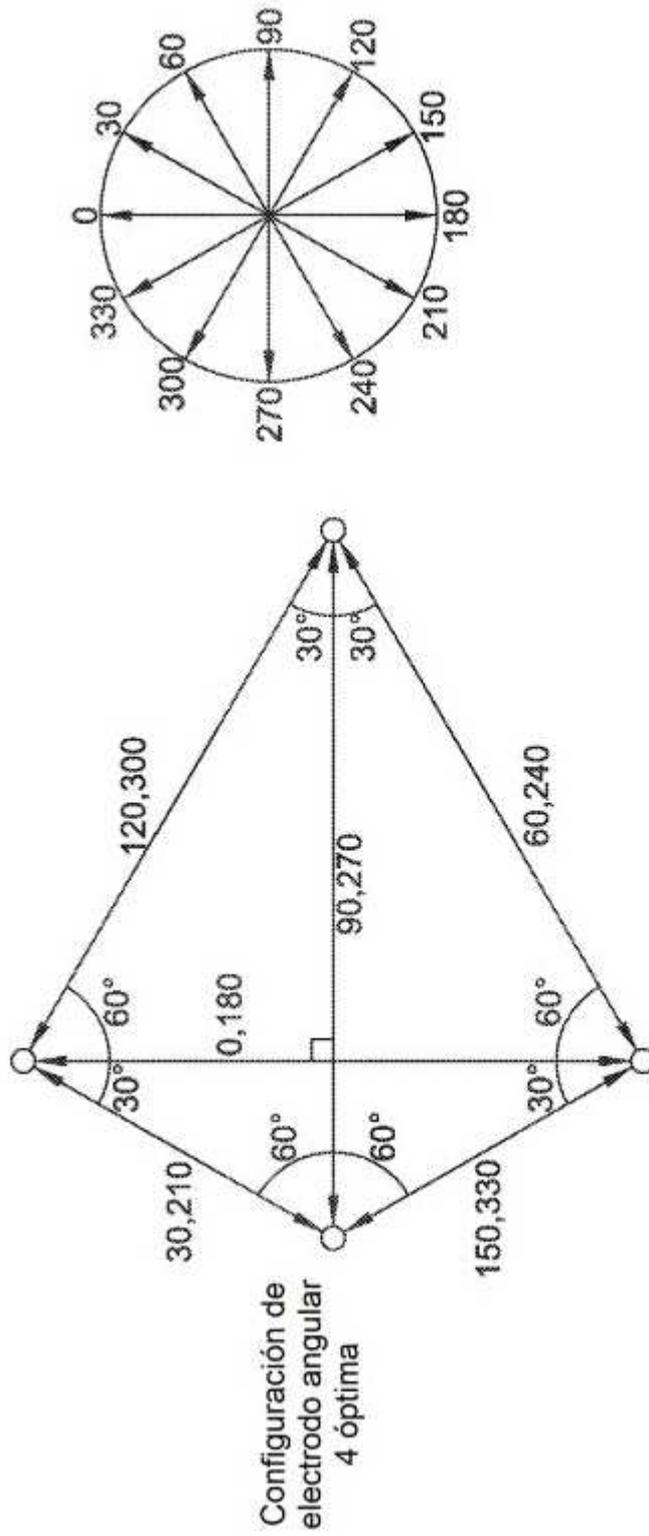


FIG. 9

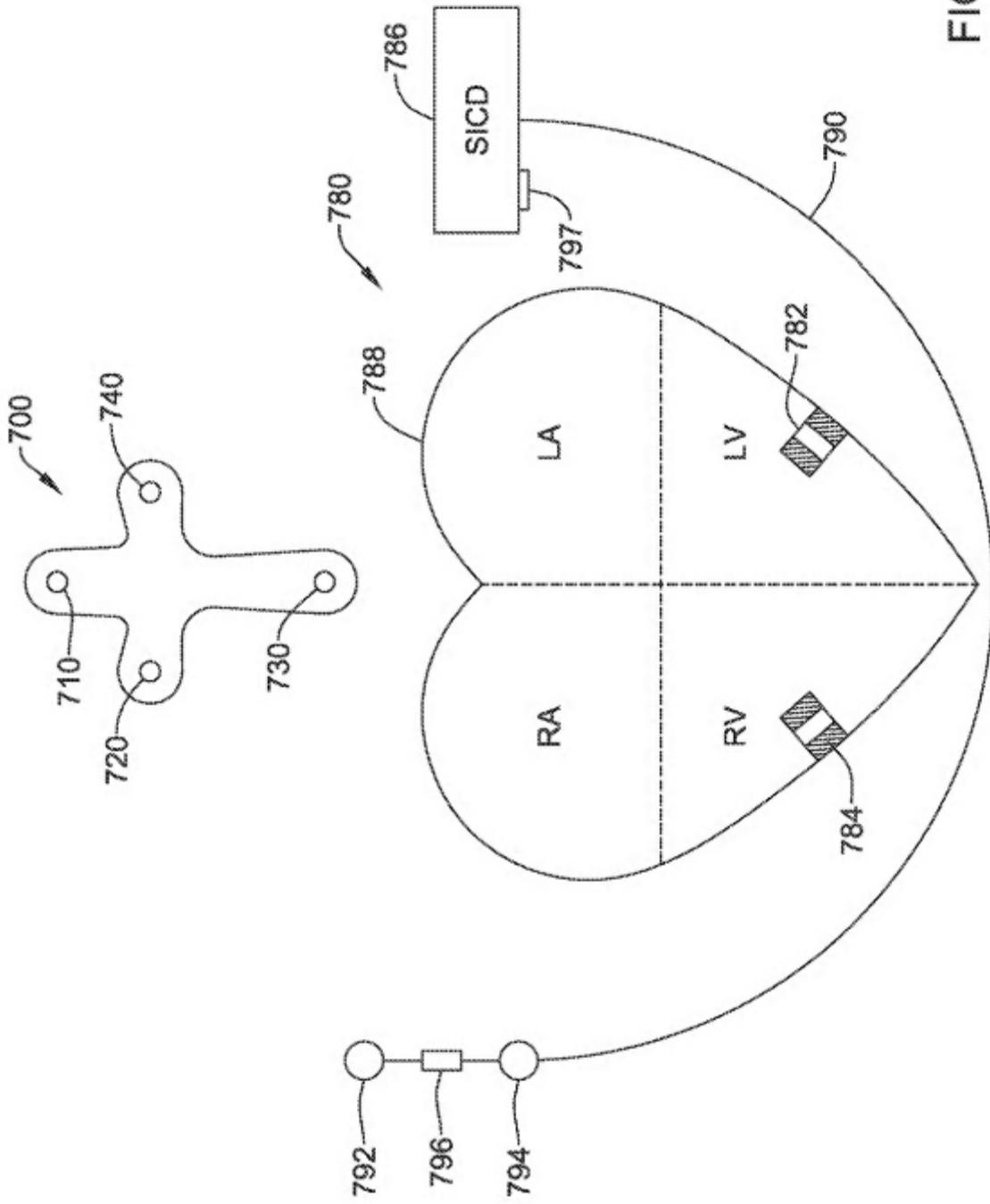


FIG. 10

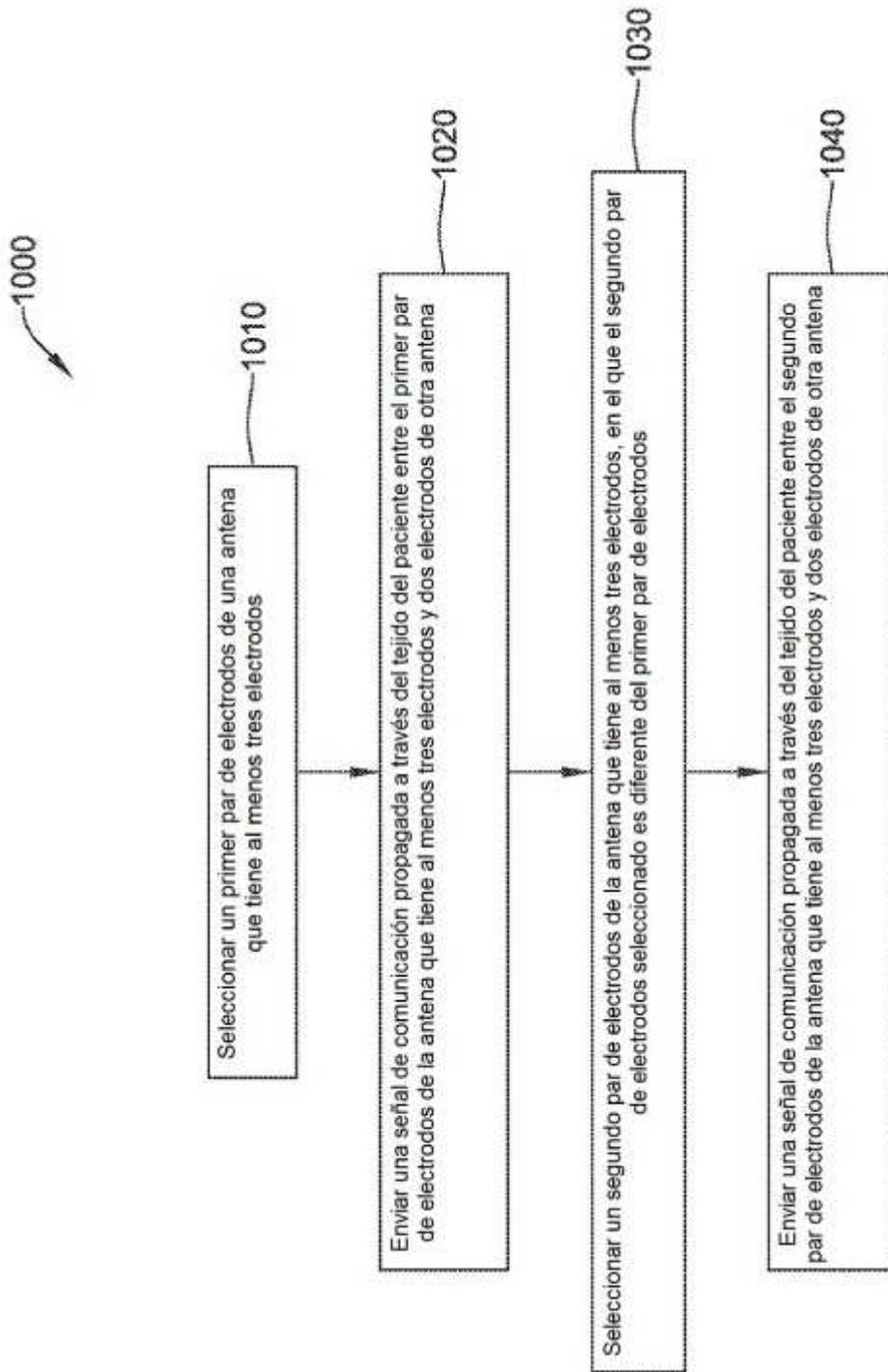


FIG. 11

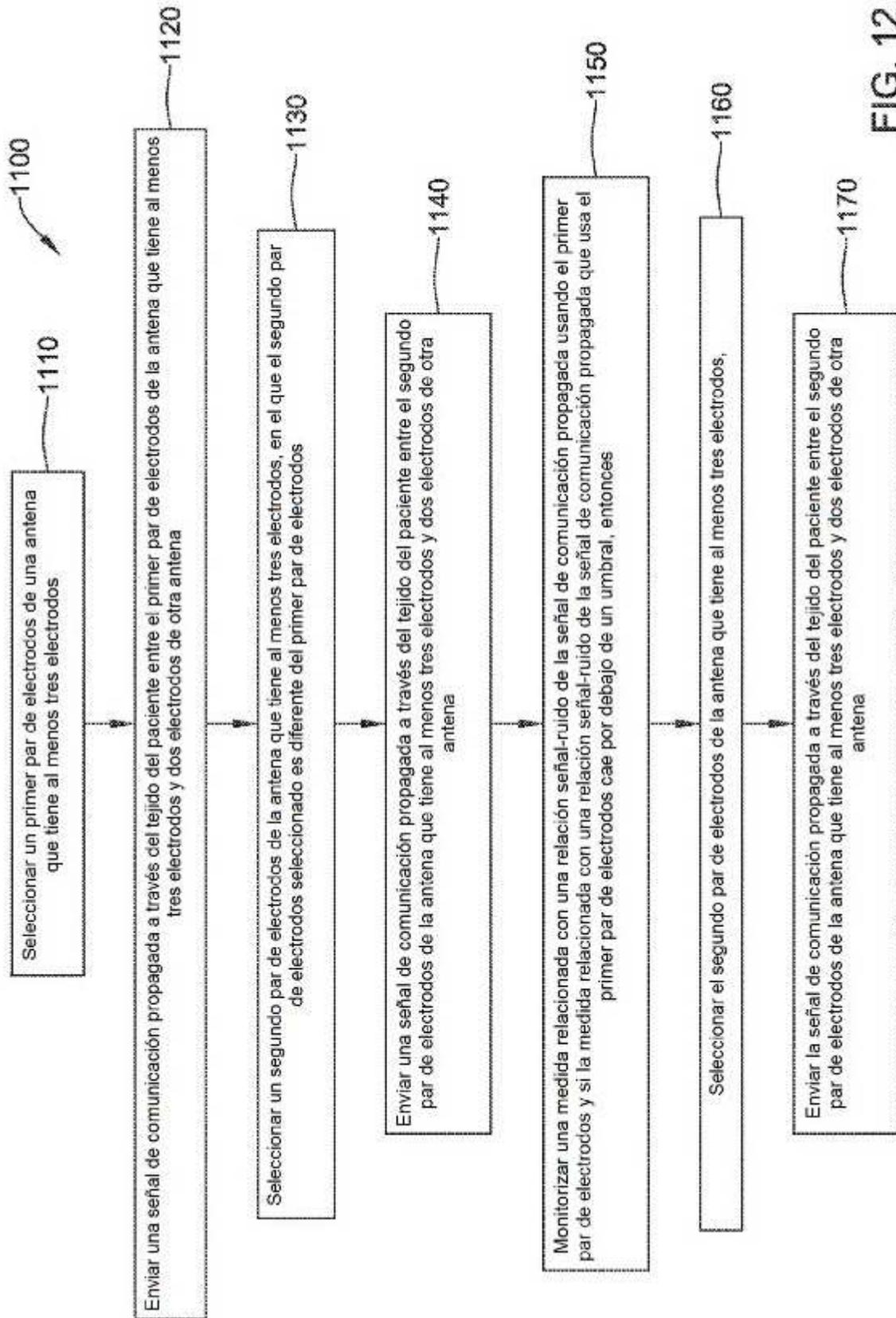


FIG. 12

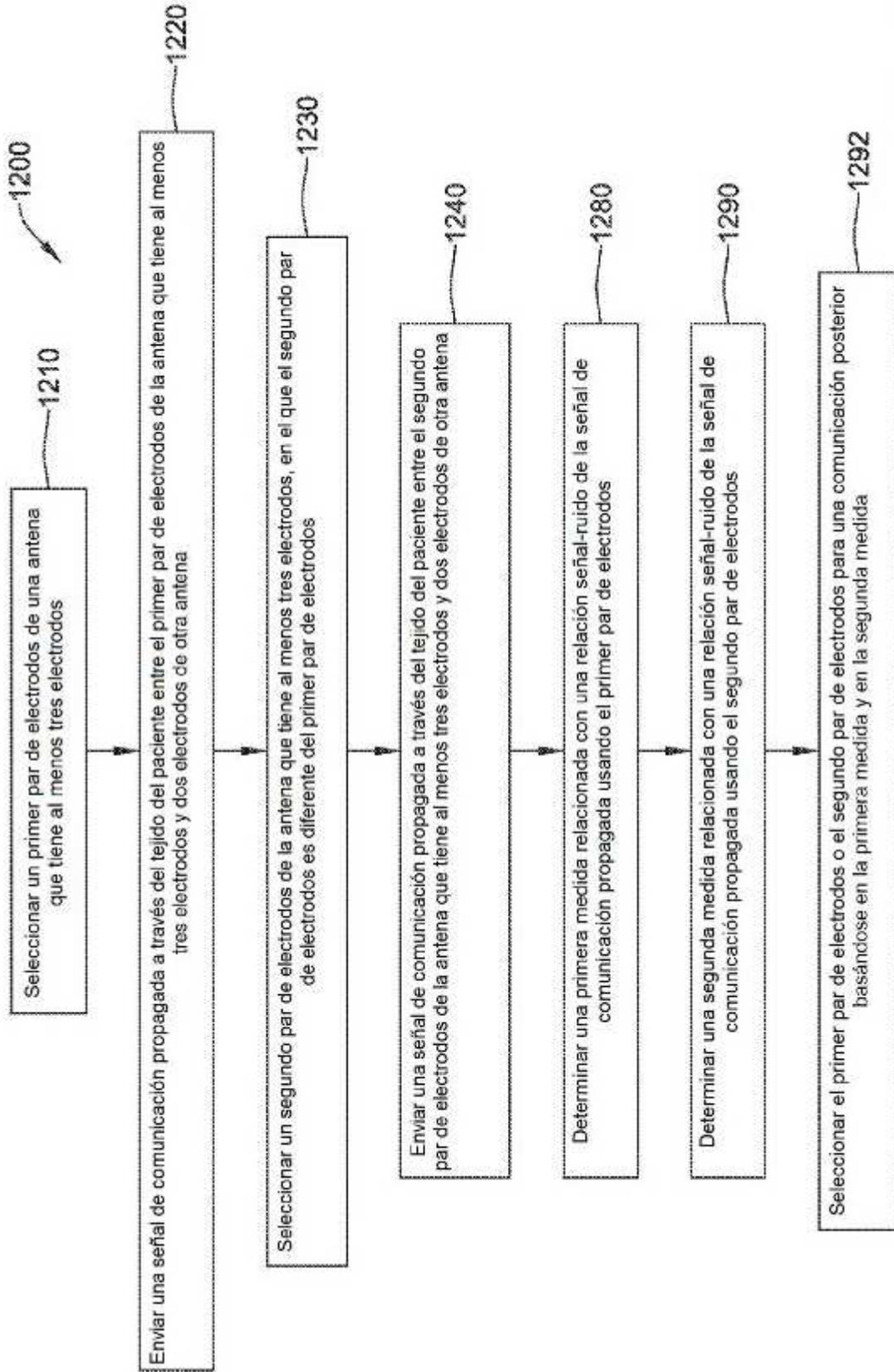


FIG. 13

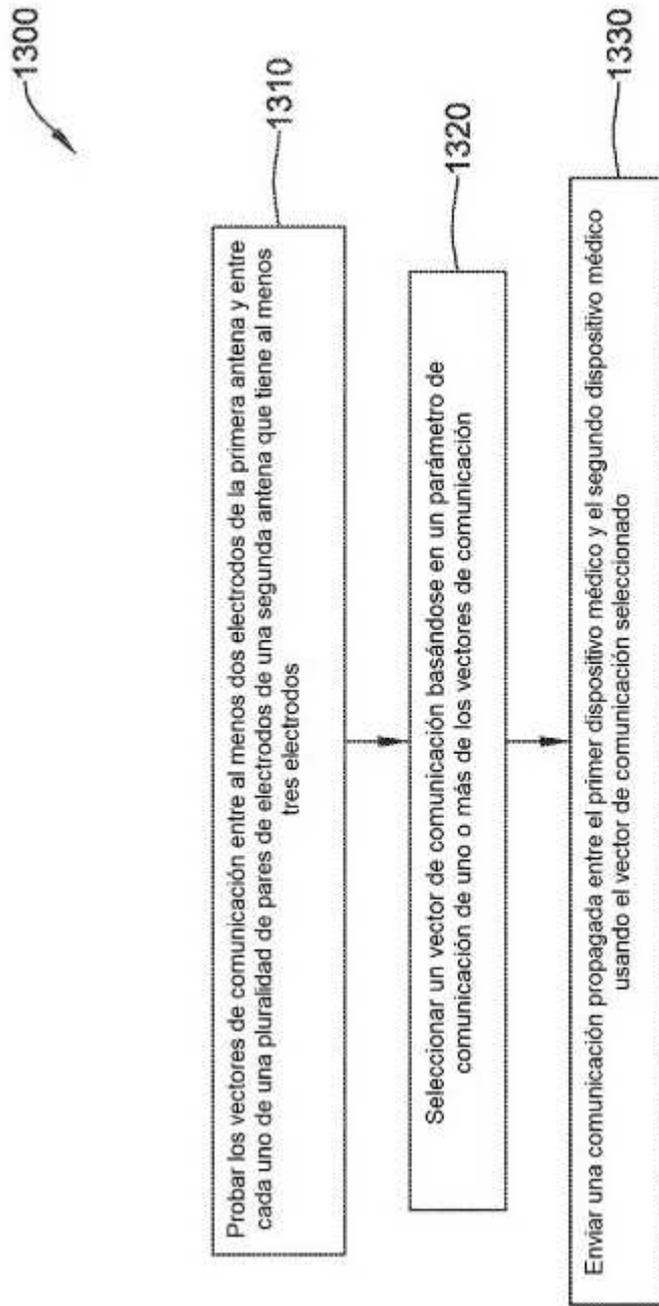


FIG. 14