(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 819 010**

(51) Int. CI.:

A61N 1/362 (2006.01)
A61N 1/372 (2006.01)
A61N 1/375 (2006.01)
A61N 1/37 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.07.2015 E 18169207 (0)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.06.2020 EP 3372277**

(54) Título: **Sistemas de dispositivos médicos con múltiples modos de comunicación**

(30) Prioridad:

07.08.2014 US 201462034494 P
29.07.2015 US 201514813054

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
14.04.2021

(73) Titular/es:

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

(72) Inventor/es:

STAHMANN, JEFFREY E.;
MAILE, KEITH R.;
KOOP, BRENDAN E.;
KANE, MICHAEL J.;
LUDWIG, JACOB M. y
HUELSKAMP, PAUL

(74) Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

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

Sistemas de dispositivos médicos con múltiples modos de comunicación

Campo técnico

La presente divulgación se refiere en general, a sistemas, dispositivos y métodos para comunicar información, y, más en particular, a sistemas, dispositivos y métodos para comunicar información entre dispositivos médicos.

Antecedentes

En la actualidad se usan comúnmente dispositivos médicos implantables para monitorear a un/a paciente y/o administrar terapia a un/a paciente. Por ejemplo, a menudo se usan sensores implantables para controlar uno o más parámetros fisiológicos de un/a paciente, tales como latidos cardiacos, sonidos cardiacos, ECG, respiración, etc. En otro ejemplo, pueden usarse neuroestimuladores implantables para proporcionar terapia de neuroestimulación a un/a paciente. En otro ejemplo más, pueden usarse dispositivos de electroestimulación cardiaca para tratar a pacientes que padezcan diversas afecciones cardiacas, que pueden conllevar un rendimiento reducido del corazón, para administrar cantidades suficientes de sangre al cuerpo de un/a paciente. Tales afecciones cardiacas pueden conllevar contracciones cardiacas rápidas, irregulares y/o ineficientes. Para ayudar a aliviar algunas de estas afecciones, a menudo se implantan diversos dispositivos (p. ej., marcapasos, desfibriladores, etc.) en el cuerpo de un/a paciente. Dichos dispositivos pueden monitorear el corazón y proporcionar estimulación eléctrica al mismo, para ayudar al corazón a funcionar de manera más normal, eficiente y/o segura. Independientemente del tipo de dispositivo, a menudo resulta deseable que el dispositivo médico implantable se comunique con otro dispositivo médico. El documento US 2012/0109236 Al divulga un marcapasos sin plomo que se comunica con al menos un dispositivo externo.

Sumario

La presente divulgación se refiere, en general, a sistemas, dispositivos y métodos para comunicar información, y, más en particular, a sistemas, dispositivos y métodos para comunicar información entre dispositivos médicos. En algunos casos, las señales de comunicación utilizadas para la comunicación entre dispositivos médicos pueden causar un efecto indeseable en el/la paciente. Por ejemplo, las señales de comunicación pueden ser impulsos de comunicación que capten el corazón. En un ejemplo, cuando esto ocurre, puede conmutarse la comunicación desde un primer modo de comunicación a un segundo modo de comunicación. En algunos casos es menos probable que el segundo modo de comunicación cause el efecto indeseable en el/la paciente.

En un ejemplo, un sistema de dispositivos médicos puede incluir: un primer dispositivo médico; y un segundo dispositivo médico acoplado de forma comunicativa con el primer dispositivo médico, estando configurado el primer dispositivo médico para comunicar información al segundo dispositivo médico en un primer modo de comunicación, y estando configurado el primer dispositivo médico para comunicar información al segundo dispositivo médico en un segundo modo de comunicación, después de determinar que uno o más de los impulsos de comunicación han captado el corazón del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores: en el primer modo de comunicación, el primer dispositivo médico puede estar configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un primer período temporal después de un suceso cardiaco detectado; en el segundo modo de comunicación, el primer dispositivo médico puede estar configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un segundo período temporal después de un suceso cardiaco detectado; y en los que el segundo período temporal es más corto que el primer período temporal.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido cardiaco, y en los que el primer período temporal comienza después del latido cardiaco detectado y concluye antes de un latido cardiaco posterior.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal comienza después del latido cardiaco detectado y concluye antes de un latido cardiaco posterior.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal comienza después de una onda R del latido cardiaco detectado y concluye antes de una onda T del latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el segundo período temporal comienza después de un retardo temporal predeterminado después del suceso cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un

latido cardiaco, y en los que el primer período temporal comienza después de un período refractario del latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal comienza después de un período refractario del latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal ocurre durante un período refractario del latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal comprende un período temporal de aproximadamente ciento cincuenta milisegundos, que comienza después del latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, para determinar que uno o más de los impulsos de comunicación han captado el corazón del/la paciente, el primer dispositivo médico está configurado para: determinar una frecuencia cardiaca; detectar un latido del corazón; determinar un momento en el que debería producirse un latido cardiaco posterior, en función de la temporización del latido cardiaco detectado y la frecuencia cardiaca determinada; comunicar información al segundo dispositivo médico en el primer modo de comunicación; y determinar si se produce un latido cardiaco posterior dentro de una ventana de suceso, que se superponga al tiempo determinado en el que debería producirse el latido cardiaco posterior, y, de ser así, determinar que la comunicación conducida no ha captado el corazón, y, de no ser así, determinar que la comunicación conducida ha captado el corazón.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, para determinar que uno o más de los impulsos de comunicación han captado el corazón del/la paciente, el primer dispositivo médico está configurado para: detectar un latido del corazón; comunicar información al segundo dispositivo médico en el primer modo de comunicación; y determinar si se produce un latido cardiaco posterior dentro de una ventana de suceso que se inicia con un retardo temporal predeterminado después de la primera ventana de comunicación, y, de ser así, determinar que la comunicación conducida ha captado el corazón, y, de no ser así, determinar que la comunicación conducida no ha captado el corazón.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, para determinar que uno o más impulsos de comunicación han captado el corazón del/la paciente, el primer dispositivo médico está configurado para llevar a cabo una prueba de umbral de captación, en los que la prueba de umbral de captación comprende: administrar uno o más impulsos de comunicación con un nivel de energía de umbral de captación; determinar si el uno o más impulsos de comunicación con el nivel de energía de umbral de captación han captado el corazón, y: de ser así, identificar un umbral de captación basándose, al menos parcialmente, en el nivel de energía de umbral de captación; y de no ser así, cambiar el nivel de energía de umbral de captación y volver a la etapa de administración.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cambiar el nivel de energía de umbral de captación comprende aumentar el nivel de energía de umbral de captación.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cambiar el nivel de energía de umbral de captación comprende disminuir el nivel de energía de umbral de captación.

En otro ejemplo, un método para comunicar información entre una pluralidad de dispositivos médicos en un sistema de dispositivos médicos comprende: comunicar información entre un primer dispositivo médico y un segundo dispositivo médico mediante comunicación conducida durante cada una de una pluralidad de primeras ventanas de comunicación; determinar si la comunicación conducida durante una o más de las primeras ventanas de comunicación capta un corazón de un/a paciente; y si se determina que la comunicación conducida durante una o más de las primeras ventanas de comunicación ha captado el corazón del/la paciente, comunicar información entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico mediante comunicación conducida durante cada una de una pluralidad de segundas ventanas de comunicación, en el que las segundas ventanas de comunicación son más cortas que las primeras ventanas de comunicación.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cada una de las primeras ventanas de comunicación se produce entre dos latidos cardiacos sucesivos del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cada una de las segundas ventanas de comunicación se produce entre dos latidos sucesivos del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cada una de las segundas ventanas de comunicación se produce entre una onda R y una onda T de un latido del corazón del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, cualquiera de los ejemplos anteriores puede comprender adicionalmente: detectar latidos del corazón del/la paciente; y en los que cada una de la pluralidad de primeras ventanas de comunicación comienza después de un primer retardo temporal predeterminado, después de un latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cada una de la pluralidad de segundas ventanas de comunicación comienza después de un segundo retardo temporal predeterminado, después de un latido cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer retardo temporal predeterminado implica que cada una de la pluralidad de primeras ventanas de comunicación comience fuera de un período refractario del corazón del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el segundo retardo temporal predeterminado implica que cada una de la pluralidad de segundas ventanas de comunicación comience fuera de un período refractario del corazón del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el segundo retardo temporal predeterminado implica que cada una de la pluralidad de segundas ventanas de comunicación comience durante un período refractario del corazón del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, determinar si la comunicación conducida durante una o más de las primeras ventanas de comunicación capta el corazón del/la paciente comprende: determinar una frecuencia cardiaca; detectar un latido del corazón; determinar un tiempo en el que debería producirse un latido cardiaco posterior, en función de la temporización del latido cardiaco detectado y la frecuencia cardiaca determinada; comunicar información entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico mediante comunicación conducida durante una primera ventana de comunicación, situada entre el latido cardiaco detectado y el tiempo determinado en el que debería producirse el latido cardiaco posterior; y determinar si se produce un latido cardiaco posterior dentro de una ventana de suceso que se superponga al tiempo determinado en el que debería producirse el latido cardiaco posterior, y, de ser así, determinar que la comunicación conducida no capta el corazón, y, de no ser así, determinar que la comunicación conducida capta el corazón.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, determinar si la comunicación conducida durante una o más de las primeras ventanas de comunicación capta el corazón del/la paciente comprende: detectar un latido del corazón; comunicar información entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico mediante comunicación conducida durante una primera ventana de comunicación, situada entre el latido cardiaco detectado y un latido cardiaco posterior; y determinar si se produce un latido cardiaco posterior dentro de una ventana de suceso que se inicia con un retardo predeterminado, después de la primera ventana de comunicación, y, de ser así, determinar que la comunicación conducida capta el corazón, y, de no ser así, determinar que la comunicación conducida no capta el corazón.

En otro ejemplo más, un método para comunicar información entre una pluralidad de dispositivos médicos en un sistema de dispositivos médicos, en el que al menos uno de los dispositivos médicos es un dispositivo médico implantable para su implantación en un/a paciente, comprende: comunicar información entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico mediante comunicación conducida, usando impulsos de comunicación que tienen un primer nivel de energía; llevar a cabo una prueba de umbral de captación, para identificar un umbral de captación para los impulsos de comunicación; cambiar el nivel de energía de los impulsos de comunicación, desde el primer nivel de energía a un segundo nivel de energía, estando basado el segundo nivel de energía en el umbral de captación identificado durante la prueba de umbral de captación; y comunicar información entre el primer dispositivo médico y el segundo dispositivo médico mediante comunicación conducida, usando impulsos de comunicación que tienen un segundo nivel de energía.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de impulso y un primer ancho de impulso, y el segundo nivel de energía está representado por la primera amplitud de impulso y un segundo ancho de impulso, en los que el segundo ancho de impulso es diferente del primer ancho de impulso.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de impulso y un primer ancho de impulso, y el segundo nivel de energía está representado por una segunda amplitud de impulso y el primer ancho de impulso, en los que la segunda amplitud de impulso es diferente de la primera amplitud de impulso.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de impulso y un primer ancho de impulso, y el segundo nivel de energía está representado por una segunda amplitud de impulso y un segundo ancho de impulso, en los que el segundo ancho de impulso es diferente del primer ancho de impulso y la segunda amplitud de impulso es diferente de la primera amplitud de impulso.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, llevar a cabo la prueba de umbral de captación comprende: administrar uno o más impulsos de comunicación con un nivel de energía de umbral de captación; determinar si el uno o más impulsos de comunicación con el nivel de energía de umbral de captación han captado el corazón, y: de ser así, identificar un umbral de captación basándose, al menos en parte, en el nivel de energía de umbral de captación; y, de no ser así, cambiar el nivel de energía de umbral de captación y volver a la etapa de administración.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cambiar el nivel de energía de umbral de captación comprende aumentar el nivel de energía de umbral de captación.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, cambiar el nivel de energía de umbral de captación comprende disminuir el nivel de energía de umbral de captación.

En otro ejemplo más, un sistema de dispositivos médicos comprende: un primer dispositivo médico; y un segundo dispositivo médico acoplado de forma comunicativa al primer dispositivo médico, estando configurado el primer dispositivo médico para comunicar información al segundo dispositivo médico en un primer modo de comunicación, y estando configurado el primer dispositivo médico para comunicar información al segundo dispositivo médico en un segundo modo de comunicación, después de determinar que uno o más de los impulsos de comunicación han captado el corazón del/la paciente.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, en el primer modo de comunicación, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un primer período temporal, después de un suceso cardiaco detectado; en el segundo modo de comunicación, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un segundo período temporal, después de un suceso cardiaco detectado; y en los que el segundo período temporal es más corto que el primer período temporal.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido cardiaco, y en los que el primer período temporal comienza después del latido cardiaco detectado y concluye antes de un latido cardiaco posterior.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal comienza después del latido cardiaco detectado y concluye antes de un latido cardiaco posterior.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el suceso cardiaco detectado incluye un latido del corazón, y en los que el segundo período temporal comienza después de una onda R del latido cardiaco detectado y concluye antes de una onda T del latido cardiaco detectado.

En otro ejemplo, un sistema de dispositivos médicos para administrar estimulación eléctrica al corazón de un/a paciente comprende: un primer dispositivo médico configurado para administrar impulsos de electroestimulación al corazón del/la paciente; un segundo dispositivo médico acoplado de forma comunicativa al primer dispositivo médico; en el que el segundo dispositivo médico está configurado para administrar señales de comunicación a un tejido del/la paciente dentro de un primer período temporal predeterminado, después de un suceso cardiaco detectado; y en el que, después de determinar que una o más señales de comunicación administradas han captado el corazón del/la paciente, el segundo dispositivo médico está configurado para administrar señales de comunicación al tejido del/la paciente dentro de un segundo período temporal predeterminado, después de un suceso cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, para determinar que una o más señales de comunicación administradas han captado el corazón del/la paciente, el segundo dispositivo médico está configurado para, después de un primer suceso cardiaco detectado, administrar una o más señales de comunicación al tejido del/la paciente durante un tiempo predeterminado después del primer suceso cardiaco detectado, y determinar si se produce un segundo suceso cardiaco detectado dentro de una ventana de detección, después de la una o más señales de comunicación administradas.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el segundo dispositivo médico determina que una o más señales de comunicación administradas han captado el corazón del/la paciente si el segundo dispositivo médico determina que el segundo suceso cardiaco detectado se produjo dentro de la ventana de detección.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer suceso cardiaco detectado es un suceso cardiaco electroestimulado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer período temporal predeterminado comprende el tiempo entre el suceso cardiaco detectado y un próximo suceso cardiaco detectado.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el segundo período temporal predeterminado comprende un período temporal de aproximadamente ciento cincuenta milisegundos, que comienza después del suceso cardiaco detectado.

En otro ejemplo más, un sistema de dispositivos médicos puede comprender un primer dispositivo médico; y un segundo dispositivo médico acoplado de forma comunicativa al primer dispositivo médico; estando configurado el primer dispositivo médico para comunicar información al segundo dispositivo médico en un primer modo de comunicación, usando uno o más impulsos de comunicación; y el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico en un segundo modo de comunicación, basándose en la determinación de si un impulso de comunicación ha captado el corazón.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico en el segundo modo de comunicación, basándose en la determinación de que un impulso de comunicación ha captado el corazón.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico en el segundo modo de comunicación, basándose en la determinación de que un impulso de comunicación no ha captado el corazón.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, en el primer modo de comunicación, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un primer período temporal después de un suceso cardiaco detectado; en el segundo modo de comunicación, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un segundo período temporal después de un suceso cardiaco detectado; y en los que el segundo período temporal es más corto que el primer período temporal.

Alternativa o adicionalmente, en cualquiera de los ejemplos anteriores, en el primer modo de comunicación, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un primer período temporal después de un suceso cardiaco detectado; en el segundo modo de comunicación, el primer dispositivo médico está configurado para comunicar información al segundo dispositivo médico solo durante un segundo período temporal después de un suceso cardiaco detectado; y en los que el segundo período temporal es más largo que el primer período temporal.

El sumario anterior no pretende describir cada realización o cada implementación de la presente divulgación. Las ventajas y los logros, junto con una comprensión más completa de la divulgación, resultarán evidentes y apreciables con referencia a la siguiente descripción y reivindicaciones, en conjunto con los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

La divulgación puede comprenderse de manera completa teniendo en cuenta la siguiente descripción de diversas realizaciones ilustrativas, en conexión con los dibujos adjuntos, en los que:

La Figura 1 es un diagrama de bloques esquemático de un marcapasos cardiaco sin cables (LCP) ilustrativo, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 2 es un diagrama de bloques esquemático de otro dispositivo médico ilustrativo, que puede usarse junto con el LCP de la Figura 1;
La Figura 3 es un diagrama esquemático de un sistema médico a modo de ejemplo que incluye múltiples LCP y/u otros dispositivos, en comunicación entre sí;
La Figura 4 es un diagrama esquemático de un sistema que incluye un LCP y otro dispositivo médico, de acuerdo con otro ejemplo más de la presente divulgación;
La Figura 5 es un diagrama esquemático de un sistema que incluye un LCP y otro dispositivo médico, de acuerdo con otro ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 6 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco y de tiempos, durante el ciclo cardiaco, en los que un dispositivo médico puede administrar impulsos de comunicación conducida a un tejido de un/a paciente, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 7 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra una técnica a modo de ejemplo para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados captan el corazón, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 8 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra una técnica a modo de ejemplo para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados captan el corazón, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 9 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra una técnica a modo de ejemplo para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados captan el corazón, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 10 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra una técnica a modo de ejemplo para

determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados captan el corazón, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 11 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra una técnica a modo de ejemplo para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados captan el corazón, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 12 muestra un gráfico ilustrativo de la amplitud de impulso frente al ancho de impulso, de acuerdo con aspectos de la presente divulgación;
La Figura 13 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra cuándo un dispositivo puede administrar impulsos de comunicación conducida, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 14 es un gráfico de un ejemplo de ciclo cardiaco, e ilustra cuándo un dispositivo puede administrar impulsos de comunicación conducida, de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;
La Figura 15 es un diagrama de flujo de un método ilustrativo que puede implementarse mediante un dispositivo médico o sistema de dispositivos médicos, tal como los dispositivos médicos ilustrativos y los sistemas de dispositivos médicos descritos con respecto a las Figuras 1-5; y
La Figura 16 es un diagrama de flujo de un método ilustrativo que puede implementarse mediante un dispositivo médico o sistema de dispositivos médicos, tal como los dispositivos médicos ilustrativos y los sistemas de dispositivos médicos descritos con respecto a las Figuras 1-5.

Si bien la divulgación es susceptible de diversas modificaciones y formas alternativas, en los dibujos se han mostrado a modo de ejemplo características específicas de la misma que se describirán en detalle. Sin embargo, debe comprenderse que la intención no es limitar aspectos de la divulgación a las realizaciones ilustrativas particulares descritas. Por el contrario, la intención es cubrir todas las modificaciones, equivalentes y alternativas que estén dentro del espíritu y el alcance de la divulgación.

Descripción

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

Un corazón sano y normal induce la contracción al conducir señales eléctricas generadas intrínsecamente a través del corazón. Estas señales intrínsecas hacen que las células musculares o el tejido del corazón se contraigan. Esta contracción hace que la sangre salga y entre en el corazón, lo que permite la circulación de la sangre por el resto del cuerpo. Sin embargo, muchos pacientes sufren de dolencias cardiacas que afectan dicha contractilidad de sus corazones. Por ejemplo, algunos corazones pueden desarrollar tejidos enfermos que ya no generen ni conduzcan señales eléctricas intrínsecas. En algunos ejemplos, los tejidos cardiacos enfermos conducen señales eléctricas a diferentes velocidades, provocando de este modo una contracción no sincronizada e ineficaz del corazón. En otros ejemplos, un corazón puede generar señales intrínsecas a una velocidad tan baja que la frecuencia cardiaca se vuelva peligrosamente baja. En otros ejemplos adicionales, un corazón puede generar señales eléctricas a una velocidad inusualmente alta. En algunos casos, tal anormalidad puede convertirse en un estado de fibrilación, en el que la contracción de las cámaras del corazón del/la paciente esté casi por totalmente desincronizada y el corazón bombee muy poca sangre, o nada de sangre en absoluto. Un dispositivo médico implantable que pueda configurarse para determinar las apariciones de tales anomalías cardiacas o arritmias, y administrar uno o más tipos de terapia de estimulación eléctrica al corazón del/la paciente, puede ayudar a eliminar o aliviar dichas afecciones cardiacas.

La Figura 1 representa un marcapasos cardiaco sin cables (LCP) a modo de ejemplo, que puede implantarse en un/a paciente y puede funcionar para prevenir, controlar o eliminar las arritmias cardiacas en pacientes, empleando por ejemplo apropiadamente una o más terapias, tales como terapias de estimulación eléctrica (p. ej. terapia antitaquicardia por electroestimulación (ATP), terapia de resincronización cardiaca (CRT), terapia de bradicardia, impulsos de desfibrilación, o similares). Como puede observarse en la Figura 1, el LCP 100 puede ser un dispositivo compacto con todos los componentes alojados dentro del LCP 100, o directamente en una carcasa 120. Como se ilustra en la Figura 1, el LCP 100 puede incluir un módulo 102 de comunicación, un módulo 104 de generación de impulsos, un módulo 106 de detección eléctrica, un módulo 108 de detección mecánica, un módulo 110 de procesamiento, una batería 112 y unos electrodos 114.

El módulo 102 de comunicación puede estar configurado para comunicarse con dispositivos tales como sensores, otros dispositivos médicos o similares, que estén ubicados externamente con respecto al LCP 100. Tales dispositivos pueden estar ubicados externa o internamente con respecto al cuerpo del/la paciente. Independientemente de la ubicación, los dispositivos externos (es decir, externos con respecto al LCP 100 pero no necesariamente externos con respecto al cuerpo del/la paciente) pueden comunicarse con el LCP 100 a través del módulo 102 de comunicación, para lograr una o más funciones deseadas. Por ejemplo, el LCP 100 puede comunicar información, tal como señales eléctricas detectadas, instrucciones, otros mensajes o datos, a un dispositivo médico externo a través del módulo 102 de comunicación. El dispositivo médico externo puede usar los datos y/o mensajes comunicados para realizar diversas funciones, tales como determinar sucesos de arritmias, administrar terapia de estimulación eléctrica, almacenar datos recibidos, u otras funciones. El LCP 100 puede recibir adicionalmente datos y/u otros mensajes desde el dispositivo médico externo a través del módulo 102 de comunicación, y el LCP 100

puede usar los datos y/o mensajes recibidos para llevar a cabo diversas funciones, tales como determinar sucesos de arritmia, administrar terapia de estimulación eléctrica, almacenar datos recibidos, u otras funciones. El módulo 102 de comunicación puede estar configurado para usar uno o más métodos de comunicación con dispositivos externos. Por ejemplo, el módulo 102 de comunicación puede comunicarse a través de señales de radiofrecuencia (RF), acoplamiento inductivo, señales ópticas, señales acústicas, señales de comunicación conducida, o cualquier otra señal de comunicación adecuada. Con referencia a otras Figuras se analizarán en mayor detalle técnicas de comunicación entre el LCP 100 y otros dispositivos.

En el ejemplo mostrado en la Figura 1, el módulo 104 de generación de impulsos puede estar conectado eléctricamente a los electrodos 114. En algunos ejemplos, el LCP 100 puede incluir adicionalmente unos electrodos 114'. En dichos ejemplos, el generador 104 de impulsos puede estar adicionalmente conectado eléctricamente a los electrodos 114'. El módulo 104 de generación de impulsos puede estar configurado para generar señales de estimulación eléctrica. Por ejemplo, el módulo 104 de generación de impulsos puede generar señales de estimulación eléctrica usando energía almacenada en la batería 112 situada dentro del LCP 100, y administrar las señales de estimulación eléctrica generadas a través de los electrodos 114 y/o 114'. Al menos en algunos ejemplos, el generador 104 de impulsos del LCP 100 puede incluir adicionalmente circuitos conmutadores para conectar selectivamente uno o más de los electrodos 114 y/o 114' al generador 104 de impulsos, para seleccionar con qué electrodos 114/114' (y/u otros electrodos) el generador 104 de impulsos administrará la terapia de estimulación eléctrica. El módulo 104 de generación de impulsos puede generar señales de estimulación eléctrica con características particulares, o en secuencias particulares, con el fin de proporcionar una o múltiples de una serie de terapias de estimulación diferentes. Por ejemplo, el módulo 104 de generación de impulsos puede estar configurado para generar señales de estimulación eléctrica para proporcionar terapia de estimulación eléctrica para combatir la bradicardia, taquicardia, sincronización cardiaca, arritmias de bradicardia, arritmias de taquicardia, arritmias de fibrilación, arritmias de sincronización cardiaca, y/o cualquier otra terapia de estimulación eléctrica adecuada. Algunos términos más comunes para tales terapias de estimulación eléctrica incluyen terapia antitaquicardia por electroestimulación (ATP), terapia de resincronización cardiaca (CRT) y cardioversión/desfibrilación.

En algunos ejemplos, el LCP 100 puede no incluir el generador 104 de impulsos. Por ejemplo, el LCP 100 puede ser un dispositivo de solo diagnóstico. En dichos ejemplos, el LCP 100 puede no administrar terapia de estimulación eléctrica a un/a paciente. En dichos ejemplos, el LCP 100 puede recopilar datos sobre la actividad eléctrica cardiaca y/o parámetros fisiológicos del/la paciente, y comunicar datos o determinaciones a uno o más dispositivos médicos. En consecuencia, en tales ejemplos el LCP 100 puede no precisar el generador 104 de impulsos.

En algunos ejemplos, el LCP 100 puede incluir un módulo 106 de detección eléctrica y, en algunos casos, un módulo 108 de detección mecánica. El módulo 106 de detección eléctrica puede estar configurado para detectar la actividad eléctrica cardiaca del corazón. Por ejemplo, el módulo 106 de detección eléctrica puede estar conectado a los electrodos 114/114', y el módulo 106 de detección eléctrica puede estar configurado para recibir señales eléctricas cardiacas conducidas a través de los electrodos 114/114'. Por ejemplo, las señales eléctricas cardiacas pueden representar información local de la cámara en la que esté implantada el LCP 100. Por ejemplo, si el LCP 100 está implantado dentro de un ventrículo del corazón, las señales eléctricas cardiacas detectadas por el LCP 100 a través de los electrodos 114/114' pueden representar señales eléctricas cardiacas ventriculares. El módulo 108 de detección mecánica puede incluir, o estar conectado eléctricamente con, uno o más sensores tales como un acelerómetro, un sensor de presión sanguínea, un sensor de sonido cardiaco, un sensor de oxígeno en sangre y/u otros sensores que estén configurados para medir uno o más parámetros fisiológicos del/la paciente. Tanto el módulo 106 de detección eléctrica como el módulo 108 de detección mecánica pueden estar conectados adicionalmente con el módulo 110 de procesamiento, y proporcionar al módulo 110 de procesamiento señales representativas de la actividad eléctrica detectada o parámetros fisiológicos. Aunque con respecto a la Figura 1 se describen como módulos de detección separados, en algunos casos el módulo 106 de detección eléctrica y el módulo 108 de detección mecánica pueden combinarse en un solo módulo de detección.

Los electrodos 114/114' pueden estar asegurados con respecto a la carcasa 120, pero expuestos al tejido y/o sangre que rodeen el LCP 100. En algunos casos, los electrodos 114 pueden estar generalmente dispuestos sobre cualquiera de los extremos del LCP 100, y pueden estar eléctricamente comunicados con uno o más de los módulos 102, 104, 106, 108 y 110. Los electrodos 114/114' pueden estar soportados por la carcasa 120, aunque en algunos ejemplos los electrodos 114/114' pueden estar conectados a la carcasa 120 solo a través de alambres conectores cortos, de manera que los electrodos 114/114' no estén directamente asegurados con respecto a la carcasa 120. En algunos ejemplos en los que el LCP 100 incluye uno o más electrodos 114', los electrodos 114' pueden estar generalmente dispuestos sobre los lados del LCP 100, y pueden aumentar el número de electrodos mediante los que el LCP 100 puede detectar la actividad eléctrica cardiaca, administrar estimulación eléctrica y/o comunicarse con un dispositivo médico externo. Los electrodos 114/114' pueden estar formados por uno o más materiales conductores biocompatibles, tales como diversos metales o aleaciones que se sepan que son seguros para su implantación dentro del cuerpo humano. En algunos casos, los electrodos 114/114' conectados al LCP 100 pueden tener una porción aislante que aísle eléctricamente los electrodos 114/114' con respecto a los electrodos adyacentes, la carcasa 120 y/u otros materiales.

El módulo 110 de procesamiento puede estar configurado para controlar el funcionamiento del LCP 100. Por ejemplo, el módulo 110 de procesamiento puede estar configurado para recibir señales eléctricas del módulo 106 de detección eléctrica y/o el módulo 108 de detección mecánica. Basándose en las señales recibidas, el módulo 110 de procesamiento puede determinar sucesos de arritmia, por ejemplo, y en algunos casos el tipo de los mismos. Basándose en cualquier arritmia determinada, el módulo 110 de procesamiento puede controlar el módulo 104 de generación de impulsos para generar estimulación eléctrica de acuerdo con una o más terapias para tratar la una o más arritmias determinadas. El módulo 110 de procesamiento puede recibir adicionalmente información del módulo 102 de comunicación. En algunos ejemplos, el módulo 110 de procesamiento puede usar dicha información recibida para ayudar a determinar si se está produciendo una arritmia, determinar un tipo de arritmia y/o seguir una acción particular en respuesta a la información. El módulo 110 de procesamiento puede controlar adicionalmente el módulo 102 de comunicación, para enviar información a otros dispositivos.

En algunos ejemplos, el módulo 110 de procesamiento puede incluir un chip preprogramado, tal como un chip de integración a muy gran escala (VLSI) o un circuito integrado de aplicación específica (ASIC). En tales realizaciones, el chip puede estar preprogramado con una lógica de control del funcionamiento del LCP 100. Haciendo uso de un chip preprogramado, el módulo 110 de procesamiento puede usar menos energía que otros circuitos programables al tiempo que puede mantener la funcionalidad básica, aumentando potencialmente de este modo la duración de la batería del LCP 100. En otros ejemplos, el módulo 110 de procesamiento puede incluir un microprocesador programable. Tal microprocesador programable puede permitir a un/a usuario/a ajustar la lógica de control del LCP 100 incluso después de la implantación, permitiendo de este modo una mayor flexibilidad del LCP 100 en comparación con cuando se usa un ASIC preprogramado. En algunos ejemplos, el módulo 110 de procesamiento puede incluir adicionalmente un circuito de memoria, y el módulo 110 de procesamiento puede almacenar información el circuito de memoria y leer información del mismo. En otros ejemplos, el LCP 100 puede incluir un circuito de memoria separado (no mostrado) que esté en comunicación con el módulo 110 de procesamiento, de manera que el módulo 110 de procesamiento pueda leer información del circuito de memoria separado y escribir información en el mismo.

La batería 112 puede proporcionar energía al LCP 100 para sus operaciones. En algunos ejemplos, la batería 112 puede ser una batería de litio no recargable. En otros ejemplos, una batería no recargable puede estar fabricada con otros materiales adecuados. Debido a que el LCP 100 es un dispositivo implantable, el acceso al LCP 100 puede estar limitado tras su implantación. De acuerdo con esto, resulta deseable contar con una batería que tenga una capacidad suficiente para administrar terapia durante un período de tratamiento por ejemplo de días, semanas, meses, años o décadas. En otros ejemplos, la batería 112 puede ser una batería recargable de litio, que puede ayudar a aumentar la vida útil del LCP 100. En otros ejemplos adicionales, la batería 112 puede ser algún otro tipo de fuente de energía.

Para implantar el LCP 100 dentro del cuerpo de un/a paciente, un/a operario/a (por ejemplo, un/a médico/a, un/a clínico/a, etc.) puede fijar el LCP 100 en el tejido cardiaco del corazón del/la paciente. Para facilitar la fijación, el LCP 100 puede incluir uno o más anclajes 116. El anclaje 116 puede incluir uno cualquiera de diversos mecanismos de fijación o anclaje. Por ejemplo, el anclaje 116 puede incluir uno o más pasadores, grapas, roscas, tornillos, hélices, púas y/o similares. En algunos ejemplos, aunque no se muestra, el anclaje 116 puede incluir roscas sobre su superficie externa que pueden extenderse a lo largo de al menos una longitud parcial del anclaje 116. Las roscas pueden proporcionar fricción entre el tejido cardiaco y el anclaje, para ayudar a fijar el anclaje 116 dentro del tejido cardiaco. En otros ejemplos, el anclaje 116 puede incluir otras estructuras tales como rebabas, puntas o similares, para facilitar el acoplamiento con el tejido cardiaco circundante.

La Figura 2 representa un ejemplo de otro dispositivo, el dispositivo médico (MD) 200, que puede usarse por separado o junto con el LCP 100 de la Figura 1 con el fin de detectar y tratar arritmias cardiacas, y otras afecciones cardiacas. En el ejemplo mostrado, el MD 200 puede incluir un módulo 202 de comunicación, un módulo 204 de generación de impulsos, un módulo 206 de detección eléctrica, un módulo 208 de detección mecánica, un módulo 210 de procesamiento y una batería 218. Cada uno de estos módulos puede ser similar a los módulos 102, 104, 106, 108 y 110 del LCP 100. Adicionalmente, la batería 218 puede ser similar a la batería 112 del LCP 100. Sin embargo, en algunos ejemplos, el MD 200 puede tener un volumen mayor dentro de la carcasa 220. En tales ejemplos, el MD 200 puede incluir una batería más grande y/o un módulo 210 de procesamiento más grande capaz de gestionar operaciones más complejas que el módulo 110 de procesamiento del LCP 100.

Aunque el MD 200 puede ser otro dispositivo sin cables tal como se muestra en la Figura 1, en algunos casos el MD 200 puede incluir cables, tales como los cables 212. Los cables 212 pueden incluir alambres eléctricos, que conduzcan señales eléctricas entre los electrodos 214 y uno o más módulos ubicados dentro de la carcasa 220. En algunos casos, los cables 212 pueden estar conectados a la carcasa 220 del MD 200 y extenderse en sentido opuesto a la misma. En algunos ejemplos, los cables 212 se implantan sobre, dentro de, o adyacentes a, el corazón de un/a paciente. Los cables 212 pueden contener uno o más electrodos 214 situados en diversas ubicaciones de los mismos, y a diversas distancias con respecto a la carcasa 220. Algunos cables 212 pueden incluir solo un único electrodo 214, mientras que otros cables 212 pueden incluir múltiples electrodos 214. Generalmente, los electrodos 214 están situados sobre los cables 212 de modo que, cuando se implanten los cables 212 dentro del/la paciente, uno o más de los electrodos 214 queden posicionados para llevar a cabo una función deseada. En algunos casos, el

uno o más de los electrodos 214 pueden estar en contacto con el tejido cardiaco del/la paciente. En algunos casos, los electrodos 214 pueden conducir a los cables 212 señales eléctricas generadas intrínsecamente, por ejemplo señales representativas de la actividad eléctrica cardiaca intrínseca. Los cables 212 pueden, a su vez, conducir las señales eléctricas recibidas a uno o más de los módulos 202, 204, 206 y 208 del MD 200. En algunos casos, el MD 200 puede generar señales de estimulación eléctrica, y los cables 212 pueden conducir a los electrodos 214 las señales de estimulación eléctrica generadas. Los electrodos 214 pueden entonces conducir las señales eléctricas al tejido cardiaco del/la paciente.

El módulo 208 de detección mecánica, como el módulo 108 de detección mecánica, puede contener o estar conectado eléctricamente a uno o más sensores, tales como acelerómetros, sensores de presión sanguínea, sensores de sonido cardiaco, sensores de oxígeno en sangre y/u otros sensores que estén configurados para medir uno o más parámetros fisiológicos del corazón y/o del/la paciente. Al menos en algunos ejemplos, uno o más de los sensores pueden estar ubicados sobre los cables 212. En tales ejemplos, los módulos 208 de detección mecánica pueden estar en comunicación eléctrica con los cables 212 y pueden recibir señales generadas por dichos sensores.

Aunque no es un requisito, en algunos ejemplos, el MD 200 puede ser un dispositivo médico implantable. En dichos ejemplos, la carcasa 220 del MD 200 puede implantarse, por ejemplo, en una región transtorácica del/la paciente. La carcasa 220 generalmente puede incluir cualquiera de una serie de materiales conocidos que sean seguros para la implantación en el cuerpo humano y que, una vez implantados, puedan sellar herméticamente los diversos componentes del MD 200 con respecto a fluidos y tejidos del cuerpo del/la paciente.

En algunos casos, el MD 200 puede ser un marcapasos cardiaco implantable (ICP). En este ejemplo, el MD 200 puede tener uno o más cables, por ejemplo, cables los 212, que se implantan en o dentro del corazón del/la paciente. El uno o más cables 212 pueden incluir uno o más electrodos 214, que están en contacto con el tejido cardiaco y/o la sangre del corazón del/la paciente. El MD 200 puede estar configurado para detectar señales eléctricas cardiacas generadas intrínsecamente y determinar, por ejemplo, una o más arritmias cardiacas basándose en el análisis de las señales detectadas. El MD 200 puede estar configurado para administrar CRT, terapia con ATP, terapia de bradicardia y/u otros tipos de terapia a través de los cables 212 implantados dentro del corazón. En algunos ejemplos, el MD 200 puede estar configurado adicionalmente para proporcionar terapia de desfibrilación.

En algunos casos, el MD 200 puede ser un desfibrilador cardioversor implantable (ICD). En dichos ejemplos, el MD 200 puede incluir uno o más cables implantados dentro del corazón de un/a paciente. El MD 200 también puede estar configurado para detectar señales eléctricas cardiacas, determinar sucesos de taquiarritmia basándose en las señales detectadas, y puede estar configurado para administrar terapia de desfibrilación en respuesta a la determinación de un suceso de taquiarritmia. En otros ejemplos, el MD 200 puede ser un desfibrilador cardioversor implantable subcutáneo (S-ICD). En ejemplos en los que el MD 200 es un S-ICD, uno de los cables 212 puede ser un cable implantado subcutáneamente. Al menos en algunos ejemplos en los que el MD 200 es un S-ICD, el MD 200 puede incluir solo un único cable que se implante por vía subcutánea, pero esto no es necesario.

En algunos ejemplos, el MD 200 no tiene por qué ser un dispositivo médico implantable. Por el contrario, el MD 200 puede ser un dispositivo externo al cuerpo de un/a paciente, y los electrodos 214 pueden ser electrodos de piel que se coloquen sobre el cuerpo del/la paciente. En dichos ejemplos, el MD 200 puede ser capaz de detectar señales eléctricas superficiales (por ejemplo, señales eléctricas cardiacas generadas por el corazón o señales eléctricas generadas por un dispositivo implantado dentro del cuerpo de un/a paciente y conducidas a través del cuerpo, hasta la piel). En dichos ejemplos, el MD 200 puede estar configurado para administrar diversos tipos de terapia de estimulación eléctrica, que incluyen, por ejemplo, terapia de desfibrilación.

La Figura 3 ilustra un ejemplo de un sistema de dispositivos médicos y una ruta de comunicación, a través de la cual pueden comunicarse múltiples dispositivos médicos. En el ejemplo mostrado, el sistema 300 de dispositivos médicos puede incluir unos LCP 302 y 304, un dispositivo médico externo 306 y otros sensores/dispositivos 310. El dispositivo externo 306 puede ser cualquiera de los dispositivos descritos anteriormente con respecto al LCP 100 y el MD 200. Los otros sensores/dispositivos 310 también pueden ser cualquiera de los dispositivos descritos anteriormente con respecto al LCP 100 y el MD 200. En otros ejemplos, los otros sensores/dispositivos 310 pueden incluir un sensor, tal como un acelerómetro o un sensor de presión sanguínea, o similares. En más ejemplos adicionales, los otros sensores/dispositivos 310 pueden incluir un dispositivo programador externo que puede usarse para programar uno o más dispositivos del sistema 300.

Diversos dispositivos del sistema 300 pueden comunicarse a través de la ruta 308 de comunicación. Por ejemplo, los LCP 302 y/o 304 pueden detectar señales eléctricas cardiacas intrínsecas y pueden comunicar tales señales a uno o más dispositivos 302/304, 306 y 310 del sistema 300, a través de la ruta 308 de comunicación. En un ejemplo, uno o más de los dispositivos 302/304 pueden recibir tales señales y, basándose en las señales recibidas, determinar un suceso de arritmia. En algunos casos, el uno o más dispositivos 302/304 pueden comunicar tales determinaciones a uno o más otros dispositivos 306 y 310 del sistema 300. Adicionalmente, uno o más de los dispositivos 302/304, 306 y 310 del sistema 300 pueden tomar medidas basándose en la determinación comunicada de una arritmia, por ejemplo mediante la administración de una estimulación eléctrica adecuada. Se contempla que la ruta 308 de comunicación pueda comunicarse usando señales de RF, acoplamiento inductivo, señales ópticas, señales

acústicas o cualquier otra señal adecuada para la comunicación. Adicionalmente, al menos en algunos ejemplos, la ruta 308 de comunicación del dispositivo puede incluir múltiples tipos de energía. Por ejemplo, los otros sensores/dispositivos 310 pueden comunicarse con el dispositivo externo 306 usando un primer tipo de energía, pero comunicarse con los LCP 302/304 usando un segundo tipo de energía. Adicionalmente, en algunos ejemplos, la comunicación entre dispositivos puede ser limitada. Por ejemplo, como se describió anteriormente, en algunos ejemplos los LCP 302/304 pueden comunicarse con el dispositivo externo 306 solo a través de otros sensores/dispositivos 310, en los que los LCP 302/304 envían señales a los otros sensores/dispositivos 310, y los otros sensores/dispositivos 310 retransmiten al dispositivo externo 306 las señales recibidas.

En algunos casos, la ruta 308 de comunicación representa una ruta de comunicación conducida. En consecuencia, los dispositivos del sistema 300 pueden contar con componentes que permitan dicha comunicación conducida. Por ejemplo, los dispositivos del sistema 300 pueden estar configurados para transmitir señales (por ejemplo, impulsos) de comunicación conducida al cuerpo del/la paciente, a través de uno o más electrodos de un dispositivo transmisor, y pueden recibir las señales (por ejemplo, impulsos) de comunicación conducida a través de uno o más electrodos de un dispositivo receptor. El cuerpo del/la paciente puede conducir las señales (por ejemplo, impulsos) de comunicación conducida desde el uno o más electrodos del dispositivo transmisor hasta el uno o más electrodos del dispositivo receptor del sistema 300. En tales ejemplos, las señales (por ejemplo, impulsos) de comunicación conducida pueden diferir de las señales de electroestimulación u otras señales de terapia. Por ejemplo, los dispositivos del sistema 300 pueden administrar impulsos de comunicación eléctrica con una amplitud/ancho de impulso que esté por debajo de un umbral con respecto al corazón. Es decir, los impulsos de comunicación pueden presentar combinaciones de amplitud y ancho de impulso de manera que, al ser administrados al tejido del/la paciente, no provoquen la captación del corazón. Aunque, en algunos casos, la amplitud/ancho de los impulsos de comunicación eléctrica administrados puede estar por encima del umbral de captación del corazón, pero puede administrarse durante un período refractario del corazón y/o puede incorporarse un impulso de electroestimulación o modularse sobre el mismo, si así se desea.

Los impulsos de comunicación eléctrica administrados pueden modularse de cualquier manera adecuada para codificar la información comunicada. En algunos casos, los impulsos de comunicación pueden estar modulados en ancho o amplitud. Alternativa o adicionalmente, puede modularse el tiempo entre impulsos para codificar la información deseada. En algunos casos, los impulsos de comunicación conducida pueden ser impulsos de voltaje, impulsos de corriente, impulsos de voltaje bifásico, impulsos de corriente bifásica, o cualquier otro impulso eléctrico adecuado según se desee.

Las Figuras 4 y 5 muestran sistemas de dispositivos médicos ilustrativos que pueden configurarse para operar de acuerdo con las técnicas dadas a conocer en el presente documento. En la Figura 4, se muestra un LCP 402 fijado en el interior del ventrículo izquierdo del corazón 410, y se muestra un generador 406 de impulsos acoplado a un cable 412 que tiene uno o más electrodos 408a-408c. En algunos casos, el generador 406 de impulsos puede ser parte de un desfibrilador cardioversor implantable subcutáneo (S-ICD), y el uno o más electrodos 408a-408c pueden colocarse subcutáneamente adyacentes al corazón. En algunos casos, el LCP 402 puede comunicarse con el desfibrilador cardioversor implantable subcutáneo (S-ICD).

En la Figura 5, se muestra un LCP 502 fijado al interior del ventrículo izquierdo del corazón 510, y se muestra un generador 506 de impulsos acoplado a un cable 512 que tiene uno o más electrodos 504a-504c. En algunos casos, el generador 506 de impulsos puede ser parte de un marcapasos cardiaco implantable (ICP) y/o de un desfibrilador cardioversor implantable (ICD), y el uno o más electrodos 504a-504c pueden colocarse en el corazón 510. En algunos casos, el LCP 502 puede comunicarse con el marcapasos cardiaco implantable (ICP) y/o con el desfibrilador cardioversor implantable (ICD).

Los sistemas 400 y 500 de dispositivos médicos también pueden incluir un dispositivo externo de soporte, tal como unos dispositivos externos 420 y 520 de soporte. Los dispositivos externos 420 y 520 de soporte pueden usarse para llevar a cabo funciones tales como identificación de dispositivo, programación de dispositivo y/o transferencia de datos a tiempo real y/o almacenados entre dispositivos que utilicen una o más de las técnicas de comunicación descritas en el presente documento. A modo de ejemplo, la comunicación entre el dispositivo externo 420 de soporte y el generador 406 de impulsos se efectúa a través de un modo inalámbrico, y la comunicación entre el generador 406 de impulsos y el LCP 402 se efectúa a través de un modo conducido. En algunos ejemplos, la comunicación entre el LCP 402 y el dispositivo externo 420 de soporte se lleva a cabo enviando información de comunicación a través del generador 406 de impulsos. Sin embargo, en otros ejemplos, la comunicación entre el LCP 402 y el dispositivo externo 420 de soporte puede ser directa.

Adicionalmente, las Figuras 4 y 5 son solo dos ejemplos de sistemas de dispositivos médicos que pueden configurarse para operar de acuerdo con las técnicas dadas a conocer en el presente documento. Otros sistemas de dispositivos médicos a modo de ejemplo pueden incluir dispositivos médicos y/o configuraciones adicionales o diferentes. Por ejemplo, otros sistemas de dispositivos médicos que son adecuados para operar de acuerdo con técnicas dadas a conocer en el presente documento pueden incluir LCP adicionales implantados dentro del corazón. Otro sistema de dispositivos médicos a modo de ejemplo puede incluir una pluralidad de LCP sin otros dispositivos tales como el generador 406 o 506 de impulsos, con al menos un LCP capaz de administrar terapia de desfibrilación.

En otros ejemplos más, la configuración o colocación de los dispositivos médicos, cables y/o electrodos puede ser diferente de las representadas en las Figuras 4 y 5. En consecuencia, cabe observar que pueden operarse numerosos otros sistemas de dispositivos médicos, diferentes de los representados en las Figuras 4 y 5, de acuerdo con técnicas dadas a conocer en el presente documento. Como tal, los ejemplos mostrados en las Figuras 4 y 5 no deberán interpretarse como limitantes en modo alguno.

De acuerdo con algunas técnicas a modo de ejemplo de la presente divulgación, un primer dispositivo médico puede comunicarse con un segundo dispositivo médico durante diferentes períodos de tiempo, después de sucesos cardiacos, operando en diferentes modos de comunicación. Por ejemplo, el LCP 402 puede estar implantado dentro de un/a paciente y comunicar al generador 406 de impulsos información tal como señales fisiológicas detectadas, sucesos de arritmia determinados, información de diagnóstico de dispositivo, y similares. En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar en un primer modo de comunicación y configurado para comunicarse durante un primer período temporal, y puede estar en un segundo modo de comunicación y configurado para comunicarse durante un segundo período temporal. En algunos ejemplos, el LCP 402 puede cambiar los modos de comunicación en función de los parámetros fisiológicos detectados del/la paciente. En ejemplos en los que el LCP 402 se comunica utilizando energía que pueda provocar la estimulación del tejido cardiaco, el LCP 402 puede comenzar a funcionar en un primer modo de comunicación. Después de determinar que los impulsos de comunicación administrados al tejido del/la paciente durante el primer modo de comunicación captan el corazón del/la paciente, el LCP 402 puede cambiar a un segundo modo de comunicación. Después de determinar que los impulsos de comunicación administrados al tejido del/la paciente no captan su corazón durante el segundo modo de comunicación, el LCP 402 puede cambiar al primer modo de comunicación. Las técnicas descritas a continuación ilustran una serie de modos de comunicación a modo de ejemplo según los cuales puede operar un dispositivo médico. Las técnicas también pueden ilustrar una serie de protocolos que un dispositivo puede emplear para determinar si los impulsos de comunicación están captando el corazón del/la paciente. Las técnicas descritas ilustran el uso del LCP 402 y/o el generador 406 de impulsos, en el que el LCP 402 y el generador 406 de impulsos se comunican utilizando impulsos de comunicación conducida. Sin embargo, debe comprenderse que las técnicas descritas pueden aplicarse a cualquier dispositivo médico, o sistema de dispositivos médicos, que utilice impulsos de comunicación de cualquier tipo de energía que pueda causar la captación del corazón del/la paciente. Como tal, no deberá interpretarse que la descripción del presente documento limita las técnicas a solo dispositivos médicos tales como el LCP 402 y/o el generador 406 de impulsos, sino solo al uso de impulsos de comunicación conducida.

En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para comunicarse usando impulsos de comunicación conducida. Más específicamente, los impulsos de comunicación conducida pueden ser impulsos de comunicación conducida por debajo del umbral, los cuales, al ser administrados al tejido de un/a paciente, no causen la captación del corazón. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede comunicarse sin interferencia alguna con la terapia de estimulación eléctrica que esté siendo implementada actualmente por el LCP 402, el generador 406 de impulsos y/u otro dispositivo médico. En consecuencia, el LCP 402 puede estar configurado inicialmente, por ejemplo en el momento de su implantación, para comunicarse usando impulsos de comunicación conducida que tengan una combinación de amplitudes y anchos de impulso que no provoquen la captación del corazón. Por ejemplo, el LCP 402 puede estar preprogramado para administrar impulsos de comunicación conducida con una amplitud y un ancho de impulso predeterminados para no causar la captación en la mayoría de una población de pacientes. En otros ejemplos, el LCP 402 puede estar programado para administrar impulsos de comunicación conducida que tengan una combinación de amplitudes y anchos de impulso predeterminados para no causar la captación del corazón del/la paciente a quien se haya implantado, o esté a punto de implantarse, el LCP 402. En más ejemplos adicionales, el LCP 402 puede estar configurado para determinar una o más combinaciones de amplitudes y anchos de impulso para impulsos de comunicación conducida que no causen la captación del corazón. En algunas situaciones, el LCP 402 puede determinar una combinación de amplitudes y/o anchos de impulso para impulsos de comunicación conducida usando un margen de seguridad. En tales ejemplos, el LCP 402 puede estar programado con, o puede determinar, combinaciones de amplitudes y anchos de impulso que se encuentren a lo largo de un umbral en el que, en caso de aumentar la amplitud y/o el ancho de impulso de los impulsos de comunicación conducida por encima del umbral, pueda provocarse la captación del corazón, y en caso de disminuir la amplitud y/o ancho de impulso de los impulsos de comunicación conducida por debajo del umbral no se provoque la captación del corazón. El LCP 402 puede entonces determinar la administración de impulsos de comunicación conducida con amplitudes y/o anchos de impulso que estén cierto margen de seguridad por debajo del umbral determinado.

De la misma manera, el LCP 402 puede estar configurado para administrar impulsos de comunicación conducida con una combinación de amplitudes y anchos de impulso que no provoque la captación del corazón del/la paciente. También puede configurarse de manera similar cada dispositivo que pueda formar parte de un sistema que incluya el LCP 402. En algunos ejemplos, pueden configurarse otros dispositivos médicos para administrar impulsos de comunicación conducida con diferentes amplitudes y/o anchos de impulso que el LCP 402, debido a que las posiciones específicas de los dispositivos dentro del/la paciente, así como electrodos con formas y/o separaciones diferentes, pueden afectar a las amplitudes y/o anchos de impulso en los cuales los impulsos de comunicación conducida administrados por los otros dispositivos médicos captan el corazón del/la paciente. Las técnicas descritas a continuación detallan diversas técnicas de conmutación de modos de comunicación, después de determinar que los impulsos de comunicación conducida administrados han captado el corazón del/la paciente. Las técnicas también describen diferentes protocolos que el LCP 402 u otros dispositivos pueden usar para determinar si los

impulsos de comunicación conducida captan el corazón del/la paciente, y diversos modos de comunicación que definen cuándo el LCP 402 u otros dispositivos pueden administrar impulsos de comunicación conducida.

La Figura 6 representa un diagrama de temporización a modo de ejemplo de un ciclo cardiaco normal y de tiempos durante el ciclo cardiaco cuando un dispositivo médico puede administrar impulsos de comunicación conducida al tejido de un/a paciente, cuando está en un primer modo de comunicación. Específicamente, la Figura 6 representa una forma 600 de onda de ECG a modo de ejemplo que incluye un número de intervalos diferentes. Se representan dos latidos a modo de ejemplo de un corazón con un primer tiempo indicado por la onda P 602, el complejo QRS 604 y la onda T 606, y con un segundo tiempo indicado por la onda P 608 y el complejo QRS 610. Un intervalo cardiaco, que representa el tiempo entre los latidos cardiacos, está representado por el intervalo cardiaco 612 que abarca la distancia entre el complejo QRS 604 y el complejo QRS 610. El intervalo 614 de comunicación puede representar un período temporal durante el cual un dispositivo médico, tal como el LCP 402, está configurado para comunicarse, p. ej. para administrar impulsos de comunicación conducida al tejido del/la paciente, mientras está operando en un primer modo de comunicación. Algunas partes de la presente divulgación pueden referirse al intervalo 614 de comunicación como primera ventana de comunicación. El intervalo 614 de comunicación generalmente representado abarca una porción del intervalo cardiaco 612, a veces excluyendo los complejos QRS y las ondas P. En dichos ejemplos, el intervalo 614 de comunicación puede comenzar cierto tiempo predeterminado después de una onda R detectada. Algunos ejemplos de tiempos predeterminados incluyen cincuenta, cien, doscientos, quinientos milisegundos, mil milisegundos o cualquier otra cantidad de tiempo adecuada después de una onda R detectada. Al menos en un ejemplo, el intervalo 614 de comunicación puede comenzar después de un período refractario del corazón. En otros ejemplos, sin embargo, el intervalo 614 de comunicación puede abarcar otras porciones del intervalo cardiaco 612. Por ejemplo, el intervalo 614 de comunicación puede abarcar todo el intervalo cardiaco 612.

La Figura 6 también representa un período vulnerable 616. El período vulnerable 616 es una porción del intervalo cardiaco 612 que coincide con un período del ciclo cardiaco durante el que es más probable que un impulso conducido administrado cause un episodio taquiarrítmico. El período vulnerable 616 generalmente coincide con una porción de la onda T, que incluye la porción de la onda T justo antes del vértice y que se extiende justo hasta después del vértice.

En su configuración inicial, el LCP 402 y/o los otros dispositivos médicos pueden estar configurados de manera que los impulsos de comunicación conducida administrados durante el intervalo 614 de comunicación no provoquen la captación del corazón del/la paciente. Por ejemplo, la amplitud y/o el ancho de impulso de los impulsos de comunicación pueden estar establecidos para que no provoquen la captación del corazón del/la paciente. Sin embargo, debido a cambios fisiológicos u otro tipo de cambios, en algunos casos los impulsos de comunicación conducida administrados por uno o más de los dispositivos médicos pueden comenzar a causar la captación del corazón. Tales circunstancias pueden llegar a resultar peligrosas para el/la paciente, ya que los impulsos de comunicación conducida administrados pueden comenzar a interferir con la terapia de estimulación eléctrica implementada, o con un ritmo intrínseco del corazón. Por consiguiente, y en este ejemplo, el LCP 402 y/o los otros dispositivos médicos pueden estar configurados para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados en un primer modo de comunicación captan el corazón del/la paciente y, de ser así, en ciertas circunstancias cambiar a un segundo modo de comunicación que pueda ser más seguro para el/la paciente. Las Figuras 7-11 representan diversas técnicas para determinar que los impulsos de comunicación conducida administrados están captando el corazón.

La Figura 7 ilustra una primera técnica a modo de ejemplo para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados están captando el corazón. La Figura 700 ilustra una forma 700 de onda de ECG a modo de ejemplo que tiene unos latidos a modo de ejemplo 701 y 703. El primer latido 701 está representado por la onda P 702, el complejo QRS 704 y la onda T 706, y el segundo latido 703 está representado por la onda P 708, el complejo QRS 710 y la onda T 712. Antes de los tiempos 701 y 703 representados en la Figura 7, el LCP 402 puede haber determinado un intervalo cardiaco intrínseco entre los latidos. Por ejemplo, el LCP 402 puede haber determinado el intervalo cardiaco intrínseco entre los latidos monitorizando un tiempo transcurrido entre dos (o más) latidos intrínsecos consecutivos previos. En algunos casos, el LCP puede identificar latidos detectando ondas R, detectando tiempos de derivadas máximas negativas de la forma de onda de ECG, detectando sonidos cardiacos, detectando cambios en la impedancia cardiaca, detectando el movimiento cardiaco o usando algún otro esquema de detección de latidos. En algunos ejemplos, el intervalo cardiaco intrínseco puede incluir el tiempo transcurrido entre los dos latidos cardiacos consecutivos anteriores. En otros ejemplos, el intervalo cardiaco intrínseco puede incluir un promedio del tiempo transcurrido entre múltiples latidos consecutivos previos, por ejemplo, los últimos diez, ocho, cinco o tres latidos.

Después de determinar un intervalo cardiaco intrínseco, el LCP 402 puede identificar un primer latido, tal como el latido 701, y, a partir del latido 701, determinar un tiempo estimado de cuándo debe producirse el siguiente latido usando el intervalo cardiaco intrínseco determinado. En la Figura 7, el final del intervalo 716 de estimación representa la temporización estimada del siguiente latido tras el latido 701, basándose la longitud del intervalo 716 de estimación en el intervalo cardiaco determinado. La Figura 7 representa el LCP 402 identificando latidos basándose en los picos de onda R de los complejos QRS 704 y 710 detectados, y utilizando los picos de onda R

para medir diversos intervalos, tales como el intervalo 716 de estimación y el intervalo 720 de espera. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, el LCP 402 puede identificar los latidos de acuerdo con cualquier esquema de detección de latidos, y puede usar cualquier característica particular de los latidos identificados para medir intervalos.

Una vez que el LCP 402 ha determinado la temporización estimada del siguiente latido, el LCP 402 puede esperar un tiempo predeterminado desde el latido 701, identificado por el intervalo 720 de espera, y luego administrar el impulso 714 de comunicación conducida al tejido del/la paciente. Algunos tiempos a modo de ejemplo para el intervalo 720 de espera pueden incluir doscientos cincuenta milisegundos, trescientos milisegundos, trescientos cincuenta milisegundos, cuatrocientos milisegundos y cuatrocientos cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado. Sin embargo, al menos en ciertos ejemplos, el intervalo 720 de espera puede determinarse basándose al menos en parte en el intervalo 716 de estimación. Por ejemplo, el intervalo 720 de espera puede ser cierto porcentaje del intervalo 716 de estimación, o el intervalo 720 de espera puede determinarse basándose en una función no lineal en la que el intervalo 716 de estimación sea un parámetro de la función. En otros ejemplos, el intervalo 720 de espera puede basarse en el período vulnerable del latido 701. Por ejemplo, el LCP 402 puede determinar cuándo se produce el período vulnerable para el latido 701, por ejemplo identificando el comienzo y/o fin de la onda T 706. Aunque, en otros ejemplos, el LCP 402 puede usar un método predictivo para determinar el período vulnerable para el latido 701 mediante la determinación de tiempos para períodos vulnerables para latidos anteriores, y mediante la aplicación de los tiempos determinados al latido 701. El LCP 402 puede determinar entonces que el intervalo 720 de espera tiene una duración temporal de diez, veinticinco o cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado, después del final del período vulnerable del latido 701. Adicionalmente, en algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para que no administre impulso de comunicación conducida alguno si el intervalo 720 de espera finaliza menos de cien milisegundos (u otro período temporal determinado) antes del comienzo estimado del siguiente latido.

El impulso 714 de comunicación conducida puede tener una amplitud y un ancho de impulso que el LCP 402 esté actualmente programado para administrar durante las sesiones de comunicación. Aunque en la Figura 7 se representa como un impulso de comunicación conducida bifásico, en otros ejemplos, el impulso 714 de comunicación puede ser monofásico o puede incluir cualquier morfología particular. Después de administrar el impulso 714 de comunicación conducida, el LCP 402 puede implementar un período de supresión, representado por el período 722 de supresión, durante el cual el LCP 402 no detectará actividad eléctrica cardiaca u otra actividad eléctrica conducida. Sin embargo, en otros ejemplos, el LCP 402 no tiene por qué incluir un período de supresión.

Una vez que el LCP 402 detecta un próximo latido, el LCP 402 puede identificar la diferencia de tiempo real entre el latido 701 y el siguiente latido, que en el ejemplo de la Figura 7 es el latido 703. La diferencia determinada en los tiempos entre el latido 701 y el latido 703 está representada por el intervalo 718. Si el latido 703, o más específicamente en el ejemplo de la Figura 7 la onda R del complejo QRS 710 del latido 703, se produce después del final del intervalo 716 de estimación, el LCP 402 puede determinar que el impulso 714 de comunicación conducida no ha captado el corazón. En tales ejemplos, el intervalo 716 de estimación tendría un valor similar al intervalo 718. Por el contrario, si el latido 703 se produce antes del final del intervalo 716 de estimación, el LCP 402 puede determinar que el impulso 714 de comunicación conducida ha captado el corazón. En algunos ejemplos, el LCP 402 puede emplear una ventana alrededor del final del intervalo 716 de estimación, representada en la Figura 7 por la ventana 724, con el propósito de determinar si el impulso 714 de comunicación conducida ha captado el corazón. La ventana 724 puede incluir diez, veinticinco, cuarenta o cincuenta milisegundos, o cualquier otra cantidad de tiempo adecuada, antes y después del final del intervalo 716 de estimación. En otros ejemplos, la ventana 724 puede tener un ancho que sea un porcentaje del intervalo 716 de estimación. Por ejemplo, la ventana 724 puede tener un ancho del cinco, diez, quince, veinte por ciento o cualquier otro porcentaje adecuado del intervalo 716 de estimación. El LCP 402 puede determinar que el impulso 714 de comunicación conducida no ha causado la captación del corazón si el LCP 402 determina que el latido 703 estaba dentro de la ventana 724, como en la Figura 7. En situaciones en las que el LCP 402 determina que el latido 703 no estaba dentro de la ventana 724, por ejemplo si se produjo antes de la ventana 724, el LCP 402 puede determinar que el impulso 714 de comunicación conducida no ha captado el corazón.

La Figura 8 ilustra la técnica a modo de ejemplo descrita en la Figura 7 en la que un impulso de comunicación conducida causa la captación del corazón. La Figura 8 representa una forma 800 de onda de ECG que incluye unos latidos 801, 803 y 805 a modo de ejemplo. El latido 801 está representado por la onda P 802, el complejo QRS 804 y la onda T 806. El latido 803 está representado por la onda P 808, el complejo QRS 810, y la onda T 812. El latido 805 está representado por la onda P 832 y el complejo QRS 838. La Figura 8 también representa el intervalo 820 de espera, el intervalo 816 de estimación, el período 822 de supresión, la ventana 824 y el impulso 814 de comunicación conducida. En el ejemplo de la Figura 8, el impulso 814 de comunicación conducida capta el corazón, como puede observarse porque el latido 803 se produce poco después del impulso 814 de comunicación conducida. En el ejemplo de la Figura 8, dado que el latido 803 se produce durante el período 822 de supresión, el LCP 402 no detecta el latido 803. En cambio, el LCP 402 detecta el siguiente latido 805. Como el latido 805 se produce después del intervalo 816 de estimación, el LPC 402 puede determinar que el impulso 814 de comunicación conducida ha captado el corazón. En otros ejemplos, el LCP 402 puede emplear la ventana 824. Como el latido 805 no se produce dentro de la ventana 824, el LCP 402 puede determinar que el impulso 814 de comunicación conducida ha causado

la captación del corazón.

Independientemente del protocolo específico en el cual el LCP 402 determina si un impulso 714/814 de comunicación conducida ha captado el corazón, el LCP 402 puede adoptar una o más acciones cuando el LCP 402 determina que un impulso 714/814 de comunicación conducida ha captado el corazón. A modo de ejemplo, el LCP 402 puede cambiar a un segundo modo de comunicación. Se describen a continuación diversos segundos modos de comunicación a modo de ejemplo, con respecto a las Figuras 13 y 14, que el LCP 402 puede implementar durante el segundo modo de comunicación. Debe observarse que el LCP 402, al llevar a cabo cualquiera de las técnicas anteriormente descritas para determinar si los impulsos de comunicación conducida han captado el corazón, puede efectuar cualquiera de las etapas de administración de impulsos de comunicación conducida solo durante los tiempos en los que el LCP 402 esté configurado para administrar impulsos de comunicación conducida durante el primer modo de comunicación. Adicionalmente, también debe comprenderse que el LCP 402 puede llevar a cabo funciones de comunicación normales, tales como la administración de impulsos de comunicación conducida para comunicar información a otros dispositivos, antes, después y/o durante cualquiera de las técnicas descritas anteriormente.

En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para llevar a cabo periódicamente las técnicas a modo de ejemplo anteriormente descritas, para determinar si los impulsos de comunicación conducida están captando el corazón. Por ejemplo, el LCP 402 puede llevar a cabo las técnicas anteriormente descritas una vez al día, una vez a la semana, una vez al mes o cualquier otro período temporal adecuado. En algunos ejemplos, antes de que el LCP 402 determine si los impulsos de comunicación conducida están captando el corazón, el LCP 402 puede llevar a cabo una serie de pruebas como se describió anteriormente. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede determinar que los impulsos de comunicación conducida captan el corazón solo si un LCP 402 determina que una mayoría de una pluralidad de pruebas ha dado como resultado la captación del corazón, o si el LCP 402 determina que un número umbral de una pluralidad de pruebas han captado el corazón. En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado adicional o alternativamente para llevar a cabo una o más de las técnicas anteriormente descritas después de recibir una instrucción para efectuar una prueba de captación desde otro dispositivo. Por ejemplo, otro dispositivo puede solicitar periódicamente que el LCP 402 lleve a cabo una o más pruebas de captación, o puede efectuar una solicitud basándose en valores de uno o más parámetros. En algunos ejemplos, el otro dispositivo puede ser un programador de dispositivos utilizado conjuntamente con sesiones de programación, por ejemplo durante las visitas al hospital o la clínica por parte del/la paciente. En otro ejemplo, el otro dispositivo puede ser otro dispositivo médico implantable, tal como un LCP o un SICD.

La Figura 9 ilustra otra técnica a modo de ejemplo para determinar si los impulsos de comunicación conducida administrados están captando el corazón. La Figura 900 muestra un ejemplo de una forma 900 de onda de ECG que incluye unos latidos a modo de ejemplo 901 y 903. El LCP 402 puede comenzar identificando un primer latido, tal como el latido 901. En algunos ejemplos, el primer latido identificado es un latido intrínseco. Sin embargo, en otros ejemplos, como se muestra en la Figura 9, el primer latido identificado puede ser un latido electroestimulado. Por ejemplo, el LCP 402, u otro dispositivo médico, puede administrar un impulso 902 de electroestimulación al corazón, haciendo que el corazón se contraiga y genere el latido 901.

Después de identificar el latido 901, el LCP 402 puede esperar una cantidad predeterminada de tiempo desde el latido 901, identificado por el intervalo 920 de espera, y luego administrar un impulso 904 de comunicación conducida al tejido del/la paciente. El impulso 904 de comunicación conducida puede tener una amplitud y un ancho de impulso que el LCP 402 esté actualmente programado para administrar durante las sesiones de comunicación. Aunque en la Figura 9 se representa como un impulso de comunicación conducida bifásico, en otros ejemplos el impulso 904 de comunicación conducida puede tener cualquier morfología adecuada. Algunos tiempos a modo de ejemplo para el intervalo 920 de espera incluyen doscientos cincuenta milisegundos, trescientos milisegundos, trescientos cincuenta milisegundos, cuatrocientos milisegundos y cuatrocientos cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado. En otros ejemplos, el intervalo 920 de espera puede determinarse basándose al menos en parte en una frecuencia cardiaca. Por ejemplo, el LCP 402 puede determinar una frecuencia cardiaca, por ejemplo un intervalo cardiaco intrínseco como se describe con respecto a la Figura 7, u otro dispositivo médico puede determinar una frecuencia cardiaca y comunicar la frecuencia cardiaca al LCP 402. En tales ejemplos, el intervalo 920 de espera puede ser una función de la frecuencia cardiaca. Por ejemplo, el intervalo 920 de espera puede ser cierto porcentaje de la frecuencia cardiaca determinada, o puede determinarse basándose en una función que incluya la frecuencia cardiaca determinada.

En más ejemplos adicionales, el LCP 402 puede determinar cuándo se produce el período vulnerable para el latido 901. Para determinar el período vulnerable para el latido 901, el LCP 402 puede identificar el comienzo y el final de la onda T del latido 901. Aunque, en otros ejemplos, el LCP 402 puede usar un método predictivo para determinar el período vulnerable del latido 901 mediante la determinación de los tiempos para periodos vulnerables para los latidos precedentes, y mediante la aplicación de los tiempos determinados al latido 901. El LCP 402 puede entonces determinar que el intervalo 920 de espera tiene una duración temporal de diez, veinticinco o cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado, después del final del período vulnerable desde el latido 901. En otros ejemplos, en vez de medir un intervalo desde el latido 901, el LCP 402 puede esperar una cantidad predeterminada de tiempo desde el impulso 902 de electroestimulación.

Después de administrar el impulso 904 de comunicación conducida, el LCP 402 puede determinar si se produce un latido dentro de un período temporal predeterminado tras administrar el impulso 904 de comunicación conducida. En la Figura 9, este período temporal está representado por el intervalo 922 de detección. En algunos ejemplos, puede tener una duración de veinticinco, cuarenta o cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado. En el ejemplo de la Figura 9, el LCP 402 puede determinar que no se produjo ningún latido dentro del intervalo 922 de detección y, en consecuencia, puede determinar que el impulso 904 de comunicación conducida no ha captado el corazón.

En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado adicionalmente para determinar un tiempo estimado del siguiente latido tras el latido 901, como en las técnicas a modo de ejemplo de las Figuras 7 y 8. Por ejemplo, el LCP 402 puede estar configurado para determinar un intervalo 916 de estimación. Al menos en un ejemplo, y como en las técnicas a modo de ejemplo ilustradas en las Figuras 7 y 8, el LCP 402 puede haber determinado un intervalo cardiaco intrínseco antes del latido 901. En ejemplos en los que el LCP 402, u otro dispositivo, está implementando un programa de terapia por estimulación eléctrica que incluya la administración al corazón de impulsos de electroestimulación, el LCP 402 puede determinar el intervalo de electroestimulación, siendo el intervalo de electroestimulación el tiempo entre impulsos de electroestimulación sucesivos. El LCP 402 puede usar como intervalo 916 de estimación el intervalo cardiaco intrínseco determinado, o bien el intervalo de electroestimulación determinado. El LCP 402 puede determinar entonces que el final del intervalo 916 de estimación, según se ha medido a partir del latido 901, es el tiempo estimado del siguiente latido tras el latido 901. En cualquiera de estos ejemplos en los que el LCP 402 determina un tiempo estimado del siguiente latido tras el latido 901, el LCP 402 puede estar configurado para no administrar impulsos 904 de comunicación conducida si el intervalo 920 de espera finaliza menos de cien milisegundos (u otro periodo temporal predeterminado) antes de la ocurrencia estimada del siguiente latido.

La Figura 10 representa la técnica a modo de ejemplo descrita con respecto a la Figura 9, excepto por que el impulso de comunicación conducida causa la captación del corazón. Específicamente, la Figura 10 representa un impulso 1002 de estimulación, que puede ser administrado por el LCP 402 u otro dispositivo médico. El impulso 1002 de estimulación provoca la captación del corazón, resultando en el latido 1001 con la forma 1000 de onda de ECG. Como se ha descrito con respecto a la Figura 9, el LCP 402 puede esperar entonces una cantidad de tiempo predeterminada desde el latido 1001, antes de administrar el impulso 1004 de comunicación conducida, representado por el intervalo 1020 de espera. Después de administrar el impulso 1004 de comunicación, el LCP 402 puede tratar de detectar un latido durante el intervalo 1022 de detección. En el ejemplo de la Figura 10, el LCP 402 detecta el latido 1003 durante el intervalo 1022 de detección. Por consiguiente, el LCP 402 puede determinar que el impulso 1004 de comunicación ha causado la captación del corazón. Como se ha descrito con respecto a la Figura 9, el LCP 402 puede estar configurado para no administrar ningún impulso de comunicación conducida si el intervalo 1020 de espera finaliza menos de cien milisegundos (u otro período temporal predeterminado) antes de la ocurrencia estimada del siguiente latido, que en la Figura 10 se ilustra al final del intervalo 1016 de estimación.

En el ejemplo de la Figura 10, dado que el LCP 402 ha detectado el latido 1003 durante el intervalo 1022 de detección, el LCP 402 puede determinar que el impulso 1004 de comunicación ha causado la captación del corazón. En consecuencia, el LCP 402 puede tomar una o más acciones basándose en la determinación. Por ejemplo, el LCP 402 puede cambiar a un segundo modo de comunicación. Se describen a continuación diversos segundos modos de comunicación a modo de ejemplo, con respecto a las Figuras 13 y 14, que el LCP 402 puede implementar durante el segundo modo de comunicación. Debe observarse que el LCP 402, al llevar a cabo cualquiera de las técnicas anteriormente descritas para determinar si los impulsos de comunicación conducida han captado el corazón, puede efectuar cualquiera de las etapas de administración de impulsos de comunicación conducida solo durante los tiempos en los que el LCP 402 esté configurado para administrar impulsos de comunicación conducida durante el primer modo de comunicación. Adicionalmente, también debe comprenderse que el LCP 402 puede llevar a cabo funciones de comunicación normales, tales como la administración de impulsos de comunicación conducida para comunicar información a otros dispositivos, antes, después y/o durante cualquiera de las técnicas descritas anteriormente.

En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para llevar a cabo periódicamente las técnicas a modo de ejemplo anteriormente descritas, para determinar si los impulsos de comunicación conducida están captando el corazón. Por ejemplo, el LCP 402 puede llevar a cabo las técnicas anteriormente descritas una vez por minuto, una vez por hora, una vez al día, una vez por semana, una vez al mes o cualquier otro período temporal adecuado. En algunos ejemplos, antes de que el LCP 402 determine si los impulsos de comunicación conducida están captando el corazón, el LCP 402 puede llevar a cabo una serie de pruebas como se describió anteriormente. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede determinar que los impulsos de comunicación conducida captan el corazón solo si un LCP 402 determina que una mayoría de una pluralidad de pruebas ha dado como resultado la captación del corazón, o si el LCP 402 determina que un número umbral de una pluralidad de pruebas han captado el corazón. En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado adicional o alternativamente para llevar a cabo una o más de las técnicas anteriormente descritas después de recibir una instrucción desde otro dispositivo para efectuar una prueba de captación. Por ejemplo, otro dispositivo puede solicitar periódicamente que el LCP 402 lleve a cabo una o más pruebas de captación, o puede efectuar una solicitud basándose en valores de uno o más parámetros adicionales. En algunos ejemplos, el otro dispositivo puede ser un programador de dispositivos utilizado

conjuntamente con sesiones de programación, por ejemplo durante las visitas al hospital o la clínica por parte del/la paciente. En otro ejemplo, el otro dispositivo puede ser otro dispositivo médico implantable, tal como un LCP o un SICD.

Puede darse una variabilidad a corto plazo en la energía requerida para estimular el tejido cardiaco a través de un impulso de comunicación. Por ejemplo, la energía de estimulación requerida puede variar con la postura o el ciclo respiratorio del/la paciente. Para garantizar mejor que los impulsos de comunicación no causen estimulación cardiaca, la energía utilizada durante las pruebas de captación descritas en las Figuras 6-10 puede ser mayor que la utilizada durante la comunicación. Por ejemplo, la energía del impulso o impulsos de comunicación utilizados durante cualquiera de los ensayos de captación descritos con respecto a las Figuras 6-10 puede ser del veinticinco por ciento, cincuenta por ciento, cien por ciento, o cualquier otro porcentaje adecuado superior con respecto a la energía de impulsos de comunicación utilizados durante la comunicación normal. De esta forma, se introduce un margen entre los impulsos de comunicación utilizados para la prueba o pruebas de captación y los impulsos de comunicación utilizados durante la comunicación normal. Por ejemplo, sin margen, incluso si las pruebas de captación indicaran que no existe estimulación del tejido cardiaco, si los impulsos de comunicación utilizados durante la comunicación normal tuvieran la misma energía que los impulsos de comunicación utilizados durante las pruebas de captación, los impulsos de comunicación utilizados durante la comunicación normal podrán estimular el tejido cardiaco, ya que la energía requerida para estimular el tejido cardiaco puede variar. Por consiguiente, introducir un margen de energía entre los impulsos de comunicación utilizados para la prueba o pruebas de captación y los impulsos de comunicación utilizados para la comunicación normal ayuda a garantizar que, incluso con la variabilidad natural en el nivel de energía de los impulsos de comunicación necesario para estimular el tejido cardiaco, los impulsos de comunicación utilizados para la comunicación normal no estimularán el tejido cardiaco sin una estimulación de detección de prueba de captación del tejido cardiaco por parte de los impulsos de comunicación.

El nivel de energía de los impulsos de comunicación puede basarse en la morfología de los impulsos de comunicación. Por ejemplo, en un gráfico de voltaje frente al tiempo, el área dedicada a la comunicación puede ser una medida de la energía de los impulsos de comunicación. En dichos ejemplos, variar la amplitud de voltaje, el ancho de impulso, o ambos, afectará a la energía total de los impulsos de comunicación. En consecuencia, los impulsos de comunicación utilizados durante la prueba o pruebas de captación pueden tener mayores amplitudes o anchos de impulso, o ambos, para lograr un nivel de energía más alto que los impulsos de comunicación utilizados durante la comunicación normal.

La Figura 11 representa una técnica a modo de ejemplo en la que el LCP 402 puede administrar múltiples impulsos de comunicación conducida, con el fin de identificar combinaciones de parámetros de impulsos de comunicación conducida que causan la captación del corazón. Por ejemplo, a veces puede ser beneficioso que el LCP 402 determine combinaciones de parámetros de impulsos de comunicación que causen la captación del corazón, en lugar de determinar únicamente si un impulso de comunicación conducida causó la captación. En el ejemplo de la Figura 11, el LCP 402 puede estar configurado para determinar si un impulso de comunicación conducida capta el corazón de un/a paciente de acuerdo con las técnicas descritas anteriormente con respecto a las Figuras 9 y 10. Sin embargo, en el ejemplo de la Figura 11, el LCP 402 puede estar configurado adicionalmente para cambiar las combinaciones de parámetros de los impulsos de comunicación conducida administrados. Por ejemplo, el LCP 402 puede modificar la amplitud y/o ancho de impulso del uno o más impulsos de comunicación conducida administrados, de modo que sean diferentes de la amplitud y/o ancho de impulso de los impulsos de comunicación conducida utilizados durante la comunicación normal.

Como se ilustra en la Figura 11, cada uno de los impulsos 1104 y 1106 de comunicación conducida tiene una amplitud y un ancho de impulso. El impulso 1104 de comunicación conducida tiene un ancho 1110 y una amplitud 1120 de impulso. El impulso 1106 de comunicación conducida tiene un ancho 1112 y una amplitud 1122 de impulso. En el ejemplo de la Figura 11, el LCP 402 puede estar configurado para implementar un intervalo de detección después de administrar el impulso 1104 de comunicación conducida, representado por el intervalo 1114 de detección. Si el LCP 402 detecta un latido durante el intervalo 1114 de detección, el LCP 402 puede determinar que la combinación del ancho 1110 y la amplitud 1120 de impulso del impulso 1104 de comunicación conducida ha causado la captación del corazón. Sin embargo, si el LCP 402 no detecta un latido durante el intervalo 1114 de detección, el LCP 402 puede estar configurado para administrar otro impulso de comunicación conducida, el impulso 1106 de comunicación conducida, ya sea al final del intervalo 1114 de detección, un período temporal predeterminado después del intervalo 1114 de detección, o en cualquier otro momento adecuado. Como se representa en la Figura 11, la amplitud 1122 del impulso 1106 de comunicación conducida puede ser igual a la amplitud 1120, pero el ancho 1112 de impulso puede ser mayor que el ancho 1110 de impulso. El LCP 402 puede detectar adicionalmente un latido después de administrar el impulso 1106 de comunicación conducida durante otro intervalo de detección, tal como el intervalo 1118 de detección.

El LCP 402 puede repetir el proceso descrito anteriormente, aumentando los anchos de impulso de los impulsos de comunicación conducida administrados hasta que se detecte un latido durante un intervalo de detección, lo que indica que el impulso de comunicación conducida administrado ha captado el corazón. Esto puede indicar un primer umbral de captación del corazón, por ejemplo una combinación específica de amplitud y ancho de impulso de los

impulsos de comunicación que, al ser administrados al corazón, causen la captación del corazón. El LCP 402 puede almacenar en una memoria los parámetros de impulsos de comunicación conducida que han causado la captación del corazón, o comunicar los parámetros a otro dispositivo para su almacenamiento.

En algunos ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para retener la administración de otro impulso de comunicación conducida, si el LCP 402 determina que un próximo impulso de comunicación conducida administrado se administrará dentro de cien milisegundos (u otro período temporal predeterminado) del momento previsto de ocurrencia del siguiente latido (ya sea un ritmo intrínseco o un ritmo electroestimulado). Como se ilustra en la Figura 11, el LCP 402 puede determinar que el siguiente latido está previsto al final del intervalo 1116 de estimación. El LCP 402 puede determinar el intervalo 1116 de estimación de manera similar a otros intervalos de estimación descritos con respecto a las Figuras 7 y 10. En consecuencia, si el LCP 402 determina que la administración de un próximo impulso de comunicación conducida estará dentro de cien milisegundos (u otro período temporal predeterminado) del final del intervalo 1116 de estimación, el LCP 402 puede retener la administración del siguiente impulso de comunicación conducida y esperar hasta después del siguiente latido detectado para continuar con el proceso. Adicionalmente, aunque se describe con respecto al aumento de anchos de impulso, en otros ejemplos el LCP 402 puede estar configurado para administrar impulsos de comunicación conducida comenzando con anchos de impulso relativamente grandes, y disminuir los anchos de impulso de los impulsos de comunicación conducida administrados posteriormente. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede detectar las ausencias de latidos durante los intervalos de detección para detectar la falta de captación.

Por supuesto, en otros ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para ajustar de diferentes maneras los parámetros de los impulsos de comunicación conducida administrados. Por ejemplo, en lugar de ajustar el ancho del impulso, el LCP 402 puede estar configurado para ajustar la amplitud de los impulsos de comunicación conducida. En más ejemplos adicionales, el LCP 402 puede estar configurado para ajustar simultáneamente tanto el ancho como la amplitud de impulso. Adicionalmente, en otros ejemplos, el LCP 402 puede estar configurado para administrar impulsos de comunicación con amplitudes y anchos de impulso que sean dados a causar la captación del corazón. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede entonces disminuir los parámetros de amplitud y/o ancho de impulso (individual o simultáneamente) hasta alcanzar una combinación de ancho y amplitud de impulso que no provoque la captación del corazón. En general, cambiar los parámetros de amplitud y ancho de impulso de los impulsos de comunicación cambia los niveles de energía de los impulsos de comunicación. En consecuencia, cambiar el nivel de energía de los impulsos de comunicación cambia la energía administrada al corazón del/la paciente. Puede ser que el nivel de energía total de los impulsos de comunicación sea un factor importante para determinar si un impulso de comunicación captará el corazón en relación con otros factores, tales como una amplitud de impulso específica o un ancho de impulso específico.

Al menos en algunos ejemplos, el LCP 402 puede, de acuerdo con cualquiera de los ejemplos dados a conocer, determinar múltiples combinaciones de parámetros para impulsos de comunicación conducida que den como resultado la captación del corazón, determinando de este modo múltiples umbrales de captación del corazón. Usando las múltiples combinaciones de parámetros determinados, el LCP 402 puede determinar adicionalmente una curva o función representativa de combinaciones de parámetros que dieron como resultado la captación del corazón, usando por ejemplo una o más técnicas de regresión. La Figura 12, que es un gráfico de amplitud de impulso frente a ancho de impulso en voltaje y microsegundos, incluye un ejemplo ilustrativo del aspecto de tal curva o función. La curva 1202, entonces, representa combinaciones de parámetros de impulsos de comunicación conducida que dieron como resultado la captación del corazón, por ejemplo, la curva 1202 puede representar una curva de umbral de captación. La curva 1202 representa adicionalmente una línea divisoria entre combinaciones de parámetros de impulsos de comunicación conducida que, al ser administrados a tejidos de un/a paciente, darán como resultado la captación del corazón del/la paciente, y de aquellos que no darán como resultado la captación del corazón del/la paciente. Por ejemplo, cualquier combinación de amplitudes y anchos de impulso que se encuentre en la curva 1202 o por encima y a la derecha de la curva 1202 dará lugar a la captación. Cualquier combinación de amplitudes de impulso y anchos de impulso que se encuentre debajo y a la izquierda de la curva 1202 no dará lugar a la captación. Esta región se define como zona segura 1210.

En algunos ejemplos, el LCP 402 puede determinar una curva desplazada, relacionada con la curva 1202, por un margen de seguridad. La curva desplazada está representada por la curva 1208. En dichos ejemplos, la zona segura 1210 puede ser las combinaciones de amplitudes y anchos de impulso que se encuentren debajo y a la izquierda de la curva desplazada 1208. La cantidad a la que el LCP 402 desplaza la curva 1202 está representada por el margen 1206 de seguridad. El margen 1206 de seguridad puede representar una cantidad tal que, si la curva 1202 cambia en función del tiempo u otros factores, la curva 1202 no se desplazará, o será poco probable que lo haga, por debajo y a la izquierda de la curva 1208. El LCP 402 puede estar configurado para no administrar, en procedimientos normales de comunicación (por ejemplo durante la comunicación de acuerdo con el primer modo de comunicación), impulsos de comunicación conducida con combinaciones de parámetros que se encuentren en la curva 1208, o por encima y a la derecha de la curva 1208.

Independientemente del método que el LCP 402 utilice para determinar que uno o más impulsos de comunicación conducida administrados han captado el corazón del/la paciente, como se mencionó anteriormente, una vez que el LCP 402 determina que uno o más impulsos de comunicación conducida administrados han captado el corazón

del/la paciente, el LCP 402 puede adoptar una o más acciones. En algunos ejemplos, la primera acción que el LCP 402 puede adoptar es determinar si puede alterar los valores de los parámetros de los impulsos de comunicación conducida administrados, a una combinación de valores que no cause la captación del corazón del/la paciente. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede determinar combinaciones de parámetros que no se prevea que vayan a causar la captación del corazón, por ejemplo de acuerdo con cualquiera de las técnicas dadas a conocer en la Figura 11. En tales ejemplos, el LCP 402 puede contar adicionalmente con unos valores mínimos almacenados para combinaciones de parámetros de impulsos de comunicación conducida. Dichos valores mínimos para combinaciones de parámetros pueden representar valores mínimos para la amplitud y/o el ancho de impulso de impulsos de comunicación conducida, que aun así permitan la detección de los impulsos por parte de otros dispositivos suficientes para la comunicación. En estos ejemplos, el LCP 402 puede comparar los valores de las combinaciones de parámetros que no causan la captación del corazón con los valores mínimos almacenados para las combinaciones de parámetros. Si existen combinaciones de valores que no causen la captación del corazón, y también iguales o mayores que los valores mínimos almacenados para combinaciones de parámetros, el LCP 402 puede ajustar los valores de los parámetros de amplitud y/o ancho de impulso de los impulsos de comunicación conducida utilizados durante el primer modo de comunicación, a valores que no causen la captación del corazón y que sean mayores o iguales a los valores mínimos para los parámetros. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede continuar funcionando a continuación.

En ejemplos en los que no existan combinaciones previstas de parámetros que sean mayores o iguales a los valores mínimos para los parámetros, y que no causen la captación del corazón, el LCP 402 puede cambiar a un segundo modo de comunicación, que puede denominarse modo de comunicación “seguro” o “de seguridad”. Adicionalmente, al menos en algunos ejemplos, tras detectar el uno o más impulsos de comunicación administrados que captan el corazón (por ejemplo, después de efectuar cualquiera de los protocolos detallados con respecto a las Figuras 7-11), el LCP 402 puede omitir el intento de determinar valores alternativos para una amplitud y/o ancho de impulso, y en su lugar puede cambiar inmediatamente al segundo modo de comunicación.

La Figura 13 representa un diagrama temporal a modo de ejemplo de un ciclo cardiaco normal, y de tiempos durante el ciclo cardiaco en los que un dispositivo médico puede administrar impulsos (por ejemplo, ráfagas) de comunicación conducida al tejido de un/a paciente durante la operación en un primer ejemplo de un segundo modo de comunicación. Específicamente, la Figura 13 representa una forma 1300 de onda que incluye un número de intervalos diferentes. Se representan dos latidos a modo de ejemplo de un corazón, estando indicado el primer latido por la onda R 1302 y estando indicado el segundo latido por la onda R 1304. Un intervalo cardiaco, que representa el tiempo entre latidos cardiacos, está representado por el intervalo cardiaco 1312, que abarca el tiempo entre la onda R 1302 y la onda R 1304. Un período vulnerable del primer latido está representado por el período vulnerable 1313. De acuerdo con el primer ejemplo del segundo modo de comunicación representado en la Figura 13, el LCP 402 puede estar configurado para identificar un latido usando cualquiera de una o más técnicas de detección de latidos. El LCP 402 puede estar configurado adicionalmente para esperar una cantidad de tiempo predeterminada a partir de una característica de un latido identificado, tal como la onda R 1302 en el primer latido de la Figura 13. La cantidad de tiempo predeterminada generalmente puede ser lo suficientemente larga como para abarcar el período vulnerable 1313. En el ejemplo de la Figura 13, la cantidad de tiempo predeterminada está representada por el intervalo 1318 de espera. Valores a modo de ejemplo para el intervalo 1318 de espera son doscientos cincuenta, trescientos, trescientos cincuenta o cuatrocientos milisegundos, o cualquier otro valor temporal adecuado.

Adicional o alternativamente, en algunos ejemplos el intervalo 1318 de espera puede ser una función de la frecuencia cardiaca del/la paciente. Por ejemplo, el LCP 402 puede determinar una frecuencia cardiaca basándose en la duración temporal entre latidos consecutivos anteriores. En dichos ejemplos, el intervalo 1318 de espera puede ser cierto porcentaje del período de latido cardiaco determinado, o puede determinarse basándose en una función que incluya la frecuencia cardiaca determinada. En más ejemplos adicionales, el LCP 402 puede determinar un intervalo de espera basándose en cuándo se produce el período vulnerable para el latido identificado. Para determinar cuándo se produce el período vulnerable para el primer latido de la Figura 13, el LCP 402 puede identificar el comienzo y el final de la onda T 706. Aunque, en otros ejemplos, el LCP 402 puede usar un método de predicción para determinar el período vulnerable 1313 para el primer latido, mediante la determinación de los tiempos para los períodos vulnerables para los latidos anteriores y mediante la aplicación de los tiempos determinados al primer latido. El LCP 402 puede determinar entonces un intervalo de espera de diez, veinticinco o cincuenta milisegundos de longitud, o cualquier otro período temporal adecuado, después del final del período vulnerable del primer latido, que está representado por el intervalo 1316 de espera.

Después de esperar una cantidad de tiempo indicada por un intervalo 1316 de espera, el LCP 402 puede permitir la comunicación (por ejemplo, ráfagas de impulsos de comunicación) durante el intervalo de tiempo, representado por el intervalo 1314 de comunicación. El intervalo 1314 de comunicación puede ser un segundo intervalo de comunicación, contrario al intervalo 614 de comunicación descrito con respecto a la Figura 6. En algunos ejemplos, el intervalo 1314 de comunicación puede durar un período temporal predeterminado tal como cincuenta, cien o ciento cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado. En general, el intervalo 1314 de comunicación puede ser más corto que el intervalo 614 de comunicación y además puede ser lo suficientemente corto como para causar una sola captación del corazón, si cualquiera de los impulsos de comunicación conducida administrados durante el intervalo 1314 de comunicación capta realmente el corazón. Este modo de comunicación a

modo de ejemplo se considera más seguro porque el LCP 402 solo puede transmitir después del tiempo vulnerable, y solo un tiempo suficiente para causar, como máximo, una respuesta evocada por cada ráfaga de comunicación. Así, incluso si las ráfagas de comunicación captan regularmente el corazón, este modo dará como resultado un ritmo seguro, aunque bigeminal.

Al igual que pasa con en el intervalo 1318 de espera, el intervalo 1314 de comunicación puede, en algunos ejemplos, ser una función de una frecuencia cardiaca determinada. Adicional o alternativamente, en algunos ejemplos, el LCP 402 puede determinar adicionalmente el momento en que se prevé la ocurrencia de un próximo latido (por ejemplo mediante la determinación de un intervalo de estimación, como se detalla en otros ejemplos). En dichos ejemplos, el LCP 402 puede ayudar adicionalmente a garantizar que el intervalo 1314 de comunicación cese al menos cien milisegundos (o cualquier otro tiempo predeterminado) antes del momento en que se prevé la ocurrencia del siguiente latido.

La Figura 14 representa otro diagrama temporal de un ciclo cardiaco normal, y de tiempos durante el ciclo cardiaco en los que un dispositivo médico puede administrar impulsos de comunicación conducida (por ejemplo, ráfagas de comunicación) al tejido de un/a paciente mientras opera en un segundo ejemplo de segundo modo de comunicación. Específicamente, la Figura 14 representa una forma 1400 de onda que incluye un número de intervalos diferentes. Se representan dos latidos a modo de ejemplo de un corazón, estando indicado el primer latido por la primera onda R 1402 y estando indicado el segundo latido por la onda R 1404. Un período vulnerable del primer latido está representado por el período vulnerable 1413. De acuerdo con el segundo modo de comunicación a modo de ejemplo de la Figura 14, el LCP 402 puede estar configurado para identificar un latido usando cualquiera de una o más técnicas de detección de latidos. Adicionalmente, el LCP 402 puede comunicarse solo durante el intervalo 1414 de comunicación, que es otro ejemplo de una segunda ventana de comunicación o período temporal. El intervalo 1414 de comunicación generalmente puede comenzar inmediatamente después de detectar la onda R 1402, durante un período refractario del corazón, y durar una cantidad de tiempo predeterminada. Algunos valores a modo de ejemplo para el intervalo 1414 de comunicación son cincuenta, cien y ciento cincuenta milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado. Sin embargo, en otros ejemplos, el intervalo 1414 de comunicación puede comenzar una cantidad de tiempo predeterminada después de la onda R 1402, tal como cinco, diez, quince o veinte milisegundos, o cualquier otro período temporal adecuado. Al menos en algunos ejemplos, el intervalo 1414 de comunicación puede tener un período temporal que ayude a asegurar que el intervalo 1414 de comunicación finalice antes del comienzo del período vulnerable 1413. En otros ejemplos, el intervalo 1414 de comunicación puede ser una cantidad variable de tiempo. Por ejemplo, el intervalo 1414 de comunicación puede extenderse hasta el comienzo del período vulnerable 1413, en lugar de durante un período temporal predeterminado. En dichos ejemplos, el LCP 402 puede determinar el comienzo del período vulnerable 1413 mediante la detección de un aumento en la amplitud de la actividad eléctrica cardiaca detectada, por encima de un umbral. Este aumento en la amplitud puede coincidir con el comienzo de la onda T y estar relacionado con el tiempo del período vulnerable 1413. En otros ejemplos, el LCP 402 puede usar un método predictivo para determinar cuándo puede producirse el período vulnerable 1413, mediante la determinación de los tiempos de periodos vulnerables para los latidos precedentes y la aplicación de los tiempos determinados al latido identificado. Por ejemplo, si LCP 402 determinara que los períodos vulnerables para los últimos tres latidos comenzaron un promedio de doscientos milisegundos después de una onda R, el LCP 402 puede estimar que el período vulnerable para el latido identificado por la onda R 1402 puede comenzar doscientos milisegundos después de la onda R 1402. En consecuencia, el LCP 402 puede determinar un período temporal apropiado para el intervalo 1414 de comunicación, a veces con un margen de seguridad adecuado.

En un tercer ejemplo de segundo modo de comunicación, el LCP 402 puede cambiar de otro modo operativo a un modo operativo VOO. En el modo VOO, el LCP 402 puede hacerse cargo de las funciones de electroestimulación cardiaca (si es que ya no es el dispositivo primario de administración de impulsos de estimulación cardiaca al corazón), y puede electroestimular el corazón con un ritmo regular. En este segundo modo de comunicación a modo de ejemplo, el LCP 402 puede medir los intervalos de espera y/o los intervalos de comunicación de los impulsos de electroestimulación regularmente administrados. Por ejemplo, en lugar de medir un intervalo de espera desde una onda R o desde el final de un período vulnerable, el LCP 402 puede medir el período de espera desde el impulso de electroestimulación administrado. Adicionalmente, en algunos ejemplos, el LCP 402 puede determinar que un intervalo de comunicación comienza cierta cantidad de tiempo a partir de un impulso de electroestimulación. Este modo permite al LCP 402 determinar más fácilmente los intervalos de espera y/o los intervalos de comunicación, dado que el LCP 402 no tendrá que depender de la determinación de características morfológicas de la actividad cardiaca intrínseca, y podrá poner en espera diversos intervalos de impulsos de electroestimulación administrados a intervalos regulares.

Las técnicas descritas anteriormente se han descrito desde la perspectiva de la comunicación en un primer modo de comunicación, detectando la captación de tejido cardiaco por parte de impulsos de comunicación y efectuando una transición a un segundo modo de comunicación. Generalmente, durante la comunicación en el primer modo de comunicación, pueden enviarse comunicaciones durante las primeras ventanas de comunicación, y durante el segundo modo de comunicación, pueden enviarse comunicaciones durante las segundas ventanas de comunicación, siendo las segundas ventanas de comunicación más cortas que las primeras ventanas de comunicación. Sin embargo, las técnicas de la presente divulgación también contemplan lo contrario. Por ejemplo, los dispositivos que se comuniquen en un segundo modo de comunicación pueden pasar a un primer modo de

comunicación después de determinar, durante una o más pruebas de captación, que los impulsos de comunicación no han captado el corazón. De esta forma, uno o más dispositivos pueden efectuar una transición entre modos de comunicación en función de si las pruebas de captación indican o no la captación de tejido cardiaco por parte de los impulsos de comunicación. Adicionalmente debe comprenderse que, tal como se describen en el presente documento, los modos descritos como primer y segundo modo de comunicación pueden considerarse así en relación al modo en el que esté operando en ese momento un dispositivo. Por ejemplo, el primer modo de comunicación puede ser siempre el modo de comunicación en el que esté operando actualmente un dispositivo, y el segundo modo de comunicación puede ser el modo de comunicación al que el dispositivo puede pasar, en función de si el dispositivo determina que un impulso de comunicación ha captado el corazón. Por ejemplo, en un dispositivo que esté operando en un primer modo de comunicación con ventanas de comunicación más cortas que las ventanas de comunicación del segundo modo de comunicación, el dispositivo puede pasar al segundo modo de comunicación después de determinar que un impulso de comunicación no ha captado el corazón. Alternativamente, en un dispositivo que esté operando en un primer modo de comunicación con ventanas de comunicación más largas que las ventanas de comunicación del segundo modo de comunicación (como en los ejemplos de las Figuras 6-10), el dispositivo puede pasar al segundo modo de comunicación después de determinar que un impulso de comunicación ha captado el corazón.

La descripción de las técnicas dadas a conocer en el presente documento no debe verse como limitante en modo alguno. Las variaciones en los dispositivos y técnicas a modo de ejemplo descritos están dentro del alcance de la presente divulgación. Por ejemplo, aunque la medición de los intervalos de múltiples técnicas se ha descrito como efectuada generalmente a partir de una onda R de un complejo QRS, en otros ejemplos los intervalos pueden medirse a partir de otras características de la actividad eléctrica detectada. Por ejemplo, en ejemplos que incluyen latidos electroestimulados, los intervalos de espera, de comunicación y/u otros intervalos pueden determinarse basándose en el tiempo del impulso de electroestimulación administrado. En otros ejemplos más, los intervalos pueden determinarse los unos en función de los otros. A modo de ejemplo, puede determinarse un intervalo de espera a partir del tiempo de una característica intrínseca de la actividad eléctrica detectada, tal como una onda R. Entonces, puede determinarse un intervalo de comunicación o un intervalo de detección a partir del final del intervalo de espera. En otros ejemplos más, pueden determinarse diferentes intervalos basándose en diferentes características. Por ejemplo, el intervalo de espera puede determinarse basándose en el tiempo de una onda R, mientras que el intervalo de comunicación puede determinarse basándose en el tiempo del final del período vulnerable. Estos son solo algunos ejemplos. Debe comprenderse que las técnicas dadas a conocer en el presente documento abarcan todos los ejemplos en los que se determine cualquier intervalo en función del tiempo de cualquier característica de la actividad eléctrica detectada, u otro intervalo.

Adicionalmente, aunque las técnicas dadas a conocer en el presente documento se han descrito con un único dispositivo que administra impulsos de comunicación conducida, detecta actividad eléctrica, y determina intervalos, parámetros y otras características, en otros ejemplos dichas operaciones pueden estar distribuidas entre múltiples dispositivos. Por ejemplo, en otros ejemplos el LCP 402 puede estar configurado para administrar impulsos de comunicación conducida (y posiblemente impulsos de estimulación) solo en momentos específicos o al finalizar intervalos específicos. Otro dispositivo puede ser responsable de detectar actividad eléctrica, determinar valores de parámetros, duraciones de intervalos y/u otras características, y comunicar dicha información al LCP 402. A modo de ejemplo ilustrativo, otro dispositivo puede determinar que los impulsos de comunicación conducida administrados por el LCP 402 están captando el corazón. El otro dispositivo puede entonces comunicar una instrucción al LCP 402 para llevar a cabo uno o más de los métodos descritos con respecto a las Figuras 7-11. Dentro del uno o más métodos, el otro dispositivo puede determinar los valores de intervalo, los valores de amplitud y/o ancho de impulso y/u otros valores, y comunicar los valores al LCP 402. El otro dispositivo puede detectar adicionalmente actividad eléctrica cardiaca durante cualesquiera intervalos de detección, o un próximo latido aproximadamente al final de un intervalo de estimación. El LCP 402 puede entonces administrar simplemente impulsos de comunicación conducida con los parámetros indicados de amplitud y ancho de impulso, en los tiempos indicados, o al final de los intervalos indicados. Alternativamente, en lugar de comunicar los diversos valores al LCP 402, el otro dispositivo puede simplemente enviar una comunicación al LCP 402 instruyéndole para que administre a los tejidos del/la paciente un impulso de comunicación conducida (y posiblemente valores de amplitud y ancho de impulso específicos) en un tiempo apropiado, rastreando el otro dispositivo los diversos intervalos. En consecuencia, las técnicas dadas a conocer en el presente documento pueden no depender de un reparto específico de tareas entre uno o más dispositivos. Como tal, las técnicas dadas a conocer deben interpretarse como incluyentes de todas las implementaciones de las técnicas mediante las cuales se dividan tareas específicas entre múltiples dispositivos.

La Figura 15 es un diagrama de flujo de un método ilustrativo que puede implementarse mediante un dispositivo médico implantable, tal como el mostrado en las Figuras 1-2, o un sistema de dispositivos médicos tal como el mostrado en las Figuras 4-5. Aunque el método de la Figura 15 se describirá con respecto al LCP 100 y al MD 200, el método ilustrativo de la Figura 15 puede llevarse a cabo usando cualquier dispositivo médico o sistema de dispositivos médicos adecuados.

De acuerdo con el método representado en la Figura 15, puede implantarse dentro de un/a paciente un primer dispositivo médico, por ejemplo si el MD 200 es un ICP, un ICD o un S-ICD, o puede disponerse cerca del/la paciente, por ejemplo si el MD 200 es un dispositivo médico externo. El MD 200 puede ser parte de un sistema de

dispositivos médicos junto con un segundo dispositivo médico, tal como el LCP 100. En dicho sistema de dispositivos médicos, el MD 200 y el LCP 100 pueden comunicar información entre los dispositivos mediante comunicación conducida durante cada una de una pluralidad de primeras ventanas de comunicación, como se muestra con la referencia 1502. Al menos uno del MD 200 y el LCP 100 puede determinar si la comunicación conducida durante una o más de las primeras ventanas de comunicación capta el corazón de un/a paciente, como se muestra con la referencia 1504. Si cualquiera del MD 200 o el LCP 100 determina que la comunicación conducida durante una o más de las primeras ventanas de comunicación ha captado el corazón del/la paciente, el MD 200 y el LCP 100 pueden comunicar entonces información entre los dispositivos a través de comunicación conducida durante cada una de una pluralidad de segundas ventanas de comunicación, siendo las segundas ventanas de comunicación más cortas que las primeras ventanas de comunicación, como se muestra con la referencia 1506.

La Figura 16 es un diagrama de flujo de un método ilustrativo que puede implementarse mediante un dispositivo médico implantable, tal como el mostrado en las Figuras 1-2, o un sistema de dispositivos médicos tal como el mostrado en las Figuras 4-5. Aunque el método de la Figura 16 se describirá con respecto al LCP 100 y el MD 200, el método ilustrativo de la Figura 16 puede llevarse a cabo usando cualquier dispositivo médico o sistema de dispositivos médicos adecuados.

De acuerdo con el método representado en la Figura 16, puede implantarse dentro de un/a paciente un primer dispositivo médico, por ejemplo si el MD 200 es un ICP, un ICD o un S-ICD, o puede disponerse cerca del/la paciente, por ejemplo si el MD 200 es un dispositivo médico externo. El MD 200 puede ser parte de un sistema de dispositivos médicos junto con un segundo dispositivo médico, tal como el LCP 100. En dicho sistema de dispositivos médicos, el MD 200 y el LCP 100 pueden comunicar información entre los dispositivos a través de comunicación conducida usando impulsos de comunicación que tengan un primer nivel de energía, como se muestra con la referencia 1602. Uno o más del MD 200 y el LCP 100 pueden llevar a cabo una prueba de umbral de captación para identificar un umbral de captación para los impulsos de comunicación, como se muestra con la referencia 1604. El MD 200 y el LCP 100 pueden entonces cambiar el nivel de energía de los impulsos de comunicación desde el primer nivel de energía hasta un segundo nivel de energía, basando el segundo nivel de energía en el umbral de captación identificado durante la prueba de umbral de captación, como se muestra con la referencia 1606. El MD 200 y el LCP 100 pueden comunicar entonces información entre los dispositivos a través de comunicación conducida usando impulsos de comunicación que tengan el segundo nivel de energía, como se muestra con la referencia 1608.

Los expertos en la materia reconocerán que la presente divulgación puede manifestarse de diversas formas distintas de los ejemplos específicos descritos y contemplados en el presente documento. Por ejemplo, como se describe en el presente documento, varios ejemplos incluyen la descripción de uno o más módulos que llevan a cabo diversas funciones. Sin embargo, otros ejemplos pueden incluir módulos adicionales que dividan las funciones descritas entre más módulos de los descritos en el presente documento. Adicionalmente, otros ejemplos pueden consolidar las funciones descritas en menos módulos. Por consiguiente, la salida en forma y detalle puede hacerse sin apartarse del alcance y el espíritu de la presente divulgación como se describe en las reivindicaciones anexas.

REIVINDICACIONES

1. Un método de comunicación de información entre una pluralidad de dispositivos médicos (100, 200) en un sistema de dispositivos médicos, en donde al menos uno de los dispositivos médicos es un dispositivo médico implantable (100) para la implantación en un paciente, comprende:

comunicar (1602) información entre el primer dispositivo médico implantable (200) y el segundo dispositivo médico (100) a través de la comunicación realizada utilizando pulsos de comunicación que tienen un primer nivel de energía;
realizar (1604) una prueba de umbral de captación para identificar un umbral de captación para los pulsos de comunicación;
cambiar (1606) el nivel de energía de los pulsos de comunicación desde el primer nivel de energía a un segundo nivel de energía, el segundo nivel de energía basado en el umbral de captación identificado durante la prueba del umbral de captación; y
comunicar (1608) información entre el primer dispositivo médico implantable (200) y el segundo dispositivo médico (100) a través de la comunicación realizada utilizando pulsos de comunicación que tienen el segundo nivel de energía.

2. El método de la reivindicación 1, en donde el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de pulso y un primer ancho de pulso, y el segundo nivel de energía está representado por la primera amplitud de pulso y un segundo ancho de pulso, en donde el segundo ancho de pulso es diferente del primer ancho de pulso.

3. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de pulso y un primer ancho de pulso, y el segundo nivel de energía está representado por una segunda amplitud de pulso y el primer ancho de pulso, en donde la segunda amplitud de pulso es diferente de la primera amplitud de pulso.

4. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de pulso y un primer ancho de pulso, y el segundo nivel de energía está representado por una segunda amplitud de pulso y un segundo primer ancho de pulso, en donde el segundo ancho de pulso es diferente del primer ancho de pulso y la segunda amplitud del pulso es diferente de la primera amplitud del pulso.

5. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la realización de la prueba de umbral de captación comprende:

administrar uno o varios pulsos de comunicación a un nivel de energía umbral de captación;
determinar si uno o varios de los pulsos de comunicación en el umbral de captación de energía captaron el corazón, y:

de ser así, identificar un umbral de captación basado, al menos en parte, en el nivel de energía del umbral de captación; y
de no ser así, cambiar el nivel de energía del umbral de captación y volver a la etapa de administración.

6. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el cambio del nivel de energía del umbral de captación comprende el aumento del nivel de energía del umbral de captación.

7. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde el cambio del nivel de energía del umbral de captación comprende la disminución del nivel de energía del umbral de captación.

8. Un primer dispositivo médico implantable (100), configurado para:

comunicar (1602) información al segundo dispositivo médico a través de la comunicación realizada utilizando pulsos de comunicación que tienen un primer nivel de energía; realizar (1604) una prueba de umbral de captación para identificar un umbral de captación para los pulsos de comunicación;
cambiar (1606) el nivel de energía de los pulsos de comunicación desde el primer nivel de energía a un segundo nivel de energía, el segundo nivel de energía basado en el umbral de captación identificado durante la prueba del umbral de captación; y
comunicar (1608) información entre el primer dispositivo médico implantable y el segundo dispositivo médico a través de la comunicación realizada utilizando pulsos de comunicación que tienen el segundo nivel de energía.

9. El dispositivo médico implantable (100) de la reivindicación 8, en donde el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de pulso y un primer ancho de pulso, y el segundo nivel de energía está representado por la primera amplitud de pulso y un segundo ancho de pulso, en donde el segundo ancho de pulso es diferente del primer ancho de pulso.

10. El dispositivo médico implantable (100) de una cualquiera de las reivindicaciones 8-9, en donde el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de pulso y un primer ancho de pulso, y el segundo nivel de energía está representado por una segunda amplitud de pulso y el primer ancho de pulso, en donde la segunda amplitud de pulso es diferente de la primera amplitud de pulso.

11. El dispositivo médico implantable (100) de una cualquiera de las reivindicaciones 8-10, en donde el primer nivel de energía está representado por una primera amplitud de pulso y un primer ancho de pulso, y el segundo nivel de energía está representado por una segunda amplitud de pulso y un segundo primer ancho de pulso, en donde el segundo ancho de pulso es diferente del primer ancho de pulso y la segunda amplitud del pulso es diferente de la primera amplitud del pulso.

12. El dispositivo médico implantable (100) de una cualquiera de las reivindicaciones 8-11, en donde el dispositivo médico implantable (100) se configura para realizar la prueba del umbral de captación mediante:

la administración uno o varios pulsos de comunicación a un nivel de energía umbral de captación;
determinar si el uno o más impulsos de comunicación con el nivel de energía de umbral de captación han captado el corazón, y:

de ser así, identificar un umbral de captación basándose, al menos en parte, en el nivel de energía de umbral de captación; y
de no ser así, cambiar el nivel de energía de umbral de captación y volver a la etapa de administración.

13. El dispositivo médico implantable (100) de una cualquiera de las reivindicaciones 8-12, en donde el cambio del nivel de energía de umbral de captación comprende aumentar el nivel de energía de umbral de captación.

14. El dispositivo médico implantable (100) de una cualquiera de las reivindicaciones 8-13, en donde el cambio del nivel de energía de umbral de captación comprende disminuir el nivel de energía de umbral de captación.

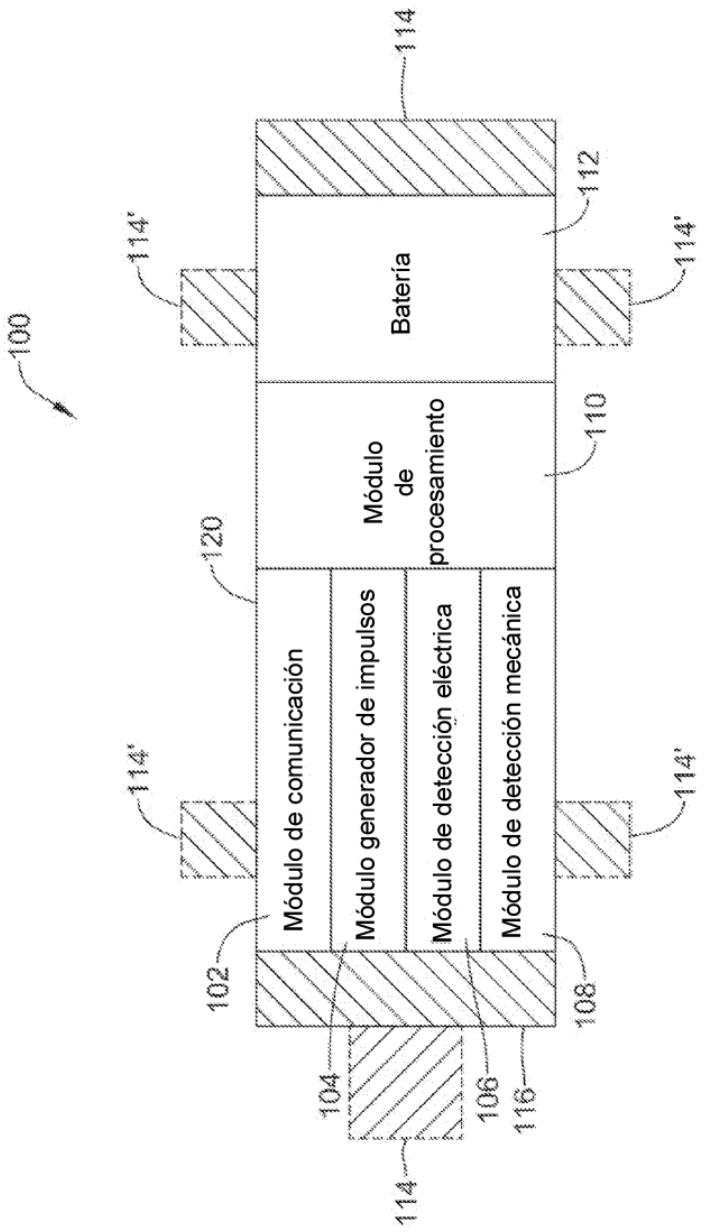
100
114
112
Batería
114'
114'
110
Módulo de procesamiento
120
Módulo de comunicación
Módulo generador de impulsos
Módulo de detección eléctrica
Módulo de detección mecánica
114'
114'
102
104
106
108
116
114

FIG. 1

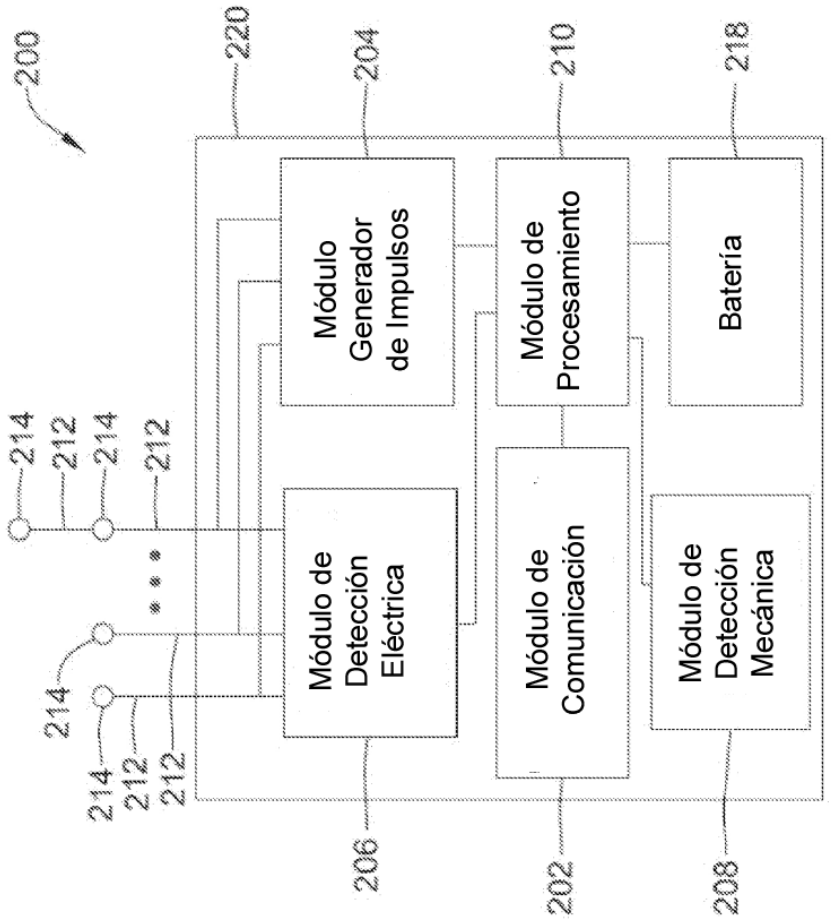
200
220
204
210
218
Módulo Generador de Impulsos
Módulo de Procesamiento
Batería
214
212
214
212
Módulo de Detección Eléctrica
Módulo de Comunicación
Módulo de Detección Mecánica
214
212
212
206
202
208

FIG. 2

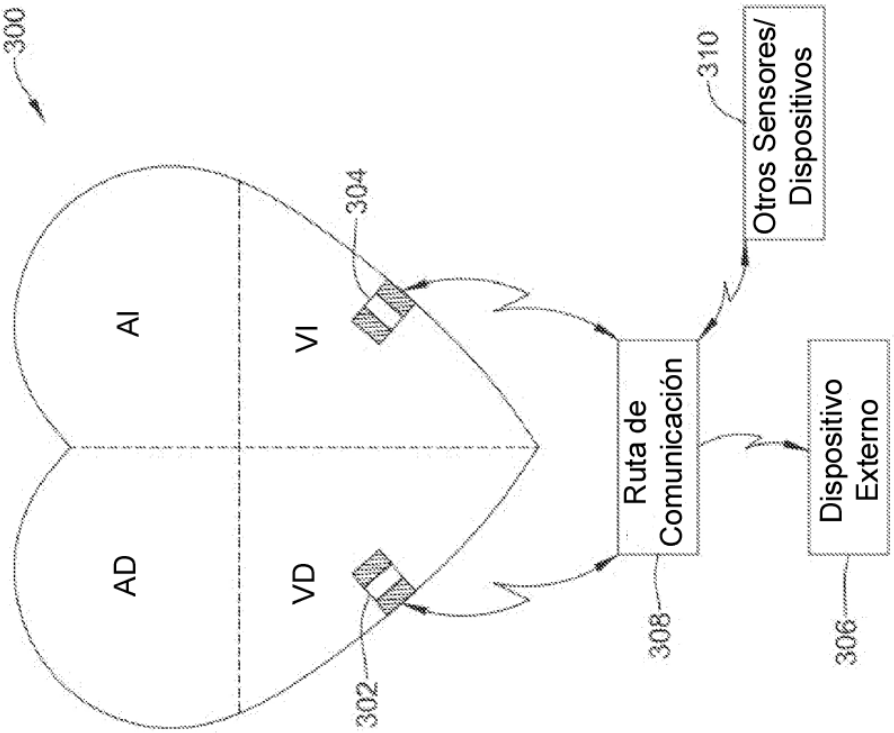
300
AI
VI
AD
VD
304
302
Ruta de Comunicación
308
Otros Sensores/ Dispositivos
310
Dispositivo Externo
306

FIG. 3

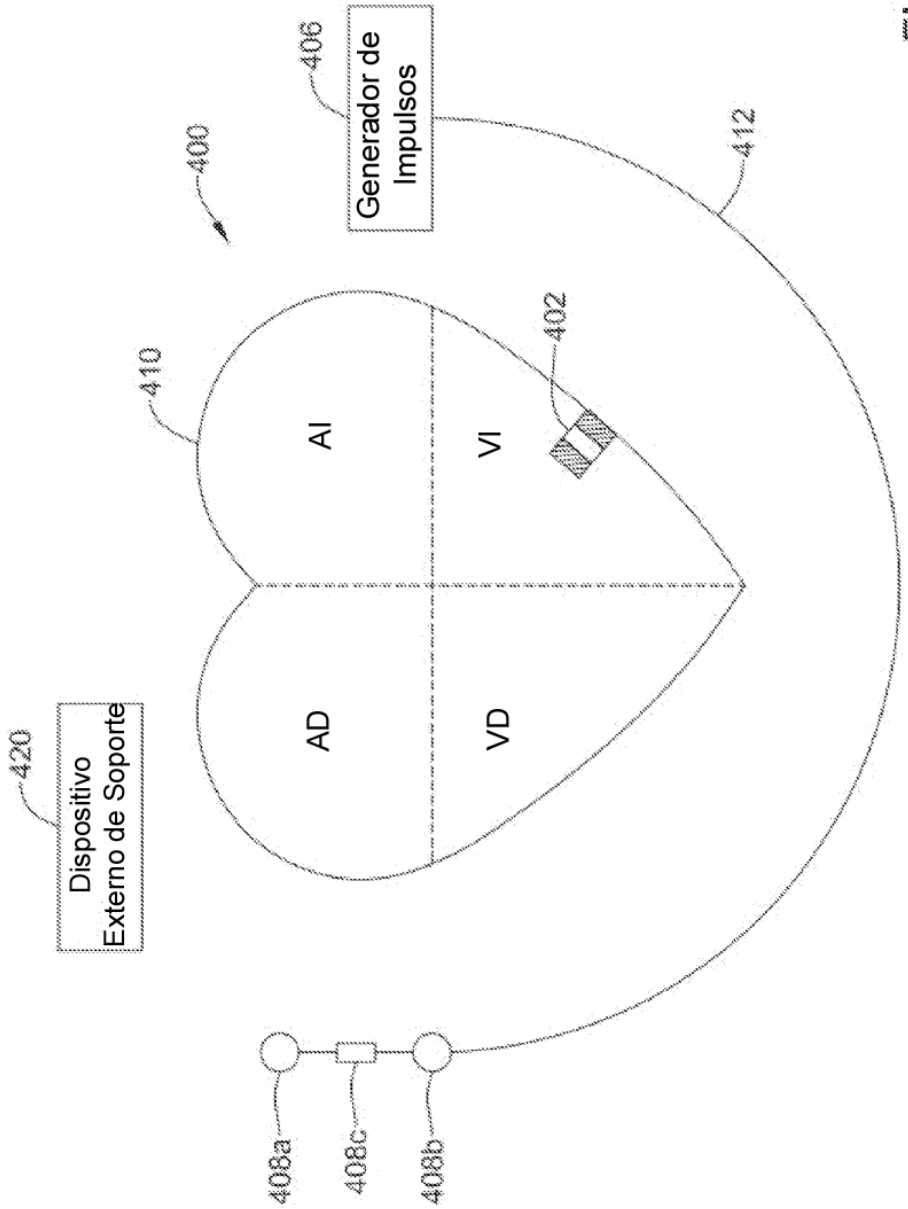
406
Generador de Impulsos
400
412
410
AI
VI
402
AD
VD
420
Dispositivo Externo de Soporte
408a
408c
408b

FIG. 4

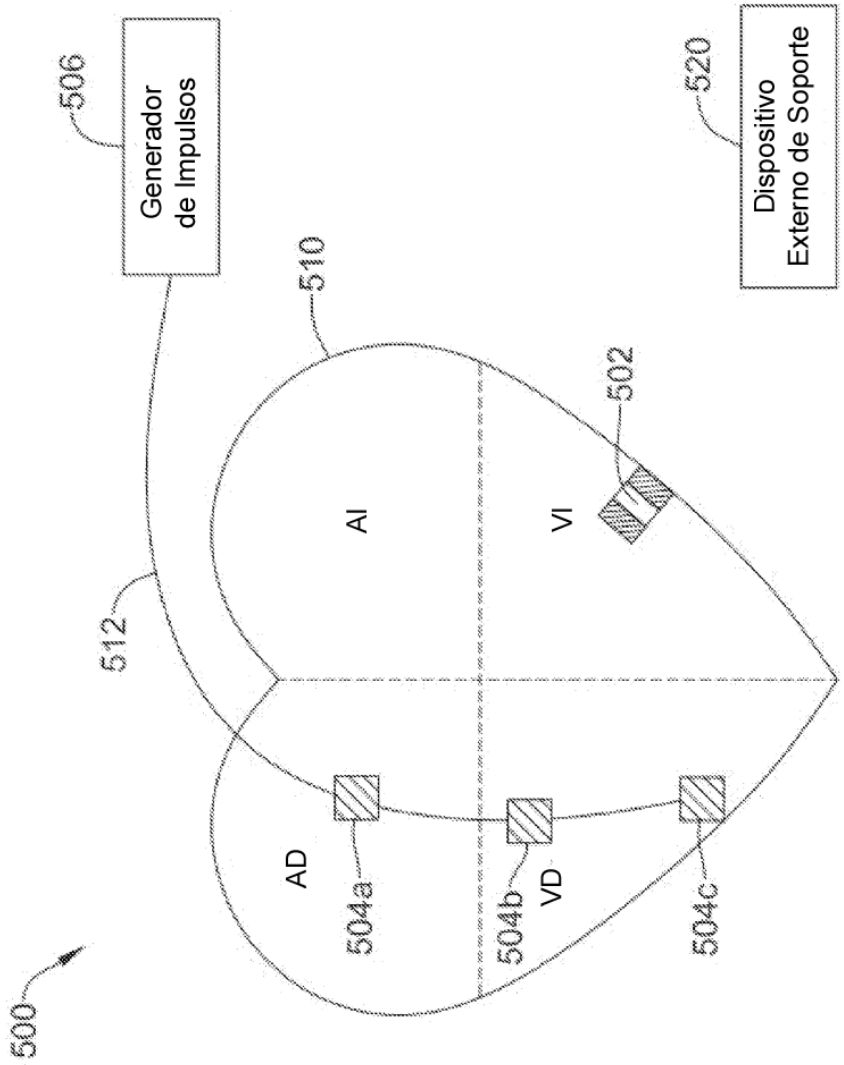
500
506
Generador de Impulsos
520
Dispositivo Externo de Soporte
510
512
502
AI
VI
AD
VD
504a
504b
504c

FIG. 5

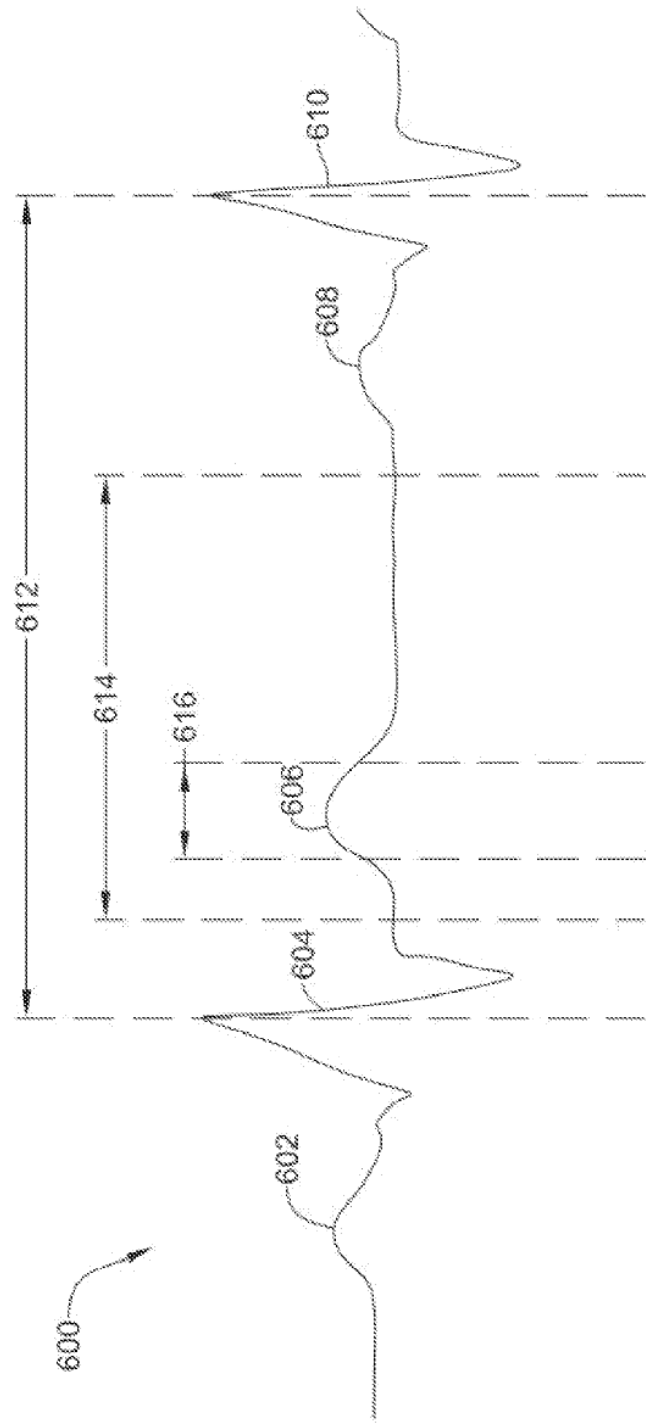

FIG. 6

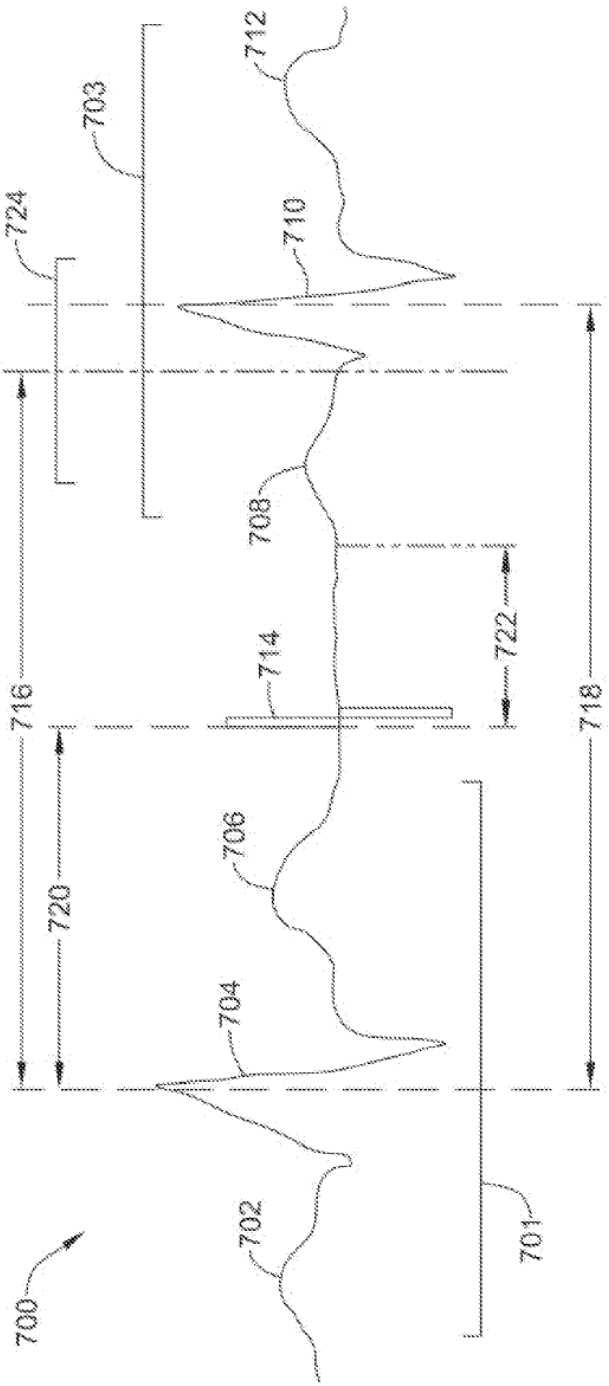

FIG. 7

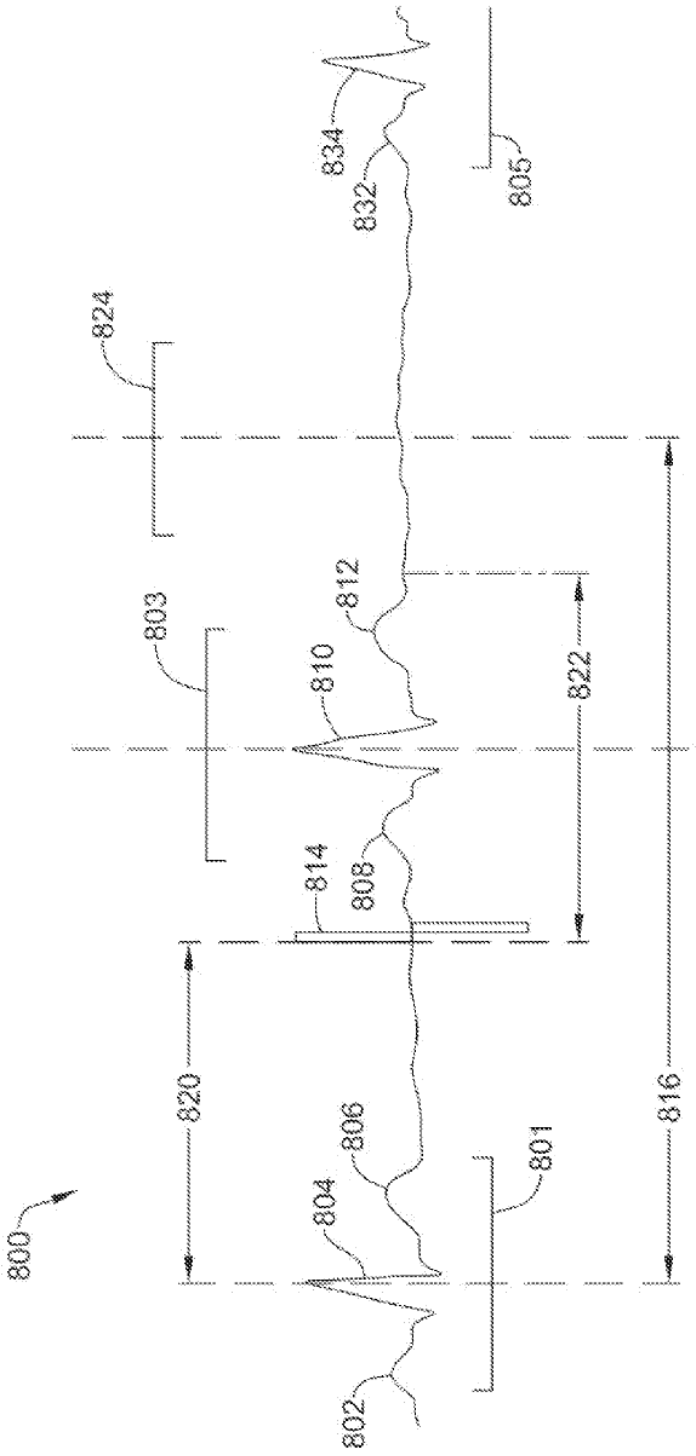
800
801
802
803
804
805
806
808
810
812
814
816
820
822
824
832
834

FIG. 8

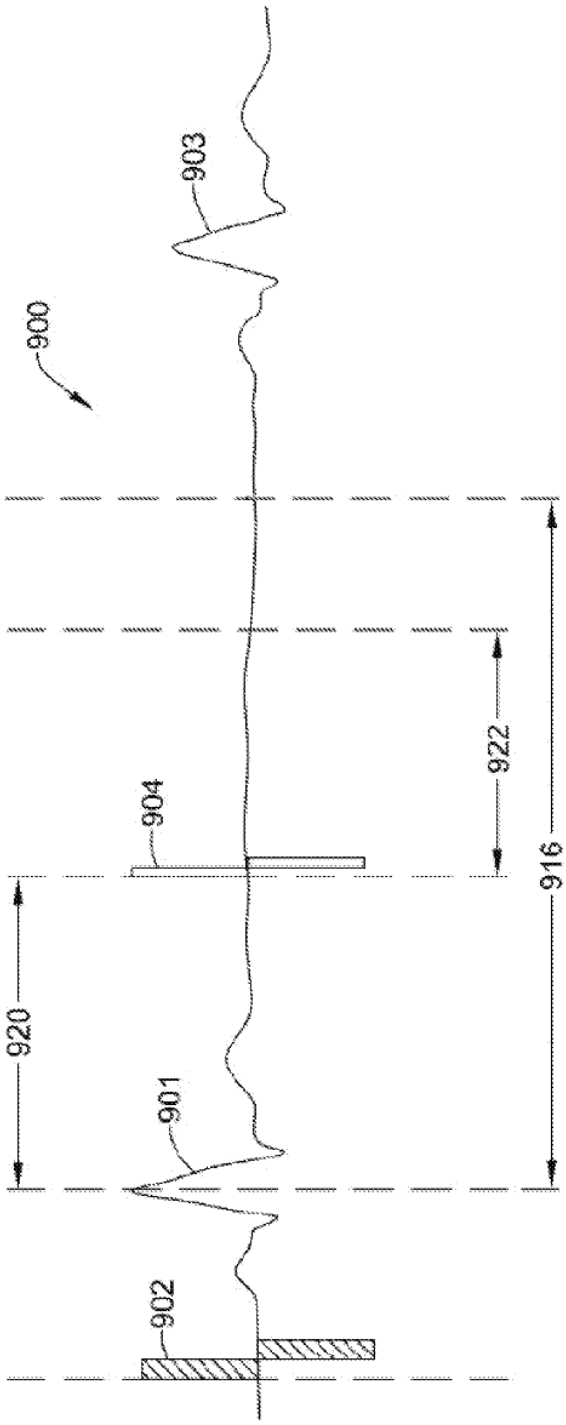

FIG. 9

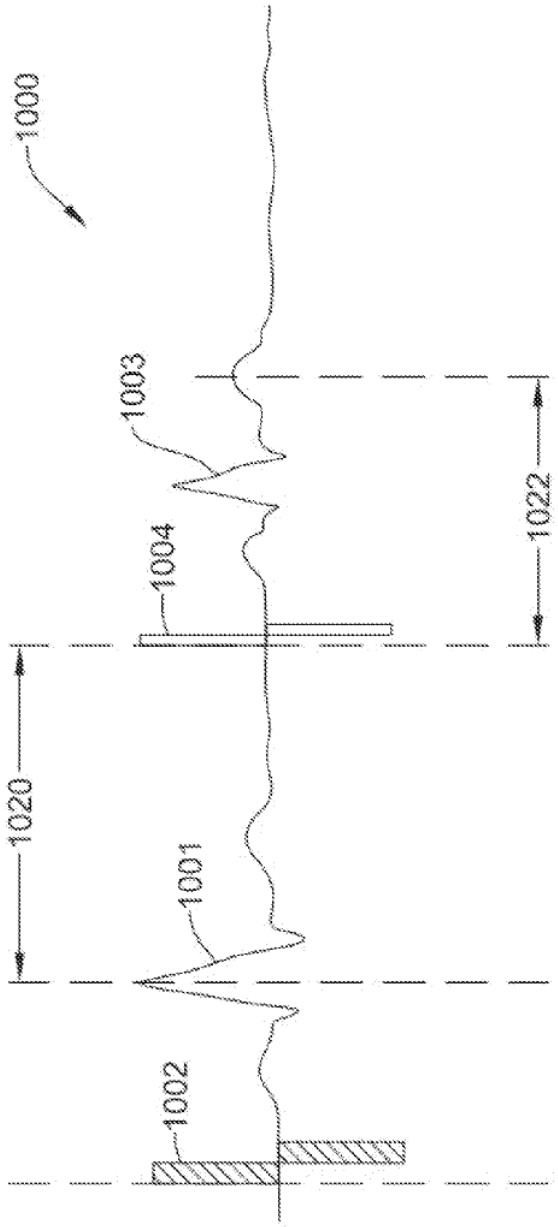

FIG. 10

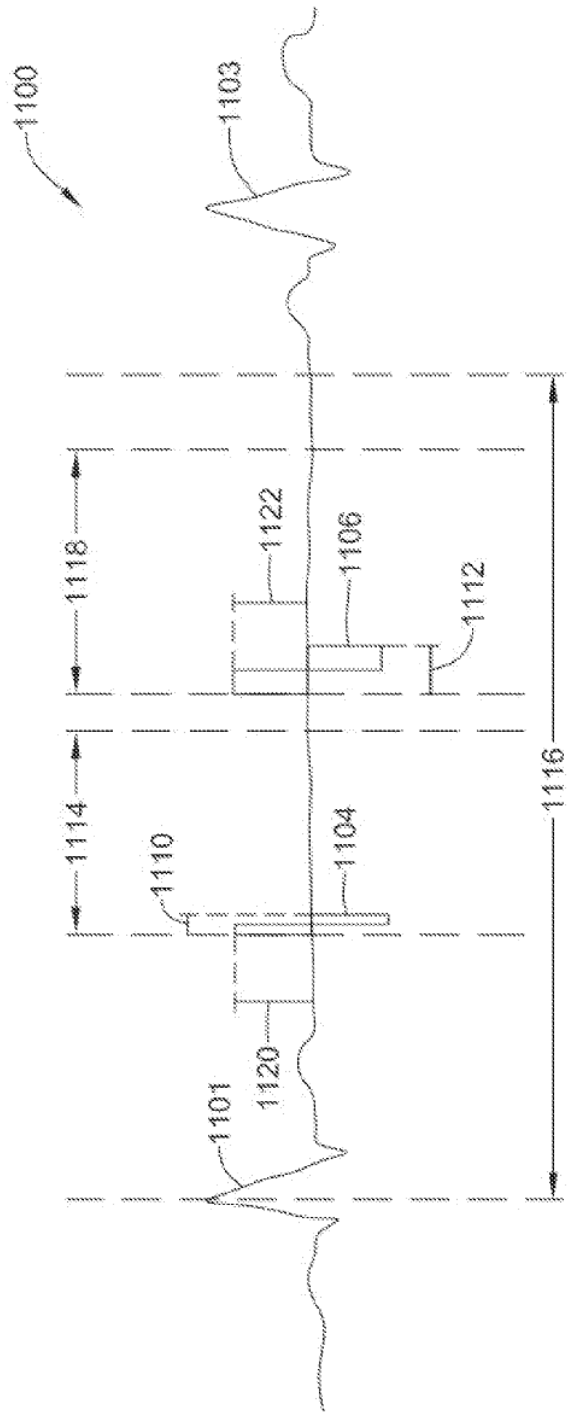

FIG. 11

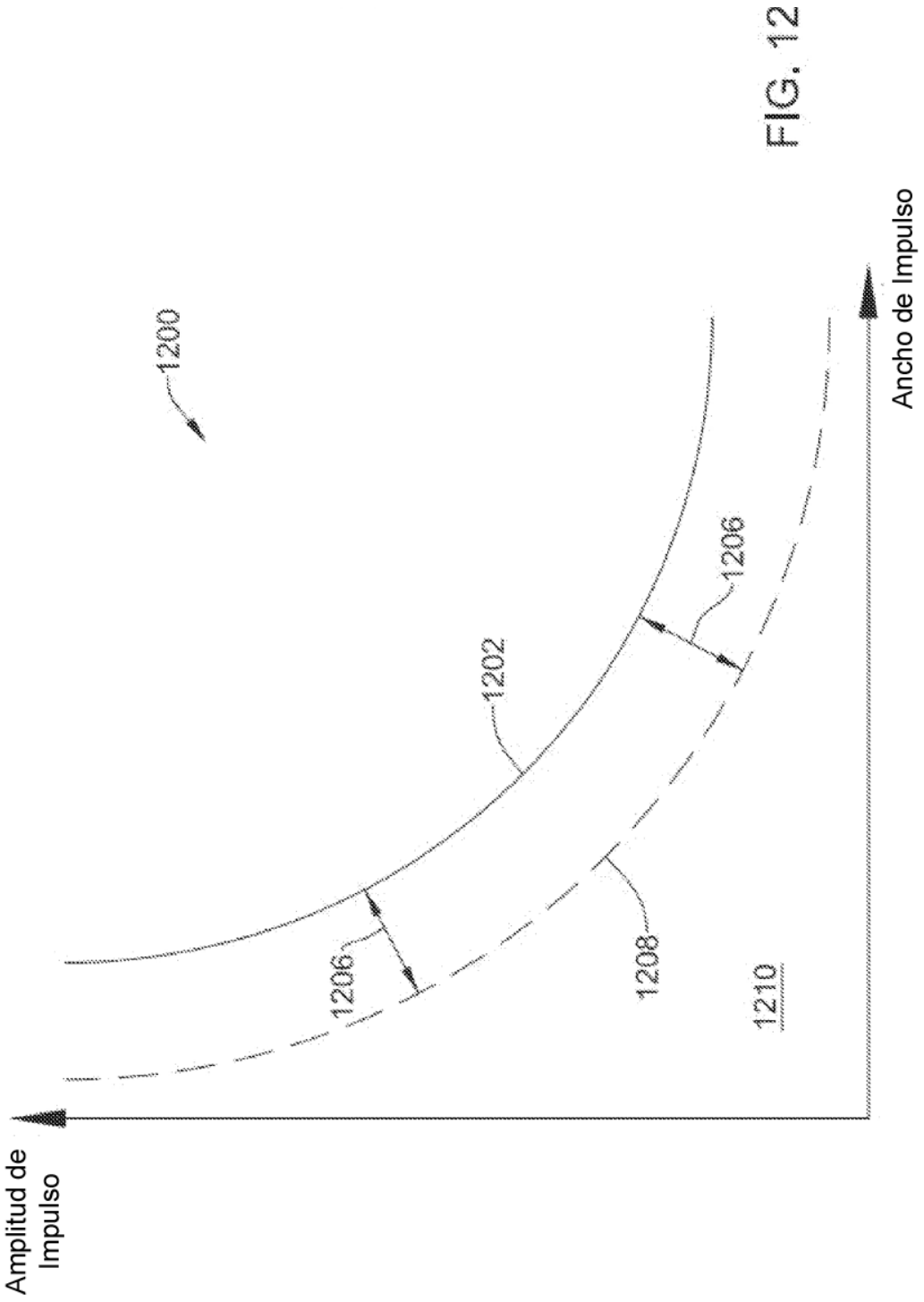
1200
1202
1206
1206
1208
1210
Amplitud de Impulso
Ancho de Impulso

FIG. 12

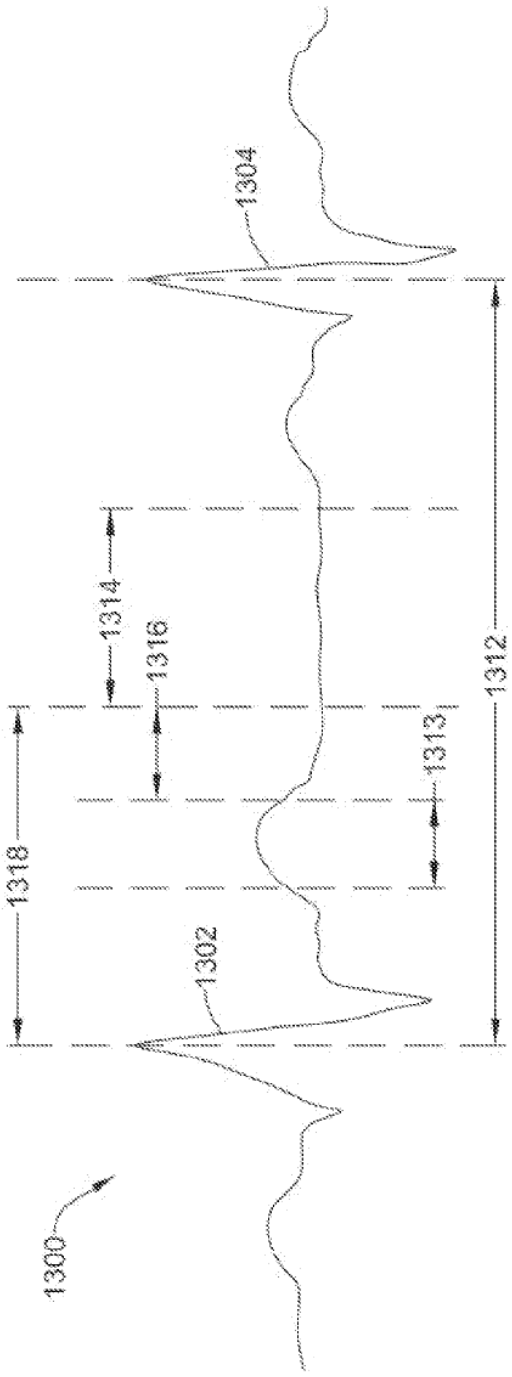

FIG. 13

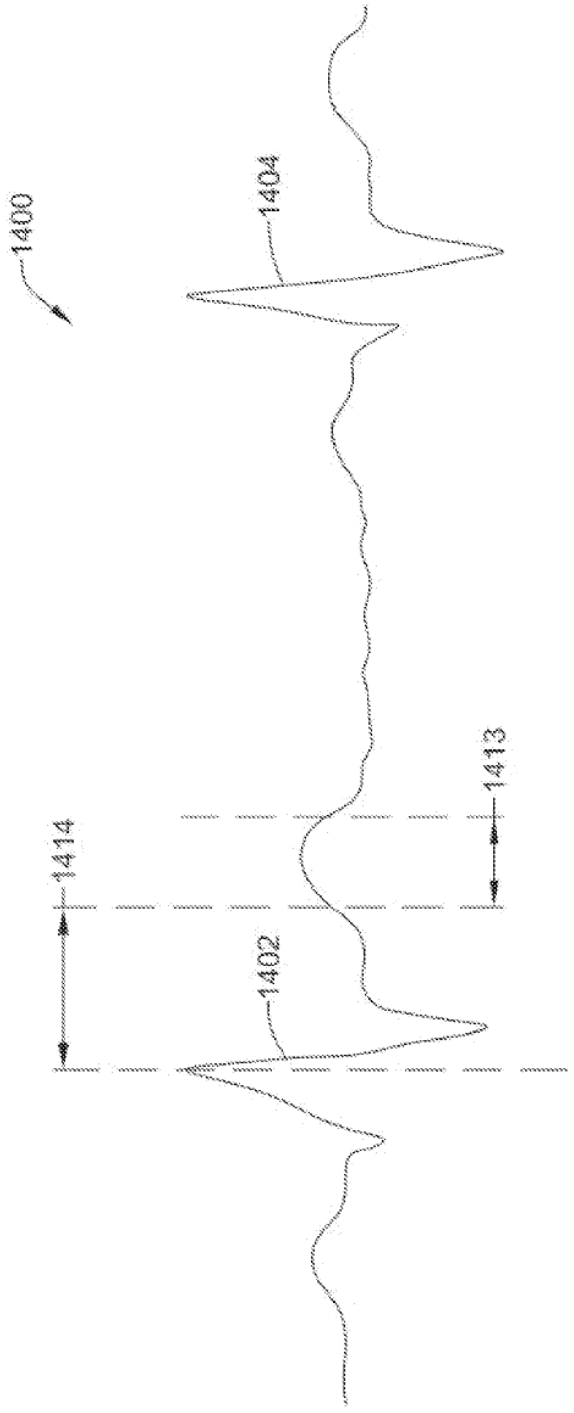

FIG. 14

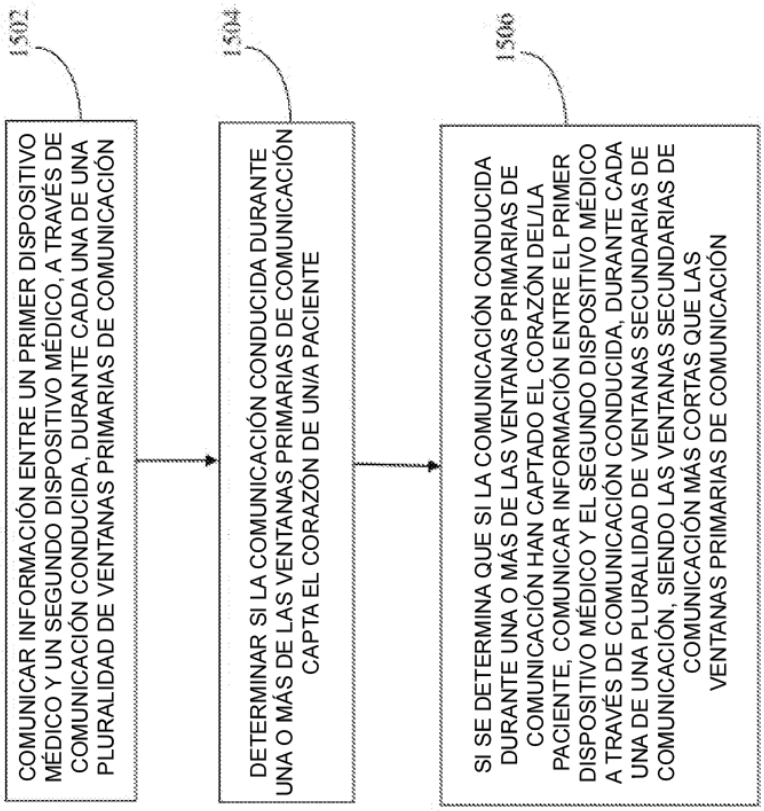
1502
COMUNICAR INFORMACIÓN ENTRE UN PRIMER DISPOSITIVO MÉDICO Y UN SEGUNDO DISPOSITIVO MÉDICO, A TRAVÉS DE COMUNICACIÓN CONDUCIDA, DURANTE CADA UNA DE UNA PLURALIDAD DE VENTANAS PRIMARIAS DE COMUNICACIÓN
1504
DETERMINAR SI LA COMUNICACIÓN CONDUCIDA DURANTE UNA O MÁS DE LAS VENTANAS PRIMARIAS DE COMUNICACIÓN CAPTA EL CORAZÓN DE UN/A PACIENTE
1506
SI SE DETERMINA QUE SI LA COMUNICACIÓN CONDUCIDA DURANTE UNA O MÁS DE LAS VENTANAS PRIMARIAS DE COMUNICACIÓN HAN CAPTADO EL CORAZÓN DEL/LA PACIENTE, COMUNICAR INFORMACIÓN ENTRE EL PRIMER DISPOSITIVO MÉDICO Y EL SEGUNDO DISPOSITIVO MÉDICO A TRAVÉS DE COMUNICACIÓN CONDUCIDA, DURANTE CADA UNA DE UNA PLURALIDAD DE VENTANAS SECUNDARIAS DE COMUNICACIÓN, SIENDO LAS VENTANAS SECUNDARIAS DE COMUNICACIÓN MÁS CORTAS QUE LAS VENTANAS PRIMARIAS DE COMUNICACIÓN

FIGURA 15

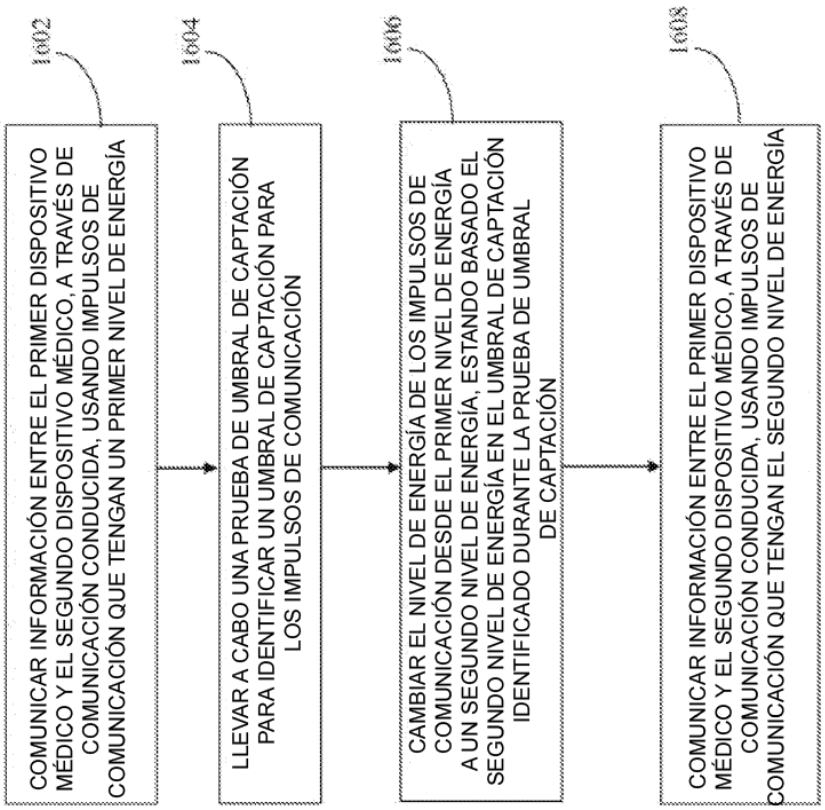
1602
COMUNICAR INFORMACIÓN ENTRE EL PRIMER DISPOSITIVO MÉDICO Y EL SEGUNDO DISPOSITIVO MÉDICO, A TRAVÉS DE COMUNICACIÓN CONDUCIDA, USANDO IMPULSOS DE COMUNICACIÓN QUE TENGAN UN PRIMER NIVEL DE ENERGÍA
1604
LLEVAR A CABO UNA PRUEBA DE UMBRAL DE CAPTACIÓN PARA IDENTIFICAR UN UMBRAL DE CAPTACIÓN PARA LOS IMPULSOS DE COMUNICACIÓN
1606
CAMBIAR EL NIVEL DE ENERGÍA DE LOS IMPULSOS DE COMUNICACIÓN DESDE EL PRIMER NIVEL DE ENERGÍA A UN SEGUNDO NIVEL DE ENERGÍA, ESTANDO BASADO EL SEGUNDO NIVEL DE ENERGÍA EN EL UMBRAL DE CAPTACIÓN IDENTIFICADO DURANTE LA PRUEBA DE UMBRAL DE CAPTACIÓN
1608
COMUNICAR INFORMACIÓN ENTRE EL PRIMER DISPOSITIVO MÉDICO Y EL SEGUNDO DISPOSITIVO MÉDICO, A TRAVÉS DE COMUNICACIÓN CONDUCIDA, USANDO IMPULSOS DE COMUNICACIÓN QUE TENGAN EL SEGUNDO NIVEL DE ENERGÍA

FIGURA 16