

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 534 880**

51 Int. Cl.:

A61N 1/378 (2006.01)

H01Q 1/27 (2006.01)

H01Q 9/42 (2006.01)

A61N 1/372 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.06.2011 E 11728753 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.03.2015 EP 2588192**

54 Título: **Sistema de carga para un dispositivo médico implantable que emplea campos eléctricos y magnéticos**

30 Prioridad:

01.07.2010 US 360536 P

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

29.04.2015

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION
CORPORATION (100.0%)
25155 Rye Canyon Loop
Valencia, CA 92355, US**

72 Inventor/es:

**CHEN, JOEY;
OZAWA, ROBERT;
HYUN, JOONHO y
DRONOV, VASILY**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 534 880 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema de carga para un dispositivo médico implantable que emplea campos eléctricos y magnéticos

Campo de la invención

La presente invención se refiere a la carga mejorada de la batería para un dispositivo médico implantable.

5 Antecedentes

Los dispositivos de estimulación implantables son dispositivos que generan y suministran estímulos eléctricos a los nervios y tejidos del cuerpo para la terapia de diversos trastornos biológicos, tales como marcapasos para tratar la arritmia cardiaca, desfibriladores para tratar la fibrilación cardiaca, estimuladores cocleares para tratar la sordera, estimuladores retinianos para tratar la ceguera, estimuladores musculares para producir movimiento coordinado de las extremidades, estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, estimuladores corticales y cerebrales profundos para el tratamiento de trastornos motores y psicológicos, y otros estimuladores neuronales para el tratamiento de la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, la subluxación del hombro, etc. La descripción que sigue generalmente se centrará en el uso de la invención dentro de un sistema de Estimulación de la Médula Espinal (SCS, Spinal Cord Stimulation), tal como el descrito en la Patente U.S. 6.516.227. Sin embargo, la presente invención puede encontrar aplicabilidad en cualquier sistema de dispositivos médicos implantables.

Como se muestra en las Figuras 1A y 1B, un sistema de SCS incluye típicamente un Generador de Impulsos Implantable (IPG, Implantable Pulse Generator) 100, que incluye una caja 30 del dispositivo biocompatible formada de un material conductor tal como el titanio, por ejemplo. La caja 30 suele contener el circuito y la batería 26 necesarios para que el IPG funcione, aunque los IPG también se pueden alimentar a través de la energía de RF externa y sin una batería. El IPG 100 incluye una o más matrices de electrodos (se muestran dos de tales matrices 102 y 104), conteniendo cada una varios electrodos 106. Los electrodos 106 se transportan en un cuerpo flexible 108, que también alberga los cables de electrodo 112 y 114 acoplados a cada electrodo. En la realización ilustrada, hay ocho electrodos en la matriz 102, etiquetados E₁-E₈, y ocho electrodos en la matriz 104 etiquetados E₉-E₁₆, aunque el número de matrices de electrodos es de la aplicación específica y por lo tanto puede variar. Las matrices 102, 104 se acoplan al IPG 100 utilizando los conectores de los cables 38a y 38b, que se fijan en una cabecera no conductora 36, que puede comprender un epoxi, por ejemplo.

Como se muestra en la Figura 2, el IPG 100 típicamente incluye un conjunto de substrato electrónico 14 que incluye una placa de circuito impreso (PCB, Printed Circuit Board) 16, junto con varios componentes electrónicos 20, tales como microprocesadores, circuitos integrados y condensadores montados en la PCB 16. Generalmente, están presentes dos bobinas (de forma más general, antenas) en el IPG 100: una bobina de telemetría 13 utilizada para transmitir/recibir datos hasta/desde un controlador externo 12; y una bobina de carga 18 para cargar o recargar la batería 26 del IPG que utiliza un cargador externo 50. La bobina de telemetría 13 típicamente se monta dentro del cabecero 36 del IPG 100 como se muestra, y se puede envolver alrededor de un núcleo de ferrita 13'.

Como se acaba de señalar, se utiliza un controlador externo 12, tal como un programador portátil o un programador del médico clínico, para enviar datos de forma inalámbrica hacia y recibir datos desde el IPG 100. Por ejemplo, el controlador externo 12 puede enviar datos de programación a la IPG 100 para dictar la terapia que el IPG 100 proporcionará al paciente. También, el controlador externo 12 puede actuar como un receptor de datos desde el IPG 100, tales como diversos datos que informan sobre el estado del IPG. El controlador externo 12, como el IPG 100, también contiene una PCB 70 sobre la que se colocan los componentes electrónicos 72 para controlar el funcionamiento del controlador externo 12. Una interfaz de usuario 74 similar a la utilizada para un ordenador, un teléfono móvil, u otro dispositivo electrónico portátil, y que incluye botones táctiles y una pantalla, por ejemplo, permite a un paciente o al médico clínico hacer funcionar el controlador externo 12. La comunicación de datos hacia y desde el controlador externo 12 se activa mediante una bobina (antena) 17.

El cargador externo 50, también típicamente un dispositivo portátil, se utiliza para transmitir de forma inalámbrica energía al IPG 100, cuya energía se puede utilizar para recargar la batería del IPG 26. La transferencia de energía desde el cargador externo 50 se activa mediante una bobina (antena) 17'. Para el propósito de la explicación básica del presente documento, el cargador externo 50 se representa como que tiene una construcción similar a la del controlador externo 12, pero en realidad será diferente según sus funciones, como apreciará un experto en la técnica.

La telemetría inalámbrica de datos y la transferencia de energía entre los dispositivos externos 12 y 50 y el IPG 100 tiene lugar a través del acoplamiento inductivo y específicamente acoplamiento inductivo magnético. Para implementar esta funcionalidad, tanto el IPG 100 como los dispositivos externos 12 y 50 tienen bobinas que actúan juntas como una pareja. En el caso del controlador externo 12, el par pertinente de bobinas comprende la bobina 17 desde el controlador y la bobina 13 desde el IPG 100. En el caso del cargador externo 50, el par pertinente de bobinas comprende la bobina 17' desde el cargador y la bobina 18 desde el IPG 100.

Cuando los datos se van a enviar desde el controlador externo 12 al IPG 100, por ejemplo, la bobina 17 se excita con una corriente alterna (CA). Tal excitación de la bobina 17 para transferir datos puede producirse utilizando un

protocolo de Modulación de Frecuencia (FSK, Frequency Shift Keying), por ejemplo, tal como se describe en la Publicación de la Solicitud de Patente de EE.UU. 2009/0024179A1.

La excitación de la bobina 17 produce un campo magnético,

5 que a su vez induce una tensión en la bobina 13 del IPG, que produce una señal de corriente correspondiente cuando se proporciona una trayectoria de bucle cerrado. Esta señal de tensión y/o corriente puede demodularse a continuación para recuperar los datos originales. La transmisión de datos desde el IPG 100 al controlador externo 12 se produce esencialmente de la misma manera.

10 Cuando se va a transmitir energía desde el cargador externo 50 al IPG 100, la bobina 17' se excita de nuevo con una corriente alterna. Generalmente, tal excitación es de una frecuencia constante, y puede ser de una magnitud mayor que la utilizada durante la transferencia de datos, pero por lo demás la física básica implicada es similar.

15 El IPG 100 también puede comunicar datos de vuelta al cargador externo 50 mediante la modulación de la impedancia de la bobina de carga 18. Este cambio en la impedancia es reflejado de vuelta a la bobina 17' en el cargador externo 50, que demodula la reflexión para recuperar los datos transmitidos. Este medio de transmisión de datos de la IPG 100 al cargador externo 50 se conoce como Modulación de Carga (LSK, Load Shift Keying), y es útil para comunicar datos pertinentes durante la carga de la batería 26 en el IPG 100, tales como la capacidad de la batería, si se completa la carga y el cargador externo puede detenerse, y otras variables de carga pertinentes. La comunicación LSK de un IPG 100 a un cargador externo se discute mejor en la Publicación de Solicitud de Patente de EE.UU. 2010/0179618 A1.

20 Como es bien sabido, la transmisión inductiva de datos o la potencia se puede producir de forma transcutánea, es decir, a través del tejido 25 del paciente, por lo que se hace particularmente útil en un sistema de dispositivos médicos implantables. Durante la transmisión de datos o de energía, las bobinas 17 y 13, o 17' y 18, se encuentran preferentemente en planos que son paralelos, a lo largo de ejes colineales, y con las bobinas lo más cerca posible unas de otras. Tal orientación entre las bobinas 17 y 13 generalmente mejorará el acoplamiento entre ellas, pero la desviación de las orientaciones ideales todavía puede resultar en datos o transferencia de energía adecuadamente fiables.

25 La Publicación de Solicitud de Patente Internacional WO 2007/098367A2 describe un dispositivo externo que proporciona energía a un dispositivo implantable a través de la transmisión inductiva, y que genera un campo eléctrico a partir del cual un segundo dispositivo implantable cosecha la energía.

30 Aunque la responsabilidad sobre el paciente para cargar la IPG parece mínima, los inventores reconocen que un porcentaje de la población de pacientes no tiene las habilidades necesarias para hacer funcionar el cargador 50. Por ejemplo, algunos pacientes pueden estar impedidos físicamente y por lo tanto incapaces de colocar un cargador 50 en el lugar apropiado sobre el IPG 100. Además, incluso en pacientes que son capaces, puede ser difícil para el paciente decir dónde se encuentra el IPG 100, o lo que sería una alineación adecuada entre el cargador 50 y el IPG 100. En resumen, la necesidad de la implicación del paciente en el proceso de carga puede ser problemática, y los inventores introducen aquí una solución que puede permitir a los pacientes recargar sus implantes con poca o ninguna participación.

Breve descripción de los dibujos

Las Figuras 1A y 1B muestran un dispositivo médico implantable, y la manera en la que una matriz de electrodos se acopla al IPG según la técnica anterior.

40 La Figura 2 muestra la relación entre el dispositivo médico implantable, un controlador externo y un cargador externo.

La Figura 3 muestra la adición de un cargador de estación base al sistema de la Figura 2.

Las Figuras 4A y 4B muestran la estación base que carga un IPG utilizando un campo E y un campo B, respectivamente, según una realización de la invención.

45 Las Figuras 5A-5E representan varias realizaciones físicas de la estación base de la Figura 3.

La Figura 6 muestra un electrodo del IPG que se utiliza como una antena para la recepción del campo E según una realización de la invención.

La Figura 7 muestra un esquema de la circuitería dentro de la estación base según una realización de la invención.

50 Las Figuras 8A y 8B muestran esquemas de circuitería dentro del IPG para la interfaz con la estación base según una realización de la invención.

Las Figuras 9 y 10 muestran esquemas alternativos de una estación base y del IPG que tienen un canal de comunicación y hardware adicional.

Descripción detallada

La invención se define mediante la reivindicación 1.

La descripción que sigue se refiere al uso de la invención dentro de un sistema de estimulación de la médula espinal (SCS). Sin embargo, se debe entender que la invención no está así limitada, y podría utilizarse con cualquier otro tipo de sistema de dispositivos médicos implantables.

Los inventores abordan el problema de recargar una batería en un implante al proporcionar un dispositivo externo que pasivamente pueda recargar la batería sin la implicación del paciente. El dispositivo externo se denomina como una estación base 200, y se muestra en conjunción con un controlador externo tradicional 12 y un cargador externo 50 en la Figura 3. La estación base 200 puede ser de portátil, similar a los dispositivos 12 o 50, pero en las realizaciones descritas se describe como un equipo configurado para ser colocado en una ubicación fija, tal como debajo de una cama, sobre o junto a una pared, etc. En otras palabras, la estación base 200 normalmente se colocaría en algún lugar en el que se esperaría que el paciente pasase una cantidad significativa de tiempo – tiempo que se puede emplear en recargar la batería. La estación base 200 podría alimentarse mediante batería, pero sería más probable que se enchufase a una toma de corriente.

En una realización, la estación base 200 puede generar un campo eléctrico y un campo magnético (campo E y campo B) que se acoplan con una antena y una bobina receptora dentro del IPG 100 para generar una corriente de carga para cargar la batería 26 del IPG. No es necesaria ningún manejo o manipulación por parte del paciente; la batería del implante se carga de forma pasiva siempre que el paciente esté dentro de la cobertura de cualquiera de los campos de carga magnético o eléctrico generados por la estación base 200. La carga utilizando el campo B se produce cuando el IPG está a una distancia relativamente corta de la estación base 300 (por ejemplo, menos de 1 m), mientras que la carga utilizando el campo E se produce a distancias más largas (por ejemplo, > 1m). La telemetría de vuelta desde el IPG 100 a la estación base 200 se puede utilizar para informar a la estación base 200 en cuanto a si la carga debería producirse a través del campo B o del campo E, y se prefiere la carga del campo B, si es posible, por su capacidad para transferir mayores cantidades de energía a la IPG 100, como se explicará en el presente documento.

Las Figuras 4A y 4B ilustran los modos de funcionamiento tanto del campo E como del campo B, de la estación base 300. La Figura 4A muestra la estación base 200 utilizando una antena 204 para generar un campo E radiante 302. El campo E 302 se detecta mediante una antena 150 en la IPG 100 para generar una corriente alterna, que se rectifica para producir energía de CC para recargar la batería, como se describirá con más detalle más adelante. Debido a que las antenas 204 y 150 interactúan principalmente con el componente eléctrico del campo electromagnético, la Figura 4A ilustra sólo el campo E 302. La Figura 4B muestra la estación base 200 que utiliza una bobina (antena) 206 para generar un campo inductivo B 304. La bobina 18 en el IPG 100 se acopla con el campo B 304 para generar una corriente alterna, que se rectificada para producir energía de CC. Tal carga del campo B es similar al esquema de carga implementado en un cargador externo tradicional 50 (Fig. 2), y utiliza circuitería similar, aunque la circuitería en la estación base 302 se ha modificado como se discute en el presente documento. Por ejemplo, la circuitería de la estación base permite para la selección del modo de carga – el campo E 302 o el campo B 304 – transferir energía a la IPG 100. Como se discute más adelante, el campo B 304 está típicamente en una frecuencia más baja (por ejemplo, del orden de 100 kHz) que el campo E 302 (por ejemplo, del orden de 1 MHz a 10 GHz).

Como se ha señalado, y como se representa en la Figura 4, la carga del campo E se utilizará para distancias más largas, mientras que la carga del campo B se utilizará para distancias más cortas. La fuerza de un campo E, tal como el campo E 302, típicamente se reduce proporcional al cuadrado de la distancia entre la antena de transmisión 204 y la antena receptora 150. En contraste, la fuerza de un campo magnético inductivo, tales como el campo B 304, típicamente se reduce proporcional al cubo de la distancia entre la bobina de generación 206 y la bobina receptora 18. Por lo tanto, para distancias más grandes, la transferencia de energía que utiliza un campo E es más eficiente que la que utiliza un campo B.

Antes de discutir la circuitería y el funcionamiento de la estación base 200, se discuten diversas realizaciones físicas de la estación base 200, como se muestra en las Figuras 5A-5E. Como se señaló anteriormente, la estación base 200 se puede colocar en una pared o en el suelo, es decir, colocado cerca de una cama, contra una pared, en una esquina, o en cualquier otro lugar conveniente generalmente cerca de una ubicación esperada de un paciente. La Figura 5A muestra la estación base 200 que tiene una antena de cable de serpentín 204 conectada a un módulo de circuitos 208. Como se explicará más adelante, el módulo de circuitos 208 incluye circuitos tales como microcontroladores, amplificadores, transceptores, etc., para el funcionamiento de la estación base 200. La antena de serpentín 204 se excita mediante el módulo de circuitos 208 para irradiar el campo E 302. Alternativamente, se puede utilizar una antena cargada inductivamente, tal como la que se muestra en la Figura 5B, en lugar de la antena de serpentín. Generalmente, ambas antenas 204 ilustradas en las Figuras 5A y 5B serían antenas monopolares de un cuarto de longitud de onda. Una antena de cuarto de onda idealmente tiene una longitud igual a un cuarto de la longitud de onda del campo E que se irradia. Por ejemplo, una antena de un cuarto de longitud de onda 204 de una longitud de 0,25 m se utiliza para transmitir una longitud de onda de 1 metro (que corresponde a una frecuencia de aproximadamente 300 MHz). Debido a la forma de serpentín de la antena de la figura 5A, y debido a la carga inductiva de la antena de la figura 5B, estas antenas se puede fabricar más pequeñas que la longitud óptima de un

cuarto de longitud de onda. La estación base 200 se puede equipar con un reflector parabólico (no mostrado) situado detrás de la antena 204 para irradiar o propagar la energía del campo E en la dirección deseada. Esto puede ser una ventaja excepcional para enfocar el campo E radiado hacia el IPG 100 del paciente.

5 La estación base 200 también incluye la bobina 206 para generar el campo B 304, cuya bobina también se acopla al módulo de circuitos 208. La bobina 206 normalmente se enrolla en un núcleo de ferrita (no mostrado) para aumentar la fuerza del campo inductivo producido.

Debido a que las antenas 204 de las Figuras 5A y 5B se orientan verticalmente, la onda electromagnética radiada desde la antena 204 también se orienta verticalmente, es decir, se polariza verticalmente. Si la antena 150 del IPG también se orienta verticalmente, se producirá el máximo acoplamiento con el campo E 302 orientado verticalmente.
10 El máximo acoplamiento es favorable debido a que resulta en la transferencia de energía del campo E máxima, lo que proporciona más energía para recargar la batería 26 del IPG 100. Tal acoplamiento disminuirá a medida que el ángulo entre la polarización de campo E 302 y la orientación de la antena del IPG receptor 150 aumenta, con el acoplamiento mínimo para un ángulo de 90 grados.

La Figura 5C muestra otra realización de una estación base 200 que incluye una antena de parche rectangular 204 acoplada al módulo de circuitos 208. La antena de parche rectangular 204 se fabrica típicamente de una placa metálica cuadrada o rectangular colocada a una cierta distancia sobre un plano de tierra, que puede comprender una placa metálica adicional conectada a tierra o el propio suelo. Las antenas de parche rectangulares generalmente funcionan como un dipolo, o como antenas de media longitud de onda, lo que significa que la antena se dimensiona idealmente para la mitad de la longitud de onda de la onda electromagnética transmitida. Por ejemplo, si la antena de parche rectangular 204 se utiliza para generar un campo E 304 a 300 MHz, la longitud de la antena de parche rectangular debería idealmente ser igual a 0,5 m. La antena de parche rectangular 204 de la Figura 5C irradia o propaga la energía de un campo E verticalmente hacia arriba, es decir, en una dirección que es generalmente normal al plano de la antena de parche rectangular, y es por lo tanto útil para colocarla debajo de la cama de un paciente, por ejemplo, para permitir la carga del IPG mientras el paciente está durmiendo. La polarización del campo E generado por la antena de parche rectangular se determina por la ubicación del(los) contacto(s) 210, como se muestra en la Figura 5C, que es la ubicación en la que la antena de parche rectangular se acopla al módulo de circuitos 208. Una vez más, el máximo acoplamiento entre el campo de E generado por la antena de parche rectangular 204 y la antena del IPG 150 se producirá cuando la dirección de la antena del IPG 150 sea la misma que la dirección de la polarización del campo E. Téngase en cuenta que la estación base de la figura 5C también se puede colocar verticalmente, como se muestra en la figura 5D. Tal orientación podría montarse en una pared, y podría ser más ventajoso recargar un IPG en un paciente sentado en una silla cercana, por ejemplo. La antena 204 también puede comprender una antena ranurada.
15
20
25
30

La Figura 5E muestra una realización de la estación base 200 que combina las realizaciones mostradas en las Figuras 5C y 5D, y proporciona así tanto la polarización horizontal como la vertical del campo E producido. Debido a que el campo E producido se polariza en dos direcciones, se acoplará más probablemente a la antena 150 en el IPG 100, ya que la orientación de la antena 150 puede no ser conocida exactamente o puede variar a medida que el paciente se mueve. En esta realización, la estación base 200 incluye dos antenas de parche rectangular 204a y 204b, colocadas en planos horizontales y verticales respectivamente, lo que permite que la energía del campo E se va a radiar o propagar tanto hacia arriba como hacia las direcciones laterales. La antena de parche rectangular 204a también incluye dos puntos de contacto 210a y 210c, que permiten a la estación base 200 seleccionar la polarización deseada. La antena de parche rectangular 204a puede excitarse simultáneamente por ambos puntos de contacto 210a y 210c para generar un campo E circularmente polarizado, típicamente al excitar los puntos 210a y 210c desfasados 90 grados. Tal campo polarizado circularmente minimiza las limitaciones de la orientación de la antena IPG 150 para el acoplamiento máximo. La antena de parche rectangular 204b puede contener asimismo dos puntos de contacto y producir un campo E polarizada circularmente, aunque esto no se muestra en la figura 5E para mayor claridad.
35
40
45

La estación base 200 de la Figura 5E también contiene dos bobinas 206a y 206b. Como las antenas 204a y 204b, las bobinas 206a y 206b son ortogonales, y producen los campos B que son ortogonales, lo que minimiza las limitaciones de la orientación de la bobina 18 de la IPG (Fig. 4B). También se puede producir un campo B giratorio que utiliza las dos bobinas 206a y 206b. Véase, por ejemplo, la Publicación de Solicitud de Patente de EE.UU. 2009/0069869.
50

La estación base 200 también puede seleccionar la antena 204a o 204b, o la bobina 206a o 206b, que proporciona máxima transferencia de energía al IPG 100, y utilizar solo esa antena o bobina. Esta selección se puede basar en evaluar la información de acoplamiento para la orientación de cada antena y bobina, información que puede enviarse por telemetría desde el IPG 100, o puede deducirse sobre la base de la producción del campo E o del campo B en la estación base 200. Véase, por ejemplo, la Publicación de Solicitud de Patente US 2008/0172109.
55

La Figura 6 muestra detalles adicional de una antena 150 de campo E adecuada, y en esta realización la antena 150 comprende uno de los cables 112 de electrodo utilizados en la matriz 102 como la antena 150. Por ejemplo, el cable conectado al electrodo E₁ se utiliza como la antena 150. También se pueden utilizar de cables a los otros electrodos (E₂, E₃), pero debido a que seleccionar el cable más largo reduce ventajosamente la frecuencia de transmisión, se
60

- ha elegido el cable del electrodo E_1 . (Por supuesto, también se puede elegir un cable de señal que conecte a los electrodos en la matriz 104). Debido a que los cables de electrodo 112 y 114 proporcionan cables individuales de diferentes longitudes, rápidamente se puede seleccionar un alambre cuya longitud es la más cercana a la longitud ideal para una frecuencia particular de recepción/transmisión del campo E. Téngase en cuenta que utilizar un conductor de electrodo para la antena 150 no afecta a la estimulación producida en el electrodo afectado porque la frecuencia del campo E 302 recibida o transmitida por la antena 150 es al menos unos pocos órdenes de magnitud mayor que la frecuencia de las señales enviadas a los electrodos. Por ejemplo, el campo E 302 es típicamente del orden de 1 MHz a 10 GHz, mientras que las frecuencias de los pulsos enviados al electrodo a través de un cable de señal están en el rango de decenas de Hz a cientos de Hz. Por otra parte, la magnitud de la señal de CA en el cable de la señal que resulta de la transmisión o la recepción del campo E es típicamente muy pequeña (por ejemplo, mV) en comparación con la magnitud de los impulsos de estimulación (por ejemplo, Voltios). Por supuesto, el IPG 100 también puede incluir una antena, separada de los cables de electrodo 112 y 114, dedicada a transmitir y recibir el campo E 302 hacia y desde la estación base 200. Tal antena se puede colocar en la cabecera 36 o en la caja metálica 30 del IPG 100.
- La discusión vuelve ahora hacia el módulo de circuitos 208 en la estación base 200 que se utiliza para transferir y recibir la energía hacia y desde el IPG 100. Como se muestra en la Figura 7, el microcontrolador 212 controla el funcionamiento de los circuitos de transmisión y de los circuitos de recepción, así como controla otras funciones en la estación base 200 que no se discuten en la presente memoria. Como es típico, el microcontrolador 212 puede incluir tanto memoria volátil (por ejemplo, RAM) como memoria no volátil (por ejemplo, Flash, EEPROM) para almacenar e implementar la funcionalidad descrita en la presente memoria. La circuitería de transmisión incluye un generador de señal 214 controlado digitalmente y el amplificador de potencia 216. La circuitería de recepción incluye dos circuitos receptores, LSK Rx 220 y RF Rx 228. El conmutador 222 acopla la circuitería de transmisión y la de recepción, bien a la antena 204 o bien a la bobina 206, dependiendo de si se ha seleccionado la carga del campo E o del campo B.
- Para transferir energía utilizando la bobina 206 a través del campo B 304, el microcontrolador 212 controla el generador de señal 214 para generar una señal con una frecuencia de transmisión $f_B = 80$ kHz, por ejemplo. El generador de señal 214 típicamente generará una señal sinusoidal a la frecuencia especificada, pero también puede generar formas de onda con un ciclo de trabajo variable.
- Para transferir energía utilizando la antena 204 a través del campo E 302, el microcontrolador 212 controla el generador de señal para generar una señal con una frecuencia de transmisión f_E . La f_E puede variar desde aproximadamente 1 MHz a 10 GHz, y si se utilizan las frecuencias más altas o más bajas para f_E implican compensaciones. La transmisión a frecuencias más altas permite una mayor energía que se transmite a la IPG 200, y a distancias más largas. Sin embargo, las señales de alta frecuencia se atenúan por el tejido corporal. Las frecuencias más bajas tienen menos atenuación, pero pueden requerir una antena 150 mayor en el IPG 100 para la sintonización óptima de un cuarto de longitud de onda. La longitud de la antena se mitiga ligeramente por la permitividad del tejido, que es principalmente agua. Debido a que la longitud de la antena 150 se escalará en proporción inversa a la raíz cuadrada de la permitividad del tejido (agua), la longitud requerida de la antena 150 puede acortarse significativamente, lo que permitirá a la f_E reducirse. En cualquier caso, la falta de sintonización precisa y la realidad de la atenuación de la señal se pueden mitigar mediante un diseño adecuado de la circuitería de la antena y mediante el ajuste de la energía de la transmisión de campo E, y no es estrictamente necesario que una antena 150 en el IPG 100 sea exactamente de un cuarto de la longitud de onda de f_E . En la realizaciones útiles, f_E puede comprender una frecuencia seleccionada de la banda Industrial, Scientific and Medical (ISM), en un ejemplo, y podría comprender las frecuencias de 13,56 MHz o 27,12 MHz, o 2,45 GHz, por ejemplo, incluso si la antena 150 en el IPG 100 no se dimensiona para resonar de manera óptima en tales frecuencias.
- La salida de la señal del generador 214 se alimenta a la entrada del amplificador de potencia 216, que amplifica su señal de salida mediante una magnitud controlada por el microcontrolador 212 que utiliza una señal de control de ganancia. En realidad, se pueden utilizar los amplificadores independientes 216 dependiendo de la frecuencia (f_E o f_B) elegida, pero esto no se muestra en la Figura 7 para simplificar. Inicialmente, el microcontrolador 212 puede fijar una ganancia por defecto para el amplificador de potencia 216 a través de la señal de control de ganancia, cuya señal se puede aumentar según sea necesario.
- La salida del amplificador de potencia 216 se envía finalmente a cualquiera de las antenas 204 o a la bobina 206 a través de la circuitería de adaptación de impedancia 218 y 230 apropiada. Los circuitos de adaptación de impedancia son bien conocidos en la técnica, y pueden incluir transformadores, redes RLC pasivas, líneas de transmisión escalonadas, etc. Que se elija la antena 204 o la bobina 206 se determina mediante una señal de control K1 emitida desde el microcontrolador 212, lo que equivale a un '1' lógico cuando se utiliza la carga del campo B, y un '0' lógico cuando se utiliza la carga del campo E. Cuando $K1=1$, el conmutador 222 acopla la circuitería de transmisión y de recepción a la bobina 206 a través de su circuito de adaptación de impedancia 230. Cuando $K1=0$, el conmutador 222 acopla la circuitería a la antena 204 a través de su circuito de adaptación de impedancia.
- En la realización de la Figura 7, la estación base 200 incluye dos circuitos receptores para recibir datos de telemetría de vuelta desde el IPG 100 durante la recarga de la batería 26 del IPG. El receptor LSK 220 recibe los datos de modulación de carga a través de la bobina 206, mientras que el receptor RF 228 recibe los datos modulados a

través de la antena 204. Como el conmutador 222, estos receptores 220 y 228 se controlan mediante K1, de tal manera que solo uno de ellos está activado a la vez, dependiendo de si la estación base funciona en el modo campo B o campo E. La telemetría LSK es bien conocida, e implica modular la resistencia de la bobina receptora 18 en el IPG para producir reflexiones detectables en la bobina de transmisión 206, como se explica más adelante con referencia a la Figura 8A.

La información de carga enviada por telemetría de vuelta desde el IPG 100 puede incluir la tensión de la batería del IPG (V_{BAT}) y datos indicativos del acoplamiento entre la estación base y el IPG. La V_{BAT} informa al microcontrolador 212 de la tensión actual de la batería 26 del IPG durante la carga, para permitir que el microcontrolador 212 modifique, bien la potencia de la antena 204 o bien de la bobina 206 que transmiten la energía de carga, o para suspender la carga por completo una vez que la batería 26 está llena.

Los datos de acoplamiento recibidos del IPG 100 indican la cantidad de energía que el IPG está recibiendo, y dependerá de varios factores, tales como la potencia de transmisión, la distancia entre la estación base 200 y el IPG 100, las orientaciones relativas de los elementos de transmisión/recepción (la antena 204 y la antena 150; o la bobina 206 y la 18), etc. En una realización, los datos de acoplamiento pueden comprender las tensiones V_{DCE} y V_{DCB} , respectivamente emitidas por los rectificadores 154 y 164 del campo B y del campo E en el IPG 100, como se discutirá más adelante con referencia a la Figura 8A. En otra realización, los datos de acoplamiento pueden comprender una caída de tensión en los circuitos 156 (Fig. 8A) de carga. Véase, por ejemplo, la Publicación de Solicitud de Patente de EE.UU. 2011/087307A1.

Cuando la estación base 200 recibe tales datos de acoplamiento durante la carga, se puede controlar la ganancia del amplificador de potencia 216 a través de la señal de control de ganancia. Por ejemplo, si la tensión de salida de los rectificadores 154 o 164 (Fig. 8A), V_{DCE} o V_{DCB} , en el IPG 100 se reduce por debajo de un valor predeterminado, el microcontrolador 212 puede aumentar la ganancia del amplificador de potencia 216 de manera que aumenta la magnitud del campo E 302 o del campo B 304 producidos. Como ajustar la señal de control de ganancia para un valor particular recibido de los datos de acoplamiento se puede determinar por experimentación o simulación, se pueden almacenar como una tabla de consulta en la memoria asociada con el microprocesador 212.

La Figura 8A muestra una realización de la circuitería en el IPG 100 para recibir la energía de carga emitida por la estación base 200, y para enviar de vuelta por telemetría la información de carga a la estación base 200. La antena 150, que de nuevo puede comprender uno de los cables de señal, como se discutió anteriormente con respecto a la Figura 6, se acopla a un multiplicador y rectificador 164 a través de un circuito 168 de adaptación de impedancias, y recibe el campo E 302 generado por la estación base 200. El rectificador 164 genera una tensión de CC, V_{DCE} que se utiliza para cargar la batería 26. La Figura 8B ilustra un ejemplo de circuito que se puede utilizar como rectificador 164, que se conoce en la técnica como un multiplicador serie de media onda o una cascada Villard. El rectificador 164 comprende un número de etapas de diodo-condensador, con cuatro de estas etapas que se muestran en la Figura 8B. El número de etapas dicta el multiplicador que se aplicará a la tensión de entrada de CA, V_{in} , para producir la tensión de CC V_{DCE} , de tal manera que cuatro etapas esencialmente producirán una V_{DCE} que es cuatro veces la tensión de pico de V_{in} . Los diodos 174-177 son preferentemente diodos de umbral cero o de bajo umbral tales como los diodos Schottky, que permiten la rectificación y la multiplicación de la pequeña tensión de CA, V_{in} , producida a la salida de la antena 150 (de decenas a cientos de mVs). La V_{DCE} alimenta al circuito de carga 156, que supervisa y controla el proceso de carga de la batería 26.

Haciendo referencia de nuevo a la Figura 8A, la IPG 100 también incluye una bobina de carga 18 conectada a un rectificador 154 a través de un circuito de adaptación de impedancias 152. Esta bobina 18 recibe el campo B 304 generado por la estación base 200. La bobina 18 también puede recibir un campo B desde un cargador externo 50 más tradicional, tal como se discutió en la Figura 2, y a este respecto, la circuitería mejorada de la figura 8A no interrumpe el uso de tales diseños de sistema heredados. El circuito de adaptación de impedancias 152 adapta la impedancia de la bobina 18 con la impedancia de entrada del rectificador 154 para permitir la máxima transferencia de energía. El rectificador 154 puede ser un solo diodo rectificador de media onda, un puente rectificador de onda completa, u otros rectificadores bien conocidos en la técnica. Debido a que las tensiones de CA inducidas en la bobina 18 por el campo B son generalmente bastante grandes (del orden de Voltios), el rectificador puede utilizar diodos tradicionales. La salida del rectificador 154, V_{DCB} , se alimenta al circuito de carga 156.

Tanto V_{DCD} como V_{DCB} se alimentan a un circuito comparador 223 para ser comparadas con las tensiones umbral V_{thE} y V_{thB} , respectivamente. Hablando en general, el circuito comparador 223 informa al microcontrolador 158 cuando la energía de carga se está recibiendo, bien sea en la antena 150 (a través de la carga del campo E) o bien en la bobina 18 (a través de la carga del campo B). Como se muestra, el circuito comparador 223 puede incluir dos comparadores para comparar las tensiones de CC producidas por cada uno de los rectificadores 164 y 154, V_{DCE} y V_{DCB} , con respecto a las tensiones V_{thE} y V_{thB} . Si cualquiera de las tensiones de CC excede su tensión de referencia asociada, su comparador indicará digitalmente ese hecho al microcontrolador 158 del IPG 100 como un '1' lógico en las entradas X e Y. Las tensiones V_{thE} y V_{thB} se pueden determinar experimental, y se pueden hacer ajustables, pero en cualquier caso se fijan generalmente a un nivel significativo para discernir la verdadera recepción de energía del mero ruido. Téngase en cuenta que debido a que a menudo V_{DCE} será mucho menor que V_{DCB} , la tensión de referencia V_{thE} será asimismo de manera general mucho más pequeña que V_{thB} . En una disposición alternativa, si el microcontrolador 158 incluye o si se asocia con convertidores analógico-digitales, entonces, V_{DCE} y V_{DCB} se pueden

alimentar directamente a tales entradas analógicas, lo que permite al microprocesador 158 evaluar la magnitud de las tensiones digitalmente.

5 El microcontrolador 158 puede interpretar señales de entrada X e Y y las señales del control de emisión de B y E en consecuencia, cuyas señales de control indican al resto de la circuitería si el microcontrolador 158 está reconociendo y permitiendo que se produzca la carga de la batería 26 a través de la recepción del campo B o del campo E. La siguiente tabla de verdad muestra la generación de estas señales de control de B y E basada en las señales de entrada X e Y, y muestra la preferencia del IPG 100 para cargar, a través de la recepción del campo B, si esa ruta está disponible.

X	Y	B	E
0	0	0	0
0	1	0	1
1	0	1	0
1	1	1	0

10 Se prefiere permitir la carga del campo B tomando prioridad sobre la carga del campo E (es decir, B=1 cuando se confirma X, independientemente de Y) debido a que la tensión rectificadora producida a través de la recepción del campo B, V_{DCB} , en general, sería mucho mayor que la tensión rectificadora producida a través de la recepción del campo E, V_{DCE} . Permitir cargar la circuitería 156 para luego elegir V_{DCB} sobre V_{DCE} como su tensión de entrada permitirá que tal circuitería 156 cargue la batería 26 más rápido. Por el contrario, y como se explica más adelante, la carga de la batería utilizando V_{DCE} se utiliza como último recurso, y puede producirse de forma pasiva. La carga de la circuitería 156 es bien conocida en la técnica, y es capaz de manejar tensiones de entrada de diferentes valores, de tal manera que se proporcionaría mediante V_{DCE} y V_{DCB} . Aunque se muestra como que comprende dos entradas diferentes para cargar la circuitería 156, se debería entender que V_{DCE} y V_{DCB} se pueden seleccionar como una única entrada a la circuitería 156 utilizando un conmutador controlado por las señales de control B y E (no mostrado). Por supuesto, la confirmación de ninguna de las señales de control B o E significaría que el IPG 100 no está reconociendo la recepción de ningún campo de carga procedente de la estación base 200 (o cualquier otra fuente, tal como el cargador externo 50), y se comportará en consecuencia.

25 Como se discutió anteriormente, el IPG 100 puede enviar de vuelta por telemetría a la estación base 200 información de la carga, tales como la tensión de la batería (V_{BAT}) y los datos de acoplamiento, y tales telemetrías también se pueden controlar a través de señales de control B y E. A este respecto, y como muestra en la Figura 8A, el IPG 100 contiene un transmisor/receptor 166 de RF habilitado por la señal de control E, y un transmisor LSK 160 habilitado por la señal de control B. En otras palabras, el IPG 100 decide a través de este esquema para comunicarse de vuelta con la estación base 200 utilizando los medios (campo B o campo E) ya establecidos como fiables por el IPG 100 sobre la base de los campos que ha recibido. El transmisor LSK 160, si se elige utilizando la señal de control B, utiliza la información de carga para ser enviada por telemetría para modular un transistor 168 conectado en paralelo con la bobina 18. Como se señaló anteriormente, esto produce reflexión en la bobina 206 utilizada en la estación base para producir el campo B 304, cuyos datos pueden entonces ser desmodulados en el receptor LSK 220 en la estación de base (Fig. 7) para recuperar la información de carga. En caso de que se eligiera el transmisor/receptor RF 166 a través de la señal de control E, la información de carga se modulará utilizando un protocolo adecuado para la transmisión a través de la antena 150 del campo E, con tal modulación de frecuencia (FSK), tal modulación de fase (PSK), tal modulación de amplitud (ASK), etc. Tales datos de vuelta por telemetría RF se recibirían entonces en el receptor 228 de RF en la estación base 200 (Fig. 7). El circuito 166 también puede incluir los circuitos de desmodulación correspondientes para recibir datos desde la estación base 200, y en este sentido, la estación base 200 puede incluir un transmisor de datos de RF acoplado a la antena 204. Sin embargo, tal circuitería de transmisión de datos de RF no se muestra en la estación base de la Figura 7, porque en una realización sencilla de la técnica, la antena 204 del campo E sólo emite campos E con el fin de cargar la batería 26 del IPG, como se explica más adelante.

45 El transmisor/receptor 166 de RF puede funcionar a una frecuencia, f_E' , que es diferente de la frecuencia de transmisión del campo E, f_E . Elegir una frecuencia diferente para f_E' puede impedir interferencias con el campo E 302 emitidas desde la estación base, y puede permitir que los datos de recepción en la antena 204 de la estación base sean simultáneos con tal transmisión. Si se elige una frecuencia f_E' diferente para la telemetría de vuelta, puede ser aconsejable que esa frecuencia no difiera enormemente de f_E ; si un campo E a la frecuencia f_E se recibe con éxito en el IPG 100, entonces sería probable que la transmisión a una frecuencia ligeramente diferente f_E' sería recibida igualmente en la estación base 200 sin atenuación significativa, etc. Sin embargo, esto no es estrictamente necesario, y f_E puede ser significativamente diferente de f_E' . Alternativamente, el campo E 302 y la transmisión de datos desde el transmisor/receptor 166 de RF pueden multiplexarse en el tiempo, en cuyo caso f_E puede igualar a f_E' .

Al haber descrito la circuitería de carga tanto de la estación base 200 como del IPG 100, la discusión se centra ahora a describir un ejemplo de método para cargar el IPG 100 que utiliza la estación base 200. En este ejemplo, la estación base 200 produce automáticamente un campo de carga cuando se enciende, y en particular, el microcontrolador 212 (Fig. 7) selecciona inicialmente la carga del campo B por defecto. El uso de un campo B 304 como medio de carga por defecto es el preferido si se puede lograr, ya que por lo general proporciona más energía para el IPG 100, y por lo tanto puede cargar la batería 26 más rápido. Por lo tanto, el microcontrolador 212 emite $K1=1$ para configurar la estación base para el campo B de carga: es decir, para configurar el generador de señal 214 para emitir una frecuencia de $f_B = 80$ kHz; para activar el conmutador 222 para acoplar la circuitería de transmisión a la bobina 206; y para habilitar el receptor LSK 220. En este punto, la estación base 200 está transmitiendo el campo B 304, con la esperanza de que un IPG 100 recibirá esta emisión, y reconocerá la recepción al transmitir, bien algún tipo de reconocimiento, o bien la información de carga discutida previamente. En consecuencia, el microcontrolador 212 espera durante un cierto período de tiempo (por ejemplo, un minuto) a recibir datos de telemetría de vuelta en el receptor LSK 220. Durante este "período B", la estación base 200 puede ajustar la fuerza del campo B 304 a través de la señal de control de ganancia con la esperanza de producir un campo B 304 que al final será suficientemente grande para ser reconocido por la IPG 100. Por ejemplo, la estación base puede comenzar con el control de ganancia en su configuración más pequeña, y aumentar la ganancia hasta que alcanza un nivel máximo más cercano al extremo del período B.

Si la IPG 100 está dentro del alcance de la estación base 200, su bobina de carga 18 (Fig. 8A) recibirá el campo B 304. Asumiendo que la recepción del campo B es suficientemente fuerte, es decir, si $V_{DCB} > V_{thB}$, se confirmará la entrada X al microcontrolador 158 de la IPG. Como se discutió anteriormente, el microcontrolador 158 reconoce a continuación que la carga del campo B ha comenzado, y configurará la IPG 100 para la carga mediante la confirmación de la señal de control B, que habilitará la circuitería de carga 156 para elegir V_{DCB} como su entrada, y habilitar el transmisor LSK 160. En este punto, y como es típico en los IPGs configurados para la carga del campo B, el transmisor LSK 160 comenzará a enviar por telemetría la información de carga (V_{BAT} , datos de acoplamiento, etc.) de vuelta a la estación base 200 a través de la bobina 18. Tal información de carga produce la reflexión en la bobina 206 de la estación base, y se decodifica en el receptor LSK 220. La recepción de tales datos (o alguna otra forma de reconocimiento) informa a la estación base 200 de que el IPG 100 está recibiendo el campo B 304 transmitido, y que la estación base 200 debería permanecer en el modo por defecto de campo B al continuar la confirmación $K1=1$. Por otra parte, la estación base 200 puede comenzar a interpretar la información de carga recibida, y modificar el campo B 304 producido según sea necesario, es decir, al cambiar su magnitud a través de la señal de control de ganancia, y/o al cambiar su ciclo de trabajo. Véase, por ejemplo, la publicación '307 anteriormente citada.

Si la batería 26 se carga completamente, el microcontrolador 212, sobre la base del valor de V_{BAT} notificado, puede cesar la generación del campo B. En este punto, la estación base 200 puede predeterminar la carga del campo E, como se discute más adelante. Proporcionar carga de bajo consumo al campo E puede ser beneficioso, lo que debería comenzar a drenar la batería 26 del IPG 100 durante el uso. Si el IPG 100, sin embargo, no se beneficiara de la carga del campo E porque su batería 26 está llena, simplemente se puede inhabilitar la circuitería 156 de carga, por ejemplo.

Si el IPG 100 se sale del alcance de la estación base 200 o nunca estuvo dentro del alcance para comenzar, la entrada X en el IPG 100 será igual a '0'. Como resultado, el microcontrolador 158 en el IPG 100 no reconocerá la recepción de un campo B (o de un campo E en este punto), y se inhabilitarán así las señales de control B y E, de tal manera que el IPG 100 no enviará ninguna forma de reconocimiento de vuelta a la estación base 200. Al final, por ejemplo, una vez que el período B de un minuto haya expirado, el microcontrolador 212 en la estación base 200 concluirá que la carga del campo B no puede llevarse a cabo, y se cargará ahora por defecto el campo E. En consecuencia, el microcontrolador 212 confirma ahora $K1=0$, lo que configura el generador de señales 214 para emitir una frecuencia de $f_B = 300$ MHz; activa el conmutador 222 para acoplar la circuitería de transmisión a la antena 204; y habilita el receptor 228 de RF.

En una realización, la estación base 200, en este punto, simplemente continuará emitiendo el campo E 302, siempre y cuando esté encendido y sin ninguna comunicación desde el IPG 100, es decir, independientemente de si el IPG 100 puede reconocer y utilizar el campo E para la carga. Esta realización puede ser vista como una manera simple, pasiva de proporcionar el campo E de carga: es decir, se produce el campo E 302 de baja potencia, y se espera, pero en el fondo se desconoce, si el campo E es de utilidad para la IPG 100. Tal realización es sencilla, ya que no requiere ninguna comunicación desde el IPG 100 a la estación base. Por lo tanto, se puede prescindir del transmisor/receptor 166 de RF en el IPG 100, y del receptor 228 de RF en la estación base 200. Sin embargo, debido a que esta vía de comunicación es útil y proporciona una flexibilidad adicional en la adaptación del campo E generado, se discute más adelante.

Si la IPG 100 está dentro del alcance del campo E 302, pero fuera del alcance del campo B 304, la señal de entrada Y en el microcontrolador 158 del IPG se configurará como '1', asumiendo que la recepción del campo E es suficientemente fuerte, es decir, si $V_{DCE} > V_{thE}$. En este punto, el microcontrolador 158 configurará la IPG 100 para la carga mediante la confirmación de la señal de control E, lo que habilitará la circuitería de carga 156 para elegir V_{DCE} como su entrada, y habilitar el transmisor/receptor 166 de RF. La batería 26 comenzará la carga a continuación, pero como se discutió anteriormente a un ritmo más lento debido al relativamente valor más pequeño de V_{DCE} . El transmisor/receptor 166 puede entonces transmitir la información de carga de vuelta a la estación base 200 a través

de la antena 150. En la estación base 200, tal información de la carga se recibe en la antena 204, se decodifica en el receptor 228 de RF y se utiliza de forma apropiada por el microcontrolador 212. Por ejemplo, el microcontrolador 212 puede utilizar la información de la carga para modificar la fuerza del campo E 302 generado a través de la señal de control de ganancia, por ejemplo. De forma alternativa, el microcontrolador 212 podría suspender la generación del campo E 302 si la V_{BAT} informa de que la batería 26 está completamente cargada. Sin embargo, y como se discutió anteriormente, en otra realización, la estación base 200 puede simplemente continuar para generar el campo E 200 de baja potencia incluso si la batería está actualmente completamente cargada, y en la remota posibilidad de que la batería 26 se agote y al final será capaz de utilizar el campo E para cargar una vez más.

La carga de la batería 26 del IPG de un paciente mediante un campo E es un beneficio significativo debido a su relativamente efectividad de lejos (por ejemplo, > 1 m), y aunque se imparta una cantidad relativamente baja de energía al IPG 100, tal energía todavía puede ser objeto de uso para recargar la batería 26 si el paciente está en la vecindad del campo E, aunque sea de paso.

En una realización preferida, la estación base 200 puede confirmar periódicamente si la carga del campo B está disponible, y puede conmutar a ese modo si es así. Esto es razonable debido a que un IPG 100 inicialmente fuera del alcance de la estación base 200 puede llegar dentro del alcance, debido a que el paciente se ha movido, ahora se acuesta en la cama, etc. Por consiguiente, periódicamente, por ejemplo, cada 15 minutos o así, la estación base 200 puede revertir al período B discutido anteriormente: puede confirmar $K1=1$ durante un período de tiempo para habilitar la carga del campo B, y ajustar la fuerza del campo B 304 para ver si el IPG 100 reconoce la recepción del campo B. Si es así, la estación base 200 puede continuar la producción del campo B 304 de mayor potencia. Si no, la estación base 200, una vez más, puede empezar a generar el campo E 302 de baja potencia cuando expire el período B.

Las Figuras 9 y 10 muestran, respectivamente, realizaciones alternativas para la estación base 200 y el IPG 100, en los que la telemetría de nuevo se lleva a cabo utilizando hardware y un canal de comunicación que es independiente de los utilizados para cargar la IPG. Así, la Figura 9 muestra la estación base con una antena adicional 232, y la Figura 10 muestra el IPG que tiene la antena adicional 13. En este ejemplo, las antenas 232 y 13 se muestran como bobinas, y se comunican por inducción magnética. Esto es conveniente, y se considera del diseño del sistema heredado, ya que la antena 13 ya existe en el IPG 100 y se utiliza tradicionalmente para comunicarse con un controlador externo 12 (Fig. 2) como se discutió en los Antecedentes. Como se explicó anteriormente, la comunicación entre las antenas 232 y 13 podría producirse utilizando un protocolo FSK, y de este modo los transceptores FSK 221 y 124 se muestran acoplados a las antenas 232 y 13. Tal comunicación puede ser bidireccional o unidireccional desde el IPG 100 a la estación base con el propósito de enviar por telemetría la información de la carga. Al utilizar la bobina 13 pre-existente en el IPG 100 para comunicarse también con la estación base 200 durante la carga, la funcionalidad del sistema se puede ampliar sin la necesidad de modificar la circuitería de comunicación existente en el IPG 100. Sin embargo, no es estrictamente necesario utilizar la bobina 13 de comunicaciones pre-existente en el IPG, y en su lugar se podrían añadir una RF dedicada separada o una antena de inducción magnética a la IPG 100 y la estación base 200 en su lugar. Debido a que este medio de transmisión entre el IPG 100 y la estación base no está ligada a los canales de comunicación utilizados para la carga, téngase en cuenta que los transceptores FSK 221 y 124 se puede habilitar utilizando señales de control (FSK) que no tienen conexión con las señales de control utilizados en la estación base 200 o el IPG 100, indicativos de si esos dispositivos están funcionando en un modo de campo B o de campo E (es decir, FSK es independiente de la señal de control K1 en la estación base, o de las señales de control B y E en el IPG 100).

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo externo para cargar una batería en un dispositivo médico implantable que comprende:
 - 5 al menos una primera antena habilitada selectivamente para generar un campo eléctrico para cargar la batería en el dispositivo médico implantable;
 - al menos una segunda antena habilitada selectivamente para generar un campo magnético para cargar la batería en el dispositivo médico implantable;
 - 10 y una circuitería de control, caracterizada por que la circuitería de control se configura para habilitar la segunda antena para producir el campo magnético y recibir datos desde el dispositivo médico implantable que indican que el dispositivo médico implantable está recibiendo el campo magnético,
 - 15 en el que, si se reciben los datos, la circuitería de control se configura para continuar habilitando la segunda antena para producir el campo magnético, y
 - 20 en el que, si los datos no se reciben, la circuitería de control se configura para deshabilitar la segunda antena y habilitar la primera antena para producir el campo eléctrico.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que al menos una primera antena comprende una antena monopolar de un cuarto de longitud de onda o una antena dipolar de media longitud de onda.
- 25 3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que al menos una primera antena comprende una antena ranurada, de alambre o de parche rectangular.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que al menos una segunda antena comprende una bobina.
- 30 5. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el campo eléctrico comprende una primera frecuencia y el campo magnético comprende una segunda frecuencia más baja que la primera frecuencia.
6. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el dispositivo externa se coloca sobre el suelo o la pared.
- 35 7. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el campo eléctrico no se modula con datos.
8. El dispositivo de la reivindicación 1, que además comprende una primera circuitería de desmodulación acoplable a la primera antena, y una segunda circuitería de desmodulación acoplable a la segunda antena.
- 40 9. El dispositivo de la reivindicación 1, que además comprende circuitería de desmodulación acoplable a una o a ambas de las primera y segunda antenas.
10. El dispositivo de la reivindicación 1, que además comprende una tercera antena para recibir la información de la carga transmitida desde el dispositivo médico implantable durante la generación de cualquiera de los campos eléctrico o magnético.
- 45 11. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que solo una de la primera o segunda antenas se habilita al mismo tiempo.
- 50 12. Un sistema de dispositivos médicos implantables, que comprende:
 - un dispositivo externo según una cualquiera de las anteriores reivindicaciones; y un dispositivo médico implantable, que comprende
 - 55 una batería,
 - una tercera antena para recibir un campo eléctrico para cargar la batería, y
 - una cuarta antena para recibir un campo magnético para cargar la batería.
 - 60 13. El sistema de la reivindicación 12, que además comprende un cargador externo separado del dispositivo externo que comprende una quinta antena para generar un campo magnético, recibido en la cuarta antena para cargar la batería.
 - 65 14. El sistema de la reivindicación 12, que además comprende un controlador externo separado del dispositivo

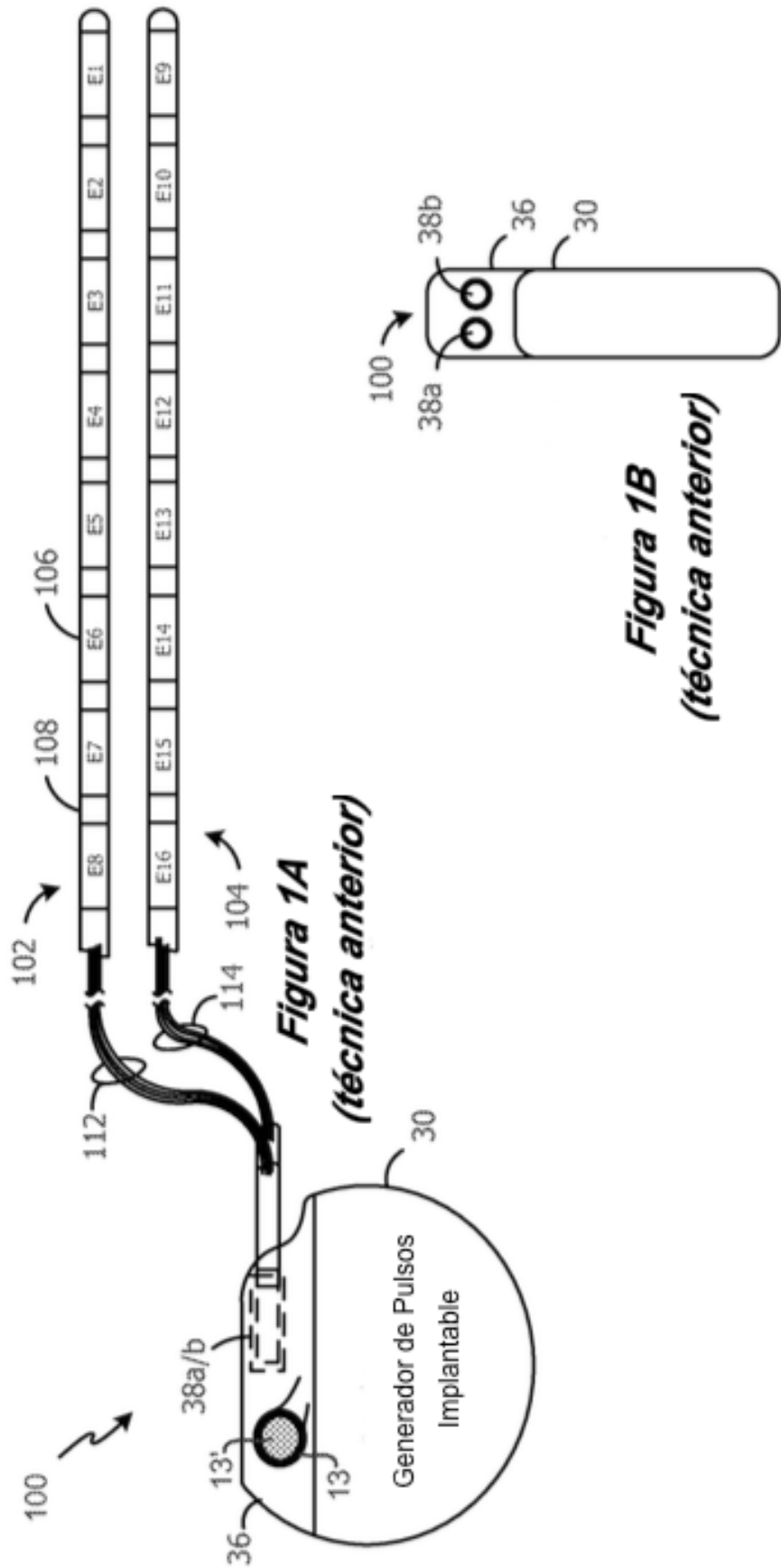
externo que comprende una sexta antena para datos de comunicación con la tercera antena.

15. El sistema de la reivindicación 12, en el que la segunda y la cuarta antenas comprenden bobinas.

5 16. El sistema de la reivindicación 15, en el que la primera y la tercera antenas comprenden antenas de un cuarto o de media longitud de onda.

17. El sistema de la reivindicación 12, en el que solo una de la primera o segunda antenas genera sus respectivos campos al mismo tiempo.

10 18. El sistema de la reivindicación 17, en el que la primera antena genera el campo eléctrico cuando el dispositivo médico implantable se separa más de una distancia, y en el que la segunda antena genera el campo magnético cuando el dispositivo médico implantable se separa por menos de la distancia.



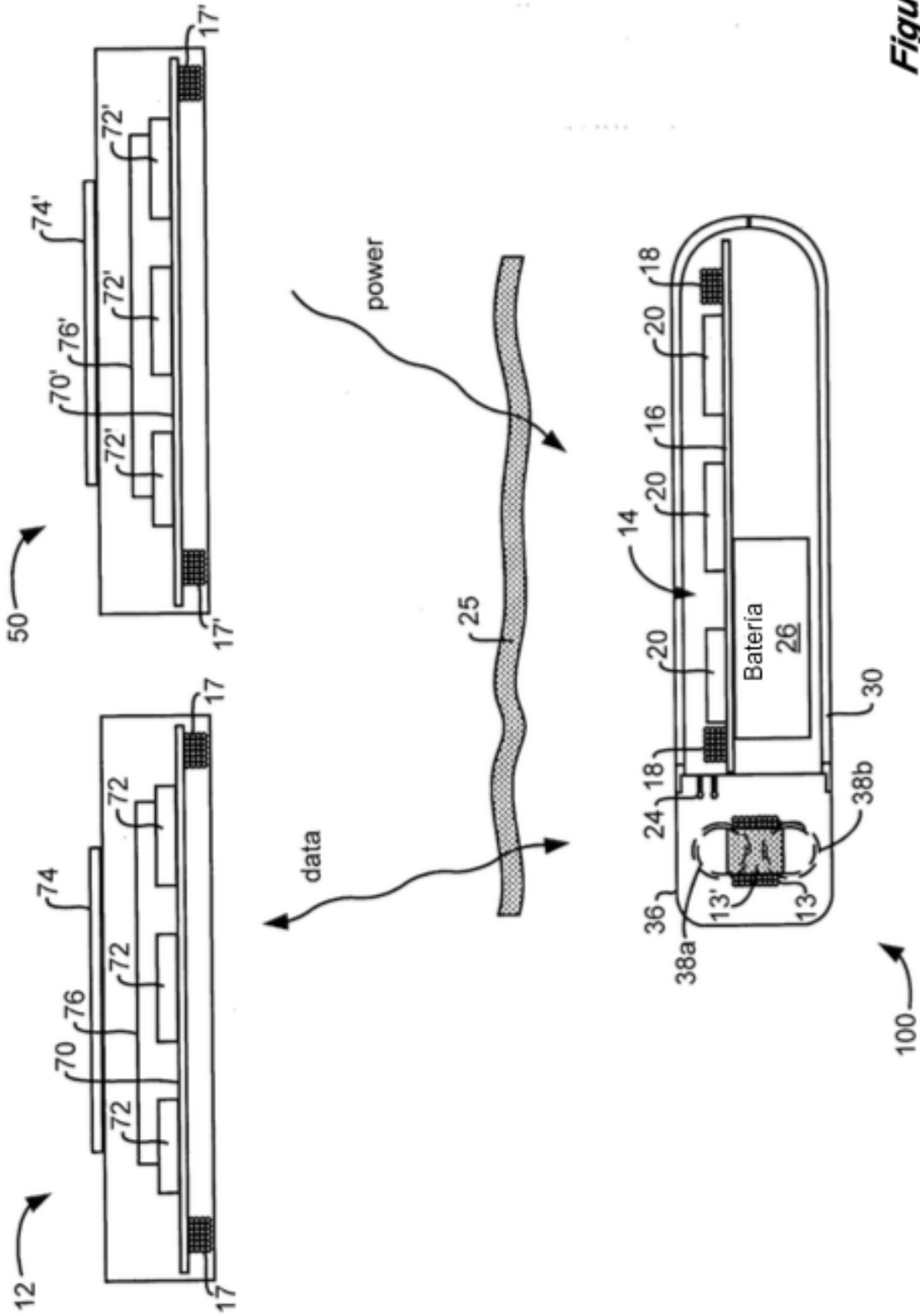


Figura 2
(técnica anterior)

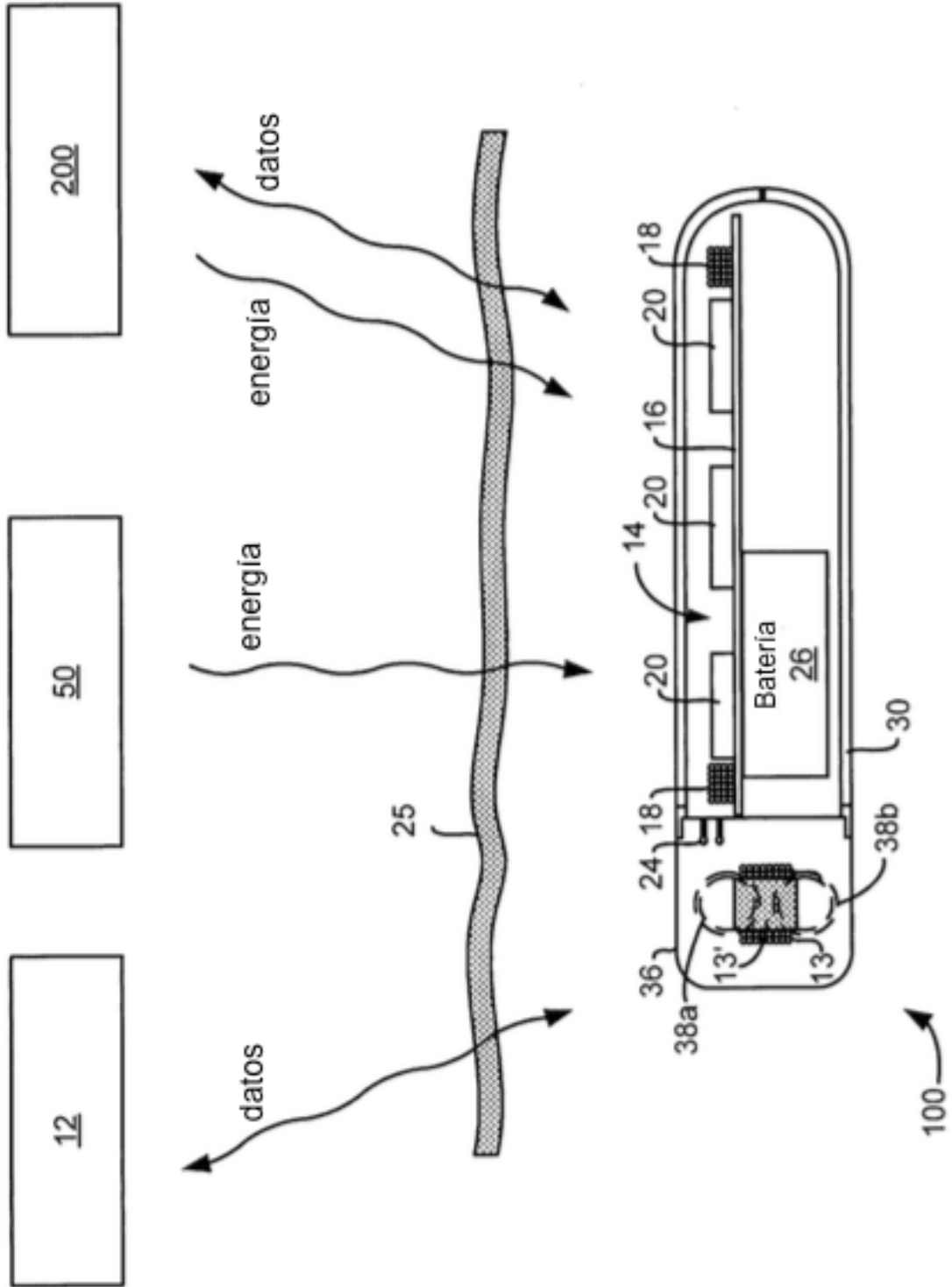
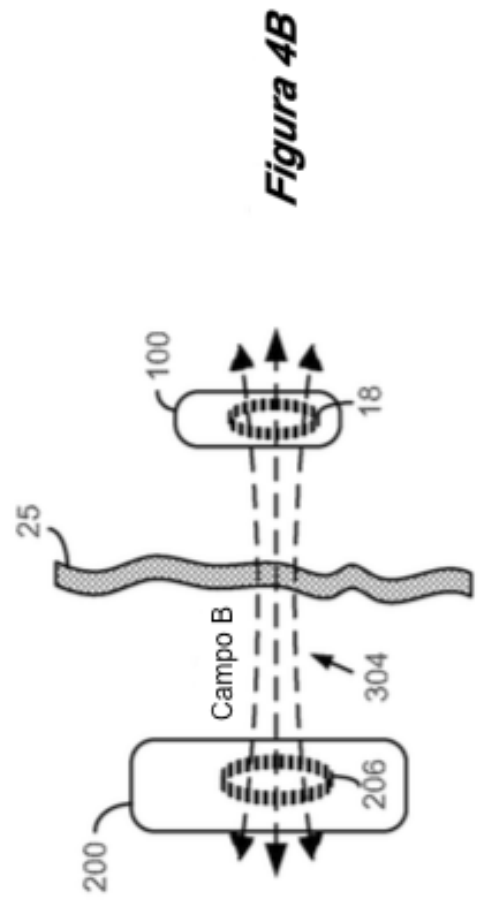
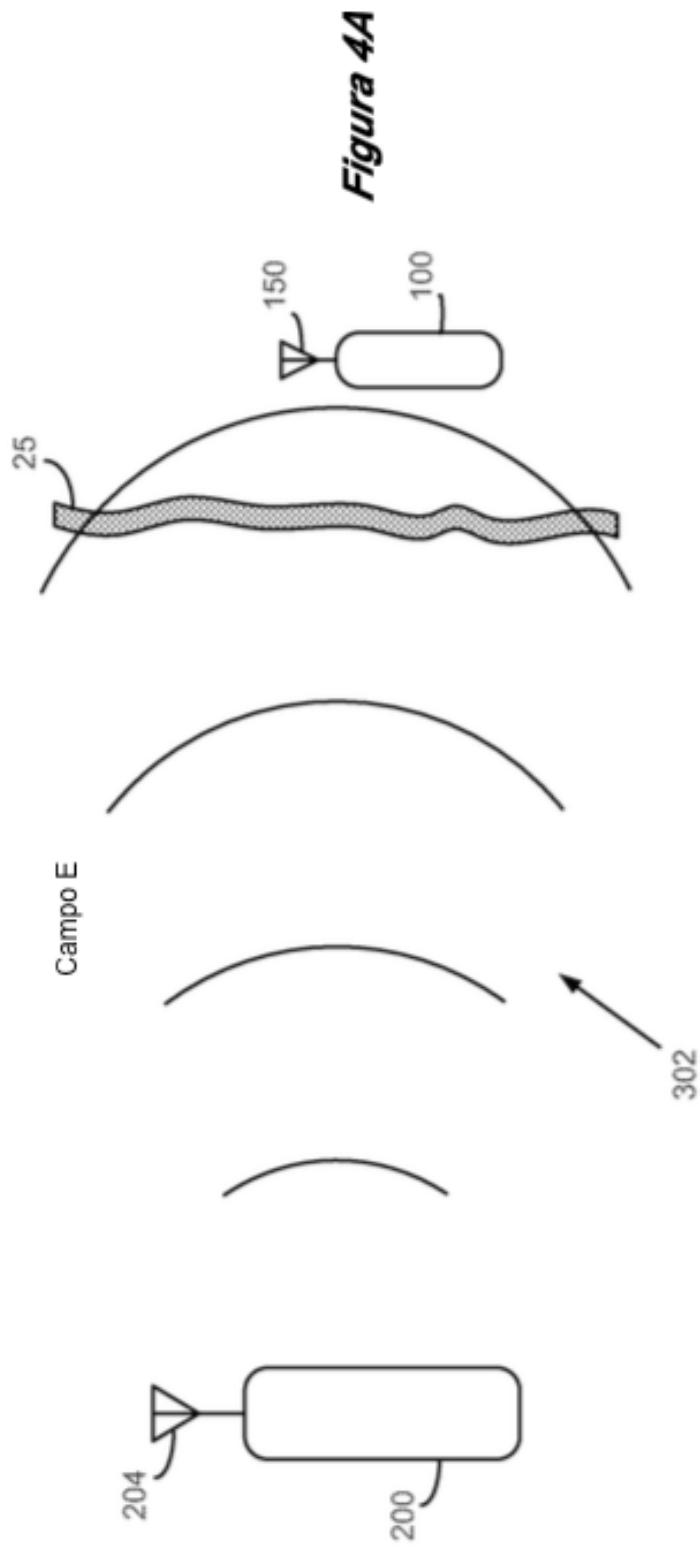


Figura 3



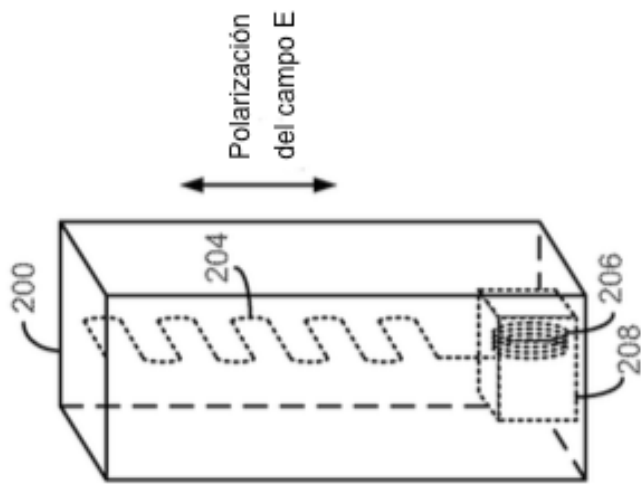


Figura 5A



Figura 5B

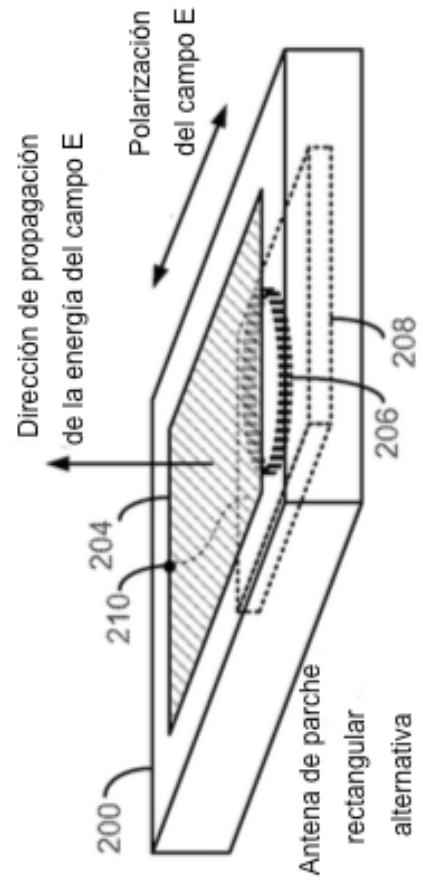


Figura 5C

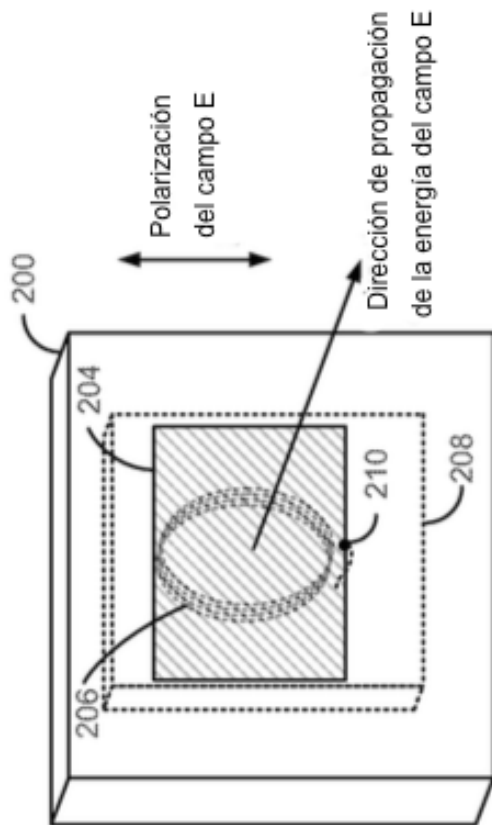


Figura 5D

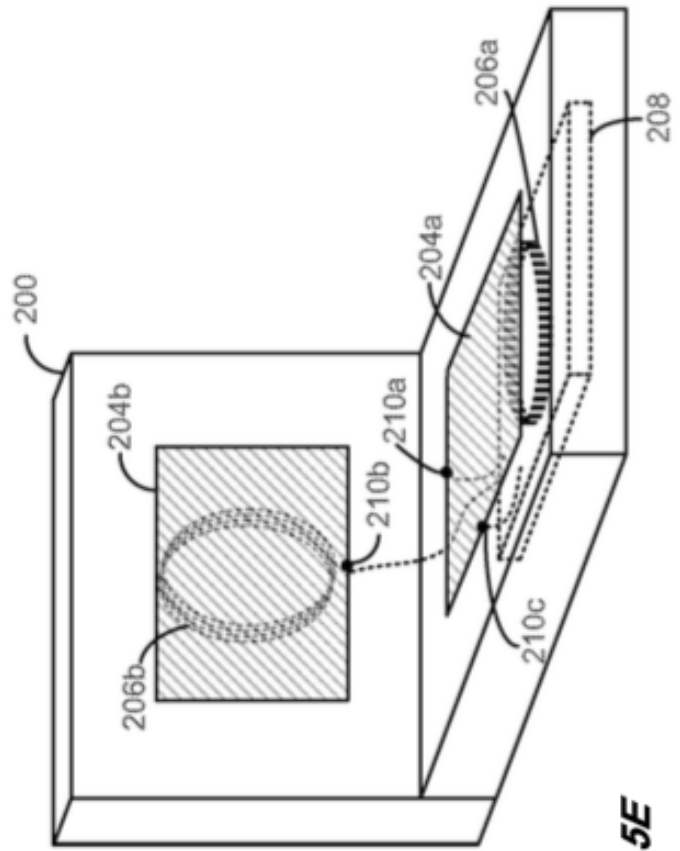


Figura 5E

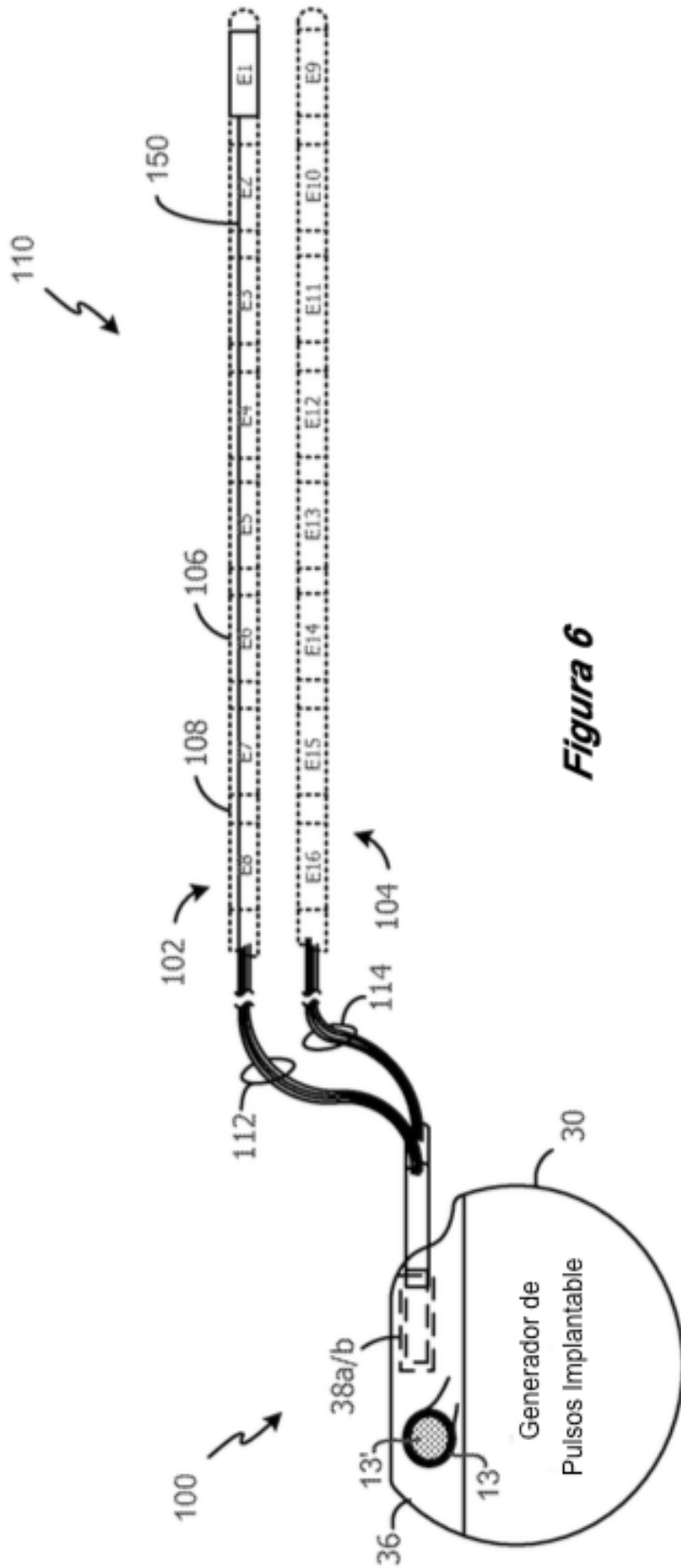


Figura 6

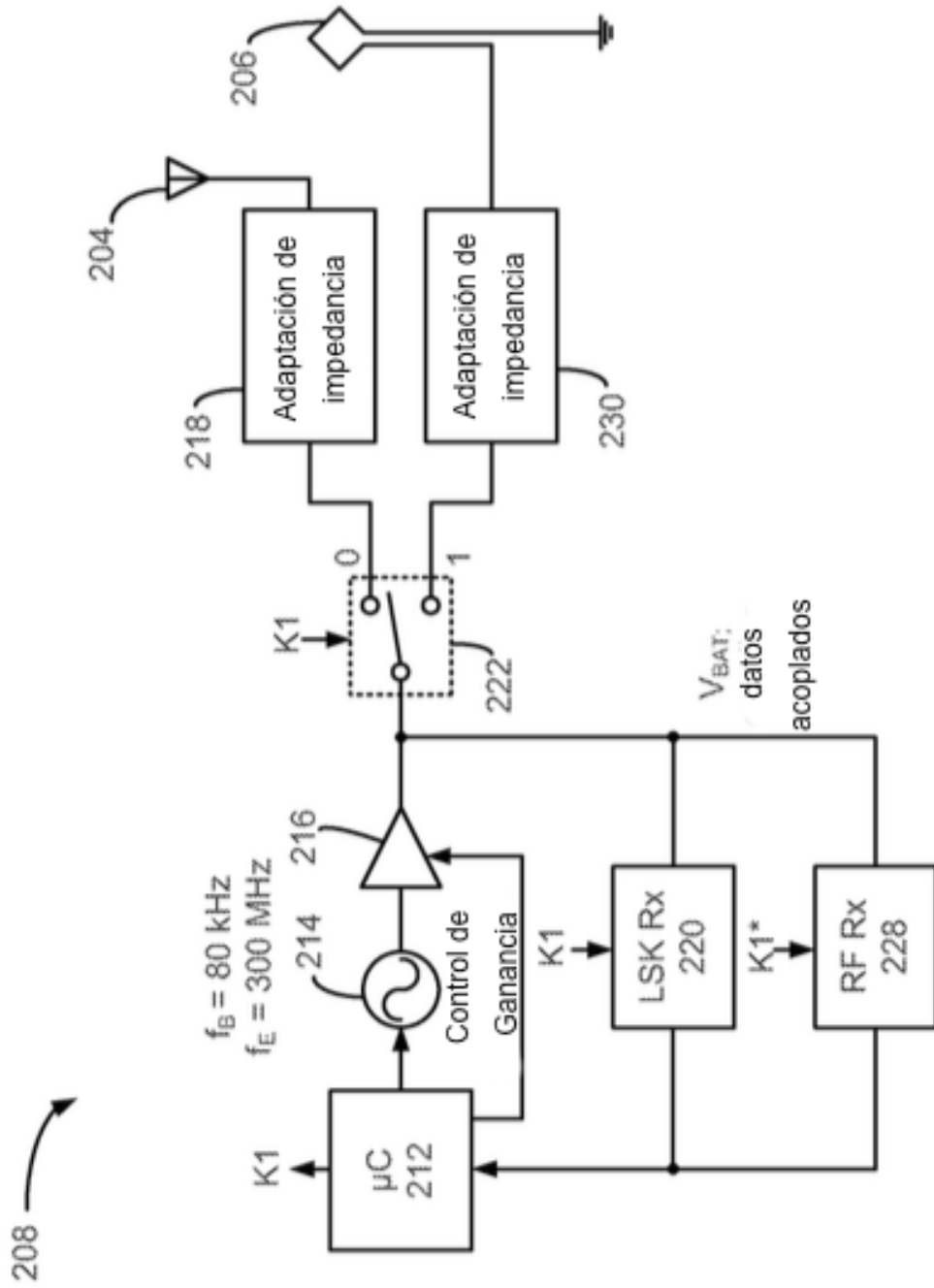


Figura 7

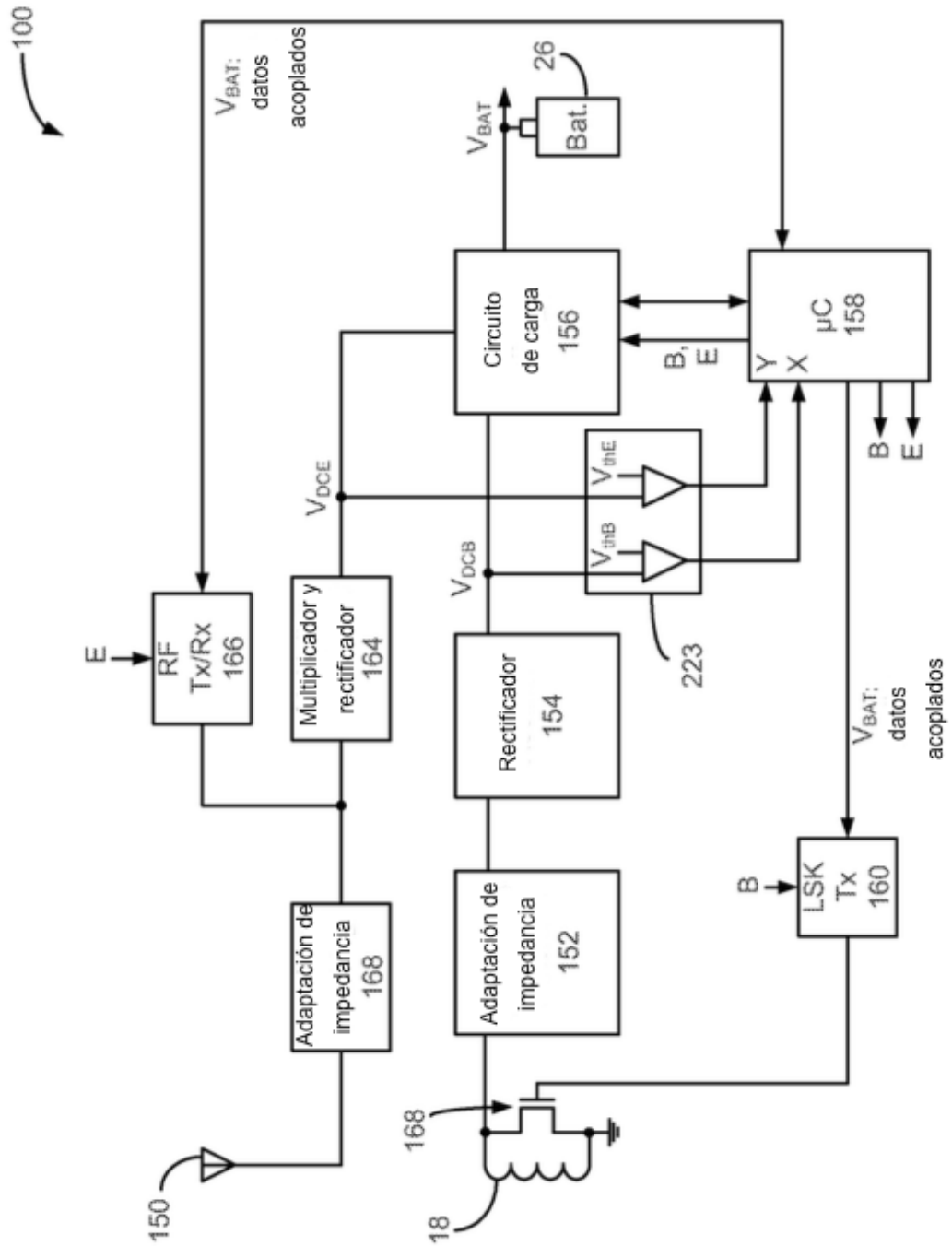


Figura 8A

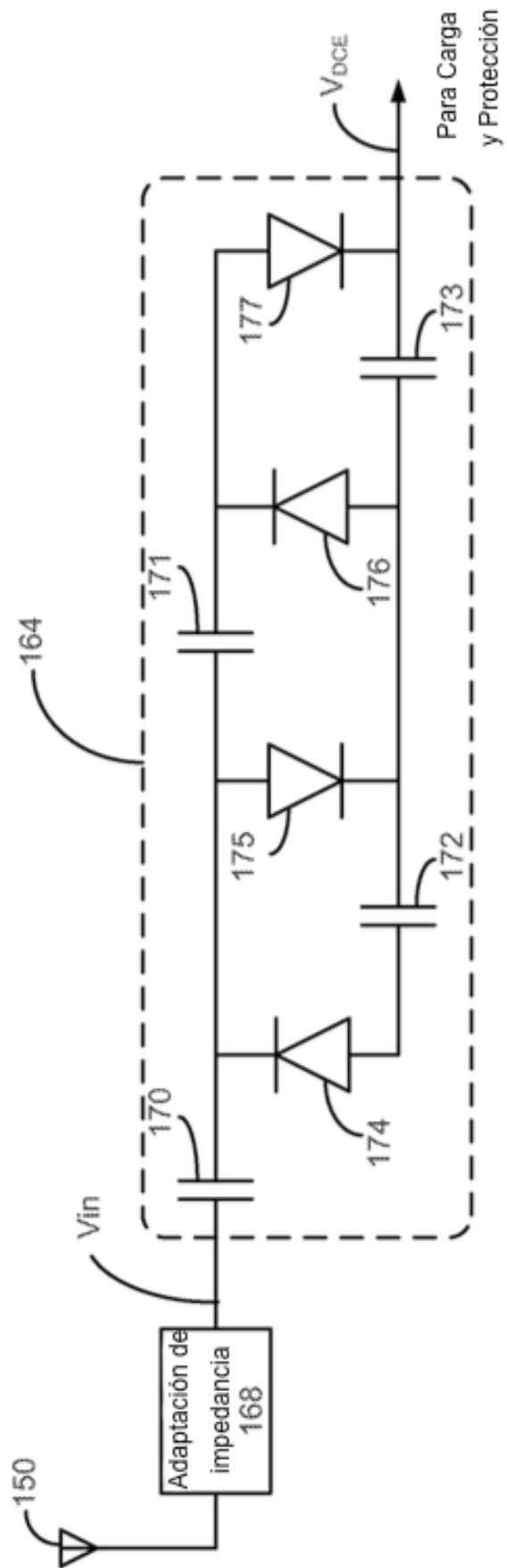


Figura 8B

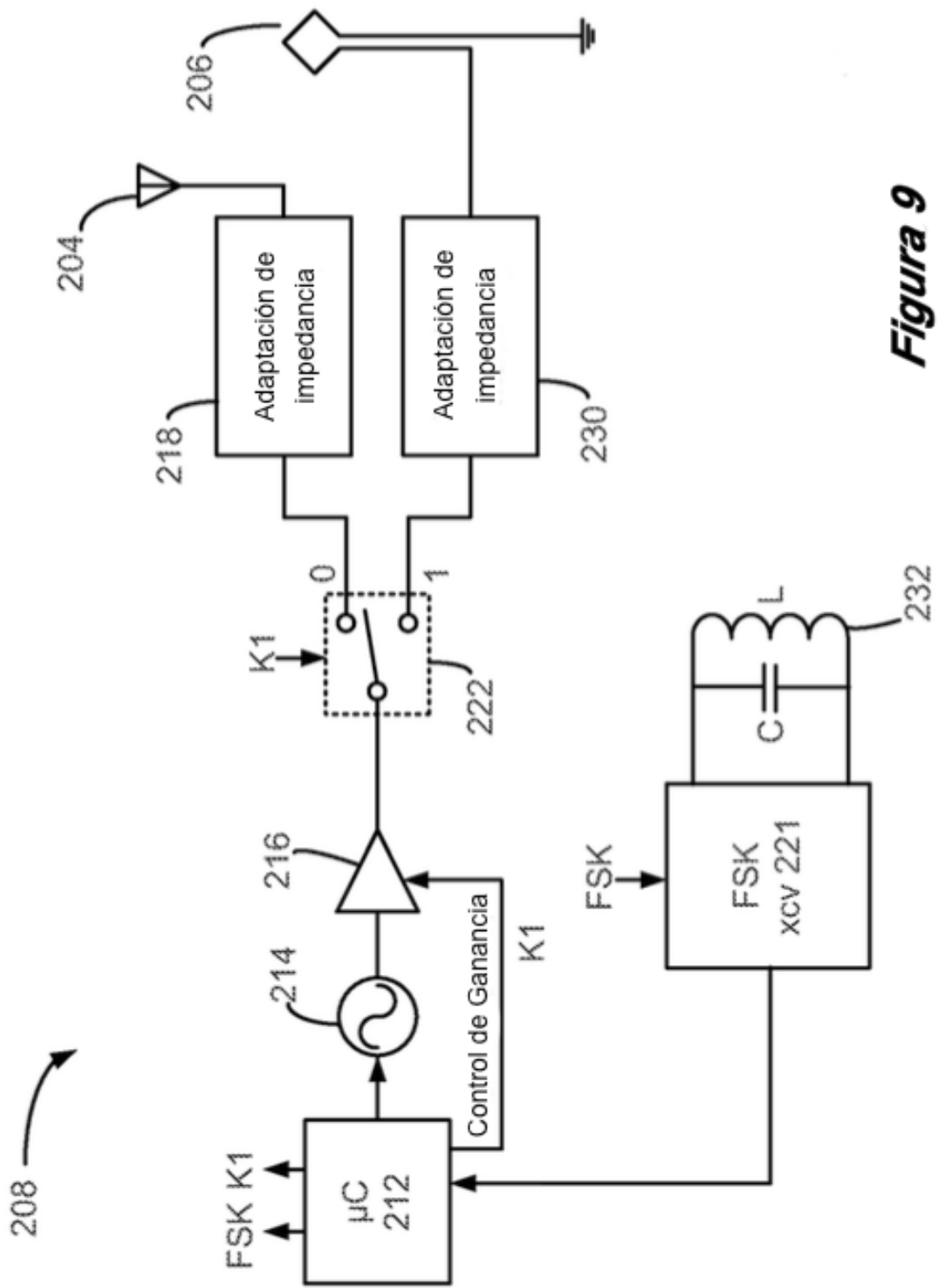


Figura 9

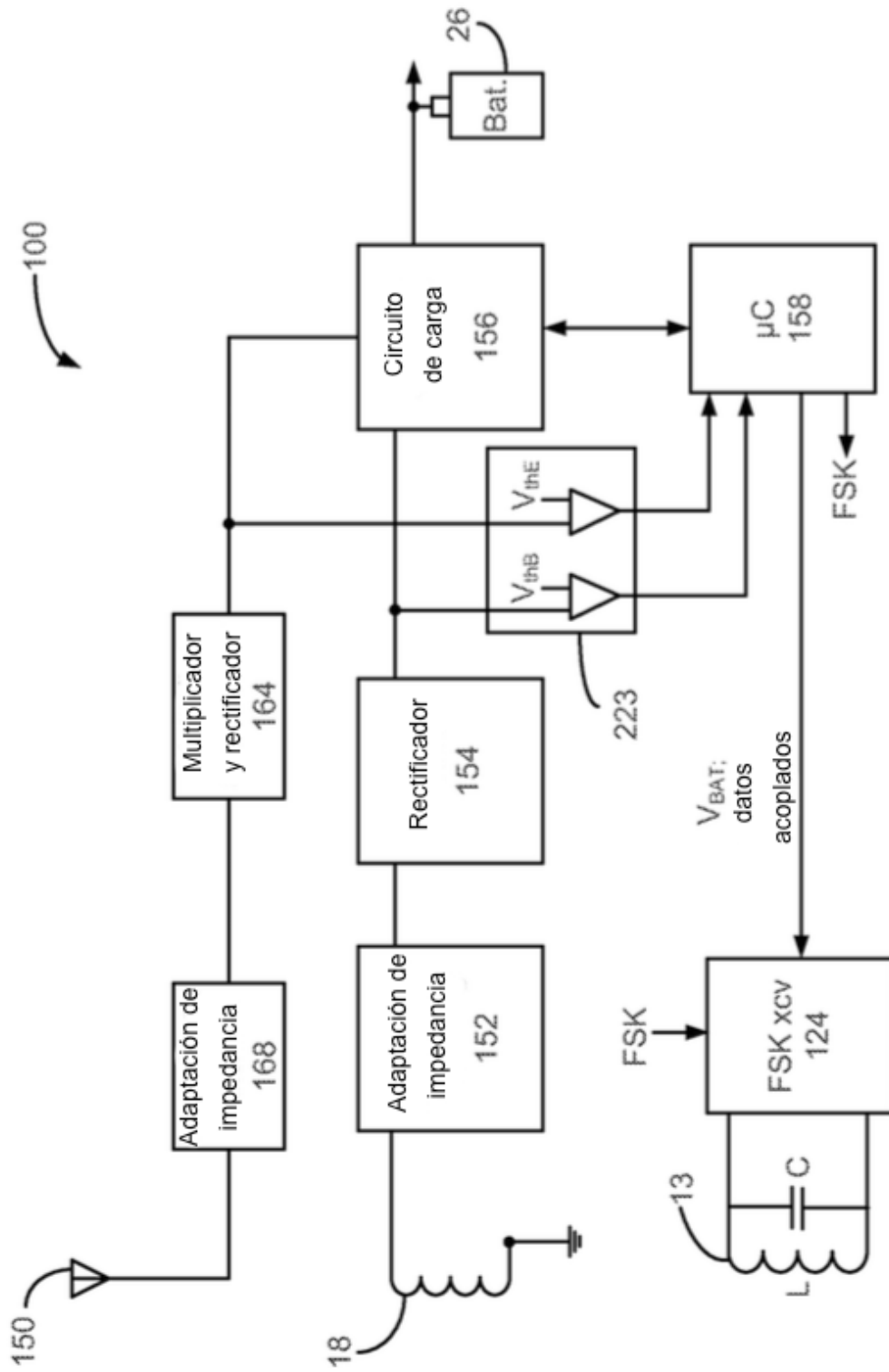


Figura 10