

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 703 528**

51 Int. Cl.:

A61N 1/372 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **24.04.2014 PCT/US2014/035309**

87 Fecha y número de publicación internacional: **30.10.2014 WO14176432**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.04.2014 E 14726295 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.11.2018 EP 2988822**

54 Título: **Alimentación de múltiples dispositivos implantables de administración de terapia médica utilizando energía de radiación de campo lejano a múltiples frecuencias**

30 Prioridad:

24.04.2013 US 201313869848

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

11.03.2019

73 Titular/es:

**CYBERONICS, INC. (100.0%)
100 Cyberonics Boulevard
Houston TX 77058, US**

72 Inventor/es:

**CHOW, ERIC, Y. y
ROWELL, JONATHAN, D.**

74 Agente/Representante:

MILTENYI , Peter

ES 2 703 528 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

Alimentación de múltiples dispositivos implantables de administración de terapia médica utilizando energía de radiación de campo lejano a múltiples frecuencias

5

Campo de la técnica

La presente descripción se refiere en general a la alimentación de radiación de campo lejano de dispositivos médicos implantables.

10 Antecedentes

La alimentación de dispositivos médicos implantables puede ser problemática. Muchos dispositivos médicos implantables incluyen una batería. Si la batería es recargable, el dispositivo médico implantable puede incluir componentes de carga para recibir energía de una fuente externa para recargar la batería. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable puede incluir una bobina que es operativa para acoplarse inductivamente con una bobina externa. El suministro de energía por medio de acoplamiento inductivo puede requerir que la bobina del dispositivo médico implantable y la bobina externa estén relativamente cerca entre sí (por ejemplo, dentro de una distancia en la cual un campo magnético es relativamente fuerte). Además, el acoplamiento inductivo puede ser menos eficiente cuando la bobina del dispositivo médico implantable y la bobina externa no están alineadas u orientadas adecuadamente. En el documento US 2013/0018438 se divulga un sistema de estimulación según la primera parte de la reivindicación 1, que comprende un transmisor de campo lejano y un dispositivo médico implantable (IMD – *Implantable Medical Device*), en el que el transmisor de campo lejano está habilitado para proporcionar energía al IMD en una primera banda de frecuencia y un segundo transmisor de campo lejano está habilitado para proporcionar energía al IMD en una segunda banda de frecuencia.

25 Sumario

La presente invención se define en la reivindicación 1 con formas de realización preferidas según las reivindicaciones dependientes de la misma.

La presente invención se refiere a un sistema que comprende: un primer dispositivo médico implantable configurado para recibir una primera señal de radiación de campo lejano a una primera frecuencia procedente de un transmisor externo según un patrón de tratamiento y para cargar un primer dispositivo de almacenamiento de carga utilizando la primera señal de radiación de campo lejano, comprendiendo además el primer dispositivo médico implantable una primera unidad de administración de terapia alimentada por el primer dispositivo de almacenamiento de carga y configurada para administrar una primera terapia a un primer tejido objetivo de un paciente, en el que la primera terapia incluye la administración de una primera señal de estimulación eléctrica al primer tejido objetivo; y un segundo dispositivo médico implantable configurado para recibir una segunda señal de radiación de campo lejano a una segunda frecuencia procedente del transmisor externo según el patrón de tratamiento y para cargar un segundo dispositivo de almacenamiento de carga utilizando la segunda señal de radiación de campo lejano, comprendiendo además el segundo dispositivo médico implantable una segunda unidad de administración de terapia alimentada por el segundo dispositivo de almacenamiento de carga y configurada para administrar una segunda terapia a un segundo tejido objetivo del paciente, en el que la segunda terapia incluye la administración de una segunda señal de estimulación eléctrica al segundo tejido objetivo.

Se incluye además un dispositivo externo configurado para controlar un tiempo de administración de terapia entre un primer dispositivo médico implantable y un segundo dispositivo médico implantable.

Las características, funciones y ventajas que se han descrito se pueden conseguir independientemente en diversas formas de realización o se pueden combinar en otras formas de realización, de las que se describen detalles adicionales con referencia a la siguiente descripción y dibujos.

50

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama de bloques de una primera forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

55

La figura 2 es un diagrama de bloques de una segunda forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

La figura 3 es un diagrama de bloques de una tercera forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

60

La figura 4 es un diagrama de bloques de una cuarta forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

La figura 5 es un diagrama de bloques de una quinta forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

5 La figura 6 es un diagrama de bloques de una sexta forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

La figura 7 es un diagrama de bloques de una séptima forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

10

La figura 8 es un diagrama de bloques de una octava forma de realización particular de un sistema que incluye un dispositivo médico implantable y un transmisor de campo lejano;

La figura 9 es un diagrama que ilustra una forma de realización particular de alimentación de un dispositivo médico implantable usando un transmisor de campo lejano;

15

La figura 10 es un diagrama que ilustra la transferencia de energía usando señales de radiación de campo lejano con diferentes amplitudes y tiempos de activación;

20 La figura 11 es un diagrama de flujo de una forma de realización particular de un procedimiento de alimentación de un dispositivo médico implantable usando un transmisor de campo lejano;

La figura 12 es un diagrama de bloques para uno o más elementos de memoria, de acuerdo con una forma de realización;

25

Las figuras 13A-13D son diversas configuraciones de IMD y protocolos de estimulación, de acuerdo con diversas formas de realización;

Las figuras 14A-14C son diversos protocolos de carga de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización;

30

Las figuras 15A-15E son diversas etapas para uno o más procedimientos de carga de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización;

Las figuras 16A-16E son diversos ejemplos de cargar diferentes elementos nerviosos utilizando uno o más IMD, de acuerdo con diversas formas de realización;

35

Las figuras 17A-17E son diversas configuraciones de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización;

Las figuras 18A-18C son diversos ejemplos de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización;

40

La figura 19 es un diagrama de flujo de un protocolo de tratamiento, de acuerdo con una forma de realización;

La figura 20 es otro diagrama de flujo de un protocolo de tratamiento, de acuerdo con una forma de realización;

45 La figura 21 es un diagrama de flujo de un procedimiento de carga, de acuerdo con una forma de realización;

La figura 22 es otro diagrama de flujo de un procedimiento de carga, de acuerdo con una forma de realización;

La figura 23 es un diagrama de flujo de un protocolo de tratamiento, de acuerdo con una forma de realización; y

50

La figura 24 es un diagrama de flujo de un procedimiento de implantación, de acuerdo con una forma de realización.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Los sistemas, procedimientos y dispositivos divulgados permiten alimentar dispositivos médicos implantables usando señales de radiación de campo lejano. El uso de señales de radiación de campo lejano para alimentar un dispositivo médico implantable puede permitir la miniaturización del dispositivo médico implantable ya que no se requiere un almacenamiento de energía en el equipo (o almacenamiento de energía en el equipo a largo plazo). La alimentación de radiación de campo lejano, especialmente en combinación con la miniaturización del dispositivo médico implantable, puede permitir el uso de procedimientos de complejidad reducida para implantar el dispositivo médico implantable y puede permitir el uso del dispositivo médico implantable en nuevas áreas del cuerpo. Formas de realización particulares pueden proporcionar herramientas de evaluación eficaces para determinar si un tipo particular de tratamiento será efectivo para un paciente particular.

Se pueden usar dispositivos médicos implantables divulgados para tratar diversas afecciones aplicando un tratamiento a uno o más tejidos del cuerpo de un paciente. Para fines ilustrativos, se puede usar un dispositivo médico implantable teniendo como objetivo un tejido neural induciendo potenciales de acción eferentes o aferentes en el tejido neural o bloqueando potenciales de acción aferentes o aferentes intrínsecos en el tejido neural. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable se puede usar teniendo como objetivo un nervio vago o trigémino para tratar una o más afecciones, tales como epilepsia u otras afecciones que provocan convulsiones. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable puede tener como objetivo un nervio óptico para tratar una afección de la visión o para complementar o facilitar el uso de una prótesis visual para la restauración de la vista. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable puede tener como objetivo un nervio hipogloso para tratar una o más afecciones, tales como la apnea del sueño. Aunque los ejemplos anteriores se relacionan con nervios craneales, el dispositivo médico implantable se puede usar teniendo como objetivo otro nervio o conjunto de nervios en lugar de, o además de, un nervio craneal. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable se puede usar teniendo como objetivo un nervio sacro para tratar una o más afecciones, tal como para facilitar el control de la vejiga. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable se puede usar teniendo como objetivo un nervio frénico para tratar una o más afecciones, tal como para facilitar el control del diafragma o la respiración. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable se puede usar teniendo como objetivo uno o más nervios de la médula espinal para tratar una o más afecciones, tal como para facilitar la gestión del dolor. Adicionalmente, además de o en lugar de tener como objetivo un tejido neural, el dispositivo médico implantable se puede usar teniendo como objetivo otro tejido del cuerpo de un paciente. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable se puede usar para estimular un músculo para inducir una contracción muscular. Para fines ilustrativos, el dispositivo médico implantable puede tener como objetivo un músculo cardíaco para actuar como marcapasos. Otros ejemplos de afecciones que pueden tratarse usando un dispositivo médico implantable que está alimentado, al menos parcialmente, por energía de radiación de campo lejano incluyen, pero no se limitan a, lesión cerebral traumática y depresión.

La figura 1 es un diagrama de bloques de una primera forma de realización particular de un sistema 100 que incluye un dispositivo médico implantable 106 y un dispositivo externo 108. El dispositivo médico implantable 106 puede ser alimentado de forma inalámbrica por el dispositivo externo 108. Por ejemplo, el dispositivo externo 108 puede emitir energía electromagnética transmitiendo señales de radiofrecuencia utilizando una antena externa (por ejemplo, el transmisor de campo lejano 102). Al menos una parte de la energía electromagnética puede ser recibida por una antena del dispositivo médico implantable 106 como señales de radiación de campo lejano 104. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable 106 puede recibir energía a través de señales de campo cercano (por ejemplo, por medio de acoplamiento inductivo de la antena del dispositivo médico implantable 106 y una antena del transmisor de campo lejano 102). En otro ejemplo más, el dispositivo médico implantable 106 puede recibir energía a través de señales de campo cercano y de señales de radiación de campo lejano 104, ya sea simultáneamente o en momentos diferentes.

La energía electromagnética puede describirse como propagada a través de una región de campo cercano en la que los campos magnéticos son relativamente fuertes, una región de campo lejano en la que los campos magnéticos son relativamente débiles, y una región de transición entre la región de campo cercano y la región de campo lejano. Aunque no existe un límite firme generalmente aceptado entre estas regiones, según se usa en el presente documento, y según se ilustra en la figura 9, la región de campo cercano se refiere a una región dentro de aproximadamente una longitud de onda de una fuente de energía electromagnética (por ejemplo, una antena transmisora), y la región de campo lejano se refiere a una región de dos longitudes de onda o más desde la fuente de energía electromagnética. Por lo tanto, es probable que un campo magnético sea insignificante en la región de campo lejano. Por el contrario, el campo magnético puede ser dominante en la región de campo cercano. Los mecanismos no radiativos, como el acoplamiento inductivo o capacitivo, operan en una distancia relativamente corta y se pueden usar para transferir energía en la región de campo cercano. Los mecanismos no radiativos generalmente funcionan en base al principio de que una corriente circulante puede producir un componente de campo magnético que puede inducir una corriente opuesta en una estructura cercana. El campo magnético se disipa rápidamente con la distancia. Las interacciones de campo cercano pueden ser extremadamente complejas porque son reactivas. Es decir, una estructura de transmisión y los campos electromagnéticos transmitidos reaccionan para recibir estructuras y una absorción electromagnética en las proximidades. Las relaciones aproximadas descriptivas de la región de campo cercano indican que la intensidad del campo magnético de campo cercano disminuye con el cubo inverso de la distancia y el campo eléctrico de campo cercano disminuye con el cuadrado inverso y, por lo tanto, la densidad de energía en la región de campo cercano disminuye según el inverso de la distancia a la quinta potencia. En consecuencia, para distancias suficientes (típicamente alrededor de una longitud de onda o superior), la energía disminuye rápidamente a niveles insignificantes. Por el contrario, para la transferencia de energía de radiación de campo lejano, la estructura de recepción y su absorción no afectan a la estructura del transmisor ni a la energía de salida de la estructura del transmisor. Los campos eléctricos y magnéticos de la transferencia de energía de radiación de campo lejano se entienden mejor y ambos son inversamente proporcionales a la distancia y, por lo tanto, la energía es inversamente proporcional a la distancia al cuadrado en la región de campo lejano.

Desde una perspectiva clínica, el uso de la transferencia de energía no radiativa puede poner limitaciones en la movilidad del paciente y puede llevar a un error de usuario en poblaciones de pacientes. Por ejemplo, los mecanismos de transferencia de energía no radiativos operan en un rango relativamente corto y, por lo tanto, requieren distancias relativamente cortas entre un dispositivo médico implantado y un dispositivo de carga externo, lo que puede limitar la movilidad del paciente. Además, la energía solo se puede transferir eficientemente a través de un mecanismo no radiativo cuando un componente de recepción del dispositivo médico implantado tiene una orientación particular con respecto a un componente de transmisión del dispositivo de carga externo. Mantener esta orientación puede ser difícil cuando el paciente se está moviendo (incluso respirando), lo que puede limitar aún más la movilidad del paciente.

10

Las señales de radiación de campo lejano 104 se pueden usar para transferir energía a una distancia mayor usando mecanismos de radiación. Por ejemplo, las señales de radiación de campo lejano 104 pueden transmitir energía a través del espacio libre usando campos eléctricos que se propagan entre una antena externa de haz amplio y una antena interna del dispositivo médico implantable 106. Esta disposición puede permitir una mayor libertad de colocación del dispositivo externo 108 con respecto al paciente. Con fines ilustrativos, el dispositivo externo 108 puede ser llevado o portado por el paciente o se puede ubicar cerca del paciente. Como ejemplo ilustrativo, cuando el dispositivo médico implantable 106 se implanta en el cuello del paciente, el dispositivo externo 108 puede ser llevado por el paciente, tal como cerca de la parte superior del brazo del paciente o alrededor del cuello del paciente. En otro ejemplo ilustrativo, el dispositivo externo 108 puede incluir o estar incluido dentro de una fuente de alimentación montada o en la parte superior de una tabla.

15

20

Como se describe adicionalmente a continuación, el dispositivo médico implantable 106 puede incluir una antena para recibir las señales de radiación de campo lejano 104, una red de adaptación para la adaptación de la impedancia de la antena con otros componentes del dispositivo médico implantable 106, elementos de procesamiento de energía (por ejemplo, un rectificador, un multiplicador de tensión, un regulador de configuración, etc.), un elemento de almacenamiento de carga 114 y una unidad de administración de terapia 116. El dispositivo médico implantable 106 puede usar energía derivada al menos parcialmente de las señales de radiación de campo lejano 104 para administrar terapia a un paciente

25

30

En una forma de realización particular, el dispositivo médico implantable 106 incluye una antena y una red de adaptación asociada. En la forma de realización ilustrada en la figura 1, la antena y la red de adaptación se ilustran como un solo componente de antena/red de adaptación 110; sin embargo, en otras formas de realización, la antena y la red de adaptación pueden ser componentes separados. Por lo tanto, la antena puede incluir, estar incluida dentro, o estar acoplada a la red de adaptación. La antena puede ser una antena dipolo, una antena mono-polo, una antena serpentina, una antena de ranura, una antena parche, una antena plana en forma de F invertida (PIFA), una antena helicoidal, una antena fractal, una antena de cuadro o una antena con otro factor de forma configurada para recibir las señales de radiación de campo lejano 104. La red de adaptación puede estar adaptada para adaptar la impedancia de la antena a otros componentes del dispositivo médico implantable 106 para conseguir una transferencia de energía de gran eficiencia. Por ejemplo, la resistencia de la antena puede ser relativamente baja (por ejemplo, del orden de unos pocos ohmios para antenas eléctricamente pequeñas y hasta 50 ohmios para antenas eléctricamente grandes) y uno o más componentes del dispositivo médico implantable 106 pueden tener una resistencia comparativamente alta (por ejemplo, del orden de K ohmios). Para fines ilustrativos, la antena puede tener una impedancia con una parte real de aproximadamente 10 ohmios o menos. En otro ejemplo ilustrativo, la antena puede tener una impedancia con una parte real de aproximadamente 50 ohmios o menos. La red de adaptación puede facilitar la adaptación de la impedancia desde la resistencia relativamente baja de la antena hasta una resistencia relativamente alta de algunos otros componentes del dispositivo médico implantable 106. Por ejemplo, una adaptación conjugada, es decir, impedancia real (resistencia) igual e impedancia imaginaria (reactancia) igual en magnitud pero opuesta en signo, puede conseguir una transferencia de energía óptima.

35

40

45

50

Las señales de radiación de campo lejano 104 pueden ser relativamente débiles cuando se reciben en la antena del dispositivo médico implantable 106. Por ejemplo, debido a limitaciones reguladoras y de seguridad, las señales de radiación de campo lejano 104 pueden ser transmitidas a una potencia de transmisión relativamente baja, tal como una potencia de transmisión instantánea de 1 vatio o menos, o una potencia de transmisión instantánea de 5 vatios o menos. En una forma de realización particular, una cantidad de energía transferida a través de la señal de radiación de campo lejano 104 al dispositivo médico implantable 106 se puede aumentar suministrando la energía usando múltiples frecuencias o bandas de frecuencia, y/o usando múltiples transmisores de campo lejano 102.

55

60

Según se explicó anteriormente, las señales de radiación de campo lejano 104 pueden ser transmitidas en una distancia de al menos dos veces una longitud de onda de las señales de radiación de campo lejano 104. Por ejemplo, las señales de radiación de campo lejano 104 pueden ser transmitidas en una distancia de diversos metros o menos, tal como un metro o menos. La pérdida de propagación en el espacio libre (FSPL- Free-Space Path Loss) de las señales de radiación de campo lejano 104 se puede estimar como una función de la potencia de transmisión del transmisor de campo lejano 102; la distancia, d , entre el transmisor de campo lejano 102 y el paciente; y la

frecuencia, f , de las señales de radiación de campo lejano 104. En una forma de realización particular, las señales de radiación de campo lejano 104 tienen una frecuencia dentro de un intervalo de aproximadamente 100 MHz a aproximadamente 5,8 GHz. Por ejemplo, la señal de radiación de campo lejano puede tener una frecuencia en, o en una banda de frecuencia centrada en, aproximadamente 433 MHz, aproximadamente 900 MHz, aproximadamente 5 2,4 GHz, aproximadamente 5,8 GHz, u otra frecuencia dentro de un espectro de frecuencia licenciada o no licenciada.

Por lo tanto, la pérdida de propagación en el espacio libre de las señales de radiación de campo lejano 104 puede ser significativa. Para fines ilustrativos, cuando la distancia, d , entre el transmisor de campo lejano 102 y el paciente 10 es de aproximadamente 1 metro y las señales de radiación de campo lejano 104 tienen una frecuencia, f , de aproximadamente 2,4 GHz, la pérdida de propagación en el espacio libre (FSPL), suponiendo dos antenas isotrópicas, puede ser descrita aproximadamente por la siguiente ecuación:

$$FSPL = \left(\frac{4\pi df}{c} \right)^2 = (32\pi d)^2 = (10,000)$$

15

Por lo tanto, la FSPL es proporcional al cuadrado de la distancia entre el transmisor de campo lejano 102 y el paciente. La eficiencia de transferencia de energía es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre el transmisor de campo lejano 102 y el paciente. La FSPL también se puede proporcionar en decibelios según se muestra en la siguiente ecuación:

20

$$FSPL(dB) = 10 \log \left(\frac{4\pi df}{c} \right)^2 = 10 \log (32\pi d)^2 = 10 \log (10,000) = 40 dB$$

En una región de campo cercano en la que los campos magnéticos son relativamente fuertes, la energía transferida a través de un mecanismo no radiante, tal como campos magnéticos usados por una bobina inductiva, se puede 25 disipar con la distancia. Además, la transferencia de energía a través de mecanismos no radiativos que dependen de interacciones de campo cercano puede reaccionar para recibir estructuras y absorción electromagnética en las proximidades. Los campos magnéticos utilizados por una bobina inductiva pueden tener una eficiencia de transferencia de energía que es inversamente proporcional a la tercera potencia de la distancia entre la bobina inductiva y el paciente. Por el contrario, la transferencia de energía por medio de interacciones de campo lejano es 30 inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre un transmisor de campo lejano y un paciente. Por lo tanto, la transferencia de energía de campo lejano permite una mayor eficiencia de transferencia de energía a través de una región de campo lejano de manera que una estructura transmisora o la energía de salida de la estructura transmisora no se ve afectada por una estructura de recepción y su absorción electromagnética.

35 Además, el dispositivo médico implantable 106 se puede implantar diversos centímetros por debajo del tejido del paciente, lo que puede atenuar aún más las señales de radiación de campo lejano 104. Por ejemplo, cuando el dispositivo médico implantable 106 se implanta por debajo de una pulgada de grasa, la atenuación y desadaptación de la impedancia pueden dar como resultado aproximadamente 6 dB de pérdida de energía. Por lo tanto, a medida que aumentan las pérdidas de tejido, la energía recibida en la antena disminuye significativamente.

40

Además, los componentes del dispositivo médico implantable 106 pueden reducir adicionalmente la energía recibida a través de las señales de radiación de campo lejano 104 que está disponible para administrar estimulación terapéutica. Por ejemplo, se puede esperar que las pérdidas en la antena reduzcan la energía en aproximadamente 5-10 dB, y se puede esperar que las pérdidas en un rectificador reduzcan la energía en aproximadamente 10-20 dB.

45 El diseño eficiente de los componentes del dispositivo médico implantable 106 puede permitir el uso de las señales de radiación de campo lejano 104 para proporcionar energía para la estimulación terapéutica. Por ejemplo, según se explica más adelante, la eficacia de la antena y la red de adaptación se puede aumentar utilizando modelos precisos de simulación del cuerpo humano, maniqués RF (*RF phantoms*), o modelos animales o humanos (ex vivo y/o in vivo) para probar diversos diseños propuestos. En otro ejemplo, se puede aumentar la eficiencia del rectificador enviando 50 las señales de radiación de campo lejano 104 como señales pulsadas, usando diodos *Schottky*, o ambos.

El dispositivo médico implantable 106 puede incluir uno o más rectificadores de voltaje para rectificar las señales de radiación de campo lejano 104 para generar un voltaje rectificado. El dispositivo médico implantable 106 puede incluir uno o más multiplicadores de voltaje configurados para multiplicar las señales de radiación de campo lejano 55 104 recibidas por la antena 110 para proporcionar una señal de voltaje multiplicado. En la forma de realización ilustrada en la figura 1, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje se ilustran como un único componente rectificador/multiplicador 112; sin embargo, en otras formas de realización, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje pueden ser componentes separados. Por ejemplo, el rectificador de voltaje puede incluir, estar incluido dentro, o estar acoplado al multiplicador de voltaje.

En una forma de realización particular, el rectificador de voltaje es un rectificador de múltiples etapas, tal como un rectificador complementario de múltiples etapas. El rectificador de voltaje puede incluir diodos *Schottky*. En una implementación diferente, la funcionalidad de diodo se puede implementar usando dispositivos de semiconductor complementario de óxido metálico (CMOS), tales como un transistor que tiene la puerta y el drenaje cortocircuitados entre sí, un diodo de unión p-n o un diodo *Schottky*. Los diodos *Schottky* generalmente tienen un rendimiento de alta frecuencia y un bajo voltaje de polarización directa. Por ejemplo, los diodos *Schottky* pueden tener un voltaje de polarización directa de 0,4 voltios o menos, 0,15 voltios o menos, o 0,1 voltios o menos a una frecuencia de interés (tal como una frecuencia de las señales de radiación de campo lejano 104). El bajo voltaje de polarización directa del rectificador de voltaje puede permitir la rectificación con menores polarizaciones de entrada que pueden ser deseables para una operación a baja potencia. El bajo voltaje de polarización directa del rectificador de voltaje también puede mejorar la eficiencia de la conversión de energía en el dispositivo médico implantado, ya que se consumirá menos energía polarizando directamente el rectificador de voltaje.

El elemento de almacenamiento de carga 114 puede ser operativo para recibir voltaje rectificado, voltaje multiplicado, o voltaje rectificado y multiplicado y para almacenar carga en respuesta al voltaje recibido. El elemento de almacenamiento de carga 114 puede incluir un condensador, un conjunto de condensadores, una batería recargable, una batería de película delgada, otro elemento de almacenamiento de carga o una combinación de los mismos. El elemento de almacenamiento de carga 114 puede proporcionar energía a otros elementos del dispositivo médico implantable 106.

La unidad de administración de terapia 116 puede ser alimentada por el elemento de almacenamiento de carga 114. La unidad de administración de terapia 116 puede ser operativa para administrar terapia a un tejido objetivo 130 del paciente. Por ejemplo, la unidad de administración de terapia 116 puede incluir un generador de señales que es operativo para aplicar estimulación eléctrica al tejido objetivo 130. En otro ejemplo, la unidad de administración de terapia 116 es una unidad de administración de fármacos que es operativa para administrar un fármaco como terapia para el paciente. El tejido objetivo 130 puede incluir tejido nervioso (por ejemplo, una o más áreas del cerebro, la médula espinal, un nervio craneal u otro nervio), tejido muscular (por ejemplo, un músculo cardíaco) u otro tejido. En una forma de realización particular, el tejido objetivo 130 incluye uno o más de entre un nervio vago, un nervio trigémino, un nervio glossofaríngeo y un nervio hipogloso.

En una forma de realización particular, el elemento de almacenamiento de carga 114 se puede dimensionar o configurar para almacenar solo la carga suficiente para administrar la terapia durante un corto período de tiempo con relación a las baterías típicas de un dispositivo médico implantable. Para fines ilustrativos, el elemento de almacenamiento de carga 114 puede almacenar suficiente carga para administrar la terapia durante un período de 3 días o menos. En otro ejemplo, el elemento de almacenamiento de carga 114 puede almacenar suficiente carga para administrar la terapia durante un período de 24 horas o menos. En otros ejemplos, la carga almacenada por el elemento de almacenamiento de carga 114 es suficiente para administrar la terapia durante un período de 12 horas o menos, durante un período de 6 horas o menos, durante un período de 3 horas o menos, durante un período de 2 horas o menos, durante un período de 1 hora o menos, durante un período de 30 minutos o menos, durante un período de 15 minutos o menos, durante un período de 10 minutos o menos, durante un período de 5 minutos o menos, durante un período de 2 minutos o menos, durante un período de 1 minuto o menos, durante un período de 30 segundos o menos, o incluso durante un período de 15 segundos o menos. En una forma de realización particular, el elemento de almacenamiento de carga 114 almacena suficiente carga para administrar solo un tratamiento único. El tratamiento único puede ser un solo pulso eléctrico, o una ráfaga que incluye una pluralidad de pulsos eléctricos.

Por lo tanto, el dispositivo médico implantable 106 puede ser relativamente pequeño, ya que se reduce el requisito de almacenamiento de energía de gran capacidad. Además, se puede proporcionar energía al dispositivo médico implantable 106 a través de una alimentación de radiación de campo lejano, lo que puede aumentar la conformidad y la movilidad del paciente con respecto al suministro de energía de campo cercano y/o inductivo.

La figura 2 es un diagrama de bloques de una segunda forma de realización particular de un sistema 200 que incluye una segunda forma de realización de un dispositivo médico implantable 206. El dispositivo médico implantable 206 incluye una serie de elementos en común con el dispositivo médico implantable 106 de la figura 1. Por ejemplo, en la forma de realización ilustrada en la figura 2, el dispositivo médico implantable 206 incluye la antena y la red de adaptación 110, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje 112, el elemento de almacenamiento de carga 114 y la unidad de administración de terapia 116, cada uno de los cuales funciona según se explica con referencia a la figura 1.

El dispositivo médico implantable 206 puede incluir un convertidor de corriente continua a corriente continua (CC a CC) 118 acoplado al rectificador de voltaje, acoplado al multiplicador de voltaje, o acoplado al rectificador/multiplicador 112. En un caso, el convertidor de CC a CC 118 puede ser un convertidor elevador utilizado

para aumentar el voltaje. En otro caso, el convertidor de CC a CC 118 puede ser un regulador elevador. El convertidor de CC a CC 118 puede estar configurado para recibir la salida del rectificador, del multiplicador de voltaje o del rectificador/multiplicador 112 al que está acoplado el convertidor de CC a CC 118.

5 El convertidor de CC a CC 118 puede tener una resistencia de entrada relativamente baja y una resistencia de salida relativamente alta, lo que puede facilitar la adaptación de impedancias entre la antena y otros componentes del dispositivo médico implantable 206, tal como el elemento de almacenamiento de carga 114. Por ejemplo, la resistencia de la antena puede ser relativamente baja (por ejemplo, desde unos pocos ohmios hasta aproximadamente 50 ohmios). Una red de adaptación para una adaptación de esta baja resistencia a una resistencia
 10 muy alta (por ejemplo, 1000 ohmios) puede tener grandes pérdidas. El convertidor de CC a CC 118 puede puentear la diferencia entre este desajuste de resistencias proporcionando una resistencia de entrada relativamente baja pero una alta resistencia de salida con alta eficiencia (por ejemplo, aproximadamente 90% o más). Por ejemplo, la alta resistencia de salida puede ser mayor que la baja resistencia de entrada al menos 40 veces, puede ser mayor que la
 15 baja resistencia de entrada en al menos 20 veces, puede ser mayor que la baja resistencia de entrada en al menos 10 veces, puede ser mayor que la baja resistencia de entrada en al menos 6,25 veces, puede ser mayor que la baja resistencia de entrada en al menos 4 veces, puede ser mayor que la baja resistencia de entrada en al menos 3 veces, o puede ser mayor que la baja resistencia de entrada en al menos 2 veces. En una forma de realización particular, la alta resistencia de salida es de aproximadamente 666 K-Ohmios y la baja resistencia de entrada es de aproximadamente 107 K-Ohmios.

20 El convertidor de CC a CC 118 puede mejorar la eficiencia del dispositivo médico implantable 206 con respecto a un dispositivo médico implantable similar que no incluya el convertidor de CC a CC 118 (tal como el dispositivo médico implantable 106 de la figura 1). En particular, el convertidor de CC a CC 118 se puede usar para generar suficiente voltaje para polarizar otros componentes del dispositivo médico implantable 206 (por ejemplo, circuitos CMOS) con
 25 un requisito de voltaje de entrada relativamente bajo. Por ejemplo, al menos uno de entre el multiplicador de voltaje, el elemento de almacenamiento de carga 114, la unidad de administración de terapia 116, una unidad de control (tal como una unidad de control 320 de la figura 4) y el rectificador de voltaje pueden ser un circuito CMOS y el convertidor de CC a CC 118 puede estar configurado para generar voltajes operativos para polarizar el circuito o circuitos CMOS subsiguientes.

30 La figura 3 es un diagrama de bloques de una tercera forma de realización particular de un sistema 300 que incluye una tercera forma de realización de un dispositivo médico implantable 306. El dispositivo médico implantable 306 incluye una serie de elementos en común con el dispositivo médico implantable 206 de la figura 2. Por ejemplo, en la forma de realización ilustrada en la figura 3, el dispositivo médico implantable 306 incluye la antena y la red de
 35 adaptación 110, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje 112, el convertidor de CC a CC 118, el elemento de almacenamiento de carga 114 y la unidad de administración de terapia 116, cada uno de los cuales funciona según se explicó con referencia a las figuras 1 y 2.

En el dispositivo médico implantable 306, la unidad de administración de terapia 116 es un generador de señales
 40 316. El generador de señales 316 puede ser operativo para ser acoplado eléctricamente a uno o más electrodos 318. El(los) electrodo(s) 318 puede(n) estar configurado(s) para ser colocado(s) en proximidad o unido(s) al tejido objetivo 130 del paciente para administrar estimulación eléctrica al tejido objetivo 130. Los electrodos 318 se pueden acoplar directamente al dispositivo médico implantable 106 (es decir, sin cables) o se pueden acoplar al dispositivo médico implantable 106 a través de uno o más cables (no mostrados).

45 En un ejemplo ilustrativo, el dispositivo médico implantable 306 se puede acoplar directamente al (a los) electrodo(s) 318. Por ejemplo, el (los) electrodo(s) 318 pueden ser electrodos de proximidad que están adaptados para ser implantables cerca de una parte del tejido objetivo 130. El dispositivo médico implantable 306 se puede configurar como o se puede acoplar a una envoltura nerviosa 332 que incluye o está acoplada a los electrodos 318. Por
 50 ejemplo, componentes del dispositivo médico implantable 306 (por ejemplo, la antena y la red de adaptación 110, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje 112, el convertidor de CC a CC 118, el elemento de almacenamiento de carga 114, el generador de señales 316, otros componentes, o una combinación de los mismos) pueden estar acoplados a una placa de circuito flexible 334, que puede estar incorporada en o acoplada a la envoltura nerviosa 332. Los electrodos de proximidad se pueden proporcionar en una parte de la envoltura nerviosa
 55 332 que está configurada para hacer contacto con el tejido objetivo 130. Por ejemplo, los electrodos de proximidad pueden estar impresos o aplicados de otro modo a una parte de la envoltura nerviosa 332 o la placa de circuito flexible 334. En otras formas de realización, el dispositivo médico implantable 306 tiene una carcasa de metal (no mostrada) u otra carcasa biológicamente compatible que contiene al menos parcialmente componentes del dispositivo médico implantable 306, tales como la antena y la red de adaptación 110, el rectificador de voltaje y el
 60 multiplicador de voltaje 112, el convertidor de CC a CC 118, el elemento de almacenamiento de carga 114, la unidad de administración de terapia 116, el generador de señales 316, otros componentes, o una combinación de los mismos. Cuando el dispositivo médico implantable 306 tiene una carcasa de metal, la carcasa de metal puede actuar como uno de los electrodos 318.

El generador de señales 316 puede estar adaptado para aplicar la estimulación eléctrica al tejido objetivo 130. Por ejemplo, cuando el tejido objetivo 130 es tejido nervioso, la estimulación eléctrica puede inducir potenciales de acción eferentes, inducir potenciales de acción aferentes, inhibir potenciales de acción intrínsecos o una combinación de los mismos. En otro ejemplo, cuando el tejido objetivo 130 es tejido muscular, la estimulación eléctrica puede causar contracción muscular o puede facilitar la regulación de la contracción muscular.

La figura 4 es un diagrama de bloques de una cuarta forma de realización particular de un sistema 400 que incluye una cuarta forma de realización de un dispositivo médico implantable 406. El dispositivo médico implantable 406 incluye una serie de elementos en común con el dispositivo médico implantable 306 de la figura 3. Por ejemplo, en la forma de realización ilustrada en la figura 4, el dispositivo médico implantable 406 incluye la antena y la red de adaptación 110, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje 112, el convertidor de CC a CC 18, el elemento de almacenamiento de carga 114 y el generador de señales 316, cada uno de los cuales funciona según se explica con referencia a las figuras 1-3. Aunque no se identifica específicamente en la figura 4, los componentes del dispositivo médico implantable 406 pueden estar acoplados a o formados en una placa de circuito flexible, tal como la placa de circuito flexible 334 de la figura 3. Adicionalmente o alternativamente, el dispositivo médico implantable 406 puede incluir, estar acoplado o incorporado dentro de una envoltura nerviosa, tal como la envoltura nerviosa 332 de la figura 3. Alternativamente, el dispositivo médico implantable 406 puede tener una carcasa (no mostrada) hecha de metal u otro material biológicamente compatible. Además, el dispositivo médico implantable 406 puede incluir o estar acoplado a los electrodos 318, que funcionan según se explica con referencia a la figura 3.

El dispositivo médico implantable 406 puede incluir una unidad de control 320. La unidad de control 320 puede ser alimentada por el elemento de almacenamiento de carga 114. La unidad de control 320 puede ser operativa para controlar la administración de la terapia por parte de una unidad de administración de terapia, tal como la unidad de administración de terapia 116 de las figuras 1 y 2 o el generador de señales 316 de las figuras 3 y 4. Por ejemplo, la unidad de control 320 puede controlar parámetros de estimulación terapéutica proporcionada por el generador de señales 316 al tejido objetivo 130. Los parámetros de la estimulación terapéutica pueden incluir una frecuencia de administración de terapia (es decir, un período de tiempo entre tratamientos), un ciclo de trabajo de administración de terapia, una magnitud de administración de terapia (por ejemplo, una cantidad de energía administrada al tejido objetivo 130 durante un tratamiento, una magnitud de voltaje de una señal eléctrica utilizada para administrar la terapia, una magnitud de corriente de la señal eléctrica, o una combinación de las mismas), y un modo de administración de terapia (por ejemplo, un modo de pulso único o un modo de ráfaga que incluye una pluralidad de pulsos). Otros parámetros también pueden ser controlados por la unidad de control 320, tal como una ubicación tratada cuando se puede seleccionar más de un tejido objetivo 130 para el tratamiento; si el tratamiento incluye estimulación eléctrica, administración de un fármaco, otro tratamiento, o una combinación de los mismos; y si las señales eléctricas aplicadas al tejido objetivo 130 inducen señales eferentes, inducen señales aferentes, adaptan el tejido objetivo cerca de un umbral de activación, inhiben señales eferentes o aferentes intrínsecas, etc.

En una forma de realización particular, la unidad de control 320 puede hacer que la estimulación terapéutica a aplicar al tejido objetivo 130 responda a un parámetro detectado del paciente (por ejemplo, una condición, estado o valor asociado con el cuerpo del paciente). Por ejemplo, la unidad de control 320 puede recibir información a través de uno o más de los electrodos 318 o de otro sensor (no mostrado), y puede controlar la aplicación de estimulación terapéutica en base a la información recibida. La estimulación terapéutica que se basa en o responde al parámetro detectado del paciente puede incluir estimulación "activa", "reactiva", "de ciclo cerrado", "con retro-alimentación" o "activada".

En otra forma de realización, la unidad de control 320 puede hacer que la estimulación terapéutica se aplique al tejido objetivo 130 sin detectar un parámetro del paciente. Por ejemplo, la unidad de control 320 puede hacer que el generador de señales 316 aplique una serie de pulsos eléctricos al tejido objetivo 130 periódicamente, intermitentemente, o continuamente a lo largo del día, o según otro programa predeterminado (por ejemplo, un programa circadiano u otro ciclo de tratamiento predeterminado). Este tipo de estimulación puede incluir estimulación "pasiva", "periódica", "continua", "de ciclo abierto", "sin retro-alimentación" o "profiláctica".

En otra forma de realización, la unidad de control 320 puede hacer que la estimulación terapéutica a aplicar al tejido objetivo 130 sea en respuesta a las señales de radiación de campo lejano 104 o señales de control inalámbricas. Por ejemplo, la unidad de control 320 puede hacer que el generador de señales 316 aplique una serie de pulsos eléctricos al tejido objetivo 130 de acuerdo con un programa predeterminado durante o después de recibir las señales de radiación de campo lejano 104 o señales de control inalámbricas. Para fines ilustrativos, cuando se reciben las señales de radiación de campo lejano 104 o señales de control inalámbricas, la recepción de las señales de radiación de campo lejano 104 o señales de control inalámbricas puede hacer que la unidad de control 320 inicie la estimulación terapéutica sin retardo o de acuerdo con un retardo predeterminado. Este tipo de estimulación se puede denominar estimulación "controlada externamente". En el caso de que las señales de radiación de campo

lejano 104 se utilicen para suministrar energía de forma inalámbrica al dispositivo médico implantable 406, el dispositivo médico implantable 406 puede administrar terapia cuando se recibe un suministro de energía suficiente.

- En otra forma de realización, la unidad de control 320 puede utilizar una combinación de estimulación activa, pasiva y controlada externamente. Por ejemplo, en respuesta a la recepción de las señales de radiación de campo lejano 104, la unidad de control 320 puede iniciar la estimulación en respuesta a un parámetro detectado del paciente (por ejemplo, detectar uno o más parámetros del paciente y aplicar la estimulación en respuesta a uno o más parámetros detectados del paciente).
- 10 La figura 5 es un diagrama de bloques de una quinta forma de realización particular de un sistema 500 que incluye una quinta forma de realización de un dispositivo médico implantable 506. El dispositivo médico implantable 506 incluye una serie de elementos en común con el dispositivo médico implantable 406 de la figura 4. Por ejemplo, en la forma de realización ilustrada en la figura 5, el dispositivo médico implantable 506 incluye la antena y la red de adaptación 110, el rectificador de voltaje y el multiplicador de voltaje 112, el regulador elevador 118, el elemento de almacenamiento de carga 114, el generador de señales 316 y la unidad de control 320, cada uno de los cuales funciona según se explica con referencia a una o más de las figuras 1-4. Aunque no se identifica específicamente en la figura 5, los componentes del dispositivo médico implantable 506 pueden estar acoplados a o formados en una placa de circuito flexible, tal como la placa de circuito flexible 334 de la figura 3. Adicionalmente o alternativamente, el dispositivo médico implantable 506 puede incluir, estar acoplado a o estar incorporado dentro de una envoltura nerviosa, tal como la envoltura nerviosa 332 de la figura 3. Alternativamente, el dispositivo médico implantable 506 puede tener una carcasa (no mostrada) hecha de metal u otro material biológicamente compatible. Además, el dispositivo médico implantable 506 puede incluir o estar acoplado a los electrodos 318, que funcionan según se explica con referencia a la figura 3.
- 15 El dispositivo médico implantable 506 puede incluir un detector de umbral 322 acoplado al elemento de almacenamiento de carga 114. El detector de umbral 322 puede estar configurado para determinar cuando la carga almacenada en el elemento de almacenamiento de carga 114 satisface un umbral de carga. El detector de umbral 322 puede proporcionar una indicación a la unidad de control 320 cuando se satisface el umbral de carga. La unidad de control 320 puede controlar la administración de la terapia por parte de la unidad de administración de terapia (por ejemplo, el generador de señales 316) en respuesta a la indicación procedente del detector de umbral 322. Por ejemplo, la unidad de control 320 puede hacer que el generador de señales 316 administre la terapia en respuesta a la recepción de una indicación de que se satisface el umbral de carga.
- 20 El umbral de carga se puede establecer en base a un requisito de energía del dispositivo médico implantable 506 para administrar la estimulación terapéutica. En una forma de realización particular, el umbral de carga se puede establecer de acuerdo con una cantidad de carga necesaria para administrar un tratamiento (es decir, una única dosis o instancia de estimulación terapéutica) al tejido objetivo 130. En una forma de realización particular, el dispositivo médico implantable 506 tiene un requisito de energía de 100 micro-watios o menos para administrar un tratamiento (es decir, una única dosis o instancia de estimulación terapéutica). El dispositivo médico implantable 506 puede tener un requisito de energía de 50 micro-watios o menos, 20 micro-watios o menos, o 10 micro-watios o menos para administrar un tratamiento. El umbral de carga se puede satisfacer cuando el elemento de almacenamiento de carga 114 tiene carga suficiente para satisfacer el requisito de energía para un número predeterminado de tratamientos (por ejemplo, un solo tratamiento).
- 25 En una forma de realización, un ciclo de trabajo de la terapia se puede controlar por medio de un ciclo de trabajo de suministro de energía desde la fuente de alimentación externa (por ejemplo, el transmisor de campo lejano 102). Por ejemplo, el transmisor de campo lejano 102 puede transferir energía de forma periódica u ocasional al dispositivo médico implantable 506 de acuerdo con un ciclo de trabajo asociado con el transmisor de campo lejano 102. Al menos una parte de la energía puede ser almacenada por el elemento de almacenamiento de carga 114. El detector de umbral 322 puede determinar cuándo el elemento de almacenamiento de carga 114 ha obtenido carga suficiente para satisfacer el umbral de carga. En respuesta a la satisfacción del umbral de carga, la unidad de control 320 puede hacer que se suministre energía a través de la unidad de administración de terapia 116 (o el generador de señales 316) para administrar terapia al tejido objetivo 130.
- 30 En otra forma de realización, el umbral de carga se puede establecer de acuerdo con una cantidad de carga necesaria para administrar más de un tratamiento, tal como una serie de tratamientos especificados para una cantidad de tiempo particular, tal como al menos 3 días, al menos 1 día, al menos 12 horas, al menos 6 horas, al menos 3 horas, al menos 2 horas, al menos 1 hora, al menos 30 minutos, al menos 15 minutos, al menos 10 minutos, al menos 5 minutos, al menos 2 minutos, al menos 1 minuto, al menos 30 segundos, al menos 15 segundos, al menos 10 segundos, o menos de 10 segundos. En esta forma de realización, el dispositivo médico implantable 506 puede incluir una lógica de control, tal como la unidad de control 320, que controla la aplicación de la terapia. Por ejemplo, la unidad de control 320 puede controlar los parámetros de la terapia tales como la

temporización, el ciclo de trabajo, la amplitud de la corriente, la amplitud del voltaje y la frecuencia de las señales aplicadas al tejido objetivo 130.

En una forma de realización particular, la unidad de control 320 puede ser programable mientras se implanta el dispositivo médico implantable 506 en un paciente. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable 506 puede incluir un receptor 530 acoplado a la antena. El receptor 530 también puede estar acoplado a la unidad de control 320, al detector de umbral 322 o a ambos. El receptor 530 puede estar configurado para recibir datos de parámetros de terapia procedentes de una fuente externa. Por ejemplo, los datos de parámetros de terapia pueden recibirse a través de la modulación de las señales de radiación de campo lejano 104 procedentes del transmisor de campo lejano 102. Los datos de parámetros de terapia pueden especificar parámetros de la terapia a administrar al paciente. El receptor 530 puede proporcionar los datos de parámetros de terapia recibidos a la unidad de control 320 o al detector de umbral 322 para programar los parámetros de la terapia a administrar al paciente. Los datos de parámetros de terapia pueden especificar, por ejemplo, una frecuencia de administración de terapia, un ciclo de trabajo de administración de terapia, una magnitud de administración de terapia, un modo de administración de terapia o una combinación de los mismos. Los modos disponibles de administración de terapia pueden incluir un modo de pulso único y un modo de ráfaga. En el modo de ráfaga, la terapia se administra a través de una o más ráfagas, en el que cada ráfaga incluye una pluralidad de pulsos. Alternativamente o adicionalmente, los datos de parámetros de terapia pueden especificar un umbral de carga a aplicar por el detector de umbral. Por ejemplo, para modificar una cantidad de energía a aplicar por el generador de señales 316 al tejido objetivo 130 durante un tratamiento único, el umbral de carga se puede modificar de modo que el umbral de carga modificado se satisfaga cuando el elemento de almacenamiento de carga 114 almacena suficiente carga para proporcionar el tratamiento único.

En una forma de realización particular, el dispositivo médico implantable 506 puede usar una retro-dispersión para transmitir datos al transmisor de campo lejano 102 u otro dispositivo. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable 506 puede modular la energía retro-dispersada de una manera que puede ser detectada por un dispositivo externo al paciente, tal como el transmisor de campo lejano 102. En una forma de realización particular, tal como cuando el transmisor de campo lejano 102 proporciona continuamente energía al dispositivo médico implantable 506, se puede usar una retro-dispersión de tercer orden para enviar información desde el dispositivo médico implantable 506 a un dispositivo externo. Para la retro-dispersión de tercer orden, se pueden usar componentes no lineales del dispositivo médico implantable 506 para generar un componente armónico de frecuencia de tercer orden cuando son expuestos a la energía de una frecuencia particular. Por ejemplo, se pueden usar uno o más diodos como componentes no lineales. En este ejemplo, los diodos pueden ser componentes separados o se pueden usar diodos del rectificador/multiplicador de voltaje 112 para generar el componente armónico de frecuencia de tercer orden. Los componentes armónicos de frecuencia de tercer orden se pueden modular o mejorar para permitir la generación de un componente de frecuencia que está muy alejado de una frecuencia fundamental de la señal de radiación de campo lejano 104. Por ejemplo, se puede usar un circuito resonante de alta calidad que es resonante en torno a la frecuencia de tercer orden para mejorar la generación de este componente armónico de frecuencia de tercer orden por el componente no lineal. En otra implementación, se puede usar un amplificador de alta frecuencia/radiofrecuencia, que puede ser de banda estrecha en torno al componente armónico de frecuencia de tercer orden, solo o en combinación con el circuito resonante de alta calidad ajustado, para mejorar y amplificar el componente armónico de frecuencia de tercer orden. Por lo tanto, un receptor externo (del transmisor de campo lejano 102 o de otro dispositivo externo al paciente) puede ser capaz de ajustarse al componente de frecuencia de tercer orden sin ser saturado por la frecuencia fundamental, porque el componente de frecuencia de tercer orden está lo suficientemente alejado de la frecuencia fundamental de modo que la transmisión de energía y la transmisión de datos se pueden producir al mismo tiempo (por ejemplo, sin duplexación por división de tiempo de la transmisión de energía y la transmisión de datos). Debido a que los componentes no lineales del dispositivo médico implantable 506 generan de forma natural armónicos de tercer orden, la modulación de dichos componentes para enviar información desde el dispositivo médico implantable 506 al dispositivo externo puede utilizar poca energía adicional o ninguna.

Las figuras 6 y 7 ilustran formas de realización en las que se proporciona un dispositivo médico implantable con al menos una parte de su energía operativa procedente de dos o más transmisores de campo lejano de forma simultánea o concurrente. Por ejemplo, un primer transmisor de campo lejano 602 puede proporcionar energía al dispositivo médico implantable por medio de primeras señales de radiación de campo lejano 604 en una primera banda de frecuencia, y un segundo transmisor de campo lejano 603 puede proporcionar energía de forma simultánea o concurrente al dispositivo médico implantable por medio de segundas señales de radiación de campo lejano 605 en una segunda banda de frecuencia.

Con referencia a la figura 6, se muestra un diagrama de bloques de una sexta forma de realización particular de un sistema 600 que incluye una sexta forma de realización de un dispositivo médico implantable 606. El dispositivo médico implantable 606 incluye múltiples antenas, que incluyen una primera antena 610, una segunda antena 611 y posiblemente una o más antenas adicionales (no mostradas). El dispositivo médico implantable 606 también puede

incluir una o más redes de adaptación asociadas con una o más de las antenas, tal como una primera red de adaptación 612 asociada con la primera antena 610, una segunda red de adaptación 613 asociada con la segunda antena 611, y posiblemente una o más redes de adaptación adicionales (no mostradas) asociadas con otras antenas (no mostradas).

5

En una forma de realización particular, cada antena 610, 611 y/o cada red de adaptación 612, 613 puede estar configurada o ajustada para operar a una frecuencia o banda de frecuencia particular. Por ejemplo, la primera antena 610 y/o la primera red de adaptación 612 se pueden configurar o ajustar para recibir señales de radiación de campo lejano en una primera banda de frecuencia que incluye una frecuencia de las primeras señales de radiación de campo lejano 604. La segunda antena 611 y/o la segunda red de adaptación 613 se pueden configurar o ajustar para recibir señales de radiación de campo lejano en una segunda banda de frecuencia que incluye una frecuencia de las segundas señales de radiación de campo lejano 605. Por ejemplo, la primera y segunda bandas de frecuencia pueden estar centradas en las siguientes frecuencias: aproximadamente 433MHz y 900MHz, respectivamente, aproximadamente 433MHz y 2,4GHz, respectivamente, aproximadamente 433MHz y 5,8GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 2,4GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 5,8GHz, respectivamente, y aproximadamente 2,4GHz y 5,8GHz, respectivamente. Las primeras señales de radiación de campo lejano 604 y las segundas señales de radiación de campo lejano 605 pueden incluir al menos una parte de las señales que se transmiten concurrentemente, o se pueden transmitir de forma intercalada. Cuando están presentes otras antenas o redes de adaptación, éstas pueden ser configuradas o ajustadas para recibir señales de radiación de campo lejano en la primera banda de frecuencia, en la segunda banda de frecuencia, en otra primera banda de frecuencia, o en una combinación de las mismas. Por lo tanto, cuando los límites de exposición u otras limitaciones de transmisión de radiofrecuencia (por ejemplo, regulaciones FCC y/o FDA) limitan la potencia de transmisión a una frecuencia en particular, se puede utilizar más de una frecuencia para la transferencia de energía de radiación de campo lejano.

25 El dispositivo médico implantable 606 también puede incluir uno o más rectificadores. Cada rectificador puede estar asociado con una antena particular. Por ejemplo, un primer rectificador 614 puede estar asociado con la primera antena 610 y la primera red de adaptación 612, un segundo rectificador 615 puede estar asociado con la segunda antena 611 y la segunda red de adaptación 613, y posiblemente uno o más rectificadores adicionales (no mostrados) puede estar asociados con otras antenas y redes de adaptación (no mostradas). En otra configuración, un rectificador, tal como el primer rectificador 614, puede estar asociado con múltiples antenas. Por ejemplo, el primer rectificador 614 puede estar acoplado con un conjunto de antenas (de las cuales la primera antena 610 es una antena representativa) que están configuradas o ajustadas para recibir las primeras señales de radiación de campo lejano 604, y el segundo rectificador 615 puede estar acoplado a un conjunto de antenas (de las cuales la segunda antena 611 es una antena representativa) que están configuradas o ajustadas para recibir las segundas señales de radiación de campo lejano 605.

40 Cuando el dispositivo médico implantable 606 incluye múltiples rectificadores, tales como el primer rectificador 614 y el segundo rectificador 615, los rectificadores 614, 615 se pueden acoplar a una red aditiva 616. La red aditiva 616 puede combinar la corriente continua (CC) de salida de los rectificadores 614, 615 y proporcionar la salida combinada de CC a otra circuitería de alimentación y/o control, representada en la figura 6 como circuitos de energía y control 618 de dispositivos médicos implantables (IMD).

45 La circuitería de alimentación y control 618 del IMD puede incluir cualquier combinación de modificación de energía, almacenamiento de energía, control de IMD, terapia y circuitos de detección según se describió anteriormente con referencia a las figuras 1-5 o según se describe posteriormente con referencia a las figuras 7 y 8. Por ejemplo, la circuitería de alimentación y control 618 del IMD puede incluir un multiplicador de voltaje (o los rectificadores pueden ser unidades de rectificador/multiplicador según se describe con referencia a las figuras 1-5), un convertidor de CC a CC (tal como el convertidor de CC a CC 118 de las figuras 2-5), un elemento de almacenamiento de carga (tal como el elemento de almacenamiento de carga 114 de las figuras 1-5), una unidad de administración de terapia (tal como la unidad de administración de terapia 116 de las figuras 1 y 2), un generador de señales (tal como el generador de señales 316 de las figuras 3-5), una unidad de control (tal como la unidad de control 320 de las figuras 4 y 5), un detector de umbral (tal como el detector de umbral 322 de la figura 5), una circuitería de sensor (tal como el circuito de sensor 816 de la figura 8), otros componentes, o una combinación de los mismos. Aunque no se identifica específicamente en la figura 6, los componentes del dispositivo médico implantable 606 pueden estar acoplados a o formados en una placa de circuito flexible, tal como la placa de circuito flexible 334 de la figura 3. Adicionalmente o 55 alternativamente, el dispositivo médico implantable 606 puede incluir, estar acoplado a o estar incorporado dentro de una envoltura nerviosa, tal como la envoltura nerviosa 332 de la figura 3. Alternativamente, el dispositivo médico implantable 606 puede tener una carcasa (no mostrada) hecha de metal u otro material biológicamente compatible. Además, el dispositivo médico implantable 606 puede incluir o estar acoplado a los electrodos 318, que funcionan 60 según se explica con referencia a la figura 3.

El dispositivo médico implantable 606 también puede incluir uno o más receptores (no mostrados en la figura 6), tales como el receptor 530 de la figura 5. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable 606 puede incluir un único

receptor acoplado a una o más de las antenas 610, 611. Para fines ilustrativos, un primer receptor puede estar acoplado a la primera antena 610, o el primer receptor puede estar acoplado a la primera antena 610, a la segunda antena 611, y posiblemente a una o más antenas adicionales, cuando hay antenas adicionales. En este ejemplo ilustrativo, el primer receptor puede ser un receptor multi-banda capaz de recibir datos transmitidos en diversas
 5 bandas de frecuencia. Alternativamente, el primer receptor puede ser ajustado de manera que el primer receptor pueda recibir datos a través de una banda de frecuencia a la vez y puede ser ajustado (por ejemplo, por una unidad de control) para seleccionar una banda de frecuencia en particular. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable 606 puede incluir múltiples receptores. Para fines ilustrativos, un primer receptor puede estar acoplado a la primera antena 610 y un segundo receptor puede estar acoplado a la segunda antena 611. En este ejemplo
 10 ilustrativo, el primer receptor se puede configurar o ajustar para recibir datos a través de una primera banda de frecuencia correspondiente a la frecuencia de las primeras señales de radiación de campo lejano 604, y un segundo receptor se puede configurar o ajustar para recibir datos a través de una segunda banda de frecuencia correspondiente a la frecuencia de las segundas señales de radiación de campo lejano 605.

15 Con referencia a la figura 7, se muestra un diagrama de bloques de una séptima forma de realización particular de un sistema 700 que incluye una séptima forma de realización de un dispositivo médico implantable 706. El dispositivo médico implantable 706 incluye una o más antenas multi-banda, tal como una antena multi-banda 710. El dispositivo médico implantable 706 también puede incluir una o más redes de adaptación multi-banda con las antenas multi-banda 712, tal como una red de adaptación multi-banda 712. La antena multi-banda 710 y/o la red de
 20 adaptación multi-banda 712 pueden ser configuradas o ajustadas para funcionar a múltiples frecuencias o bandas de frecuencia. Por ejemplo, la antena multi-banda 710 y/o la red de adaptación multi-banda 712 pueden ser configuradas o ajustadas para recibir señales de radiación de campo lejano en una primera banda de frecuencia que incluye la frecuencia de las primeras señales de radiación de campo lejano 604 y en una segunda banda de frecuencia que incluye la frecuencia de las segundas señales de radiación de campo lejano 605. Por ejemplo, la
 25 primera y la segunda bandas de frecuencia pueden estar centradas en las siguientes frecuencias: aproximadamente 433MHz y 900MHz, respectivamente, aproximadamente 433MHz y 2,4GHz, respectivamente, aproximadamente 433MHz y 5,8GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 2,4GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 5,8GHz, respectivamente, y aproximadamente 2,4GHz y 5,8GHz, respectivamente. Las primeras señales de radiación de campo lejano 604 y las segundas señales de radiación de campo lejano 605 pueden incluir al menos
 30 una parte de las señales que se transmiten concurrentemente, o se pueden transmitir de forma intercalada. Por lo tanto, cuando los límites de exposición u otras limitaciones de transmisión de radiofrecuencia (por ejemplo, las regulaciones FCC) limitan la potencia de transmisión a una frecuencia particular, se puede usar más de una frecuencia para la transferencia de energía de radiación de campo lejano.

35 El dispositivo médico implantable 706 también puede incluir uno o más rectificadores, tal como un rectificador 714 acoplado a la antena multi-banda 710 y la red de adaptación multi-banda 712. La salida de corriente continua (CC) del rectificador 714 puede ser proporcionada a la circuitería de control y alimentación 618 del dispositivo médico implantable (IMD). Según se explicó anteriormente, la circuitería de control y alimentación 618 del IMD puede incluir cualquier combinación de modificación de energía, almacenamiento de energía, control del IMD, circuitería de
 40 terapia y detección según se describe anteriormente con referencia a las figuras 1-6 o según se describe posteriormente con referencia a la figura 8. El dispositivo médico implantable 706 puede incluir, estar acoplado a o estar incorporado dentro de una envoltura nerviosa, tal como la envoltura nerviosa 332 de la figura 3. Alternativamente, el dispositivo médico implantable 706 puede tener una carcasa (no mostrada) hecha de metal u otro material biológicamente compatible. Además, el dispositivo médico implantable 706 puede incluir o estar
 45 acoplado a los electrodos 318, que funcionan según se explica con referencia a la figura 3.

El dispositivo médico implantable 706 también puede incluir uno o más receptores (no mostrados en la figura 7), tal como el receptor 530 de la figura 5. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable 706 puede incluir un receptor multi-banda capaz de recibir datos transmitidos en diversas bandas de frecuencia acoplado a la antena multi-banda
 50 710. Alternativamente, el receptor puede ser ajustable de modo que el receptor pueda recibir datos a través de una banda de frecuencia a la vez y puede ser ajustado (por ejemplo, por una unidad de control) para seleccionar una banda de frecuencia particular. En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable 706 puede incluir múltiples receptores. Para fines ilustrativos, un primer receptor y un segundo receptor pueden estar acoplados a la antena multi-banda 710. El primer receptor se puede configurar o ajustar para recibir datos a través de una primera banda
 55 de frecuencia correspondiente a la frecuencia de las primeras señales de radiación de campo lejano 604, y el segundo receptor se puede configurar o ajustar para recibir datos a través de una segunda banda de frecuencia correspondiente a la frecuencia de las segundas señales de radiación de campo lejano 605.

Por lo tanto, los dispositivos médicos implantables 606 y 706 son capaces de recibir señales de radiación de campo
 60 lejano procedentes de múltiples transmisores de campo lejano 602, 604. Las señales de radiación de campo lejano 604, 605 pueden estar en la misma banda de frecuencia, en diferentes bandas, o en bandas de frecuencia superpuestas. El uso de múltiples antenas puede permitir una mayor recepción de energía. El uso de múltiples bandas de frecuencia puede permitir una mayor transferencia de energía. Por ejemplo, proporcionar antenas

configuradas para recibir dos o más bandas de frecuencia diferentes puede permitir un aumento en la potencia global de transmisión a los dispositivos médicos implantables 606, 706 ya que se puede aplicar una restricción de potencia de transmisión a cada banda por separado. Para fines ilustrativos, cuando cada banda de frecuencia está limitada a 1 vatio de potencia de transmisión, se pueden usar dos bandas de frecuencia para transmitir 5 aproximadamente 2 vatios de potencia.

La figura 8 es un diagrama de bloques de una octava forma de realización particular de un sistema 800 que incluye un dispositivo médico implantable 806 y uno o más transmisores de campo lejano 802. Los transmisores de campo lejano 802 y antena(s) 810 pueden incluir cualquier combinación de transmisores y antenas descrita anteriormente con referencia a las figuras 1-7. Por ejemplo, se puede usar un solo transmisor de campo lejano y una sola antena. En otro ejemplo, se pueden usar múltiples transmisores de campo lejano con una sola antena. En otro ejemplo más, se pueden usar múltiples transmisores de campo lejano con múltiples antenas. En otro ejemplo más, se puede usar un solo transmisor de campo lejano con múltiples antenas. La(s) antena(s) 810 pueden estar acopladas o pueden incluir una o más redes de adaptación (no mostradas). Adicionalmente, la(s) antena(s) 810 pueden estar acopladas a uno o más rectificadores 814 que proporcionan una salida de CC a la circuitería de alimentación y control 618 del 10 IMD.

El dispositivo médico implantable 806 también incluye la circuitería de sensor 816. La circuitería de sensor 816 puede ser alimentada por un elemento de almacenamiento de carga de la circuitería de control y alimentación 618 del IMD. La circuitería de sensor 816 puede estar configurada para recibir un estímulo y generar una salida digital o analógica correspondiente al estímulo. El estímulo puede ser eléctrico, óptico, magnético, químico o físico. Por ejemplo, el estímulo puede corresponder a o ser indicativo de la presencia o concentración de una sustancia química, como una sustancia química que se produce naturalmente dentro del cuerpo de un paciente (por ejemplo, un neurotransmisor, una hormona, oxígeno en sangre, un producto metabólico, etc.) o un producto químico extraño (por ejemplo, un fármaco). En otro ejemplo, el estímulo puede corresponder a o ser indicativo de la presencia u otras características de una señal eléctrica, tal como una señal eléctrica que se produce naturalmente (por ejemplo, un potencial de acción endógeno) o una señal eléctrica inducida (por ejemplo, un potencial de acción inducido). En otro ejemplo más, el estímulo puede corresponder a o ser indicativo de la presencia u otras características de una función o parámetro físico, tal como un movimiento del cuerpo o una parte del cuerpo, frecuencia respiratoria, 25 frecuencia del pulso, presión arterial, temperatura corporal, etc.

La salida de la circuitería de sensor 816 puede ser proporcionada a la circuitería de alimentación y control 618 del IMD. La circuitería de alimentación y control 618 del IMD puede utilizar la salida como respuesta (o retro-alimentación) relacionada con una terapia proporcionada por el dispositivo médico implantable 806. Por ejemplo, cuando el dispositivo médico implantable 806 aplica una estimulación u otra terapia al tejido objetivo 130, los electrodos 818 se pueden usar para detectar el estímulo o una respuesta del cuerpo al estímulo y para enviar información a la circuitería de sensor 816. La circuitería de sensor 816 puede enviar la salida a la circuitería de control y alimentación 618 del IMD, y la circuitería de control y alimentación 618 del IMD puede ajustar la estimulación u otra terapia en base a un valor de la salida. 35

En una forma de realización particular, la información descriptiva de la salida de la circuitería de sensor 816, tal como un valor lógico o numérico, puede ser transmitida por el dispositivo médico implantable 806 a un dispositivo externo. Por ejemplo, la circuitería de control y alimentación 618 del IMD puede procesar la salida de la circuitería de sensor 816 para determinar la información a transmitir al dispositivo externo. Se pueden usar uno o más componentes no lineales de la circuitería de alimentación y control 618 del IMD para modular la retro-dispersión de las señales de radiación de campo lejano 804 para transmitir la información al dispositivo externo, según se describe con referencia a la figura 5. 40

En una forma de realización particular, el dispositivo médico implantable 806 no incluye una unidad de administración de terapia y solo se usa para recopilar y transmitir datos detectados del cuerpo del paciente. Por lo tanto, las señales de radiación de campo lejano 802 se pueden usar para alimentar un dispositivo médico implantable que sea un sensor o se use principalmente como un sensor. 50

Además de las formas de realización específicas ilustradas en las figuras 1-8, se prevén otras formas de realización y variaciones. Por ejemplo, componentes de cualquiera de los dispositivos médicos implantables 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706 y 806 pueden estar acoplados a o formados en una placa de circuito flexible, tal como la placa de circuito flexible 334 de la figura 3. Para fines ilustrativos, una o más antenas, una o más redes de adaptación, uno o más multiplicadores de voltaje, uno o más rectificadores, uno o más convertidores CC a CC, uno o más elementos de almacenamiento de carga, una o más unidades de administración de terapia, una o más unidades de control, uno o más generadores de señal, uno o más receptores, uno o más detectores de umbral, circuitería de sensor, o una combinación de los mismos, pueden estar integrados en la placa de circuito flexible 334. 60

Adicionalmente o alternativamente, cualquiera de los dispositivos médicos implantables 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706 y 806 puede incluir, estar acoplado a o estar incorporado o alojado dentro de una caja 532 de la figura 5. La caja 532 puede ser flexible, tal como la envoltura nerviosa 332 de la figura 3, o puede ser una carcasa sustancialmente rígida, herméticamente sellada. La caja 532 puede alojar o alojar parcialmente uno o más de los
 5 otros componentes, tales como una o más antenas, una o más redes de adaptación, uno o más receptores, uno o más rectificadores, uno o más multiplicadores de voltaje, uno o más convertidores CC a CC, uno o más elementos de almacenamiento de carga, uno o más detectores de umbral, una o más unidades de administración de terapia, circuitería de sensor, o una combinación
 10 de los mismos. Para mejorar la transferencia de energía al dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706 u 806, la caja 532 puede estar hecha al menos parcialmente de un material transparente a la radiofrecuencia (RF). El material transparente a la RF se puede seleccionar para que no atenúe o degrade señales de alta frecuencia, tales como las señales de radiación de campo lejano 104. Además, el material transparente a la RF se puede seleccionar para que sea biocompatible y sellable herméticamente. Ejemplos de materiales adecuados incluyen materiales cerámicos (tales como cerámica cocida a baja temperatura (LTCC), alúmina, etc.), polímeros de cristal líquido, poliimidadas, plásticos y poliuretanos termoplásticos a base de poliéter (TPU) (por ejemplo, Tecothane ©
 15 TPU).

En una forma de realización particular, la caja 532 puede estar hecha de un material que tiene un valor de permitividad que da como resultado una pequeña, reducida o mínima pérdida de reflexión límite de impedancia entre
 20 la caja 532 y una capa de tejido del paciente. En una forma de realización particular, la caja 532 puede estar hecha de un material seleccionado de manera que, en conjunto, las propiedades eléctricas del material (por ejemplo, conductividad, permitividad, permeabilidad) reducen o minimizan las pérdidas totales de energía debido a todos los efectos, incluyendo atenuación, reflejos límite de impedancia/dieléctricos, resonancia dieléctrica, corrientes de Foucault, etc.

En una forma de realización particular, las dimensiones de la carcasa 532 (por ejemplo, longitud, anchura, y/o espesor) se pueden seleccionar para que proporcione una transferencia de energía eficiente. Por ejemplo, las
 25 dimensiones de la caja 532 se pueden seleccionar para permitir el uso de un diseño de antena eficiente. Para fines ilustrativos, la caja 532 puede tener una longitud o área de al menos un lado que se selecciona para su acoplamiento a o alojamiento de una antena con una longitud o área que permita una ganancia de antena aceptable mientras se mantiene la flexibilidad para la colocación del dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506,
 30 606, 706, 806.

Una ubicación de implantación del dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 se puede
 35 seleccionar en base al menos en parte a proporcionar una transferencia de energía eficiente. Por ejemplo, una profundidad de implantación más superficial puede dar como resultado una menor atenuación basada en la absorción del tejido, proporcionando de este modo una eficiencia de transferencia de energía mejorada en relación con una mayor profundidad de implantación. También se pueden considerar las propiedades dieléctricas de tejidos específicos que rodearán el dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806. Por ejemplo, una
 40 mayor permitividad de los tejidos específicos puede dar como resultado mayores ganancias para las antenas eléctricamente pequeñas pero una mayor absorción de las ondas electromagnéticas en los tejidos, y una menor conductividad puede dar como resultado una menor absorción de las ondas electromagnéticas en los tejidos.

Además de estar diseñado para una transferencia de energía eficiente, el dispositivo médico implantable 106, 206,
 45 306, 406, 506, 606, 706, 806 se puede diseñar para reducir la energía consumida en la administración de terapia. Por ejemplo, los parámetros de la terapia también pueden ser controlados (por ejemplo, por la unidad de control 320) o configurados para reducir el consumo de energía. Para fines ilustrativos, se puede considerar una curva de duración de la resistencia de las fibras nerviosas a estimular para permitir un consumo de energía reducido. La curva de duración de la resistencia es una relación entre la corriente y el ancho de pulso de una señal terapéutica. Cuando
 50 se aplica la estimulación a una fibra nerviosa utilizando la señal terapéutica, a medida que disminuye la duración del estímulo, la corriente aplicada debe aumentar para llevar la fibra nerviosa a un potencial de umbral. La corriente y el ancho de pulso de la señal terapéutica se pueden seleccionar para proporcionar energía a la fibra nerviosa de forma eficiente.

El dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 también puede o, como alternativa, reducir
 55 el consumo de energía teniendo en cuenta un ritmo circadiano del paciente. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 puede proporcionar estimulaciones más frecuentes, de mayor ciclo de trabajo, mayor frecuencia y/o mayor amplitud en los momentos en que es más probable que el paciente tenga una convulsión y una estimulación de consumo de energía menos intenso, menos frecuente y/o menor cuando
 60 es menos probable que el paciente tenga una convulsión (por ejemplo, según el historial personal del paciente).

En otro ejemplo, el dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 puede administrar una estimulación en respuesta a un valor detectado. Por ejemplo, un sensor (tal como la circuitería de sensor 816 u otro

sensor) puede detectar un parámetro de paciente asociado con el paciente y puede proporcionar un valor detectado al dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806, ya sea directamente o a través del transmisor de campo lejano 102. El parámetro del paciente puede incluir, por ejemplo, un parámetro asociado con una convulsión, tal como una respuesta convulsiva de base cardíaca, un potencial de acción nervioso o una
 5 respuesta convulsiva de base EEG. También o alternativamente se pueden detectar otros valores y se puede administrar una estimulación en respuesta al valor o valores detectados.

En otro ejemplo, se pueden seleccionar o configurar circuitos o firmware para mejorar la eficiencia del dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806. Para fines ilustrativos, la unidad de control 320 puede
 10 incluir un microcontrolador. El microcontrolador puede usar un modo de energía reducida, tal como un modo de suspensión, para reducir el consumo de energía por la unidad de control 320. Por ejemplo, el microcontrolador se puede poner en modo de suspensión mientras se aplica la estimulación al tejido objetivo 130. Para fines ilustrativos, el microcontrolador se puede reactivar (es decir, salir del modo de suspensión) para iniciar la aplicación de la estimulación, y luego volver al modo de suspensión. El microcontrolador puede volver a activarse al final de un
 15 período de estimulación para finalizar la aplicación de la estimulación. Como un ejemplo ilustrativo más específico, el detector de umbral 322 puede ser operable para detectar un umbral de inicio y un umbral de suspensión. El umbral de inicio se puede satisfacer cuando el elemento de almacenamiento de carga 114 almacena suficiente carga para administrar el tratamiento. El umbral de suspensión corresponde a una cantidad de energía que es suficiente para operar uno o más componentes del dispositivo médico implantable hasta la próxima vez que se espera que se reciba
 20 energía procedente del transmisor de campo lejano. Por ejemplo, el umbral de suspensión se puede establecer para permitir la operación continuada de uno o más sensores o del receptor 530 entre los tiempos de activación de las señales de radiación de campo lejano 104. El umbral de suspensión se puede satisfacer cuando la carga almacenada por el elemento de almacenamiento de carga 114 disminuye en una cantidad predeterminada desde el umbral de inicio o hasta un valor predeterminado. En este ejemplo ilustrativo, el microcontrolador se puede reactivar
 25 e iniciar la aplicación de la estimulación en respuesta al detector de umbral 322 cuando indica que se satisface el umbral de inicio. El microcontrolador puede entonces entrar en suspensión hasta que el detector de umbral 322 indique que se satisface el umbral de suspensión, en cuyo momento el microcontrolador se puede reactivar para finalizar la aplicación de la estimulación.

Aunque solo se muestra un dispositivo médico implantable en cada una de las figuras 1-9, se puede usar un transmisor de campo lejano para proporcionar energía a más de un dispositivo médico implantable a la vez. Por ejemplo, un paciente puede tener dos o más dispositivos médicos implantables que reciben al menos una parte de su energía operativa desde el transmisor de campo lejano. Con un acoplamiento de energía inductivo, en oposición a la transferencia de energía de radiación de campo lejano, el acoplamiento de energía tiene como objetivo un área
 35 relativamente pequeña. En consecuencia, puede ser difícil o imposible usar acoplamiento inductivo para proporcionar energía a dispositivos médicos implantables en diferentes ubicaciones del cuerpo de un paciente (por ejemplo, uno cercano a un nervio vago izquierdo y uno cercano a un nervio vago derecho) con una sola unidad de alimentación inductiva externa. Sin embargo, el uso de señales de radiación de campo lejano permite proporcionar energía a dichos dispositivos médicos implantables usando un solo transmisor de campo lejano aunque los
 40 dispositivos médicos implantables estén ubicados remotamente el uno del otro.

Adicionalmente o alternativamente, se puede suministrar un único dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 (y posiblemente uno o más dispositivos médicos implantables) con al menos una parte de su energía de operación procedente de dos o más transmisores de campo lejano 102. Por ejemplo, un primer
 45 transmisor de campo lejano puede suministrar energía al dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 cuando el paciente está en una primera ubicación (por ejemplo, una primera habitación de la casa del paciente) y un segundo transmisor de campo lejano puede suministrar energía al dispositivo médico implantable 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 cuando el paciente está en una segunda ubicación (por ejemplo, en una segunda habitación de la casa del paciente).

La eficiencia de la transferencia de energía también se puede mejorar diseñando o ajustando la antena usando un modelo electromagnético 3D preciso de alta frecuencia y un maniquí RF humano preciso. Por ejemplo, se puede usar un procedimiento tipo prueba y error en el que se prueban múltiples tipos y geometrías de antenas diferentes (por ejemplo, una simulación usando una heurística de búsqueda de optimización con el modelo electromagnético
 55 de alta frecuencia 3D y el maniquí RF humano) para seleccionar un diseño de antena adecuado. Además, se pueden usar simulaciones o pruebas físicas para ajustar la antena. Por ejemplo, se puede usar la búsqueda de frecuencia de resonancia para sintonizar una frecuencia de resonancia de la antena para proporcionar una transferencia de energía eficiente. Además, la antena y la red de adaptación se pueden ajustar activamente o pasivamente para proporcionar una transferencia de energía eficiente. Para fines ilustrativos, la antena se puede
 60 ajustar usando un varactor que está dispuesto para cambiar una longitud eléctrica efectiva de la antena. En otro ejemplo, se puede usar un varactor, uno o más inductores, uno o más condensadores, o una combinación de los mismos para ajustar la red de adaptación.

La figura 9 es un diagrama que ilustra una forma de realización particular de un sistema 900 para alimentar un dispositivo médico implantable 906 usando un transmisor de campo lejano 902. El dispositivo médico implantable 906 puede corresponder a uno de los dispositivos médicos implantables 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706 y 806 de las figuras 1-8 o a una de las formas de realización o variantes adicionales explicadas anteriormente. La figura 9 ilustra características particulares de las señales de radiación de campo lejano 904. Las señales de radiación de campo lejano 904 pueden corresponder a una o más de las señales de radiación de campo lejano 104, 604, 605 y 804 de las figuras 1-8.

Según se ilustra en la figura 9, y según se describió anteriormente, una distancia, d , 916 entre el transmisor de campo lejano 902 y una antena 908 del dispositivo médico implantable 906 puede ser superior a dos veces una longitud de onda, λ , 918 de las señales de radiación de campo lejano 904. En la forma de realización ilustrada en la figura 9, las señales de radiación de campo lejano 904 son pulsadas. Es decir, las señales de radiación de campo lejano 904 tienen unos tiempos de activación 910 durante los cuales se generan ondas electromagnéticas, y tiempos de desactivación 914 durante los cuales no se generan ondas electromagnéticas. Durante un tiempo de activación particular 910, se puede transmitir una ráfaga 912 de energía. Según se usa en el presente documento, la frecuencia de las señales de radiación de campo lejano 904 se refiere a una frecuencia de ondas electromagnéticas de la ráfaga 912. La temporización relativa de los tiempos de activación 910 y tiempos de desactivación 914 se denomina en el presente documento con referencia a un ciclo de trabajo de las señales de radiación de campo lejano 904. Las señales de radiación de campo lejano pulsadas 904 pueden tener una potencia de transmisión media de 1 vatio o menos. Las señales de radiación de campo lejano pulsadas 904 pueden tener un ciclo de trabajo de 10% o menos, 5% o menos, 2% o menos, 1% o menos, 0,5% o menos, 0,266% o menos, o 0,2% o menos. Cada ráfaga 912 de las señales de radiación de campo lejano pulsadas 904 puede entregar 100 mili-vatios o menos de energía en la antena 908. Por ejemplo, cada ráfaga 912 puede entregar 50 mili-vatios o menos, 30 mili-vatios o menos, 20 mili-vatios o menos, 10 mili-vatios o menos, 5 mili-vatios o menos, o 1 mili-vatio o menos de potencia en la antena 908. Durante su funcionamiento, una potencia promedio de entrada en la antena 908 puede ser de 53 micro-vatios o menos y el dispositivo médico implantable 906 puede tener una eficiencia de conversión de energía del 11,3 por ciento o menos.

El aumento de la potencia de las señales de radiación de campo lejano 904 puede aumentar el voltaje de salida, la corriente y la eficiencia global de la transferencia de energía al dispositivo médico implantable 906; sin embargo, la potencia de transmisión a frecuencias de RF a través del tejido humano está limitada por las pautas de limitación de exposición para campos electromagnéticos variables en el tiempo. Pulsando las señales de radiación de campo lejano 904, según se explicó anteriormente, se puede conseguir un alto voltaje de salida y aumentar la eficiencia de los componentes del dispositivo médico implantable 906, tal como un rectificador de voltaje del dispositivo médico implantable 906, a la vez que se mantiene una baja potencia promedio para cumplir con los límites de exposición, tal como los límites SAR de la norma IEEE C95.1 del Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos. Esta técnica de pulsación puede aprovechar un aumento no lineal de la eficiencia del rectificador de voltaje a medida que se utilizan potencias instantáneas relativamente grandes. Se puede seleccionar o ajustar una anchura y una frecuencia de las ráfagas 912 junto con la potencia de RF instantánea para cargar eficientemente y rápidamente un elemento de almacenamiento de carga, tal como el elemento de almacenamiento de carga 114 de las figuras 1-5 o un elemento de almacenamiento de carga de la circuitería de control y alimentación 618 del IMD de las figuras 6-8. En ciertas formas de realización, uno o más componentes del dispositivo médico implantable 906, tal como uno o más de entre un multiplicador de voltaje, un rectificador de voltaje, un elemento de almacenamiento de carga, una unidad de administración de terapia y un generador de señales, es un circuito de semiconductor complementario de óxido metálico (CMOS). En estas formas de realización, un convertidor elevador o regulador elevador puede estar configurado para generar voltajes suficientes para polarizar operativamente los circuitos CMOS. Por ejemplo, un ciclo de trabajo corto de las señales de radiación de campo lejano 904 de, por ejemplo, aproximadamente un 2%, usando la técnica de alimentación pulsada puede permitir que un rectificador de voltaje CMOS genere una polarización suficiente con solo una potencia de transmisión media de 300 mW.

La figura 10 es un diagrama que ilustra la transferencia de energía usando señales de radiación de campo lejano con diferentes amplitudes y tiempos de activación. En particular, la figura 10 ilustra una relación entre la eficiencia de transferencia de energía y un ciclo de trabajo de las señales de radiación de campo lejano. La figura 10 muestra que la eficiencia de transferencia de energía (y la correspondiente eficiencia de almacenamiento de energía por parte de un dispositivo médico implantable) se puede mejorar utilizando transmisiones relativamente cortas y de alta potencia (por ejemplo, ciclo de trabajo corto), en oposición a transmisiones de mayor duración y menor potencia (por ejemplo, ciclo de trabajo más largo).

En la figura 10 se muestran dos pulsos, que incluyen un primer pulso 1020 y un segundo pulso 1040. Cada uno de los pulsos 1020 y 1040 representa una señal de radiación de campo lejano, tal como una de las señales de radiación de campo lejano 104 de las figuras 1-5, las señales de radiación de campo lejano 604, 605 de las figuras 6-7, las señales de radiación de campo lejano 804 de la figura 8, o las señales de radiación de campo lejano 904 de la figura 9. Para fines de descripción de la figura 10, se supone que el primer pulso 1020 transmite la misma energía total que

el segundo pulso 1040, y no se consideran diferencias en la eficiencia de recepción de los pulsos 1020, 1040. Por lo tanto, el primer pulso 1020 proporciona la energía que se ilustra gráficamente por medio de una primera área 1026 (encerrada por un recuadro discontinuo en negrita en la figura 10, que incluye una primera parte 1061, una segunda parte 1062, una tercera parte 1063 y una cuarta parte 1064). De forma similar, el segundo pulso 1040 proporciona la energía ilustrada gráficamente por una segunda área 1046 (encerrada por el recuadro en negrita 1046 en la figura 10, que incluye la primera parte 1061, la segunda parte 1062 y una quinta parte 1065). (Obsérvese que en la figura 10, la energía proporcionada por el primer pulso 1020 y la energía proporcionada por el segundo pulso 1040 se ilustran solapándose e intersectando entre sí simplemente para resaltar las diferencias entre ellos. Las partes 1061-1065 se usan simplemente por conveniencia para aclarar qué partes de la figura 10 están asociadas con cada pulso 1020, 1040 y no corresponden necesariamente a fenómenos distintos).

Una energía instantánea 1022 del primer pulso 1020 es más pequeña que una energía instantánea 1042 del segundo pulso 1040. Por lo tanto, el primer pulso 1020 tiene un tiempo de activación 1024 más largo que un tiempo de activación 1044 del segundo pulso 1040 con el fin de transferir la misma cantidad de energía. Es decir, una señal de radiación de campo lejano que usa el primer pulso 1020 tiene un ciclo de trabajo mayor que una señal de radiación de campo lejano que usa el segundo pulso 1040 para transferir la energía.

La polarización directa de componentes del dispositivo médico implantable (tal como los diodos *Schottky* de un rectificador) requiere un voltaje umbral y consume una parte del voltaje y, por lo tanto, de la energía transferida al dispositivo médico implantable. Por ejemplo, durante la polarización directa de los componentes, la energía de polarización directa instantánea 1002 se puede usar para proporcionar la polarización directa, y por lo tanto no está disponible para ser almacenada o utilizada para otros fines. Cuando se usa el segundo pulso 1040, la provisión del voltaje umbral para la polarización directa de los componentes puede usar energía de polarización directa correspondiente a la segunda parte 1062; mientras que, cuando se usa el primer pulso 1020, la provisión del voltaje umbral para la polarización directa de los componentes puede usar energía de polarización directa correspondiente a una suma de la segunda parte 1062 y la cuarta parte 1064. La reducción del tiempo durante el cual se recibe la energía (utilizando el segundo pulso 1040 en lugar del primer pulso 1020) causa la polarización directa de los componentes del dispositivo médico implantable durante un tiempo menor, lo que proporciona un ahorro de energía. Adicionalmente, la energía de polarización directa instantánea 1002 es un porcentaje mayor de la energía instantánea 1022 del primer pulso 1020 que lo es de la energía instantánea 1042 del segundo pulso 1040. Es decir, se usa un porcentaje mayor de la energía derivada del primer pulso 1020 para la polarización directa de los componentes del dispositivo médico implantable que el porcentaje de la energía derivada del segundo pulso 1040 que se usa para la polarización directa de los componentes del dispositivo médico implantable. En consecuencia, el uso del segundo pulso 1040 hace que se consuma menos energía total para la polarización directa de los componentes del dispositivo médico implantable. Por ejemplo, si la energía representada en la primera área 1026 y la energía representada en la segunda área 1046 son aproximadamente equivalentes, entonces la energía que se gana para el almacenamiento y uso en el dispositivo médico implantable utilizando el segundo pulso 1040 en lugar del primer pulso 1020 es aproximadamente igual al área de la segunda parte 1062.

Además, los diodos *Schottky* son componentes no lineales que operan de manera más eficiente cuanto mayor es su polarización directa. Las características no lineales de los diodos *Schottky* se pueden describir según una relación de la corriente con respecto a la polarización directa:

$$I \approx I_0 \cdot e^{V_F/(nV_T)}$$

Siendo I la corriente que el diodo puede pasar (corriente del diodo), I_0 la corriente de saturación de polarización inversa, n un número que depende de un sustrato de los diodos *Schottky* (por ejemplo, aproximadamente 1-2 para el silicio) y V_T el voltaje térmico que es aproximadamente 26 mV para la temperatura ambiente, y V_F el voltaje de polarización directa. Por lo tanto, a medida que aumenta el voltaje de polarización directa V_F , la corriente que puede pasar el diodo I aumenta exponencialmente. Teniendo en cuenta la Ley de Ohm, $V = IR$, o $R = V/I$, a medida que el voltaje aumenta linealmente, la resistencia/impedancia disminuirá exponencialmente. Por lo tanto, el circuito rectificador/multiplicador "impedirá" que la corriente/energía que fluye a través del mismo disminuya a medida que aumenta el voltaje de polarización directa. Dicho de otra manera, los diodos se comportan más como cortocircuitos a medida que aumenta el voltaje de polarización directa, con lo que aumenta la eficiencia general de los diodos.

Por lo tanto, para una tasa de transferencia de energía particular, un ciclo de trabajo menor de las señales de radiación de campo lejano puede proporcionar energía de forma más eficiente para su uso y/o almacenamiento por el dispositivo médico implantable. Por ejemplo, en base al análisis presentado en la figura 10, y en base a pruebas in vivo que se realizaron usando un implante ocular en un sujeto animal, se puede convertir una parte más grande de la energía total transmitida en corriente continua en el dispositivo médico implantable cuando se usa un ciclo de trabajo menor. Para fines ilustrativos, los resultados de las pruebas in vivo indicaron que para una potencia transmitida promedio de 0,5 W, un ciclo de trabajo del 100% proporcionó menos de 0,10 mW de potencia de CC en el implante ocular. Un ciclo de trabajo del 50% proporcionó más potencia en el implante ocular que el ciclo de trabajo

del 100%, pero aún menos de 0,10 mW. Un ciclo de trabajo del 25% proporcionó entre 0,25 mW y 0,30 mW de potencia de CC en el implante ocular. Un ciclo de trabajo del 10% proporcionó aproximadamente 0,40 mW de potencia de CC en el implante ocular. Finalmente, un ciclo de trabajo del 5% proporcionó aproximadamente 0,60 mW de potencia de CC en el implante ocular.

5 La figura 11 es un diagrama de flujo de una forma de realización particular de un procedimiento 1100 de alimentación de un dispositivo médico implantable que usa un transmisor de campo lejano. El dispositivo médico implantable puede corresponder a uno de los dispositivos médicos implantables 106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806 o 906 de las figuras 1-9 o a una de las formas de realización o variantes adicionales descritas anteriormente.

10 El procedimiento 1100 incluye, en 1102, recibir una señal de radiación de campo lejano en una antena de un dispositivo médico implantable. Según se explicó anteriormente, una señal de radiación de campo lejano puede incluir una señal que se transmite a una distancia de al menos dos veces la longitud de onda de la señal. Por ejemplo, la distancia entre una antena del dispositivo médico implantable y un transmisor que transmite la señal de radiación de campo lejano puede ser superior a 0,1 metros, superior a 0,15 metros, superior a 0,25 metros, superior a 0,3 metros, superior a 0,5 metros o superior a 1 metro. El procedimiento 1100 también puede incluir, en 1104, rectificar la señal de radiación de campo lejano recibida en el dispositivo médico implantable para proporcionar un voltaje rectificado. Por ejemplo, el rectificador/multiplicador 112 puede rectificar la señal de radiación de campo lejano recibida.

20 El procedimiento 1100 puede incluir, en 1106, modificar el voltaje rectificado. Por ejemplo, el voltaje rectificado se puede modificar, en 1108, multiplicando (es decir, aumentando) el voltaje rectificado (por ejemplo, por medio del rectificador/multiplicador 112 de las figuras 1-5). En otro ejemplo, el voltaje rectificado se puede modificar, en 1110, aumentando el voltaje rectificado usando un convertidor de CC a CC (por ejemplo, un regulador elevador o un convertidor elevador, tal como el convertidor de CC a CC 118 de las figuras 1 a 5). En otro ejemplo, el voltaje rectificado se puede modificar multiplicando el voltaje rectificado para generar un voltaje multiplicado y aumentando el voltaje multiplicado utilizando el convertidor de CC a CC. En otro ejemplo, el voltaje rectificado se puede modificar aumentando el voltaje rectificado usando un convertidor de CC a CC para generar un voltaje incrementado y multiplicar el voltaje incrementado.

30 El procedimiento 1100 también puede incluir, en 1112, cargar un elemento de almacenamiento de carga (por ejemplo, el elemento de almacenamiento de carga 112 de la figura 1-5) del dispositivo médico implantable en respuesta al voltaje. El procedimiento 1100 también puede incluir, en 1114, detectar cuando una carga del elemento de almacenamiento de carga satisface un umbral. El procedimiento 1100 puede incluir además, en 1116, administrar una terapia a un paciente usando una unidad de administración de terapia del dispositivo médico implantable que es alimentada por el elemento de almacenamiento de carga. En una forma de realización particular, la terapia se proporciona en respuesta a la satisfacción del umbral. Por ejemplo, una unidad de control (tal como la unidad de control 320 de la figura 4 y 5) puede estar configurada para provocar que la unidad de administración de terapia administre la terapia en base al menos en parte a la satisfacción del umbral.

40 En algunas formas de realización, se pueden implantar múltiples dispositivos médicos implantables en diversas ubicaciones (por ejemplo, cerebro, nervios craneales, otros nervios, otro tejido neural o estructuras neuronales, o una combinación de los mismos) y usarse de forma coordinada para administrar una terapia a un paciente. Al menos dos de los dispositivos médicos implantables se pueden recargar usando señales de radiación de campo lejano y se pueden cargar a diferentes frecuencias (por ejemplo, en algunas formas de realización, todos los dispositivos médicos implantables se pueden cargar a diferentes frecuencias, o diferentes grupos de dispositivos médicos implantables se pueden cargar a diferentes frecuencias). Un dispositivo externo configurado para transmitir las diferentes frecuencias puede controlar cuando la terapia es administrada por los diversos dispositivos médicos implantables controlando la frecuencia de la(s) señal(es) de carga. El o los dispositivos médicos implantables que se cargan a la frecuencia de la señal de carga que se está transmitiendo se cargarán hasta el nivel de poder administrar una terapia (por ejemplo, tal como una señal de estimulación eléctrica a un tejido objetivo) para una duración particular. Después de la administración de la terapia durante la duración particular, el o los dispositivos médicos implantables no administrarán otra terapia hasta que se hayan recargado lo suficiente por medio de la señal de carga a esa misma frecuencia. Por lo tanto, el tiempo de la administración de la terapia entre los múltiples dispositivos médicos implantables puede ser controlado por el dispositivo externo y se puede producir en cualquier secuencia o patrón. Códigos, o cualquier otro tipo de señalización, procedente del dispositivo externo también se pueden usar para controlar la carga y/o la estimulación del dispositivo implantable múltiple para una mayor precisión en la coordinación de la administración de la terapia. Con la colocación de múltiples dispositivos implantables en múltiples ubicaciones, es posible que aumente la recuperación de fibras nerviosas y la inervación en el cerebro y órganos, y puede dar como resultado una terapia más efectiva para tratar el trastorno, enfermedad o afección de un paciente. Además, teniendo múltiples ubicaciones de estimulación controladas independientemente puede proporcionar un número casi ilimitado de posibilidades para administrar terapia. Este alto nivel de flexibilidad en la administración de terapia se puede conseguir utilizando dispositivos que pueden ser menos invasivos y menos

visibles para el paciente (por ejemplo, el dispositivo de radiación de campo lejano puede ser un dispositivo mucho más pequeño que los dispositivos de administración de terapia tradicionales).

La figura 12 es un diagrama de bloques 1200 para uno o más elementos de memoria, de acuerdo con una forma de realización. En un ejemplo, uno o más elementos de memoria pueden incluir un módulo transmisor de campo lejano 1202, un módulo de datos de IMD 1204, un módulo de perfil de IMD 1206, un módulo de datos de tratamiento 1208, un módulo de protocolos de tratamiento 1210, un módulo de inicio del IMD 1212, un módulo de respuesta (o retro-alimentación) 1214, y un módulo de perfiles de transmisión de campo lejano 1216.

10 El módulo transmisor de campo lejano 1202 puede almacenar datos relacionados con uno o más transmisores de campo lejano. Estos datos pueden incluir datos históricos, datos de rendimiento (incluyendo, por ejemplo, configuraciones del transmisor), datos de mantenimiento, cualquier otro dato relacionado con una o más señales de radiación de campo lejano transmitidas por uno o más transmisores de campo lejano, o una combinación de los mismos. Estos datos también pueden incluir datos de frecuencia para uno o más transmisores de campo lejano y/o
15 para una o más señales de radiación de campo lejano.

El módulo de datos de IMD 1204 puede incluir datos relacionados con uno o más dispositivos médicos implantables. Estos datos pueden incluir características de adaptación de frecuencias para uno o más dispositivos médicos implantables, datos históricos relacionados con una o más señales de radiación de campo lejano recibidas, datos
20 relacionados con una o más estimulaciones, datos de mantenimiento, datos de modificación (por ejemplo, calibración) relacionados con uno o más dispositivos médicos implantables, cualquier otra característica de rendimiento de uno o más dispositivos médicos implantables, o una combinación de los mismos.

El módulo de perfil de IMD 1206 puede incluir datos relacionados con la instalación de uno o más dispositivos médicos implantables, información del fabricante, especificaciones, cualquier otra característica de rendimiento de
25 uno o más dispositivos médicos implantables, o una combinación de los mismos.

El módulo de datos de tratamiento 1208 puede incluir datos de retro-alimentación (o de respuesta) de la implementación de uno o más protocolos de tratamiento. Estos datos pueden incluir datos de eficacia, datos de
30 respuesta (o retro-alimentación) del paciente, datos de retro-alimentación (o respuesta) del personal médico, uno o más datos de respuesta de parámetros corporales (por ejemplo, presión arterial, frecuencia cardíaca, etc.), cualquier otro dato de retro-alimentación (o respuesta) o una combinación de los mismos.

El módulo de protocolos de tratamiento 1210 puede incluir datos relacionados con uno o más protocolos de
35 tratamiento. Por ejemplo, un primer protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno convulsivo puede incluir cargar un primer dispositivo médico implantable (IMD) 1310, un tercer dispositivo médico implantable (IMD) 1314 y un cuarto dispositivo médico implantable (IMD) 1316 (ver la figura 13A) para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1
40 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, o cualquier otro período de tiempo) o en función de la respuesta o retro-alimentación. Las señales de radiación de campo lejano utilizadas para cargar el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316, respectivamente, pueden tener cada una de ellas una frecuencia diferente. En otro ejemplo, el primer protocolo de tratamiento puede incluir iniciar la carga del primer IMD 1310 para administrar una primera estimulación en el momento T (por ejemplo, punto de referencia = 0), iniciar la carga del tercer IMD 1314 para administrar una segunda
45 estimulación en el momento T+X (en el que, por ejemplo, X puede ser 0 segundos, 10 segundos, 20 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo), e iniciar la carga del cuarto IMD 1316 para administrar una tercera estimulación en el momento T + Y (en el que, por ejemplo, Y puede ser 0 segundos, 10 segundos, 20 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo).

50 La secuencia de inicio de carga y estimulación puede seguir un orden predeterminado. Por ejemplo, la carga se puede iniciar en el primer IMD 1310 seguido del tercer IMD 1314 y luego el cuarto IMD 1316. La secuencia de estimulación puede realizarse después de la secuencia de inicio de carga. En algunas formas de realización, la secuencia de estimulación puede ser diferente de la secuencia de inicio de carga. En algunas formas de realización, la secuencia de inicio de carga de los múltiples dispositivos puede ser sincronizada o no sincronizada. Por ejemplo,
55 la secuencia de inicio de carga puede ser simultánea, escalonada (por ejemplo, una parte de la carga de un dispositivo puede solaparse o no solaparse con otro dispositivo), intercalada, aleatoria (por ejemplo, aleatoria dentro de un rango), pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a una retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales (por ejemplo, parámetros corporales
60 detectados, tal como frecuencia cardíaca, ECG, EEG, EMG, respiración, movimiento, temperatura, nivel de oxígeno en sangre o cualquier otro parámetro corporal detectado o derivado), la hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, el inicio de la carga de uno o más dispositivos médicos implantables pueden operar

de manera independiente entre sí. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre inicios de carga subsiguientes de un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de inicios de carga subsiguientes de un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo),

5 el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. En algunas formas de realización, la secuencia de estimulación para múltiples dispositivos puede ser sincronizada o no sincronizada. Por ejemplo, la secuencia de

10 estimulación para múltiples dispositivos puede ser simultánea (por ejemplo, dos o más IMD estimulando aproximadamente al mismo tiempo), escalonada (por ejemplo, una parte de la administración de estimulación de un dispositivo se puede solapar o no solapar con otro dispositivo), intercalada, aleatoria (por ejemplo, aleatoria dentro de un rango), pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o en diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a la retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por

15 ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales (por ejemplo, parámetros corporales detectados, tales como frecuencia cardíaca, ECG, EEG, EMG, respiración, movimiento, temperatura, nivel de oxígeno en sangre o cualquier otro parámetro corporal detectado o derivado), hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, la estimulación administrada por uno o más dispositivos médicos implantables

20 pueden operar de manera independiente entre sí. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre estimulaciones subsiguientes de un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de estimulaciones subsiguientes de un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación

25 (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. En otro ejemplo, se puede producir una primera secuencia de inicio de carga y estimulación en el siguiente orden: el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316. Después de haber implementado la primera secuencia de inicio de carga y

30 estimulación un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, a continuación se puede implementar una segunda secuencia de inicio de carga y estimulación. Después de haber implementado la segunda secuencia de inicio de carga y estimulación un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, se puede implementar una tercera secuencia de inicio de carga y estimulación. Después de haber implementado una enésima

35 secuencia de inicio de carga y estimulación durante un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, a continuación se puede implementar otra secuencia de inicio de carga y estimulación (por ejemplo, primera secuencia de inicio de carga y estimulación, segunda secuencia de inicio de carga y estimulación, tercera secuencia de inicio de carga y estimulación,... y/o enésima secuencia de inicio de carga y estimulación). La segunda secuencia de inicio de carga y estimulación se puede

40 producir en el siguiente orden: el tercer IMD 1314, el primer IMD 1310 y el cuarto IMD. La tercera secuencia de inicio de carga y estimulación se puede producir en el siguiente orden: el cuarto IMD 1316, el primer IMD 1310 y el tercer IMD 1314. El uno o más dispositivos médicos implantables pueden administrar estimulación inmediatamente después de que se hayan cargado (por ejemplo, alcanzando un umbral de carga), en base a una señal o código de inicio, o en cualquier momento posterior.

45 En otro ejemplo, un segundo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de depresión puede incluir cargar un segundo IMD 1312 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 3 minutos, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, doce horas, etc.). Esta

50 secuencia de tratamiento se repite según un patrón predeterminado y/o se basa en uno o más mecanismos de retro-alimentación (por ejemplo, señales de respuesta al tratamiento, una o más señales de un dispositivo externo, uno o más inputs del paciente, una o más entradas de personal médico, uno o más parámetros corporales, etc.). En un ejemplo, basado en uno o más mecanismos de retro-alimentación, se puede modificar la base predeterminada (por ejemplo, 5 segundos, 10 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 3 minutos, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas,

55 doce horas, etc.). Por ejemplo, el segundo protocolo de tratamiento puede hacer que el segundo IMD 1312 se cargue y administre estimulación cada 10 minutos, pero en base a uno o más mecanismos de retro-alimentación, el sistema, dispositivo y/o procedimiento modifica la secuencia de tratamiento para administrar estimulación cada 5 minutos durante un número predeterminado de veces y/o hasta que se reciba una señal de retro-alimentación que modifique el protocolo de tratamiento.

60 En otro ejemplo, un tercer protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de obesidad puede incluir cargar el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5

segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, etc.). En otro ejemplo, el tercer protocolo de tratamiento puede incluir cargar el segundo IMD 1312 para administrar una primera estimulación en el momento T (por ejemplo, punto de referencia = 0), cargar el tercer IMD 1314 para administrar una segunda estimulación en el momento T + X (X puede ser por, ejemplo, 0 segundos, 1 segundo, 5 segundos, 2 minutos, 10 minutos, 6 horas o cualquier otro período de tiempo), y cargar el cuarto IMD 1316 para administrar una tercera estimulación en el momento T + Y (Y puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 1 segundo, 2 segundos, 6 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo).

En un ejemplo, la primera secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el tercer IMD 1314 un segundo después, y luego estimular con el cuarto IMD 1316 un segundo después. La segunda secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el tercer IMD 1314 cinco segundos después, y luego estimular con el cuarto IMD 1316 un segundo después. La tercera secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el cuarto IMD 1316 un minuto después, y luego estimular con el tercer IMD 1314 un minuto después.

El módulo de inicio del IMD 1212 puede incluir datos relacionados con el inicio de uno o más IMD. Esta información puede incluir datos de tiempo, nivel de carga, eficiencia, un código o códigos específicos de cada IMD para iniciar la carga y/o la estimulación, una frecuencia de comunicación de cada IMD, una frecuencia de carga de cada IMD, cualquier otro dato relacionado con el uno o más inicios de IMD, o una combinación de los mismos.

El módulo de respuesta (o retro-alimentación) 1214 puede incluir datos relacionados con las señales de retro-alimentación de uno o más IMD, uno o más dispositivos externos, uno o más sensores corporales, cualquier otro dispositivo de retro-alimentación, o una combinación de los mismos.

El módulo de perfiles de transmisión de campo lejano 1216 puede almacenar datos relacionados con una o más secuencias de transmisión para una o más señales de radicación de campo lejano. Además, el módulo de perfiles de transmisión de campo lejano 1216 también puede almacenar datos relacionados con las características de adaptación de frecuencia para uno o más IMD.

Las figuras 13A-13D son ilustraciones de diversas configuraciones de IMD y perfiles de estimulación, de acuerdo con diversas formas de realización. En la figura 13A, un paciente 1302 tiene numerosos nervios en su cuerpo, incluyendo doce nervios craneales (por ejemplo, el nervio olfatorio, el nervio óptico, el nervio motor ocular, el nervio troclear, el nervio trigémino, el nervio abducens, el nervio facial, el nervio vestibulococlear, el nervio glossofaríngeo, el nervio vago, el nervio accesorio espinal, el nervio hipogloso). Uno o más de los dispositivos médicos implantables se pueden acoplar, unir o ubicar cerca de uno o más de los nervios craneales, incluyendo cualesquiera de las diversas ramas o estructuras (por ejemplo, ganglio, plexo) de los nervios craneales.

Como un ejemplo, el nervio vago incluye un nervio vago izquierdo y derecho, y diversas ramas, que incluyen el nervio auricular, el nervio de la faringe, el nervio laríngeo superior, las ramas cardíacas cervicales superiores, la rama cardíaca cervical inferior, el nervio laríngeo recurrente, las ramas cardíacas torácicas, las ramas del plexo pulmonar, las ramas del plexo esofágico, el tronco vagal anterior, el tronco vagal posterior, el reflejo de Hering-Breuer en alvéolos, nervios gástricos, nervios mesentéricos, ramas del plexo cardíaco, ramas esplénicas, ramas pancreáticas y ramas del intestino delgado y grueso. Otras ubicaciones asociadas con el nervio vago para la estimulación por medio de un dispositivo médico implantable incluyen ganglio nodoso, ganglio yugular, ganglio y plexo celíaco, plexo esofágico, plexo pulmonar, plexo cardíaco, plexo mesentérico superior, plexo renal o cualquier otra ubicación asociada con el nervio vago. El dispositivo médico implantable se puede acoplar, unir o ubicar cerca de una o más de estas ramas, o estructuras citadas del nervio vago, o cualesquiera otras ramas o estructuras del nervio vago.

Como otro ejemplo, el nervio trigémino incluye un nervio trigémino izquierdo y derecho, y diversas ramas, que incluyen tres divisiones principales, el nervio oftálmico, el nervio maxilar y el nervio mandibular. El nervio oftálmico incluye el nervio nasociliar, el nervio lagrimal, el nervio frontal y la rama meníngea. El nervio nasociliar incluye la raíz sensitiva del ganglio ciliar, el nervio etmoidal posterior, los nervios ciliares largos y cortos, el nervio infratroclear y el nervio etmoidal anterior. El nervio frontal incluye el nervio supratroclear y el nervio supraorbital. El nervio maxilar incluye el nervio meníngeo medio en las meninges, el nervio infraorbital a través del canal infraorbitario, el nervio cigomático (nervio cigomático temporal, nervio cigomático facial) a través de la fisura orbitaria inferior, las ramas nasales (nasopalatinas) a través del foramen esfenopalatino, los nervios alveolares superiores (nervio alveolar superior posterior, nervio alveolar superior medio, nervio alveolar superior anterior), los nervios palatinos (nervio palatino mayor, nervio palatino menor), el nervio faríngeo, el nervio alveolar superior anterior, el nervio infraorbital, el nervio palpebral inferior y el nervio labial superior. El nervio mandibular incluye el nervio espinoso (rama meníngea), el nervio pterigoideo medial (el nervio del tensor del tímpano y el nervio del tensor del velo del paladar), el nervio maseterino, los nervios temporales profundos (anterior y posterior), el nervio bucal (un nervio sensorial), el nervio

ptergoideo lateral, el nervio auriculotemporal, el nervio lingual, el nervio alveolar inferior y la rama motora de los músculos milohioideo y digástricos del vientre anterior (nervio milohioideo). El dispositivo médico implantable se puede acoplar, unir o ubicar cerca de una o más de estas ramas, o estructuras citadas del nervio trigémino, o cualquier otra rama o estructura del nervio trigémino.

5

Como otro ejemplo, el nervio glossofaríngeo incluye un nervio glossofaríngeo izquierdo y derecho y diversas ramas, que incluyen el nervio timpánico, el nervio estilofaríngeo, el nervio de amígdala, el nervio del seno carotideo, las ramas del tercio posterior de la lengua, la rama lingual y una rama comunicante al nervio vago. El dispositivo médico implantable se puede acoplar, unir o ubicar cerca de una o más de estas ramas, o estructuras enumeradas del nervio glossofaríngeo, o cualesquiera otras ramas o estructuras del nervio glossofaríngeo. Como otro ejemplo, el dispositivo médico implantable se puede acoplar, unir o ubicar cerca del nervio hipogloso.

10

Por motivos de simplicidad, en las figuras 13A-13C se muestran dos nervios; sin embargo, uno o más dispositivos médicos implantables se pueden acoplar, unir o ubicar cerca de uno o más de los doce nervios craneales y cualquiera de sus ramas o estructuras asociadas, que incluyen las citadas anteriormente, en cualquier configuración. En algunas formas de realización, un primer IMD puede administrar terapia a una primera área nerviosa localizada antes de una rama nerviosa particular de un nervio craneal y un segundo IMD puede administrar terapia a una segunda área nerviosa localizada después de la rama nerviosa particular. En algunas formas de realización, el primer IMD puede administrar terapia a una primera área nerviosa localizada en una primera rama nerviosa después de una rama nerviosa particular de un nervio craneal y el segundo IMD puede administrar terapia a una segunda área nerviosa localizada en una segunda rama nerviosa después de la rama nerviosa particular. En algunas formas de realización, uno o más de los dispositivos médicos implantables se pueden acoplar, unir o ubicar cerca de la superficie del cerebro o dentro del cerebro. Por ejemplo, el dispositivo médico implantable puede estar configurado para estimulación cerebral cortical o estimulación cerebral profunda. En algunas formas de realización, uno o más de los dispositivos médicos implantables pueden ser un dispositivo de administración de fármacos (por ejemplo, una bomba de fármacos) para administrar un fármaco a una parte del cerebro o cuerpo del paciente. En algunas formas de realización, uno o más de los dispositivos médicos implantables pueden ser un sensor configurado para detectar un parámetro corporal. En un ejemplo, se ilustran un primer nervio 1306 y un segundo nervio 1308. El primer nervio 1306 puede incluir un primer IMD 1310 colocado en una primera ubicación, un segundo IMD 1312 colocado en una segunda ubicación, y un tercer IMD 1314 colocado en una tercera ubicación del primer nervio 1306. El segundo nervio 1308 puede incluir un cuarto IMD 1316 colocado en una cuarta ubicación, un quinto IMD 1318 colocado en una quinta ubicación, y un sexto IMD 1320 colocado en una sexta ubicación del segundo nervio 1308. Los IMD 1310-1320 están configurados cada uno para ser cargado por medio de una señal de radiación de campo lejano (señal de carga) a una frecuencia particular. Por ejemplo, el primer IMD 1310 se puede cargar a una primera frecuencia, el segundo IMD 1312 se puede cargar a una segunda frecuencia, el tercer IMD 1314 se puede cargar a una tercera frecuencia, el cuarto IMD 1316 se puede cargar a una cuarta frecuencia, el quinto IMD 1318 se puede cargar a una quinta frecuencia, y el sexto IMD 1320 se puede cargar a una sexta frecuencia. Cada una de las seis frecuencias de carga pueden ser frecuencias diferentes, al menos dos de las frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia (por ejemplo, la primera frecuencia y la segunda frecuencia pueden ser la misma frecuencia), al menos tres de las frecuencias de carga pueden ser iguales, al menos cuatro de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, cinco de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, o todas las seis frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

En una forma de realización, un transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano 1322 para cargar uno o más de los IMD 1310-1320. Una o más señales de radiación de campo lejano 1322 se pueden transmitir a cualquier frecuencia (por ejemplo, 900 MHz, 2,4 GHz, 5,8 GHz, etc.). Además, el transmisor de campo lejano 1304 puede incluir uno o más transmisores para transmitir una o más frecuencias. Por ejemplo, una primera señal de radiación de campo lejano se puede transmitir a una primera frecuencia de 900 MHz, una segunda señal de radiación de campo lejano se puede transmitir a una segunda frecuencia de 2,4 GHz, y una tercera señal de radiación de campo lejano se puede transmitir a una tercera frecuencia de 5,8 GHz. Estas señales de radiación de campo lejano pueden cargar uno o más dispositivos en función de los perfiles de carga del uno o más dispositivos. Por ejemplo, el primer IMD 1310 se puede cargar a la primera frecuencia, y el segundo IMD 1312 se puede cargar a la segunda frecuencia. Además, el primer IMD 1310 se puede cargar a más de una frecuencia (por ejemplo, de 1 a N frecuencias). Por ejemplo, el primer IMD 1310 se puede cargar a la primera frecuencia (por ejemplo, 900 MHz) y a la segunda frecuencia (por ejemplo, 2,4 GHz).

En un ejemplo, una primera señal de radiación de campo lejano y una segunda señal de radiación de campo lejano pueden tener una frecuencia de aproximadamente 433 MHz y 900 MHz, respectivamente, aproximadamente 433 MHz y 2,4 GHz, respectivamente, aproximadamente 433 MHz y 5,8 GHz, respectivamente, aproximadamente 900 MHz y 2,4 GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 5,8 GHz, respectivamente, aproximadamente 2,4 GHz y 5,8 GHz, respectivamente, o cualquier otra frecuencia adecuada para alimentación de campo lejano, incluidas las frecuencias permitidas por organismos reguladores gubernamentales para alimentación de campo lejano (por ejemplo, la Comisión Federal de Comunicaciones).

60

En la figura 13B, se muestra una ilustración de un primer procedimiento de carga 1350 utilizado en un régimen de tratamiento, de acuerdo con una forma de realización. El primer procedimiento de carga 1350 puede incluir una primera señal de radiación de campo lejano 1330, una segunda señal de radiación de campo lejano 1332, una
5 tercera señal de radiación de campo lejano 1334, una cuarta señal de campo lejano 1336, una quinta señal de campo lejano 1338, y una sexta señal de campo lejano 1340 transmitidas por el transmisor de campo lejano 1304. El transmisor de campo lejano 1304 puede incluir uno o más transmisores para transmitir las múltiples señales de radiación de campo lejano. En algunas formas de realización, el inicio de la transmisión de las señales de radiación de campo lejano, las señales de carga, puede ser simultáneo, escalonado, aleatorio, pseudo-aleatorio,
10 predeterminado (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a la retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales, hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre inicios subsiguientes de transmisión a un primer IMD puede ser
15 diferente de un segundo intervalo de tiempo de inicios subsiguientes de transmisión a un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de
20 tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. La primera señal de radiación de campo lejano 1330 puede cargar el cuarto IMD 1316 a una primera frecuencia en una cuarta ubicación del segundo nervio 1308. La segunda señal de radiación de campo lejano 1332 puede cargar el quinto IMD 1318 a una segunda frecuencia en una quinta ubicación del segundo nervio 1308. La tercera señal de radiación de campo lejano 1334 puede cargar el primer IMD 1310 a una tercera frecuencia en una
25 primera ubicación del primer nervio 1306. La cuarta señal de radiación de campo lejano 1336 puede cargar el tercer IMD 1314 a una cuarta frecuencia en una tercera ubicación del primer nervio 1306. La quinta señal de radiación de campo lejano 1338 puede cargar el sexto IMD 1320 a una quinta frecuencia en una sexta ubicación del segundo nervio 1308. La sexta señal de radiación de campo lejano 1340 puede cargar el segundo IMD 1312 a una sexta frecuencia en una segunda ubicación del primer nervio 1306. La primera frecuencia, segunda frecuencia, tercera
30 frecuencia, cuarta frecuencia, quinta frecuencia y sexta frecuencia pueden ser 433 MHz, 900 MHz, 928 MHz, 2,4 GHz, 2,5 GHz y 5,8 GHz, respectivamente, 900 MHz, 900 MHz, 928 MHz, 2,4 GHz, 2,4 GHz y 5,8 GHz, respectivamente, 900 MHz, 900 MHz, 900 MHz, 2,4 GHz, 2,4 GHz y 2,4 GHz, respectivamente, 900 MHz, 2,4 GHz, 5,8 GHz, 900 MHz, 2,4 GHz y 5,8 GHz, respectivamente, o cualquier otra combinación de frecuencias. En algunas formas de realización, cada una de las seis frecuencias de carga pueden ser frecuencias diferentes, al menos dos
35 de las frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia (por ejemplo, la primera frecuencia y la segunda frecuencia pueden ser la misma frecuencia), al menos tres de las frecuencias de carga pueden ser la misma, al menos cuatro de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, cinco de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, o todas las seis frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia.

40 El transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir cualquier número de señales de radiación de campo lejano (por ejemplo, señales 1 a N) a cualquier número de frecuencias, que incluyen de 433 MHz a 434,79 MHz, de 900 MHz a 928 MHz, de 2,4 GHz a 2,5 GHz, 5,725 GHz a 5,875 GHz, o cualquier otra frecuencia adecuada para la alimentación de campo lejano, incluyendo las frecuencias permitidas por los organismos reguladores gubernamentales para la alimentación de campo lejano (por ejemplo, la Comisión Federal de Comunicaciones). Los IMD 1310 - 1320 se
45 pueden ubicar en cualquier posición en cualquier nervio, rama nerviosa, estructura nerviosa, superficie del cerebro, dentro del cerebro o cualquier combinación de las mismas.

En un ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a uno o más protocolos y perfiles (por ejemplo, protocolos de tratamiento,
50 perfiles de paciente, etc.), una o más señales de respuesta (o retro-alimentación) al tratamiento, uno o más inputs del paciente, una o más entradas de personal médico, una o más señales de dispositivo externo (por ejemplo, dispositivo de monitorización, dispositivo de programación, etc.) y/o uno o más parámetros corporales (por ejemplo, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, niveles de concentración sanguínea, presión arterial, etc.).

55 Uno o más protocolos de tratamiento se pueden basar en uno o más trastornos. El uno o más trastornos pueden incluir epilepsia, depresión, convulsiones, autismo, trastorno por hiperactividad/déficit de atención, bulimia, comer en exceso compulsivamente, obesidad, anorexia nerviosa, lesión cerebral traumática, apoplejía, coma, migraña, dolor neuropático, isquemia, insuficiencia cardíaca congestiva, angina, trastornos del sueño, trastorno de demencia, cualquier otro trastorno y/o cualquier combinación de los mismos.

60 Por ejemplo, un primer protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno convulsivo puede incluir cargar el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1416 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5

segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, etc.), aleatoriamente, pseudo-aleatoriamente, en base a la retro-alimentación (o respuesta) de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales, hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En otro ejemplo, el primer protocolo de tratamiento puede incluir iniciar la carga del primer IMD 1310 para administrar una primera estimulación en el momento T (por ejemplo, punto de referencia = 0), iniciar la carga del tercer IMD 1314 para administrar una segunda estimulación en el momento T + X (en el que X puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 10 segundos, 20 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo) e iniciar la carga del cuarto IMD 1316 para administrar una tercera estimulación en el momento T + Y (en el que Y puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 10 segundos, 20 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo).

La secuencia de inicio de carga y estimulación puede seguir un orden predeterminado. Por ejemplo, la carga se puede iniciar en el primer IMD 1310 seguido del tercer IMD 1314 y luego el cuarto IMD 1316. La secuencia de estimulación puede ser a continuación de la secuencia de inicio de carga. En algunas formas de realización, la secuencia de estimulación de los múltiples IMD puede ser diferente de la secuencia de inicio de carga. En algunas formas de realización, la secuencia de inicio de carga puede ser simultánea, escalonada, aleatoria, pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a la retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales, hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, el inicio de la carga de uno o más dispositivos médicos implantables puede operar independientemente uno de otro. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre inicios de carga subsiguientes de un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de inicios de carga subsiguientes de un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. En algunas formas de realización, la secuencia de estimulación puede ser simultánea (por ejemplo, dos o más IMD estimulan aproximadamente al mismo tiempo), escalonada, aleatoria, pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o en diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a la retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales, hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, la estimulación administrada por uno o más dispositivos médicos implantables pueden operar de manera independiente entre sí. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre estimulaciones subsiguientes de un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de estimulaciones subsiguientes de un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. En otro ejemplo, se puede producir una primera secuencia de inicio de carga y estimulación en el siguiente orden: el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316. Después de haber implementado la primera secuencia de inicio de carga y estimulación un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación (o respuesta), se puede implementar entonces una segunda secuencia de inicio de carga y estimulación. Después de haber implementado la segunda secuencia de inicio de carga y estimulación un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, se puede implementar entonces una tercera secuencia de inicio de carga y estimulación. Después de haber implementado una enésima secuencia de inicio de carga y estimulación durante un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, se puede implementar entonces otra secuencia de inicio de carga y estimulación (por ejemplo, la primera secuencia de inicio de carga y estimulación, la segunda secuencia de inicio de carga y estimulación, la tercera secuencia de inicio de carga y estimulación,... y/o la enésima secuencia de inicio de carga y estimulación). La segunda secuencia de inicio de carga y estimulación se puede producir en el siguiente orden: el tercer IMD 1314, el primer IMD 1310, y el cuarto IMD. La tercera secuencia de inicio de carga y estimulación se puede producir en el siguiente orden: el cuarto IMD 1316, el primer IMD 1310 y el tercer IMD 1314. El uno o más dispositivos médicos implantables pueden administrar estimulación inmediatamente después de su carga o en cualquier momento posterior.

En otro ejemplo, un segundo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de depresión puede incluir cargar un segundo IMD 1312 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15

segundos, 30 segundos, 1 minuto, 3 minutos, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, doce horas, etc.). Esta secuencia de tratamiento se puede repetir según un patrón predeterminado y/o basarse en uno o más mecanismos de retro-alimentación (por ejemplo, señales de retro-alimentación del tratamiento, una o más señales de dispositivo externo, uno o más inputs del paciente, una o más entradas del personal médico, uno o más parámetros corporales, etc.). En un ejemplo, basado en uno o más mecanismos de retro-alimentación, se puede modificar la base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 5 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 3 minutos, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, doce horas, etc.). Por ejemplo, el segundo protocolo de tratamiento puede hacer que el segundo IMD 1312 se cargue y administre estimulación cada 10 minutos pero, en base a uno o más mecanismos de retro-alimentación, el sistema, dispositivo y/o procedimiento modifica la secuencia de tratamiento para administrar estimulación cada 5 minutos durante un número predeterminado de veces y/o hasta que se recibe una señal de retro-alimentación que modifica el protocolo de tratamiento, y/o el procedimiento modifica la secuencia de tratamiento para administrar estimulación cada 5 minutos durante un número predeterminado de veces y/o hasta que se recibe una señal de retro-alimentación que modifica el protocolo de tratamiento.

En otro ejemplo, un tercer protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de obesidad puede incluir cargar el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, etc.). En otro ejemplo, el tercer protocolo de tratamiento puede incluir cargar el segundo IMD 1312 para administrar una primera estimulación en el momento T (por ejemplo, punto de referencia = 0), cargar el tercer IMD 1314 para administrar una segunda estimulación en el momento T + X (X puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 100 microsegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 2 minutos, 10 minutos, 6 horas o cualquier otro período de tiempo), y cargar el cuarto IMD 1316 para administrar una tercera estimulación en el momento T + Y (Y puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 100 microsegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 2 segundos, 6 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo).

En un ejemplo, la primera secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el tercer IMD 1314 un segundo después, y luego estimular con el cuarto IMD 1316 un segundo después. La segunda secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el tercer IMD 1314 cinco segundos después, y luego estimular con el cuarto IMD 1316 un segundo después. La tercera secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el cuarto IMD 1316 un minuto después, y luego estimular con el tercer IMD 1314 un minuto después.

En otro ejemplo, un cuarto protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de epilepsia puede incluir cargar el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318, el sexto IMD 1320 y un enésimo IMD para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, uno hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo). En otro ejemplo, el cuarto protocolo de tratamiento puede incluir cargar el primer IMD 1310 para administrar una primera estimulación en el momento T (por ejemplo, punto de referencia = 0), cargar el segundo IMD 1312 para administrar una segunda estimulación en el momento T + A (en el que A puede ser, por ejemplo, 0,1 microsegundos, 10 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 2 minutos, 10 minutos, 6 horas, o cualquier otro período de tiempo), cargar el tercer IMD 1314 para administrar una tercera estimulación en el momento T + B (en el que B puede ser, por ejemplo, 0,75 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 2 minutos, 10 minutos, 6 horas o cualquier otro período de tiempo), cargar el cuarto IMD 1316 para administrar una cuarta estimulación en el momento T + C (en el que C puede ser, por ejemplo, 0,2 segundos, 6 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo), cargar el quinto IMD 1318 para administrar una quinta estimulación en el momento T + D (en el que D puede ser, por ejemplo, 0,5 segundos, 10 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 10 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo), cargar el sexto IMD 1320 para administrar una sexta estimulación en el momento T + E (en el que E puede ser, por ejemplo, 0,7 segundos, 15 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 10 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo) y/o cargar un enésimo IMD para proporcionar una enésima estimulación en el momento T + F (en el que F puede ser, por ejemplo, 0,15 segundos, 20 segundos, 1,5 minutos, 5 minutos, 10 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un quinto protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de autismo puede incluir cargar el primer IMD 1310 y un enésimo IMD para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un sexto protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno por déficit de atención/hiperactividad puede incluir cargar el primer IMD 1310, el segundo IMD y un enésimo IMD para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un séptimo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de bulimia puede incluir cargar el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

Por ejemplo, un octavo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno compulsivo de comer en exceso puede incluir cargar el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316 y el quinto IMD 1318 para administrar una o más estimulaciones según un base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un noveno protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de anorexia nerviosa puede incluir cargar el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318 y el sexto IMD 1320 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un décimo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de lesión cerebral traumática puede incluir cargar el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316 y el quinto IMD 1318 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un undécimo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene una apoplejía puede incluir cargar el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318 y el sexto IMD 1320 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro periodo de tiempo).

En otro ejemplo, un duodécimo protocolo de tratamiento basado en un paciente que está en coma puede incluir cargar el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316 y el quinto IMD 1318 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un decimotercer protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de migraña puede incluir cargar el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318 y el sexto IMD 1320, para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un decimocuarto protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de dolor neuropático puede incluir cargar el cuarto IMD 1316 y el quinto IMD 1318 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

En otro ejemplo, un decimoquinto protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de isquemia puede incluir cargar el cuarto IMD 1316 y el sexto IMD 1320 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).

- En otro ejemplo, un decimosexto protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de insuficiencia cardíaca congestiva puede incluir cargar el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el quinto IMD 1318 y el sexto IMD 1320 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, o cualquier otro período de tiempo).
- En otro ejemplo, un decimoséptimo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de angina puede incluir cargar el quinto IMD 1318 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).
- En otro ejemplo, un decimooctavo protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno del sueño puede incluir cargar el tercer IMD 1314 y un enésimo IMD para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas, o cualquier otro período de tiempo).
- En otro ejemplo, un decimonoveno protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno de demencia puede incluir cargar el quinto IMD 1318, el sexto IMD 1320 y un enésimo IMD para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 10 milisegundos, 100 milisegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas, veinticuatro horas o cualquier otro período de tiempo).
- En otro ejemplo, puede haber numerosos protocolos de tratamiento (por ejemplo, de 1 a N) para un trastorno convulsivo. En base a un primer perfil de paciente (por ejemplo, edad, sexo, valor de IMC, altura, historial de tratamiento, salud física, etc.), se puede tratar un primer paciente con un primer protocolo de tratamiento para su trastorno convulsivo. El primer protocolo de tratamiento puede ser estimular usando el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312 y el tercer IMD 1314 según un primer patrón predeterminado. El primer patrón predeterminado puede ser estimular por medio del primer IMD 1310 en el momento $T = 0$, luego estimular por medio del segundo IMD 1312 en el momento $T = 1$, y luego estimular por medio del tercer IMD 1314 en el momento $T = 2$. En otro ejemplo, en base a un segundo perfil de paciente (por ejemplo, edad, sexo, valor de IMC, altura, historial de tratamiento, salud física, etc.), se puede tratar un segundo paciente con un segundo protocolo de tratamiento para su trastorno convulsivo. El segundo protocolo de tratamiento puede ser estimular usando el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312 y el tercer IMD 1314 según un segundo patrón predeterminado. El segundo patrón predeterminado puede ser estimular por medio del primer IMD 1310 en el momento $T = 0$, luego estimular por medio del segundo IMD 1312 en el momento $T = 5$, y luego estimular por medio del tercer IMD 1314 en el momento $T = 20$. En otro ejemplo, en base a un tercer perfil de paciente (por ejemplo, edad, sexo, valor de IMC, altura, historial de tratamiento, salud física, etc.), se puede tratar un tercer paciente con un tercer protocolo de tratamiento para su trastorno convulsivo. El tercer protocolo de tratamiento puede ser estimular utilizando el cuarto IMD 1316, el segundo IMD 1312 y el sexto IMD 1320 según un tercer patrón predeterminado. El tercer patrón predeterminado puede ser estimular por medio del cuarto IMD 1316 en el momento $T = 0$, luego estimular por medio del segundo IMD 1312 en el momento $T = 2$, y luego estimular por medio del sexto IMD 1320 en el momento $T = 10$.
- En algunas formas de realización, al menos un IMD tendrá una frecuencia de carga diferente a la de otro IMD. Como tal, el patrón de carga y estimulación de los IMD puede ser controlado, en parte, por la frecuencia de la señal o señales de radiación de campo lejano transmitidas por el transmisor de campo lejano 1304. En un ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir señales de radicación de campo lejano para cargar los IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. Solo se cargarán los IMD que están configurados para ser cargados a la frecuencia de una o más de las señales de radiación de campo lejano que se están transmitiendo. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.

En otro ejemplo, se pueden utilizar dos o más protocolos de tratamiento diferentes (por ejemplo, de 2 a N) para un trastorno en base a uno o más criterios. Por ejemplo, se puede usar un primer protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo ante una señal de advertencia de que se puede producir un evento convulsivo inminente, se puede usar un segundo protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando se produce un evento convulsivo real, se puede usar un tercer protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando se ha producido un evento convulsivo real, y/o se puede utilizar un cuarto protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando no se determina ninguno de los eventos anteriores.

En otro ejemplo, se pueden utilizar dos o más protocolos de tratamiento diferentes (por ejemplo, de 2 a N) basados en un paciente que tiene dos o más trastornos diferentes. Por ejemplo, se puede utilizar un primer protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo y se puede utilizar un segundo protocolo de tratamiento para un trastorno depresivo. En otro ejemplo, se puede utilizar un primer protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo ante una señal de advertencia de que se puede producir un evento convulsivo inminente, cuando se produce un evento convulsivo real, y/o cuando se ha producido un evento convulsivo real y se puede usar un segundo protocolo de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando no se determina ninguno de los eventos anteriores. Además, se puede utilizar un tercer protocolo de tratamiento para un trastorno de depresión. Además, se puede utilizar un cuarto protocolo de tratamiento para un trastorno de comer en exceso.

En otro ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir una o más señales procedentes de uno o más dispositivos externos, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. Solo se cargarán los IMD que están configurados para ser cargados a la frecuencia de una o más de las señales de radiación de campo lejano que se están transmitiendo. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.

En otro ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir uno o más inputs del paciente, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. Solo se cargarán los IMD que están configurados para ser cargados a la frecuencia de una o más de las señales de radiación de campo lejano que se están transmitiendo. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.

En otro ejemplo, un paciente puede recibir dos o más protocolos de tratamiento (por ejemplo, de 2 a N). Después de experimentar estos protocolos de tratamiento, el paciente puede determinar que un segundo protocolo de tratamiento es mejor que cualquier otro protocolo de tratamiento. En base a este input para el paciente, se puede implementar el segundo protocolo de tratamiento como el único protocolo de tratamiento, el protocolo de tratamiento principal y/o cualquier otra designación.

En otro ejemplo, un paciente puede recibir dos o más protocolos de tratamiento (por ejemplo, de 2 a N). Después de obtener datos relacionados con estos protocolos de tratamiento, el personal médico puede determinar que un tercer protocolo de tratamiento es mejor que cualquier otro protocolo de tratamiento. En base a este input para el paciente, se puede implementar el tercer protocolo de tratamiento como el único protocolo de tratamiento, el protocolo de tratamiento principal y/o cualquier otra designación.

En otro ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir una o más señales de parámetros corporales, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radicación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados

- para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-
- 5 alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.
- 10 En otro ejemplo, la una o más señales de parámetros corporales pueden indicar que el paciente está durmiendo, haciendo ejercicio, acostado, sentado y/o cualquier otra función humana.

En la figura 13C, se muestra una ilustración de un segundo procedimiento de carga 1360 utilizado en un régimen de tratamiento, de acuerdo con una forma de realización. El segundo procedimiento de carga 1360 puede incluir la

15 transmisión por parte del transmisor de campo lejano 1304 de una primera señal de radiación de campo lejano 1330, una segunda señal de radiación de campo lejano 1332, una tercera señal de radiación de campo lejano 1334, una cuarta señal de campo lejano 1336, una quinta señal de campo lejano 1338 y una sexta señal de radiación de campo lejano 1340. El transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano en un orden predeterminado. En otras formas de realización, la secuencia de transmisión puede ser

20 simultánea, escalonada, aleatoria, pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a la retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales, hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre inicios subsiguientes de

25 transmisión a un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de inicios subsiguientes de transmisión a un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el

30 uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada.

Por ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir la primera señal de radiación de campo lejano 1330. La primera señal de radiación de campo lejano 1330 puede cargar el primer IMD 1310 en una primera

35 ubicación del primer nervio 1306 a una primera frecuencia. Después de que el transmisor de campo lejano 1304 haya transmitido la primera señal de radiación de campo lejano 1330, entonces el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir la segunda señal de radiación de campo lejano 1332. La segunda señal de radiación de campo lejano 1332 puede cargar el cuarto IMD 1316 en una cuarta ubicación del segundo nervio 1308 a una segunda frecuencia. Después de que el transmisor de campo lejano 1304 haya transmitido la segunda señal de radiación de campo

40 lejano 1332, entonces el transmisor de campo lejano puede transmitir la tercera señal de radiación de campo lejano 1334. La tercera señal de radiación de campo lejano 1334 puede cargar el segundo IMD 1312 en una segunda ubicación del primer nervio 1306 a una tercera frecuencia. Después de que el transmisor de campo lejano 1304 haya transmitido la tercera señal de radiación de campo lejano 1334, entonces el transmisor de campo lejano puede transmitir la cuarta señal de campo lejano 1336. La cuarta señal de campo lejano 1336 puede cargar el tercer IMD

45 1314 en una tercera ubicación del primer nervio 1306 a una cuarta frecuencia. Después de que el transmisor de campo lejano 1304 haya transmitido la cuarta señal de radiación de campo lejano 1336, entonces el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir la quinta señal de radiación de campo lejano 1338. La quinta señal de radiación de campo lejano 1338 puede cargar el sexto IMD 1320 en una sexta ubicación del segundo nervio 1308 a una quinta frecuencia. Después de que el transmisor de campo lejano 1304 haya transmitido la quinta señal de radiación de

50 campo lejano 1338, entonces el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir la sexta señal de radiación de campo lejano 1340. La sexta señal de radiación de campo lejano 1340 puede cargar el quinto IMD 1318 en una quinta ubicación del segundo nervio 1308 a una sexta frecuencia. En algunas formas de realización, cada una de las seis frecuencias de carga pueden ser frecuencias diferentes, al menos dos de las frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia (por ejemplo, la primera frecuencia y la segunda frecuencia pueden ser la misma frecuencia), al

55 menos tres de las frecuencias de carga pueden ser la misma, al menos cuatro de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, cinco de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, o todas las seis frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia.

En la figura 13D, se muestra una ilustración de diversas ubicaciones para ubicar uno o más IMD, de acuerdo con

60 una forma de realización de ejemplo. En este ejemplo, un primer IMD 1374 puede ser ubicado en la región del cuello (por ejemplo, acoplado, unido o colocado cerca del nervio vago, otro nervio craneal u otro nervio en la región del cuello), un segundo IMD 1376 se ubica en la región cardiaca (por ejemplo, acoplado, unido o colocado cerca del nervio vago, otro nervio craneal u otro nervio en la región cardiaca), un tercer IMD 1378 se ubica en la región

gástrica (por ejemplo, acoplado, unido, o colocado cerca del nervio vago, otro nervio craneal u otro nervio en la región gástrica), y un cuarto IMD 1372 se ubica en la región de la cabeza (por ejemplo, acoplado, unido o colocado cerca de la superficie del cerebro, dentro del cerebro, el nervio vago, el nervio trigémino, el nervio hipogloso, el nervio glosofaríngeo, otro nervio craneal u otro nervio en la región de la cabeza). En algunas formas de realización, la frecuencia de carga de los IMD puede corresponder a la región en la que está ubicado (por ejemplo, la región del cuello, la región cardíaca, la región gástrica, y la región de la cabeza pueden corresponder a una primera frecuencia, a una segunda frecuencia, una tercera frecuencia, y una cuarta frecuencia, respectivamente), el lado del cuerpo en el que se encuentra la estructura objetivo (por ejemplo, el nervio vago izquierdo y el nervio trigémino izquierdo pueden corresponder a una primera frecuencia, y el vago derecho y el trigémino derecho pueden corresponder a una segunda frecuencia), el tipo del tejido objetivo (por ejemplo, el cerebro puede corresponder a una primera frecuencia y uno o más nervios pueden corresponder a una segunda frecuencia), el tipo de objetivo particular (por ejemplo, el nervio vago puede corresponder a una primera frecuencia, el nervio trigémino puede corresponder a una segunda frecuencia, y el nervio hipogloso puede corresponder a una tercera frecuencia), la parte particular del objetivo (por ejemplo, una parte principal del nervio vago puede corresponder a una primera frecuencia, una primera rama del nervio vago puede corresponder a una segunda frecuencia, y una segunda rama del nervio vago puede corresponder a una tercera frecuencia), o una combinación de los mismos.

La figura 14A muestra una primera ilustración 1400 de uno o más IMD que se están cargando, de acuerdo con una forma de realización. La primera ilustración 1400 incluye el primer nervio 1306, el segundo nervio 1308, el transmisor de campo lejano 1304, el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318, el sexto IMD 1320, y una primera señal de radiación de campo lejano 1402.

En este ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 transmite la primera señal de radiación de campo lejano 1402 que irradia al primer IMD 1310, al segundo IMD 1312, al tercer IMD 1314, al cuarto IMD 1316, al quinto IMD 1318 y al sexto IMD 1320. La primera señal de radiación de campo lejano 1402 es a una primera frecuencia f1. En base a una correspondencia de frecuencias, el primer IMD 1310 y el sexto IMD 1320 son cargados (lo que se representa con los números de referencia 1404 y 1406 respectivamente) por la primera señal de radiación de campo lejano 1402. Además, en base a una diferencia de frecuencias (por ejemplo, no correspondencia de frecuencias), el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316 y el quinto IMD 1318 no son cargados por la primera señal de radiación de campo lejano 1402.

La figura 14B muestra una segunda ilustración 1410 de uno o más IMD que se están cargando, de acuerdo con una forma de realización. La segunda ilustración 1410 incluye el primer nervio 1306, el segundo nervio 1308, el transmisor de campo lejano 1304, el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318, el sexto IMD 1320, y una segunda señal de radiación de campo lejano 1412.

En este ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 transmite la segunda señal de radiación de campo lejano 1412 que irradia al primer IMD 1310, al segundo IMD 1312, al tercer IMD 1314, al cuarto IMD 1316, al quinto IMD 1318 y al sexto IMD 1320. La segunda señal de radiación de campo lejano 1412 es a una segunda frecuencia f2. En base a una correspondencia de frecuencias, el cuarto IMD 1316 es cargado (lo que se representa con el número de referencia 1414) por la segunda señal de radiación de campo lejano 1412. Además, en base a una diferencia de frecuencias (por ejemplo, no correspondencia de frecuencias), el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el quinto IMD 1318 y el sexto IMD 1320 no son cargados por la segunda señal de radiación de campo lejano 1412.

La figura 14C muestra una tercera ilustración 1420 de uno o más IMD que se están cargando, de acuerdo con una forma de realización. La tercera ilustración 1420 incluye el primer nervio 1306, el segundo nervio 1308, el transmisor de campo lejano 1304, el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto IMD 1318, el sexto IMD 1320 y una tercera señal de radiación de campo lejano 1422.

En este ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 transmite la tercera señal de radiación de campo lejano 1422 que irradia al primer IMD 1310, al segundo IMD 1312, al tercer IMD 1314, al cuarto IMD 1316, al quinto IMD 1318 y al sexto IMD 1320. La tercera señal de radiación de campo lejano 422 es a una tercera frecuencia f3. En base a una correspondencia de frecuencias, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314 y el quinto IMD 1318 son cargados (lo que se representa con los números de referencia 1424, 1426 y 1428 respectivamente) por la tercera señal de radiación de campo lejano 1422. Además, en base a una diferencia de frecuencias (por ejemplo, no correspondencia de frecuencias), el primer IMD 1310, el cuarto IMD 1316 y el sexto IMD 1320 no son cargados por la tercera señal de radiación de campo lejano 1422.

En otro ejemplo, el primer IMD 1310 puede ser cargado por una señal de radiación de campo lejano con una primera frecuencia f1 (por ejemplo, 900 MHz). En este ejemplo, el primer IMD 1310 no se cargaría con una señal de radiación de campo lejano con una segunda frecuencia f2 (por ejemplo, 2,4 GHz). Además, el segundo IMD 1312 puede ser cargado por una señal de radiación de campo lejano con la segunda frecuencia f2 (por ejemplo, 2,4 GHz)

pero el segundo IMD 1312 no es cargado por una señal de radiación de campo lejano con la primera frecuencia f1 (por ejemplo, 900 MHz).

Los IMD (por ejemplo, el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, el cuarto IMD 1316, el quinto
 5 IMD 1318, el sexto IMD 1320, etc.) pueden ser cargados por una o más señales de radiación de campo lejano (por
 ejemplo, de 1 a N) con una o más frecuencias predeterminadas (por ejemplo, de 1 a N). Por ejemplo, el tercer IMD
 1314 puede ser cargado por una señal de radiación de campo lejano con una primera frecuencia (por ejemplo, 900
 MHz) y/o una segunda frecuencia (por ejemplo, 2,4 GHz). En este ejemplo, el tercer IMD 1314 no puede ser cargado
 por una señal de radiación de campo lejano con cualquier otra frecuencia (por ejemplo, 950 MHz, 2,1 GHz, 2,2 GHz,
 10 etc.). Además, el cuarto IMD 1316 puede ser cargado por una señal de radiación de campo lejano con una tercera
 frecuencia (por ejemplo, 950 MHz) y/o una cuarta frecuencia (por ejemplo, 2,1 GHz). En este ejemplo, el cuarto IMD
 1316 no puede ser cargado por una señal de radiación de campo lejano con cualquier otra frecuencia (por ejemplo,
 900 MHz, 2,2 GHz, 2,4 GHz, etc.). Además, en este ejemplo, el quinto IMD 1318 puede ser cargado por una señal
 de radiación de campo lejano con la primera frecuencia (por ejemplo, 900 MHz), la tercera frecuencia (por ejemplo,
 15 950 MHz) y una quinta frecuencia (por ejemplo, 2,2 GHz).

En un ejemplo, se puede enviar una señal para activar (por ejemplo, encender) una o más antenas a una o más
 frecuencias y luego se pueden transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar los
 dispositivos (por ejemplo, IMD) conectados a la una o más antenas.

20 La figura 15A muestra una primera ilustración 1500 de un IMD que se está cargando, de acuerdo con una forma de
 realización. La primera ilustración 1500 incluye el primer nervio 1306, el transmisor de campo lejano 1304, el primer
 IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, una primera señal de radiación de campo lejano 1504 y un
 indicador de nivel de carga 1510. En este ejemplo, la primera señal de radiación de campo lejano 1504 es a una
 25 primera frecuencia. En este ejemplo, la primera señal de radiación de campo lejano 1504 está cargando el segundo
 IMD 1312 (lo que se representa con el número de referencia 1502). La primera señal de radiación de campo lejano
 1504 alimenta el segundo IMD 1312 en base a una correspondencia de frecuencias. Además, en base a una
 diferencia de frecuencias (por ejemplo, no correspondencia de frecuencias), el primer IMD 1310 y el tercer IMD 1314
 no son cargados por la primera señal de radiación de campo lejano 1504.

30 En este ejemplo, el proceso de carga está representado por una primera unidad de carga 1508 mostrada en el
 indicador de nivel de carga 1510. La primera unidad de carga 1508 puede no ser suficiente para administrar una
 estimulación por parte del segundo IMD 1312. Un umbral de estimulación 1506 puede representar la cantidad de
 carga requerida 1312 para administrar la estimulación apropiada por parte del segundo IMD 1312 a uno o más
 35 nervios o estructuras (o administrar una terapia, detectar, suministrar un fármaco, etc.). Un requisito de carga delta
 1520 puede representar la cantidad de carga que todavía se necesita para poder alcanzar el umbral de estimulación
 1506. En otro ejemplo, una o más primeras señales de radiación de campo lejano pueden cargar uno o más
 dispositivos (por ejemplo, uno o más IMD) para administrar una o más estimulaciones.

40 La figura 15B muestra una segunda ilustración 1540 de un IMD que se está cargando, de acuerdo con una forma de
 realización. La segunda ilustración 1540 incluye el primer nervio 1306, el transmisor de campo lejano 1304, el primer
 IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, una segunda señal de campo lejano 1505, y el indicador de
 nivel de carga 1510. En este ejemplo, la segunda señal de radiación de campo lejano 1505 es a la primera
 45 frecuencia. En este ejemplo, la segunda señal de radiación de campo lejano 1505 está cargando el segundo IMD
 1312 (lo que se representa con el número de referencia 1502). La segunda señal de radiación de campo lejano 1505
 alimenta el segundo IMD 1312 en base a una correspondencia de frecuencias. Además, en base a una diferencia de
 frecuencias (por ejemplo, no correspondencia de frecuencias), el primer IMD 1310 y el tercer IMD 1314 no son
 cargados por la segunda señal de radiación de campo lejano 1505.

50 En este ejemplo, el proceso de carga está representado por la primera unidad de carga 1508 y una segunda unidad
 de carga 1512 mostradas en el indicador de nivel de carga de 1510. La primera unidad de carga 1508 y la segunda
 unidad de carga 1512 pueden no ser suficiente carga para administrar una estimulación por parte del segundo IMD
 1312. El umbral de estimulación 1506 puede representar la cantidad de carga requerida para administrar la
 estimulación apropiada por parte del segundo IMD 1312 a uno o más nervios o estructuras (o administrar una
 55 terapia, detectar, suministrar un fármaco, etc.). El requisito de carga delta 1520 puede representar la cantidad de
 carga que todavía se necesita para poder alcanzar el umbral de estimulación 1506 lo que permitiría que el segundo
 IMD 1312 administre estimulación.

La figura 15C muestra una tercera ilustración 1550 de un IMD que se está cargando, de acuerdo con una forma de
 60 realización. La tercera ilustración 1550 incluye el primer nervio 1306, el transmisor de campo lejano 1304, el primer
 IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, una tercera señal de campo lejano 1507 y el indicador de nivel
 de carga 1510. En este ejemplo, la tercera señal de radiación de campo lejano 1507 es a la primera frecuencia. En
 este ejemplo, la tercera señal de radiación de campo lejano 1507 está cargando el segundo IMD 1312 (lo que se

representa con el número de referencia 1502). La tercera señal de radiación de campo lejano 1507 alimenta el segundo IMD 1312 en base a una correspondencia de frecuencias. Además, en base a una diferencia de frecuencias (por ejemplo, no correspondencia de frecuencias), el primer IMD 1310 y el tercer IMD 1314 no son cargados por la tercera señal de radiación de campo lejano 1507. El segundo IMD 1312 (y/o cualquier IMD) pueden estar configurados para ser cargados a más de una frecuencia y/o más de una banda de frecuencia.

En este ejemplo, el proceso de carga está representado por la primera unidad de carga 1508, la segunda unidad de carga 1512 y una tercera unidad de carga 1514 mostradas en el indicador de nivel de carga 1510. La primera unidad de carga 1508, la segunda unidad de carga 1512, y la tercera unidad de carga 1514 pueden ser carga suficiente para administrar una estimulación por parte del segundo IMD 1312. El umbral de estimulación 1506 puede representar la cantidad de carga requerida para administrar la estimulación apropiada por parte del segundo IMD 1312 a uno o más nervios. El requisito de carga delta 1520 puede representar la cantidad de carga que todavía se necesita para poder alcanzar el umbral de estimulación 1506 que permitiría que el segundo IMD 1312 administre estimulación. En este ejemplo, el requisito de carga delta 1520 es cero. En otro ejemplo, una única señal de radiación de campo lejano puede cargar uno o más dispositivos (por ejemplo, uno o más IMD) para administrar una o más estimulaciones. En algunas formas de realización, el IMD puede administrar una estimulación cuando se alcanza el umbral de estimulación 1506. El umbral de estimulación 1506 puede corresponder a una carga suficiente para administrar una única estimulación, más de una estimulación, o una terapia durante un cierto período de tiempo. Una vez que se alcanza el umbral de estimulación 1506, puede comenzar la estimulación o la terapia. En algunas formas de realización, se puede requerir un código o activación para cargar y/o estimular.

La figura 15D muestra una cuarta ilustración 1560 de un IMD que se está cargando, de acuerdo con una forma de realización. La cuarta ilustración 1560 incluye el primer nervio 1306, el transmisor de campo lejano 1304, el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, una enésima señal de radiación de campo lejano 1509, y el indicador de nivel de carga 1510. En este ejemplo, el segundo IMD 1312 está descargando la energía almacenada en el segundo IMD 1312 para administrar una o más estimulaciones. El segundo IMD 1312 se descarga según se ilustra por medio de un patrón de descarga 1562.

La figura 15E muestra una quinta ilustración 1570 de un IMD que se está cargando, de acuerdo con una forma de realización. La quinta ilustración 1570 incluye el primer nervio 1306, el transmisor de campo lejano 1304, el primer IMD 1310, el segundo IMD 1312, el tercer IMD 1314, la enésima señal de radiación de campo lejano 1509 y el indicador de nivel de carga 1510. En este ejemplo, la carga almacenada en el segundo IMD 1312 es retenida 1572 a la espera de instrucciones para descargar y administrar una o más estimulaciones. Estas instrucciones (por ejemplo, código de descarga, código de estimulación, código de secuencia, código de protocolo de tratamiento, etc.) para descargar la carga retenida 1572 en el segundo IMD 1312 pueden ser transmitidas por un IMD, un dispositivo de control externo, un dispositivo externo y/o cualquier otro mecanismo. Estas instrucciones se pueden basar en un programa de tratamiento y/o protocolo de tratamiento. En algunas formas de realización, se puede enviar un código al IMD para iniciar la carga de modo que el dispositivo no se cargue hasta que reciba el código (por ejemplo, código de inicio de carga). Es posible que sea necesario proporcionar el código de inicio de carga antes de cada recarga, antes de una carga inicial, antes de un período de tratamiento, antes de una secuencia de cargas, para cualquier otro protocolo de carga o de cualquier otra manera para controlar la carga de uno o más de los IMD. En algunas formas de realización, se puede enviar un código para iniciar una estimulación o una terapia (por ejemplo, código de inicio de terapia). Una terapia puede comprender una o más estimulaciones, una o más dosis de fármaco o la administración de terapia durante un período de tiempo. El código de inicio de terapia se puede usar antes de cada administración de terapia, período de administración de terapia, uso inicial de terapia o de cualquier otra manera para controlar la administración de una terapia usando uno o más de los IMD. El código de inicio de carga y el código de inicio de terapia se pueden proporcionar a la misma frecuencia que la señal de carga, o a cualquier otra frecuencia. El IMD se puede programar para que reconozca el código o patrón de código en particular. En otro ejemplo, las estimulaciones por parte de uno o más IMD se pueden utilizar para calentar o acondicionar un nervio antes de que se produzca una estimulación principal. En otro ejemplo, las instrucciones se pueden enviar desde un dispositivo externo (por ejemplo, dispositivo de interfaz del paciente, teléfono inteligente, dispositivo móvil, dispositivo informático, dispositivo de control, etc.). Las instrucciones pueden ser primero una señal de carga y luego una señal de estimulación para iniciar una estimulación o terapia. En otro ejemplo, el tratamiento de estimulación se puede utilizar en combinación con un sistema de administración de fármacos. En este ejemplo, la carga de uno o más dispositivos electrónicos también puede liberar uno o más fármacos al paciente. Por ejemplo, para mantener un nivel de concentración en sangre X en un paciente, el sistema de administración de fármacos puede utilizar una o más señales de radiación de campo lejano para permitir que un dispositivo eléctrico administre uno o más fármacos. Además, este procedimiento se puede implementar con un circuito de retro-alimentación que utiliza un mecanismo de medición de concentración en sangre para determinar uno o más niveles de concentración en sangre, que luego se puede utilizar para mantener uno o más niveles de concentración en sangre dentro de un rango predeterminado.

La figura 16A muestra un nervio 1600 con uno o más elementos nerviosos (por ejemplo, fibras nerviosas o axones, grupos de fibras nerviosas o axones, etc.). En este ejemplo, el nervio 1600 puede incluir un primer elemento

nervioso 1604, un segundo elemento nervioso 1606, un tercer elemento nervioso 1608, un cuarto elemento nervioso 1610, un quinto elemento nervioso 1612, un sexto elemento nervioso 1614, un séptimo elemento nervioso 1616, un octavo elemento nervioso 1618 y un exterior nervioso 1602. En un ejemplo, uno o más IMD pueden no ser capaces de estimular o reclutar todos los elementos nerviosos, especialmente aquellos ubicados cerca del centro del nervio
 5 porque la estimulación solo puede penetrar a una cierta profundidad. En un ejemplo, cuando el nervio 1600 discurre a través del cuerpo, los diversos elementos nerviosos se pueden reordenar o cambiar de posición, de modo que un elemento nervioso en el centro del nervio en una ubicación puede estar cerca del borde exterior del nervio en una ubicación diferente del nervio, en la que puede ser más fácil de reclutar o estimular. El primer elemento nervioso 1604, el segundo elemento nervioso 1606, el tercer elemento nervioso 1608, el cuarto elemento nervioso 1610, el
 10 quinto elemento nervioso 1612, el sexto elemento nervioso 1614, el séptimo nervio 1616 y el octavo elemento nervioso 1618 pueden cambiar de posición, lo que puede aumentar la probabilidad de estimulación de diferentes elementos nerviosos por medio de uno o más IMD cuando el uno o más IMD están colocados en diferentes ubicaciones del nervio, incluidas las ramas nerviosas.

15 La figura 16B muestra una primera ilustración 1620 de un primer IMD en una primera ubicación de un nervio, de acuerdo con una forma de realización. La primera ilustración 1620 muestra un primer IMD 1622 que estimula (lo que se representa con los números de referencia 1626 y 1624, respectivamente) el primer elemento nervioso 1604 y el sexto elemento nervioso 1614 del nervio 1600. En este ejemplo, el primer IMD 1622 puede no ser capaz de estimular el segundo elemento nervioso 1606, el tercer elemento nervioso 1608, el cuarto elemento nervioso 1610,
 20 el quinto elemento nervioso 1612, el séptimo elemento nervioso 1616, y el octavo elemento nervioso 1618.

La figura 16C muestra una segunda ilustración 1630 de un segundo IMD en una segunda ubicación del nervio, de acuerdo con una forma de realización. La segunda ilustración 1630 muestra un segundo IMD 1634 que estimula (lo que se representa con los números de referencia 1636 y 1634, respectivamente) el séptimo elemento nervioso 1634
 25 y el segundo elemento nervioso 1636 del nervio 1600. En este ejemplo, el segundo IMD 1634 puede no ser capaz de estimular el primer elemento nervioso 1604, el tercer elemento nervioso 1608, el cuarto elemento nervioso 1610, el quinto elemento nervioso 1612, el sexto elemento nervioso 1614 y el octavo elemento nervioso 1618.

La figura 16D muestra una tercera ilustración 1640 de un tercer IMD en una tercera ubicación de un nervio, de acuerdo con una forma de realización. La tercera ilustración 1640 muestra un tercer IMD 1642 que estimula (lo que se representa con los números de referencia 1644 y 1646, respectivamente) el octavo elemento nervioso 1644 y el cuarto elemento nervioso 1646 del nervio 1600. En este ejemplo, el tercer IMD 1644 puede no ser capaz de estimular el primer elemento nervioso 1604, el segundo elemento nervioso 1606, el tercer elemento nervioso 1608, el quinto elemento nervioso 1612, el sexto elemento nervioso 1614 y el séptimo elemento nervioso 1616. Las figuras
 30 16A-16D ilustran cómo las fibras nerviosas o los grupos de fibras nerviosas pueden migrar o cambiar de posición a lo largo del nervio. En algunas ubicaciones, una fibra nerviosa puede estar ubicada en el centro del nervio, por lo que puede ser difícil de estimular, y en otras ubicaciones, la fibra nerviosa puede estar ubicada cerca del borde externo del nervio y puede ser relativamente fácil de estimular. Por lo tanto, la colocación de IMD a lo largo del nervio en diferentes ubicaciones puede aumentar el reclutamiento o la estimulación de las fibras nerviosas, lo que
 35 puede aumentar el efecto terapéutico de la estimulación.

La figura 16E muestra una quinta ilustración 1650 de numerosos IMD en diversas ubicaciones que estimulan uno o más nervios, de acuerdo con una forma de realización. La quinta ilustración 1650 muestra un primer IMD 1622 que estimula una primera área nerviosa 1652 del nervio 1600. En este ejemplo, uno o más de entre el primer elemento
 40 nervioso 1604, el segundo elemento nervioso 1606, el tercer elemento nervioso 1608, el cuarto elemento nervioso 1610, el quinto elemento nervioso 1612, el sexto elemento nervioso 1614, el séptimo elemento nervioso 1616, y/o el octavo elemento nervioso 1618 puede ser estimulado por el primer IMD 1622.

En otro ejemplo, el nervio 1600 se puede ramificar en una o más ramas nerviosas secundarias, tales como una
 50 primera rama nerviosa 1654 y una segunda rama nerviosa 1656, teniendo cada rama un diámetro menor que el nervio antes de la ramificación. Los elementos nerviosos del nervio 1600 pueden separarse donde el primer elemento nervioso 1604, el segundo elemento nervioso 1606, el tercer elemento nervioso 1608 y el cuarto elemento nervioso 1610 entran en la primera rama nerviosa 1654 y, el quinto elemento nervioso 1612, el sexto elemento nervioso 1614, el séptimo elemento nervioso 1616, y el octavo elemento nervioso 1618 entran en la segunda rama
 55 nerviosa 1656. Un segundo IMD 1632 ubicado en la primera rama nerviosa 1654 puede estimular el primer elemento nervioso 1604, el segundo elemento nervioso 1606, el tercer elemento nervioso 1608 y el cuarto elemento nervioso 1610. Un tercer IMD 1642 ubicado en la segunda rama nerviosa 1656 puede estimular el quinto elemento nervioso 1612, el sexto elemento nervioso 1614, el séptimo elemento nervioso 1616 y el octavo elemento nervioso 1618. En estos ejemplos, uno o más de los elementos nerviosos que no se pudieron estimular en la primera área nerviosa
 60 1652 ahora pueden ser estimulados en la primera rama nerviosa 1654 y/o la segunda rama nerviosa 1656. Las ramas nerviosas tienen un diámetro menor que su correspondiente tronco y, como resultado, se puede conseguir un mayor reclutamiento en porcentaje de fibras nerviosas en las ramas para una profundidad de penetración determinada de la estimulación. Estimular en una o más ubicaciones del tronco y una o más ubicaciones de una o

más ramas puede aumentar aún más el reclutamiento de fibras nerviosas y aumentar el efecto terapéutico de la estimulación.

En la figura 17A, se muestran diversas configuraciones de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización. Un primer diagrama 1700 incluye una primera disposición de IMD 1702, una segunda disposición de IMD 1704, una tercera disposición de IMD 1706, una cuarta disposición de IMD 1720, una quinta disposición de IMD 1722 y una sexta disposición de IMD 1724.

La primera disposición de IMD 1702 se puede utilizar en un sistema de electrodos cerebrales (por ejemplo, cerebro profundo, cortical). La primera disposición de IMD 1702 se puede cargar a una décima frecuencia f10 (por ejemplo, 1 GHz) y se puede ubicar en el lado derecho del área objetivo (por ejemplo, el hemisferio derecho del cerebro, el nervio craneal derecho, etc.). La primera disposición de IMD 1702 se puede utilizar en combinación con la cuarta disposición de IMD 1720. La cuarta disposición de IMD 1720 se puede cargar a una quinta frecuencia f5 (por ejemplo, 960 MHz) y se puede ubicar en el lado izquierdo del área objetivo (por ejemplo, el hemisferio izquierdo del cerebro, el nervio craneal izquierdo, etc.).

La segunda disposición de IMD 1704 se puede utilizar en un segundo sistema nervioso craneal (por ejemplo, nervio trigémino). La segunda disposición de IMD 1704 se puede cargar a una novena frecuencia f9 (por ejemplo, 2,4 GHz) y se puede ubicar en el lado derecho del área objetivo (por ejemplo, el nervio craneal derecho, otro nervio o estructura en el lado derecho del cuerpo del paciente). La segunda disposición de IMD 1704 se puede utilizar en combinación con la quinta disposición de IMD 1722. La quinta disposición de IMD 1722 se puede cargar a una cuarta frecuencia f4 (por ejemplo, 900 MHz) y se puede ubicar en el lado izquierdo del área objetivo (por ejemplo, el nervio craneal izquierdo, otro nervio o estructura en el lado izquierdo del cuerpo del paciente).

La tercera disposición de IMD 1706 se puede utilizar en un primer sistema nervioso craneal con ramas correspondientes (por ejemplo, nervio vago). La tercera disposición de IMD 1706 puede tener uno o más IMD. Por ejemplo, la tercera disposición de IMD 1706 puede incluir tres IMD (por ejemplo, un primer IMD 1708, un segundo IMD 1710 y un tercer IMD 1712) con un IMD ubicado en cada uno de entre un primer nervio 1714, una primera rama 1716 y una segunda rama 1718. El primer IMD 1708 se puede cargar a una sexta frecuencia f6. El segundo IMD 1710 se puede cargar a una séptima frecuencia f7. El tercer IMD 1712 se puede cargar a una octava frecuencia f8. La tercera disposición de IMD 1706 se puede ubicar en el lado derecho del área objetivo (por ejemplo, el nervio craneal derecho, otro nervio o estructura en el lado derecho del cuerpo del paciente). La tercera disposición de IMD 1706 se puede utilizar en combinación con la sexta disposición de IMD 1724. La sexta disposición de IMD 1724 se puede ubicar en el lado izquierdo del área objetivo (por ejemplo, el nervio craneal izquierdo, otro nervio o estructura en el lado izquierdo del cuerpo del paciente). La sexta disposición de IMD 1724 puede tener uno o más IMD. Por ejemplo, la sexta disposición de IMD 1724 puede incluir tres IMD (por ejemplo, un cuarto IMD 1728, un quinto IMD 1730 y un sexto IMD 1732) con un IMD ubicado en un segundo nervio 1726, una tercera rama 1734 y una cuarta rama 1736. El cuarto IMD 1728 puede ser cargado por una primera frecuencia f1. El quinto IMD 1730 se puede cargar a una segunda frecuencia f2. El sexto IMD 1732 se puede cargar a una tercera frecuencia f3. En algunas formas de realización, la primera frecuencia f1 hasta la décima frecuencia f10 pueden ser frecuencias diferentes. En algunas formas de realización, cada una de las diez frecuencias de carga (f1-f10) pueden ser frecuencias diferentes, al menos dos de las frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia (por ejemplo, la primera frecuencia f1 y la segunda frecuencia f2 pueden ser la misma frecuencia), al menos tres de las frecuencias de carga pueden ser la misma frecuencia, al menos cuatro de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, al menos cinco de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, al menos seis de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, al menos siete de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, al menos ocho de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, al menos nueve de las frecuencias pueden ser la misma frecuencia, o todas las diez frecuencias pueden ser la misma frecuencia.

En la figura 17B, se muestran diversas configuraciones de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización. Un segundo diagrama 1750 incluye una séptima disposición de IMD 1752, una octava disposición de IMD 1754, una novena disposición de IMD 1756, una décima disposición de IMD 1758, una undécima disposición de IMD 1760 y una duodécima disposición de IMD 1762.

Se puede utilizar la séptima disposición de IMD 1752 en combinación con la décima disposición de IMD 1758 para administrar estimulación cerebral a través de electrodos ubicados en el cerebro. La séptima disposición de IMD 1752 puede utilizar al menos un IMD ubicado en el lado derecho del área objetivo (por ejemplo, el hemisferio derecho del cerebro, el nervio craneal derecho, etc.), el cual se puede cargar a una segunda frecuencia f2. La décima disposición de IMD 1758 puede utilizar al menos un IMD ubicado en el lado izquierdo del área objetivo (por ejemplo, el hemisferio izquierdo del cerebro, el nervio craneal izquierdo, etc.), el cual se puede cargar a una primera frecuencia f1.

Se puede utilizar la octava disposición de IMD 1754 en combinación con la undécima disposición de IMD 1760 para administrar estimulación a través de uno o más electrodos a una segunda área nerviosa craneal (por ejemplo, el nervio trigémino). La octava disposición de IMD 1754 puede utilizar al menos un IMD ubicado en el lado derecho del área objetivo (por ejemplo, el nervio craneal derecho, otro nervio o estructura en el lado derecho del cuerpo del paciente), el cual se puede cargar a una segunda frecuencia f2. La undécima disposición de IMD 1760 puede utilizar al menos un IMD ubicado en el lado izquierdo del área objetivo (por ejemplo, el nervio craneal izquierdo, otro nervio o estructura en el lado izquierdo del cuerpo del paciente), el cual se puede cargar a una primera frecuencia f1.

Se puede utilizar la novena disposición de IMD 1756 en combinación con la duodécima disposición de IMD 1762 para administrar estimulación a una primera área nerviosa craneal con ramas correspondientes (por ejemplo, nervio vago). La novena disposición de IMD 1756 puede utilizar uno o más IMD (en este ejemplo tres IMD) ubicados en diversas ubicaciones del nervio primario derecho y de las ramas del nervio derecho (por ejemplo, el nervio craneal derecho, otro nervio o estructura en el lado derecho del cuerpo del paciente). El duodécimo IMD 1762 puede utilizar uno o más IMD (en este ejemplo tres IMD) colocados en diversas ubicaciones del nervio primario izquierdo y de las ramas del nervio izquierdo (por ejemplo, el nervio craneal izquierdo, otro nervio o estructura en el lado izquierdo del cuerpo del paciente). En algunas formas de realización, los IMD en el lado izquierdo del cuerpo del paciente se pueden cargar a la primera frecuencia f1 y los IMD en el lado derecho del cuerpo del paciente se pueden cargar a la segunda frecuencia f2.

En la figura 17C, se muestran diversas configuraciones de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización. Un tercer diagrama 1770 incluye una decimotercera disposición de IMD 1772, una decimocuarta disposición de IMD 1774, una decimoquinta disposición de IMD 1776, una decimosexta disposición de IMD 1778, una decimoséptima disposición de IMD 1780 y una decimoctava disposición de IMD 1782.

Se puede utilizar la decimotercera disposición de IMD 1772 en combinación con la decimosexta disposición de IMD 1778 para administrar estimulación cerebral a través de electrodos ubicados en el cerebro a una tercera frecuencia f3. Se puede utilizar la decimocuarta disposición de IMD 1774 en combinación con la decimoséptima disposición de IMD 1780 para administrar estimulación a través de uno o más electrodos a una segunda área del nervio craneal (por ejemplo, nervio trigémino) a una segunda frecuencia f2. La decimoquinta configuración de IMD 1776 se puede utilizar en combinación con la decimoctava disposición de IMD 1782 para administrar estimulación a una primera área nerviosa craneal con ramas correspondientes (por ejemplo, nervio vago) a una primera frecuencia f1. En algunas formas de realización, la frecuencia de carga puede depender de una estructura objetivo. Por ejemplo, IMD ubicados en el nervio vago izquierdo y derecho (y/o una o más ramas correspondientes) se pueden cargar a una primera frecuencia f1, IMD ubicados en el nervio trigémino izquierdo y derecho (y/o una o más ramas correspondientes) se pueden cargar a una segunda frecuencia f2, e IMD ubicados en los hemisferios izquierdo y derecho del cerebro se pueden cargar a una tercera frecuencia f3.

En la figura 17D, se muestran diversas configuraciones de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización. Un cuarto diagrama 1784 incluye una decimonovena disposición de IMD 1786, una vigésima disposición de IMD 1788 y una vigésimo primera disposición de IMD 1790.

La decimonovena disposición de IMD 1786 puede utilizar tres IMD que se cargan a tres frecuencias diferentes (por ejemplo, una primera frecuencia f1, una segunda frecuencia f2 y una tercera frecuencia f3). La vigésima disposición de IMD 1788 puede utilizar tres IMD en los que dos de los IMD se cargan a la misma frecuencia (por ejemplo, una segunda frecuencia f2) y uno de los IMD se carga a una frecuencia diferente (por ejemplo, una primera frecuencia f1). La vigésimo primera disposición de IMD 1790 puede utilizar tres IMD que se cargan a la misma frecuencia (por ejemplo, una primera frecuencia f1).

En la figura 17E, se muestran diversas configuraciones de IMD, de acuerdo con diversas formas de realización. Un quinto diagrama 1791 incluye una vigésimo segunda disposición de IMD 1792, una vigésimo tercera disposición de IMD 1794 y una vigésimo cuarta disposición de IMD 1796.

La vigésimo segunda disposición de IMD 1792 puede utilizar tres IMD que se cargan a tres frecuencias diferentes (por ejemplo, una primera frecuencia f1, una segunda frecuencia f2 y una tercera frecuencia f3). Además, los IMD se pueden conectar a una o más ramas secundarias 1793. La vigésimo tercera disposición de IMD 1794 puede utilizar tres IMD en el que dos de los IMD se cargan a la misma frecuencia (por ejemplo, una primera frecuencia f1) y uno de los IMD se carga a una frecuencia diferente (por ejemplo, una segunda frecuencia f2). La vigésimo cuarta disposición de IMD 1796 puede utilizar tres IMD que se cargan a la misma frecuencia (por ejemplo, una primera frecuencia f1).

En los diversos ejemplos mostrados en las figuras 17A-17E, se pueden usar uno o más IMD en cualquiera de las disposiciones de IMD. Además, uno o más IMD se pueden cargar a una o más frecuencias. Además, uno o más IMD

pueden administrar estimulación según cualquiera de los protocolos de tratamiento y/o por medio de cualquier otro procedimiento descrito en esta descripción.

En la figura 18A, se muestra una primera configuración eléctrica de IMD 1800, de acuerdo con una forma de realización. La primera configuración eléctrica de IMD 1800 incluye un IMD principal 1810 en un nervio primario 1802 conectado a través de uno o más conductores eléctricos 1816 a un primer IMD 1812 en una primera rama nerviosa 1804 y a un segundo IMD 1814 en una segunda rama nerviosa 1806. El IMD principal 1810 puede incluir electrónica para controlar la estimulación en el primer IMD 1812 y el segundo IMD 1814. Cada IMD se puede cargar a la misma frecuencia o diferentes frecuencias. Los tres IMD pueden usar una antena o varias antenas que pueden estar ubicadas en el IMD principal 1810 y/o distribuidas entre los tres IMD.

En la figura 18B, se muestra una segunda configuración eléctrica de IMD 1820, de acuerdo con una forma de realización. La segunda configuración eléctrica de IMD 1820 incluye el IMD principal 1810 en el nervio primario 1802 conectado de forma inalámbrica al primer IMD 1812 en la primera rama nerviosa 1804 y al segundo IMD 1814 en la segunda rama nerviosa 1806. En otro ejemplo, la segunda configuración eléctrica de IMD 1820 incluye el IMD principal 1810 en el nervio primario 1802 que no está conectado de forma inalámbrica al primer IMD 1812 en la primera rama nerviosa 1804 y al segundo IMD 1814 en la segunda rama nerviosa 1806. El IMD principal 1810 puede incluir electrónica para controlar la estimulación en el primer IMD 1812 y el segundo IMD 1814. Cada IMD se puede cargar a la misma frecuencia de entre diferentes frecuencias. Los tres IMD pueden usar una antena o el IMD principal 1810 puede tener múltiples antenas y/o pueden estar distribuidas entre los tres IMD.

En la figura 18C, se muestra una tercera configuración eléctrica de IMD 1830, de acuerdo con una forma de realización. La tercera configuración eléctrica de IMD 1830 incluye el IMD principal 1810 en el nervio primario 1802, el primer IMD 1812 en la primera rama nerviosa 1804 y el segundo IMD 1814 en la segunda rama nerviosa 1806 conectados a través de uno o más cables eléctricos (por ejemplo, un primer cable 1834, un segundo cable 1836, y un tercer cable 1838) a un dispositivo de control 1832. El dispositivo de control 1834 puede controlar la estimulación en el IMD principal 1810, el primer IMD 1812 y el segundo IMD 1814. Cada IMD se puede cargar a la misma frecuencia de entre diferentes frecuencias. Los tres IMD pueden usar una antena o el IMD principal 1810 puede tener múltiples antenas y/o pueden estar distribuidas entre los tres IMD.

En la figura 19, se muestra un primer diagrama de flujo 1900, de acuerdo con una forma de realización. El procedimiento puede incluir la obtención de uno o más protocolos de tratamiento, en 1902. El procedimiento puede incluir la transmisión de una o más señales de radiación de campo lejano en base a uno o más protocolos de tratamiento, en 1904. El procedimiento también puede incluir obtener una o más señales de retro-alimentación y/o una o más señales de control, en 1906. El procedimiento también puede incluir modificar el uno o más protocolos de tratamiento en base a la una o más señales de retro-alimentación y/o la una o más señales de control obtenidas, en 1908.

Por ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En algunas formas de realización, el IMD puede requerir un código para comenzar a cargar y/o iniciar una estimulación o terapia. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.

En otro ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir una o más señales de uno o más dispositivos externos, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En algunas formas de realización, el IMD puede requerir un código para comenzar a cargar y/o iniciar una estimulación o terapia. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD

son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.

En otro ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir uno o más inputs del paciente, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En algunas formas de realización, el IMD puede requerir un código para comenzar a cargar y/o iniciar una estimulación o terapia. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones.

En otro ejemplo, un paciente puede recibir dos o más (por ejemplo, de 2 a N) protocolos de tratamiento. Después de experimentar estos protocolos de tratamiento, el paciente puede determinar que un segundo protocolo de tratamiento es mejor que cualquier otro protocolo de tratamiento. En base a este input para el paciente, se puede implementar el segundo protocolo de tratamiento como el único protocolo de tratamiento, el protocolo de tratamiento principal y/o cualquier otra designación.

En otro ejemplo, un paciente puede recibir dos o más (por ejemplo, de 2 a N) protocolos de tratamiento. Después de obtener datos relacionados con estos protocolos de tratamiento, el personal médico puede determinar que un tercer protocolo de tratamiento es mejor que cualquier otro protocolo de tratamiento. En base a este input para el paciente, se puede implementar el tercer protocolo de tratamiento como el único protocolo de tratamiento, el protocolo de tratamiento principal y/o cualquier otra designación.

En otro ejemplo, el transmisor de campo lejano 1304 puede transmitir una o más señales de radiación de campo lejano para cargar uno o más IMD en base a un primer protocolo de tratamiento. Después de recibir una o más señales de parámetros corporales, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede no modificar qué señales de radiación de campo lejano se transmiten. Sin embargo, un dispositivo de control puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. En algunas formas de realización, el IMD puede requerir un código para comenzar a cargar y/o iniciar una estimulación o terapia. En otro ejemplo, después de recibir una o más señales de retro-alimentación del tratamiento, el transmisor de campo lejano 1304 puede modificar (por ejemplo, cambiar) qué señales de radiación de campo lejano se transmiten para modificar (por ejemplo, cambiar) qué IMD son cargados para modificar (por ejemplo, cambiar) el protocolo de tratamiento. En este ejemplo, el dispositivo de control también puede prohibir que uno o más IMD produzcan una o más estimulaciones. Por ejemplo, una o más señales de parámetros corporales pueden indicar que el paciente está durmiendo, haciendo ejercicio, acostado, sentado y/o cualquier otra función humana.

En la figura 20, se muestra un segundo diagrama de flujo 2000, de acuerdo con una forma de realización. El procedimiento puede incluir la determinación de uno o más trastornos de paciente, en 2002. El procedimiento puede incluir la determinación de uno o más protocolos de tratamiento basados en uno o más trastornos determinados, en 2004. El procedimiento puede incluir la implementación de uno o más protocolos de tratamiento, en 2006.

Por ejemplo, se pueden utilizar dos o más (por ejemplo, de 2 a N) procedimientos de tratamiento diferenciales basados en un paciente que tiene dos o más trastornos diferentes. Por ejemplo, se puede utilizar un primer procedimiento de tratamiento para un trastorno convulsivo y se puede utilizar un segundo procedimiento de tratamiento para un trastorno de depresión. En otro ejemplo, se puede utilizar un primer procedimiento de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando se produce una señal de advertencia de que se puede producir un ataque inminente, cuando se produce un evento convulsivo real y/o cuando se ha producido un evento convulsivo real y se puede utilizar un segundo procedimiento de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando no se determina ninguno de los eventos anteriores. Además, se puede utilizar un tercer procedimiento de tratamiento para un trastorno de depresión. Además, se puede utilizar un cuarto procedimiento de tratamiento para un trastorno de comer en exceso.

En otro ejemplo, se pueden utilizar dos o más procedimientos de tratamiento diferentes (por ejemplo, de 2 a N) para un trastorno en base a uno o más criterios. Por ejemplo, se puede utilizar un primer procedimiento de tratamiento

para un trastorno convulsivo ante una señal de advertencia de que se puede producir un evento convulsivo inminente, cuando se produce un evento convulsivo real, y/o cuando se ha producido un evento convulsivo real y se puede utilizar un segundo procedimiento de tratamiento para un trastorno convulsivo cuando no se determina ninguno de los eventos anteriores.

5

En la figura 21, se muestra un primer diagrama de flujo de un procedimiento de carga 2100, de acuerdo con una forma de realización. El procedimiento puede incluir transmitir una o más señales de radiación de campo lejano a una primer IMD en una primera ubicación implantada dentro del paciente y a un segundo IMD en una segunda ubicación implantada dentro del paciente, en 2102. El procedimiento puede incluir determinar si se ha alcanzado el nivel de carga de estimulación en el primer IMD, en 2104. Si no se ha alcanzado el nivel de carga de estimulación en el primer IMD, entonces el procedimiento puede incluir la transmisión de una o más señales de radiación de campo lejano al primer IMD, en 2106 y luego regresar a 2104. Si se ha alcanzado el nivel de carga de estimulación en el primer IMD, entonces el procedimiento puede incluir determinar si se está produciendo el momento de descarga programado del primer IMD, en 2108. Si se está produciendo el momento de descarga programado del primer IMD, el procedimiento regresa a 2108. Si no se está produciendo el momento de descarga programado del primer IMD, el procedimiento puede incluir que el primer IMD administre una o más estimulaciones, en 2110. En algunas formas de realización, 2108 puede ser opcional y el primer IMD administra estimulación en 2110 una vez que se ha alcanzado el nivel de carga de estimulación en el primer IMD, en 2104. El procedimiento también puede incluir determinar si se ha alcanzado el nivel de carga en el segundo IMD, en 2112. Si no se ha alcanzado el nivel de carga de estimulación en el segundo IMD, entonces el procedimiento puede incluir transmitir una o más señales de radiación de campo lejano al segundo IMD, en 2114 y luego regresar a 2112. El procedimiento puede incluir determinar si se está produciendo el momento de descarga programado del segundo IMD, en 2116. Si no se está produciendo el momento de descarga programado del segundo IMD, entonces el procedimiento puede regresar a 2116. Si se está produciendo el momento de descarga programado del segundo IMD, el procedimiento puede incluir que el segundo IMD administre una o más estimulaciones, en 2118. En algunas formas de realización, 2116 puede ser opcional y el segundo IMD administra estimulación en 2118 una vez que se ha alcanzado el nivel de carga de estimulación en el segundo IMD, en 2112.

En la figura 22, se muestra un segundo diagrama de flujo de un procedimiento de carga 2200, de acuerdo con una forma de realización. El procedimiento puede incluir transmitir una señal de radiación de campo lejano a una primera frecuencia a un primer IMD y un segundo IMD, en 2202. El procedimiento puede incluir determinar si la primera frecuencia carga el primer IMD, en 2204. Si la primera frecuencia no carga el primer IMD, entonces no se carga el primer IMD, en 2212. Si la primera frecuencia carga el primer IMD, entonces el procedimiento carga el primer IMD, en 2206. El procedimiento puede incluir determinar si la primera señal de radiación de campo lejano de frecuencia carga el segundo IMD, en 2208. Si la primera frecuencia no carga el segundo IMD, entonces no se carga el segundo IMD, en 2214. Si la primera frecuencia carga el segundo IMD, entonces el procedimiento carga el segundo IMD, en 2210.

En la figura 23, se muestra un tercer diagrama de flujo de un protocolo de tratamiento 2300, de acuerdo con una forma de realización. El procedimiento puede incluir estimular a través del primer IMD en el momento = X, en 2302. El procedimiento puede incluir estimular a través del segundo IMD en el momento = Y, en 2304. El procedimiento puede incluir estimular a través del n ésimo IMD en el momento = N, en 2306.

Uno o más protocolos de tratamiento se pueden basar en uno o más trastornos. El uno o más trastornos pueden incluir epilepsia, depresión, convulsiones, autismo, trastorno por déficit de atención/hiperactividad, bulimia, comer en exceso compulsivamente, obesidad, anorexia nerviosa, lesión cerebral traumática, apoplejía, coma, migraña, dolor neuropático, isquemia, insuficiencia cardíaca congestiva, angina, trastornos del sueño, un trastorno de demencia, cualquier otro trastorno y/o cualquier combinación de los mismos.

Por ejemplo, un primer protocolo de tratamiento basado en un paciente que tiene un trastorno convulsivo puede incluir cargar el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1416 para administrar una o más estimulaciones según una base predeterminada (por ejemplo, 1 microsegundo, 30 microsegundos, 1 segundo, 5 segundos, 10 segundos, 15 segundos, 30 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 20 minutos, una hora, dos horas o cualquier otro período de tiempo) o en respuesta a una retro-alimentación. Las señales de radiación de campo lejano utilizadas para cargar el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316, respectivamente, pueden tener una frecuencia diferente cada una, o una o más de las señales de radiación de campo lejano pueden tener una frecuencia diferente. En otro ejemplo, el primer protocolo de tratamiento puede incluir iniciar la carga del primer IMD 1310 para administrar una primera estimulación en el momento T (por ejemplo, punto de referencia = 0), iniciar la carga del tercer IMD 1314 para administrar una segunda estimulación en el momento T + X (en el que X puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 10 segundos, 20 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo), e iniciar la carga del cuarto IMD 1316 para administrar una tercera estimulación en el momento T + Y (en el que Y puede ser, por ejemplo, 0 segundos, 10 segundos, 20 segundos, 1 minuto, 5 minutos, 1 hora o cualquier otro período de tiempo).

La secuencia de inicio de carga y estimulación puede seguir un orden predeterminado. Por ejemplo, la carga se puede iniciar en el primer IMD 1310 seguido del tercer IMD 1314 y luego el cuarto IMD 1316. La secuencia de estimulación puede ser a continuación de la secuencia de inicio de carga. En algunas formas de realización, la secuencia de estimulación puede ser diferente de la secuencia de inicio de carga. En algunas formas de realización, la secuencia de inicio de carga de los múltiples dispositivos puede ser sincronizada o no sincronizada. Por ejemplo, la secuencia de inicio de carga puede ser simultánea, escalonada (por ejemplo, una parte de la carga de carga de un dispositivo puede solaparse o no solaparse con otro dispositivo), intercalada, aleatoria (por ejemplo, aleatoria dentro de un rango), pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a una retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales (por ejemplo, parámetros corporales detectados, como frecuencia cardíaca, ECG, EEG, EMG, respiración, movimiento, temperatura, nivel de oxígeno en sangre o cualquier otro parámetro corporal detectado o derivado), la hora del día, la actividad y/o la ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido, o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, el inicio de carga de uno o más dispositivos médicos implantables pueden operar de manera independiente entre sí. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre inicios de carga subsiguientes de un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de inicios de carga subsiguientes de un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. En algunas formas de realización, la secuencia de estimulación para múltiples dispositivos puede ser sincronizada o no sincronizada. Por ejemplo, la secuencia de estimulación para múltiples dispositivos puede ser simultánea (por ejemplo, dos o más IMD estimulan aproximadamente al mismo tiempo), escalonada (por ejemplo, una parte de la administración de estimulación de un dispositivo puede solaparse o no solaparse con otro dispositivo), intercalada, aleatoria (por ejemplo, aleatoria dentro de un rango), pseudo-aleatoria, predeterminada (por ejemplo, repetir la misma secuencia predeterminada y/o en diferentes secuencias predeterminadas), en respuesta a una retro-alimentación procedente de una o más fuentes (por ejemplo, un usuario, dispositivo externo, uno o más parámetros corporales (por ejemplo, parámetros corporales detectados, como frecuencia cardíaca, ECG, EEG, EMG, respiración, movimiento, temperatura, nivel de oxígeno en sangre o cualquier otro parámetro corporal detectado o derivado), hora del día, actividad y/o ubicación determinadas del paciente), en respuesta a un código de inicio recibido o una combinación de los mismos. En algunas formas de realización, la estimulación administrada por uno o más dispositivos médicos implantables pueden operar de manera independiente entre sí. En algunas formas de realización, un primer intervalo de tiempo entre estimulaciones subsiguientes de un primer IMD puede ser diferente de un segundo intervalo de tiempo de estimulaciones subsiguientes de un segundo IMD. Por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un porcentaje del segundo intervalo de tiempo (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser un 40% del segundo intervalo de tiempo), el primer intervalo de tiempo y el segundo intervalo de tiempo pueden ser una relación (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser equivalente a diez veces el segundo intervalo de tiempo) o pueden ser un múltiplo el uno del otro (por ejemplo, el primer intervalo de tiempo puede ser cinco veces más largo que el segundo intervalo de tiempo), o cualquier otro patrón o secuencia coordinada. En otro ejemplo, se puede producir una primera secuencia de inicio de carga y estimulación en el siguiente orden: el primer IMD 1310, el tercer IMD 1314 y el cuarto IMD 1316. Después de haber implementado la primera secuencia de inicio de carga y estimulación un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, se puede implementar entonces una segunda secuencia de inicio de carga y estimulación. Después de haber implementado la segunda secuencia de inicio de carga y estimulación un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, se puede implementar una tercera secuencia de inicio de carga y estimulación. Después de haber implementado una enésima secuencia de inicio de carga y estimulación durante un número predeterminado de veces (por ejemplo, de 1 a N veces) y/o en base a una o más señales de retro-alimentación, entonces se puede implementar otra secuencia de inicio de carga y estimulación (por ejemplo, la primera secuencia de inicio de carga y estimulación, la segunda secuencia de inicio de carga y estimulación, la tercera secuencia de inicio de carga y estimulación,... y/o la enésima secuencia de inicio de carga y estimulación). La segunda secuencia de inicio de carga y estimulación se puede producir en el siguiente orden: el tercer IMD 1314, el primer IMD 1310 y el cuarto IMD. La tercera secuencia de inicio de carga y estimulación se puede producir en el siguiente orden: el cuarto IMD 1316, el primer IMD 1310 y el tercer IMD 1314. Uno o más dispositivos médicos implantables pueden administrar estimulación inmediatamente después de ser cargados (por ejemplo, cuando alcanzan una carga umbral, en base a una señal o código de inicio, o en cualquier momento posterior).

En un ejemplo, la primera secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el tercer IMD 1314 un segundo después, y luego estimular con el cuarto IMD 1316 un segundo después. La segunda secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el

momento 0, luego estimular con el tercer IMD 1314 cinco segundos después, y luego estimular con el cuarto IMD 1316 un segundo después. La tercera secuencia de tratamiento puede incluir estimular con el segundo IMD 1312 en el momento 0, luego estimular con el cuarto IMD 1316 un minuto después, y luego estimular con el tercer IMD 1314 un minuto después.

5

En la figura 24, se muestra un diagrama de flujo de un procedimiento de implantación 2400, de acuerdo con una forma de realización. El procedimiento puede incluir ubicar un primer IMD en una primera ubicación del nervio, en 2402. El procedimiento puede incluir ubicar un segundo IMD en una segunda ubicación del nervio, en 2404. El procedimiento puede incluir ubicar un *n*-ésimo IMD en una *n*-ésima ubicación del nervio, en 2406. En otro ejemplo, el procedimiento puede incluir determinar una o más ubicaciones para ubicar uno o más IMD. En otro ejemplo, el procedimiento puede incluir determinar una o más ubicaciones para ubicar uno o más IMD en base a uno o más trastornos del paciente, información del paciente (por ejemplo, sexo, salud, tipo de cuerpo, IMC, etc.), datos históricos y/o cualquier combinación de los mismos.

10

15 En una forma de realización, un sistema de IMD implantables puede incluir un primer IMD en una primera ubicación nerviosa configurada para recibir una primera señal de radiación de campo lejano en una primera banda de frecuencia a través de una primera antena y para recibir una segunda señal de radiación de campo lejano en una segunda banda de frecuencia a través de una segunda antena. El primer IMD puede estar configurado para almacenar la carga de la primera señal de radiación de campo lejano y la segunda señal de radiación de campo lejano. El primer IMD puede estar configurado para administrar una primera estimulación a partir de una primera carga de IMD almacenada. El sistema de IMD implantables también puede incluir un segundo IMD en una segunda ubicación nerviosa configurada para recibir una tercera señal de radiación de campo lejano en una tercera banda de frecuencia a través de una tercera antena. El segundo IMD puede estar configurado para almacenar carga de la tercera señal de radiación de campo lejano. El segundo IMD puede estar configurado para administrar una segunda estimulación a partir de una segunda carga de IMD almacenada.

20

25

En un ejemplo, la primera estimulación y la segunda estimulación se pueden proporcionar en un programa de tratamiento basado en un protocolo de tratamiento. En otro ejemplo, el protocolo de tratamiento se puede basar en un trastorno de un paciente. En un ejemplo, el sistema de IMD implantables puede incluir uno o más procesadores configurados para obtener una o más señales de retro-alimentación del tratamiento. En otro ejemplo, la primera estimulación y la segunda estimulación se pueden proporcionar en un programa de tratamiento basado en un protocolo de tratamiento. En un ejemplo, uno o más procesadores pueden modificar el programa de tratamiento y/o el protocolo de tratamiento en base a una o más señales de retro-alimentación del tratamiento. En un ejemplo, la primera estimulación y la segunda estimulación se pueden proporcionar en dos o más programas de tratamiento basados en dos o más protocolos de tratamiento. En otro ejemplo, los dos o más protocolos de tratamiento se pueden basar en dos o más trastornos del paciente. Los dos o más trastornos pueden incluir epilepsia, depresión, convulsiones, autismo, trastorno por déficit de atención/hiperactividad, bulimia, comer en exceso compulsivamente, obesidad, anorexia nerviosa, lesión cerebral traumática, apoplejía, coma, migraña, dolor neuropático, isquemia, insuficiencia cardíaca congestiva, angina, trastornos del sueño y/o trastorno de la demencia. En otro ejemplo, la primera señal de radiación de campo lejano y la segunda señal de radiación de campo lejano pueden tener una frecuencia en una banda de frecuencia centrada en aproximadamente 433 MHz y 900 MHz respectivamente, aproximadamente 433 MHz y 2,4 GHz, respectivamente, aproximadamente 433 MHz y 5,8 GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 2,4 GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 5,8 GHz, respectivamente, y aproximadamente 2,4 GHz y 5,8 GHz, respectivamente. Además, la tercera señal de radiación de campo lejano puede tener una frecuencia en una banda de frecuencia centrada en uno de entre aproximadamente 433 MHz, aproximadamente 900 MHz, aproximadamente 2,4 GHz y aproximadamente 5,8 GHz.

30

35

40

45

En una forma de realización, un procedimiento puede incluir cargar un primer IMD a través de una o más señales de radiación de campo lejano en una primera banda de frecuencia. El procedimiento puede incluir cargar un segundo IMD a través de una o más señales de radiación de campo lejano en una segunda banda de frecuencia. El procedimiento puede incluir administrar una o más estimulaciones a través del primer IMD. El procedimiento también puede incluir administrar una o más estimulaciones a través del segundo IMD.

50

En un ejemplo, la una o más estimulaciones procedentes del primer IMD se pueden producir en un primer momento. En otro ejemplo, la una o más estimulaciones procedentes del segundo IMD se pueden producir en el primer momento más un período de retardo. En un ejemplo, el procedimiento puede incluir cargar un tercer IMD a través de una o más señales de radiación de campo lejano en una tercera banda de frecuencia. El procedimiento puede incluir administrar una primera terapia en una primera secuencia basada en un primer protocolo de terapia. La primera secuencia puede ser la siguiente: una o más estimulaciones procedentes del primer IMD a un primer tejido objetivo; una o más estimulaciones procedentes del segundo IMD en un segundo momento a un segundo tejido objetivo; y/o una o más estimulaciones procedentes del tercer IMD en un tercer momento a un tercer tejido objetivo. En otro ejemplo, el procedimiento puede incluir administrar una segunda terapia en una segunda secuencia después de haber implementado la primera terapia. La segunda terapia se puede basar en un segundo protocolo de terapia. La

55

60

segunda secuencia puede ser la siguiente: una o más estimulaciones procedentes del tercer IMD en un cuarto momento a un tercer tejido objetivo; una o más estimulaciones procedentes del primer IMD en un quinto momento al primer tejido objetivo; y/o una o más estimulaciones procedentes del segundo IMD en un sexto momento a un segundo tejido objetivo.

5

En una forma de realización, un procedimiento puede incluir cargar un primer IMD a través de una o más señales de radiación de campo lejano en una primera banda de frecuencia. El procedimiento puede incluir cargar un segundo IMD a través de una o más señales de radiación de campo lejano en una segunda banda de frecuencia. El procedimiento puede incluir cargar un tercer IMD a través de una o más señales de radiación de campo lejano en una tercera banda de frecuencia. El procedimiento puede incluir administrar una o más estimulaciones a través del primer IMD a un primer tejido objetivo, en el que la una o más estimulaciones procedentes del primer IMD se producen en un primer momento. El procedimiento puede incluir administrar una o más estimulaciones a través del segundo IMD a un segundo tejido objetivo, en el que la una o más estimulaciones procedentes del segundo IMD se producen en el primer momento más un primer período de retardo. El procedimiento también puede incluir administrar una o más estimulaciones a través del tercer IMD a un tercer tejido objetivo, en el que la una o más estimulaciones procedentes del tercer IMD se producen en el primer momento más un segundo período de retardo.

10

15

En un ejemplo, el procedimiento puede incluir obtener una primera señal de retro-alimentación y modificar una o más estimulaciones procedentes del primer IMD, una o más estimulaciones procedentes del segundo IMD y/o una o más estimulaciones procedentes del tercer IMD en base a la primera señal de retro-alimentación. En otro ejemplo, la modificación puede incluir cambiar el primer momento, cambiar el primer momento más el primer retardo, cambiar el primer momento más el segundo retardo, cambiar unas características de estimulación del primer IMD, cambiar unas características de estimulación del segundo IMD y/o cambiar unas características de estimulación del tercer IMD. En un ejemplo, el procedimiento puede incluir obtener una segunda señal de retro-alimentación y volver a un protocolo de tratamiento de estimulación original en base a la segunda señal de retro-alimentación.

20

25

Las formas de realización descritas en este documento permiten proporcionar energía de manera eficiente a un dispositivo médico implantable a una distancia relativamente larga. Además, las formas de realización descritas en este documento permiten que el dispositivo médico implantable sea relativamente pequeño ya que un elemento de almacenamiento de carga del dispositivo médico implantable solo necesita ser lo suficientemente grande como para almacenar suficiente energía para un solo tratamiento o un número relativamente pequeño de tratamientos. Dichas formas de realización pueden proporcionar herramientas eficaces de exploración para determinar si un tipo particular de tratamiento será efectivo para un paciente particular. Por ejemplo, se cree que la estimulación del nervio vago es efectiva en aproximadamente la mitad de una población particular de pacientes candidatos. Actualmente, los procedimientos para proporcionar la estimulación del nervio vago implican normalmente la implantación de un dispositivo médico en el área del tórax del paciente y cables que discurren por debajo de la piel del paciente hasta electrodos implantados en el cuello del paciente. Dado que los dispositivos médicos implantables descritos en este documento pueden ser relativamente pequeños y se pueden acoplar directamente a los electrodos, se pueden usar procedimientos quirúrgicos menos invasivos para implantar los dispositivos médicos implantables. Por lo tanto, estos dispositivos médicos implantables se pueden usar como herramientas de exploración para determinar si la estimulación del nervio vago será eficaz en un paciente particular.

30

35

40

Las ilustraciones de las formas de realización descritas en este documento pretenden proporcionar una comprensión general de la estructura de las diversas formas de realización. Las ilustraciones no pretenden servir como una descripción completa de todos los elementos y características de los aparatos y sistemas que utilizan las estructuras o procedimientos descritos en este documento. Muchas otras formas de realización pueden ser evidentes para los expertos en la técnica después de revisar la descripción. Sin embargo, la presente invención está definida por las siguientes reivindicaciones.

45

50

REIVINDICACIONES

1. Un sistema que comprende:

5 un transmisor externo (102) configurado para transmitir una primera señal de radiación de campo lejano a una primera frecuencia y una segunda señal de radiación de campo lejano a una segunda frecuencia diferente de la primera frecuencia;

10 un primer dispositivo médico implantable (106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806) que comprende un primer receptor, un primer dispositivo de almacenamiento de carga (114) y una primera unidad de terapia, en el que el primer receptor está configurado para recibir la primera señal de radiación de campo lejano procedente del transmisor externo (102) y cargar el primer dispositivo de almacenamiento de carga (114) usando la primera señal de radiación de campo lejano, la primera unidad de administración de terapia (116) alimentada por el primer dispositivo de almacenamiento de carga (114) y configurada para administrar una primera terapia a un primer tejido objetivo de un paciente, en el que la primera terapia incluye la administración de una primera señal de estimulación eléctrica al primer tejido objetivo; y

15 un segundo dispositivo médico implantable (106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806) que comprende un segundo receptor, un segundo dispositivo de almacenamiento de carga (114) y una segunda unidad de terapia, en el que el segundo receptor está configurado para recibir la segunda señal de radiación de campo lejano procedente del transmisor externo (102) a una segunda frecuencia diferente de la primera frecuencia y para cargar el segundo dispositivo de almacenamiento de carga (114) utilizando la segunda señal de radiación de campo lejano, la segunda
20 unidad de administración de terapia (116) alimentada por el segundo dispositivo de almacenamiento de carga (114) y configurada para administrar una segunda terapia a un segundo tejido objetivo del paciente, en el que la segunda terapia incluye la administración de una segunda señal de estimulación eléctrica al segundo tejido objetivo, en el que el transmisor externo (102) está configurado para transmitir la primera señal de radiación de campo lejano y la segunda señal de radiación de campo lejano según un protocolo de tratamiento, **caracterizado por el hecho de**
25 **que** el protocolo de tratamiento determina cuando enviar la primera señal de carga de campo lejano y la segunda señal de carga de campo lejano.

2. El sistema de la reivindicación 1, en el que el primer tejido objetivo es una primera área nerviosa de un nervio craneal y el segundo tejido objetivo es una segunda área nerviosa del nervio craneal.

30 3. El sistema de la reivindicación 2, en el que la primera área nerviosa se encuentra antes de una rama nerviosa particular del nervio craneal y la segunda área nerviosa se encuentra después de la rama nerviosa particular o la primera área nerviosa se encuentra en una primera rama nerviosa después de una rama nerviosa particular del nervio craneal y la segunda área nerviosa se encuentra en una segunda rama nerviosa después de la rama nerviosa particular.

4. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer tejido objetivo está en un lado izquierdo del paciente y el segundo tejido está en un lado derecho del paciente, y en el que, en particular, el primer tejido objetivo es un nervio vago izquierdo y el segundo tejido objetivo es un nervio vago derecho.

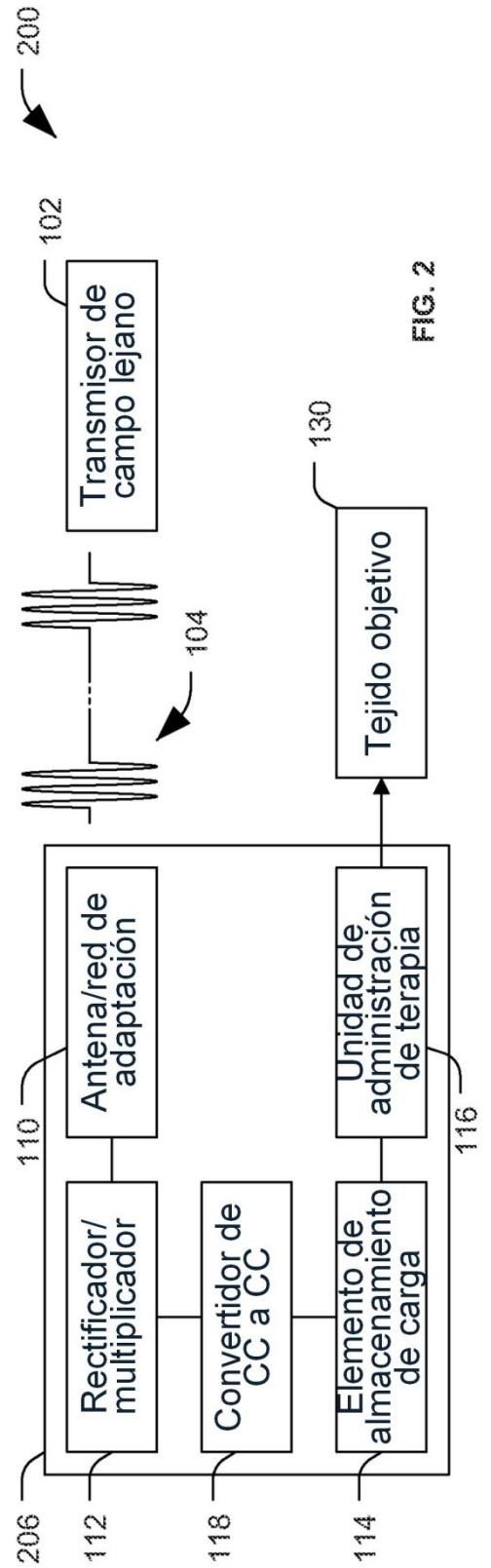
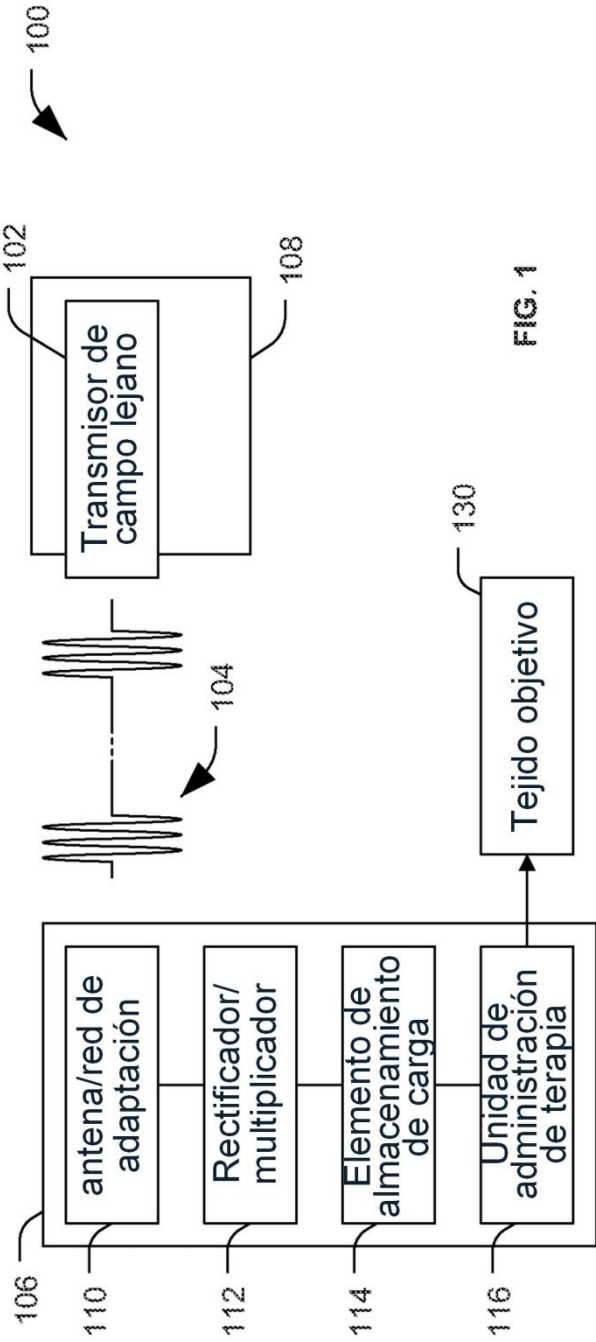
40 5. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer tejido objetivo es un primer nervio craneal y el segundo tejido objetivo es uno de entre un segundo nervio craneal, una superficie del cerebro y un tejido cerebral profundo, o en el que el primer tejido objetivo es el nervio vago y el segundo tejido objetivo es uno de entre el nervio trigémino, el nervio glossofaríngeo y el nervio hipogloso.

45 6. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, en el que la administración de la primera señal de estimulación eléctrica se modifica en base a una señal de retro-alimentación o en el que la administración de la primera señal de estimulación eléctrica se inicia en base a un umbral de estimulación en el primer dispositivo de almacenamiento de carga (114) o en base a un código de inicio de estimulación recibido por el primer dispositivo
50 médico implantable (106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806) o en el que la administración de la primera señal de estimulación eléctrica y la administración de la segunda señal eléctrica son sincronizadas, no sincronizadas, sustancialmente simultáneas, escalonadas, intercaladas, aleatorias, pseudo-aleatorias, o administradas en diferentes intervalos de tiempo.

55 7. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, en el que la carga de la primera unidad de almacenamiento de carga se inicia en base a un código de inicio de carga recibido por el primer dispositivo médico implantable (106, 206, 306, 406, 506, 606, 706, 806).

60 8. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, en el que la primera frecuencia y la segunda frecuencia están en una banda de frecuencia centrada en uno de entre aproximadamente 433MHz y 900MHz, respectivamente, aproximadamente 433MHz y 2,4 GHz, respectivamente, aproximadamente 433MHz y 5,8 GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 2,4 GHz, respectivamente, aproximadamente 900MHz y 5,8 GHz, respectivamente, y aproximadamente 2,4 GHz y 5,8 GHz, respectivamente.

9. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo además el transmisor externo (102) un primer transmisor configurado para transmitir la primera señal de radiación de campo lejano y un segundo transmisor configurado para transmitir la segunda señal de radiación de campo lejano.
- 5
10. El sistema de una de las reivindicaciones anteriores, en el que la terapia de tratamiento se modifica en base a una señal de retro-alimentación.
11. El sistema de la reivindicación 10, en el que la señal de retro-alimentación es un parámetro corporal que
- 10 comprende al menos uno de entre frecuencia cardíaca, ECG, EEG, EMG, respiración, movimiento, temperatura y nivel de oxígeno en sangre.
12. El sistema según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la transmisión de la primera señal de carga de radiación de campo lejano y la transmisión de la segunda señal de carga de radiación de campo lejano son
- 15 sincronizadas, no sincronizadas, sustancialmente simultáneas, escalonadas, intercaladas, aleatorias, pseudo-aleatorias o transmitidas en diferentes intervalos de tiempo.



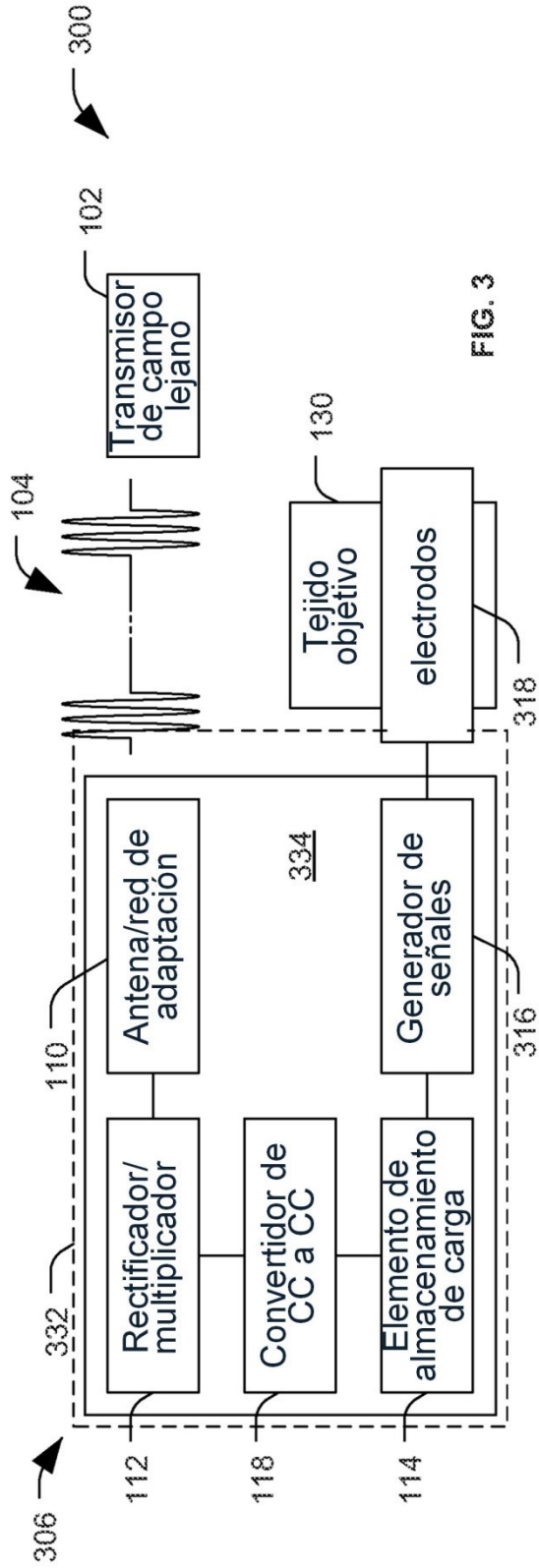


FIG. 3

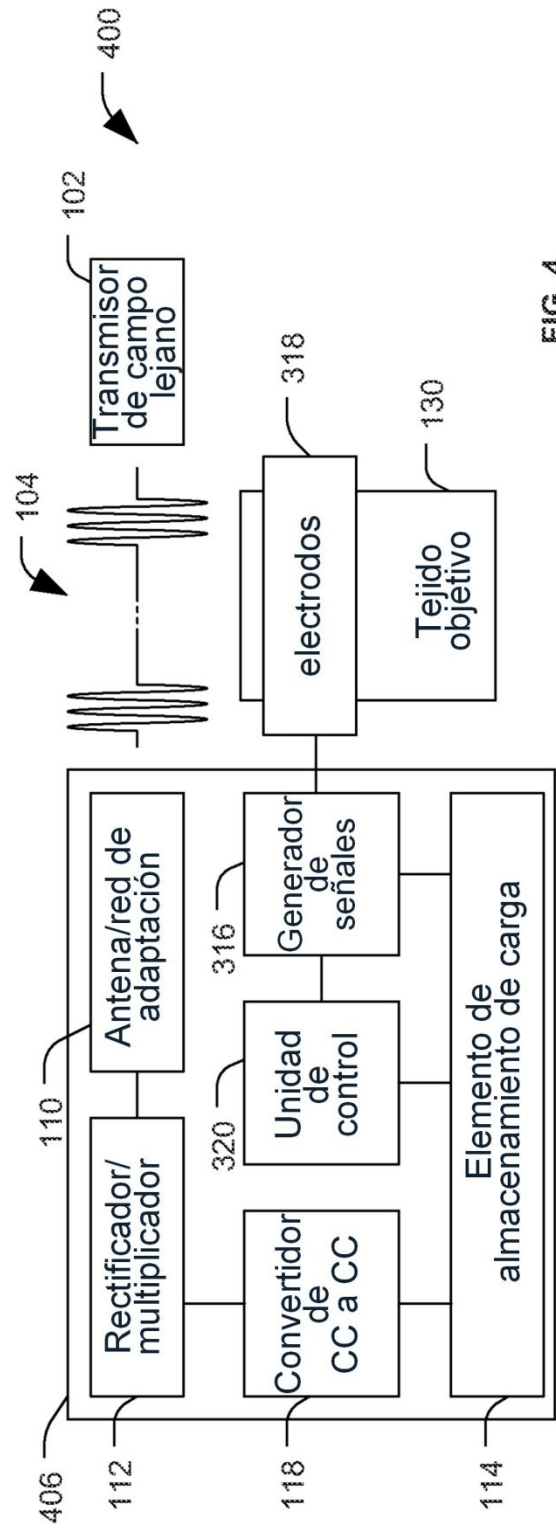


FIG. 4

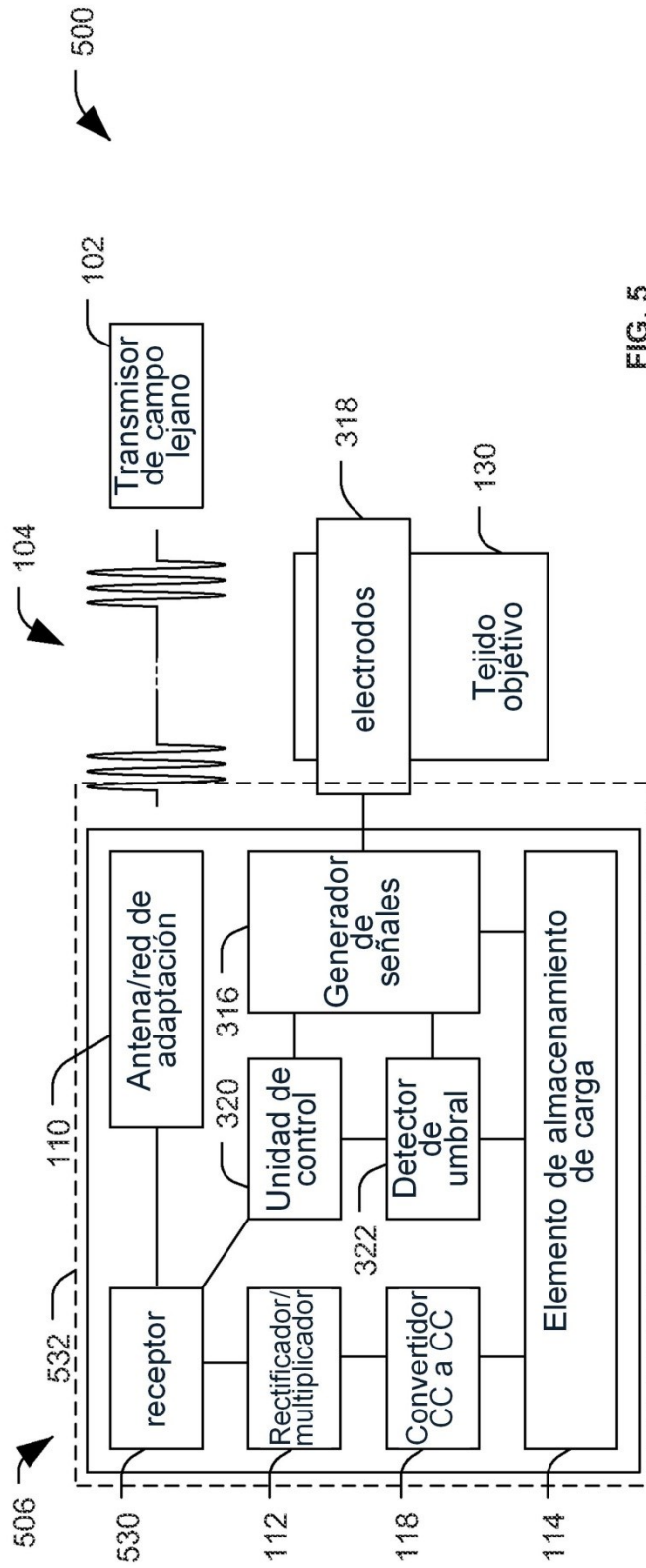
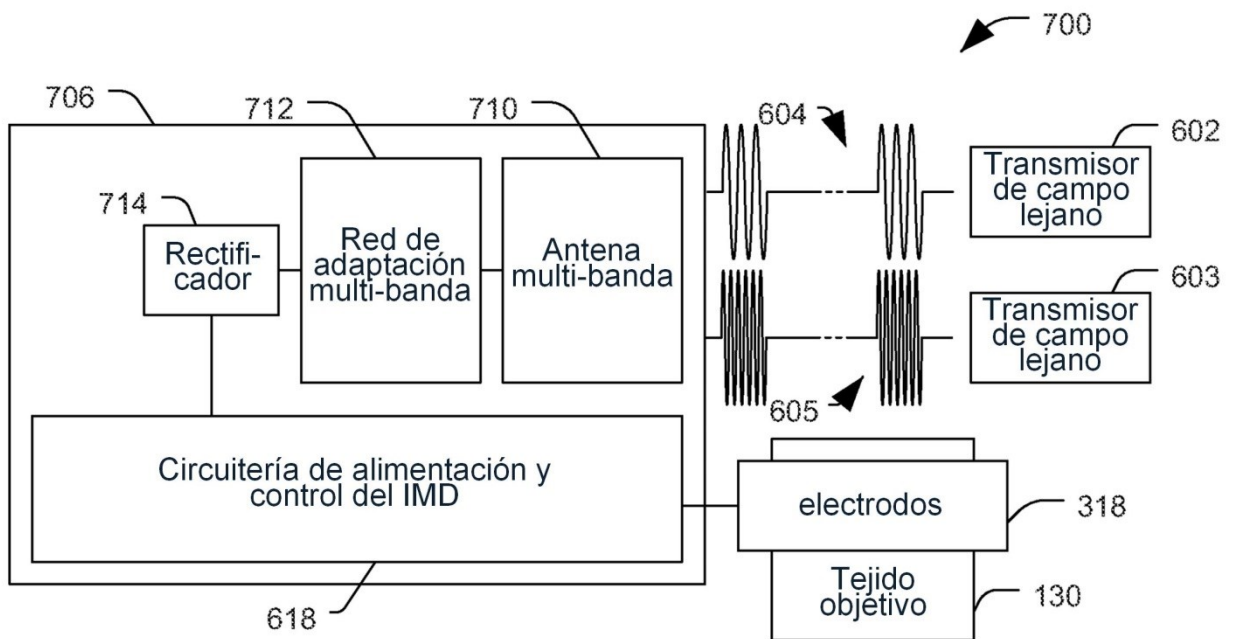
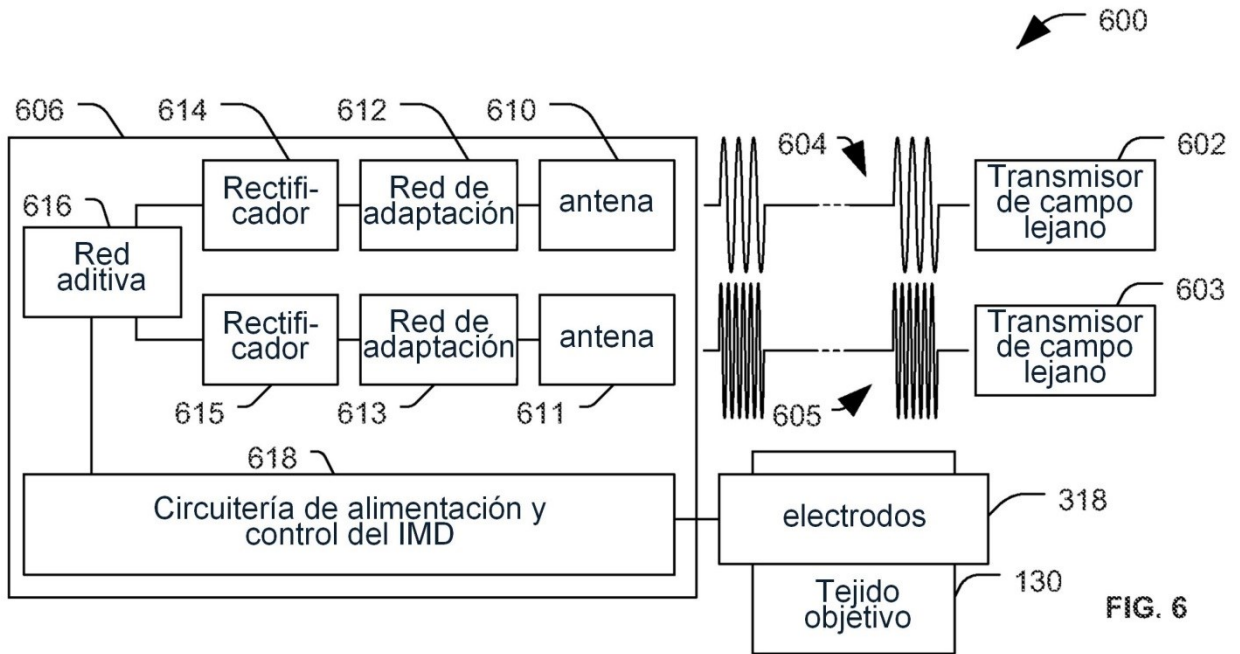


FIG. 5



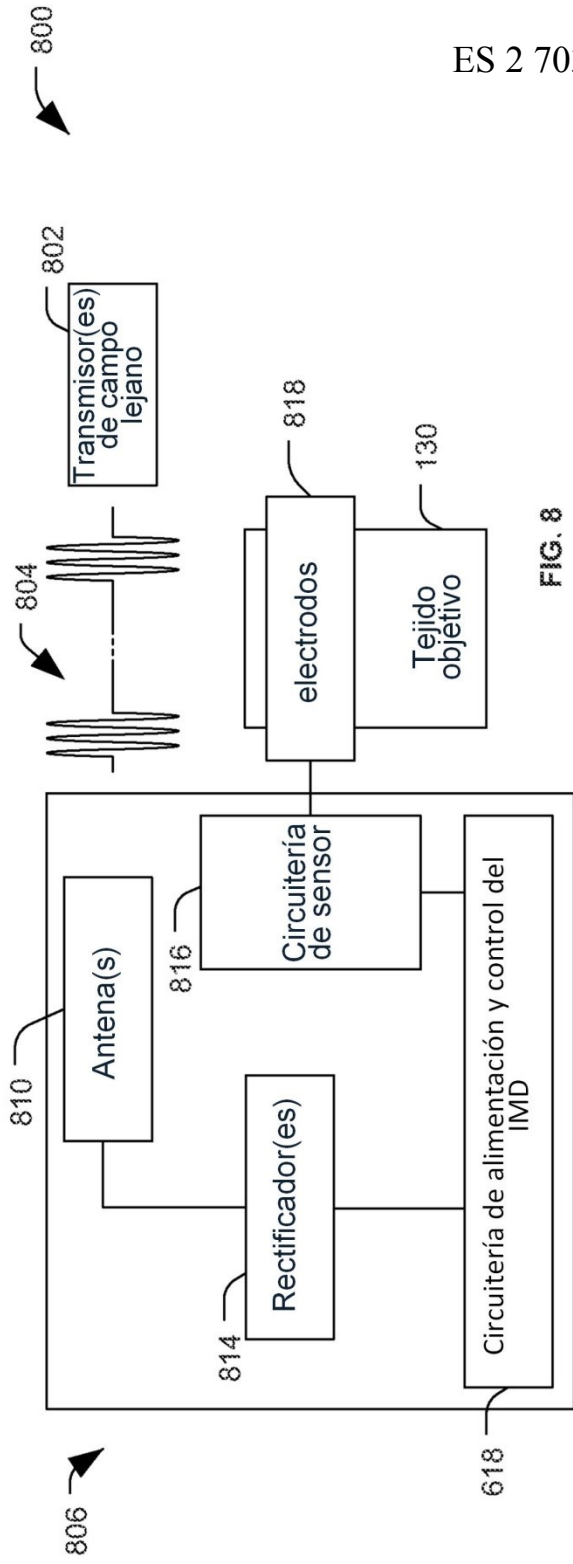


FIG. 8

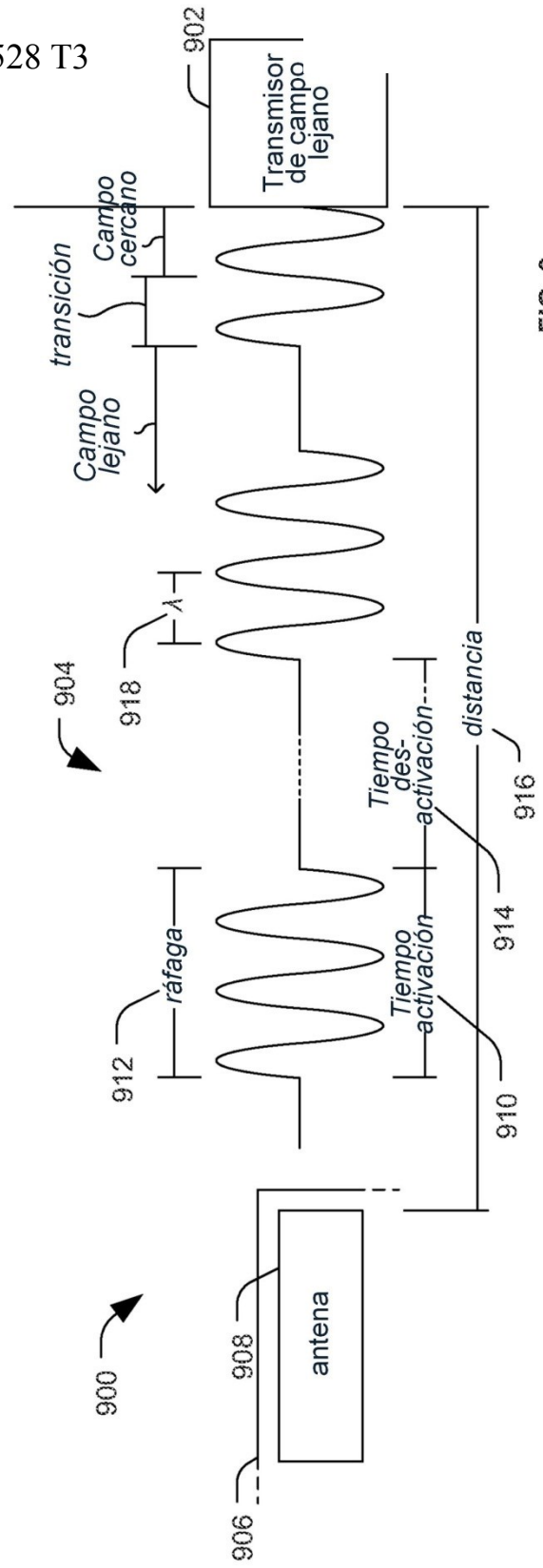


FIG. 9

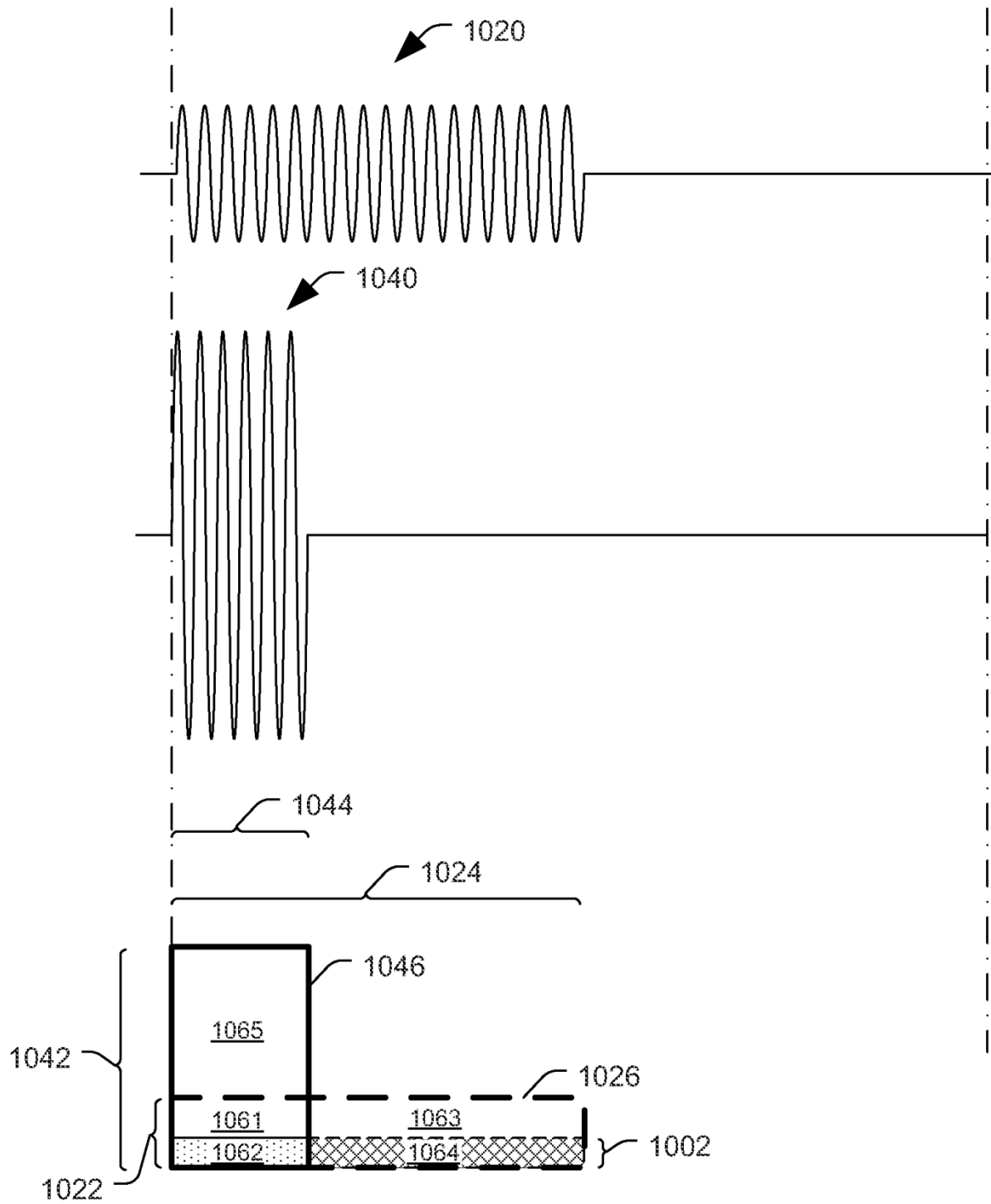


FIG. 10

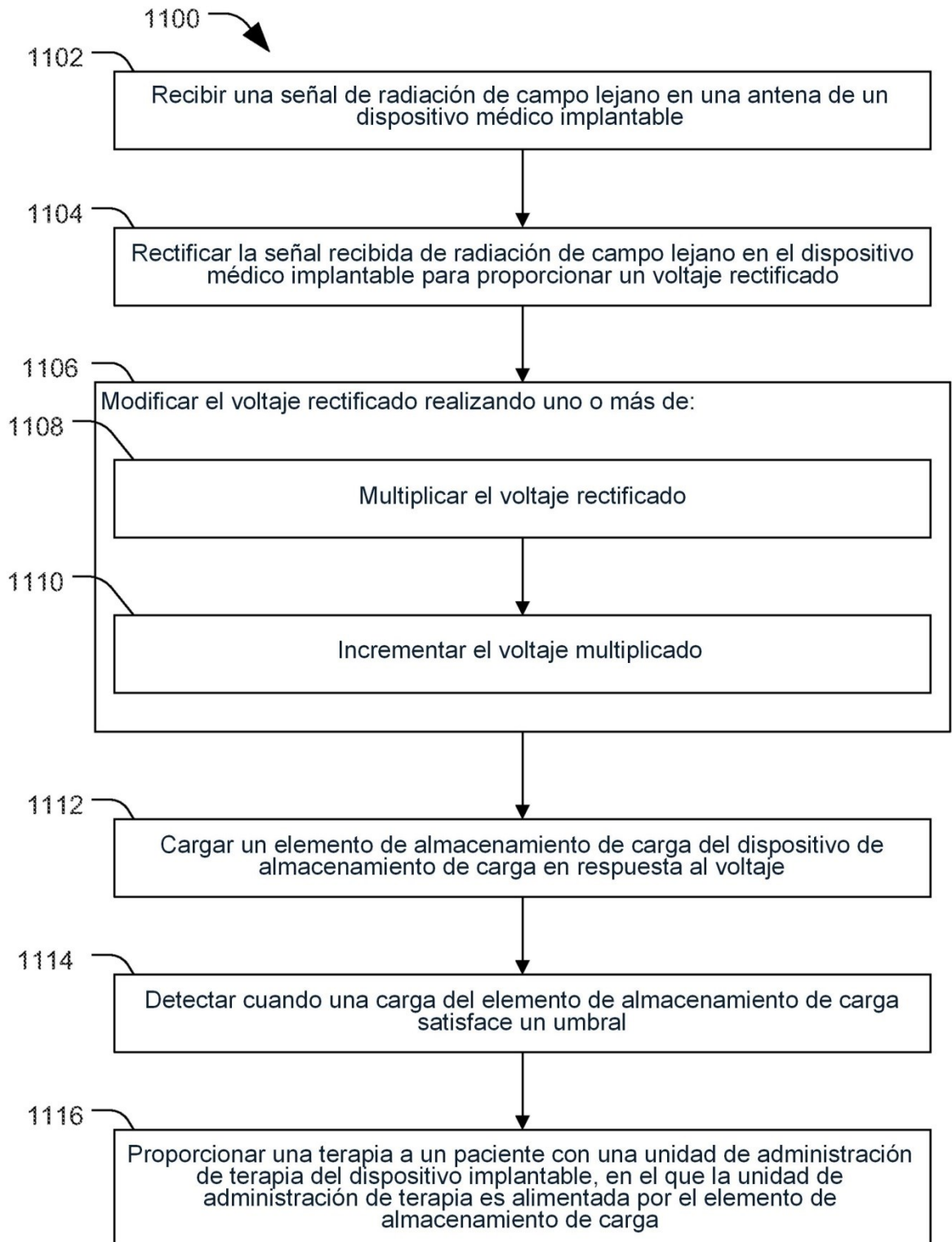


FIG. 11

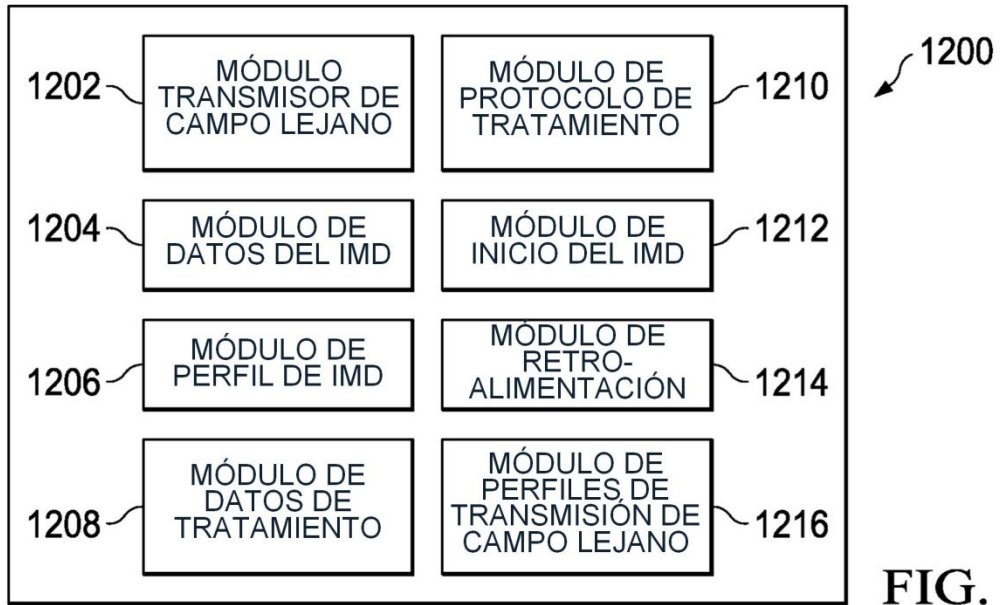
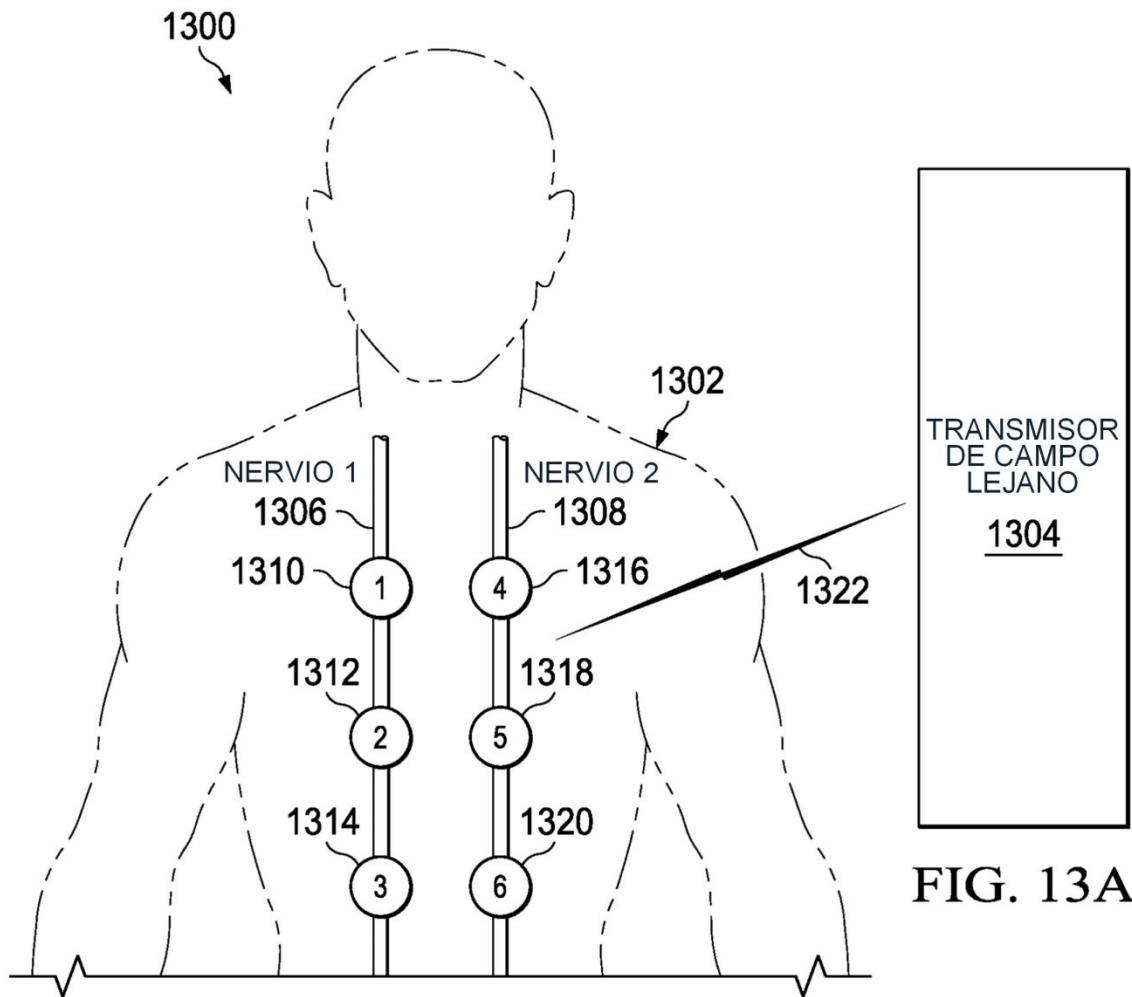


FIG. 12



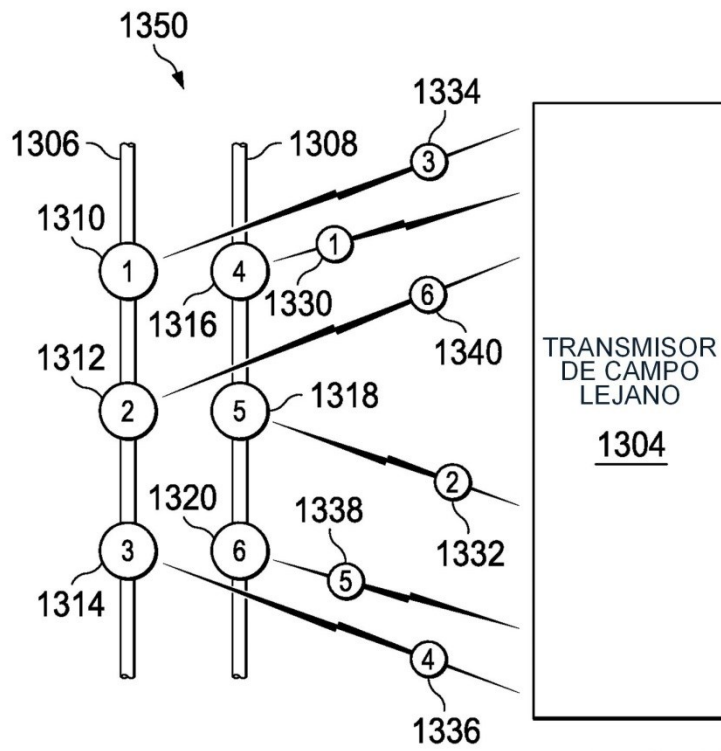


FIG. 13B

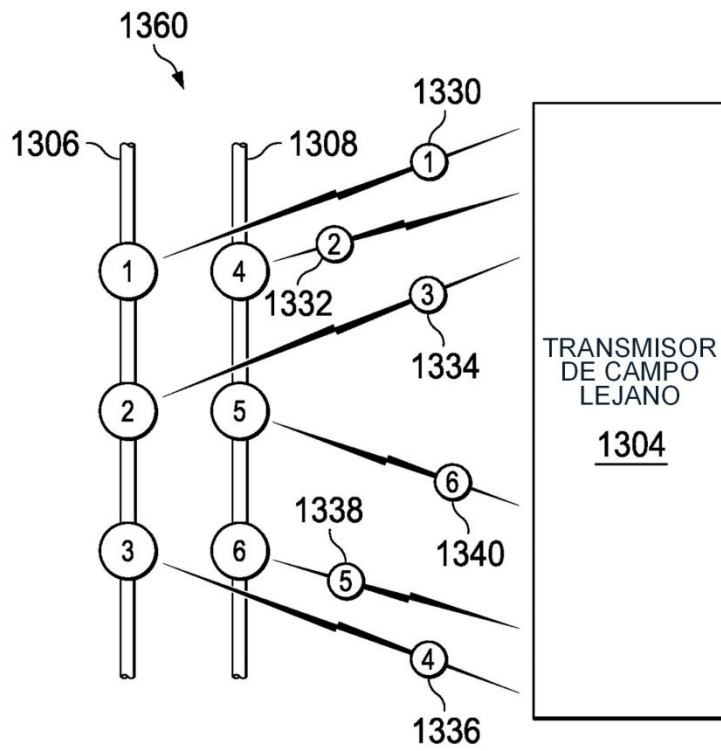


FIG. 13C

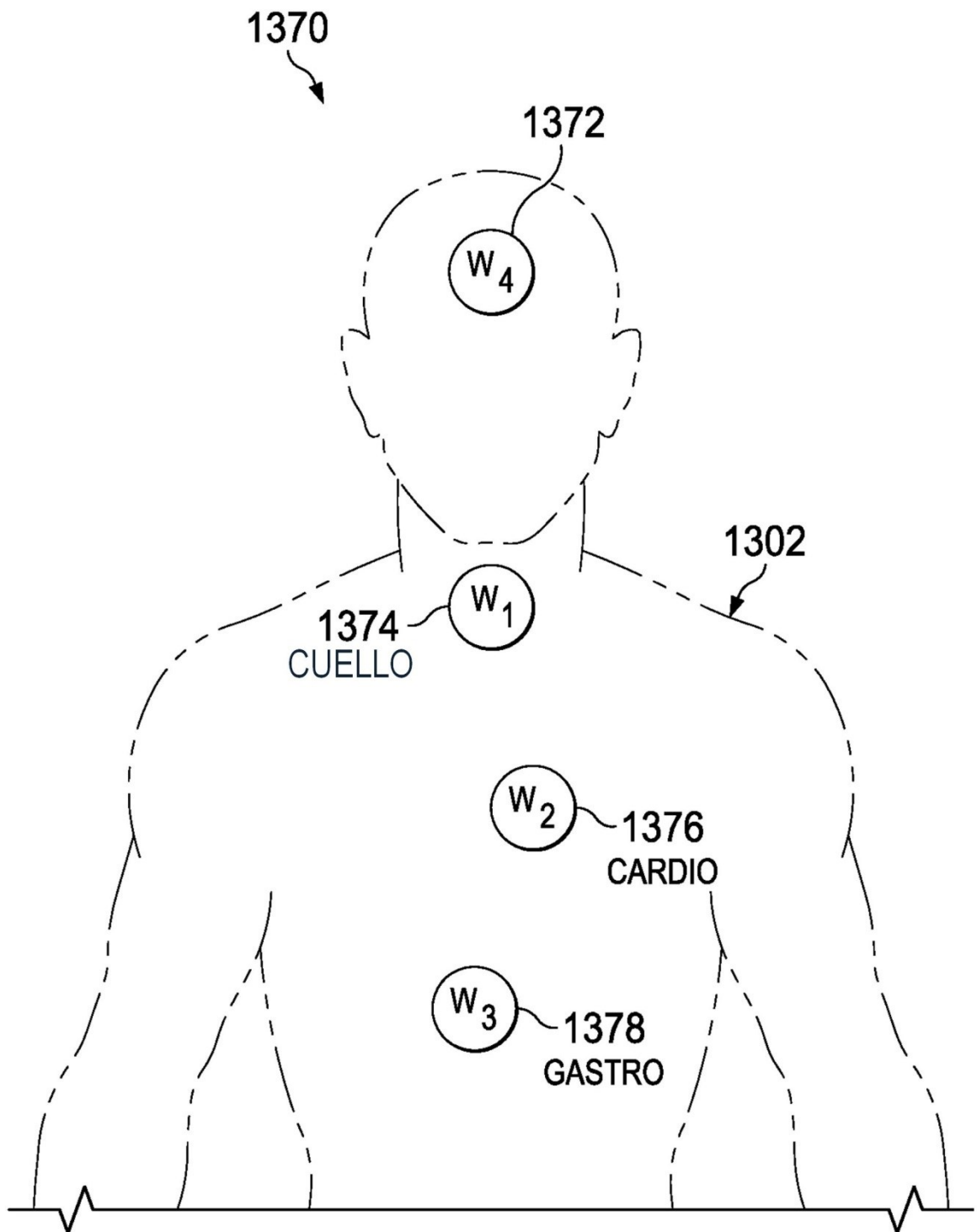
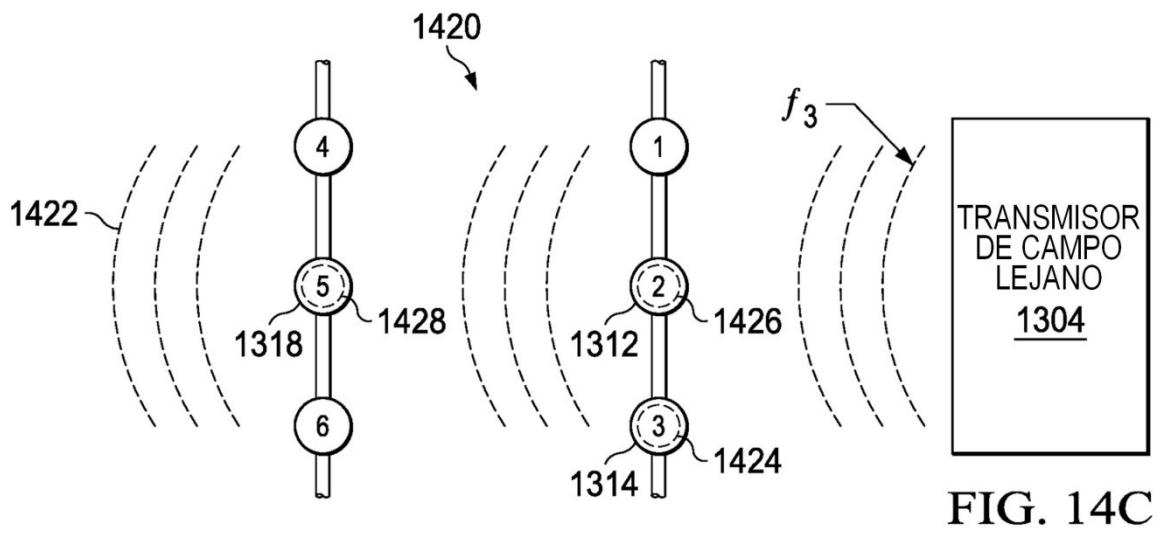
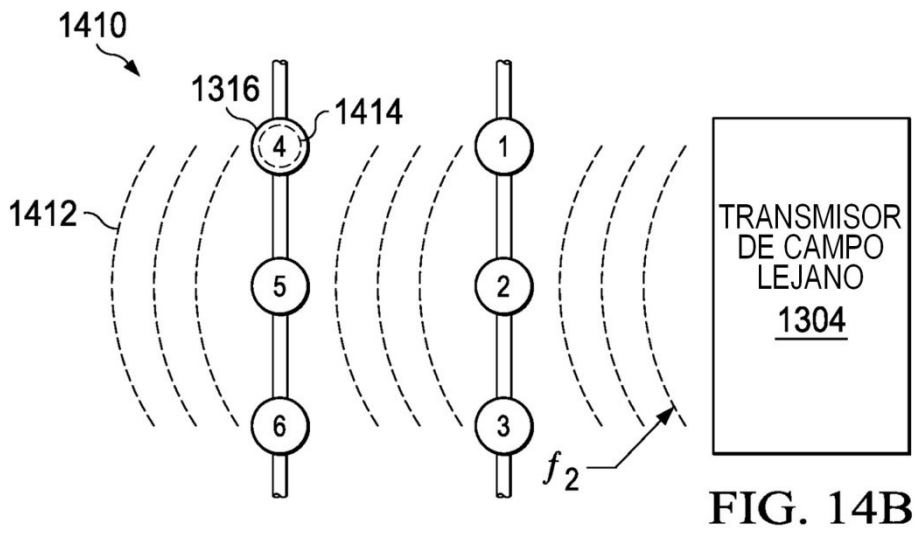
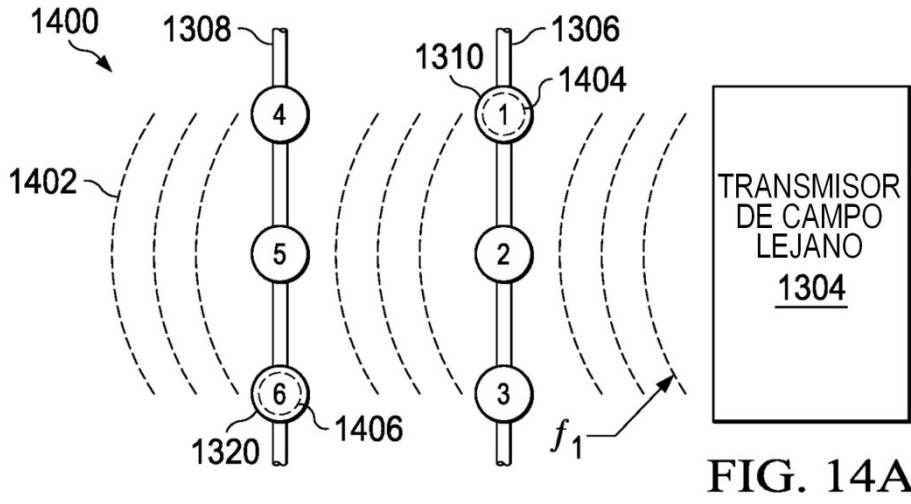
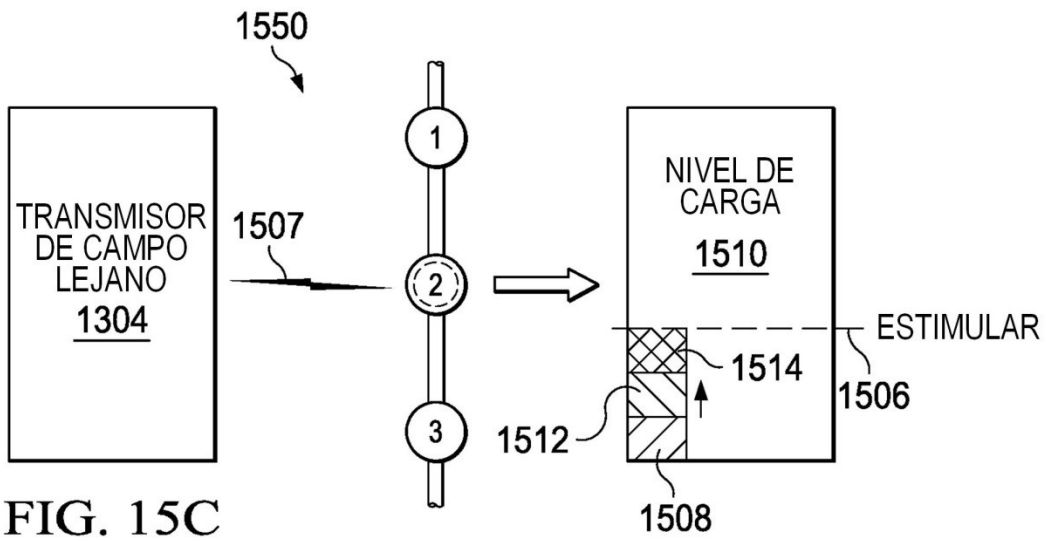
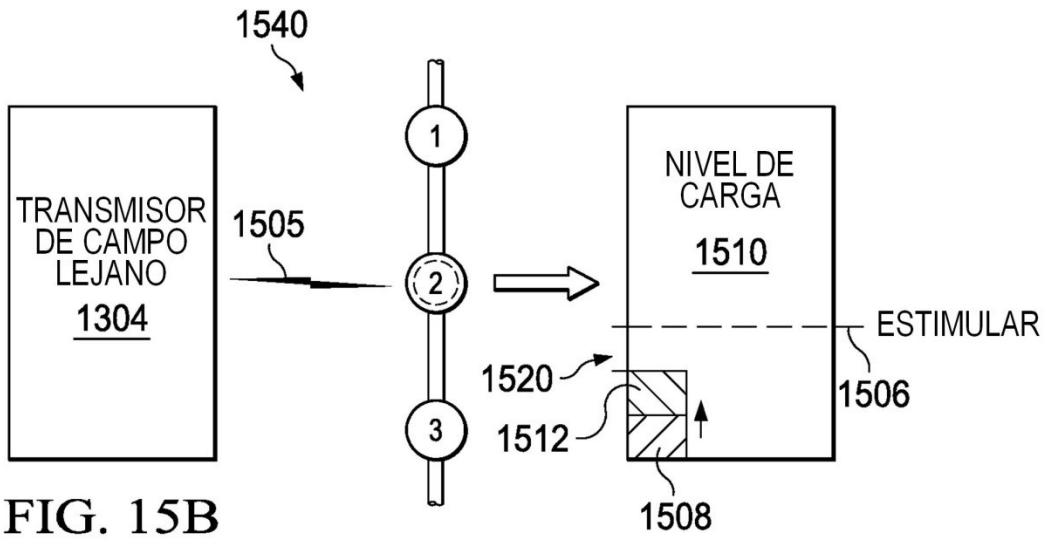
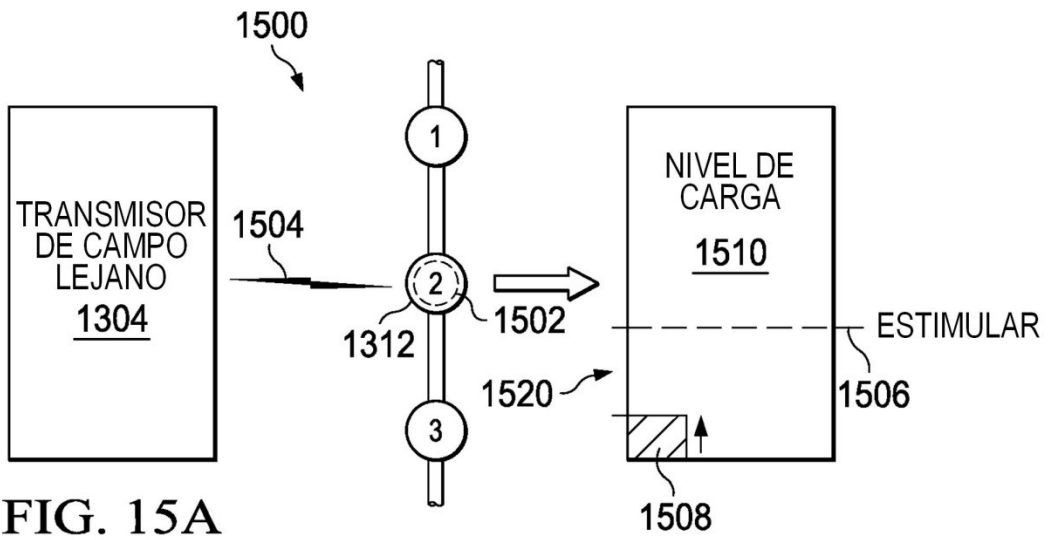
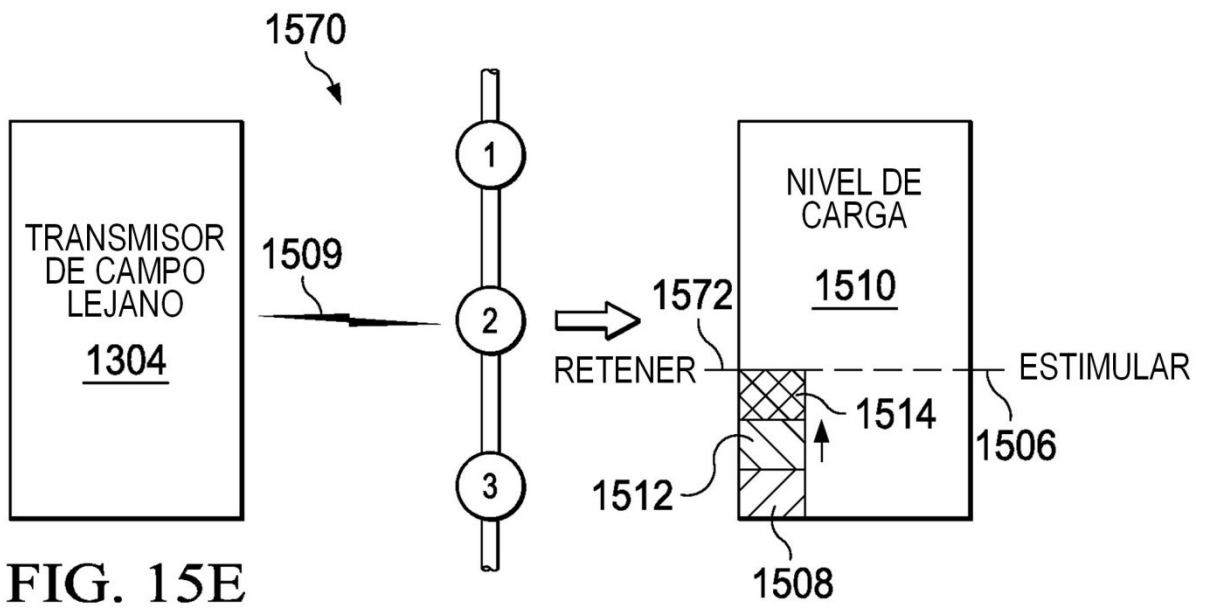
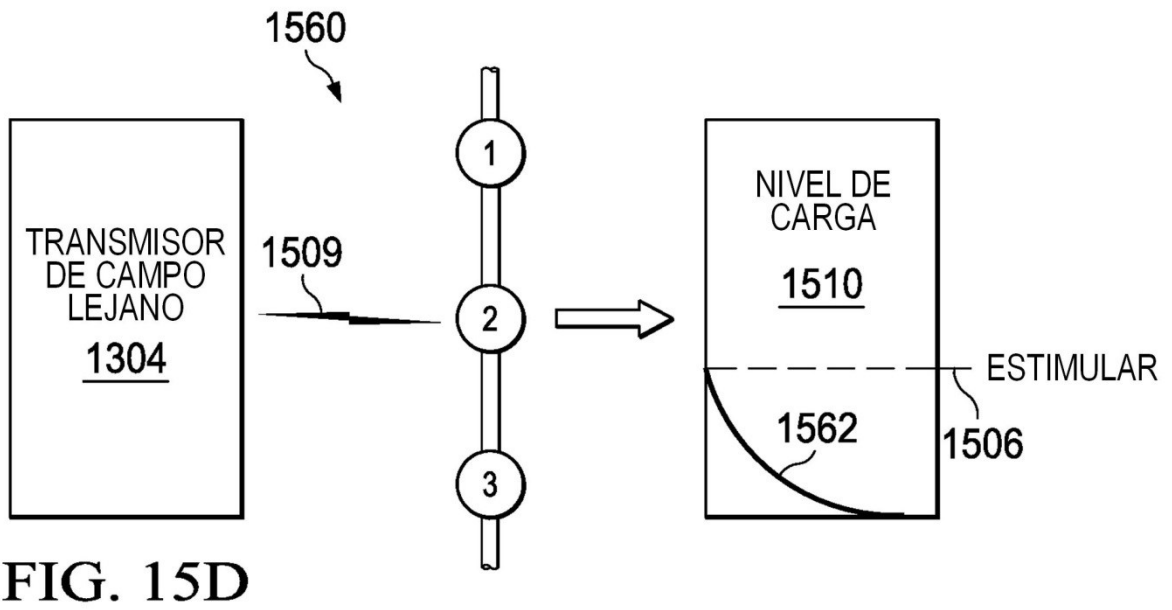
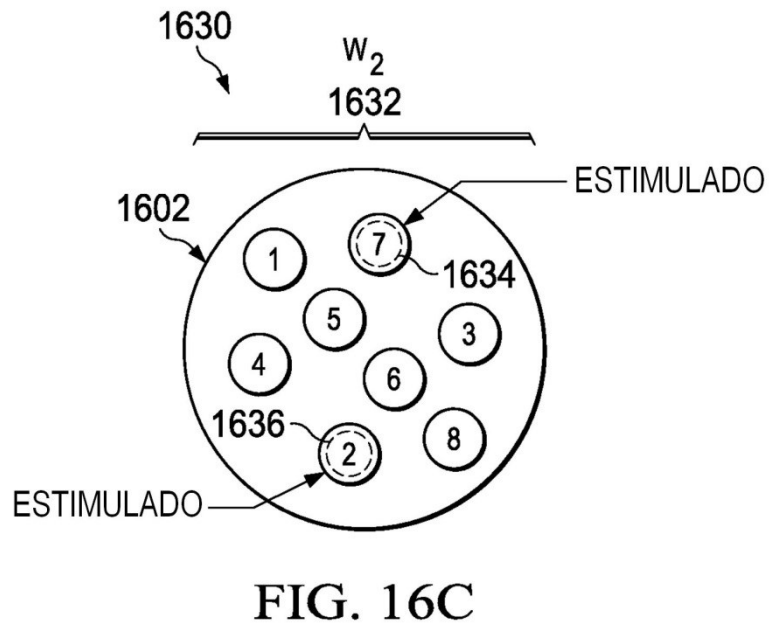
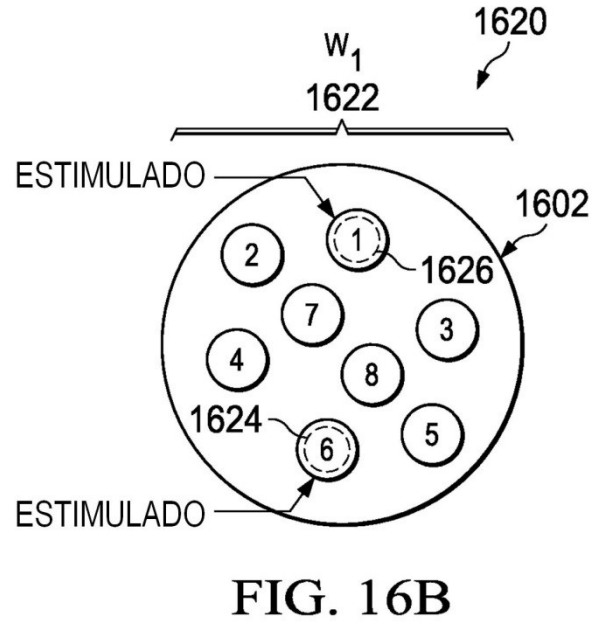
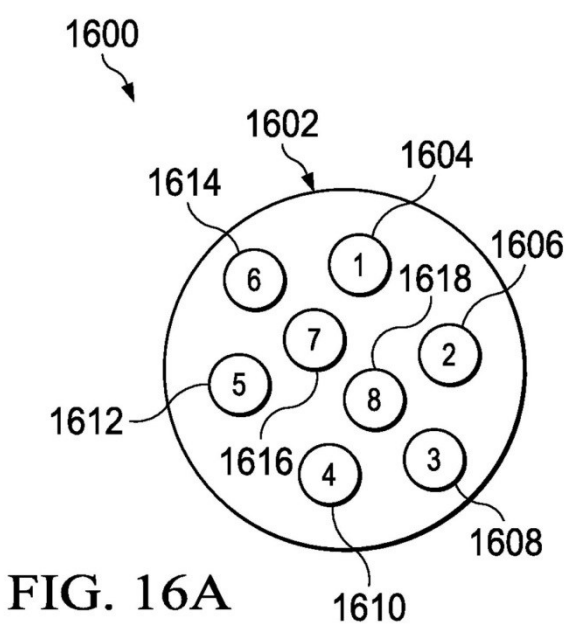


FIG. 13D









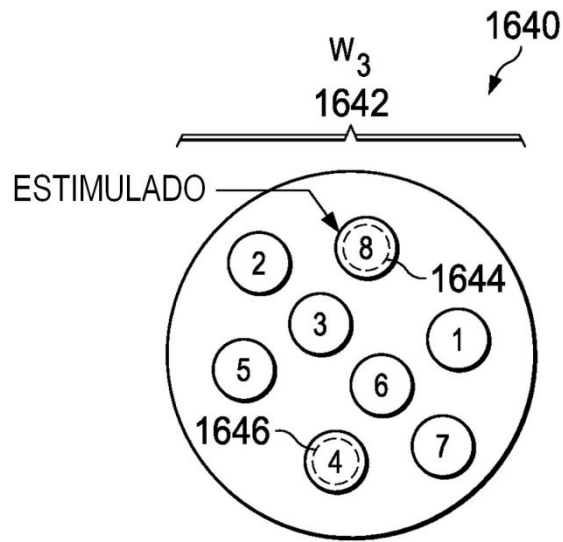


FIG. 16D

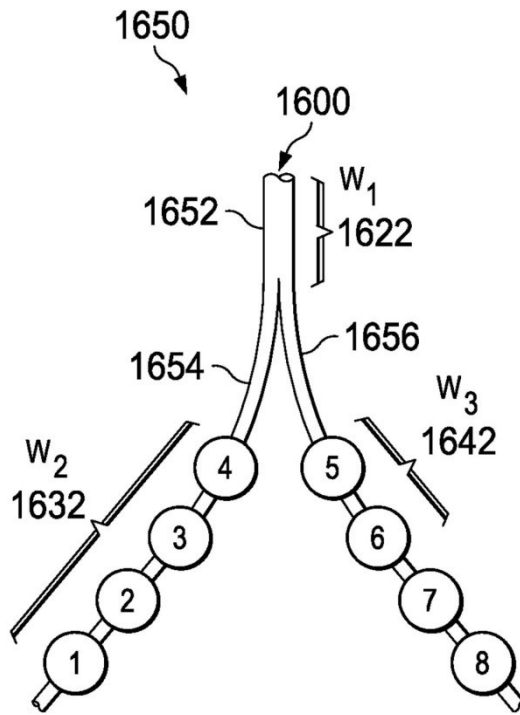


FIG. 16E

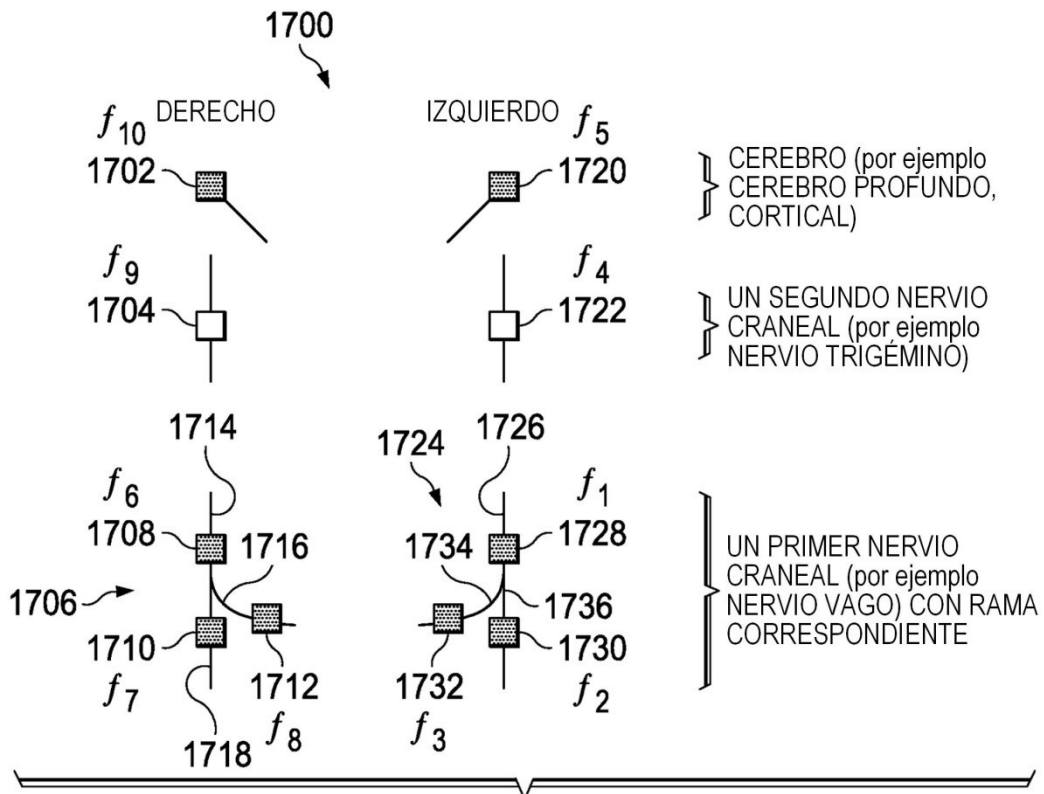


FIG. 17A

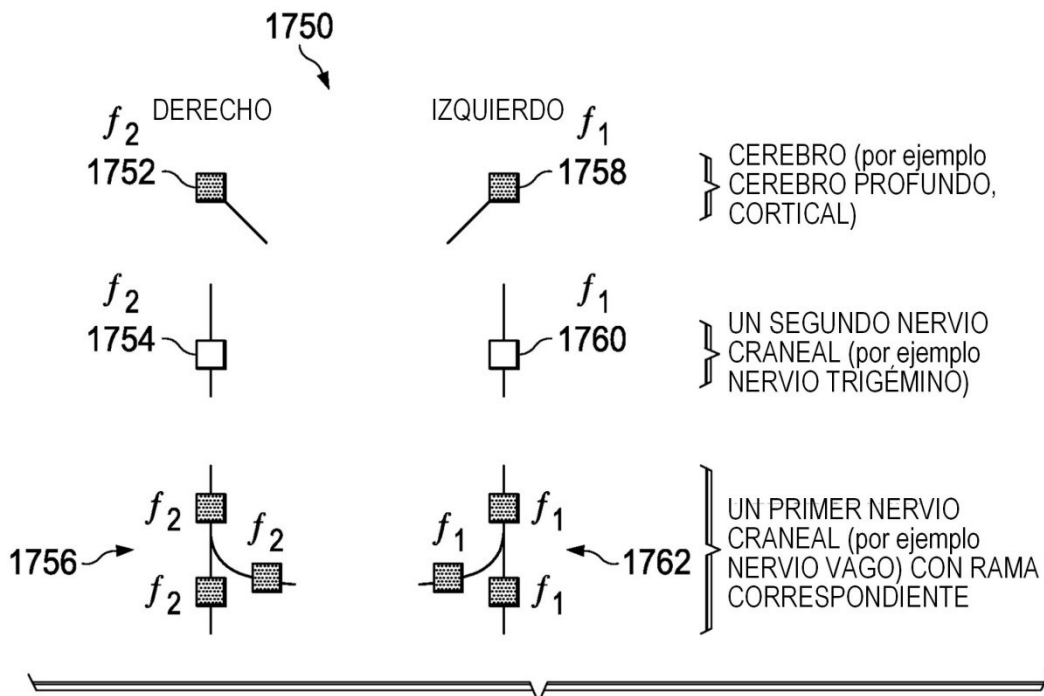


FIG. 17B

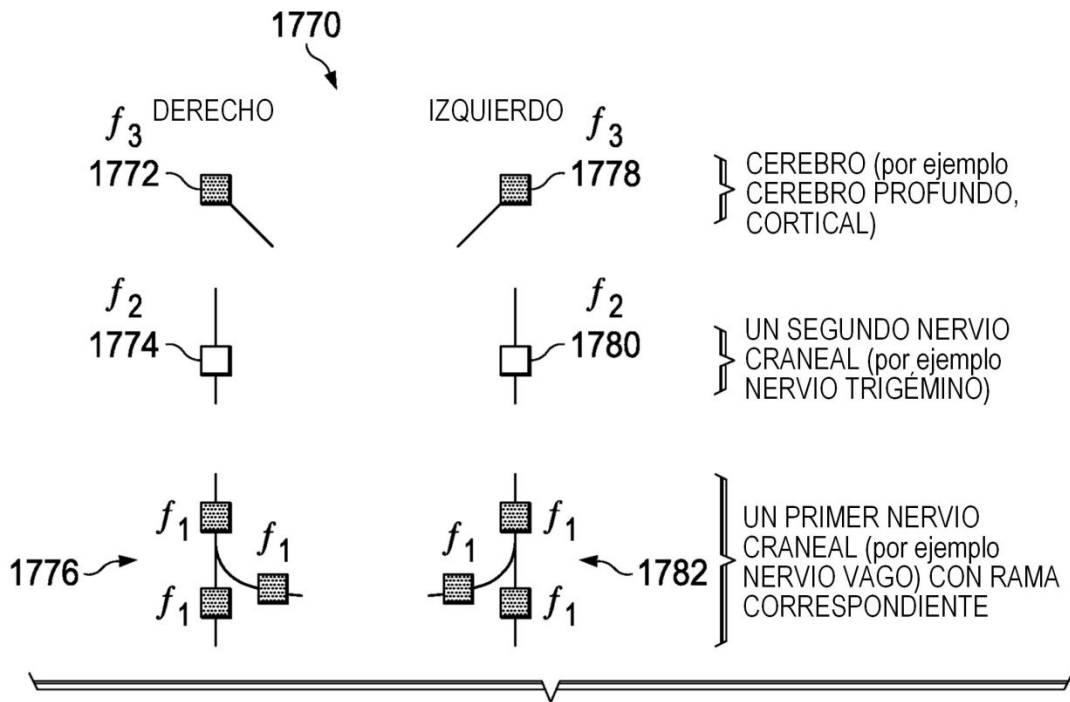


FIG. 17C

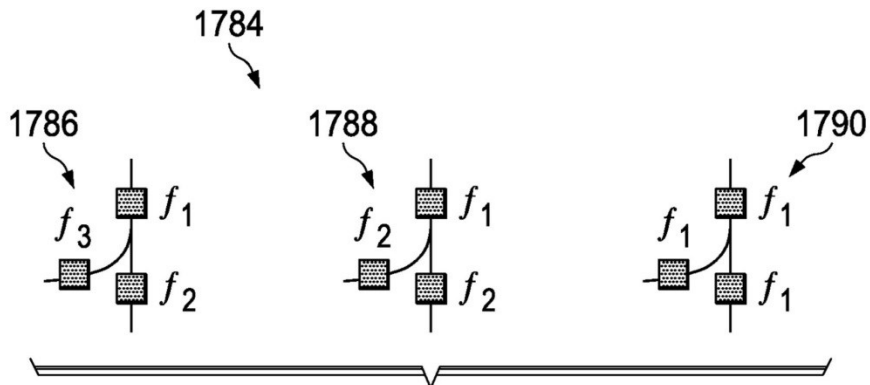


FIG. 17D

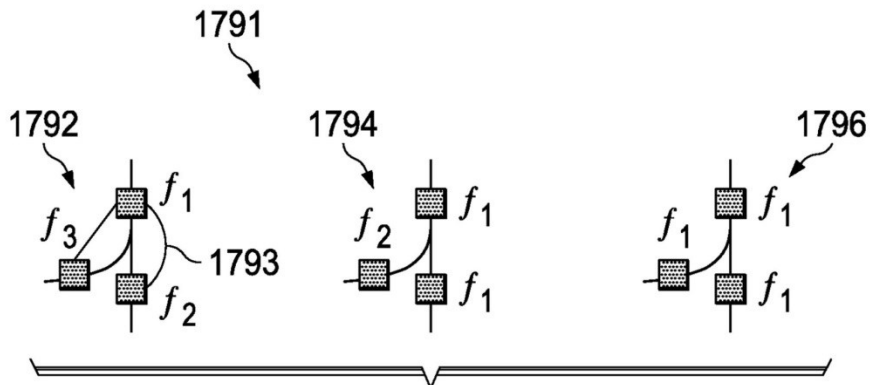


FIG. 17E

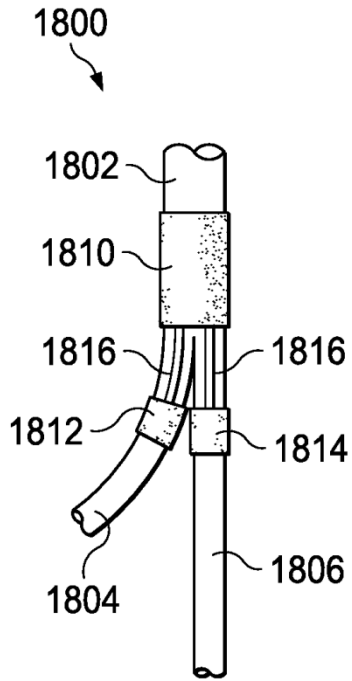


FIG. 18A

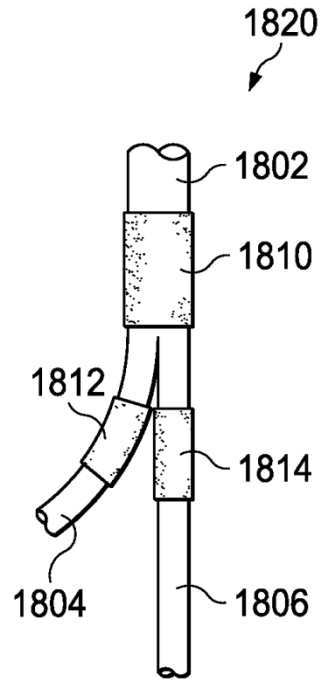


FIG. 18B

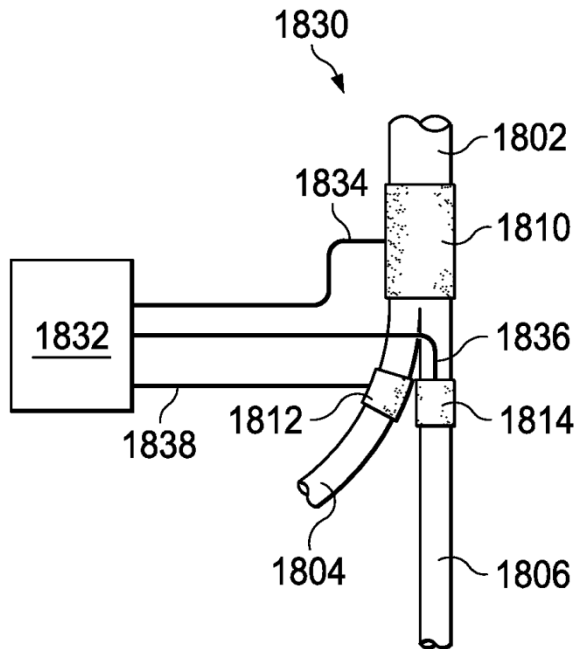


FIG. 18C

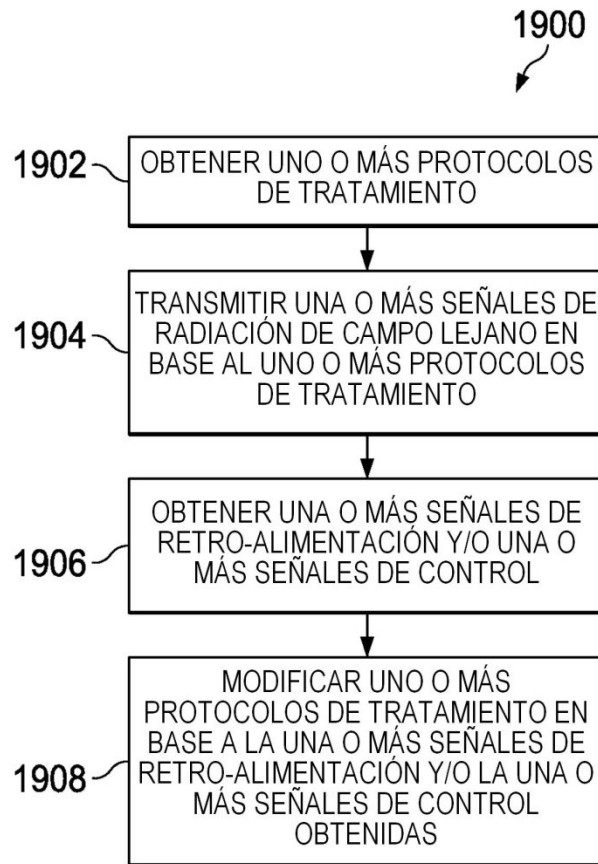


FIG. 19

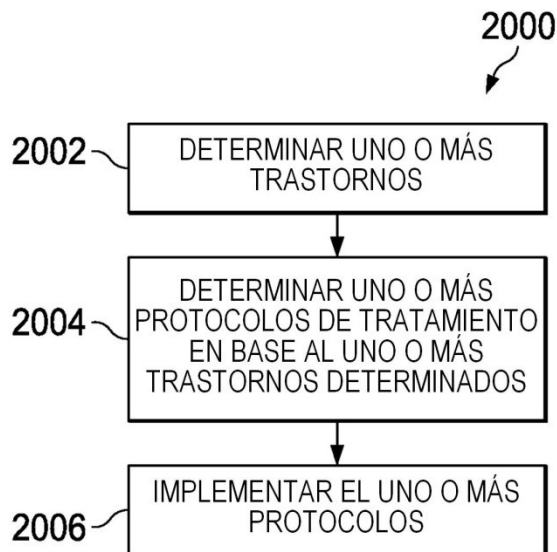


FIG. 20

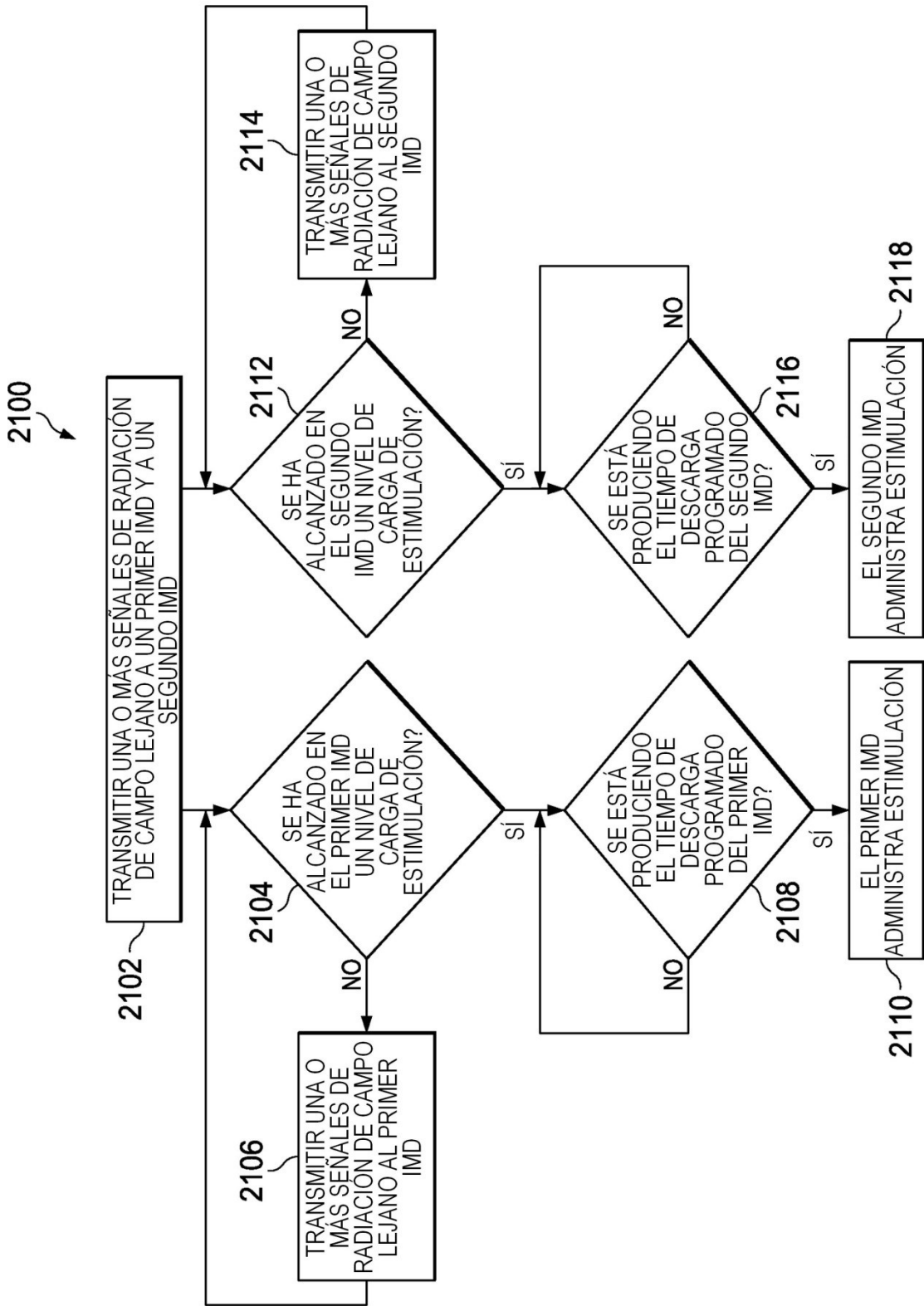


FIG. 21

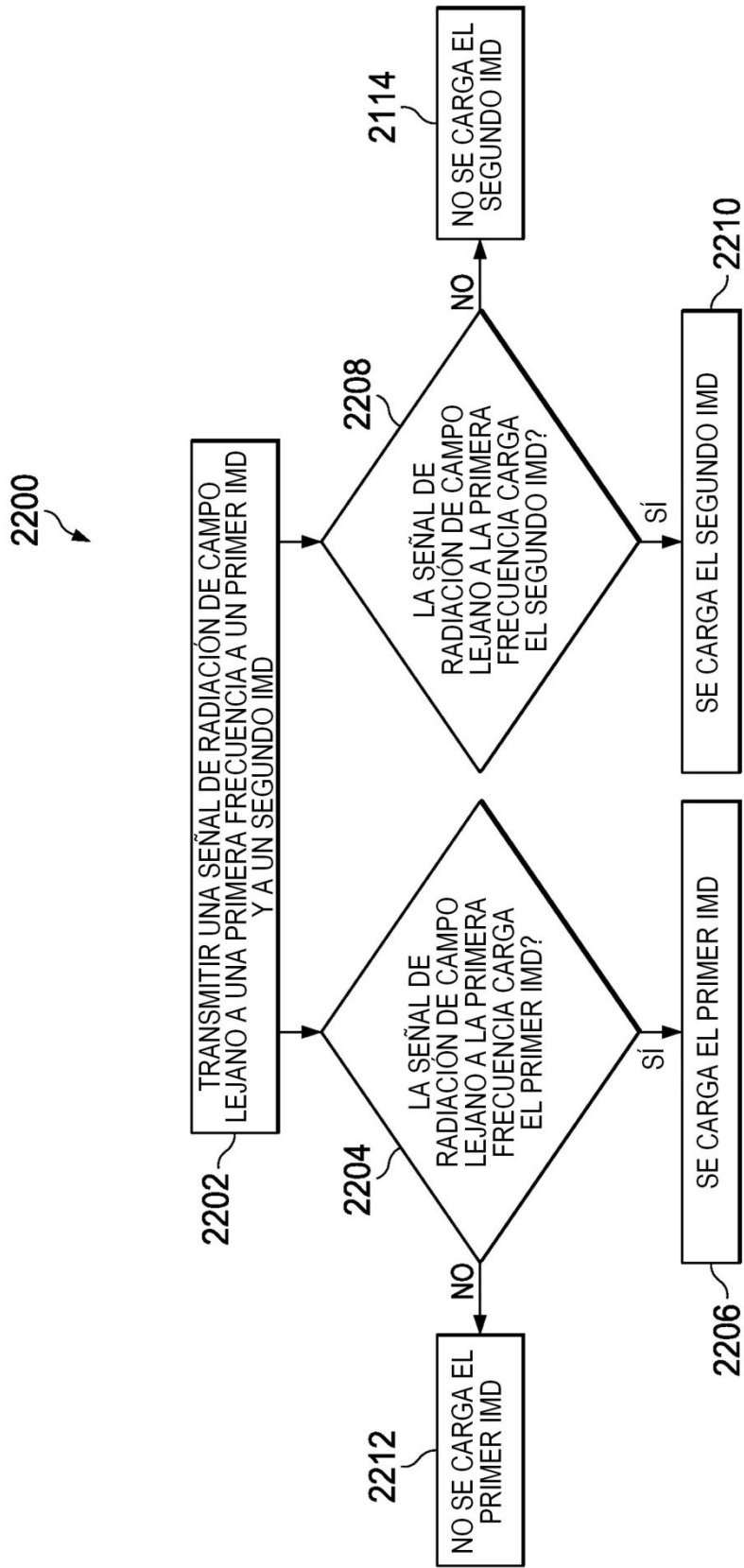


FIG. 22

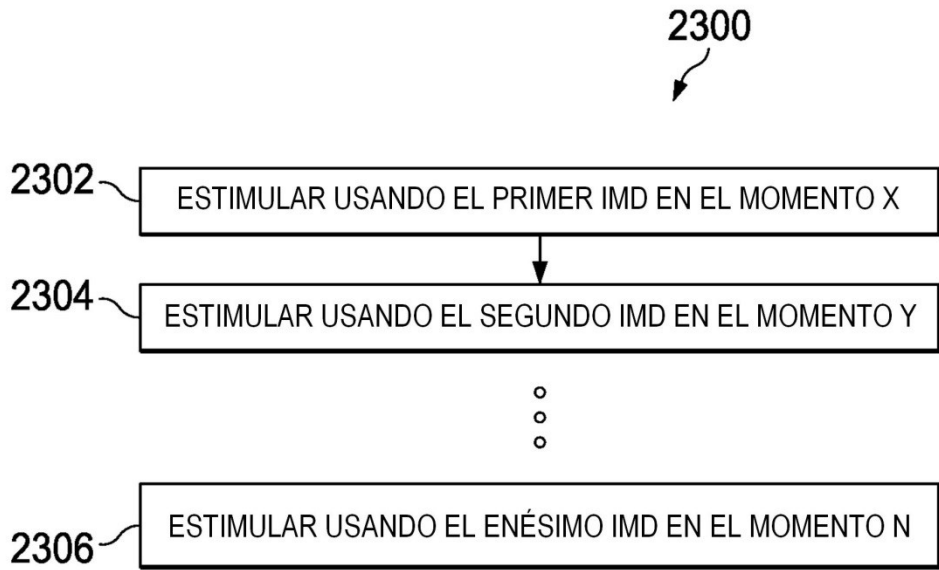


FIG. 23

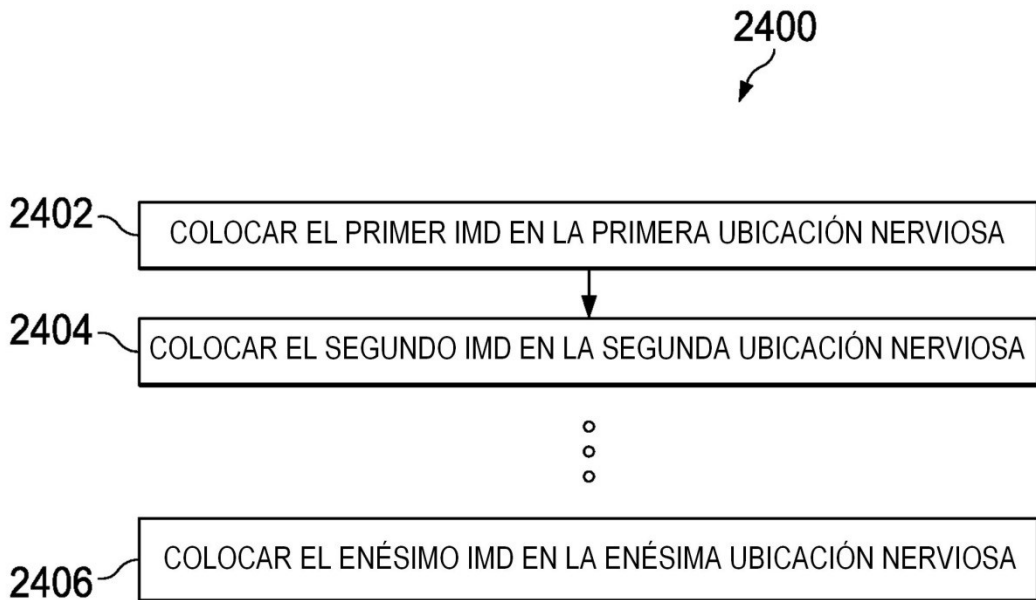


FIG. 24