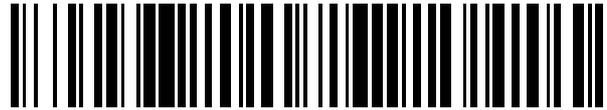


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 559 058**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/36**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.10.2006 E 06839461 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.11.2015 EP 2081639**

54 Título: **Dispositivo estimulador implantable de múltiples electrodos con un condensador único de desacoplamiento de trayectoria de corriente**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**10.02.2016**

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION  
CORP. (100.0%)  
25155 RYE CANYON ROAD  
VALENCIA, CA 91355, US**

72 Inventor/es:

**PARRAMON, JORDI;  
NIMMAGADDA, KIRAN;  
FELDMAN, EMMANUEL y  
HE, YUPING**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 559 058 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

Dispositivo estimulador implantable de múltiples electrodos con un condensador único de desacoplamiento de trayectoria de corriente

### Campo de la invención

- 5 La presente invención se refiere en general a los dispositivos estimuladores implantables, por ejemplo, un generador de pulsos implantable tal como un dispositivo Bion®, un dispositivo de estimulación espinal (SCS) u otro tipo de dispositivos de estimulación neural.

### Antecedentes

- 10 Los dispositivos de estimulación implantables generan y entregan estímulos eléctricos a nervios y tejidos para la terapia de diversos trastornos biológicos, tales como marcapasos para tratar la arritmia cardíaca, desfibriladores para tratar la fibrilación cardíaca, estimuladores cocleares para tratar la sordera, estimuladores retinales para tratar la ceguera, estimuladores musculares para producir un movimiento coordinado de las extremidades, estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, estimuladores cerebrales profundos o corticales para tratar trastornos motores y psicológicos, estimuladores del nervio occipital para tratar las migrañas y otros estimuladores neurales para tratar la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, la subluxación de hombro, etc. La presente invención puede hallar aplicabilidad en la totalidad de tales aplicaciones, a pesar de que la descripción que sigue se centrará, en general, en el uso de la invención dentro de un dispositivo microestimulador del tipo que se divulga en las solicitudes de patente publicada de Estados Unidos 2005/0021108, publicada el 27 / 1 / 05; 2005/0057905, publicada el 17 / 3 / 05; y 2004/0059392, publicada el 25 / 3 / 04.

- 20 No obstante, la presente invención también tiene aplicabilidad en otros dispositivos estimuladores implantables, tales como los dispositivos de estimulación espinal (SCS), un ejemplo de los cuales se puede hallar en la patente de Estados Unidos 6.553.263.

- 25 Los dispositivos microestimuladores por lo general comprenden un alojamiento pequeño generalmente cilíndrico que porta unos electrodos para producir una corriente de estimulación eléctrica deseada. Los dispositivos de este tipo se implantan en las proximidades del tejido objetivo para permitir que la corriente de estimulación estimule el tejido objetivo para proporcionar terapia para una amplia diversidad de afecciones y trastornos. Un "microestimulador" en el contexto de esta aplicación quiere decir un dispositivo estimulador implantable en el que el cuerpo o alojamiento del dispositivo es compacto (por lo general del orden de unos pocos milímetros de diámetro por varios milímetros a unos pocos centímetros de longitud) y por lo general incluye o porta unos electrodos de estimulación que tienen por objeto entrar en contacto con el tejido del paciente. No obstante, un "microestimulador" también o en su lugar puede tener unos electrodos que están acoplados con el cuerpo del dispositivo por medio de un conductor o conductores, tal como se muestra en la solicitud de patente de Estados Unidos con n.º de serie 09/624.130, presentada el 24 de julio de 2000.

- 35 Algunos microestimuladores en la técnica anterior contienen solo un electrodo de cátodo. Más en concreto, en tales dispositivos, y haciendo referencia a la figura 1, se proporciona un electrodo de ánodo único 14 para suministrar corriente a una resistencia 16, R, es decir, el tejido del usuario. Por lo general, una trayectoria de retorno para la corriente es proporcionada por un cátodo único 14', que podría comprender otro electrodo sobre el dispositivo, pero que también podría comprender una porción de la caja conductora para el dispositivo. Se hace referencia a un dispositivo de este tipo en el presente documento como "microestimulador bi-electrodo", dados sus dos electrodos 40 14 y 14'. Tal como es conocido, el ánodo 14 suministra o absorbe corriente usando un circuito de generación de corriente en el interior de un convertidor de digital a analógico, o "DAC" 20 programable. El cátodo 14' también podría estar conectado con un circuito de generación de corriente o podría simplemente estar unido a un potencial de referencia. Un ejemplo de un dispositivo microestimulador bi-electrodo incluye el dispositivo Bion® fabricado por Advanced Bionics Corporation de Sylmar, California.

- 45 Los microestimuladores bi-electrodo se benefician de la simplicidad. Debido a su pequeño tamaño, el microestimulador se puede implantar en un sitio que requiere terapia al paciente, y sin conductores para portar la corriente terapéutica lejos del cuerpo tal como se ha mencionado previamente. No obstante, tales microestimuladores bi-electrodo carecen de flexibilidad terapéutica: una vez que ha sido implantada, la combinación de ánodo / cátodo único solo captará nervios en su proximidad inmediata, lo que en general no se puede cambiar a menos que se manipule la posición del dispositivo en el tejido de un paciente.

- 50 Para mejorar la flexibilidad terapéutica, se han propuesto unos microestimuladores que tienen más de dos electrodos, y se hace referencia a tales dispositivos en el presente documento como "microestimuladores de múltiples electrodos" para diferenciar estos de los microestimuladores bi-electrodo que se han analizado en lo que antecede. Cuando se aumenta el número de electrodos de esta forma, los electrodos se pueden activar de forma selectiva una vez que el dispositivo ha sido implantado, proporcionando la oportunidad de manipular la terapia sin tener que manipular la posición del dispositivo.

Unos dibujos de un microestimulador de múltiples electrodos 400 a modo de ejemplo se muestran en diversas vistas en las figuras 2A - 2C. Tal como se muestra, el dispositivo 400 comprende un cuerpo o alojamiento 402 que incorpora la fuente de alimentación (la batería) y otra circuitería que es necesaria para que funcione el dispositivo. Sobre el exterior del alojamiento 402 se encuentran (en el presente ejemplo) ocho conectores conductores 404 que están acoplados con una circuitería de generación de corriente en el alojamiento (que no se muestra). En el presente ejemplo particular, y tal como se muestra del mejor modo en las figuras 2B y 2C, un material laminado 410 se sitúa por encima del alojamiento con el fin de poner los conectores 404 en contacto con los patines de contacto 412. El material laminado 410 es semejante a una placa de circuito impreso y contiene unos conductores 414 que, en última instancia, se encuentran con los electrodos 416 diseñados para entrar en contacto directo con la carne de un paciente. Por lo tanto, cuando el alojamiento 402 y el material laminado 410 están acoplados de esta forma (la figura 2C), el resultado es un microestimulador de múltiples electrodos en el que los diversos electrodos 416 son portados por y se encuentran a lo largo del cuerpo del dispositivo. Detalles adicionales en lo que respecta a esta y otras estructuras para un microestimulador de múltiples electrodos se divulgan en las siguientes referencias: la publicación de patente de Estados Unidos con n.º 2004/0015205, publicada el 22 de enero de 2004; la solicitud de patente de Estados Unidos con n.º de serie 11/142.154, presentada el 1 de junio de 2005; y la solicitud de patente de Estados Unidos con n.º de serie 11/280.620, presentada el 16 de noviembre de 2005. Adicionalmente, no es necesario que un microestimulador de múltiples electrodos emplee electrodos sobre el cuerpo 402, y en su lugar o además podría comprender la estructura de la figura 2A con un conductor o conductores que realizan un acoplamiento con los conectores 404 (que no se muestran).

Una cuestión en lo que respecta al diseño de cualquier estimulador implantable, y en especial los microestimuladores del tipo que se ha analizado en lo que antecede, comporta el uso de condensadores de desacoplamiento. Un condensador de desacoplamiento 25, C de este tipo, se muestra en la figura 1. Tal como es conocido, los condensadores de desacoplamiento son útiles en los dispositivos estimuladores implantables por una serie de razones. En primer lugar, estos pueden ayudar a la recuperación de la carga después de la provisión de un pulso de estimulación, un punto que se conoce bien en la técnica y no requiere más elaboración. En segundo lugar, estos proporcionan una seguridad adicional al evitar la inyección directa de corriente desde el circuito de generación de corriente (por ejemplo, en el interior del DAC 20) hasta el tejido del paciente 16, R.

En las figuras 3A y 3B se ilustran ejemplos del uso de condensadores de desacoplamiento en la técnica de los estimuladores implantables. La figura 3A muestra un ejemplo del uso de los condensadores de desacoplamiento 25 en un dispositivo de estimulación espinal (SCS) 30, tal como el dispositivo de SCS Precision® comercializado por Advanced Bionics Corporation. Tal como se muestra, este estimulador implantable comprende una pluralidad de electrodos 32, E1 - En. En última instancia, una prolongación de conductor (que no se muestra) puede realizar un acoplamiento con los electrodos para portar las señales que son generadas por un generador de pulsos implantable (IPG) hasta una agrupación de electrodos (que no se muestra) en el extremo de un conductor. Como resultado, la agrupación de electrodos se puede insertar en su posición (por ejemplo, a lo largo de la médula espinal del paciente), mientras que el IPG se implanta en general a una distancia relativa (por ejemplo, en las nalgas del paciente).

Con cada electrodo E1 - En está asociado un condensador de desacoplamiento 25, C1 - Cn correspondiente. En un dispositivo de SCS 30, los electrodos se pueden activar de forma selectiva, y cualquier electrodo activado se puede seleccionar como un ánodo o cátodo. De hecho, se puede seleccionar más de un electrodo como un ánodo en un momento dado, y se puede seleccionar más de un electrodo como un cátodo en un momento dado.

Por lo tanto, supóngase que el electrodo E2 se selecciona para actuar como un ánodo mientras que el electrodo E4 se selecciona para actuar como un cátodo tal como se muestra en la figura 3A. Debido a que cada electrodo E1 - En está cableado con un condensador de desacoplamiento C1 - Cn, la trayectoria de corriente resultante a través de los dos electrodos E2 y E4 incluye los condensadores de desacoplamiento C2 y C4. Esto ayuda a la recuperación de la carga en ambos electrodos, y proporciona adicionalmente una seguridad redundante: incluso si se averiara uno de los dos condensadores C2 o C4, el otro evitaría la inyección directa de corriente al tejido R.

Este enfoque del dispositivo de SCS 30 - en el que un condensador de desacoplamiento está asociado con cada electrodo - es, en general, no problemático. En un dispositivo de SCS 30, debido a que el IPG no está implantado en el sitio de terapia requerida y en su lugar se sitúa en una porción menos crítica del paciente (por ejemplo, en las nalgas), en general el IPG se puede hacer más grande de lo que se puede hacer el cuerpo de los microestimuladores que se han analizado anteriormente. Por ejemplo, el IPG que se usa en el dispositivo de SCS 30 podría tener forma de disco con un diámetro de unos pocos centímetros y un espesor de varios milímetros. Hay en general suficiente espacio en el IPG para dar cabida a los condensadores de desacoplamiento, C1 - Cn relativamente grandes. Por lo tanto, muchos dispositivos de SCS 30 comercializados en la actualidad emplean unos IPG que tienen 16 electrodos (17 contando el electrodo de caja) y 16 condensadores de desacoplamiento correspondientes (17 contando la caja).

La figura 3B ilustra otro dispositivo 50 en el que se han usado condensadores de desacoplamiento en la técnica de los estimuladores implantables, y en concreto ilustra el uso de un condensador de desacoplamiento en el dispositivo microestimulador bi-electrodo Bion® que se ha analizado anteriormente. Tal como se hace notar, el microestimulador bi-electrodo 50 comprende un ánodo 52' y un cátodo único 52. Tal como se puede ver, un

condensador de desacoplamiento único C 25 está acoplado con el cátodo 52, y en concreto está acoplado entre el electrodo de cátodo 52 y la circuitería de generación de corriente 20. El ánodo, en contraste, se pone meramente a masa o se une a un potencial de referencia. A través del uso del condensador de desacoplamiento, C, se tienen los mismos beneficios que se han hecho notar anteriormente - una seguridad mejorada y la recuperación de la carga - (no obstante, debido a que se proporciona solo un condensador de desacoplamiento en la trayectoria de corriente, no hay seguridad redundante alguna tal como es provista por los dos condensadores de desacoplamiento en el dispositivo de SCS 30 de la figura 3A).

Tal como se ha hecho notar anteriormente, el cuerpo 55 de un dispositivo microestimulador bi-electrodo 50 es muy pequeño, lo que quiere decir que hay un volumen reducido en el interior del cuerpo para dar cabida a múltiples condensadores de desacoplamiento 25 relativamente grandes. No obstante, debido a que un dispositivo de este tipo requería tradicionalmente el uso de solo un condensador de desacoplamiento único, el espacio en el interior del cuerpo 55 era en general suficiente para dar cabida a este componente.

No obstante, la cuestión del espacio limitado en el interior del cuerpo de un microestimulador se vuelve muy significativa cuando se contempla un microestimulador de múltiples electrodos. Considérese un microestimulador de múltiples electrodos que tiene ocho cátodos y un ánodo (que tal vez comprende la caja del dispositivo). En una arquitectura de este tipo, y de acuerdo con el conocimiento convencional de la técnica anterior tal como es entendida por los solicitantes de la presente invención, el microestimulador necesitaría tener ocho condensadores de desacoplamiento, cada uno cableado con cada electrodo. Pero, tal como se ha hecho notar en lo que antecede, se pretende que un microestimulador sea bastante pequeño. Este conflicto o bien limita el número de electrodos que puede portar un microestimulador de múltiples electrodos, o bien aumenta el tamaño del cuerpo, nada de lo cual es deseable.

En consecuencia, la técnica de los estimuladores implantables y, en particular, la técnica de los microestimuladores, se beneficiarían de la capacidad de proporcionar múltiples electrodos al tiempo que siguen proporcionando un desacoplamiento capacitivo suficiente que usa un volumen mínimo en el interior del dispositivo. En el presente documento se proporcionan realizaciones de una solución de este tipo.

El documento WO-A-02/09808 divulga la técnica anterior más relevante.

La invención se define en la reivindicación 1.

### **Breve descripción de los dibujos**

Los aspectos anteriores, y otros, de la presente invención serán más evidentes a partir de la siguiente descripción más particular de la misma, que se presenta junto con los siguientes dibujos en los que:

La figura 1 ilustra los componentes eléctricos básicos de un microestimulador de acuerdo con la técnica anterior. Las figuras 2A a 2C ilustran diversas vistas de un microestimulador de múltiples electrodos de acuerdo con la técnica anterior.

Las figuras 3A y 3B ilustran, de forma respectiva, la circuitería de estimulación de un sistema estimulador de la médula espinal (SCS) y un microestimulador bi-electrodo y, en particular, muestran los condensadores de desacoplamiento tal como se usan en esas técnicas.

La figura 4 ilustra un microestimulador a modo de ejemplo en el que se pueden usar las técnicas de desacoplamiento capacitivo mejorado de las figuras 7 - 10.

La figura 5 ilustra el microestimulador de la figura 4 y su interacción con diversos componentes externos en un sistema de comunicación de microestimulador.

La figura 6 ilustra varios microestimuladores de la figura 4 que se usan de forma conjunta en una red de comunicación.

La figura 7 ilustra una realización de la invención.

Las figuras 8A a 8C ilustran detalles y modificaciones adicionales de la circuitería en un microestimulador de múltiples electrodos de ánodo único / de múltiples cátodos.

Las figuras 9A a 9C ilustran detalles y modificaciones adicionales de la circuitería en un microestimulador de múltiples electrodos de cátodo único / de múltiples ánodos.

La figura 10 ilustra un microestimulador de múltiples electrodos que usa un condensador de desacoplamiento único en una realización en la que los ánodos y / o los cátodos son configurables.

La figura 11 ilustra un diagrama esquemático del microestimulador de múltiples electrodos de la figura 8A, y muestra la provisión del condensador de desacoplamiento en relación con un circuito integrado principal.

Las realizaciones que se muestran en las figuras 9A, 9B, 9C no son parte de la invención.

### **Descripción detallada**

La siguiente descripción es del mejor modo contemplado en la actualidad para llevar a cabo la invención. Esta descripción no ha de tomarse en un sentido limitante, sino que se hace meramente para el fin de describir los principios generales de la invención. El ámbito de la invención se debería determinar con referencia a las reivindicaciones y sus equivalentes.

Antes de analizar los aspectos del desacoplamiento capacitivo que son fundamentales para la presente divulgación, se expone por razones de compleción la circuitería, la estructura y la función de un dispositivo estimulador implantable en el que se puede usar la circuitería de la invención.

5 Tal como se ha hecho notar anteriormente, el dispositivo estimulador implantable divulgado puede comprender un dispositivo microestimulador, un dispositivo de SCS o un estimulador eléctrico y / o sensor eléctrico similar. No obstante, por conveniencia, la circuitería de la invención se divulga en el presente documento en el contexto de un microestimulador. No obstante, ha de entenderse que la invención no se limita a esto. Por ejemplo, la presente invención se puede usar como parte de un marcapasos, una bomba implantable, un desfibrilador, un estimulador coclear, un estimulador retinal, un estimulador que está configurado para producir un movimiento coordinado de las extremidades, un estimulador cerebral profundo o cortical, un estimulador del nervio occipital, o en cualquier otro estimulador que esté configurado para tratar la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, la subluxación de hombro, etc. Además, la técnica se puede usar así mismo en dispositivos no médicos y / o no implantables.

15 La figura 4 ilustra un microestimulador implantable 100 a modo de ejemplo. Tal como se muestra, el microestimulador 100 puede incluir una fuente de alimentación 145 tal como una batería, una memoria programable 146, una circuitería eléctrica 144 y una bobina 147. Estos componentes están alojados en el interior de una cápsula 202, tal como un cilindro delgado y alargado o cualquier otra forma tal como mejor sirva a una aplicación particular. La forma de la cápsula 202 puede estar determinada por la estructura del tejido objetivo deseado, el área circundante, el procedimiento de implantación, el tamaño y la ubicación de la fuente de alimentación 145 y / o el número y la disposición de los electrodos externos 142. En algunas realizaciones, el volumen de la cápsula 202 es sustancialmente igual a, o menos de, tres centímetros cúbicos.

20 La fuente de alimentación 145, por ejemplo, la batería 12 de la figura 1, está configurada para emitir una tensión que se usa para suministrar alimentación a los diversos componentes en el interior del microestimulador 100. La fuente de alimentación 145 también proporciona alimentación para cualquier corriente de estimulación que se aplique con el microestimulador 100 al tejido cercano, tal como se analiza en la sección de Antecedentes de la presente divulgación. La fuente de alimentación 145 puede ser una batería primaria, una batería recargable, un condensador o cualquier otra fuente de alimentación adecuada. Se describirán en lo sucesivo sistemas y procedimientos para recargar la fuente de alimentación 145, en los que la fuente 145 es recargable.

25 La bobina 147 está configurada para recibir y / o emitir un campo magnético (al que también se hace referencia como campo de radiofrecuencia (RF)) que se usa para comunicarse con o recibir alimentación de uno o más dispositivos externos que soportan el microestimulador implantado 100, ejemplos del cual se describirán en lo sucesivo. Tal comunicación y / o transferencia de alimentación puede incluir, pero no se limita a, recibir de forma transcutánea datos a partir del dispositivo externo, transmitir datos al dispositivo externo y / o recibir una alimentación que se usa para recargar la fuente de alimentación 145.

30 La unidad de memoria programable 146 se usa para almacenar uno o más conjuntos de datos, por ejemplo, unos parámetros de estimulación eléctrica tal como se describe adicionalmente en lo sucesivo. La memoria programable 146 permite que un paciente, un médico u otro usuario del microestimulador 100 ajuste los parámetros de estimulación de tal modo que la estimulación eléctrica se encuentra a unos niveles que son seguros y eficaces para una afección médica particular y / o para un paciente particular. Los parámetros de estimulación eléctrica se pueden controlar de forma independiente. La memoria programable 146 puede ser cualquier tipo de unidad de memoria tal como, pero sin limitarse a, una memoria de acceso aleatorio (RAM), una RAM estática (SRAM), una EEPROM, una unidad de disco duro, o similares.

35 Los parámetros de estimulación eléctrica controlan diversos parámetros de la corriente de estimulación que se aplica a un tejido objetivo incluyendo, pero sin limitarse a, la frecuencia, la anchura de pulsos, la amplitud, el patrón de ráfaga (por ejemplo, el tiempo de actividad de ráfaga y el tiempo de inactividad de ráfaga), el coeficiente de utilización o el intervalo de repetición de ráfaga, el tiempo de actividad de rampa y el tiempo de inactividad de rampa de la corriente de estimulación, etc. Para determinar la intensidad y / o la duración de la estimulación eléctrica que se requiere para tratar de la forma más eficaz una afección médica particular, se pueden detectar o medir diversos indicadores de la afección médica y / o la respuesta de un paciente al tratamiento. Estos indicadores incluyen, pero no se limitan a, la actividad de los músculos o de las extremidades (por ejemplo, electromiografía (EMG)), actividad eléctrica del cerebro (por ejemplo, EEG), niveles de neurotransmisores, niveles de hormonas, y / o niveles de medicación. En algunas realizaciones, el microestimulador 100 puede estar configurado para cambiar los parámetros de estimulación de una forma en lazo cerrado en respuesta a estas mediciones. Como alternativa, otros dispositivos de detección pueden estar configurados para realizar las mediciones y transmitir los valores medidos al microestimulador 100.

40 Una estimulación eléctrica específica puede tener diferentes efectos sobre diferentes tipos de afecciones médicas. Por lo tanto, en algunas realizaciones, la estimulación eléctrica puede ser ajustada por el paciente, el médico u otro usuario del microestimulador 100 tal como mejor sirva a una afección médica particular. Por ejemplo, la amplitud de la corriente de estímulo que se aplica a un nervio objetivo se puede ajustar para tener un valor relativamente bajo para seleccionar como objetivo unas fibras de diámetro relativamente grande del nervio objetivo. El microestimulador 100 también puede aumentar la excitación de un nervio objetivo mediante la aplicación de una corriente de

estimulación que tiene una frecuencia relativamente baja al nervio objetivo (por ejemplo, menos de aproximadamente 100 Hz). El microestimulador 100 también puede disminuir la excitación de un nervio objetivo mediante la aplicación de una frecuencia relativamente alta al nervio objetivo (por ejemplo, más grande que aproximadamente 100 Hz). El microestimulador 100 también se puede programar para aplicar la corriente de estimulación a un nervio objetivo de forma intermitente o continua.

El microestimulador 100 incluye los electrodos 142 - 1 y 142 - 2 (semejantes a los electrodos 14 y 14' de la figura 1) sobre el exterior de la cápsula 202. Los electrodos 142 pueden estar dispuestos en uno cualquiera de los extremos de la cápsula 202, tal como se ilustra en la figura 4, o estar colocados a lo largo de la longitud de la cápsula. También puede haber más de dos electrodos dispuestos en una agrupación. Uno de los electrodos 142 se puede designar como un electrodo de estimulación que se va a colocar cerca del sitio de tratamiento o el tejido objetivo y uno de los electrodos 142 se puede designar como un electrodo indiferente (nodo de referencia) que se usa para completar un circuito de estimulación. Tal como se ha mostrado anteriormente, múltiples electrodos se pueden situar a lo largo de uno o más lados del alojamiento del microestimulador.

La circuitería eléctrica 144 está configurada para producir unos pulsos de estimulación eléctrica que se entregan al nervio objetivo por medio de los electrodos 142. En algunas realizaciones, el microestimulador 100 puede estar configurado para producir una estimulación monopolar, lo que se puede lograr, por ejemplo, usando la caja estimuladora 202 como un electrodo indiferente. Como alternativa o adicionalmente, el microestimulador 100 puede estar configurado para producir una estimulación bipolar, lo que se puede lograr, por ejemplo, usando uno de los electrodos de la agrupación de electrodos como un cátodo y otro como un ánodo.

La circuitería eléctrica 144 puede incluir uno o más microprocesadores o microcontroladores que están configurados para descodificar parámetros de estimulación y generar los pulsos de estimulación correspondientes. En algunas realizaciones, el microestimulador 100 tiene hasta cuatro o más canales y acciona hasta dieciséis electrodos o más. La circuitería eléctrica 144 puede incluir una circuitería adicional tal como condensadores, circuitos integrados, resistencias, bobinas, y similares, que está configurada para realizar una diversidad de funciones tal como mejor sirva a una aplicación particular.

En el ejemplo que se ilustra en la figura 4, el microestimulador 100 incluye dos o más electrodos sin conductores 142. No obstante, uno cualquiera o ambos de los electrodos 142 pueden estar ubicados como alternativa en los extremos de unos conductores cortos y flexibles. El uso de tales conductores permite, entre otras cosas, que se dirija una estimulación eléctrica al tejido o tejidos seleccionados como objetivo a una corta distancia de la fijación quirúrgica de la masa del dispositivo 100 en un sitio más quirúrgicamente conveniente. Esto reduce al mínimo la distancia recorrida y los planos quirúrgicos que son cruzados por el dispositivo 100 y cualquier conductor o conductores.

Las superficies externas del microestimulador 100 están preferentemente compuestas por unos materiales biocompatibles. Por ejemplo, la cápsula 202 se puede hacer de vidrio, de cerámica, de metal o de cualquier otro material que proporcione un paquete hermético que excluya el vapor de agua pero que permita el paso de campos electromagnéticos que se usan para transmitir datos y / o alimentación. Los electrodos 142 se pueden hacer de un compuesto o metal noble o refractario, tal como platino, iridio, tántalo, titanio, nitruro de titanio, niobio o aleaciones de cualquiera de estos, para evitar la corrosión o electrólisis que podrían dañar los tejidos circundantes y el dispositivo.

El microestimulador 100 también puede incluir una o más salidas de infusión 201, que facilitan la infusión de uno o más fármacos en el tejido objetivo. Como alternativa, se pueden acoplar unos catéteres con las salidas de infusión 201 para entregar la terapia farmacológica al tejido objetivo a una cierta distancia del cuerpo del microestimulador 100. Si el microestimulador 100 está configurado para proporcionar una estimulación con fármacos usando las salidas de infusión 201, el microestimulador 100 también puede incluir una bomba 149 que está configurada para almacenar y dosificar los uno o más fármacos.

Por supuesto, el microestimulador 100 de la figura 4 es ilustrativo de muchos tipos de microestimuladores que se pueden usar para aplicar una estimulación al tejido objetivo para tratar una afección médica particular. Otros tipos de microestimuladores, así como detalles en lo que respecta a la fabricación y el funcionamiento de los microestimuladores, se pueden hallar en los diversos documentos de patente que se incorporan por referencia en cualquier otra parte en la presente divulgación.

Pasando a la figura 5, el microestimulador 100 se ilustra tal como se implanta en un paciente 150, y se muestran adicionalmente diversos componentes externos que se pueden usar para soportar el microestimulador implantado 100. Por ejemplo, un sistema externo de carga de baterías (EBCS) 151 puede proporcionar una alimentación que se usa para recargar la fuente de alimentación 145 (la figura 4) por medio de un enlace de RF 152. Tal como se conoce en la técnica, el enlace de RF comprende una energía electromagnética que excita la bobina 147 (la figura 4) a través del tejido del paciente 150, y que se rectifica, se filtra y se usa para recargar la fuente de alimentación 145.

Otros componentes externos tales como un programador de mano (HHP) 155, un sistema de programación médica (CPS) 157, y / o un sistema de fabricación y de diagnóstico (MDS) 153 se pueden usar para activar, desactivar,

programar y someter a prueba el microestimulador 100 por medio de uno o más enlaces de RF 154, 156. Por lo tanto, también se pueden usar uno o más de estos dispositivos externos 153, 155, 157 para controlar el microestimulador 100 para proporcionar unos pulsos eléctricos de estimulación necesarios para tratar una afección médica particular, y se pueden usar para proporcionar o actualizar los parámetros de estimulación y otros datos que están almacenados en la memoria programable (146, la figura 4) del microestimulador 100. Además, los dispositivos externos 153, 155, 157 se pueden comunicar entre sí. Por ejemplo, el CPS 157 se pueden comunicar con el HHP 155 por medio de un enlace de infrarrojos (IR) 158 o por medio de cualquier otro enlace de comunicación adecuado. De forma similar, el MDS 153 se puede comunicar con el HHP 155 por medio de un enlace de IR 159 o por medio de cualquier otro enlace de comunicación adecuado.

Adicionalmente, el microestimulador 100 puede notificar su estatus o diversos otros parámetros a cualquiera de los dispositivos externos por medio de los enlaces de RF bidireccionales 152, 154, y 156. Por ejemplo, una vez que la circuitería lógica detecta que la fuente de alimentación 145 está completamente cargada, la bobina 147 (la figura 4) se usa para señalar ese hecho de vuelta a través del enlace de RF al EBCS 151 de tal modo que puede cesar la carga. De forma similar, una vez que se han enviado unos parámetros de estimulación a partir de o bien el HHP 155 o bien el MDS 153, la aceptación de esos parámetros se puede notificar de vuelta a esos dispositivos, y / o los parámetros reales se pueden notificar de vuelta como una verificación doble.

El HHP 155, el MDS 153, el CPS 157 y el EBCS 151 son meramente ilustrativos de los muchos componentes externos diferentes que se pueden usar en conexión con el microestimulador 100. Además, se reconocerá que las funciones que realiza el HHP 155, el MDS 153, el CPS 157 y el EBCS 151 se pueden realizar mediante unos dispositivos en combinación o un dispositivo externo único. Uno o más de estos dispositivos externos se podrían integrar en un cojín, en una funda de colchón, en una almohada, en una prenda de vestir, en un cinturón, en una correa, en una bolsa, o similares, con el fin de estar convenientemente colocados cerca del microestimulador implantado 100 cuando se encuentra en uso.

Habiendo entendido los componentes implantables y externos del sistema, se ilustra brevemente un procedimiento a modo de ejemplo en el que el microestimulador 100 se puede usar para tratar una afección médica particular. En primer lugar, el microestimulador 100 se implanta de tal modo que sus electrodos (142, la figura 4) están acoplados con o están ubicados cerca de un tejido objetivo. El microestimulador 100 se programa con unos parámetros de estimulación para aplicar por lo menos un estímulo al tejido objetivo. Cuando el paciente desea un tratamiento con los parámetros de estimulación programados, el paciente envía una instrucción al microestimulador 100 (por ejemplo, por medio de un control remoto) y el microestimulador 100 a su vez entrega la estimulación prescrita. Como alternativa o adicionalmente, el microestimulador 100 puede estar configurado para aplicar de forma automática la estimulación eléctrica en respuesta a unos indicadores detectados de la afección médica particular. Para hacer que cese la estimulación eléctrica, el paciente puede apagar el microestimulador 100 (de nuevo, por medio del control remoto). Cuando sea necesario, el EBCS 151 se activa para recargar la fuente de alimentación 145 tal como se ha descrito en lo que antecede, y esto puede tener lugar a unos intervalos convenientes para el paciente 150, tal como cada noche.

En algunas terapias, puede ser deseable emplear más de un microestimulador 100, cada uno de los cuales se podría controlar por separado por medio de una dirección digital. Esto permite que se usen múltiples canales y / o múltiples patrones de estimulación eléctrica tal como sea eficaz para determinadas afecciones médicas. Por ejemplo, tal como se muestra en el ejemplo de la figura 6, un primer microestimulador 100 que está implantado en un paciente 150 proporciona un estímulo a una primera ubicación; un segundo microestimulador 100' proporciona un estímulo a una segunda ubicación; y un tercer microestimulador 100" proporciona un estímulo a una tercera ubicación. Tal como se ha mencionado anteriormente, los dispositivos implantados pueden funcionar de forma independiente o pueden funcionar de una forma coordinada con otros dispositivos implantados u otros dispositivos externos con respecto al cuerpo del paciente. Es decir, un controlador externo 250 (indicativo de cualquiera de los componentes externos de la figura 5 o combinaciones de esos componentes) puede estar configurado para controlar el funcionamiento de cada uno de los dispositivos implantados 100, 100' y 100" por medio de los enlaces de RF 262 - 264. En algunas realizaciones, un dispositivo implantado, por ejemplo el microestimulador 100, puede controlar o funcionar bajo el control de otro dispositivo o dispositivos implantados, por ejemplo, el microestimulador 100' y / o el microestimulador 100", por medio de los enlaces de RF 265 - 267.

Como un ejemplo adicional de múltiples microestimuladores 100 que funcionan de una forma coordinada, el primer y el segundo microestimuladores 100, 100' de la figura 6 pueden estar configurados para detectar diversos indicadores de una afección médica particular y para transmitir la información medida al tercer microestimulador 100". El tercer microestimulador 100" puede usar entonces la información medida para ajustar sus parámetros de estimulación y para aplicar una estimulación eléctrica modificada al tejido objetivo en consecuencia.

Como alternativa, el dispositivo externo 250 puede estar configurado para detectar diversos indicadores del estado de un paciente. Los indicadores detectados se pueden transmitir entonces a uno o más de los microestimuladores implantados que pueden ajustar los parámetros de estimulación en consecuencia. En otros ejemplos, el controlador externo 250 puede determinar si es necesario cambio alguno en los parámetros de estimulación basándose en los indicadores detectados. El dispositivo externo 250 puede señalar entonces una instrucción a uno o más de los microestimuladores para ajustar los parámetros de estimulación en consecuencia.

Abordando ahora la función y la estructura básica de un microestimulador, ahora el foco se desplaza a una descripción detallada de las técnicas de desacoplamiento capacitivo que son el foco de la presente divulgación.

5 Tal como se ha hecho notar anteriormente, una cuestión en los microestimuladores de múltiples electrodos involucra a los condensadores de desacoplamiento de electrodo. Tales condensadores son relativamente grandes y ocupan un espacio significativo en el interior del cuerpo del microestimulador. Por lo tanto, se presenta un problema cuando un microestimulador tiene múltiples electrodos, debido a que el conocimiento convencional sugiere una necesidad de múltiples condensadores de desacoplamiento.

10 Una realización de la invención contraria a tal conocimiento convencional se muestra en la figura 7, y en detalle adicional de circuitería en la figura 8A. Se muestra un dispositivo microestimulador de múltiples electrodos 300 que tiene una pluralidad de electrodos 320, 322a - n, electrodos que se pueden portar sobre su cuerpo 305 y / o sobre un conductor o conductores (por simplicidad, en las realizaciones tal como se representan en las figuras 7 - 11, los electrodos se muestran como portados sobre el cuerpo y sin el uso de conductores). En la presente realización, los electrodos están divididos entre una pluralidad ("n") de cátodos 322a - n (por ejemplo, ocho cátodos) y un ánodo dedicado 320, que al igual que los cátodos se puede portar sobre el cuerpo o estar acoplado mediante conductores con el cuerpo.

15 A pesar de la provisión de una pluralidad de cátodos 322a - n, obsérvese que la realización proporciona un condensador de desacoplamiento único 302. En la presente realización, una primera placa 302a del condensador está cableada con el ánodo dedicado 320, mientras que la segunda placa 302b básicamente se comunica con la tensión disponible (V+) que junto con la circuitería de generación de corriente 333 establece la corriente en el DAC 20. No obstante, entre la segunda placa 302b y la tensión disponible V+ está interpuesto un conmutador cuyas funciones se explicarán con brevedad.

20 En la realización de la figura 8A se exponen dos tipos de conmutadores: los conmutadores de estimulación 310 y 312a - n y los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n. Ambos tipos de conmutadores son evidentes sobre el ánodo 320 y sobre los cátodos 322a - n. Por lo tanto, la trayectoria de ánodo comprende un conmutador de estimulación 310 y un conmutador de recuperación 314. Cada una de las trayectorias de cátodo comprende de forma similar un conmutador de estimulación 312a - n y un conmutador de recuperación 316a - n.

25 Durante la provisión de un pulso de estimulación, el conmutador de estimulación 310 del ánodo está cerrado, al igual que lo está uno de los conmutadores de estimulación de cátodo 312a - n. Qué conmutador de estimulación de cátodo se selecciona depende de qué cátodo se ha considerado el más apropiado para la terapia de un paciente dado. Por ejemplo, supóngase que la experimentación pone de manifiesto que un paciente dado siente el mejor alivio cuando se activa el cátodo 322b. En este caso, durante una estimulación activa, el conmutador 312b está cerrado, así como el conmutador 310 en la trayectoria de ánodo. Otros conmutadores de estimulación de cátodo 312a y 312c - 312n siguen estando abiertos. El resultado es una trayectoria de corriente a través del conmutador de estimulación de ánodo 310, a través del ánodo 320, a través del tejido del paciente (que no se muestra), a través del cátodo 322b, a través del conmutador de estimulación de cátodo 312b que está asociado con el cátodo 322b, y en última instancia a masa tal como es indicado por la circuitería de generación de corriente 333 en el DAC 20. Obsérvese que el condensador de desacoplamiento 302 se encuentra presente en la trayectoria de ánodo (y por lo tanto en la trayectoria de corriente global). Por lo tanto, los beneficios del desacoplamiento capacitivo que se ha analizado anteriormente (recuperación de la carga; seguridad) se conservan en la realización divulgada.

30 Por supuesto, debería observarse que se podría elegir cualquiera de los cátodos 322 por medio de sus conmutadores de estimulación 312 asociados. No obstante, debido a que el condensador de desacoplamiento 302 está dedicado a la trayectoria de ánodo, el desacoplamiento capacitivo y sus beneficios se mantienen, incluso a pesar de que se usa solo un condensador de desacoplamiento. Este es un cambio significativo en el conocimiento convencional en la técnica, que sugiere el uso de 'n' condensadores de desacoplamiento diferentes.

35 Los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n se activan en algún momento después de la provisión de un pulso de estimulación, y tienen el fin de recuperar cualquier carga restante que quede en el condensador de desacoplamiento 302 y en el tejido del paciente. Por lo tanto, después de un pulso de estimulación, se cierran los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n (en realidad, solo es necesario que se cierre uno de los conmutadores de recuperación de cátodo 316a - n, preferentemente el conmutador que se corresponde con el cátodo 322a - n previamente activo. No obstante, es inocuo y simple cerrar la totalidad de los conmutadores 316a - n durante la recuperación). El cierre de estos conmutadores pone la misma tensión de referencia sobre cada placa del condensador de desacoplamiento 302, retirando de este modo cualquier carga almacenada. En una realización, por conveniencia, la tensión de referencia que se usa es la tensión de la batería, Vbat, a pesar de que se podría usar cualquier otro potencial de referencia. Por lo tanto, se impone Vbat sobre la segunda placa 302b del condensador de desacoplamiento 302 por medio del conmutador de recuperación de ánodo 314, y se impone de forma similar sobre la primera placa 302a a través del tejido del paciente por medio de los conmutadores de recuperación de cátodo 316a - n.

A pesar de que se ha descrito el uso de los conmutadores de recuperación 314, 316a - n, tales conmutadores no son necesarios para todas las realizaciones útiles de la invención, en especial si la recuperación de la carga no es

una preocupación significativa en una aplicación particular, o si se usan otros medios para asegurar la recuperación de la carga. En resumen, en otras realizaciones útiles de la invención se puede prescindir de los conmutadores de recuperación 314, 316a - n. Por ejemplo, y a pesar de que no se muestra en la figura 8A por simplicidad, puede ser beneficioso proporcionar unas resistencias "de descarga" de alta resistencia en paralelo de lado a lado de los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n para permitir que la carga se descargue del condensador 302 muy lentamente. Esto asegura que el condensador 302 se pueda descargar con el tiempo durante todas las condiciones, tal como durante periodos de no estimulación. Por supuesto, tales resistencias de descarga deberían ser de una resistencia lo bastante alta para no causar de forma significativa una derivación en el funcionamiento de los conmutadores 314 y 316a - n durante el funcionamiento normal. En la realización de la figura 8A, unos transistores de descarga, si es que se usan, se podrían encontrar presentes de lado a lado del conmutador de recuperación de ánodo 314 y por lo menos uno de los conmutadores de recuperación de cátodo 316a - n.

Los conmutadores de estimulación 310 y 312a - n y los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n pueden comprender cualquier circuito o estructura de conmutación tal como transistores, puertas de transmisión, etc. Una realización que muestra una circuitería que se puede usar para estos conmutadores se muestra a la izquierda de la figura 8A. Por lo tanto, se usan transistores para los conmutadores de estimulación 310, 312a - n, a pesar de que se usa un canal de tipo P para el conmutador de trayectoria de ánodo 310, mientras que se usan canales de tipo N para los conmutadores de trayectoria de cátodo 312a - n, lo que es sensato dadas las tensiones relativas presentes en esas ubicaciones. Los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n comprende puertas de transmisión. Las señales de puerta de control para estos diversos conmutadores (Rec / Rec\*, Ánodo\_Estim, Cátodo\_Estim\_n) son generadas por un microcontrolador adecuado o cualquier otra forma de controlador digital presente en el microestimulador 300 (que no se muestra).

Tal como se muestra en la figura 8A, la circuitería de generación de corriente 333 está colocada en la trayectoria de cátodo, es decir, en la trayectoria opuesta a aquella en la que está colocado el condensador de desacoplamiento 302. No obstante, tal como se muestra en la figura 8B, la circuitería de generación de corriente 333 también puede estar colocada en la trayectoria de ánodo, es decir, en la misma trayectoria en la que está colocado el condensador de desacoplamiento 302. De hecho, las figuras 8A y 8B básicamente se pueden combinar de tal modo que la circuitería de generación de corriente 333 aparece en las trayectorias tanto de cátodo como de ánodo. Además, la circuitería de generación de corriente 333 tal como se muestra en la trayectoria de cátodo puede estar distribuida de tal modo que cada cátodo tiene su propia circuitería de generación de corriente dedicada y programable 333a - n, tal como se muestra en la figura 8C.

Además, y tal como se muestra en las figuras 9A a 9C, las técnicas que se divulgan se pueden emplear para el caso de un microestimulador de cátodo único / de múltiples ánodos 300'. Debido a que estas figuras se corresponden en gran medida con las figuras 8A a 8C y deberían ser evidentes para los expertos en la materia, estas no se analizan adicionalmente.

Tal como se ha analizado en lo que antecede, en las realizaciones de las figuras 8A a 9C, un ánodo o cátodo está en concreto dedicado al microestimulador de múltiples electrodos. No obstante, en otras realizaciones, puede ser deseable hacer un microestimulador de múltiples electrodos más flexible. Por ejemplo, si el microestimulador de múltiples electrodos tiene ocho electrodos, puede ser deseable designar cualquiera de los ocho electrodos como el ánodo y cualquiera de los electrodos como el cátodo. Un diseño de este tipo proporcionaría la máxima flexibilidad para el microestimulador de múltiples electrodos para captar nervios objetivo con el fin de beneficiar mejor al paciente.

La figura 10 ilustra una realización de un microestimulador de múltiples electrodos 350 que proporciona tal flexibilidad. Una gran parte de la circuitería en la figura 10 es la misma que la que se divulga con respecto a la figura 8A, y por lo tanto el análisis de esa circuitería no se repite en el presente caso. Por ejemplo, los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n opcionales y el uso de un condensador de desacoplamiento único 302 se utilizan de nuevo en el dispositivo 350.

No obstante, algunas diferencias son evidentes. En primer lugar, en consonancia con la naturaleza configurable del dispositivo 350, los electrodos 340a - n no se definen o se designan previamente como ánodos o cátodos; en su lugar, cualquiera de los electrodos 340a - n se puede programar para funcionar o bien como el ánodo o bien como el cátodo. En segundo lugar, además de los conmutadores de estimulación de cátodo 312a - n, unos conmutadores de selección de ánodo 330an (por ejemplo, que se implementan como transistores de canal de tipo P) se encuentran presentes entre la primera placa 302a del condensador de desacoplamiento 302 y los electrodos; por comparación, la primera placa estaba cableada en la realización de la figura 8A. Usando los conmutadores de selección de cátodo 312a - n y los conmutadores de selección de ánodo 330a - n, el usuario puede especificar cuál de los 'n' electrodos comprenderá el ánodo y el cátodo. Por ejemplo, el electrodo E2 se puede seleccionar como el ánodo mediante el cierre del conmutador de selección de ánodo 330b, mientras que el electrodo E1 se puede seleccionar como el cátodo mediante el cierre del conmutador de selección de cátodo 312a. Al mismo tiempo, los conmutadores 330a y 312b se mantendrían abiertos. En resumen, los conmutadores 312a - n y 330a - n comprenden una matriz de conmutación para permitir que cualquiera de la pluralidad de los electrodos actúe o bien como el ánodo o bien como el cátodo.

Con independencia de qué electrodo se selecciona como el ánodo o el cátodo, el condensador de desacoplamiento 302 sigue estando en la trayectoria de corriente establecida. En consecuencia, los beneficios para el desacoplamiento capacitivo que se ha analizado anteriormente se conservan una vez más en la realización del dispositivo 350. Al mismo tiempo, solo un condensador de desacoplamiento 302 es necesario para dar servicio a los múltiples electrodos, ahorrando de este modo espacio en el interior del cuerpo 305 del microestimulador 350.

Se debería hacer notar que, durante la recuperación de la corriente, sería necesario que uno o la totalidad de los conmutadores de estimulación de ánodo 330a - n se cerraran, así como los conmutadores de recuperación 314 y 316a - n, para cortocircuitar la primera 302a y la segunda 302b placas del condensador de desacoplamiento.

Por supuesto, el microestimulador configurable de electrodo 350 de la figura 10 también se puede modificar de las diversas formas que se ilustran en las figuras 8A - 9C. Por ejemplo, y tal como se muestra en la figura 8C y 9C, se podrían utilizar múltiples circuitos de generación de corriente.

Un esquema de circuitos que muestra una implementación de la técnica de un condensador de desacoplamiento que se divulga en el presente documento se muestra en la figura 11. Tal como se muestra, el microestimulador de múltiples electrodos 300 puede contener un circuito integrado (CI) principal 500, que podría incluir las funciones lógicas del dispositivo, la circuitería de generación de corriente y de supervisión, etc. Acoplados con el CI 500 se muestran diversos componentes discretos a modo de ejemplo relevante para la rectificación y el ajuste de las comunicaciones de RF (lado izquierdo), y los electrodos (lado derecho). Un componente discreto de este tipo comprende el condensador de desacoplamiento singular C 302 que ha sido un foco de atención de la presente divulgación. No obstante, se debería hacer notar que otros componentes discretos, y en concreto otros condensadores discretos, también se pueden encontrar presentes. Por ejemplo, se pueden proporcionar condensadores para la estabilización de la tensión disponible (502) y para ajustar la bobina (de enlace de RF) de telemetría 147 (504).

Unas realizaciones de la invención que usan un condensador de desacoplamiento único 302 en un dispositivo estimulador implantable se han analizado como particularmente útiles en el contexto de los microestimuladores de múltiples electrodos. Tal como se hace notar, los volúmenes de los cuerpos de tales dispositivos son relativamente pequeños, y por lo tanto estos se benefician en gran medida del requisito de dar cabida a solo un condensador. No obstante, los aspectos inventivos de la presente divulgación también se pueden usar en dispositivos estimuladores implantables que no comprenden microestimuladores. Por ejemplo, en el dispositivo de SCS 30 que se ha analizado anteriormente (la figura 3A), se hizo notar que el cuerpo 35 de un dispositivo de este tipo puede tener espacio para condensadores de desacoplamiento que están dedicados a cada electrodo. No obstante, ese cuerpo 35 se puede hacer incluso más pequeño usando las técnicas divulgadas. Por ejemplo, usando realizaciones de la invención, el número de condensadores de desacoplamiento C1 - Cn se podría reducir a uno en un dispositivo de SCS 30.

Como alternativa, se debería hacer notar que puede que las técnicas divulgadas no den necesariamente como resultado el uso de un condensador de desacoplamiento único en el interior del cuerpo de un dispositivo dado, y en su lugar las técnicas se pueden implementar meramente para reducir el número de condensadores de desacoplamiento en el interior del cuerpo del dispositivo. Considérese el microestimulador de ocho electrodos de la figura 8A. Si se desea, la circuitería tal como se divulga se puede usar para cuatro electrodos, circuitería que se puede duplicar entonces para formar dos conjuntos de circuitería adecuados para dar servicio a la totalidad de los ocho electrodos. En este caso, cada conjunto podría incluir un condensador de desacoplamiento 302 y, por lo tanto, podría haber dos condensadores, uno para cada conjunto, con un condensador para optimizar los cuatro electrodos en su conjunto de acuerdo con las técnicas que se divulgan en el presente documento. En este caso, sería necesario que el cuerpo del dispositivo alojara solo dos condensadores de desacoplamiento. Esto no es tan óptimo como realizaciones anteriores que emplean un condensador de desacoplamiento único desde una perspectiva espacial, pero esto sí que marca una mejora en comparación con el conocimiento convencional, que emplearía el uso de ocho condensadores. Adicionalmente, si los electrodos se agrupan en conjuntos de esta forma, se podría proporcionar una flexibilidad adicional, tal como la capacidad de designar de forma simultánea dos cátodos (uno en cada conjunto) y dos ánodos (de nuevo, uno en cada conjunto).

Aunque la invención que se divulga en el presente documento se ha descrito por medio de realizaciones y aplicaciones específicas de la misma, numerosas modificaciones y variaciones a la misma podrían ser hechas por los expertos en la materia sin apartarse del ámbito literal y equivalente de la invención que se expone en las reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo estimulador de múltiples electrodos, que comprende:
  - 5 un cuerpo para el dispositivo (305);
  - una pluralidad de electrodos que comprenden un primer electrodo único (320, 340) y una pluralidad de segundos electrodos (322, 340),  
estando el primer electrodo único acoplado con el cuerpo del dispositivo, en el que el primer electrodo es un ánodo, estando la pluralidad de segundos electrodos acoplados con el cuerpo del dispositivo, en el que cada uno de los segundos electrodos es seleccionable para actuar como el cátodo cuando se compara con el primer electrodo; y
  - 10 un condensador de desacoplamiento único (302) situado en la trayectoria de corriente de ánodo del primer electrodo, en el que no aparece condensador de desacoplamiento alguno en las trayectorias de corriente de cátodo de los segundos electrodos, en el que la trayectoria de corriente de ánodo es conectable con cada una de las trayectorias de corriente de cátodo mediante una trayectoria de corriente de tejido que se extiende entre el ánodo y el cátodo.
- 15 2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el condensador de desacoplamiento está conectado con el primer electrodo.
3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que una primera placa del condensador de desacoplamiento está conectada con el primer electrodo.
4. El dispositivo de la reivindicación 1 o 2, que comprende adicionalmente una circuitería de recuperación para derivar las placas del condensador de desacoplamiento a un potencial común después de la provisión de un pulso de estimulación.
- 20 5. El dispositivo de la reivindicación 1 o 2, que comprende adicionalmente una circuitería de generación de corriente para forzar la corriente a través de las trayectorias de corriente.
6. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que los segundos electrodos son seleccionables por medio de unos conmutadores que están asociados con cada electrodo seleccionable.
- 25 7. El dispositivo de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente:
  - una circuitería de generación de corriente en el interior del cuerpo, en el que la circuitería de generación de corriente impulsa una corriente en la trayectoria de corriente de tejido que se extiende entre el ánodo y el cátodo;
  - 30 y
  - una pluralidad de conmutadores para permitir la selección de uno de la pluralidad de electrodos como el primer electrodo.
8. El dispositivo de la reivindicación 2 o 7, en el que el dispositivo estimulador es implantable y comprende un microestimulador.
9. El dispositivo de la reivindicación 7, en el que la pluralidad de conmutadores comprende una matriz de conmutación.
- 35 10. El dispositivo de la reivindicación 1, 2 o 7, en el que los electrodos se portan sobre el cuerpo del dispositivo.
11. El dispositivo de la reivindicación 1 o 2, en el que el primer electrodo es dedicado y no seleccionable.

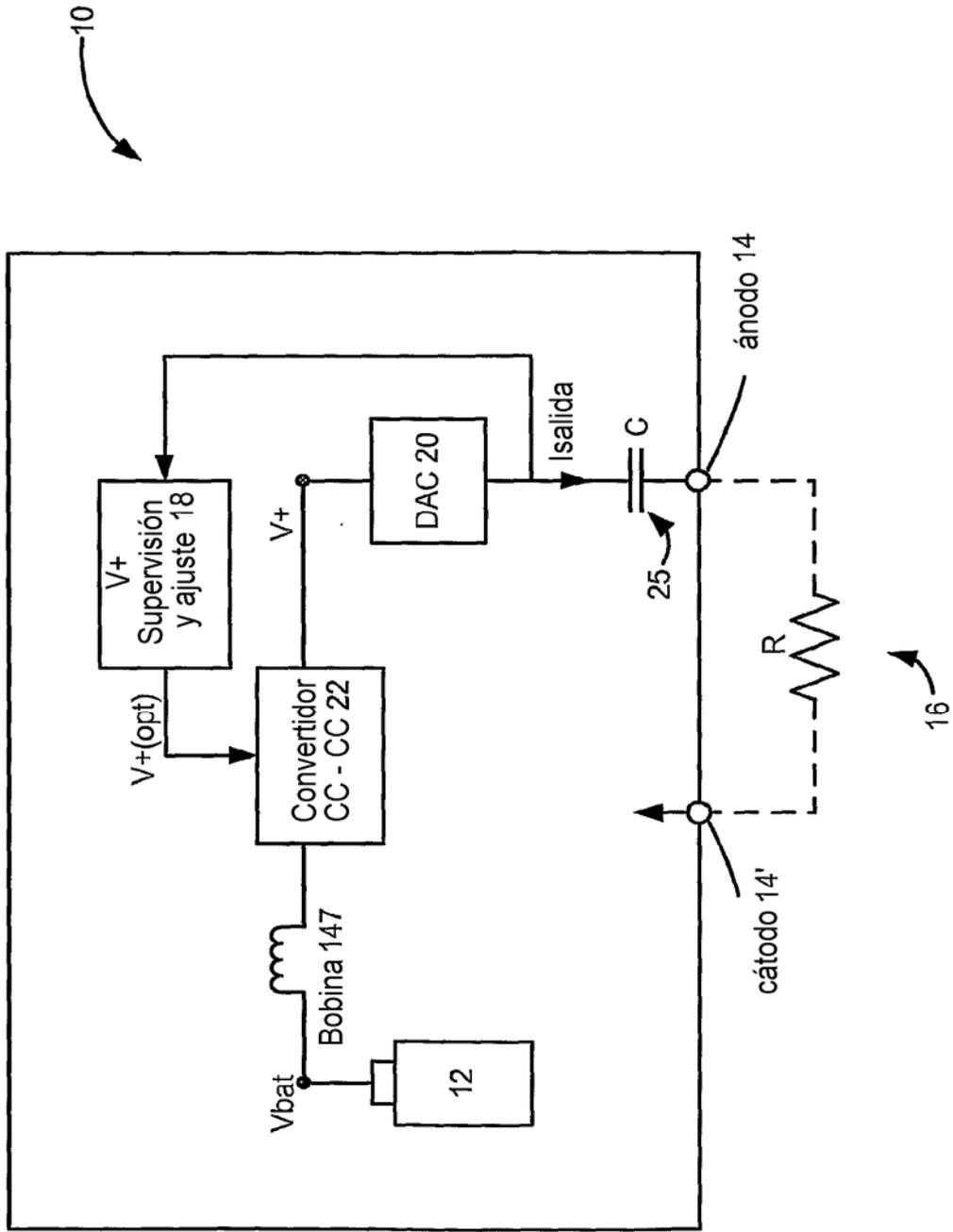
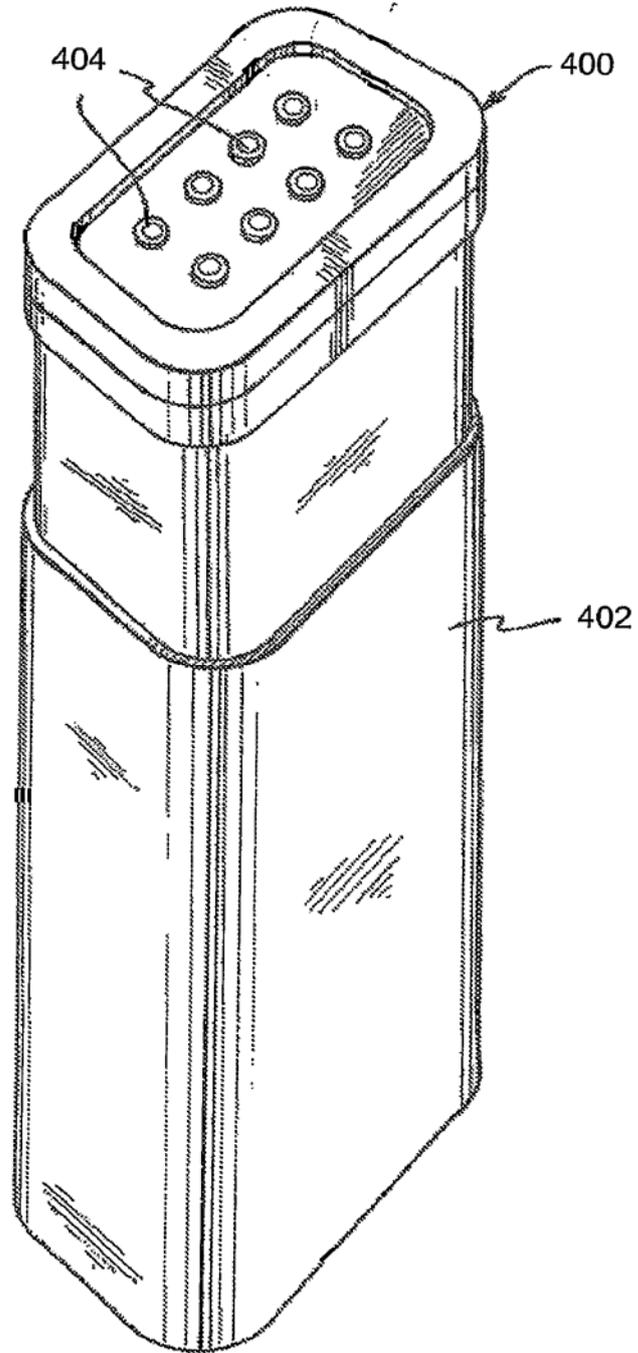


Figura 1  
(Técnica anterior)

Figura 2A



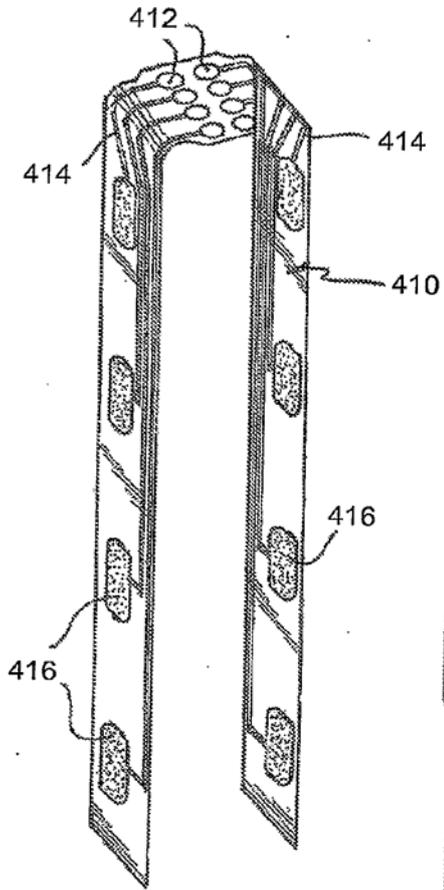


Figura 2B

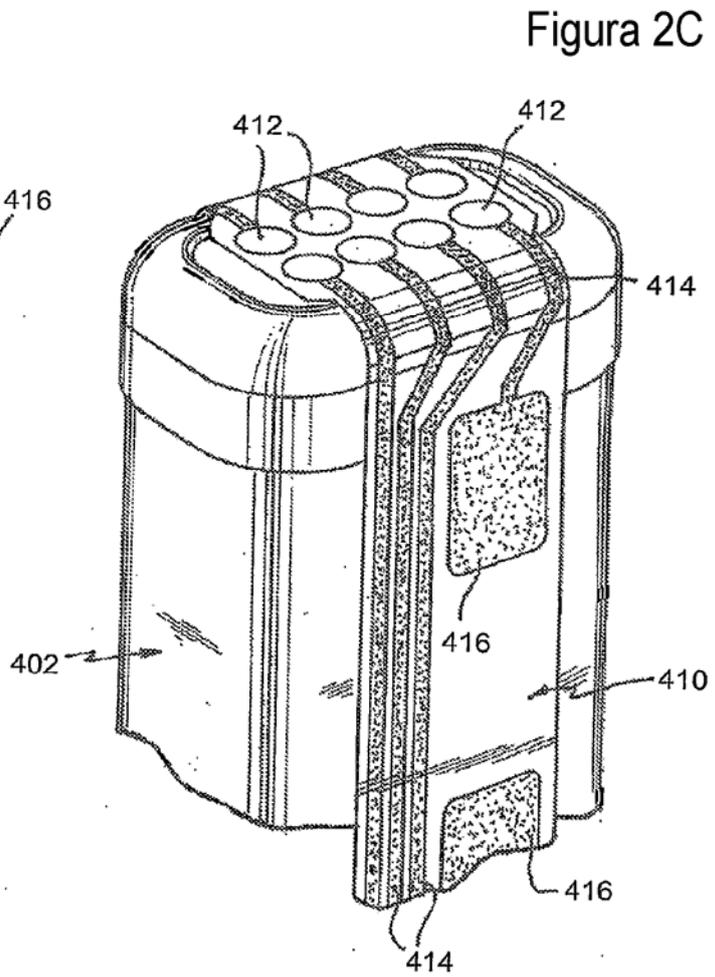


Figura 2C

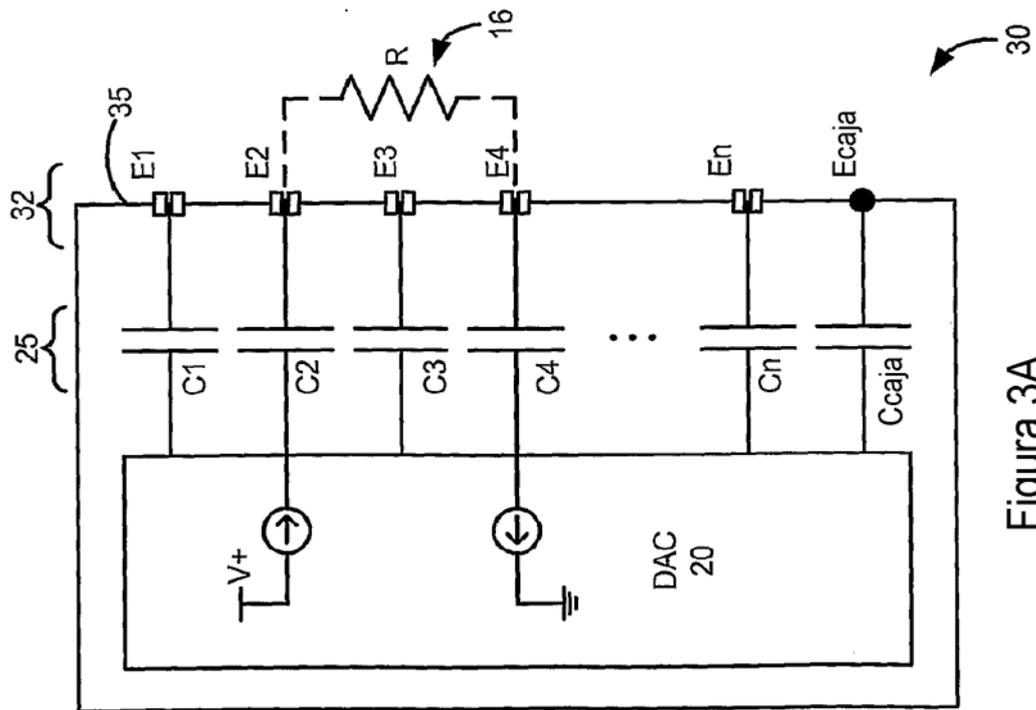


Figura 3A  
(Técnica anterior)

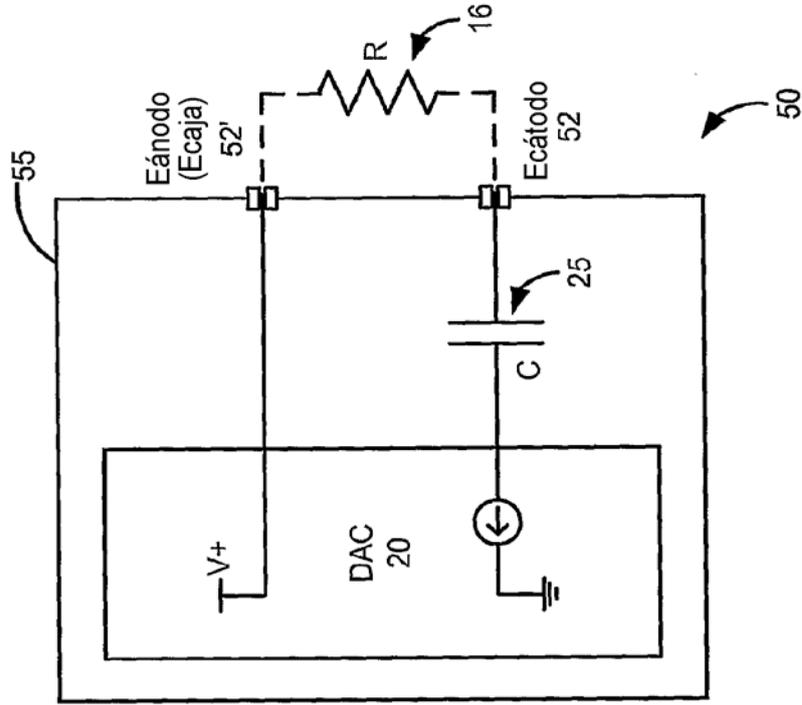


Figura 3B  
(Técnica anterior)

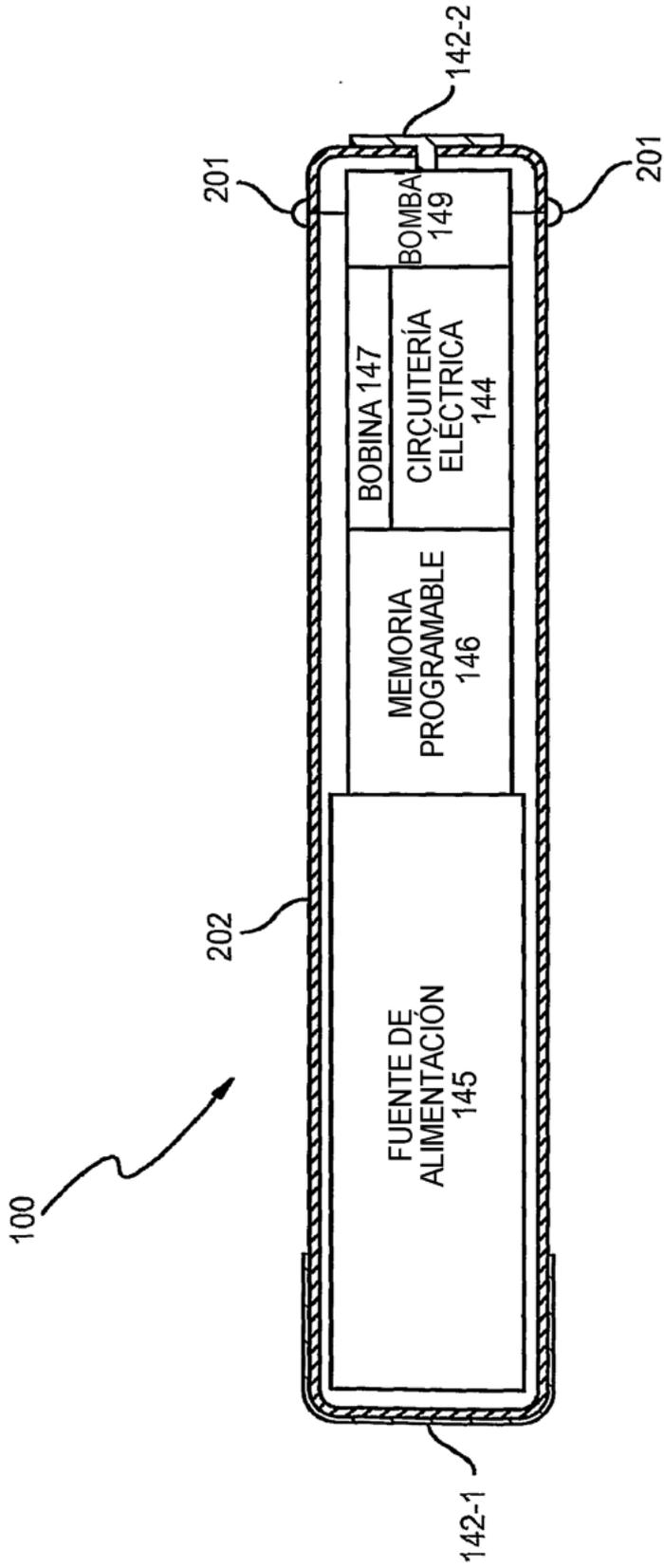


Figura 4

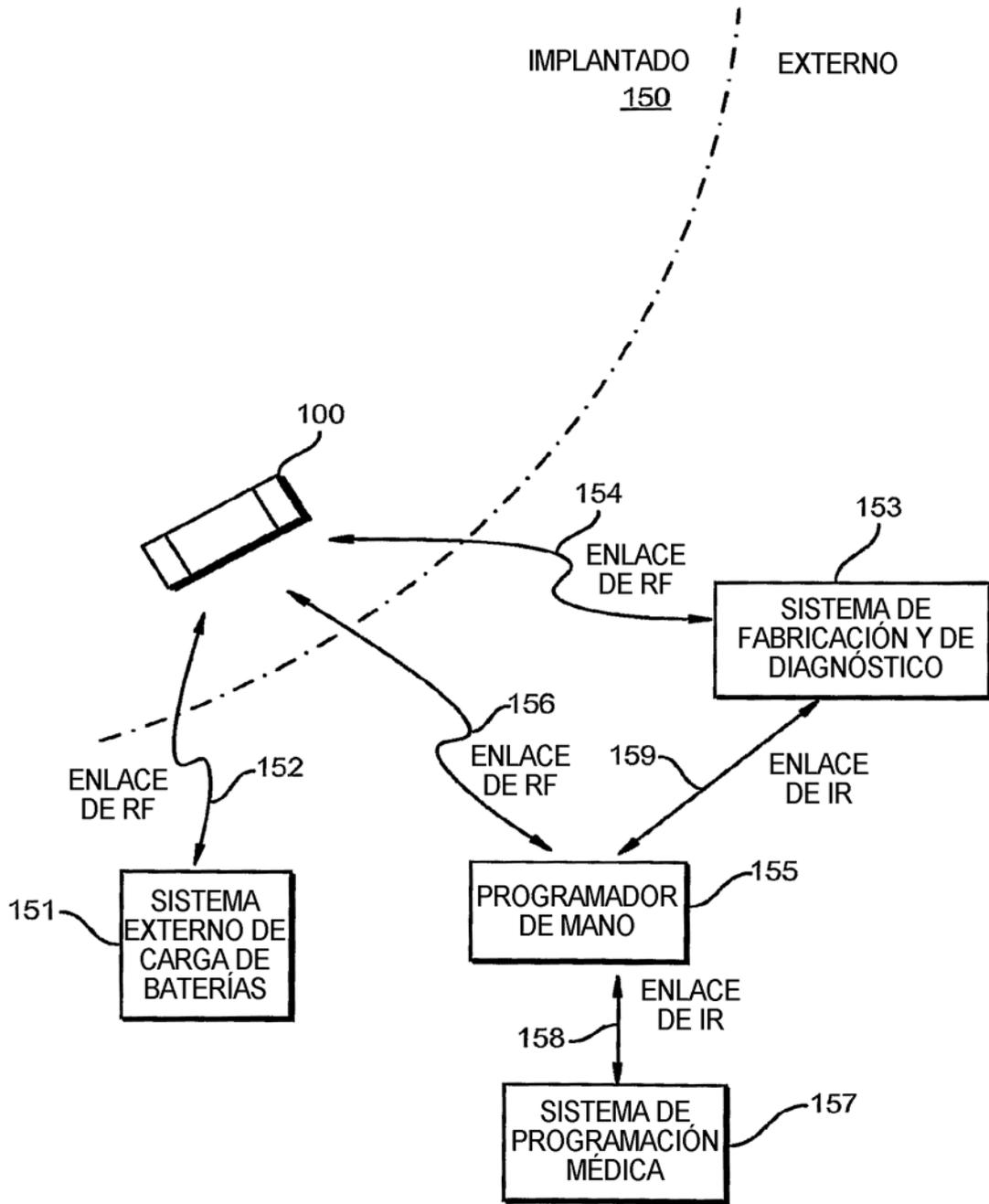


Figura 5

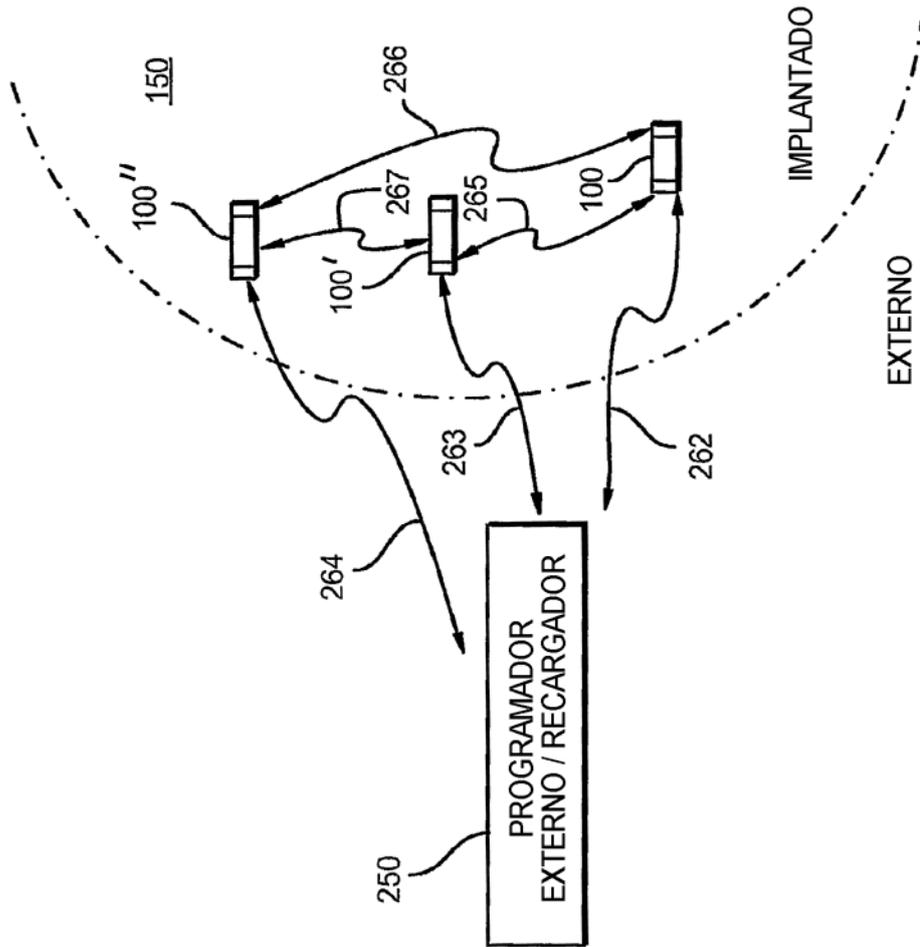


Figura 6

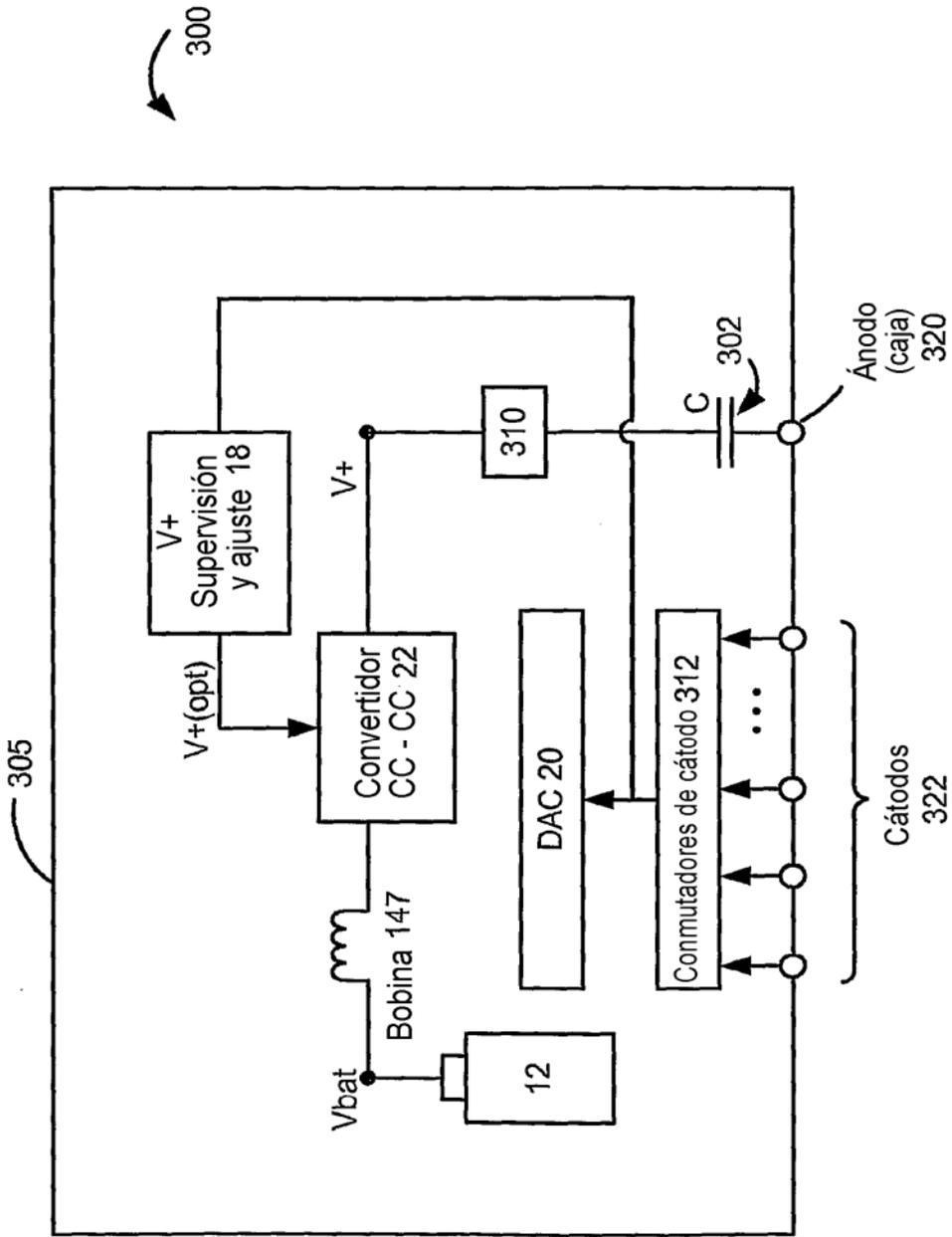


Figura 7

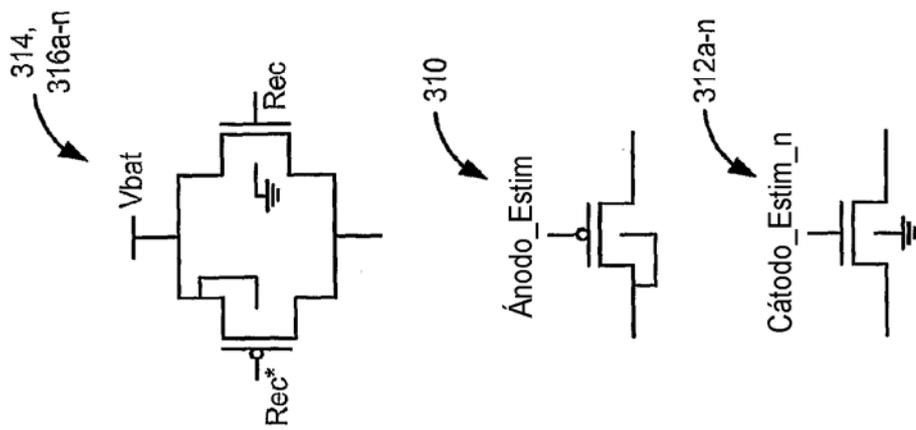
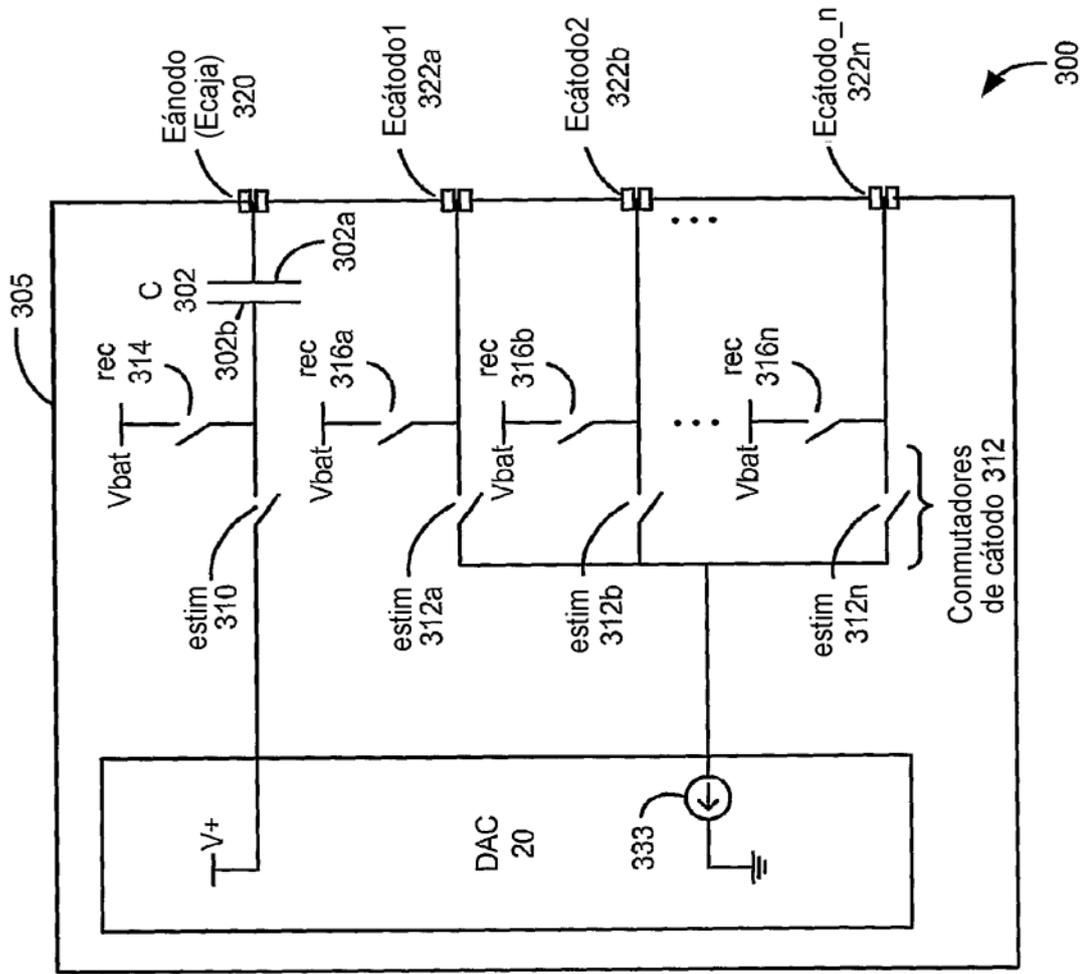


Figura 8A

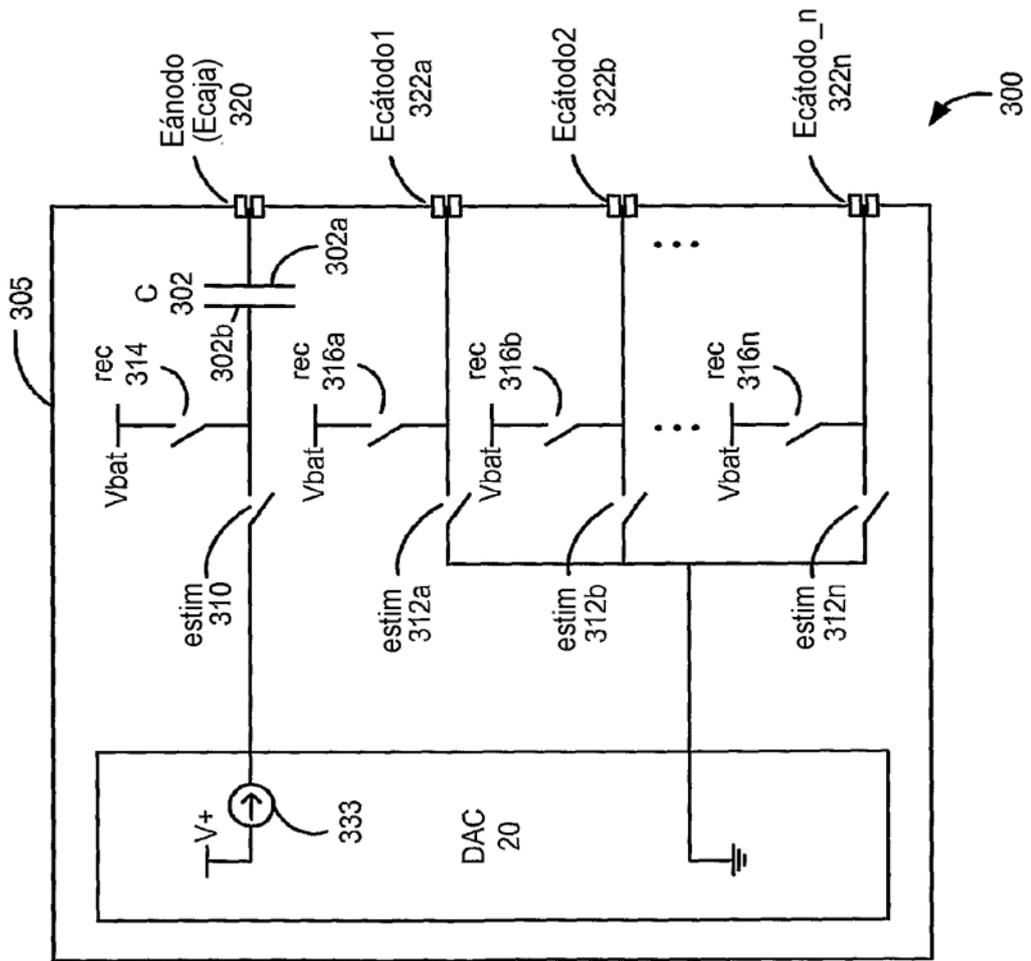


Figura 8B

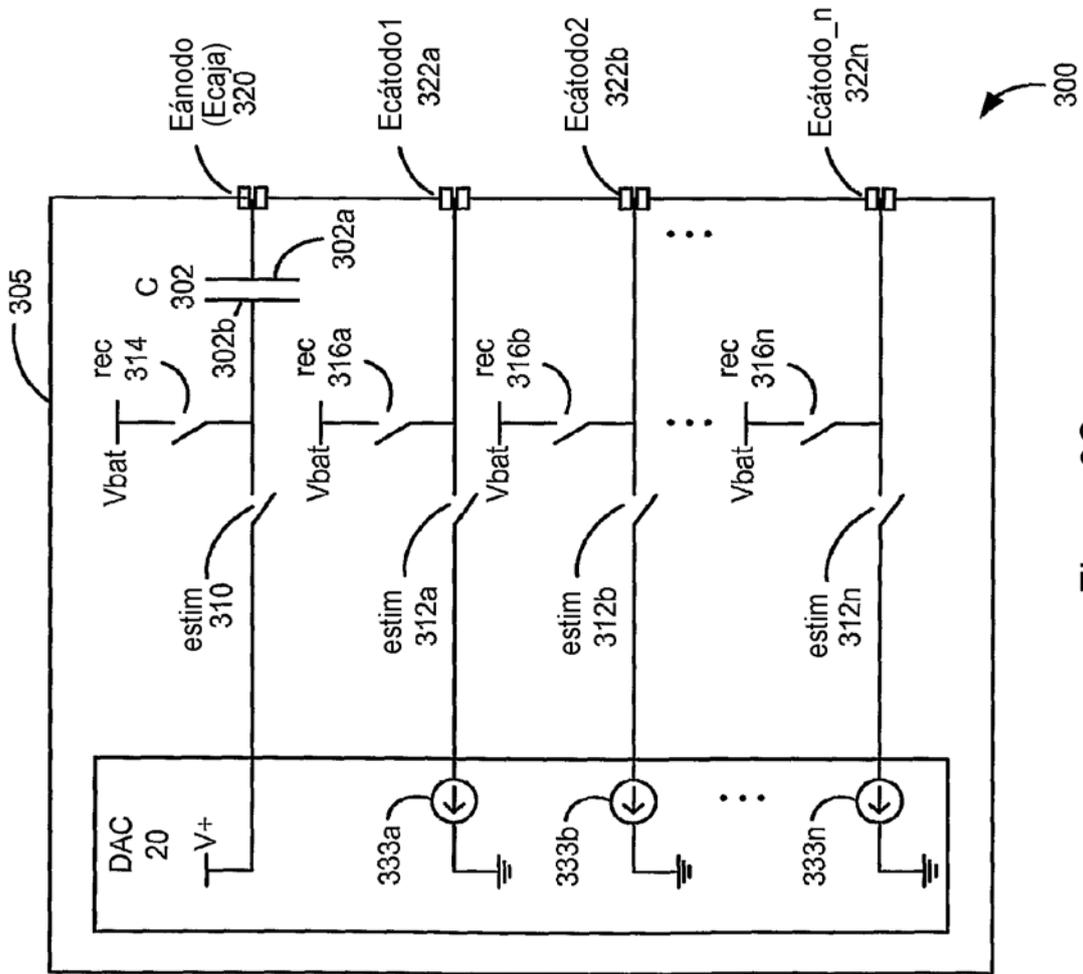


Figura 8C

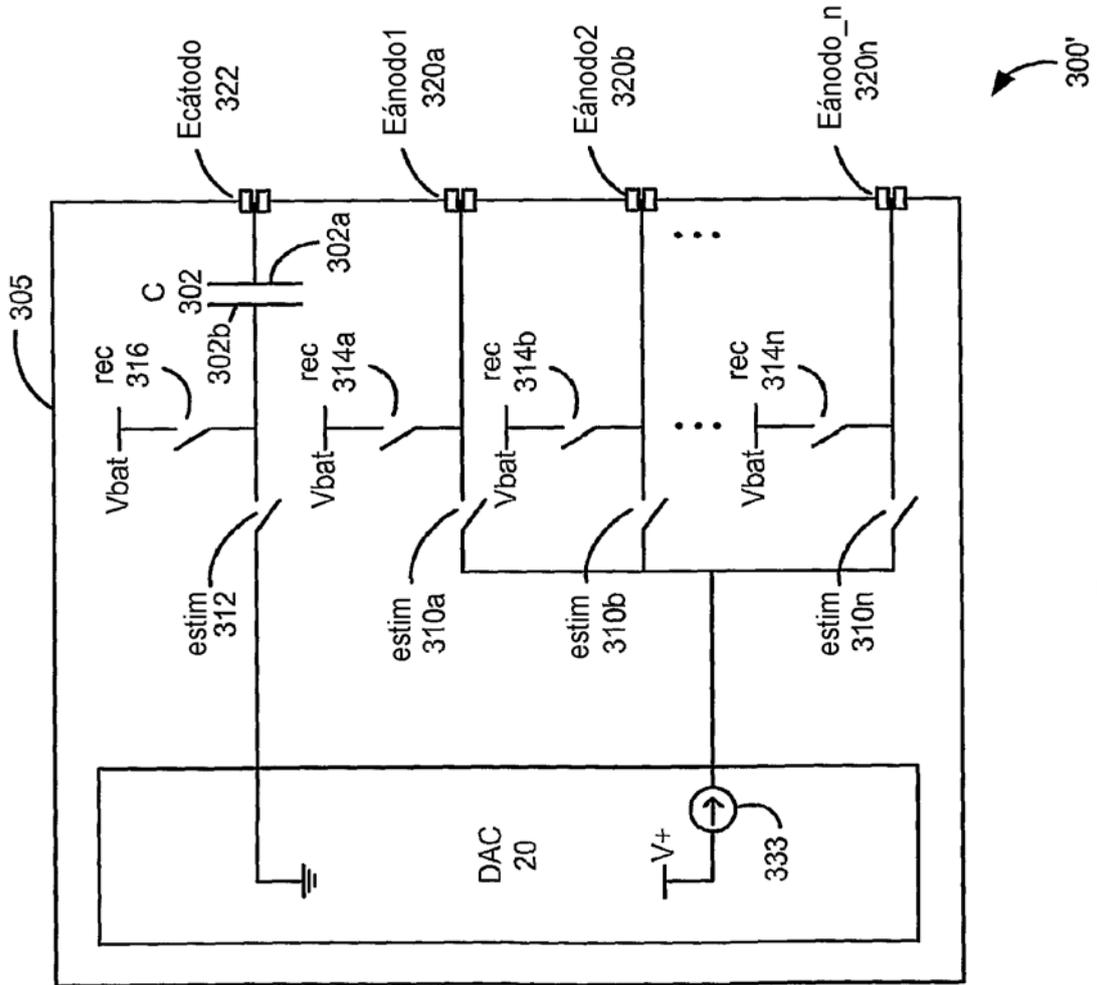


Figura 9A

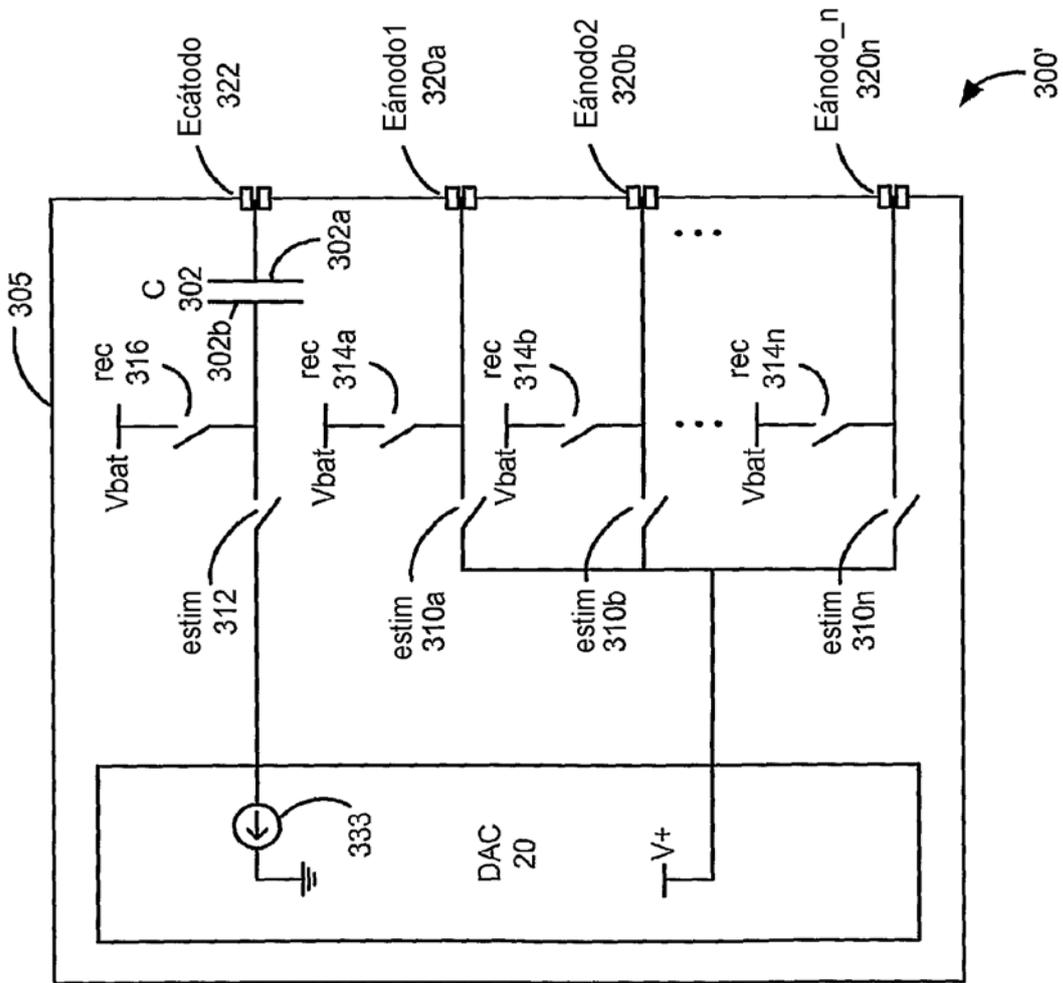
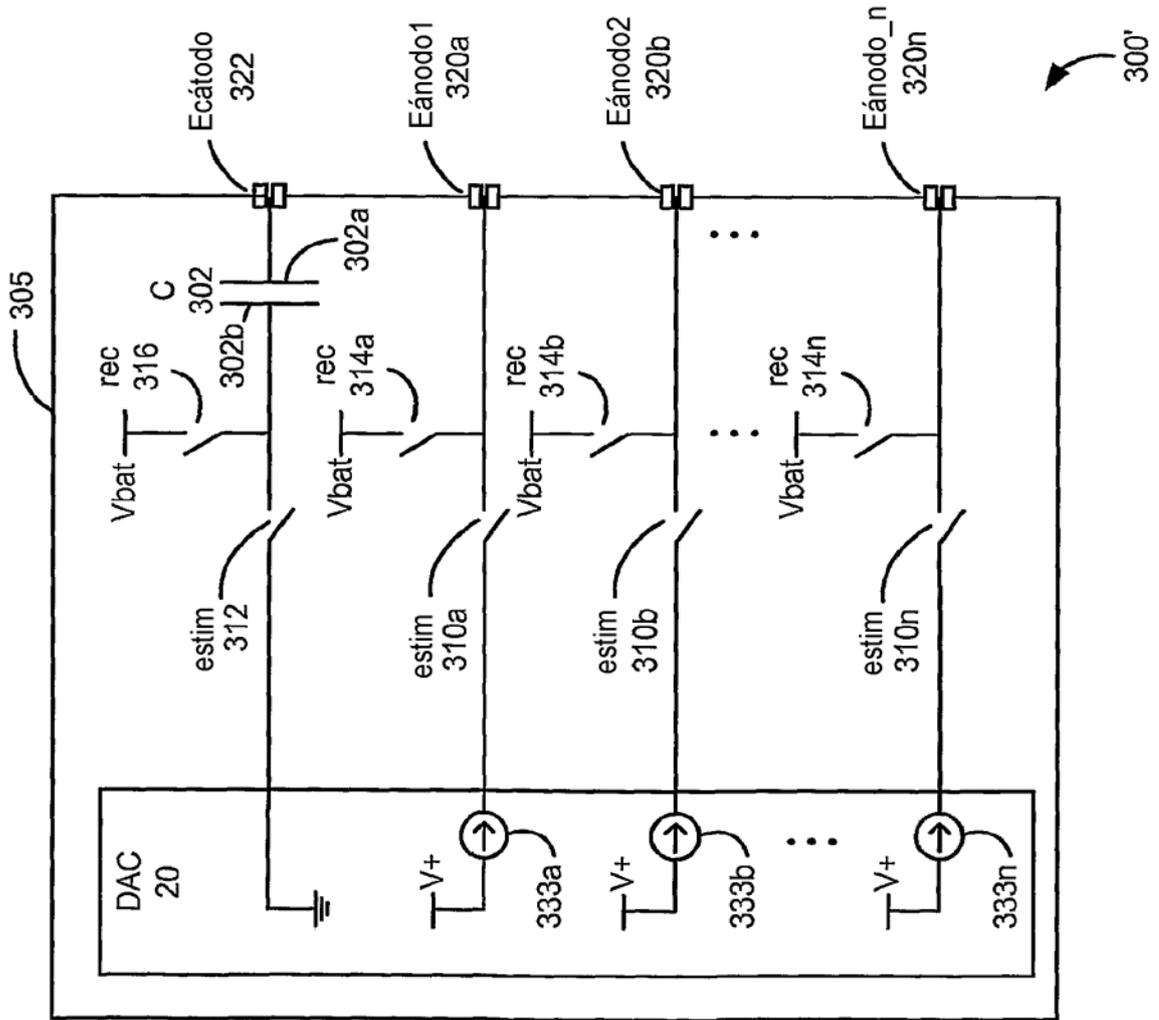


Figura 9B

Figura 9C



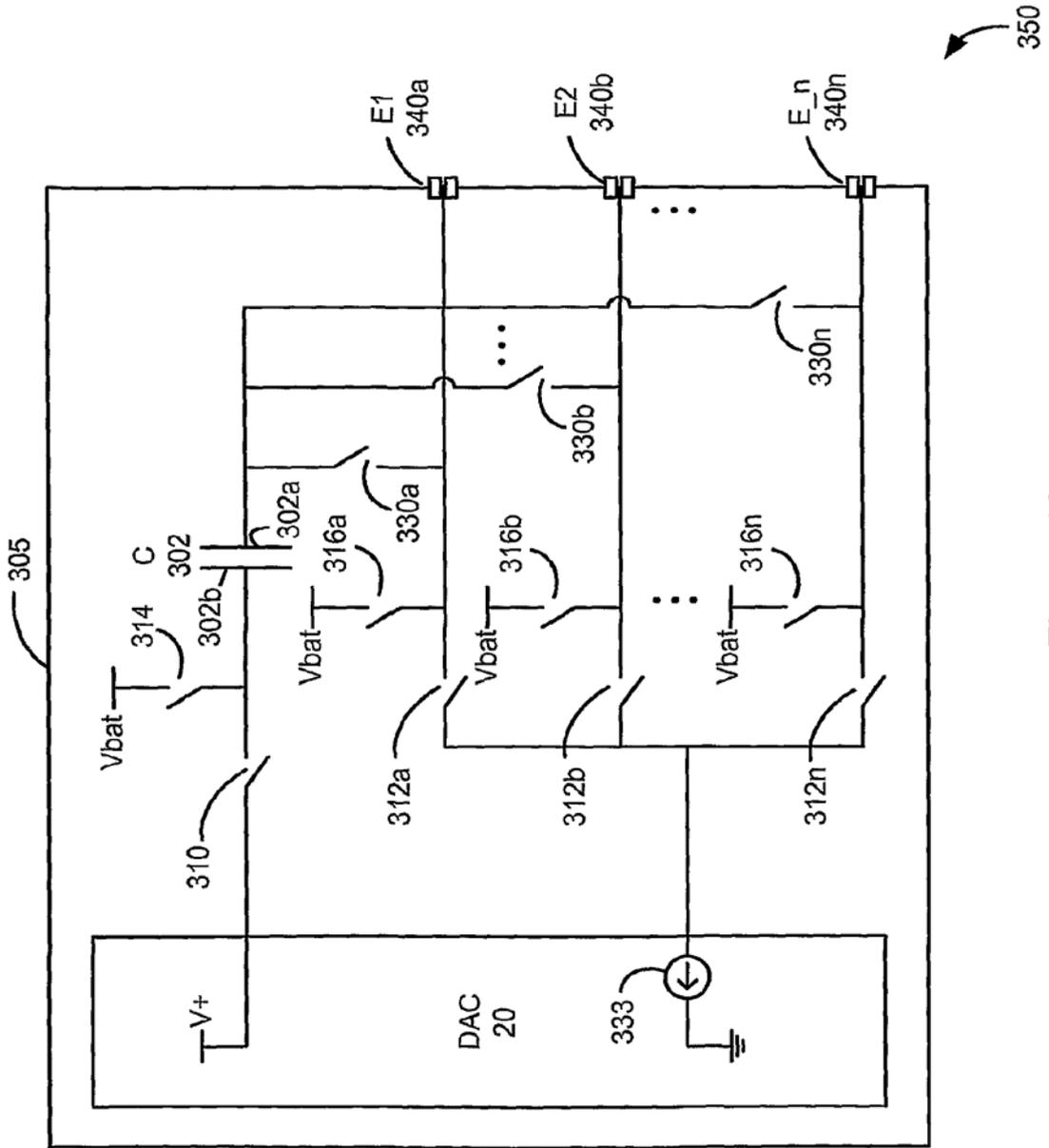


Figure 10

Figura 11

