

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 619 170**

51 Int. Cl.:

A61N 2/02 (2006.01)

A61N 2/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **06.06.2008 PCT/US2008/066143**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.12.2008 WO08154396**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.06.2008 E 08770358 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.01.2017 EP 2158003**

54 Título: **Circuito controlador para estimulación magnética**

30 Prioridad:

07.06.2007 US 759537

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

23.06.2017

73 Titular/es:

**EMORY UNIVERSITY (100.0%)
1380 S. OXFORD ROAD
ATLANTA, GA 30222, US**

72 Inventor/es:

EPSTEIN, CHARLES, M.

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 619 170 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

Circuito controlador para estimulación magnética

5 ANTECEDENTES

Un número de dolencias médicas son tratadas y o diagnosticadas a través de la aplicación de un campo magnético a una porción afectada del cuerpo de un paciente. Las células de neuronas y músculos están formadas de circuitos biológicos que transportan señales eléctricas y responden a estímulos electromagnéticos. Cuando se hace pasar una bobina de un cable conductor ordinario a través de un campo magnético o está en presencia de un campo magnético variable, se induce una corriente eléctrica en el cable.

El mismo principio es válido para tejido biológico conductor. Cuando se aplica un campo magnético variable a una porción del cuerpo, las neuronas pueden ser despolarizadas y estimuladas. Los músculos asociados con las neuronas estimuladas se pueden contraer como si las neuronas fueran disparadas por causas normales.

Una célula nerviosa o neurona puede ser estimulada de varias maneras, incluyendo de forma indirecta a través de una estimulación magnética transcraneal (TMS), por ejemplo. TMS utiliza un campo magnético que cambiar rápidamente para inducir una corriente en una célula nerviosa, sin tener que cortar o penetrar en la piel. El nervio se dice que "se enciende" cuando un potencial de membrana dentro del nervio aumenta con respecto a su nivel ambiente negativo normal de aproximadamente -90 mV, dependiendo del tipo de nervio y de las condiciones iónicas locales del tejido circundante.

El uso de una estimulación magnética es muy efectivo en la rehabilitación de grupos musculares lesionados o paralizados y puede resultar útil en otras terapias que incluían una estimulación del nervio periférico, incluyendo, pero no limitado a, mitigación del dolor, estimulación de neovascularización curación de heridas y crecimiento de huesos.

La estimulación magnética también ha demostrado ser efectiva para estimular regiones del cerebro, el cual está compuesto, de forma predominante, de tejido neurológico. Un área de interés particular es el tratamiento de la depresión. Se cree que más de 28 millones de personas sólo en los Estados Unidos sufren de algún tipo de trastorno neuropsiquiátrico. Estos incluyen condiciones tales como depresión, esquizofrenia, manías, trastorno obsesivo-compulsivo, trastornos de pánico, y otros. La depresión es el "resfriado común" de los desórdenes psiquiátricos, se cree que afecta a 19 millones de personas en los Estados Unidos y posiblemente a 340 millones de personas en todo el mundo.

La medicina moderna ofrece a los pacientes de depresión numerosas opciones de tratamiento, incluyendo varios tipos de medicamentos antidepresivos (por ejemplo, ISRS's (inhibidores selectivos de la recaptación de serotonina), IMAO's (inhibidores de la monoamina oxidasa) litio, y terapia electroconvulsiva (TEC). Sin embargo, muchos pacientes siguen sin un alivio satisfactorio de los síntomas de la depresión. Hasta la fecha, la TEC sigue siendo una terapia efectiva para la depresión resistente; sin embargo, muchos pacientes no se someterán a al proceso debido a sus importantes efectos secundarios.

Recientemente, la estimulación magnética transcraneal repetitiva (EMTr) ha demostrado tener efectos antidepresivos significativos para pacientes que no respondan a los métodos tradicionales. El principio detrás de la EMTr es aplicar una estimulación convulsiva al cortex prefrontal de una manera repetitiva, provocando una despolarización de las membranas neuronales corticales. Las membranas son despolarizadas por la inducción de pequeños campos magnéticos en exceso de un V/cm que son el resultado de un campo magnético variable rápidamente aplicado de forma no invasiva.

Para generar un pulso magnético que sea capaz de proporcionar un efecto terapéutico en un paciente, los tratamientos de EMT, de EMTr y de terapia magnetoconvulsiva (TMC) todos ellos requieren de una gran cantidad de energía eléctrica, normalmente en el rango de varios cientos de Julios (J) por pulso. Varios intentos de optimizar el diseño de la bobina empleada en dichos tratamientos han sido capaces de mitigar de forma sustancial la necesidad de una gran cantidad de energía eléctrica. Por ejemplo, para provocar que una bobina de estimulación genere trenes de pulsos EMTr rápidos, miles de vatios (W) de potencia son suministrados normalmente a la bobina. Esta cantidad de potencia lleva a un calentamiento de la bobina rápido. La cantidad de calentamiento de la bobina es tan grande que la bobina a menudo se calienta hasta un punto en el que no es comfortable o es inseguro utilizar la bobina en un paciente. Por tanto, se han realizado intentos para refrigerar las bobinas de estimulación utilizando agua, aire o aceite. Desafortunadamente, estos mecanismos de refrigeración son engorrosos, añaden complejidad al sistema de estimulación magnética, son caros y a veces afectan de forma adversa al rendimiento del estimulador. Un enfoque más ventajoso podría reducir la cantidad de potencia requerida por el dispositivo de estimulación magnética para generar un pulso magnético terapéuticamente equivalente.

Otras publicaciones incluyen los documentos WO 2004/087255 A1, WO 2006/057532 A1, WO 2007/051600 A1, WO 2007/145838 A2, US 6123658 A, US 2005/261542 A1, US 6551233 B2 y WO 99/42173 A1.

RESUMEN

5 De acuerdo con la presente invención se proporciona un dispositivo de estimulación magnética tal y como se define en la reivindicación 1 independiente adjunta. Además se definen características preferidas en las reivindicaciones dependientes adjuntas.

10 En vista de los inconvenientes y deficiencias anteriores, se proporcionan dispositivos y métodos para generar un campo magnético. Uno de dichos dispositivos de estimulación magnética puede incluir un inductor para generar un campo magnético y una fuente de alimentación para proporcionar energía. Dicho dispositivo también puede incluir un dispositivo de conmutación semiconductor que está acoplado, de forma operativa, al inductor y a la fuente de alimentación, en donde el dispositivo de conmutación semiconductor dirige la potencia desde la fuente de alimentación al inductor para generar el campo magnético.

15 Uno de dichos métodos puede incluir proporcionar energía utilizando una fuente de alimentación y acoplando, de forma operativa, la fuente de alimentación a un inductor utilizando un dispositivo de conmutación semiconductor. El método puede también incluir dirigir la potencia desde la fuente de alimentación al inductor utilizando el dispositivo de conmutación semiconductor y generar el campo magnético utilizando el inductor.

20 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es un diagrama que ilustra un ejemplo del dispositivo magnético de acuerdo con un modo de realización;

25 La figura 2 es un diagrama de un circuito que ilustra un ejemplo de un circuito controlador de un dispositivo magnético de acuerdo con un modo de realización;

La figura 3 es una captura de pantalla que ilustra un diagrama de ejemplo de tensión a través de un inductor de acuerdo con un modo de realización;

30 La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra un método de ejemplo para producir un campo magnético de acuerdo con un modo de realización.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

35 La materia de los modos de realización divulgados se describe de forma específica para cumplir los requisitos legales. Sin embargo, la descripción en sí misma no pretende limitar el alcance de esta patente. Más bien, los inventores han contemplado que la materia reivindicada podría ser también implementada de otras maneras, para incluir diferentes etapas o elementos similares a los descritos en este documento, en conjunción con otras tecnologías presentes o futuras. Por otra parte, aunque el término “etapa” puede ser utilizado en el presente documento para connotar diferentes aspectos de los métodos empleados, el término no debería interpretarse como que implica cualquier orden particular entre o entre varias etapas divulgadas en el presente documento a menos que y salvo cuando el orden de las etapas individuales sea descrito de forma explícita.

45 RESUMEN

De acuerdo con un modo de realización, se proporciona un circuito controlador mejorado. El circuito controlador puede reducir la potencia requerida por una bobina de estimulación para generar un pulso magnético terapéutico. Como un resultado de la potencia reducida, se puede reducir el tamaño de la cantidad de calor generado por la bobina de estimulación magnética, lo cual a su vez reduce los requerimientos de refrigeración asociados con la bobina de estimulación. Debido a estas reducciones, todo el dispositivo de estimulación magnética puede hacerse menos complejo, más pequeño, y menos caro. Tal y como se discutirá a continuación, los modos de realización pueden reducir el requerimiento de potencia de la EMT y de la EMTr en aproximadamente un 50%, lo cual puede producir un aumento en la eficiencia de aproximadamente un 800% en comparación con los circuitos controladores y bobinas de estimulación convencionales.

55 RESUMEN DEL DISPOSITIVO MAGNÉTICO

A efectos de explicación y de contexto, se describirá a continuación un resumen del funcionamiento y aplicaciones de un dispositivo de campo magnético en el cual se pueden implementar aspectos de varios modos de realización. Como es bien conocido para los expertos en la materia, la magnitud de un campo eléctrico inducido en un conductor es proporcionar a la tasa de cambio de la densidad de flujo magnético a través del conductor. Cuando un campo eléctrico es inducido en un conductor, el campo eléctrico crea un flujo de corriente correspondiente en el conductor. El flujo de corriente va en la misma dirección del vector de campo eléctrico en un punto dado. El campo eléctrico de pico sucede cuando un intervalo de tiempo de cambio de la densidad de flujo magnético es el más grande y disminuye en otros periodos. Durante un pulso magnético, la corriente fluye en una dirección que tiende a mantener el campo magnético (es decir la ley de Lenz).

Tal y como puede apreciarse, varios dispositivos pueden tomar ventaja de los principios anteriores para inducir un campo magnético y dichos dispositivos pueden ser utilizados en una gran variedad de aplicaciones. Por ejemplo, los dispositivos magnéticos pueden ser utilizados para la estimulación eléctrica de la anatomía, y similares. Mientras que la discusión en el presente documento se centra en dispositivos magnéticos que son utilizados en conexión con una estimulación magnética del tejido anatómico, se apreciará que dicha discusión está por tanto limitada únicamente por propósitos de explicación y claridad. Por tanto, se entenderá que un modo de realización es igualmente aplicable a cualquier aplicación de un dispositivo magnético en cualquier campo de acción. Por tanto, la presente discusión de dispositivos magnéticos no debería constituirse como modos de realización limitativos de la invención a aplicaciones médicas o a otras aplicaciones.

Por lo tanto, y volviendo ahora al contexto de la estimulación eléctrica de la anatomía, ciertas partes de la anatomía (por ejemplo, nervios, tejido, músculo, cerebro) actúan como un conductor y transportan la corriente eléctrica cuando se aplica un campo eléctrico. El campo eléctrico puede ser aplicado a estas partes de la anatomía de forma transcutánea aplicando un campo magnético variable en el tiempo (por ejemplo pulsado) a la porción del cuerpo. Por ejemplo, en el contexto de EMT, puede aplicarse un campo magnético variable en el tiempo a través del cráneo para crear un campo eléctrico en el tejido cerebral, lo cual produce una corriente. Si la corriente inducida es de una densidad suficiente, el potencial de acción de la neurona se ha reducido hasta el punto de que los canales de sodio de la membrana se abren y se crea una respuesta al potencial de acción. Entonces se prolonga un impulso de corriente a lo largo de la membrana del axón que transmite información a otras neuronas a través de la modulación de neurotransmisores. Dicha estimulación magnética ha sido mostrada que afecta de forma precisa al metabolismo de la glucosa y el flujo de sangre local en el tejido cortical. En el caso de un trastorno depresivo severo, la desregulación de neurotransmisores y el metabolismo de glucosa anormal en el cortex prefrontal y en las estructuras límbicas conectadas puede ser una probable fisiopatología. La aplicación repetida de una estimulación magnética al cortex prefrontal puede producir cambios crónicos en concentraciones y en el metabolismo de neurotransmisores de manera que los síntomas de depresión se reduzcan o alivien. Aunque la discusión en el presente documento se centra en la estimulación transcutánea, debería apreciarse por un experto en la materia que las técnicas y dispositivos discutidos en el presente documento pueden, en algunos modos de realización, ser aplicados a estimulación que incluya una bobina que pueda estar situada en cualquier lugar con respecto a un paciente. En uno de dichos modos de realización, por ejemplo, la bobina puede estar situada dentro o próxima a cualquier porción de una anatomía del paciente.

De una manera similar, las neuronas no corticales (por ejemplo los nervios craneales, los nervios periféricos, los nervios sensoriales) pueden ser también estimuladas mediante un campo eléctrico inducido. Han sido desarrolladas técnicas para estimular de forma intencionada a los nervios periféricos para diagnosticar neuropatologías observando los tiempos de respuesta y la velocidad de conducción en respuesta a unos estímulos inducidos de un campo magnético pulsado.

Tal y como se señaló anteriormente, debería apreciarse que la estimulación magnética transcutánea no está limitada al tratamiento de la depresión. Además de la depresión, los dispositivos de estimulación magnética transcutánea de la invención pueden ser utilizados para tratar un paciente tal como un humano que sufra de epilepsia, esquizofrenia, enfermedad de Parkinson, síndrome de Tourette, esclerosis lateral múltiple (ELM), esclerosis múltiples (EM), enfermedad de Alzheimer, trastorno por déficit de atención e hiperactividad, obesidad, trastorno bipolar/ manía, trastornos de ansiedad (por ejemplo trastorno de pánico con o sin agorafobia, fobia social también conocida como trastorno de ansiedad social, trastorno de estrés agudo y trastorno de ansiedad generalizada), trastornos de estrés postraumático (uno de los trastornos de ansiedad en el DSM (Manual de los Trastornos Mentales), trastorno obsesivo-compulsivo (también uno de los trastornos de ansiedad en el DSM), dolor (como, por ejemplo, migrañas, neuralgia del trigémino, así como trastornos de dolor crónico, incluyendo dolor neuropático, por ejemplo, dolor debido a diabetes neuropática, neuralgia posherpética, y trastornos del dolor idiopáticos, por ejemplo, fibromialgia, síndromes del dolor miofascial regional), rehabilitación después de un infarto (inducción de neuro plasticidad) tinnitus, estimulación de neuronas implantadas para facilitar la integración, trastornos relacionados con sustancias (por ejemplo, diagnósticos de dependencia abuso y abstinencia del alcohol, la cocaína, la anfetamina, la cafeína, la nicotina, el cannabis y similares) lesión y regeneración/ rehabilitación medular, infarto, lesión de cabeza, revocación de la privación del sueño, trastornos de sueño primario (insomnio primario, hipersomnio primario, trastorno del sueño del ritmo cardíaco), mejoras cognitivas, demencias, trastorno disfórico premenstrual (TDPM), sistemas de entrega de medicamentos (cambiando la permeabilidad de la membrana de la célula a un medicamento) trastornos de la inducción de la síntesis de proteínas (inducción de la transcripción y la traslación), tartamudeo, afasia, disfagia, temblor esencial, y/o trastornos de la comida (tales como bulimia, anorexia, y comida compulsiva).

DISPOSITIVO DE ESTIMULACIÓN MAGNÉTICA DE EJEMPLO

Se puede utilizar un núcleo ferromagnético en conexión con un dispositivo magnético para producir un campo magnético. En algunos modos de realización, dicho campo magnético puede ser a efectos de llevar a cabo una estimulación magnética transcutánea tal como, por ejemplo, una estimulación magnética transcranial (EMT), una EMT repetitiva (EMTr), una terapia magnetoconvulsiva (TMC), el diagnóstico de desórdenes de conducción nerviosa, reducción de molestias del nervio periférico y así sucesivamente. De nuevo, aunque algunos de los

ejemplos a continuación pueden ser discutidos en conexión con modos de realización de una EMT y una EMTr a efectos de explicación y claridad, cualquier tipo de estimulación magnética transcutánea, incluyendo todas las enumeradas más arriba, se pueden realizar de acuerdo con un modo de realización de la invención. Adicionalmente, tal y como se indicó anteriormente, los modos de realización no están limitados a una estimulación magnética transcutánea, ya que un modo de realización puede ser utilizado en conexión con dispositivos magnéticos que generan un campo magnético para cualquier propósito.

Además, los modos de realización presentados en el presente documento no están limitados al uso de dispositivos de estimulación magnética de núcleo ferromagnético, ya que se pueden utilizar otros materiales de núcleo tales como, por ejemplo, aire. Dichas configuraciones de núcleo de aire pueden incluir, pero no están limitadas a, bobinados en forma de "número ocho", circulares, cónicos, cónicos dobles, o similares. La discusión en el presente documento por lo tanto describe un dispositivo de estimulación magnética de núcleo ferromagnético únicamente a efectos de explicación y claridad. En un modo de realización, un núcleo ferromagnético puede tener la forma sustancialmente de "C", y en otro modo de realización el núcleo ferromagnético puede incluir un material magnético altamente saturable que tiene una saturación magnética de al menos 0,5 Tesla. En algunos modos de realización, un núcleo ferromagnético puede estar conformado para optimizar la distribución de campo magnético en el área de tratamiento. Las áreas de tratamiento para otras formas de tratamiento (por ejemplo, la reducción de molestias de los nervios periféricos, etc.) pueden ser más o menos profundas que en el caso de una EMT.

La figura 1 es un diagrama que ilustra un ejemplo de un dispositivo 100 magnético. En el dispositivo 100 magnético, un suministro 116 de alimentación, un condensador 114, un conmutador 112 y un controlador 120 forman un circuito eléctrico que proporciona una señal de potencia a un inductor 110. La señal de potencia puede ser una señal eléctrica variable en el tiempo capaz de generar un campo eléctrico y magnético. El inductor 110 puede ser utilizado para conducir una EMT, una EMTr o una terapia magnetoconvulsiva (TMC), por ejemplo.

El suministro 116 de alimentación puede ser de cualquier tipo de fuente de alimentación que proporcione una potencia suficiente al inductor 110 para generar un campo magnético o para su propósito previsto, ya sea para una EMT, una EMTr o una TMV o cualquier otro tipo de aplicación. Por ejemplo, el suministro 116 de alimentación puede ser una fuente de alimentación principal de 120 o 240 VAC convencional. El inductor puede ser de cualquier tipo de dispositivo de inducción tal como, por ejemplo, una bobina de tratamiento que tenga un núcleo ferromagnético o de aire, tal y como se discutió anteriormente. En un modo de realización, dicha bobina de tratamiento puede ser fabricada a partir de materiales de núcleo de alta saturación. La bobina de tratamiento también puede emplear un diseño de núcleo delgado para optimizar la bobina para la TMS, por ejemplo. En un modo de realización, una bobina de tratamiento que emplea un diseño de núcleo delgado puede estar constituido como un núcleo con forma sustancialmente de C que ha sido reducido en espesor, por tanto proporcionando un área de sección transversal más pequeña, un material menos saturable y por lo tanto con los requisitos de potencia reducidos, así como menos peso, mientras que aún tiene una resistencia de campo que penetra a la misma profundidad que un diseño de núcleo convencional. Se apreciará que un núcleo de tratamiento que emplea dicho diseño de núcleo delgado puede generar un campo magnético que simula un volumen reducido de tejido en el paciente.

El condensador 114 proporciona un almacenamiento de energía para pulsar al inductor 110. Aunque el condensador 114 es descrito en el presente documento, se debería apreciar que el condensador 114 puede, en un modo de realización, ser cualquier tipo de dispositivo de almacenamiento de energía. Por tanto, el término "condensador" es utilizado en el presente documento meramente como una referencia abreviada a cualquier tipo de dispositivo de almacenamiento de energía, el cual en un modo de realización puede ser un condensador. Por ejemplo, en otro modo de realización, el suministro 116 de alimentación puede cumplir por sí misma las funciones de almacenamiento de energía del condensador 114, obviando por lo tanto la necesidad del propio condensador 114. El condensador 114 puede ser utilizado, por ejemplo, en aplicaciones en las que está disponible una fuente de alimentación de 120 VAC o similar. Una oficina de doctor típica puede estar solamente equipada con un suministro de alimentación convencional (por ejemplo, 120 VAC o similar) más bien que con una potencia de 240 VAC mayor o un suministro de alimentación trifásico. Como un resultado, la utilización del condensador 114 para almacenar energía para utilizar en el pulsado del inductor 110 puede permitir al dispositivo 100 funcionar utilizando niveles de energía mayores que los que de otro modo serían posibles si se utilizara simplemente un solo suministro 116 de alimentación.

El suministro 116 de alimentación también puede estar comprendida por cualquier número y tipo de suministros de alimentación. Ejemplo, el suministro 116 de alimentación puede ser la salida de una fuente de alimentación que funciona a 120 VAC y después convierte la señal de potencia de entrada de CC a una señal de potencia de salida de CA. De forma alternativa, el suministro 116 de alimentación puede ser una batería, que puede ser útil en aplicaciones en las cuales el dispositivo de estimulación magnética va ser portátil. De acuerdo con la invención, el suministro 116 de alimentación es una combinación de un suministro de alimentación y de una batería. Se apreciará que dicha configuración puede ser útil cuando la potencia requerida para generar un pulso, o tren de pulsos, excede la capacidad (o un porcentaje significativo de la capacidad) del suministro de alimentación solo. Por tanto, la potencia combinada del suministro de alimentación y la batería pueden ser utilizadas para generar el pulso(s), con la batería ayudando a sostener la tensión durante un periodo(s) de alta demanda asociado con la generación del pulso(s), y entonces la fuente de alimentación puede recargar la batería entre pulsos, por ejemplo. Un dispositivo

que incorpora dicha configuración por tanto podría utilizar, por ejemplo, una salida de 120 VAC estándar para generar pulsos que de otro modo necesitarían más potencia que la que podría proporcionar una salida de 120 VAC, y/o podría proporcionar una regulación de línea de potencia adecuada. Dicho dispositivo podría, por lo tanto, ser utilizado en una ubicación que tenga salidas de 120 VAC estándar tal como, por ejemplo, la oficina de un médico profesional.

El condensador 114 puede incluir cualquier número y/o tipo de condensador(es) (u otro tipo de dispositivos de almacenamiento de energía) que sean apropiados para el nivel de potencia, el tiempo de carga y/o el tipo de pulso requerido por el dispositivo 100. El conmutador 112 puede ser de cualquier tipo de dispositivo conmutador eléctrico que pueda accionar un inductor 110 conmutando la potencia desde el condensador 114 y/o del suministro 116 de alimentación entre encendido y apagado. Por ejemplo, el conmutador 112 puede ser accionado para conmutar la potencia del suministro 116 de alimentación para cargar el condensador 114. El conmutador puede también ser utilizado para descargar el condensador 114 a través del inductor 110, creando por lo tanto un campo magnético que puede ser utilizado para un tratamiento EMT, por ejemplo. El controlador 120 de EMT puede ser de cualquier tipo de hardware, software, una combinación de los mismos, que controle al conmutador 112 y/o al suministro 116 de alimentación.

La figura 2 es un diagrama de un circuito que ilustra un ejemplo de un circuito 200 controlador de un dispositivo magnético de ejemplo, de acuerdo con un modo de realización. Se apreciará que el circuito 200 es una representación simplificada de varios componentes ilustrados en la figura 1, y que se podrá utilizar cualquier número y tipo de componentes adicionales a los componentes ilustrados en las figuras 1 y 2 en conexión con un modo de realización.

Se puede apreciar que en un modo de realización, el circuito 200 puede estar comprendido por el suministro 116 de alimentación, el condensador 114, el inductor 110 (el cual puede ser una bobina de estimulación), y el conmutador 112, que puede estar formado por un transistor 120 bipolar de puerta aislada IGBT y un diodo 122 de conmutación, los cuales pueden estar conectados en paralelo. El IGBT 120 puede ser utilizado en un modo de realización para descargar el condensador 114 en el inductor 110 para generar un campo magnético. Adicionalmente el IGBT 120 puede estar protegido de picos de alta tensión mediante un diodo 122 de conmutación, el cual suprime las tensiones transitorias. En dicho modo de realización, el diodo 122 de conmutación puede ser lo que se denomina comúnmente como un "amortiguador". Aunque se ha referido en el presente documento como un IGBT 120 con fines de claridad, el conmutador 112 puede con prender cualquier tipo de dispositivo en el cual se emplee un circuito de conmutación.

Se apreciará que aunque la discusión en el presente documento se centra en un modo de realización en el cual se emplea un IGBT 120, se pueden emplear otros dispositivos de conmutación semiconductores en conexión con un modo de realización. Por ejemplo, en uno de dichos modos de realización, un modo de realización, un Tiristor Conmutado por Puerta Integrada (IGCT) puede reemplazar al IGBT 120 y al diodo 122 de conmutación en el circuito 200 controlador. Otros dispositivos de conmutación semiconductores con características de manejo y conmutación de potencia similares pueden ser utilizados en conexión con un modo de realización.

El suministro 116 de alimentación puede ser de cualquier tipo de fuente de alimentación eléctrica que sea apropiada para la función deseada del circuito 200, o de un dispositivo del cual sea parte el circuito 200. Por ejemplo, un suministro 116 de alimentación puede comprender una señal de potencia de CC que ha sido convertida (es decir rectificadas) a partir de una señal de potencia de entrada de CA, por ejemplo. Un suministro 116 de alimentación también puede comprender una batería u otra fuente de alimentación, tal y como se discutió anteriormente en la figura 1.

Tal y como fue el caso anterior en la figura 1, el condensador 114 puede ser de cualquier tipo de dispositivo de almacenamiento de energía que sea capaz de pulsar al inductor 110 para generar un campo magnético. El inductor 110 puede ser una bobina magnética de núcleo ferromagnético (por ejemplo hierro) o de aire. En un modo de realización, el inductor puede ser una bobina magnética de núcleo de hierro. Se apreciará que una bobina magnética que emplea un núcleo de hierro puede ser capaz de ser conmutada más rápido que una bobina magnética que tenga un núcleo de aire. En algunos modos de realización, por lo tanto, un núcleo de hierro puede seleccionarse en aplicaciones que supongan la generación de anchos de pulso cortos que pueden ser utilizados en conexión con la estimulación de neuronas corticales, tal y como se describe a continuación. Independientemente del tipo de bobina utilizada en el inductor 110, en un modo de realización, la forma del núcleo de la bobina y/o el número y configuración de espiras puede seleccionarse para hacer que el inductor 110 genere un campo magnético que tenga una forma de onda deseada. En un modo de realización, la forma de onda puede seleccionarse para que tenga un efecto deseado en un paciente, por ejemplo. Para un modo de realización con una tensión alta, una alta inductancia, y una baja capacitancia, la frecuencia resonante especificada en la ecuación 1, más abajo, puede ser mucho más grande que la que sería posible con un conmutador de tiristor, permitiendo una estimulación más selectiva y una eficiencia energética mayor.

Por tanto, debería apreciarse que una combinación de modos de realización de un núcleo de hierro y un dispositivo semiconductor de una velocidad más alta tal como un IGBT 120, un IGCT o similar, puede habilitar una frecuencia

de resonancia aumentada (es decir, una longitud de pulso más corta), la cual a su vez puede proporcionar frecuencias de estimulación más altas y una estimulación más eficiente de las neuronas corticales o axones.

En contraste con los dispositivos de estimulación magnética convencionales que usan un tiristor (es decir un rectificador de silicio controlado) como un elemento de conmutación principal para altas corrientes a una alta tensión, un modo de realización emplea un IGBT 120 como el elemento de conmutación principal en lugar de, o en adición a, un tiristor. Los tiristores tienen un tiempo de apagado significativo, el cual aumenta con la tensión nominal e inhibe la utilización simultánea de la frecuencia de funcionamiento y de la tensión de funcionamiento. En contraste, un modo de realización proporciona un condensador 114, un inductor 110, un circuito 200 controlador resonante que utiliza un IGBT 120 como un elemento de conmutación (es decir, un conmutador 112), y está controlado por un pulso de CC aislado (proporcionado, por ejemplo, por un suministro 116 de alimentación) y temporizado para apagarse durante la fase de reserva del pulso de estimulación. El IGBT 120 es capaz de conmutar frecuencias más altas que un tiristor, permitiendo por tanto que el inductor 110 genere un rango de frecuencia más grande de pulsos magnéticos en comparación con un dispositivo de estimulación magnética convencional controlado por un tiristor. Como un resultado, el dispositivo de estimulación magnética que es conmutado mediante el IGBT 120, de acuerdo con un modo de realización, es capaz de funcionar utilizando una potencia de entrada menor que un dispositivo de estimulación magnética convencional. Dichos ahorros de potencia pueden venir de, por ejemplo, dos fuentes: (1) el funcionamiento a una tensión más alta y a una corriente más baja reduce las pérdidas de resistencia en el circuito, llevando a una recuperación de carga mayor para cada pulso y también una segunda fase más alta del coseno de la forma de onda del pulso (donde, por ejemplo, la segunda fase realiza el trabajo), y (2) la forma de onda del pulso más corta es más eficiente, debido a que las membranas de células neuronales son "permeables", y parte de la carga transferida a través de la membrana de la célula al comienzo del pulso es perdida cuando el pulso ha terminado. Pulsos más cortos pueden resultar en una menor pérdida de membrana.

Un dispositivo de estimulación magnética de acuerdo con un modo de realización puede generar, por ejemplo, EMT rápidas que tengan una anchura de pulso menor que aproximadamente 200 μs de duración (cuando dicho modo de realización pretende estimular neuronas corticales, por ejemplo). En un modo de realización, los pulsos de la EMT pueden tener una anchura de pulso de aproximadamente 100 μs a 150 μs de duración. Se apreciará que dichas anchuras de pulso pueden ser optimizadas para el objetivo previsto tal como, por ejemplo, una estimulación de neurona cortical. Algunos IGBT puede que no sean capaces de manejar cargas de corriente altas. Por tanto, una configuración de circuito 200 puede permitir el uso del IGBT 120 como conmutador 112 reduciendo la cantidad de corriente mientras que se produce de forma simultánea un campo magnético equivalente utilizando el inductor 110. Para generar un campo magnético para la EMT, la EMTr, la TMC u otras aplicaciones de estimulación a una frecuencia dada en algunos modos de realización, se puede encontrar un equilibrio entre los valores de inductancia y capacitancia utilizados en el circuito controlador. La relación entre la capacitancia y la inductancia y su efecto sobre la frecuencia del circuito resonante es gobernada por la ecuación bien conocida:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \tag{1}$$

Donde f es la frecuencia resonante, L es la inductancia y C es la capacitancia de circuito. Algunos modos de realización pueden lograr este equilibrio haciendo funcionar el inductor 110 con una inductancia tan baja como sea posible (por ejemplo, comúnmente en el orden de 10-24 μH en una aplicación de una EMT típica). Como resultado, la capacitancia (y por lo tanto la corriente utilizada en el circuito) puede que necesite ser muy grande (por ejemplo, al menos 50 μF) con el fin de que el circuito genere el campo magnético deseado. Cuando dicho circuito es diseñado para funcionar de esta manera, las pérdidas de potencia parásita y las inductancias parásitas pueden requerir componentes adicionales (tal como un equipo de refrigeración para compensar el problema. Adicionalmente, el uso de un IGBT 120 como conmutador 112 puede impedirse en dicha configuración debido a los niveles de corriente altos que están presentes.

Un modo de realización puede utilizar una inductancia alta (en el orden de aproximadamente 50-55 μH en la aplicación EMT típica referida anteriormente, por ejemplo) en el inductor 110. Adicionalmente, la capacitancia del condensador 114 puede reducirse a un valor de aproximadamente 7 μF. La corriente en el circuito 200 es por lo tanto reducida, y el voltaje incrementado. Por ejemplo, un dispositivo de acuerdo con un modo de realización puede funcionar a aproximadamente 1.200 A. Del mismo modo, un dispositivo puede funcionar a aproximadamente 3.000 V por ejemplo.

Se puede apreciar que dicho voltaje incrementado puede resultar en algunas pérdidas dependientes de la tensión adicionales, pero el tipo de pérdidas que sucede a partir de una tensión alta son normalmente más fáciles de tener en cuenta que las pérdidas que suceden a partir de una corriente alta. Por tanto, se puede lograr eficiencias adicionales mediante un modo de realización.

De acuerdo con dicho modo de realización, dicho circuito 100 controlador puede ser capaz de funcionar a aproximadamente el doble de la frecuencia y aproximadamente 1/2 a 1/8 de la corriente de pico de sistemas convencionales. Este requisito de corriente baja puede llevar a una pérdida de resistencia menor en el inductor 130,

incluso a una inductancia únicamente alta de 50-55 μH , por ejemplo. El resultado es un calentamiento del inductor 130 reducido y una recuperación de la carga mayor en bruto. En un sistema EMT, EMTr o TMC dichas mejoras pueden resultar en una estimulación del cerebro más eficiente con una reducción bruta en el consumo de energía de aproximadamente un 50% más allá de lo esperado con sistemas convencionales. En un modo de realización alternativo, el circuito 100 también puede ser implementado con un tiristor conmutado de puerta integrada (IGCT) u otro elemento de conmutación moderno en lugar del IGBT 120. Se apreciará que los valores exactos para el inductor 110, el condensador 114, etc., pueden determinarse basándose en la aplicación prevista (por ejemplo una EMT, una EMTr, una TMC y similares).

Para explicar adicionalmente los beneficios que resultan del uso del IGBT 120 como un elemento de conmutación, se hace referencia a continuación a la figura 3. La figura 3 es una captura 300 de pantalla que ilustra un ejemplo de un diagrama 310 de la tensión a través de un inductor (tal como un inductor 110 discutido anteriormente en conexión con las figuras 1 y 2) de acuerdo con un modo de realización durante un pulso de una EMT. La línea 320 muestra la temporización del pulso de disparo del IGBT (que puede que no esté a la misma escala de tensión que el diagrama 310). La diferencia entre las amplitudes del pico 1 y del pico 2 representan las pérdidas de resistencia en el inductor y en otros circuitos. El pulso de disparo, el cual controla el conmutador IGBT, termina en un momento en el que la corriente está siendo conducida a través del diodo 122 de vuelta en la figura 2, y no a través del IGBT adecuado. Esta temporización evita la destrucción inadvertida de los IGBT o de otros elementos. Comparado con el pico 1 en el diagrama de tensión, el pico 2 es relativamente más alto que en circuitos controladores conmutados por tiristor típicos debido al funcionamiento en una tensión más alta y una corriente más baja, con una pérdida de resistencia menor tal y como se describió anteriormente.

Un posible beneficio adicional del uso del IGBT 120 como elemento de conmutación, y el ahorro de potencia que resulta del mismo, puede ser la reducción en tamaño del dispositivo de estimulación magnética hasta el punto en el cual dicho dispositivo puede ser diseñado para hacer altamente portátil. Por ejemplo, dicho dispositivo puede estar albergado en un maletín u otro contenedor pequeño. Dicho dispositivo puede adaptarse para utilizarse por un profesional no médico, tal como el paciente. La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra un método 400 de ejemplo para producir un campo magnético de acuerdo con un modo de realización. En 401, se proporciona la potencia utilizando una fuente de alimentación tal como, por ejemplo, un suministro 116 de alimentación tal y como se discutió anteriormente en conexión con las figuras 1 y 2. En 403 el dispositivo o dispositivos de almacenamiento de energía tales como un condensador 114 tal y como se discutió anteriormente en conexión con las figuras 1 y 2, es cargado por la fuente de alimentación. Debería apreciarse que en un modo de realización alternativo 403 no necesita realizarse si, por ejemplo, la fuente de alimentación genera una potencia suficiente tal que no se necesita un condensador cargado para la aplicación prevista. En 405, un conmutador es utilizado para descargar el dispositivo de almacenamiento de energía en un inductor. En un modo de realización, el conmutador puede ser un IGBT 120 tal y como se discutió anteriormente en conexión con la figura 2, y el inductor puede ser el inductor 110 tal y como se discutió anteriormente en conexión con las figuras 1 y 2. En un modo de realización alternativo discutido anteriormente en el que no está presente un condensador, el conmutador puede encender simplemente la fuente de alimentación para proporcionar la potencia al inductor. En 407, se puede generar un campo magnético utilizando el inductor. Se apreciará que cualquiera de 401-407 se puede repetir tantas veces como sea apropiado para la aplicación prevista.

Se ha de entender que los modos de realización ilustrativos anteriores han sido proporcionados meramente a efectos de explicación y no está constituido de ninguna manera para limitar la invención. Las palabras utilizadas en el presente documento son palabras de descripción e ilustración, más que palabras de limitación. Adicionalmente, las ventajas y objetivos descritos en el presente documento puede que no se realicen por cada uno de los modos de realización que se llevan a la práctica en la presente invención. Además, aunque la invención ha sido descrita en el presente documento con referencia a una estructura, materiales y/o modos de realización particulares, la invención no se pretende que esté limitada a las particularidades dadas a conocer en el presente documento. Más bien, la invención se extiende a todas las estructuras, métodos y usos equivalentes funcionalmente tales que estén dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

Por ejemplo, aunque la divulgación aborde el tratamiento de pacientes, debería apreciarse que las técnicas descritas en el presente documento también contemplan diagnósticos de pacientes. De hecho, cuando la divulgación se refiere al tratamiento de pacientes para ciertas condiciones, las técnicas aplican de forma igual a la monitorización y diagnóstico de pacientes para las mismas o condiciones similares.

Los expertos en la materia, que tengan el beneficio de las enseñanzas de esta memoria descriptiva, podrían efectuar numerosas modificaciones en la misma y podrían realizarse cambios sin alejarse del alcance de la invención.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de estimulación magnética, que comprende:
- 5 un inductor (110) para generar un campo magnético pulsado;
una fuente (116) de alimentación para proporcionar potencia; y
un dispositivo (112) de conmutación semiconductor que está acoplado, de forma operativa, al inductor y a la fuente
de alimentación, en donde el dispositivo de conmutación semiconductor dirige la potencia desde la fuente de
alimentación al inductor para generar el campo magnético;
- 10 caracterizado porque
- la fuente de alimentación comprende un suministro de alimentación y una batería, en donde la fuente de
alimentación está configurada de tal manera que una potencia combinada del suministro de alimentación y de la
batería es utilizada para generar el campo magnético, y en donde el suministro de alimentación está configurado
para recargar la batería entre pulsos del campo magnético.
- 15
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el inductor:
- (i) es una bobina de estimulación de núcleo ferromagnético
20 (ii) comprende un material de núcleo de alta saturación;
(iii) está formado teniendo un diseño de bobina EMT de núcleo delgado; o
(iv) está formado teniendo un núcleo de aire, opcionalmente además caracterizado porque está formado
sustancialmente en cualquiera de una forma de número 8, una forma circular, una forma cónica, o una forma cónica
doble.
- 25
3. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el dispositivo está adaptado para ser portátil.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el pulso magnético:
- 30 (i) tiene una anchura de pulso menor de 200 μ s de duración;
(ii) tiene una anchura de pulso que es sustancialmente de 100 μ s de duración; o
(iii) tiene al menos una característica que está adaptada a estimular una neurona cortical.
- 35
5. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde la fuente de alimentación comprende:
- (i) un suministro de alimentación de CA
(ii) un suministro de alimentación de CC
- 40
6. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el dispositivo de conmutación semiconductor es:
- (i) un tiristor conmutado de puerta integrada (IGCT); o
(ii) un transistor bipolar de puerta aislada (IGBT), que comprende de forma opcional un diodo de conmutación
conectado al IGBT en paralelo para reducir una alta tensión transitoria a través del IGBT.
- 45
7. El dispositivo de la reivindicación 1, que además comprende un dispositivo (114) de almacenamiento de
energía, en donde el suministro de alimentación carga el dispositivo de almacenamiento de energía y el dispositivo
de conmutación semiconductor dirige la potencia desde la fuente de alimentación al inductor provocando que el
dispositivo de almacenamiento de energía descargue en el inductor para generar el campo magnético,
opcionalmente en donde el dispositivo de almacenamiento de energía es:
- 50 (i) al menos un condensador;
(ii) la fuente de alimentación, o
(iii) la batería.
- 55
8. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde el campo magnético generado es configurado para una de:
una estimulación magnética transcraneal (EMT), estimulación magnética transcraneal repetitiva (EMTr), una terapia
magnetoconvulsiva (TMC) y estimulación del nervio periférico.

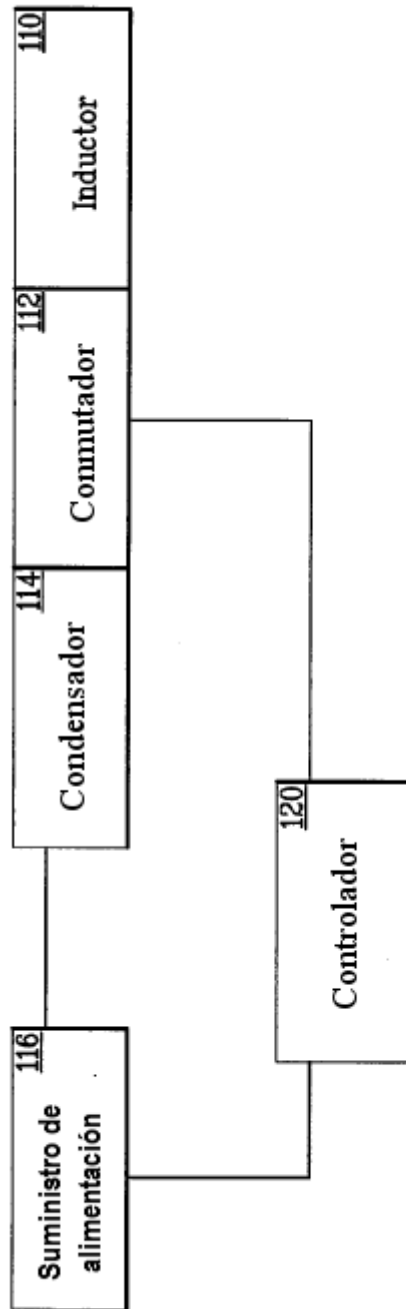


FIG. 1

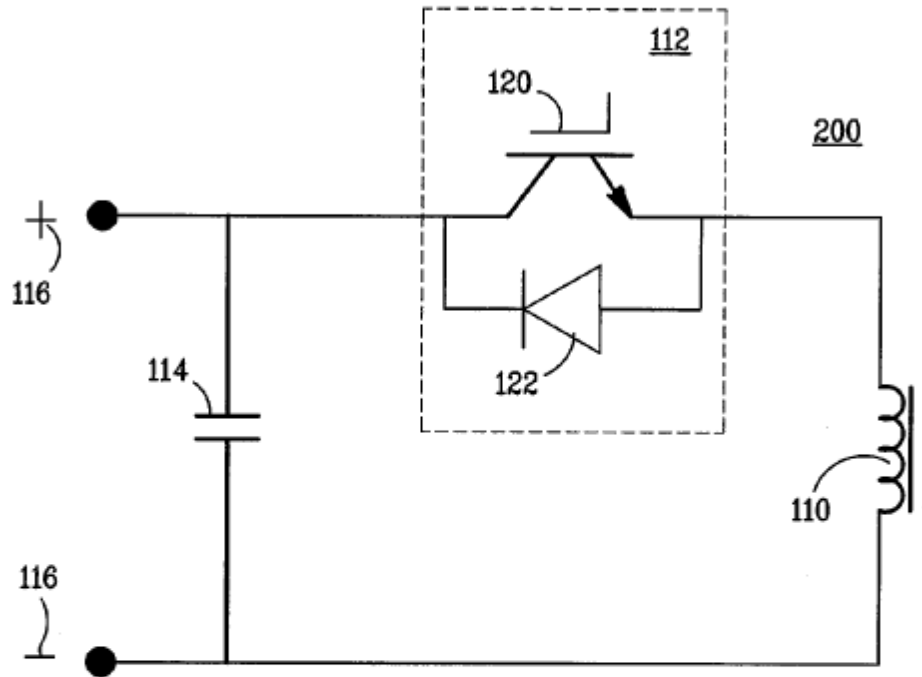


FIG. 2

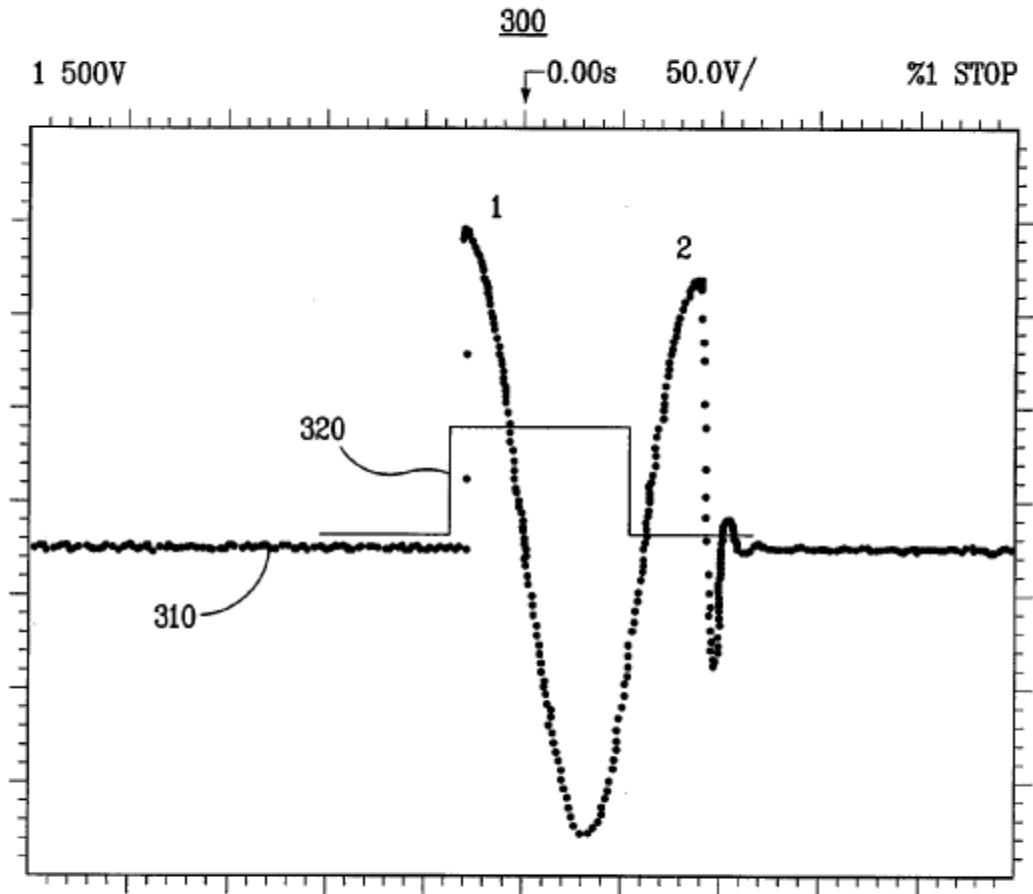


FIG. 3

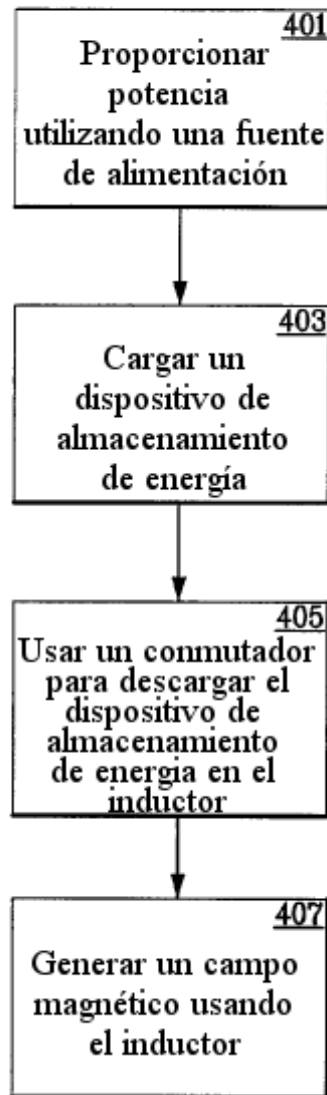


FIG. 4