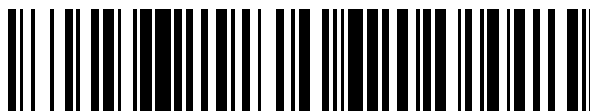


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 474 592**

51 Int. Cl.:

A61N 1/378 (2006.01)

A61N 1/05 (2006.01)

A61N 1/36 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.03.2011** **E 11709594 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.06.2014** **EP 2552541**

54 Título: **Cargador inductivo con escudo magnético**

30 Prioridad:

26.03.2010 US 318143 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.07.2014

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION
CORPORATION (100.0%)
25155 Rye Canyon Loop
Valencia, CA 91355, US**

72 Inventor/es:

**CHEN, JOEY;
OZAWA, ROBERT y
AGHASSIAN, DANIEL**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 474 592 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

Cargador inductivo con escudo magnético

La presente invención se refiere a un cargador externo inalámbrico mejorado para cargar de manera más eficiente un dispositivo médico implantable, en el que el cargador externo comprende un campo magnético. La invención también proporciona un diseño de cargador de perfil bajo, integrado y compacto, que contiene una batería, bobina, y campo magnético, todo coaxialmente alineado en una carcasa o caja autónoma única.

Antecedentes

Los dispositivos de estimulación implantables generan y suministran estímulos eléctricos a los nervios y tejidos del cuerpo para el tratamiento de diversos trastornos biológicos, tales como los marcapasos para tratar la arritmia cardíaca, desfibriladores para el tratamiento de la fibrilación cardíaca, estimuladores cocleares para el tratamiento de la sordera, estimuladores de la retina para tratar la ceguera, estimuladores musculares para producir movimiento coordinado de las extremidades, estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, y estimuladores del cerebro profundo y cortical para el tratamiento de los trastornos motores y psicológicos, y otros estimuladores neuronales para el tratamiento de la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, subluxación del hombro, etc. La presente invención puede encontrar aplicabilidad en todas estas aplicaciones, aunque la descripción que sigue se centra generalmente en el uso de la invención dentro de un sistema de Estimulación de la Médula Espinal (SCS), tal como el descrito en la publicación de patente U.S. 2007/0038250.

La estimulación de la médula espinal es un método clínico bien aceptado para reducir el dolor en ciertas poblaciones de pacientes. Un sistema de SCS incluye típicamente un Generador de Impulsos Implantable (IPG), electrodos, al menos un conductor de electrodo, y, opcionalmente, al menos una extensión de conductor de electrodo. Como se muestra en la Figura 1, los electrodos 106, que residen en un extremo distal del conductor de electrodo 102, se implantan típicamente a lo largo de la duramadre 102 de la médula espinal 104, y el IPG 100 genera impulsos eléctricos que se aplican a través de los electrodos 106 a las fibras nerviosas dentro de la columna vertebral 104. Los electrodos 106 están dispuestos según un patrón deseado y espaciados para crear una matriz de electrodos 110. Cables individuales 112 dentro de uno o más conductor(es) de electrodo 102 conectan con cada electrodo 106 de la matriz 110. El conductor(es) de electrodo 102 sale(n) de la columna vertebral 104 y puede(n) unirse a una o más extensiones de conductor de electrodo 119a y 119b. Las extensiones de conductor de electrodo 119a y 119b, a su vez, están típicamente tunelizadas alrededor del torso del paciente hasta una cavidad subcutánea en la que se implanta el IPG 100. Alternativamente, el conductor de electrodo 102 puede conectarse directamente con el IPG 100.

Como debería ser obvio, un IPG necesita energía eléctrica para funcionar. Dicha energía se puede suministrar de varias maneras diferentes, como mediante el uso de una batería recargable o no recargable o a través inducción electromagnética (EM) proporcionada desde un cargador externo, o desde combinaciones de estos y otros métodos, que se explican con más detalle en la Patente U.S. 6.553.263. Quizás el favorito de estos métodos es la utilización de una batería recargable en el IPG, tal como una batería de iones de litio o una batería de polímero de iones de litio. Dicha batería recargable puede generalmente suministrar energía suficiente para hacer funcionar una IPG durante un periodo suficiente (por ejemplo, un día o más) entre recargas. La recarga se puede producir mediante el uso de EM, en el que campos de EM son enviados por un cargador externo al IPG. Por lo tanto, cuando la batería en el IPG necesita ser recargada, el paciente en el que se implanta el IPG puede activar el cargador externo de forma transcutánea (es decir, a través de la carne 114 del paciente) para cargar la batería (por ejemplo, por la noche cuando el paciente está durmiendo o durante otros periodos convenientes). En la Figura 1A, el cargador externo está representado genéricamente por la bobina 108, cuya bobina se puede utilizar para producir un campo 110 de EM capaz de transmisión transcutánea a través de la carne 114 del paciente.

En el estado de la técnica anterior se han descrito diversas variedades básicas de diseños de cargador externo que poseen una bobina de carga (tal como la bobina 108). Véase, por ejemplo, la Publicación de Patente U.S. 2009/0118796; la Publicación de Patente U.S. 2010/0204756, y la Publicación de Patente U.S. 2008/027500. El funcionamiento de estos cargadores externos del estado de la técnica anterior es esencialmente como se muestra en la Figura 2. Tal como se muestra, el sistema comprende, en su parte relevante, el cargador externo 158 e IPG 100. Una bobina primaria 108 en el cargador 158 produce un campo 110 de EM capaz de transmisión transcutánea a través de la carne 114 del paciente. El campo 110 de EM es recibido en el IPG 100 por otra bobina 200, y, en consecuencia, se induce en la bobina secundaria 200 una tensión de corriente alterna (CA). Esta tensión de CA a su vez se rectifica a una tensión de CC en un rectificador 202, que puede comprender un circuito de puente estándar. (Puede haber, además, telemetría de datos asociada con el campo 110 de EM, pero este detalle se pasa por alto como no pertinente en la presente exposición). La tensión de CC rectificada es, a su vez, enviada a un circuito controlador de carga y de protección 204, que opera generalmente para regular la tensión de CC y para producir ya sea una salida de tensión constante o de corriente constante, I_{bat}, según sea necesario para la recarga de la batería recargable interna 206 del IPG 100. En la solicitud '955 se pueden encontrar otros detalles relativos a los cargadores externos.

Como se muestra en la Figura 3, la corriente eléctrica que fluye hacia dentro de la página de dibujo en el extremo inferior de la bobina 108 y hacia fuera de la página en el extremo superior de la bobina 108 induce un campo magnético 110 que tiene una parte que sale en una dirección perpendicular al plano en el que está la bobina primaria 108. La bobina primaria 108 está formada típicamente de muchas vueltas de hilo de cobre Litz, de las cuales sólo se muestran en la Figura 3 unas cuantas vueltas individuales para mayor claridad. Por lo tanto, cuando una cara de la caja del cargador externo 158 está orientada en estrecha proximidad hacia un dispositivo implantado, de tal modo que la bobina primaria 108 está paralela a una bobina secundaria correspondiente 200 dentro del IPG 100, el campo magnético generado por la bobina primaria 108 induce una corriente eléctrica en la bobina correspondiente 200 para cargar la batería 214 en el interior del IPG 100, o si de otro modo proporcionar energía al mismo.

Como se muestra en la Figura 3, el campo magnético generado por una bobina primaria sin apantallar genera un campo magnético que, en parte, se dirige hacia la bobina secundaria, donde realiza un trabajo útil, y en parte se dirige fuera de la bobina secundaria, donde la energía del campo magnético se desperdicia sustancialmente. Si se pudiera dirigir un porcentaje más elevado del campo magnético desde la bobina primaria a la bobina secundaria implantada, se podría reducir la energía requerida para accionar el cargador externo, lo que podría permitir hacer el cargador externo más pequeño. Un tal método de dirigir un porcentaje más elevado del campo magnético de la bobina primaria hacia el cuerpo es utilizar un escudo o pantalla para el campo magnético detrás del devanado de la bobina primaria, como se ilustra en la Patente U.S. 6.389.318. Dicho diseño puede mejorar la eficiencia en la transferencia de energía del sistema de cargador externo/dispositivo implantable reflejando las líneas del campo magnético de vuelta hacia el interior. El escudo para el campo magnético se puede fabricar de cualquier material con una alta permeabilidad, tales como polvo de ferrita o placas de ferrita, pero sin limitarse a estos.

Hasta ahora, los intentos de producir un cargador externo inalámbrico e integrado, compacto y de bajo-perfil (es decir, que contenga una fuente de alimentación, bobina de carga, y circuitos asociados de carga y/o telemetría en un solo paquete autónomo), eran complicados debido a la generación de un calentamiento excesivo y corrientes de Foucault en la caja de la fuente de alimentación del cargador externo, normalmente una batería recargable. En los dispositivos de carga del estado de la técnica, la batería del cargador externo se coloca cerca de la bobina de carga dentro del dispositivo de carga. Debido a esta estrecha proximidad, el campo magnético producido por la bobina de carga induce calentamiento por corrientes de Foucault en la caja de la batería. Esto tiene el efecto no deseable tanto del calentamiento adicional del dispositivo como de la reducción de la eficiencia de la carga. Hasta un 20% de la potencia transmitida por la bobina de carga se pierde debido a este acoplamiento entre la bobina de carga y la batería.

Dados estos inconvenientes, la técnica de los dispositivos implantables se beneficiaría de un diseño mejorado de cargador externo inalámbrico que fuera integrado, compacto y de bajo perfil, que también incluyera con un escudo magnético. Dicho cargador proporcionaría: aumento de la eficiencia de carga, velocidades de carga más rápidas, aumento de la seguridad y la comodidad del paciente, menores requisitos de energía, y un factor de forma más pequeño. Esta invención presenta una solución para este problema, divulgando un cargador externo que comprende: una carcasa; una bobina dentro de la carcasa; una batería recargable dentro de la carcasa, y un escudo magnético dentro de la carcasa que comprende una placa o placas fabricadas de un material de alta permeabilidad, estando el escudo magnético situado entre la batería y la bobina, en el que la bobina, la batería y el escudo magnético están co-axialmente alineados, y en el que la bobina se utiliza para proporcionar energía a un dispositivo médico implantable.

Un dispositivo acorde con el preámbulo de la reivindicación 1 es conocido a partir de U.S. 2010/036458

Breve descripción de los dibujos

La Figura muestra un generador de impulsos implantable (IPG), una bobina de carga externa, y la manera en que un conjunto de electrodos se acopla al IPG, de acuerdo con el estado de la técnica.

La Figura 2 ilustra un sistema del estado de la técnica que comprende un cargador externo para la carga de un generador de impulsos implantable, que incluye los aspectos de protección del regulador de carga y de la batería del IPG.

La Figura 3 muestra una vista lateral de líneas representativas del campo magnético generado por un cargador externo del estado de la técnica para un dispositivo médico implantable.

La Figura 4 muestra una forma de realización de un cargador externo mejorado para la carga de un generador de impulsos implantable.

Las Figuras 5A y 5B muestran vistas lateral y en planta desde abajo de una posible forma de realización de un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable en el que el escudo magnético comprende una o más placas cerámicas de ferrita.

La Figura 6 muestra una vista lateral de líneas representativas del campo magnético generado por el cargador externo de las figuras 5A y 5B.

Las Figuras 7A y 7B muestran vistas lateral y en planta desde abajo de una posible forma de realización de un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable en el que el escudo magnético comprende una caja que encierra la batería, construida de una o más placas de ferrita.

La Figura 8 muestra una vista lateral de líneas representativas del campo magnético generado por el cargador externo de las figuras. 7A y 7B.

Descripción detallada

La descripción que sigue se refiere al uso de la invención dentro de un sistema de estimulación de la médula espinal (SCS). Sin embargo, se debe entender que la invención no está así limitada. Más bien la invención se puede utilizar con cualquier tipo de dispositivo médico implantable que se pueda beneficiar de una carga mejorada entre un cargador externo y el dispositivo implantable. Por ejemplo, la presente invención se puede utilizar como parte de un sistema que emplea un cargador externo configurado para cargar un marcapasos, una bomba implantable, un desfibrilador, un estimulador coclear, un estimulador retiniano, un estimulador configurado para producir movimiento coordinado de las extremidades, un estimulador cerebral cortical o profundo, o en cualquier otro estimulador configurado para tratar la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, subluxación del hombro, etc. Por otra parte, la técnica se puede utilizar en dispositivos o sistemas no médicos y/o no implantables también, es decir, en cualquier dispositivo o sistema en el que sea necesario o deseable un mejor acoplamiento entre un dispositivo principal y segundo.

Para recargar el dispositivo médico implantado, se coloca un dispositivo externo, típicamente en la forma de un cargador inductivo, sobre el implante para proporcionar la transferencia de energía transcutánea. El dispositivo de carga externo puede estar alimentado por una batería recargable. Dado que la batería está en estrecha proximidad a la bobina de carga, el gran campo magnético producido por la bobina de carga induce corrientes parásitas que fluyen por la caja metálica de la batería, provocando a menudo un calentamiento no deseado de la batería y la reducción de la eficiencia del cargador. Esta invención proporciona unos medios para apantallar la batería contra el campo magnético para reducir el calentamiento por corrientes de Foucault, aumentando de este modo la eficiencia. En una forma de realización, el escudo magnético consta de una o más placas delgadas de ferrita. El uso de un escudo de ferrita permite que la batería se pueda colocar directamente sobre la bobina de carga en lugar de fuera de la bobina de carga. En otra forma de realización, el escudo magnético consiste en una caja que encierra la batería, que consiste en una o más placas delgadas de ferrita. El uso de una caja de ferrita permite que la batería se coloque completamente dentro de la extensión de la bobina de carga.

La Figura 4 muestra una forma de realización de un cargador externo mejorado 400 para cargar un dispositivo implantable que es integrado, compacto, de bajo perfil, inalámbrico, y que contiene una batería, bobina, y escudo magnético, todos coaxialmente alineados dentro de la única carcasa autónoma. El cargador externo 400 se muestra apoyado en una unidad de base 404 que puede usarse para cargar el cargador externo 400. En esta forma de realización están dispuestas cuatro luces LED 402 forma de flecha en la superficie del cargador externo de 400, apuntando cada luz LED en forma de flecha hacia cada borde del cargador externo 400. Las luces LED 402 pueden, en algunas ejecuciones, utilizarse para ayudar al paciente a alinear mejor el cargador externo 400 con el dispositivo implantable 100, como se explica con más detalle en la Publicación de Patente U.S. 2011/0004278.

Las figuras. 5A y 5B muestran vistas lateral y en planta inferior, respectivamente, de los componentes internos de una posible forma de realización de un cargador externo mejorado 500 para un dispositivo médico implantable que es similar en factor de forma al cargador externo 400 que se muestra en la Figura 4. El cargador 500 es un diseño de cargador externo integrado y compacto, de bajo perfil, inalámbrico, que contiene una batería 514, una bobina 108, y un escudo magnético 504, todos alineados coaxialmente, en un sol apilamiento. El escudo magnético en esta forma de realización comprende una o más placas cerámicas de ferrita 504. Como se muestra en la Figura 5A, el cargador externo 500 también consiste en una caja o carcasa 510, típicamente formada de un plástico duro, que se puede dividir en la mitad superior 510a y la mitad inferior 510b a lo largo de un eje central 512. Se pueden utilizar abrazaderas 502 para mantener mecánicamente una placa de circuito impreso 506 en su lugar. Las abrazaderas 502 se muestran formadas como una parte de la mitad superior de la caja, aunque esto no es estrictamente necesario, ya que se pueden utilizar otros medios para estabilizar los componentes dentro de la caja 510. Se puede imprimir un circuito electrónico asociados 508 en PCB 506 en cualquier ubicación deseada, pero preferiblemente detrás del escudo magnético 504 con el fin de minimizar la generación de cualquier corriente parásita en el circuito electrónico asociado 508. La batería 514 puede colocarse en el lado de la PCB 506 opuesto a la bobina 108. Se puede usar en el cargador una batería prismática delgada en lugar de una batería cilíndrica, lo que permite un paquete de cargador de bajo perfil. Por ejemplo, la batería de iones de litio Modelo N° CGA633450B de PANASONIC ® proporciona una fuente de energía de 3,7V/1200 mAh que tiene unas dimensiones de 34,0 mm de ancho, 50,0 mm de largo, y tan sólo 6,3 mm de espesor.-

Dado que la batería 514 en el cargador 500 mostrado en las figuras 5A-5B está en estrecha proximidad a la bobina 108 de carga, el gran campo magnético producido por la bobina de carga, en ausencia de un escudo magnético, tendería a inducir corrientes parásitas que discurrirían por la caja metálica 514 de la batería, que está típicamente hecha de aluminio o de acero. Estas corrientes de Foucault actúan para oponerse al campo magnético producido por la bobina 108 y crear un calentamiento innecesario de la batería 514, así como una eficiencia reducida del

cargador 500. Por lo tanto, una forma de realización de un diseño mejorado del cargador externo 500 proporciona unos medios de protección de la batería frente al campo magnético para reducir el calentamiento por corrientes de Foucault, aumentando así la eficiencia del cargador 500. En la forma de realización representada, el escudo magnético comprende una o más placas de ferrita 504, pero preferiblemente de cuatro a seis placas. Las placas de ferrita pueden tener cualquier forma, aunque preferiblemente son cuadradas o rectangulares para permitir la colocación según un patrón de mosaico. Como se muestra en la Figura 5B, el escudo magnético puede constar de cuatro placas cuadradas, 504a-504d. Las placas de ferrita 504 pueden ser, por ejemplo, del modelo N° HP1040-100 de LAIRD TECHNOLOGIES®, que miden 26,42 mm de lado y 1,27 mm de espesor. Cada placa también tiene un reverso adhesivo que permite una aplicación fácil y sencilla sobre una superficie, tal como PCB 506, cuando se desea. Los huecos de separación 516 entre las placas 504 son preferiblemente relativamente pequeños, idealmente menos de 1 mm, a fin de evitar fugas de flujo significativas a través de los huecos. La ventaja principal de tener varias placas pequeñas en lugar de una placa grande es que una placa pequeña es estructuralmente más fuerte que una placa grande, ya que la ferrita es un poco frágil. Además, el coste de fabricar varias placas pequeñas puede ser menor que el coste de fabricar una sola placa grande, sobre todo cuando la ferrita utilizada es muy delgada. Alternativamente, las placas de ferrita 504 podrían consistir en "78 Material", como el producido por FAIR-RITE® Products Corp., que es una ferrita de MnZn (de manganeso-zinc) diseñada específicamente para aplicaciones de potencia a frecuencias de hasta 200 kHz. En la aplicación actual, la carga del implante se realiza preferiblemente en un intervalo entre 80 kHz y 120 kHz, y, por lo tanto, el 78 Material es una excelente elección debido a su alta permeabilidad (aproximadamente 2.000) en este intervalo de frecuencias.

La bobina 108 de carga, se puede a continuación adherir a las placas de ferrita 504, con la batería 514, como se ha mencionado antes, colocada en el lado opuesto de la PCB 506. En otras formas de realización (no mostradas), las placas de ferrita se pueden colocar en el lado de la PCB 506 donde se encuentra la batería, opuesto al lado de la bobina 108. El uso de un escudo de ferrita 504 también permite que la batería 514 pueda colocarse directamente sobre la bobina 108 de carga en lugar de fuera de la extensión de la bobina 108 de carga.

Sin el escudo magnético que comprende las placas de ferrita 504a-504d en azulejos, el cargador externo 500 experimentaría una disminución significativa en la eficiencia de carga. Dado que la batería 514 tiene una caja de metal, las corrientes de Foucault se generarían en la caja de la batería debido al campo magnético inducido 110 de la bobina 108, y este tipo de corrientes de Foucault crearían un campo magnético opuesto. Estas corrientes de Foucault se traducirán en que se transfiera energía a la caja de batería de metal en forma de pérdidas por calentamiento. Por lo tanto, el cargador externo estaría perdiendo eficiencia debido a la potencia disipada en la caja de la batería de 514. Esto haría que el dispositivo médico implantado 100 no se cargase tan rápido, y/o que la batería 514 en el cargador externo 500 se agotara más rápido. Pese a que el campo magnético inducido por las corrientes de Foucault sólo puede ser del orden de alrededor del 5% del campo magnético 110 inducido por la bobina 108, estos efectos negativos serían aún significativos. Además, el calor resultante de las corrientes de Foucault no es deseado.

Sin embargo, cuando se utilizan las placas de ferrita 504, se reducen estos efectos negativos. Como se muestra en la Figura 6, el aumento de la permeabilidad de las placas de ferrita 504 hace que las líneas de campo magnético dentro de la ferrita fluyan en un plano paralelo a la bobina 108 en lugar de perpendicular a la bobina 108, evitando de este modo que el campo magnético llegue a la batería 514. Además, las placas de ferrita 504 aumentan la eficiencia global del sistema de carga debido a un menor número de líneas de campo magnético dirigidas hacia fuera del cuerpo del paciente, donde se pierde sustancialmente la energía del campo magnético (compárese con la Figura 3). Gracias a la colocación de un escudo magnético 504, un mayor porcentaje del campo magnético 110 de la bobina primaria 108 se dirige hacia la bobina secundaria implantada (no mostrada) a través de la barrera de la piel 114. La permeabilidad relativa del escudo de ferrita, que está típicamente en el intervalo de 500 a 5000, puede aumentar el factor de calidad de la bobina 108 hasta 50%, debido, al menos en parte, a la "reflexión" del flujo magnético de vuelta hacia el dispositivo implantado del paciente.

Las Figuras 7A y 7B muestran vistas lateral y en planta desde abajo de una forma de realización alternativa de un cargador externo mejorado 700 para un dispositivo médico implantable que es similar en factor de forma al cargador externo 400 que se muestra en la Figura 4. En esta forma de realización, el escudo magnético comprende una caja de ferrita 702 que encierra la batería, hecha de un material con buenas propiedades de apantallamiento magnético, es decir, un material con alta permeabilidad, tales como las explicadas anteriormente. En esta forma de realización alternativa, la caja de ferrita 702 cubre la batería 514 por todos los lados. No obstante, dado que la caja puede estar hecha con placas como en la forma de realización anterior, la caja de ferrita 702 puede contener pequeños huecos de separación que no alteraría significativamente su funcionalidad.

El cargador externo 700 es similar en diseño al cargador externo 500 de las Figuras 5A-5B. Sin embargo, al contrario que en el diseño de cargador externo 500, y como se acaba de mencionar, la batería 514 del cargador externo 700 se coloca dentro de la caja de ferrita 702. La caja de ferrita 702 puede estar compuesta por dos placas en forma de concha que encierran la batería, por ejemplo, 702a y 702b, o múltiples placas dispuestas en un patrón en mosaico que encierran la batería por todos los lados. Una ventaja de esta forma de realización es que la carcasa 710 se puede hacer más delgada, ya que la bobina de carga 108 no se encuentra en la caja de ferrita 702 (compárese con las Figuras 5A y 5B), sino que más bien la rodea. Una potencial desventaja, sin embargo, es que la caja de ferrita 702 puede aumentar el peso global del cargador, pero se puede llegar a una solución de compromiso

adecuada. Además, la zona de la PCB 704 se reduce un poco al ser necesario hacer un área de recorte 706 en el centro de la PCB 704 para acomodar la batería 514 y la estructura 702 de la caja de ferrita. La bobina 108 puede consistir en una bobina que esté envuelta en una configuración plana de pista alrededor del borde exterior de la PCB 704, con el circuito electrónico asociado 508 impreso sobre el lado de la PCB 704 opuesto a la bobina 108. Una vez más, el uso en el cargador de una batería prismática delgada en lugar de una batería cilíndrica permite una carcasa de cargador externo de bajo perfil.

La Figura 8 muestra una vista lateral de líneas representativas de campo magnético 110 generadas por el cargador externo 700 de las Figuras 7A y 7B. De modo similar a la Figura 6, se puede ver que la caja de ferrita 702 aumenta la eficiencia global del sistema de carga debido a un menor número de líneas de campo magnético dirigidas hacia atrás y hacia fuera del cuerpo del paciente, donde se desperdicia la energía del campo magnético. Un porcentaje mayor del campo magnético 110 de la bobina primaria 108 está dirigido hacia la bobina secundaria implantada a través de la barrera de piel 114, aunque el efecto no es tan grande como el visto en la Figura 6 debido a la disposición particular requerida para acomodar la caja de ferrita 702 dentro de la extensión de la bobina. Sin embargo, la caja de ferrita 702 proporciona un apantallamiento superior de la batería 514 frente a corrientes de Foucault creadas por las líneas de campo 110 en la caja 514 de la batería.

Aunque se han mostrado y descrito formas de realización particulares de la presente invención, debe entenderse que la explicación anterior no pretende limitar la presente invención a estas formas de realización. Será obvio para los expertos en el estado de la técnica que se pueden hacer diversos cambios y modificaciones sin apartarse del espíritu y el alcance de la presente invención.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo externo para su uso con un dispositivo médico implantable, que comprende:

una carcasa o caja;

una bobina dentro de la carcasa, adaptada para proporcionar energía al dispositivo médico implantable;

5 una batería dentro de la carcasa; y

un escudo magnético dentro de la carcasa, que comprende un material de alta permeabilidad,

caracterizado porque la bobina, el escudo magnético y la batería están todos coaxialmente alineados en una única pila, con el escudo magnético situado entre la batería y la bobina.

2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el escudo magnético consiste en una placa de ferrita.

10 3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el escudo magnético consiste en una pluralidad de placas.

4. El dispositivo de la reivindicación 3, en el que cada una de pluralidad de placas es una placa de ferrita y en el que la pluralidad de placas está configurada en una disposición de mosaico que cubre sustancialmente la extensión total de la bobina.

5. El dispositivo de la reivindicación 1 ó 3, en el que la batería consiste en una batería recargable de iones de litio.

15 6. El dispositivo de la reivindicación 1 ó 3, que comprende además una placa de circuito impreso (PCB) dentro de la carcasa del dispositivo externo.

7. El dispositivo de la reivindicación 6, en el que el escudo magnético está unido con adhesivo a la PCB.

8. El dispositivo de la reivindicación 6, en el que el escudo magnético y la bobina están situados en un primer lado de la PCB, y la batería se encuentra en un segundo lado de la PCB.

20 9. El dispositivo de la reivindicación 6, en el que el escudo magnético y la batería están situados en un primer lado de la PCB, y la bobina se encuentra en un segundo lado de la PCB.

10. El dispositivo de la reivindicación 1 ó 3, en el que el escudo magnético cubre toda la extensión de la bobina.

11. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que la bobina, la batería, y el escudo magnético están coaxialmente alineados.

25

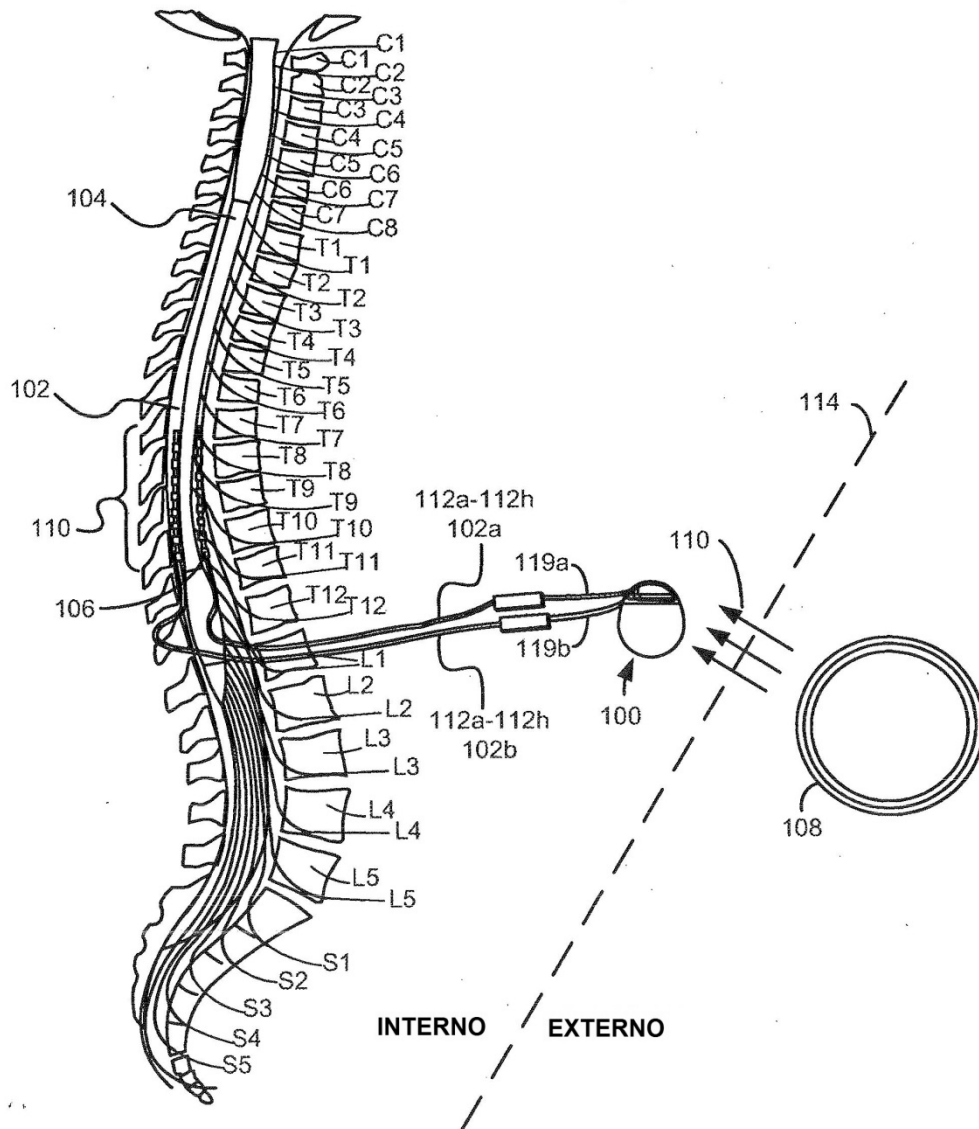


FIGURA 1
ESTADO DE LA TÉCNICA

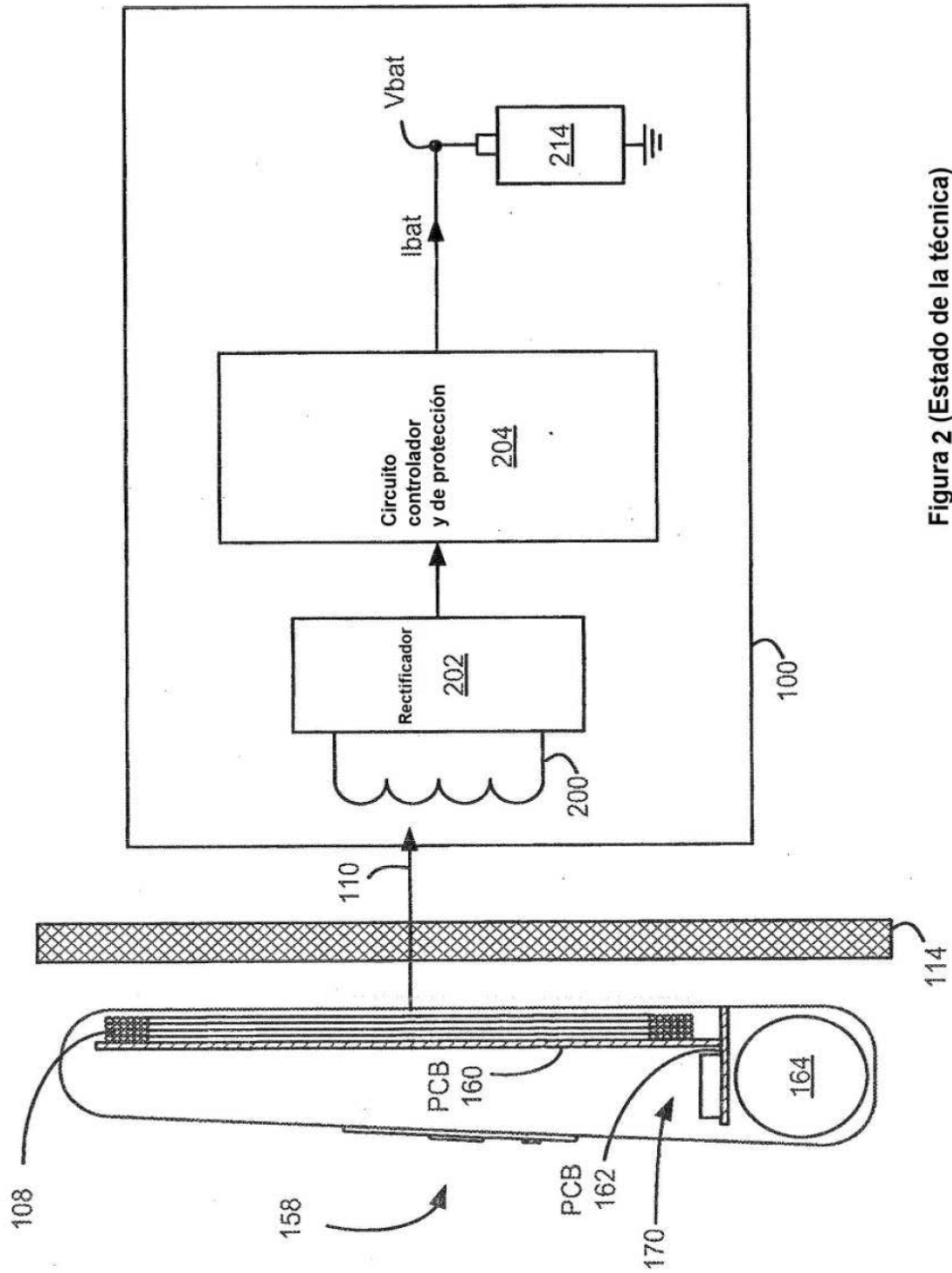


Figura 2 (Estado de la técnica)

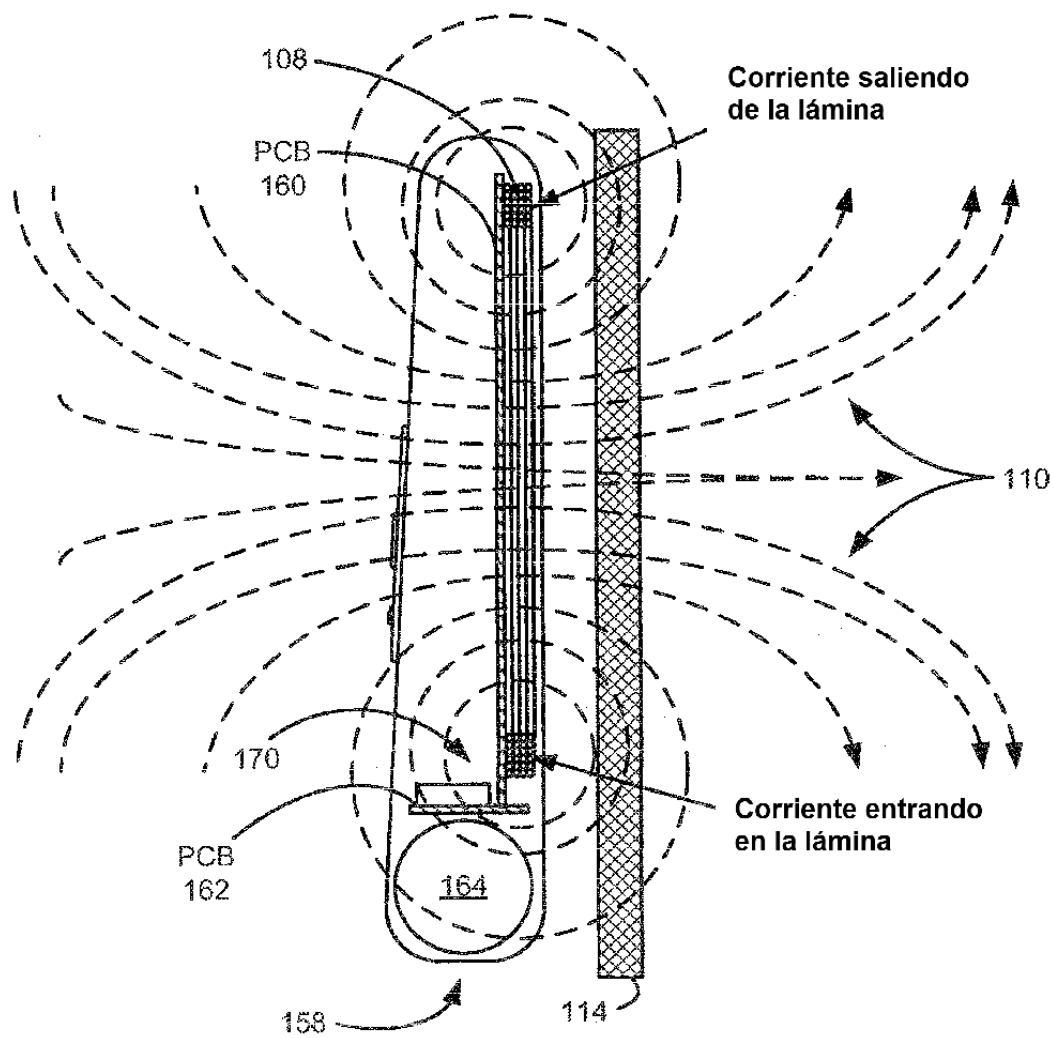


Figura 3 (técnica anterior)

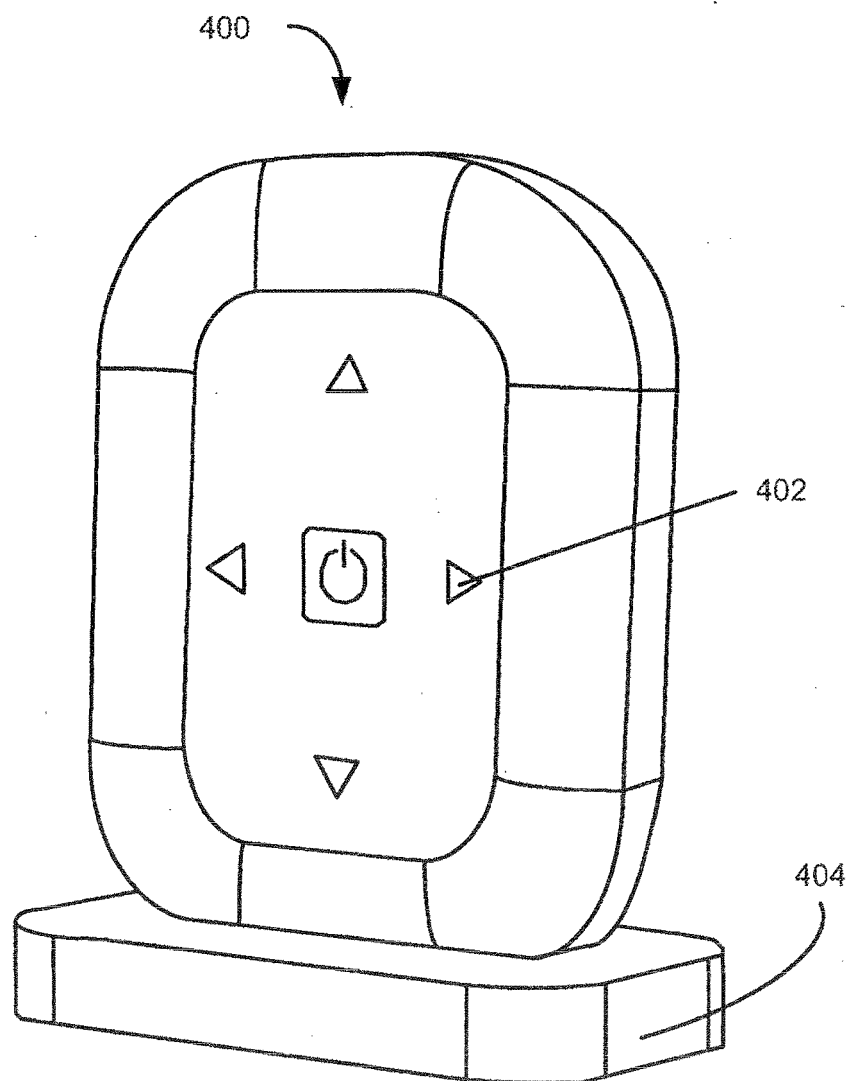
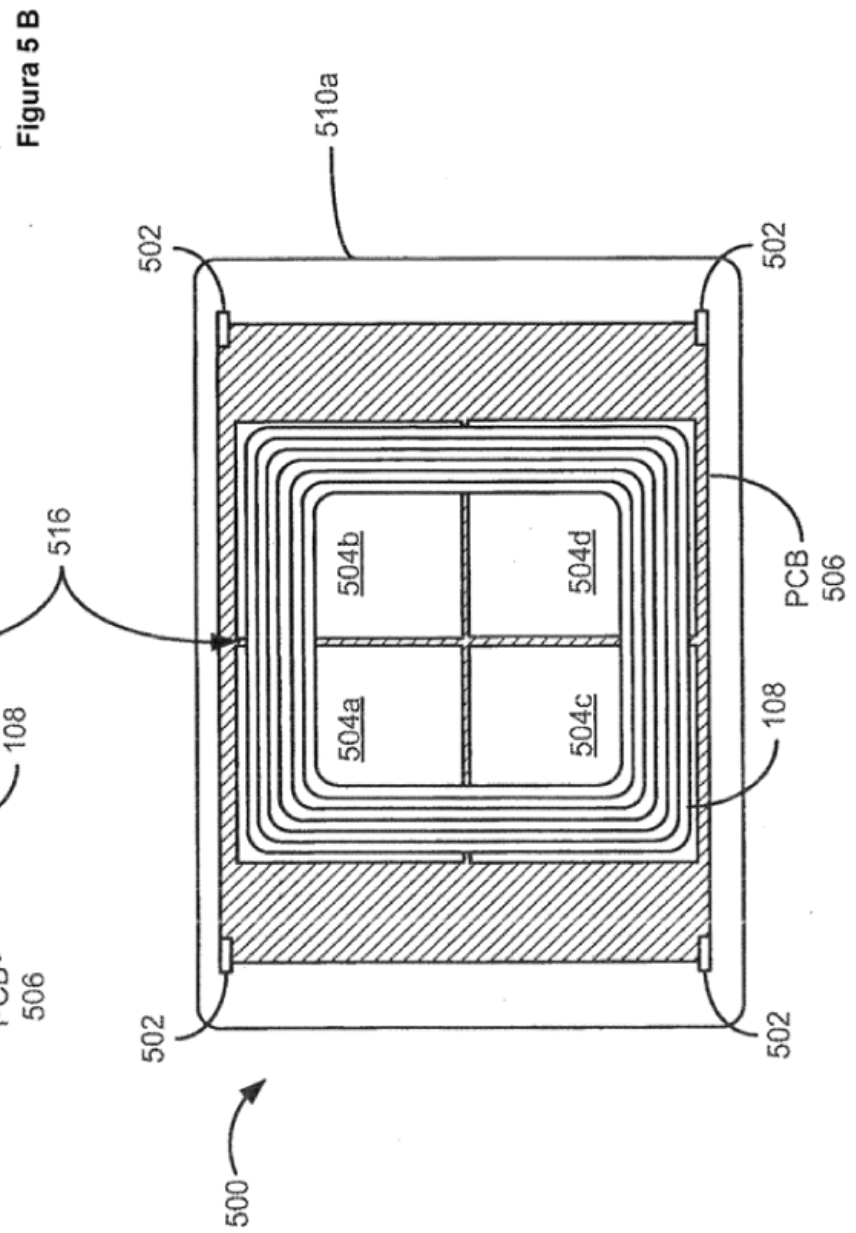
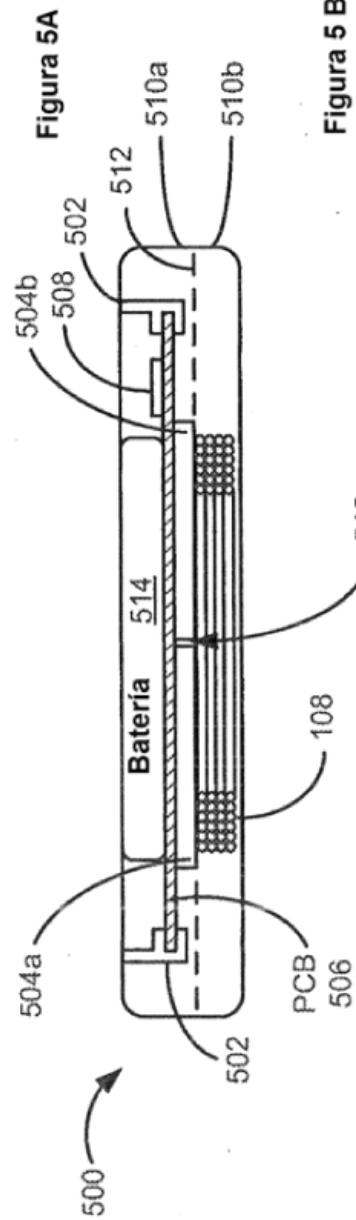


Figura 4



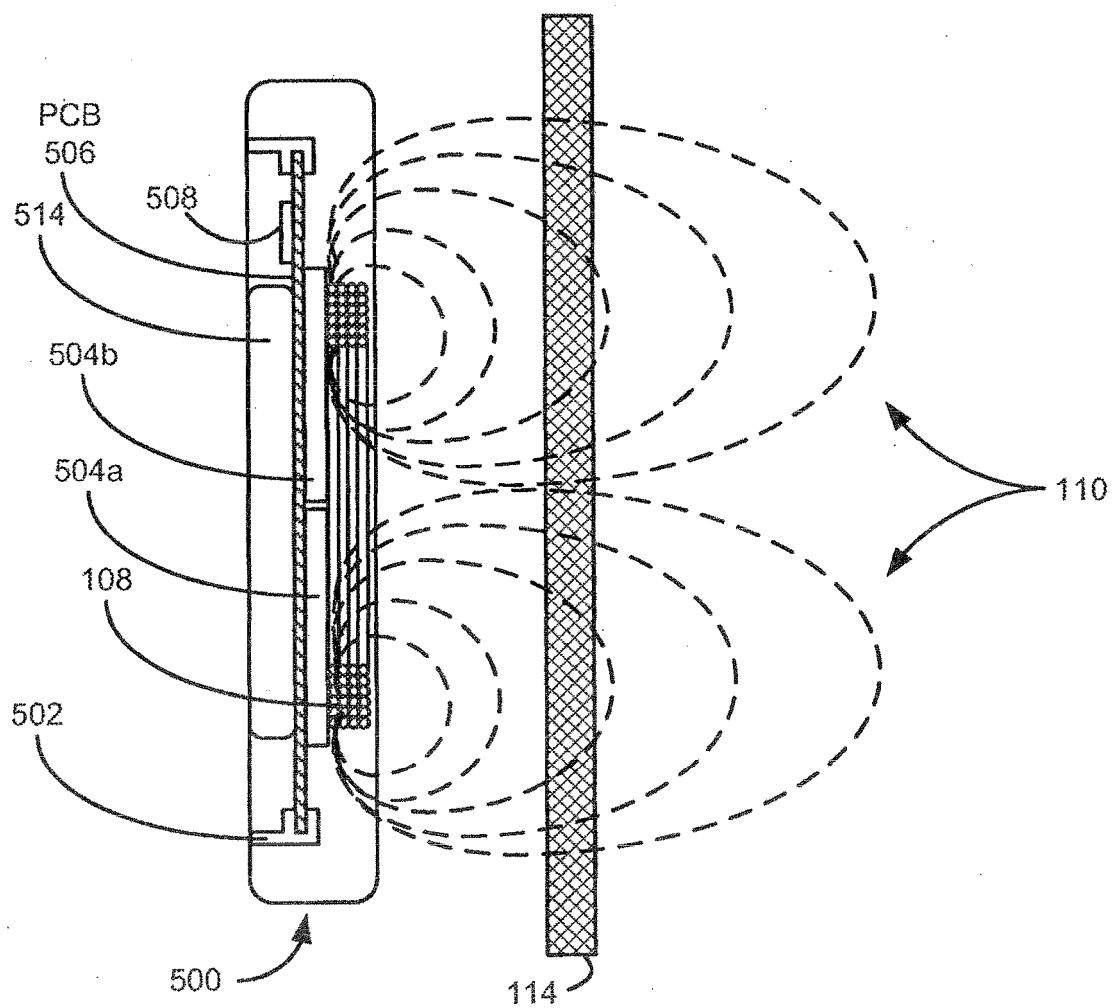


Figura 6

Figura 7A

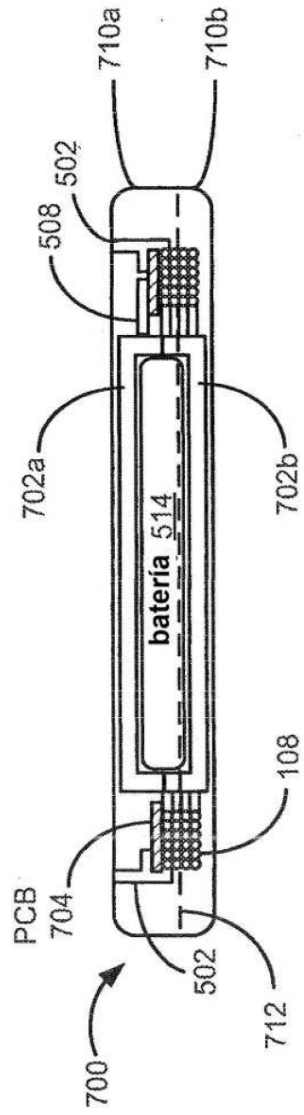
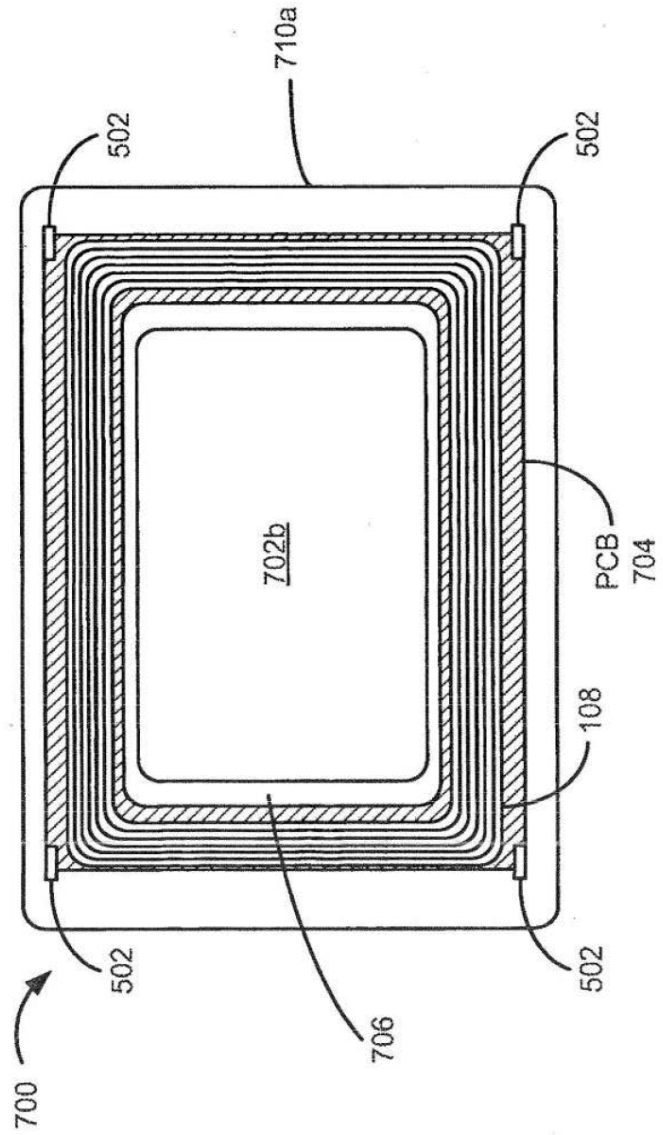


Figura 7B



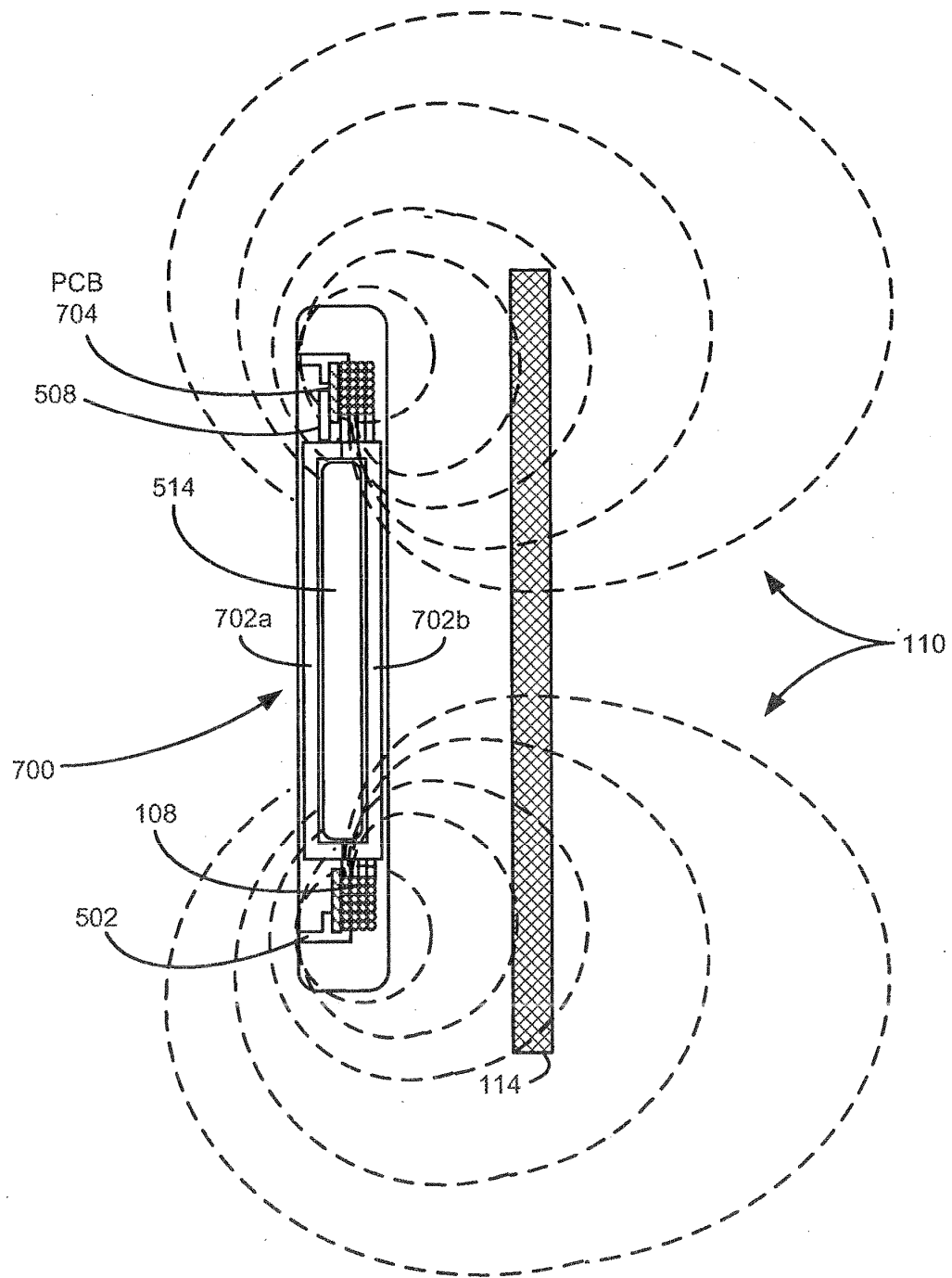


Figura 8