

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 416 107**

51 Int. Cl.:

A61N 1/378 (2006.01)

H02J 7/00 (2006.01)

H02J 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.07.2010 E 10731691 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.06.2013 EP 2451526**

54 Título: **Un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable que usa bobinas de detección de campo para mejorar el acoplamiento**

30 Prioridad:

06.07.2009 US 498049

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

30.07.2013

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**AGHASSIAN, DANIEL;
FREIDLIN, LEV y
CHEN, JOEY**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 416 107 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

Un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable que usa bobinas de detección de campo para mejorar el acoplamiento

5 La presente invención se refiere a técnicas para proporcionar alineamiento mejorado entre un cargador externo y un dispositivo implantable.

Los dispositivos de estimulación implantables generan y suministran estímulos eléctricos a los nervios y tejidos del cuerpo para el tratamiento de varios trastornos biológicos, tales como marcapasos para tratar la arritmia cardíaca, desfibriladores para tratar la fibrilación cardíaca, estimulaciones cocleares para tratar la sordera, estimuladores retinianos para tratar la ceguera, estimuladores musculares para producir el movimiento coordinado de las extremidades, estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, estimuladores de la corteza cerebral y cerebrales profundos para tratar los trastornos motrices y psicológicos, y otros estimuladores neurales para tratar la incontinencia urinaria, apnea del sueño, subluxación del hombro, etc. La presente invención puede encontrar aplicabilidad en todas estas aplicaciones, si bien la descripción que sigue se enfocará en general en el uso de la invención dentro de un sistema de estimulación de la médula espinal (EME), tal como el que se describe en la Solicitud de Patente Estadounidense 11/177.503 presentada el 8 de julio de 2005.

La estimulación de la médula espinal es un procedimiento clínico aceptado para reducir el dolor en ciertas poblaciones de pacientes. Un sistema EME incluye típicamente un generador de impulsos implantable (GPI), electrodos, al menos un electrodo conductor, y, opcionalmente, al menos una extensión del electrodo conductor. Como se muestra en la figura 1, los electrodos 106 que residen en un extremo distal del cable del electrodo 102 se implantan normalmente a lo largo de la duramadre 70 de la médula espinal 19 y el GPI 100 genera impulsos eléctricos que se suministran a través de los electrodos 106 a las fibras nerviosas dentro de la columna vertebral 19. Los electrodos 106 están dispuestos en un patrón deseado y espaciados para crear un conjunto de electrodos 110. Los cables individuales 112 dentro de uno o más electrodos conductores 102 se conectan con cada electrodo 106 en el conjunto 110. Los electrodos conductores 102 salen de la columna vertebral 19 y pueden unirse a una o más extensiones del electrodo conductor 120. Las extensiones del electrodo conductor 120, a su vez, están normalmente cavadas alrededor del torso del paciente hasta un bolsillo subcutáneo donde el GPI 100 está implantado. De forma alternativa, el electrodo conductor 102 puede conectarse directamente con el GPI 100.

Como debe ser obvio, un GPI necesita energía eléctrica para funcionar. Esta energía puede ser suministrada en varias formas diferentes, tal como a través del uso de una batería recargable o no recargable o a través de una inducción electromagnética (EM) proporcionada desde un cargador externo, o desde combinaciones de éstos y otros enfoques, los cuales se discuten en mayor detalle en la Patente Estadounidense 6.553.263 ("la patente '263"). Tal vez el favorito de estos enfoques es usar una batería recargable en el GPI, tal como una batería de litio-ion o una batería de polímero de litio-ion. Esta batería recargable puede suministrar en general suficiente energía para hacer funcionar un GPI durante un período suficiente (por ej., un día o más) entre recargas. La recarga puede ocurrir a través del uso de inducción EM, en la cual los campos EM se envían mediante un cargador externo al GPI. De este modo, cuando la batería necesita recarga, el paciente en el cual está implantado el GPI puede activar el cargador externo para cargar de forma transcutánea (es decir a través de la piel del paciente) la batería (por ej. a la noche cuando el paciente está durmiendo o durante otros períodos convenientes).

Lo esencial de este tipo de sistema se muestra en la figura 2. Como se muestra, el sistema comprende, en parte relevante, el cargador externo 208 y el GPI 100. Una bobina primaria 130 en el cargador 208 produce un campo EM 290 capaz de transmisión transcutánea a través de la piel del paciente 278. El cargador externo 208 puede ser energizado mediante cualquier medio conocido, tal como mediante una batería o siendo enchufado en la boca de salida de la pared, por ejemplo. El campo EM 290 se reúne con el GPI 100 mediante otra bobina 270 y por consiguiente, se induce una tensión de CA en esa bobina 270. La tensión de CA a su vez se rectifica a una tensión de CC en un rectificador 682 el cual puede comprender un circuito de puente estándar. (Además puede ser telemetría de datos asociada con el campo EM 290 pero este detalle se ignora como impertinente a la presente descripción). La tensión CC rectificada, a su vez, se envía a un controlador de carga y circuito de protección 684 el cual opera en general para regular la tensión CC y para producir o bien una tensión constante o una salida de corriente constante según sea necesario para recargar la batería 180.

La figura 3 muestra otros detalles del cargador externo 208 con la parte superior del alojamiento removida. Otros detalles que se refieren a los cargadores externos se pueden encontrar en la Solicitud de Patente Estadounidense 11/460.955, presentada el 28 de julio de 2006. Como se muestra en la figura 3, la corriente eléctrica 114 que fluye en una dirección contraria a las agujas del reloj a través de la bobina primaria 130 induce un campo magnético 290 que tiene una porción prominente en una dirección perpendicular al plano en el cual la bobina primaria 130 se encuentra. La bobina primaria 130 típicamente se forma de muchas vueltas de alambre Litz de cobre, pero las vueltas individuales no se muestran en la figura 3 por claridad. De este modo, cuando una cara de la caja del cargador externo 208 está orientada próxima a una dispositivo implantado, de modo que la bobina primaria 130 esté paralela a una bobina correspondiente dentro del GPI 100, el campo magnético generado por la bobina primaria 130 induce una corriente eléctrica dentro de una correspondiente bobina para cargar una batería adentro, o suministrar energía de otro modo, al GPI 100.

Este sistema es semejante a un transformador donde la bobina primaria está en el cargador externo 208 y la bobina secundaria en el GPI 100. La eficiencia de este acoplamiento depende enormemente del alineamiento entre las dos bobinas, cuya eficiencia puede expresarse como un factor de acoplamiento, k . El logro de un buen acoplamiento es esencial para optimizar la eficiencia del enlace inductivo. El buen acoplamiento no sólo aumenta la energía transferida al implante, minimiza el calentamiento en el implante, y además reduce los requerimientos de energía del cargador externo, lo cual reduce el calentamiento del cargador y permite una factor de forma más pequeña. El acoplamiento apropiado además es esencial si debe haber alguna telemetría de datos entre el cargador externo 208 y el implante.

El funcionamiento del cargador externo 208 en la técnica anterior involucra típicamente el uso de retroalimentación de audio para el usuario. De este modo, cuando comienza la carga, el cargador externo 208 produce un campo inducido 290 y comienza a buscar el GPI 100, como se explicará en mayor detalle en la presente. Un transductor de audio en el cargador externo 208 suministraría un sonido audible intermitente (por ej., haciendo bip) cuando el acoplamiento fuera malo entre el cargador 208 y el GPI 100, dicho bip alertaría al usuario a mover el cargador externo con relación al GPI. Una vez que el posicionamiento y el acoplamiento se mejoraran, el cargador 208 detendría el bip, y la ubicación del cargador 208 se mantendría en el lugar sobre el GPI 100 usando almohadillas adhesivas de doble cara o una faja. Si el cargador 208 nuevamente se posiciona mal con relación al GPI 100, el transductor de audio comenzaría nuevamente a generar el bip, de modo que la posición del cargador 208 con relación al GPI 100 podría ser reajustada nuevamente. Un enlace de telemetría de retroceso del GPI 100 comunicaría al cargador 208 cuando la batería del GPI estuviera totalmente cargada, dicha condición nuevamente puede ser señalizada de forma audible para el paciente.

Como se mencionó anteriormente, el alineamiento adecuado entre un cargador externo y un implante es esencial para el funcionamiento apropiado del sistema, transferencia de energía, y seguridad al paciente. Sin embargo, esto ha sido difícil de lograr hasta ahora. En particular, los inventores han observado que es difícil para los cargadores externos de la técnica anterior diferenciar entre un dispositivo profundamente implantado que está bien alineado con respecto al cargador, y un dispositivo implantado superficialmente que está mal alineado con respecto al cargador. Cualquier escenario parece igual al cargador externo 208. Como resultado, el paciente sólo sabrá que el acoplamiento es malo, pero no sabrá cómo remediar esta situación aparte de reposicionar a prueba y error el cargador.

Dadas estas deficiencias, el arte de los dispositivos implantables se beneficiaría de las técnicas para obtener un acoplamiento mejorado entre un cargador externo y un dispositivo implantable que proporcione: la capacidad de indicar de forma precisa la posición relativa del cargador al implante; una aumentada eficiencia de carga; velocidades de carga más rápidas; aumentada seguridad y confort para el paciente; requerimientos de energía más bajos, y un factor de forma más pequeño. Esta descripción presenta este tipo de solución.

La figura 1 muestra un generador de impulsos implantable (GPI), un cargador externo, y la manera en que un conjunto de electrodos se acopla al GPI, de acuerdo con la técnica anterior.

La figura 2 ilustra un sistema de la técnica anterior que comprende un cargador externo para cargar un generador de impulsos implantable, incluyendo el controlador de carga y aspectos de protección de la batería del GPI

La figura 3 muestra una vista en perspectiva de un cargador externo de la técnica anterior para un dispositivo médico implantable.

Las figuras 4A-4C ilustran configuraciones típicas, en donde la bobina primaria de un dispositivo de carga externa de la técnica anterior está localizada en o cerca de la superficie externa de la piel del paciente y la bobina secundaria de un dispositivo médico implantable está localizada cerca de o lejos de la superficie interna de la piel del paciente.

La figura 5A muestra una vista en perspectiva de una posible realización de un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

La figura 5B ilustra una configuración típica, en donde la bobina primaria de un dispositivo de carga externa mejorado está localizada en o cerca de la superficie externa de la piel del paciente y la bobina secundaria de un dispositivo médico implantable está localizada cerca de la superficie interna de la piel del paciente.

La figura 5C muestra dos bobinas de detección cuyas salidas se envían a un amplificador de instrumentación.

La figura 5D muestra un diagrama en bloque de un conjunto de circuitos para un sistema que comprende un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

La figura 5E muestra dos bobinas de detección conectadas en serie y extremo a extremo.

La figura 5F muestra un diagrama en bloque de un conjunto de circuitos para un sistema que comprende un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

Las figuras 5G-5H ilustran configuraciones típicas, en donde la bobina primaria de un dispositivo de carga externa mejorado está localizada en o cerca de la superficie externa de la piel del paciente y la bobina secundaria de un dispositivo médico implantable está localizada cerca de o lejos de la superficie interna de la piel del paciente.

5 La figura 6A muestra una vista en perspectiva de otra realización de un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

La figura 6B muestra un diagrama de circuitos para un sistema que comprende un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

La figura 6C muestra una vista descendente de un sistema que comprende un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

10 La figura 7 muestra una vista en perspectiva de una posible realización de un cargador externo mejorado para un dispositivo médico implantable.

La Figura 8 muestra un sistema que comprende un cargador externo mejorado para cargar un generador de impulsos implantable, incluyendo el conjunto de circuitos de indicación de detección y posición del alineamiento del cargador externo.

15 La figura 9 es un diagrama de flujo que detalla una técnica para asegurar el alineamiento apropiado de un cargador externo a un GPI.

La figura 10 muestra un cargador externo mejorado para cargar un generador de impulsos implantable.

20 La descripción que sigue se refiere al uso de la invención dentro de un sistema de estimulación de la médula espinal (EME). Sin embargo, debe entenderse que la invención no está limitada. En cambio, la invención puede usarse con cualquier tipo de dispositivo médico implantable que podría beneficiarse del alineamiento mejorado entre un cargador externo y el dispositivo implantable. Por ejemplo, la presente invención puede usarse 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 movimientos coordinados de las extremidades, un estimulador de la corteza cerebral o cerebral profundo, o en cualquier otro estimulador configurado para tratar incontinencia urinaria, apnea del sueño, subluxación del hombro, etc. Además, la técnica puede ser usada en dispositivos o sistemas no médicos y/o no implantables también, es decir, en cualquier dispositivo o sistema en el cual el acoplamiento apropiado entre un dispositivo esencial y un segundo dispositivo es necesario o deseable.

30 Como se observó anteriormente, puede ser difícil lograr un acoplamiento apropiado entre un cargador externo y un implante, ya que es difícil para el cargador externo diferenciar entre un implante profundo que está bien alineado al cargador externo y un implante superficial que está mal alineado con el cargador externo. Ambos escenarios parecen similares al cargador externo. La presente invención proporciona un cargador externo mejorado que tiene medios mejorados para determinar la posición del dispositivo implantado con relación al cargado mediante la detección del campo magnético reflejado desde el dispositivo implantado.

35 En una realización, el cargador externo 208 contiene bobinas de detección del campo magnético para ayudar a discriminar entre los implantes profundos y los implantes mal alineados. A través del uso de estas bobinas de detección del campo magnético, es posible determinar la posición de un dispositivo implantable detectando el campo magnético reflejado desde el implante. En una realización, tres o más bobinas de detección del campo están dispuestas dentro de la bobina de carga en un plano o planos paralelos a la bobina de carga. En otra realización, dos o más bobinas de detección del campo están dispuestas dentro de la bobina de carga en uno más planos perpendiculares a la bobina de carga. Al comparar las resistencias del campo magnético reflejadas relativas de las bobinas de detección, se puede determinar la posición del implante. Posteriormente la retroalimentación de audio y/o visual puede ser comunicada al paciente para permitir que el paciente mejore el alineamiento del cargador.

40 La figura 4A muestra una bobina primaria 130 configurada para cargar de forma transcutánea el GPI 100 a través del acoplamiento inductivo de acuerdo con la técnica anterior. Como se mencionó anteriormente, el cargador 208 comprende una bobina primaria 130 a través de la cual una corriente CA 114 pasa a través de una fuente de corriente CA 170. Esta corriente produce un campo magnético inducido 290 el cual se ilustra como una pluralidad de líneas de flujo 160. Las líneas de flujo 160 son esencialmente perpendiculares a la superficie de la piel 278 donde pasan a través de su superficie. Además, las líneas de flujo magnéticas 160 cerca del centro de la bobina primaria 50 130 son sustancialmente paralelas al eje central 275 de la bobina. Una bobina correspondiente 270 dentro del GPI 100 transforma esta energía magnética en una corriente eléctrica, la cual es rectificadora y usada por el conjunto de circuitos para cargar una batería 180 dentro del GPI 100 como se explicó previamente. La distancia entre el cargador 208 y el GPI 100 está típicamente en el orden de aproximadamente 1 a 5 centímetros.

55 Las bobinas primarias y secundarias 130 y 270 tienen sustancialmente la forma de un bucle circular, y están típicamente formadas de varias vueltas de cable, como apreciará un experto en la técnica. Sin embargo, se reconocerá que la forma sustancialmente circular de las bobinas 130 y 270 son meramente ilustrativas. Las vueltas

de la bobina primaria 130 definen una abertura del centro o apertura que tiene un eje central 275. Se reconocerá que la superficie de la piel 278 no siempre es plana. Por lo tanto, el eje central 275 de la bobina primaria 130 algunas veces es únicamente aproximada o sustancialmente perpendicular a la superficie de la piel 278.

5 El campo magnético inducido 290 produce corrientes de Foucault en la caja típicamente metálica del GPI 101 o en otras estructuras conductoras dentro del GPI 100. Estas corrientes de Foucault operan para producir un campo magnético reflejado 295 que opera para cambiar la inductancia mutua de la bobina primaria 130 que efectivamente "desintoniza" la bobina. Esta desintonización cambia la Vcoil, la tensión usada para producir la corriente en la bobina primaria 130. Por consiguiente, al monitorear la Vcoil, se puede inferir el acoplamiento relativo entre el cargador externo 208 y el GPI 100. La Vcoil disminuye a medida que aumenta el acoplamiento, el cual se produce
10 generalmente cuando el cargador externo 208 y el GPI 100 están más cerca uno de otro.

Sin embargo, este medio de acoplamiento de monitoreo entre el cargador externo 208 y el GPI 100 no puede discernir entre la distancia y el desalineamiento, cuyas condiciones se ilustran en las figuras 4B y 4C. La figura 4B muestra un GPI 100 implantado de forma relativamente profunda dentro de un paciente, pero de otro modo bien alineado desde una perspectiva axial, es decir, los ejes de bobina 275 y 276 (véase figura 4A) no están desfasados uno de otro. La figura 4C, en contraste, muestra un GPI 100 implantado de forma relativamente poco profunda en un paciente, pero con desalineamiento, es decir, los ejes de la bobina 275 y 276 (véase figura 4A) están desfasados hasta un amplio grado. En cualquiera de estos casos, el acoplamiento entre el cargador externo y el GPI 100 será relativamente malo, con el resultado de que la Vcoil no se verá enormemente afectada por el GPI 100. Sin embargo, dado que la Vcoil podría ser de la misma magnitud para ambas condiciones, la Vcoil no puede ser usada para discernir entre profundidad (figura 4B) y desalineamiento (figura 4C). Como resultado, la Vcoil no puede ser usada por el cargador externo 208, y finalmente el paciente, para calificar la razón del mal acoplamiento, o cómo fijar el mal acoplamiento por la reposición apropiada del cargador externo 208.
15
20

La figura 5A muestra una realización de un cargador externo mejorado 210 con la capacidad de determinar la posición relativa de un dispositivo implantado, y de este modo maximizar el acoplamiento indicando al usuario cómo mejorar el alineamiento del cargador /dispositivo. En esta realización, cuatro bobinas de detección 230 están dispuestas en dos pares, 230x y 230y, de dos bobinas de detección conectada cada uno. Cada uno de los pares de bobinas de detección 230x y 230y están posicionadas dentro de la bobina primaria 130 y de modo que la pluralidad de bobinas de detección están enrolladas alrededor de los ejes que son paralelos al eje central 275 (figura 5B).
25

Las bobinas de detección de campo 230 están diseñadas para detectar la cantidad de campo magnético reflejado 295 que pasa a través de ellas. Cada para 230x y 230y se extiende sobre el eje central 275 (figura 5B) de la bobina primaria 130 de modo que las bobinas en cada par están equidistantes del eje central 275 y opuestas entre sí. Como se muestra, los pares 230x y 230y están posicionados de forma ortogonal con respecto uno de otro. La figura 5B muestra una bobina primaria 130 configurada para cargar de forma transcutánea el GPI 100 a través del acoplamiento inductivo con las bobinas de detección 230 dispuestas de acuerdo con la realización que se muestra en la figura 5A. Como se explica en mayor detalle a continuación, comparando las mediciones eléctricas, tales como las resistencias de campo magnético reflejadas inducidas en cada bobina de detección 230 de cada para de bobinas de detección, 230x y 230y, la posición del implanta en ambas direcciones x e y pueden ser determinadas por el conjunto de circuitos 279 de indicación de la posición del cargador externo 210 (figuras 5C-5F). Posteriormente la retroalimentación de audio y/o visual de la posición del implante puede ser comunicada al paciente para mejorar el alineamiento del cargador.
30
35
40

En la realización de la figura 5C, el alineamiento de la bobina primaria 130 con relación al GPI 100 está determinado por el conjunto de circuitos de detección del alineamiento 281. La salida del conjunto de circuitos de alineamiento 281, que comprende tensiones de error x e y 272x y 272y, se provee a un conjunto de circuitos de indicación de posición 279 el cual indica al usuario el desalineamiento del cargador externo 210 con relación al dispositivo médico implantable. Estos medios que indican el desalineamiento al usuario se discutirán posteriormente debajo.
45

La figura 5C muestra una disposición potencial de un par de bobinas de detección 230x para el cargador externo mejorado 210 que se describe en las figuras 5A y 5B. En esta realización, sólo las bobinas de detección 230x1 y 230x2, las cuales se usan para determinar el desalineamiento del GPI 100 con el cargador externo 210 en la dirección x, se muestran por motivos de simplicidad. Un cargador externo completo 210 que utiliza esta realización también tendrá un par correspondiente de bobinas de detección 230y1 y 230y2 para medir el desalineamiento en la dirección y, como se observa en la figura 5D y se explica en mayor detalle a continuación. En la realización de la figura 5C, las bobinas de detección 230x y 230y no se conectan entre sí, es decir cada bobina de detección 230x tiene un terminal conectado a tierra y el otro terminal conectado a un detector 274 que produce una señal indicadora de la tensión medida en cada bobina de detección 230x. Cada detector 274 puede ser implementado como un rectificador de alternancia usando un diodo simple, por ejemplo.
50
55

La señal de salida de cada detector 274 en un par de bobinas de detección, por ej. VcoilX1 y VcoilX2, luego se envía a un amplificador de instrumentación 273x el cual, como sabe un experto en la técnica, amplifica la diferencia entre las dos señales alimentadas en él. La salida 272x del amplificador de instrumentación 273x es una señal de indicación de error, también conocida como "tensión de error". Las tensiones de error indican el alineamiento del cargador externo 210 y el dispositivo médico implantable 100 con respecto a una dirección particular. En el caso de
60

las tensiones de error x y las tensiones de error y, las direcciones son perpendiculares entre sí. En la realización de las figuras 5C y 5D, las tensiones a través de cada bobina de detección dentro de cada par de bobina de detección se comparan entre sí para producir una tensión de error con respecto a una dirección particular. En otras palabras, el conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 deriva un primer indicador y un segundo indicador, en donde el primer y segundo indicador indica el desalineamiento con respecto a las primeras y segundas direcciones. Las salidas 272x y 272y se convierten posteriormente de señales analógicas a señales digitales y luego se envían al conjunto de circuitos 279 de indicación de la posición del cargador externo 210 mejorado de modo que se puede determinar la ubicación del dispositivo médico implantable 100 y se puede entregar la instrucción apropiada al usuario de cómo mejorar el alineamiento del cargador externo 210 con el dispositivo médico implantable 100.

La figura 5D muestra un diagrama de circuito que describe el conjunto de circuitos de detección del alineamiento 281 del cargador externo mejorado 210 descrito en la figura 5C. Como se mencionó anteriormente con referencia a la figura 5C, cada bobina de detección 230 en el cargador externo 210 está conectada a un detector 274. La señal de salida de cada detector 274 en un "par de bobinas de detección", por ej., los detectores que miden la tensión en las bobinas de detección 230x1 y 230x2 (cuyas señales de salida están etiquetadas en la figura 5D como VcoilX1 y VcoilX2, respectivamente), se envía a un amplificador de instrumentación 273x el cual, como se explicó anteriormente, amplifica la diferencia entre las dos señales alimentadas en él.

Si el GPI 100 está más cerca en la dirección x a la bobina de detección 230x1 que a la bobina de detección 230x2, la tensión detectada en la bobina de detección 230x1 será más baja, digamos 50V que la tensión detectada en la bobina de detección 230x2, digamos 52V. La diferencia de los dos voltios positivos (VcoilX2 - VcoilX1) hará que el amplificador de instrumentación 273x produzca una señal de tensión positiva. Si en cambio, el GPI 100 está más cerca en la dirección x a la bobina de detección 230x2, la tensión detectada en la bobina de detección 230x1 será más alta, digamos 52V que la tensión detectada en la bobina de detección 230x2, digamos 50V. En este caso, la diferencia de dos voltios negativos hará que el amplificador de instrumentación 273x produzca una señal de tensión negativa. En otras palabras, la magnitud de la salida de la señal por el amplificador de instrumentación 273x es directamente proporcional a la diferencia en magnitud entre la VcoilX1 y la VcoilX2. La magnitud de la diferencia además indica la proximidad relativa de la bobina primaria 130 y el GPI 100. Por ejemplo, si las tensiones medidas en 230x1 y 230x2 fueron 45V y 57V respectivamente, en lugar de 50V y 52V como en el ejemplo anterior, la diferencia entre las señales sería 12V y la magnitud de la salida de la señal por el amplificador de instrumentación 273x sería más grande que en el ejemplo de 52V/50V. La salida más grande por el amplificador de instrumentación 273x en el ejemplo de 45V/57V indicaría para el conjunto de circuitos de indicación de posición 279 que el GPI 100 estaba localizado aún más allá de la bobina de detección 230x1 en el escenario de 45V/57V de lo que estaba en el escenario de 50V/52V. De este modo, esta realización puede proveer información detallada acerca de la ubicación relativa del GPI 100 en la dirección x. Como se entenderá, el mismo procesamiento se está llevando a cabo de forma simultánea por las bobinas de detección 230y1 y 230y2 para determinar la ubicación relativa del GPI 100 en la dirección y, permitiendo de este modo que el cargador externo 210 de un cuadro completo de la ubicación del GPI 100.

Sin embargo, debido a que las bobinas de detección 230 en esta realización están dispuestas en el mismo plano que la bobina primaria 130 la resistencia del campo magnético medido tendrá una desviación grande debido al acoplamiento de la bobina primaria 130. En el ejemplo anterior con respecto a la figura 5D, la diferencia entre 52V y 50V no es muy grande (es decir, 2V) cuando se compara con las tensiones absolutas que se miden sobre las bobinas de detección. De este modo, puede ser difícil calcular rápidamente la diferencia entre las tensiones de las dos bobinas de detección con un alto grado de resolución.

Otra realización, como se muestra en las figuras 5E y 5F, presenta una solución a esta cuestión. Específicamente, las bobinas de detección 230x1 y 230x2 en esta realización se conectan entre sí en serie y "extremo a extremo". La frase "extremo a extremo", tal como se usa en la presente, significa simplemente que el fin de una bobina de detección, es decir el terminal "B" como se muestra en la figura 5E, se conecta al extremo, es decir el terminal "B", de otra bobina de detección. De forma alternativa, el inicio de una bobina de detección, es decir el terminal "A" como se muestra en la figura 5E, podría ser conectado al inicio, es decir el terminal "A", de otra bobina de detección. Los términos "inicio" y "extremo", y las designaciones terminal "A" y terminal "B", se refieren a la bobina de detección, y se definen por la dirección del campo magnético inducido, que debe ser el mismo para cada bobina de detección en un par de bobinas de detección. La conexión de las bobinas de detección extremo a extremo de esa manera cancela la tensión CA de modo común entre la bobina de detección 230x1 y la bobina de detección 230x2. En otras palabras, la tensión medida en el terminal "A" de la bobina de detección 230x1 será la diferencia de las tensiones a través de las bobinas de detección 230x1 y 230x2. La manera en la cual están conectadas las bobinas esencialmente realiza el trabajo del amplificador de instrumentación 273 que se describió anteriormente con referencia a las figuras 5C y 5D, obviando de este modo la necesidad de amplificadores de instrumentación en esta realización.

Con respecto al ejemplo de 52V/50V dado anteriormente con relación a la realización de las figuras 5C y 5D, la realización de las figuras 5E y 5F produciría simplemente una señal de 2V al detector síncrono 284. Esto sería muy claramente una señal no cero, que indica el desalineamiento del cargador externo 210 y el GPI 100. No habría necesidad de comparar dos mediciones de tensión relativamente grandes, diferentes y amplificar la diferencia resultante con suficiente resolución para obtener información significativa, como se hizo en la realización de las

figuras 5C y 5D. La única medición que necesita ser tomada en la realización de las figuras 5E y 5F es la magnitud de la tensión de salida para cada par de bobinas de detección. Como se esperaría, esta realización daría por resultado una tensión neta de cero en el detector síncrono 284 cuando el GPI 100 se centra simétricamente con respecto a las bobinas de detección 230x1 y 230x2. Como lo entendería un experto en la técnica, el detector síncrono 284 también necesitaría ser conectado a una señal de referencia de sincronización, que nos se muestra por simplicidad.

Las salidas 272x y 272y de cada detector síncrono 284x y 284y, son señales de indicación de error, conocidas además como "tensiones de error". Las tensiones de error indican el alineamiento del cargador externo 210 y el dispositivo médico implantable 100 con respecto a una dirección particular. En el caso de las tensiones de error x y las tensiones de error y, las direcciones son perpendiculares entre sí. En esta realización, las tensiones a través de cada bobina de detección se miden para producir una tensión de error con respecto a una dirección particular. Las tensiones de error luego se convierten de una señal análoga a una señal digital y se envían al conjunto de circuitos de indicación de posición del cargador externo mejorado 210 de modo que se puede determinar la ubicación del implante 100 y se pueden entregar las instrucciones apropiadas al usuario de cómo mejorar el alineamiento del cargador externo 210 con el GPI 100.

La figura 5G muestra un escenario donde un dispositivo médico implantable 100 se implanta profundamente en el cuerpo del paciente pero bien alineado con el cargador externo 210. En este escenario, cada una de las bobinas de detección de campo 230 tendría una Vcoil similar porque cada bobina captaría un flujo magnético reflejo equivalente, es decir, la VcoilX1, VcoilX2, VcoilY1, y VcoilY2 serían todas iguales. De este modo, las diferencias entre las tensiones medidas de las dos bobinas de detección en cada uno de los pares de bobina de detección serían cercanas a cero, y el conjunto de circuitos de indicación de posición 279 determinaría que el cargador externo 210 estaría alineado de forma apropiada, es decir, simétricamente con el GPI 100.

La figura 5H muestra un escenario donde un dispositivo médico implantable 100 se implanta de forma poco profunda en el cuerpo del paciente pero mal alineado con el cargador externo 210, específicamente, está distorsionado en la dirección y. Como se discutió anteriormente, un cargador externo de la técnica anterior no podría distinguir entre el escenario presentado en la figura 5G y el escenario presentado en la figura 5H. Sin embargo, con el cargador externo mejorado 210, estos dos escenarios se pueden distinguir. En el escenario que se muestra en la figura 5H, la bobina de detección de campo 230y2 mide una Vcoil inferior (VcoilY2) a la bobina de detección 230y1 (VcoilY1) porque la bobina de detección 230y2 captura una cantidad desproporcionalmente más grande. Como se discutió anteriormente, el conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 compara los valores de la VcoilY1 y la VcoilY2. En este escenario, resultaría una determinación de que la Vcoil2 es más pequeña que la VcoilY1 y el conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 produciría un valor de "error de tensión Y" negativo 272y. Esta señal luego se convertiría en una señal digital, enviada al conjunto de circuitos de indicación de posición 279 e interpretada como que el GPI 100 estaría realmente más cerca de la bobina de detección 230y2 que de la bobina de detección 230y1, es decir que el cargador 210 estaba demasiado lejos hacia la izquierda como se ilustra. El cargador externo 210 entonces indicaría al usuario cómo corregir el problema de alineamiento, es decir, instruyendo al usuario a mover el cargador 210 a la derecha, para maximizar el acoplamiento eléctrico del cargador externo 210 y el dispositivo médico implantable 100. El mismo procedimiento se lleva a cabo de forma simultánea por las bobinas de detección 230x1 y 230x2 para reportar información acerca de la ubicación del GPI 100 en la dirección x.

Algunas veces, el campo magnético reflejado 295 desde el dispositivo implantado 100 no es muy fuerte, especialmente cuando el dispositivo implantado 100 está profundamente implantado dentro del paciente. De este modo, puede ser difícil detectar diferencias muy pequeñas en las tensiones a través de cada una de las bobinas de detección 230. La resolución de las mediciones puede tener que ser altas para que el conjunto de circuitos pueda notar las pequeñas diferencias en tensión. Además, debido a la naturaleza constantemente cambiante del campo eléctrico causado por la respiración y la frecuencia cardíaca del usuario, la señal de todas las bobinas de detección 230 debe ser medida casi simultáneamente para una comparación apropiada.

La figura 6A muestra una realización alternativa de un cargador externo mejorado 210 con la capacidad de determinar la posición de un dispositivo implantado. En esta realización, dos o más bobinas de detección de campo cilíndricas 240a-b están dispuestas dentro de la bobina primaria 130 y enrolladas alrededor de los ejes perpendiculares al eje central 275 de la bobina primaria. Dado que los ejes de las bobinas de detección 240a-b son perpendiculares al eje de la bobina primaria 130 el acoplamiento entre la bobina primaria 130 y las bobinas de detección 240a-b se mitiga. Por lo tanto, las bobinas de detección 240a-b probablemente serán afectadas por los campos magnéticos reflejados desde el implante 100. Cuando una bobina de detección 240 se coloca con su eje perpendicular a la dirección del campo magnético, es decir, en perfecto alineamiento con el dispositivo implantado 100, la tensión a través de las bobinas de detección 240a y 240b es igual a cero. Sin embargo, con el desalineamiento, el campo magnético reflejado 295 contiene componentes que son tangenciales al eje de las bobinas de detección 240a-b, dando por resultado una tensión no cero. Para medir este componente tangencial y, mediante esta medición, estimar un desalineamiento, se prefiere colocar las bobinas de detección 240a-b en el centro de la bobina primaria 130 con sus ejes colocados en el plano de la bobina primaria 130 y orientados para medir el desalineamiento en una dirección axial particular. De este modo, es necesaria una bobina de detección 240b para detectar el desalineamiento del implante 100 en la dirección x, y otra bobina de detección 240a es necesaria para detectar el desalineamiento del implante 100 en la dirección y. Por las razones mecánicas discutidas

a continuación con referencia a la figura 6C, es beneficioso dividir la bobina de detección 240a y 240b para cada medición axial en dos partes separadas y luego conectar las partes separadas entre sí usando los hilos 244a y 244b. De esta forma, sólo una tensión de bobina simple debe ser medida para cada dirección axial. Comparando estas tensiones, se puede determinar la posición del implante 100. Las bobinas pueden ser construidas como, por ejemplo, bobinas de núcleo de aire o bobinas de núcleo de ferrita. Si las bobinas de detección de campo 240a-b están centradas directamente sobre el implante 100, el conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 registrará cero voltios (figura 6B) del cargador externo 210. La función de la pieza de inserción 241 y los portadores de cilindro 242 y 243 se discutirá en mayor detalle debajo con respecto a la figura 6C.

La figura 6B muestra un diagrama de circuito que describe el conjunto de circuitos de detección del alineamiento 281 del cargador externo mejorado 210 descrito en la figura 6A. La bobina primaria 130 está energizada por el amplificador 252 el cual es excitado por el oscilador 251. Un par de mezcladoras 254a y 254b, que se remiten a la tensión de excitación, V_e , se usan para detectar la dirección del flujo magnético que va a través de las bobinas de detección del campo 240a y 240b, respectivamente. Debido a la tensión a través de las bobinas de detección de campo 240a y 240b y la tensión de excitación, V_e , podría estar fuera de fase, el desfaseador adicional 253 se usa para equalizar las fases. Las salidas de las mezcladoras 254a y 254b se filtran por los filtros de paso bajo 255a y 255b, respectivamente, para obtener una tensión de error x y una tensión de error y, cuyas magnitudes representan el desalineamiento de la bobina primaria 130 y el dispositivo implantado 100. La información de magnitud se envía al conjunto de circuitos de indicación de posición 279 del cargador externo 210 en donde se realizan los cálculos para determinar el grado y la dirección del desalineamiento 259 del dispositivo implantado 100. Las señales de indicación para el usuario luego se generan y se envían a cualquiera de los diversos aparatos de visualización e indicación, como se describe a continuación. La pieza de inserción 241 y los portadores de cilindro 242 y 243 no se muestran en la figura 6B por simplicidad.

La figura 6C muestra una vista descendente de uno de los muchos diseños mecánicos posibles para el aparato cargador externo mejorado diagramado en las figuras 6A y 6B. Para detectar pequeñas distorsiones dentro de un campo magnético fuerte, las bobinas de detección de campo 240a y 240b deben estar precisamente equilibradas. No puede ser mecánicamente práctico equilibrar las mitades de las bobinas de detección 240a y 240b moviéndolas físicamente o inclinándolas, aunque eso es posible. En cambio puede ser más fácil "inclinarse" el campo magnético de las bobinas de detección 240a y 240b. Para este fin se puede usar una inserción, 241, típicamente una pequeña pieza de material con alta permeabilidad magnética tal como ferrita o hierro en polvo. La colocación de la inserción de ferrita 241 (u otro material adecuado) exactamente dentro del centro geométrico del sistema de bobina 240 no afecta la simetría del campo. Sin embargo, el movimiento de la pieza de inserción 241 a lo largo del eje de las bobinas de detección 240a o 240b cambia la "inclinación" de campo para esa bobina de detección, pero no afecta a la otra bobina. Por lo tanto, la inclinación de los campos magnéticos para ambas la bobina del eje x 240b y la bobina del eje y 240a puede lograrse moviendo la pieza de inserción 241 de forma direccional a lo largo de cualquier eje. Esto puede lograrse usando un portador de pieza de inserción giratorio 243. El portador de pieza de inserción 243 se puede realizar con dos cilindros concéntricos. El cilindro más pequeño 242 podría ser rotado dentro del cilindro portador más grande 243. El cilindro portador más grande 243 puede ser rotado dentro del sistema de bobina completo. La pieza de inserción 241 se inserta preferiblemente dentro del pequeño cilindro 242 asimétricamente, desplazada hacia el borde del cilindro. El cilindro pequeño 242 luego se inserta asimétricamente dentro del cilindro portador más grande 243. Al rotar el cilindro más pequeño 242, la colocación entre la inserción 241 y el eje central del sistema de bobina puede cambiarse de cero a un valor máximo. Al rotar el cilindro portador más grande 243 la dirección del desplazamiento se cambiará, y las bobinas de detección 240a y 240b pueden ser equilibradas precisamente de modo que puedan detectar pequeñas distorsiones en el campo magnético reflejado 295.

La figura 7 muestra otra realización de un cargador externo mejorado 210 con la capacidad de determinar la posición relativa de un dispositivo implantado, y de este modo maximizar el acoplamiento indicando al usuario cómo mejorar el alineamiento del cargador /dispositivo. Realizaciones anteriores usaron sensores de base x-y. Sin embargo, la posición también puede ser "triangulada" usando una realización con tres bobinas de detección posicionadas de forma triangular con respecto al eje central 275 de la bobina primaria. En este tipo de realización, tres bobinas de detección de campo 230 están dispuestas dentro de la bobina primaria 130 en un plano paralelo a la bobina primaria 130. Las bobinas de detección de campo 230 están diseñadas para detectar la cantidad de campo magnético reflejado 295 que pasa a través de ellas. Las áreas de sección transversal de las bobinas de detección 230 deben estar maximizadas para aumentar la sensibilidad al campo magnético reflejado 295. Las bobinas 230 pueden estar construidas o bien como bobinas de núcleo de aire o bobinas de núcleo de ferrita. Al comparar las resistencias de campo magnético reflejadas relativas inducidas en las bobinas de detección 230 la posición del implante puede ser "triangulada", es decir, determinada por el conjunto de circuitos de indicación de posición 279 del cargador externo 210 (figuras 5C-5F). Estas técnicas de triangulación además se pueden aplicar a las bobinas 240 de las figuras 6A-6C.

La figura 8 muestra un diagrama en bloque de un sistema de detección de alineamiento mejorado que comprende un cargador externo mejorado 210 para generar un campo magnético, incluyendo las bobinas de detección 235 (las cuales podrían consistir o bien de bobinas de detección de campo 230, bobinas de detección de campo 240 y otras bobinas similares), conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 para medir las reflexiones del campo magnético, y el conjunto de circuitos de indicación de posición 279. El conjunto de circuitos del dispositivo implantable 228 es similar al descrito con referencia a la figura 2 anterior, y se muestra en un bloque para simplicidad. El conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 comprende el conjunto de circuitos para leer

5 las bobinas de detección de campo 235 y pueden ser sujetadas al PCB del cargador externo 210 como se mencionó anteriormente. El conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 envía la información de la bobina de detección de campo al conjunto de circuitos de indicación de posición 279 que distingue el alineamiento entre el dispositivo implantado 100 y el cargador externo 210. El conjunto de circuitos de indicación de posición 279 luego indica al usuario una dirección en la cual debe ser desplazado el cargador externo 210 para mejorar el alineamiento del cargador externo 210 con relación al dispositivo médico implantable 100. Esta indicación puede ocurrir en una variedad de formas, incluyendo, pero sin limitación: activar los indicadores visuales, tales como luces LED 295 que pueden estar configuradas para iluminar la superficie del cargador externo 210 (véase figura 10); activar los indicadores audibles, tales como bips u órdenes verbales al usuario; o activar los indicadores táctiles, tales como hacer vibrar ciertos lados del cargador externo 210 para indicar que el cargador externo 210 necesita ser desplazado en esa dirección.

10 Dado que el cargador externo 210 a menudo está colocado contra la espalda o las nalgas del paciente, puede ser difícil para el paciente recibir información del cargador externo 210 indicando cómo mejorar el alineamiento del cargador. Para proporcionar mejor información de posicionamiento al paciente, el cargador externo 210 puede transmitir opcionalmente, mediante el enlace de comunicaciones 250, la información de desalineamiento a otro dispositivo externo para controlar las configuraciones terapéuticas del dispositivo médico implantable, por ej., control remoto 218. El dispositivo externo puede posteriormente indicar cómo el cargador externo 210 debe ser desplazado para mejorar el alineamiento del cargador externo 210 con relación al dispositivo médico implantable 100. Este tipo de comunicación se describe en la Solicitud de Patente Estadounidense de propiedad común Acta No. 12/476.523, presentada el 2 de junio de 2009.

15 La figura 9 es un diagrama de flujo que detalla una técnica para asegurar el alineamiento apropiado de un cargador externo a un GPI 100. Primero, el usuario coloca el cargador externo 210 contra la superficie de su cuerpo 278 en la cercanía conocida del GPI 100 (310). En este momento, el paciente activará el cargador externo 210 y comenzará a cargar el GPI 100 (320). La configuración por defecto para el cargador externo 210 es la salida de energía máxima. En la medida que el cargador externo no reciba una indicación de que el GPI 100 está totalmente cargado (330), continuará cargando el GPI 100. Mientras el cargador externo 210 está cargando el GPI 100, el conjunto de circuitos de detección de alineamiento 281 en el cargador externo 210 detecta el alineamiento del cargador con el GPI 100 basado al menos en parte en las mediciones eléctricas tomadas de la pluralidad de bobinas de detección 235 en el cargador externo 210, y el conjunto de circuitos de indicación de posición 279 calcula la ubicación del GPI 100 (340). Este cálculo ocurre en tiempo real (340) de modo que, en cualquier momento en que el alineamiento se torne mal, se puede indicar una acción correctiva de usuario y aplicarla en las etapas subsiguientes. Si el GPI 1200 y el cargador externo 210 están alineados de forma apropiada (350), el cargador externo 210 continúa cargando la fuente de energía interna 180 del GPI 100 hasta recibir la indicación de que el GPI 100 está totalmente cargado (330). Si el cargador externo 210 determina que el GPI 100 y el cargador externo 210 no están alineados de forma apropiada (350), el cargador externo 210 indicará al usuario (mediante uno de los diversos procedimientos discutidos anteriormente) en qué dirección desplazar al cargador externo 210 para mejorar el alineamiento (360) mientras aún continúa cargando el GPI 100. Una vez que el cargador externo 210 determina que la fuente de energía 180 del GPI 100 está totalmente cargada (330), indicará mediante un bip audible y otra indicación visual al usuario que el procedimiento de carga se ha completado (370).

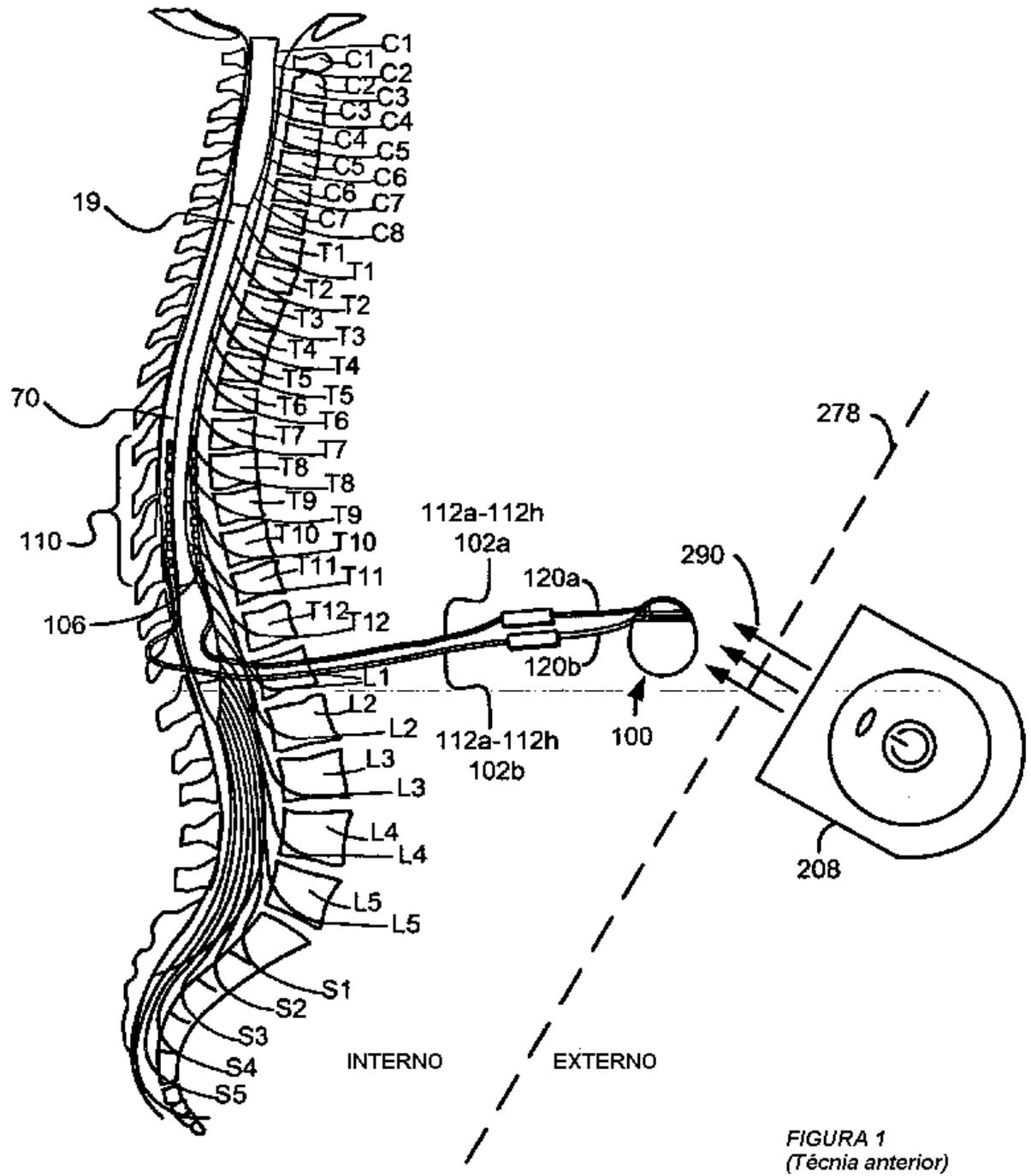
20 La figura 10 muestra un cargador externo mejorado 210 para cargar un dispositivo implantable. El cargador externo 210 se muestra asentado en una unidad de base 296. En esta realización, cuatro luces LED con forma de flecha 295 están dispuestas sobre la superficie del cargador externo 210 con una luz LED con forma de flecha que apunta hacia cada borde del cargador externo 210. Dado que el conjunto de circuitos de indicación de posición 279 determina en qué dirección el cargador externo 210 debe desplazarse para proveer mejor alineamiento con el dispositivo implantable 100 puede enviar una señal de control apropiada para iluminar una o más de las luces LED para indicar esa dirección al usuario. Cuando el conjunto de circuitos de determinación de posición 279 ha detectado que hay un grado satisfactorio de alineamiento entre la bobina primaria 130 del cargador externo 210 y el dispositivo implantable, el conjunto de circuitos de indicación de posición 279 enviará una señal de control para apagar cada luz LED 295 hasta que nuevamente detecte una condición de desalineamiento durante la carga.

25 Aunque se han mostrado y descrito las realizaciones particulares de la presente invención, debe entenderse que la discusión anterior no intenta limitar la presente invención a estas realizaciones. Será obvio para los expertos en la técnica que se pueden realizar varios cambios y modificaciones sin apartarse del alcance de la presente invención. El alcance de la presente invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un cargador externo (210) para su uso con un dispositivo médico implantable (100), que comprende:
una bobina primaria (130) para producir un campo magnético para suministrar energía a un dispositivo médico implantable (100);
- 5 caracterizada por:
una pluralidad de bobinas de detección (230; 240); y
un circuito de detección de alineamiento (281) para determinar un alineamiento de la bobina primaria (130) con relación al dispositivo médico implantable (100), en donde la determinación se basa en las mediciones eléctricas tomadas de la pluralidad de bobinas de detección (230; 240).
- 10 2. El cargador externo de la reivindicación 1, que además comprende:
un circuito de indicación de posición (279) acoplado al circuito de detección de alineamiento (281) para indicar a un usuario un desalineamiento del cargador externo (210) con relación al dispositivo médico implantable (100).
3. El cargador externo de la reivindicación 2, en donde el circuito de indicación (279) además indica al usuario cómo mejorar el alineamiento del cargador externo (210) con relación al dispositivo médico implantable (100).
- 15 4. El cargador externo de la reivindicación 2, en donde el circuito de indicación (279) activa los indicadores visuales en el cargador externo (210).
5. El cargador externo de la reivindicación 4, en donde los indicadores visuales indican una dirección en la cual el cargador externo(210) debe ser desplazado para mejorar el alineamiento del cargador externo (210) con relación al dispositivo médico implantable (100).
- 20 6. El cargador externo de la reivindicación 2, en donde el circuito de indicación de posición (279) transmite la información de desalineamiento a otro dispositivo externo (218).
7. El cargador externo de la reivindicación 6, en donde el otro dispositivo externo (218) indica cómo el cargador externo (210) debe ser desplazado para mejorar el alineamiento del cargador externo con relación al dispositivo médico implantable (100).
- 25 8. El cargador externo de la reivindicación 1, en donde el circuito de detección de alineamiento (281) mide las reflexiones del campo magnético del dispositivo médico implantable (100).
9. El cargador externo de la reivindicación 1, en donde la medición eléctrica comprende una tensión a través al menos de una de la pluralidad de bobinas de detección (230; 240).
- 30 10. El cargador externo de la reivindicación 1, en donde la pluralidad de bobinas de detección (230; 240) está localizada dentro de un centro de la bobina primaria (130).
11. El cargador externo de la reivindicación 1, en donde la bobina primaria (130) está enrollada alrededor de un eje central, y en donde la pluralidad de bobinas de detección (230; 240) están enrolladas alrededor de los ejes que están paralelos al eje central.
- 35 12. El cargador externo de la reivindicación 1, en donde la bobina primaria (130) está enrollada alrededor de un eje central, y en donde la pluralidad de bobinas de detección (230; 240) están enrolladas alrededor de segundos ejes, y en donde los segundos ejes están perpendiculares al eje central.
13. El cargador externo de la reivindicación 1, en donde la pluralidad de bobinas de detección (230; 240) comprende al menos un par de bobinas de detección, en donde las bobinas en cada par se extienden sobre un eje central de la bobina primaria.
- 40 14. El cargador externo de la reivindicación 13, en donde las bobinas en cada par están enrolladas alrededor de ejes que son paralelos al eje central de la bobina primaria.
15. El cargador externo de la reivindicación 13, en donde las bobinas en cada par están enrolladas alrededor de ejes que son perpendiculares al eje central de la bobina primaria.
16. El cargador externo de la reivindicación 13, en donde las bobinas en cada par están conectadas una con otra.
- 45 17. El cargador externo de la reivindicación 16, en donde las bobinas en cada par están conectadas en serie y extremo a extremo.

18. El cargador externo de la reivindicación 13, en donde las bobinas en cada par no están conectadas una con otra.
 19. El cargador externo de la reivindicación 13 que comprende dos pares de bobinas de detección posicionados de forma ortogonal con respecto uno de otro.
 20. El cargador externo de la reivindicación 13 que comprende tres bobinas de detección posicionadas de forma triangular con respecto al eje central de la bobina primaria.
- 5



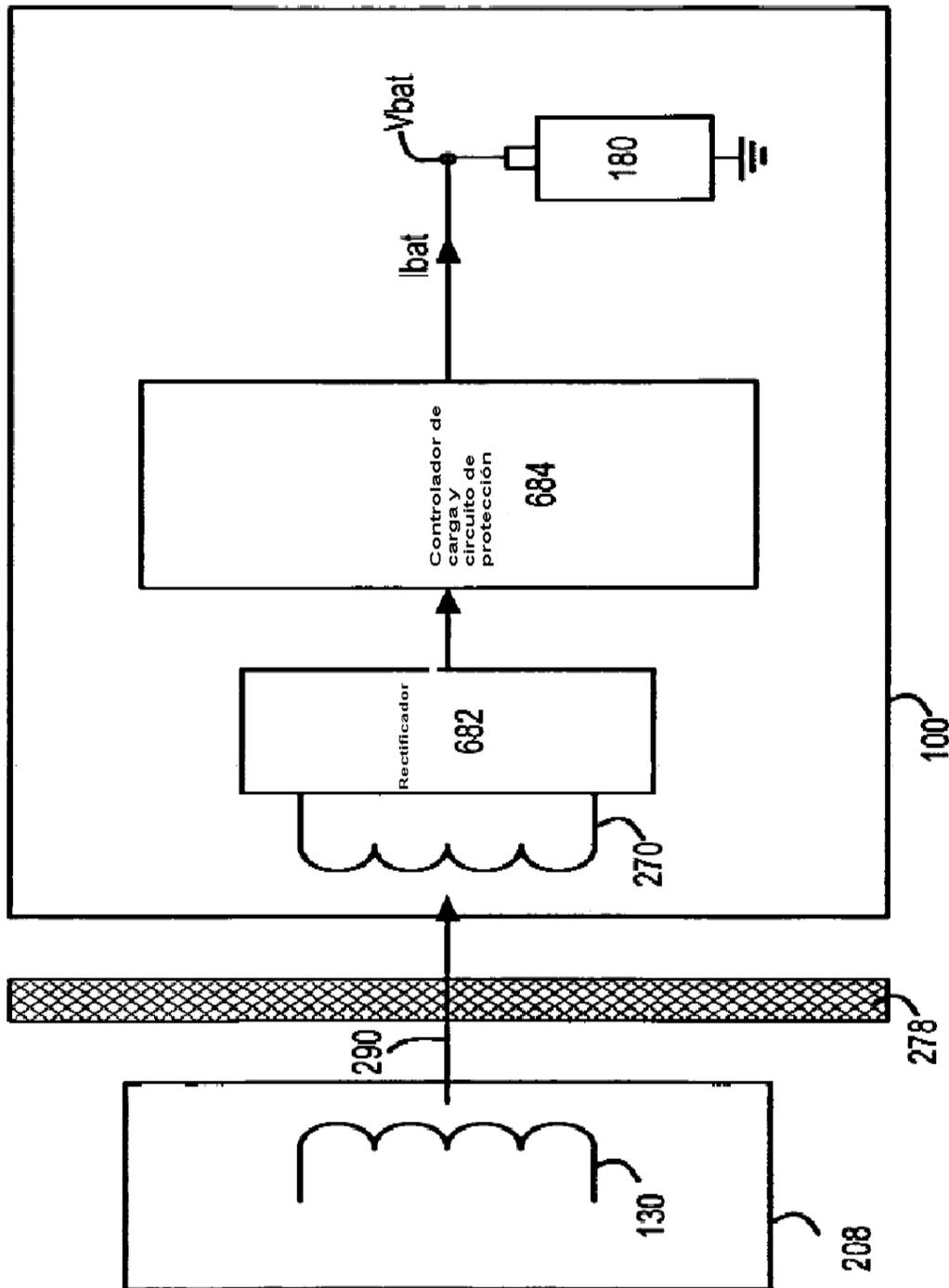


FIGURA 2
(Técnica anterior)

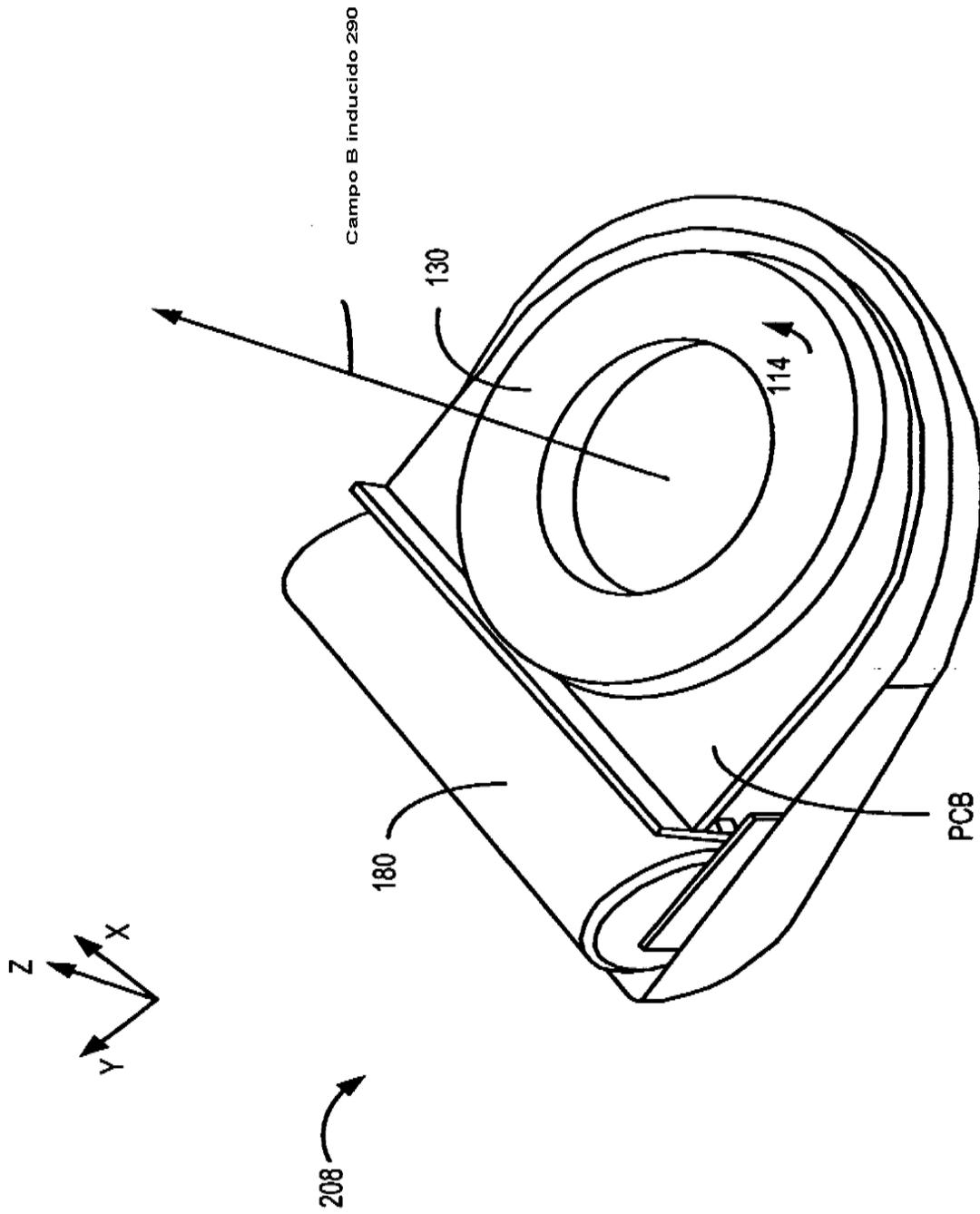


FIGURA 3 (Técnica anterior)

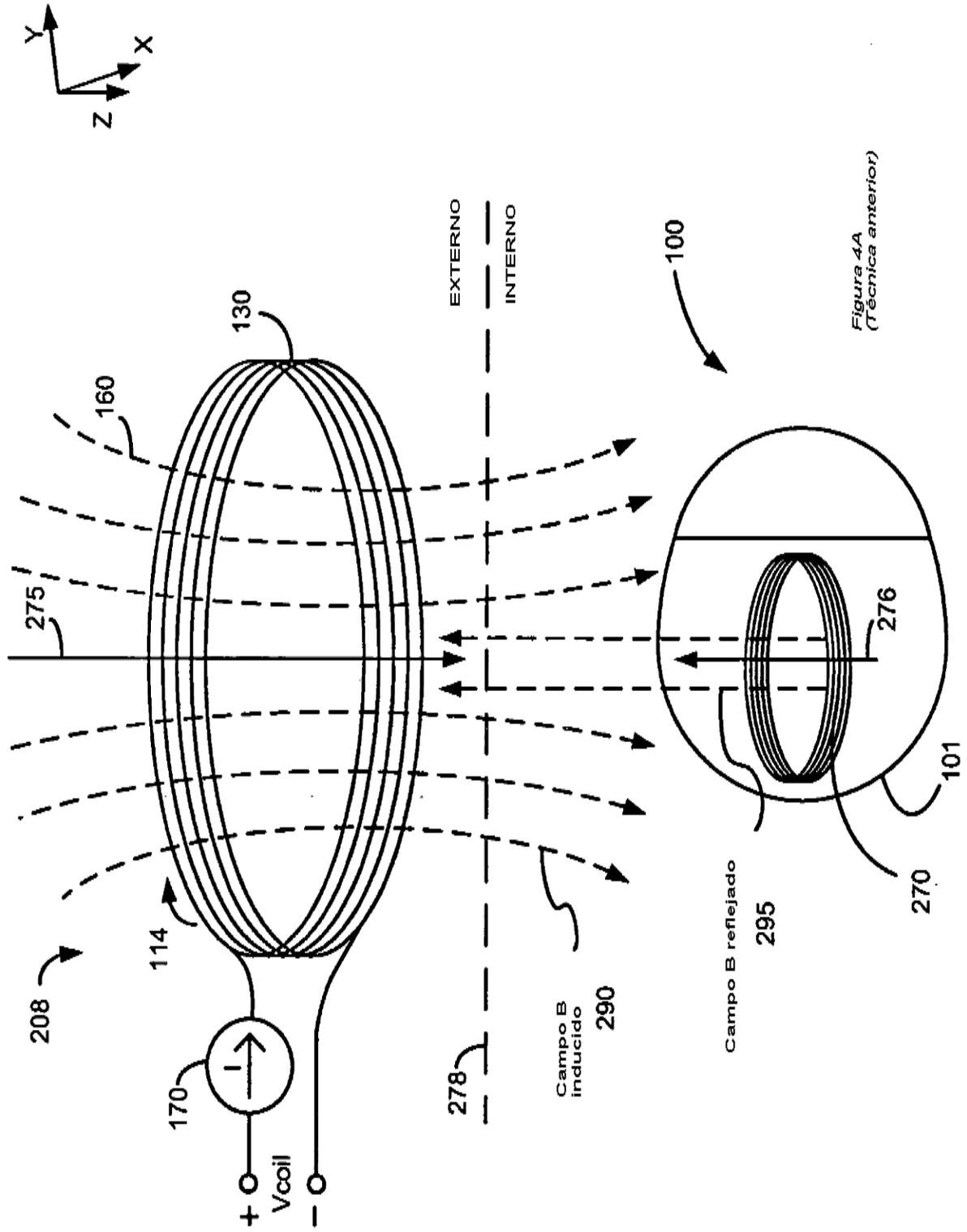


Figura 4A
(Técnica anterior)

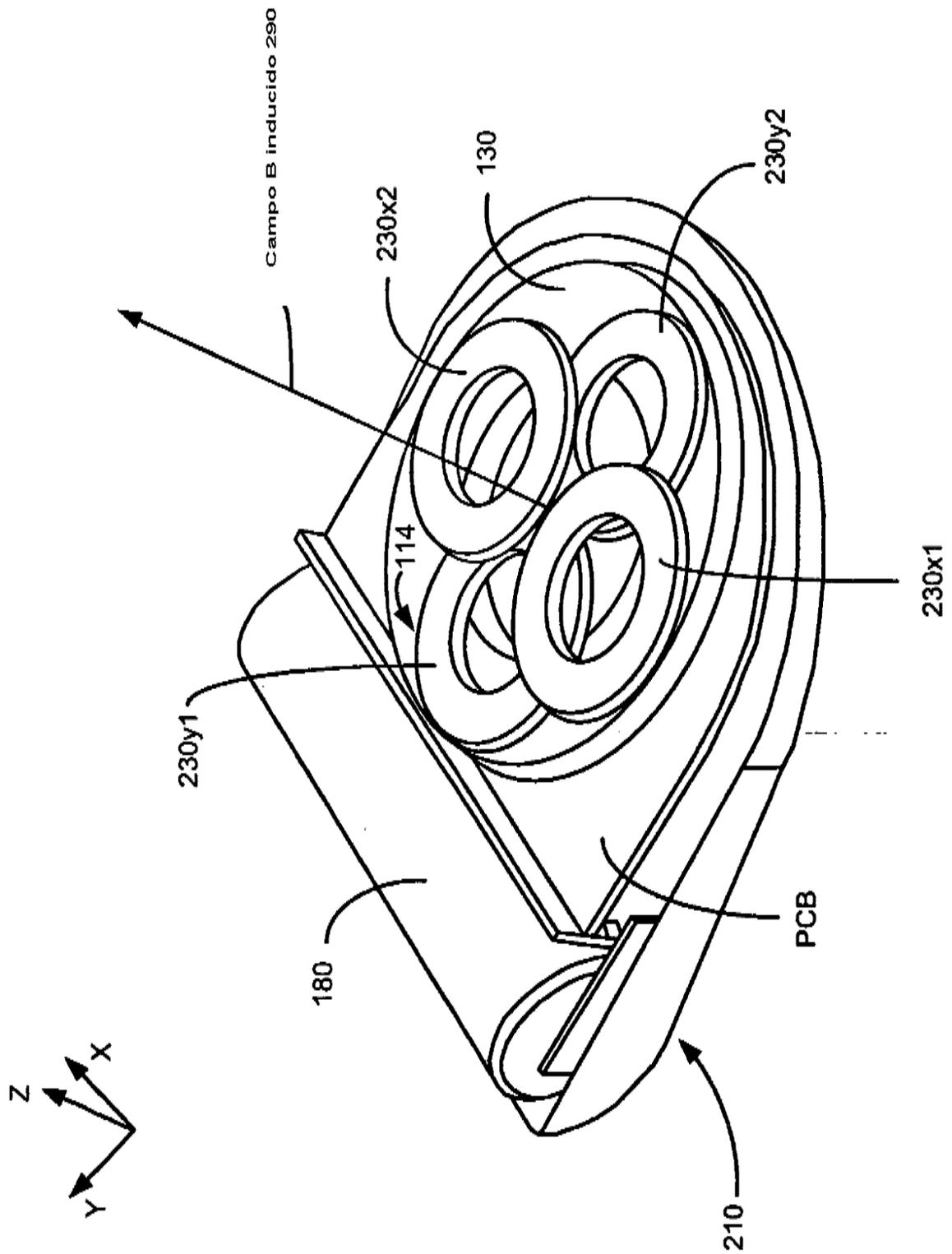


Figura 5A

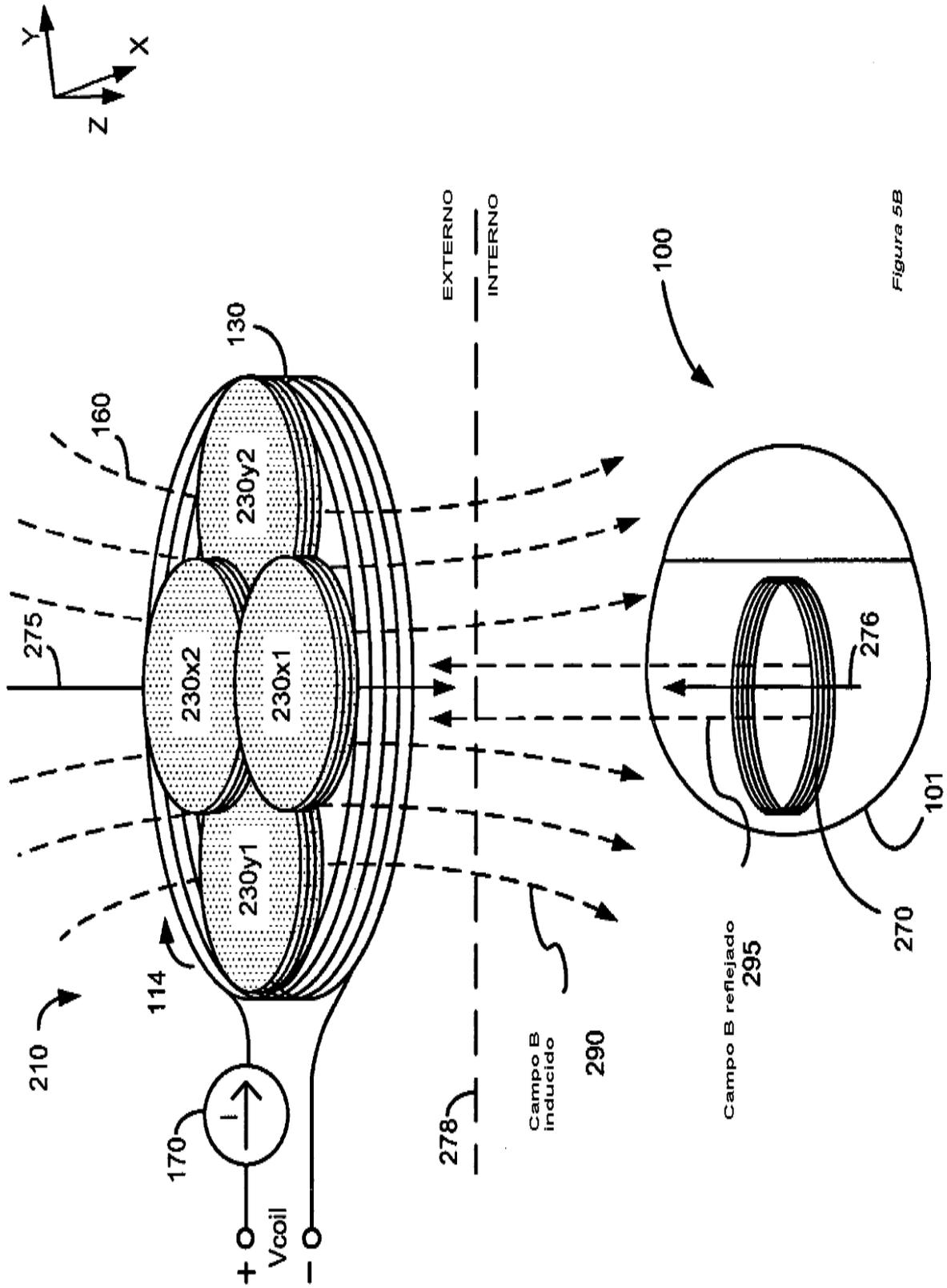


Figura 5B

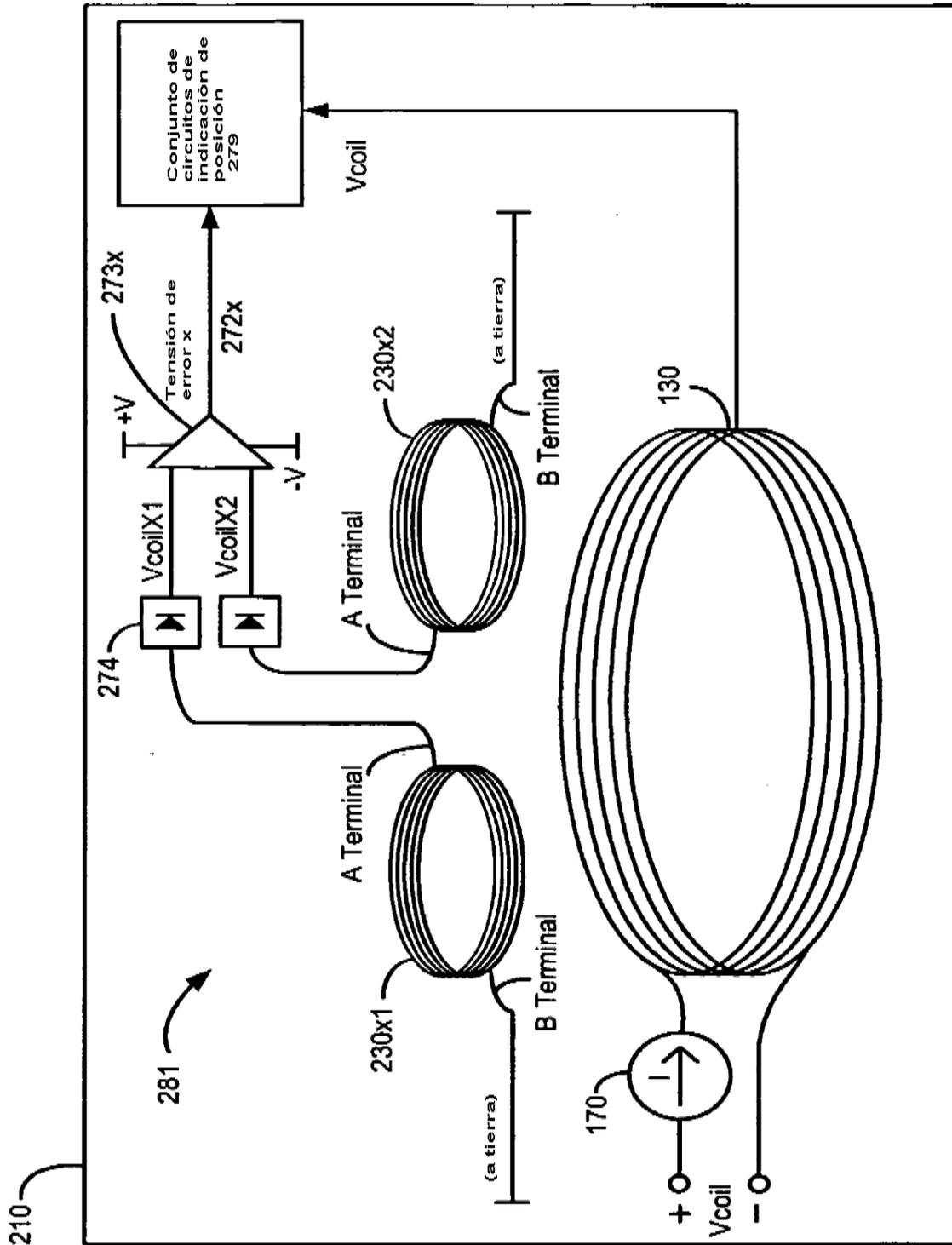


Figura 5C

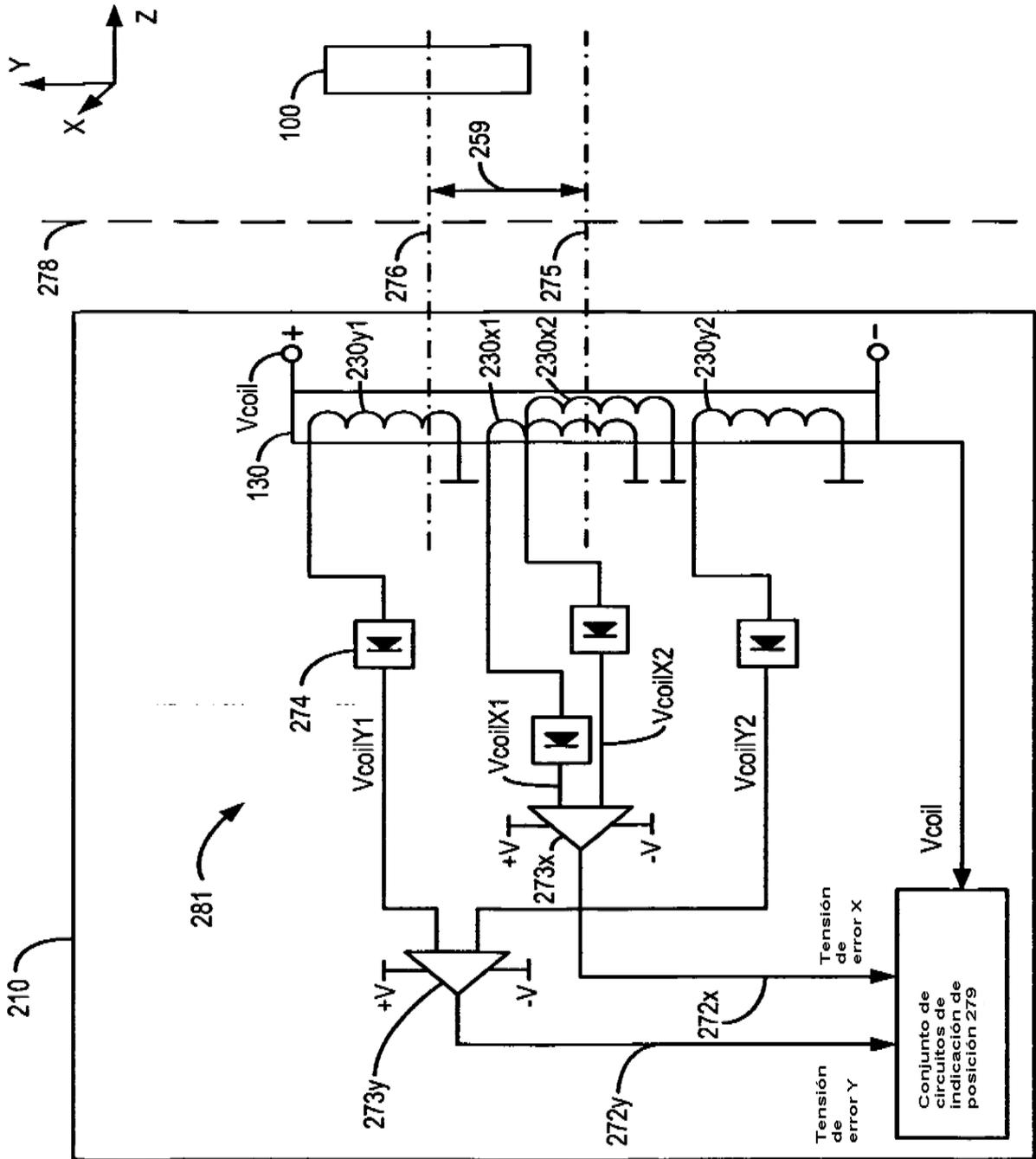


Figura 5D

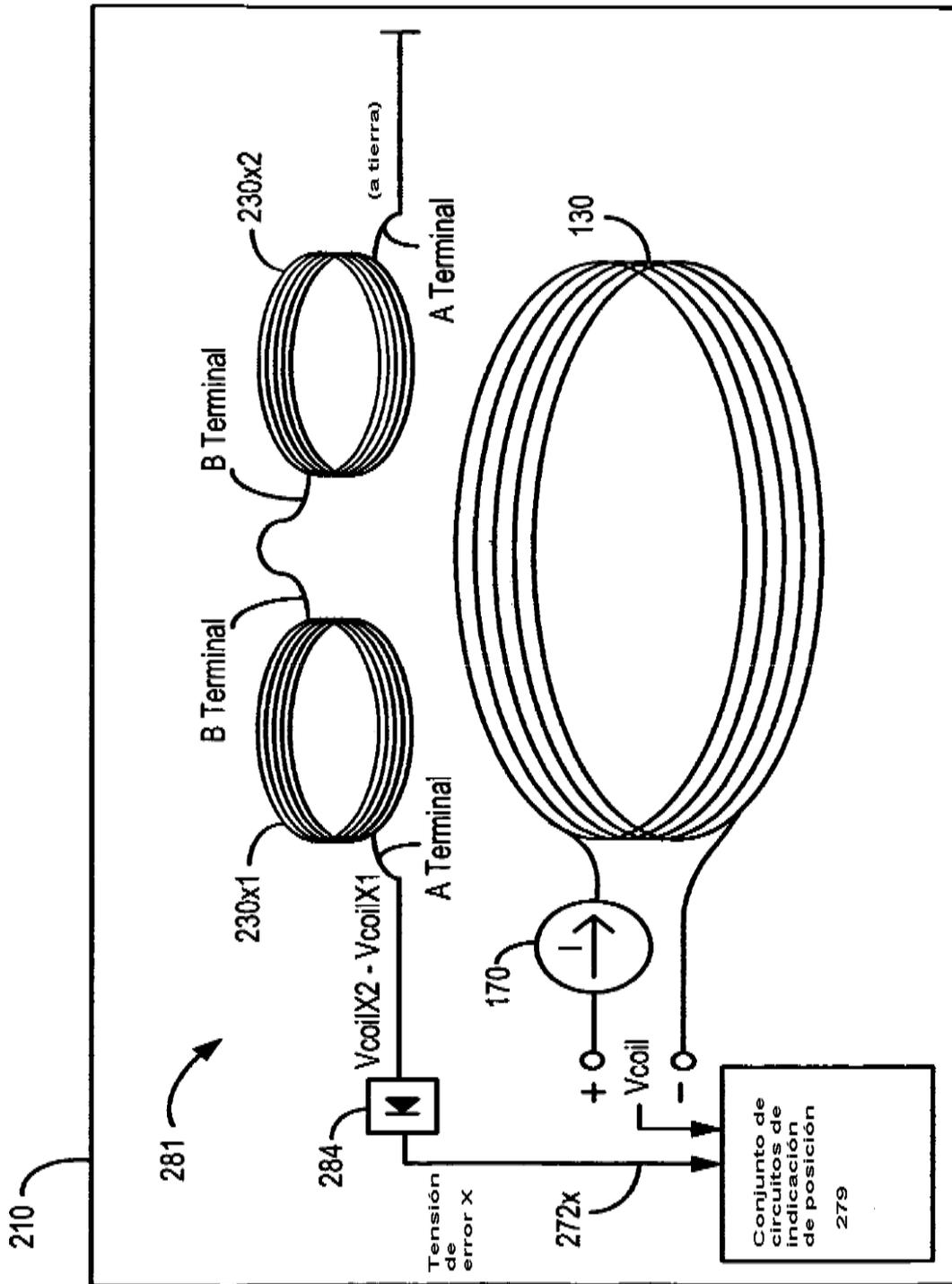
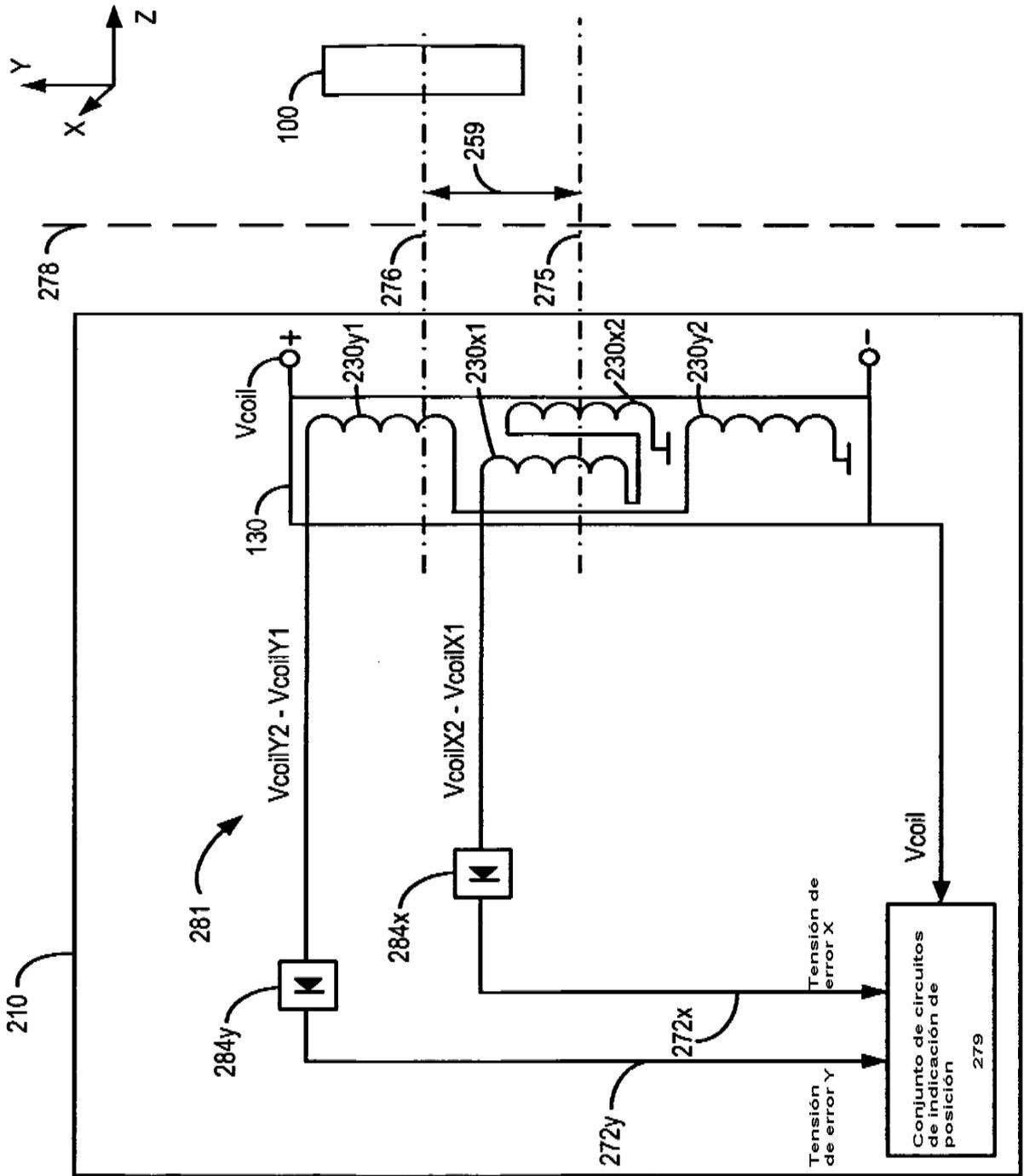


Figura 5E



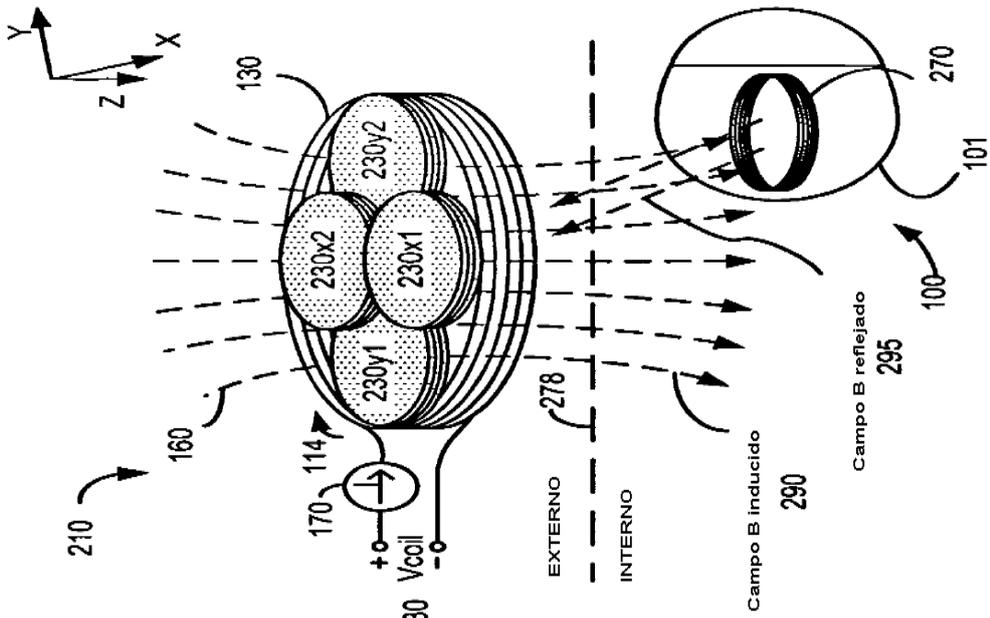


Figura 5H

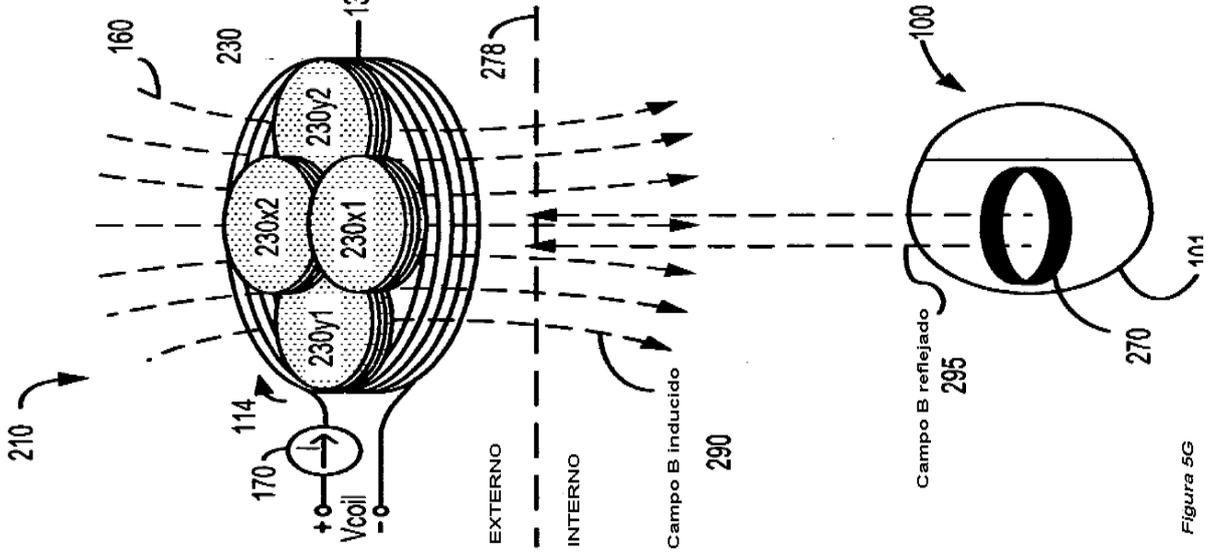


Figura 5G

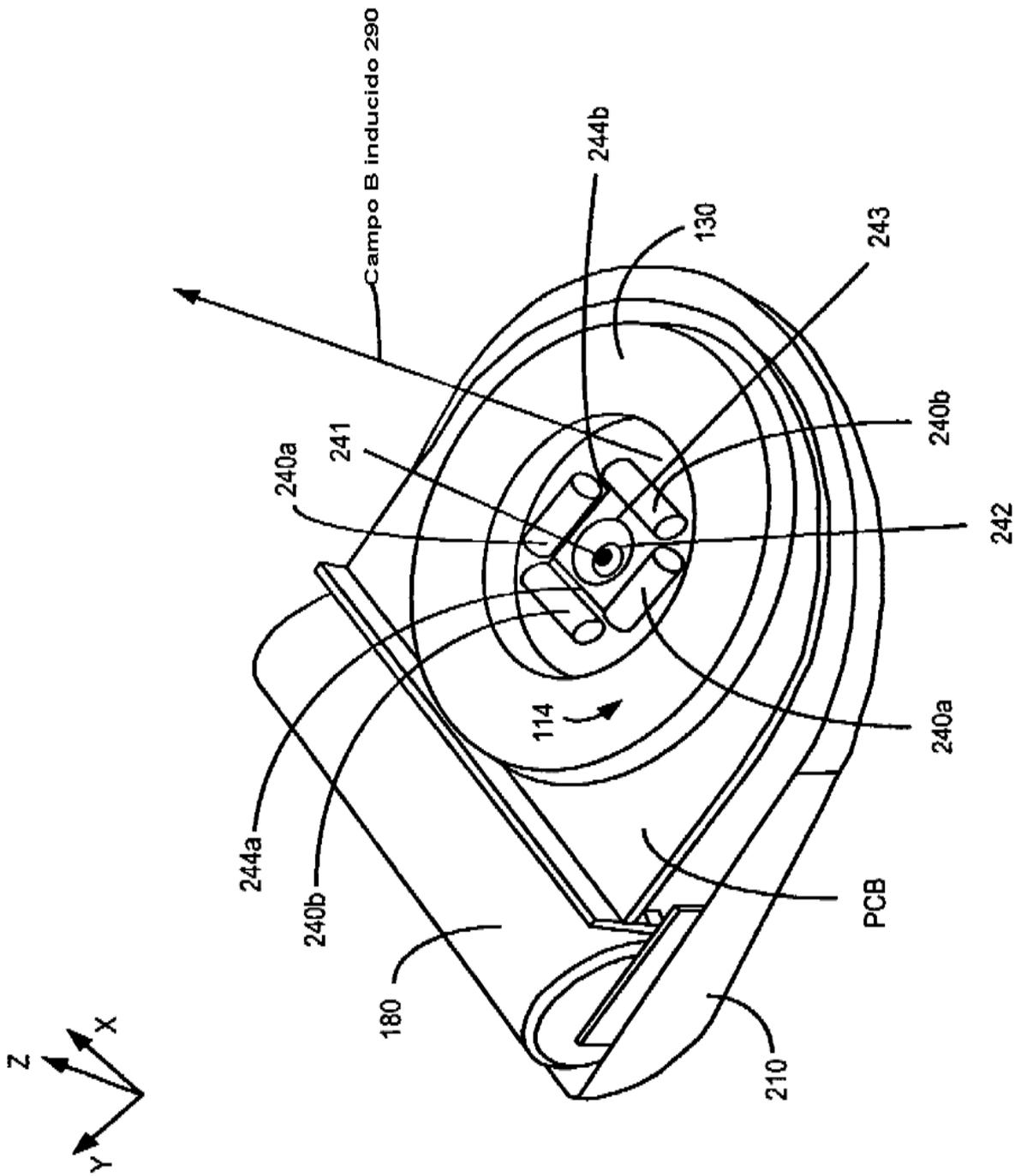


Figura 6A

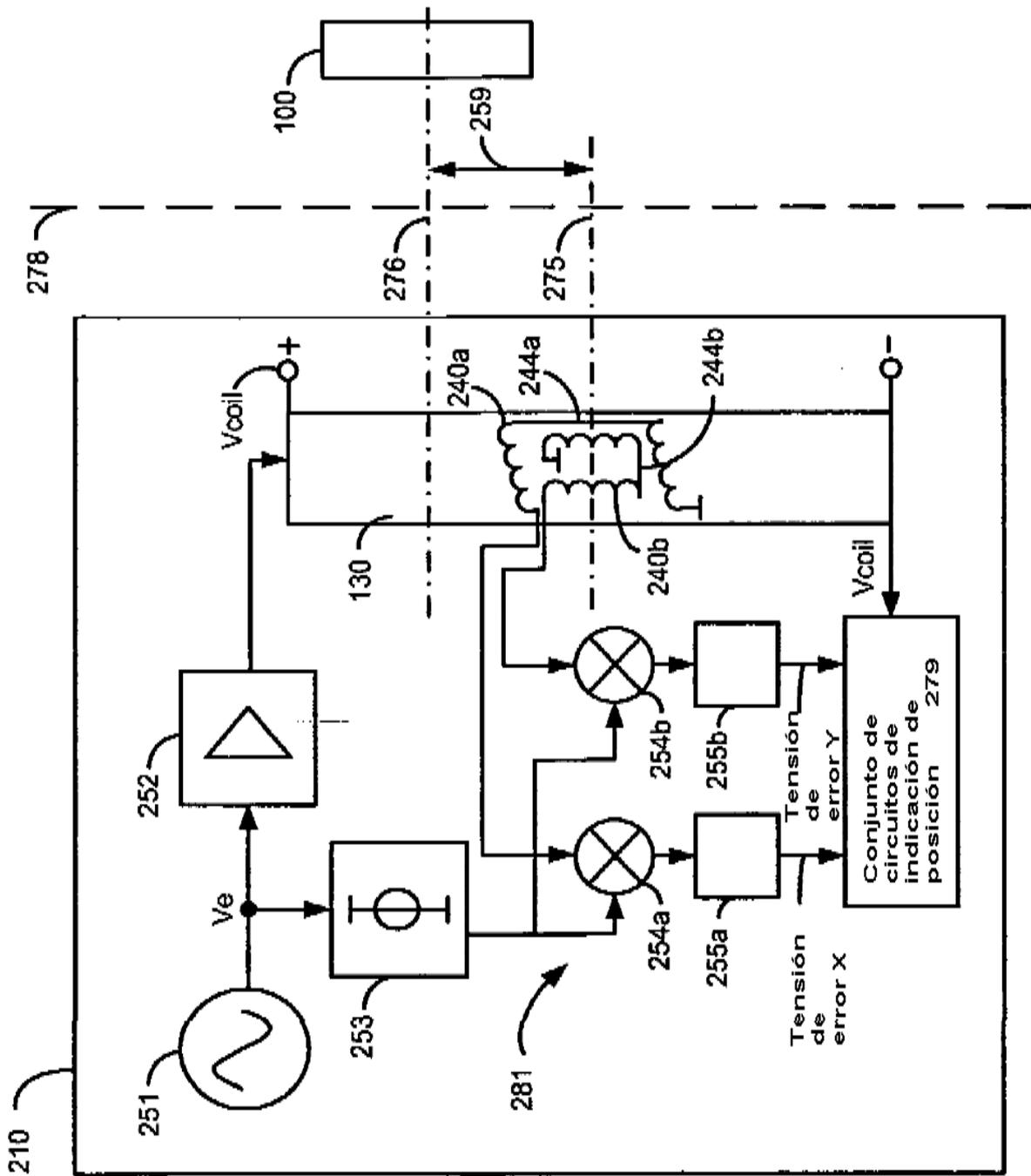


Figura 6B

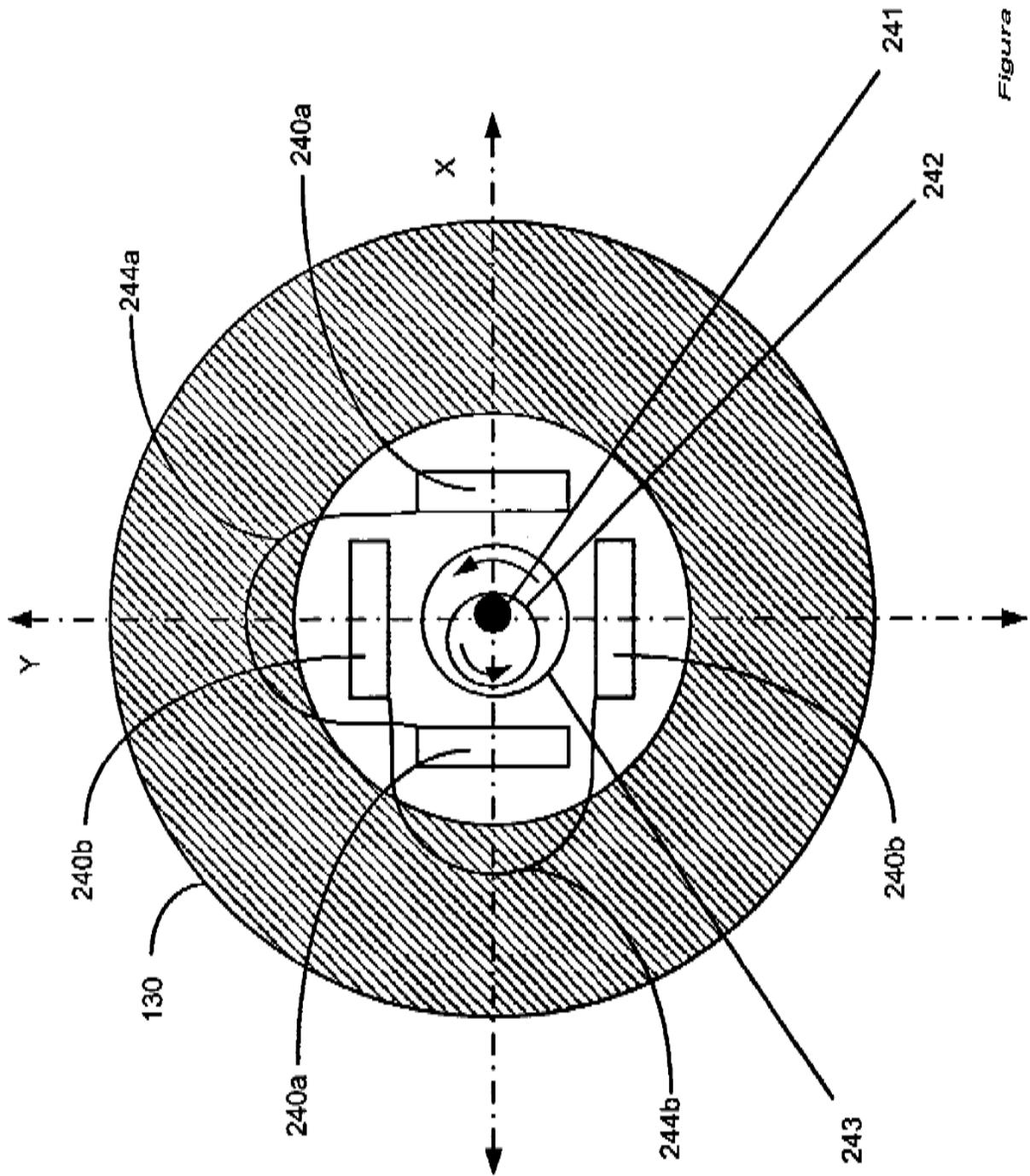


Figura 6C

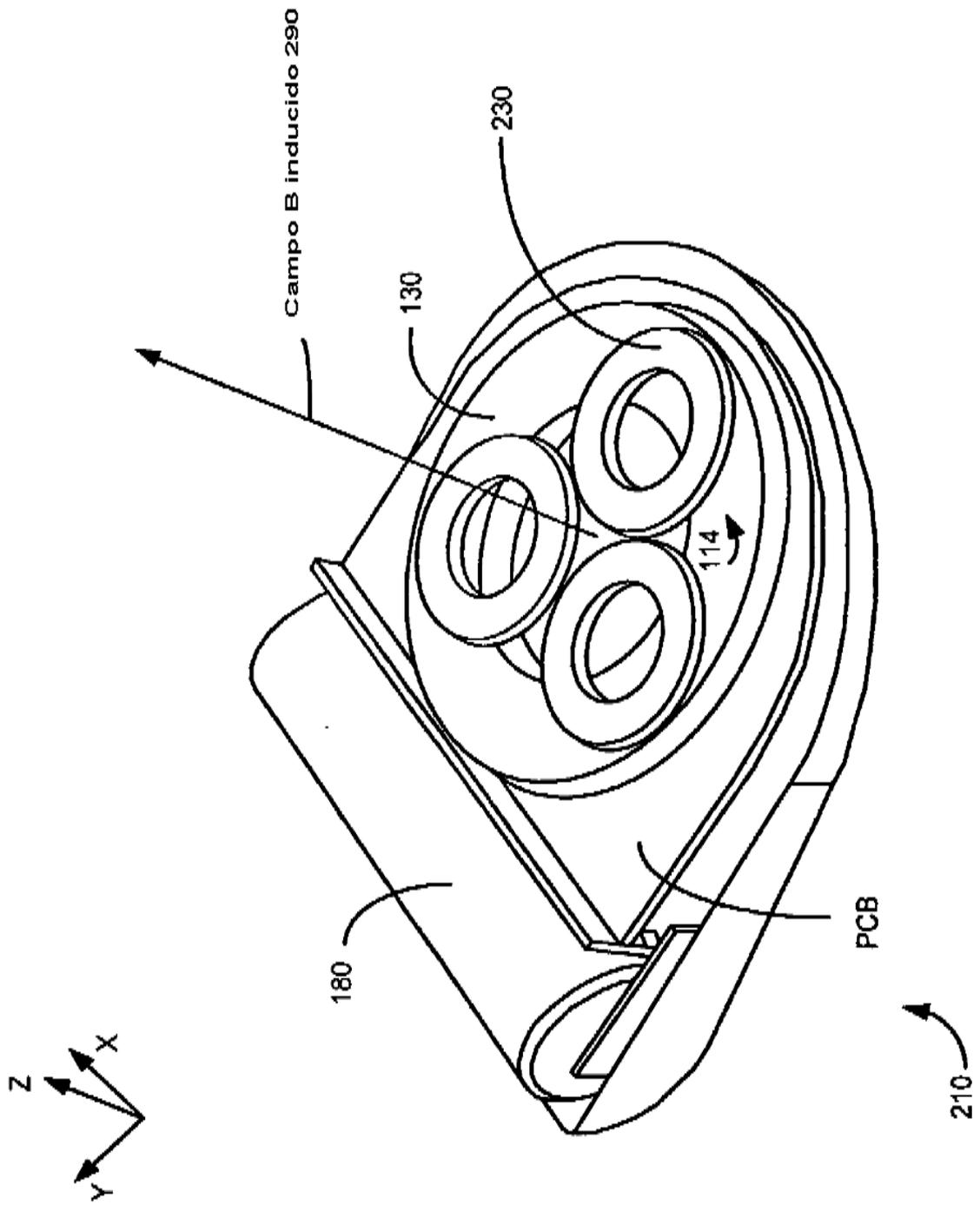


Figura 7

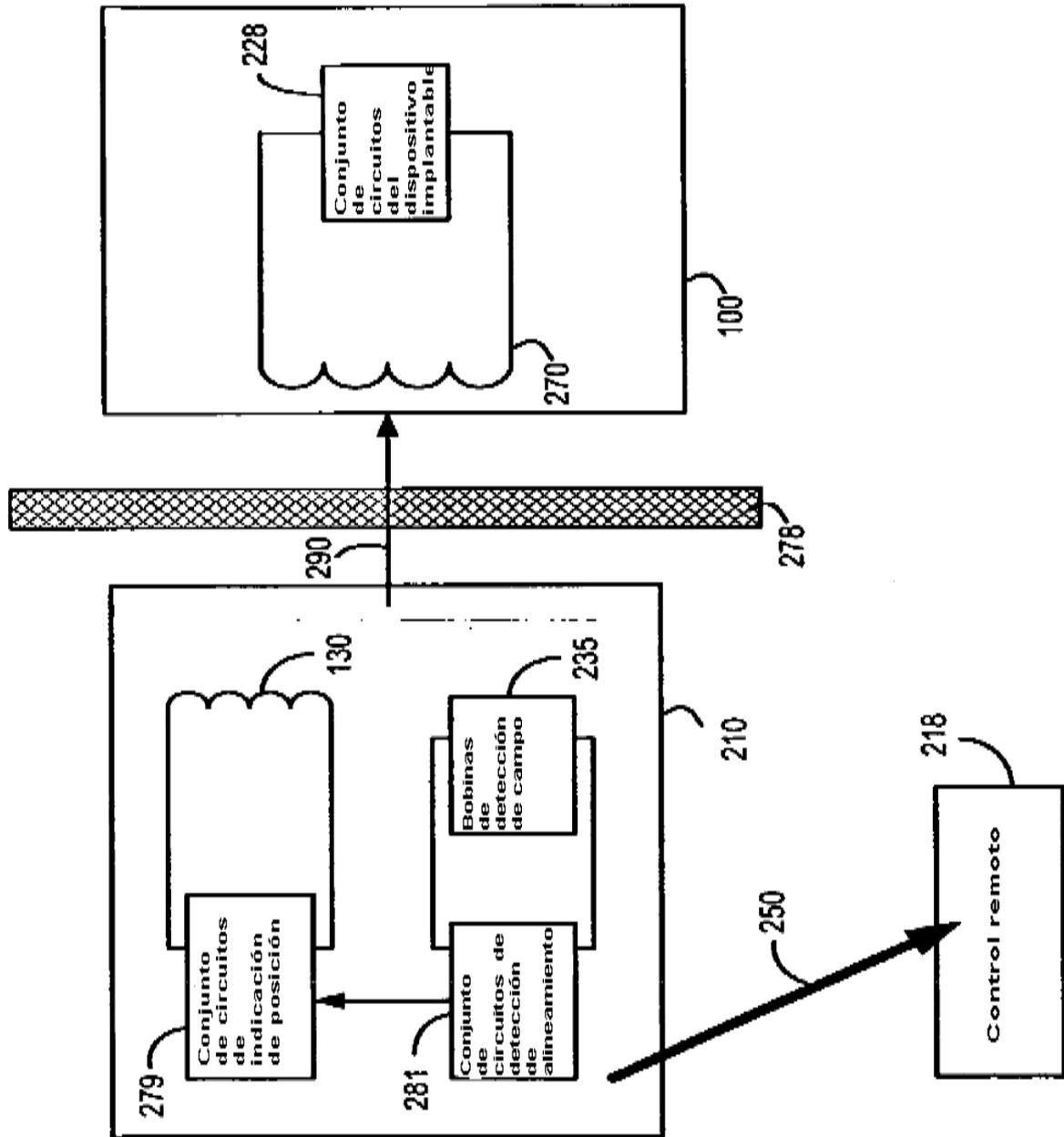


Figura 8

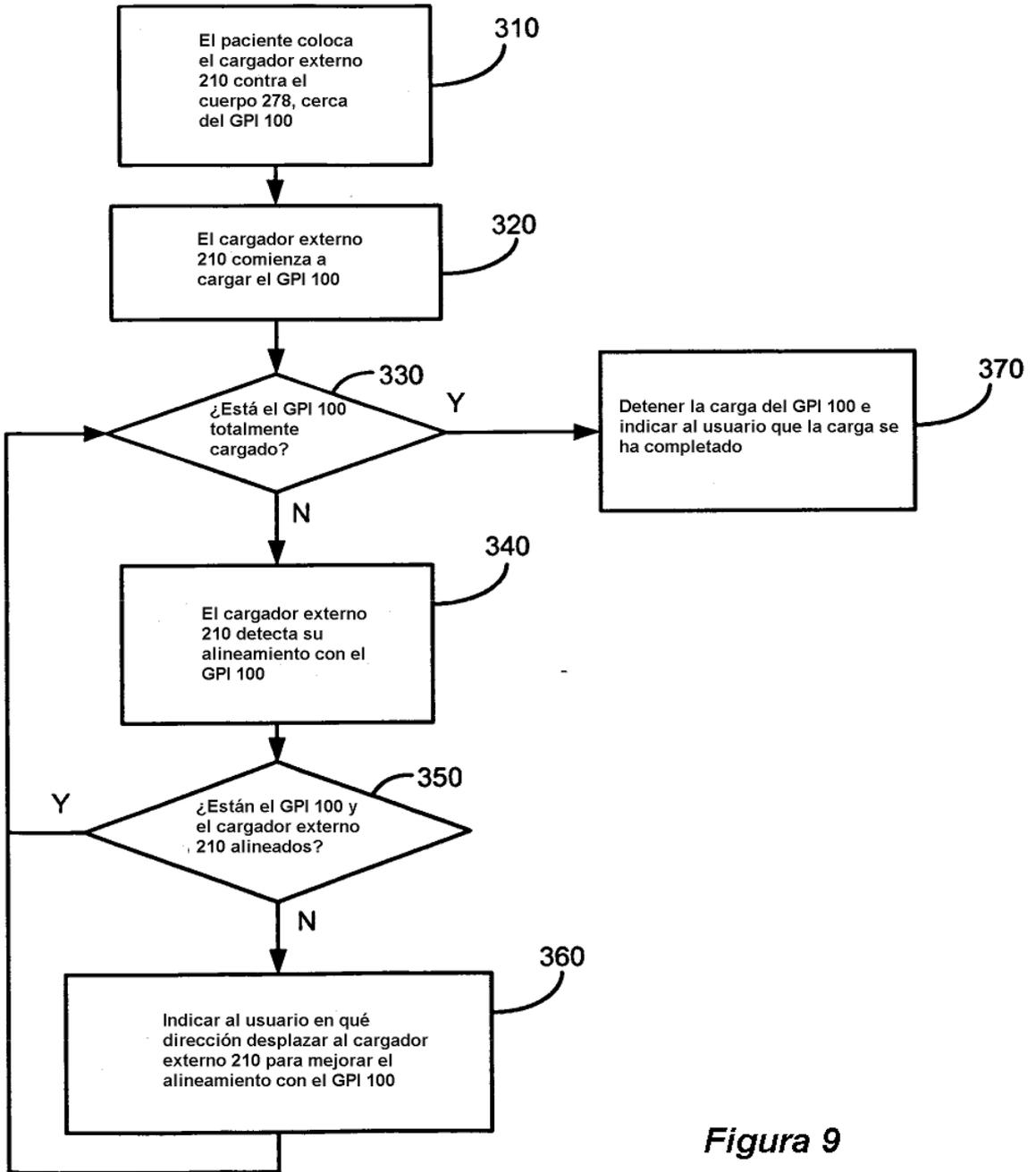


Figura 9

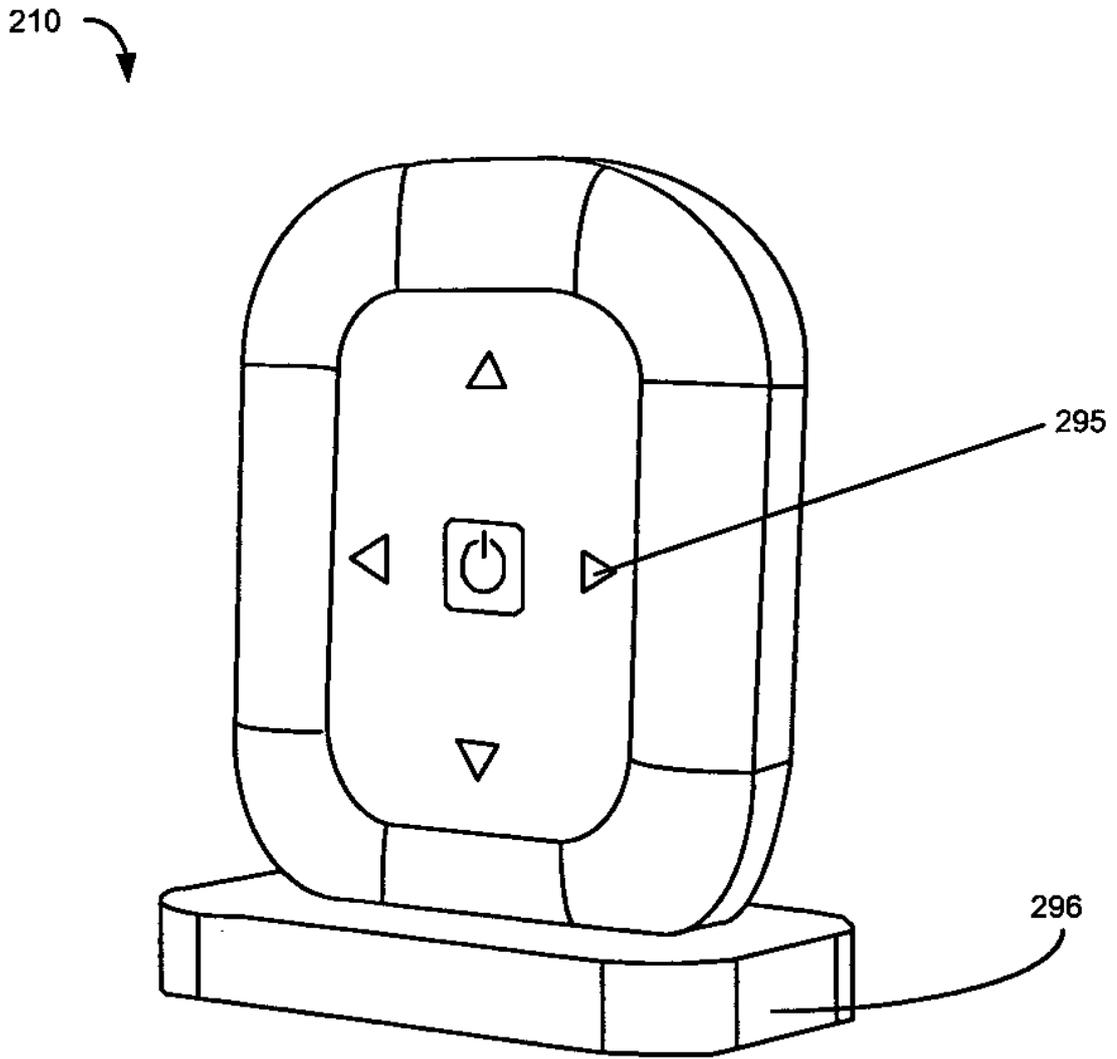


Figura 10