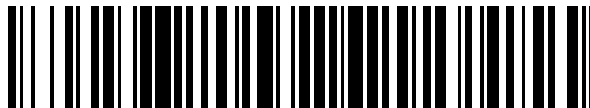


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 598 486**

51 Int. Cl.:

A61N 1/372 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.08.2008 PCT/US2008/072879**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.03.2009 WO09035806**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.08.2008 E 08797683 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.07.2016 EP 2185239**

54 Título: **Telemetría de datos inductivos de campo giratorio y transferencia de energía en un sistema de dispositivo médico implantable**

30 Prioridad:

11.09.2007 US 853624

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

27.01.2017

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**STOUFFER, THOMAS, WARREN;
FREIDIN, LEV y
AGHASSIAN, DANIEL**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 598 486 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

Telemetría de datos inductivos de campo giratorio y transferencia de energía en un sistema de dispositivo médico implantable

Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

- 5 Esta es una solicitud internacional (PTC) que reivindica la prioridad de la solicitud de patente US n.º de serie 11/853.624, presentada el 11 de septiembre de 2007.

Campo de la invención

La presente invención se refiere a telemetría de datos y/o a una técnica de transferencia de energía que tiene aplicabilidad a sistemas de dispositivos médicos implantables.

10 **Antecedentes**

Los dispositivos de estimulación implantables son dispositivos que generan y suministran estímulos eléctricos a los nervios y tejidos del cuerpo para la terapia de diversos trastornos biológicos, tales como marcapasos para tratar arritmia cardíaca, desfibriladores para tratar fibrilación cardíaca, estimuladores cocleares para tratar la sordera, estimuladores retinianos para tratar la ceguera, estimuladores musculares para producir un movimiento coordinado de las extremidades, estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, estimuladores corticales y cerebrales profundos para el tratamiento de trastornos motores y psicológicos, y otros estimuladores neuronales para el tratamiento de incontinencia urinaria, apnea del sueño, subluxación de hombro, etc. La presente invención puede encontrar aplicabilidad en todas estas aplicaciones, aunque la descripción que sigue generalmente se centra en el uso de la invención dentro de un sistema de estimulación de la médula espinal (SCS), tal como el descrito en la patente US 6.516.227.

La estimulación de la médula espinal es un método clínico bien aceptado para reducir el dolor en ciertas poblaciones de pacientes. Como se muestra en las figuras 1A y 1B, un sistema de SCS incluye típicamente un generador de pulsos implantable (IPG) 100, que incluye una carcasa biocompatible 30 formada de titanio, por ejemplo. La carcasa 30 suele contener los circuitos y la fuente de alimentación o la batería necesaria para que el IPG funcione, aunque los IPGs también pueden ser alimentados a través de la energía de RF externa y sin batería. El IPG 100 está acoplado a unos electrodos 106 a través de uno o más conductores de electrodos (se muestran dos de estos conductores 102 y 104), de manera que los electrodos 106 forman un conjunto de electrodos 110. Los electrodos 106 son llevados en un cuerpo flexible 108, que también aloja cables de señal individuales 112 y 114 acoplados a cada electrodo. En la realización ilustrada, hay ocho electrodos en el conductor 102, etiquetados E₁-E₈, y ocho electrodos en el conductor 104, etiquetados E₉-E₁₆, aunque el número de conductores y de electrodos es específico de la aplicación y, por lo tanto, puede variar.

Como se muestra en la figura 2, el IPG 100 típicamente incluye un conjunto de sustrato electrónico 14 que incluye una placa de circuito impreso (PCB) 16, junto con diversos componentes electrónicos 20, tales como microprocesadores, circuitos integrados, y condensadores montados en la PCB 16. Dos bobinas están generalmente presentes en el IPG 100: una bobina de telemetría 13 se utiliza para transmitir/recibir datos a/desde un controlador externo 12; y una bobina de carga 18 para cargar o recargar la batería 26 o fuente de alimentación del IPG utilizando un cargador externo 50. La bobina de telemetría 13 se puede montar dentro del conector delantero 36, como se muestra.

Como se acaba de señalar, un controlador externo 12, tal como un programador portátil o un programador de un médico, se utiliza para enviar datos de forma inalámbrica y recibir datos desde el IPG 100. Por ejemplo, el controlador externo 12 puede enviar datos de programación al IPG 100 para dictar la terapia que el IPG 100 proporcionará al paciente. Además, el controlador externo 12 puede actuar como un receptor de datos desde el IPG 100, tal como diversos datos que informan sobre el estado del IPG. El controlador externo 12, como el IPG 100, también contiene una PCB 70 sobre la que se colocan los componentes electrónicos 72 para controlar la operación del controlador externo 12. Una interfaz de usuario 74 similar a la utilizada para un ordenador, teléfono celular, u otro dispositivo electrónico portátil, y que incluye botones táctiles y una pantalla, por ejemplo, permite que un paciente o médico opere el controlador externo 12. La comunicación de datos hacia y desde el controlador externo 12 está activada por una bobina 17, que se describe más adelante.

El cargador externo 50, también típicamente un dispositivo portátil, se utiliza para transmitir de forma inalámbrica energía al IPG 100, donde la energía se puede utilizar para recargar la batería del IPG 26. La transferencia de energía desde el cargador externo 50 se activa mediante una bobina 17', que se describe más adelante. Para el propósito de la explicación básica aquí, el cargador externo 50 se representa como que tiene una construcción similar a la del controlador externo 12, pero en realidad será diferente de acuerdo con su funcionalidad, como un experto en la técnica apreciará. Sin embargo, dadas las similitudes básicas entre el controlador externo 12 y el cargador externo 50 en lo que se refiere a esta divulgación, se representan como un único dispositivo externo 60 en la figura 3.

La transferencia inalámbrica de datos y/o la transferencia de energía entre el dispositivo externo 60 y el IPG 100 se realiza a través del acoplamiento inductivo y, específicamente, acoplamiento inductivo magnético. Para implementar esta funcionalidad, y como se ha aludido anteriormente, el IPG 100 y el dispositivo externo 60 tienen bobinas que actúan juntas como un par. Cuando el dispositivo externo 60 es un controlador externo 12, el par relevante de bobinas comprende la bobina 17 desde el controlador y la bobina 13 del IPG. Cuando el dispositivo externo 60 es un cargador externo 50, el par relevante de bobinas comprende la bobina 17 desde el cargador externo y la bobina 18 del IPG. En el dispositivo externo genérico 60 representado en la figura 3, solo un par de bobinas se representa por simplicidad, a saber, la bobina 62 desde el dispositivo externo 60 (que puede comprender cualquiera la bobina 17 o 17'), y la bobina 64 desde el IPG 100 (que puede comprender la bobina 13 o 18). Cualquier bobina 62 o 64 puede actuar como el transmisor o el receptor, lo que permite una comunicación bidireccional entre el dispositivo externo 60 y el IPG 100.

Cuando los datos ha de enviarse desde el dispositivo externo 60 al IPG 100, por ejemplo, la bobina 62 se activa con una corriente alterna (CA). Esta activación de la bobina 62 para transferir datos puede realizarse usando un protocolo de teclado de cambio de frecuencia (FSK), por ejemplo, tal como se describe en la solicitud de patente n.º de serie 11/780.369, presentada el 19 de julio de 2007, que se incorpora aquí por referencia en su totalidad. La activación de la bobina 62 induce un campo electromagnético 29, que a su vez induce una corriente en la bobina del IPG 64, cuya corriente puede entonces demodularse para recuperar los datos originales.

Cuando la potencia va a ser transmitida desde el dispositivo externo 60 al IPG 100, la bobina 62 de nuevo se activa con una corriente alterna. Esta activación es generalmente de una frecuencia constante, y de una magnitud más grande que la utilizada durante la transferencia de datos, pero por lo demás la física implicada es similar.

Independientemente de si el dispositivo externo 60 está transfiriendo datos o potencia, la energía utilizada para activar la bobina 62 puede venir desde una batería en el dispositivo externo 60 (no mostrado en la figura 3), que al igual que la batería del IPG 26, es preferentemente recargable. Sin embargo, la energía también puede provenir de la conexión del dispositivo externo 60 en una clavija de salida de la pared (no mostrada), etc.

Como es bien sabido, la transmisión inductiva de datos o energía se puede producir de forma transcutánea, es decir, a través del tejido 25 del paciente, por lo que, es especialmente útil en un sistema de dispositivo implantable médico. Durante la transmisión de datos, las bobinas 62 y 64 se encuentran preferentemente en planos que son paralelos, a lo largo de ejes colineales, y con las bobinas lo más cerca posible entre sí, como se muestra en general en la figura 3. Esta orientación entre las bobinas 62 y 64, en general, mejorará el acoplamiento entre las mismas, pero la desviación de las orientaciones ideales todavía puede resultar en datos adecuadamente fiables o de transferencia de energía.

Sin embargo, la realización de esta condición de orientación ideal se basa necesariamente en la implementación exitosa por parte del usuario del dispositivo externo 60. Por ejemplo, y como se muestra en la figura 4, si el ángulo θ entre el eje 54 de la bobina 62 y el eje 56 de la bobina 60 es no ideal (es decir, no cero), la transferencia de datos o energía será no ideal. Cuando los ejes 54, 56, son perpendiculares, teóricamente no se transferirá ninguna energía, y de manera realista se transferirá solamente una cantidad insignificante de energía. Otra orientación no ideal entre la bobina 62 y la bobina 60 se muestra en la figura 5. En este caso, los ejes 54 y 56 de las bobinas son paralelas, al igual que sus planos 51 y 52, pero no son colineales, con el resultado de que las bobinas no se superponen. Esto también afecta negativamente el acoplamiento de la bobina 62 a la bobina 64.

Las orientaciones no ideales representadas en las figuras 4 y 5 ilustran que un usuario de un dispositivo externo 60 debe estar atento a la colocación correcta de ese dispositivo en relación con el IPG 100. El requerir la colocación correcta por parte del usuario es, por supuesto, un inconveniente de este hardware del sistema IPG tradicional, porque no es realista asumir que cualquier usuario dado estará tan atento, y como datos resultado, la transferencia de datos o de potencia puede verse afectada negativamente.

Exacerbando además el problema potencial de la orientación externa indebida del dispositivo respecto al IPG es el reconocimiento de que las orientaciones inadecuadas no son necesariamente siempre el resultado de la inadvertencia del usuario. Hasta el momento, se ha asumido que es relativamente fácil que el usuario entienda o infiera la posición de las bobinas 62 y 64. Por ejemplo, cuando el dispositivo externo 60 y el IPG 100 son básicamente planos, la colocación de las bobinas 62, 64 cerca de la orientación ideal representada en la figura 3 no es difícil. Pero ¿y si el dispositivo externo 60 o el IPG 100 no son planos? ¿Qué pasa si las bobinas están montadas dentro de la carcasa de una manera en la que la posición de la bobina no se puede deducir? ¿Y si el IPG 100 se implanta profundo en un paciente, de manera que la orientación de su bobina 62 no puede deducirse a través del tejido del paciente? ¿Qué pasa si el IPG 100 se mueve o gira dentro del paciente después de que se implante? Cualquiera de estos efectos puede hacer que sea difícil o imposible, incluso para un usuario atento, alinear correctamente la bobina 62 en el dispositivo externo 60 y la bobina 64 en el IPG 100.

A partir de lo anterior, debe quedar claro que la técnica de los sistemas de dispositivos médicos implantables acoplados magnéticamente se beneficiaría de técnicas mejoradas para garantizar un buen acoplamiento entre el dispositivo externo y el IPG, incluso durante condiciones de alineación no ideales. Esta divulgación proporciona realizaciones de una solución de este tipo. El documento US-A-6 141 588 divulga el estado de la técnica más

relevante. La invención se define en la reivindicación 1.

Breve descripción de los dibujos

Las figuras 1A y 1B muestran un generador de pulsos implantable (IPG), y la manera en que un conjunto de electrodos está acoplado al IPG de acuerdo con la técnica anterior.

5 La figura 2 muestra la comunicación inalámbrica de datos entre un controlador externo y un IPG, y la comunicación inalámbrica de energía desde un cargador externo al IPG.

La figura 3 generaliza el controlador externo y la carga externa a un único dispositivo externo.

Las figuras 4 y 5 muestran tipos de orientaciones no ideales entre el dispositivo externo y el IPG que dan como resultado un acoplamiento pobre y, por lo tanto, datos y transferencia de energía pobres.

10 La figura 6 muestra una realización del enfoque de la bobina de transmisor dual divulgada, en la que se usan bobinas duales ortogonales en el transmisor del sistema de IPG de dispositivo externo.

Las figuras 7 y 8 muestran los circuitos del transmisor utilizados en el transmisor, y muestra que las dos bobinas se accionan con los datos de difusión con una diferencia de fase de aproximadamente 90 grados.

La figura 9 muestra la estructura interna de un dispositivo externo, que incluye las bobinas de transmisor dual.

15 La figura 10 muestra los circuitos del receptor utilizables en un dispositivo que utiliza bobinas de transmisor duales.

Descripción detallada

20 La descripción que sigue se refiere al uso de la invención dentro de un sistema de estimulación de la médula espinal (SCS). Sin embargo, la invención no es tan limitada. Más bien, la invención se puede utilizar con cualquier tipo de sistema de dispositivo médico implantable que podría beneficiarse del acoplamiento mejorado entre un dispositivo externo y el dispositivo implantado. Por ejemplo, la presente invención se puede usar como parte de un sistema que emplea un sensor implantable, una bomba implantable, un marcapasos, un desfibrilador, un estimulador coclear, un estimulador retiniano, un estimulador configurado para producir un movimiento coordinado de las extremidades, un estimulador cerebral cortical y profundo, o en cualquier otro estimulador neural configurado para tratar cualquiera de una variedad de condiciones.

25 Como se muestra en la ilustración simplificada de la figura 6, el sistema de dispositivo médico implantable mejorado descrito utiliza bobinas duales 62a y 62b en el dispositivo de transmisión. En una implementación preferida, las bobinas duales 62a y 62b se incluyen en el dispositivo externo 60 tal como el transmisor, aunque las bobinas duales también podrían incluirse en el IPG para mejorar su capacidad de datos de estado de telémetro de retorno. Cuando las bobinas duales 62a y 62b se incluyen en el dispositivo externo 60, el dispositivo externo es más preferiblemente el controlador externo 12, pero también podría comprender el cargador externo 50 (ver la figura 2). Por razones de simplicidad, y sin intención de limitar la técnica, la descripción anterior describe una realización que emplea estas preferencias en las que se emplean las bobinas duales de transmisión en un controlador externo para una transferencia de datos mejorada.

30 Como se muestra en la figura 6, las bobinas duales 62a y 62b están envueltas respectivamente alrededor de los ejes 54a y 54b que son preferentemente ortogonales, es decir, el ángulo entre los ejes 54a y 54b es preferiblemente de 90 grados. Sin embargo, esto no es estrictamente necesario, y la técnica divulgada mejora la técnica anterior si se utiliza cualquier ángulo no nulo entre los ejes 54a y 54b. Dicho esto, el máximo beneficio se logra cuando este ángulo se aproxima a 90 grados, es decir, aproximadamente 90 lo más cerca que las tolerancias mecánicas permitan.

35 Las figuras 7 y 8 representan los circuitos del transmisor 210 que se utilizan para accionar las dos bobinas 62a y 62b. La figura 7 describe tales circuitos en una forma de diagrama de bloques básico, mientras que la figura 8 muestra detalles adicionales como actualmente preferidos en una implementación real. En cualquier caso, se debe entender que otros detalles de los circuitos del transmisor no se exponen por claridad, pero son bien conocidos.

40 Como se muestra en la figura 7, las dos bobinas 62a y 62b se accionan con la misma señal, pero fuera de fase, y más preferiblemente con un desplazamiento de fase de 90 grados entre las mismas. Por ejemplo, se considera una aplicación en la que las bobinas duales 62a y 62b se utilizan en un controlador externo para bits de datos de telémetro en serie para el IPG 100. Esas señales se centran alrededor de $f_c = 125$ kHz, con un bit '1' lógico representado por una señal de entrada 80 de aproximadamente 129kHz (f_1), y un bit '0' lógico está representado por una señal de entrada 80 de aproximadamente 121kHz (f_0). (Este ejemplo ilustra el uso de la modulación FSK, que se describe con más detalle en la solicitud '369 incorporada anteriormente). Esta señal de entrada modulada 80 está dividida, y está desplazada en fase aproximadamente 90 grados (es decir, por $1 / (4 * f_c)$, o 2 microsegundos) en la pata que va al accionador 82b de la bobina 62b. Este cambio de fase en la pata a la bobina 62b puede comprender un desfase de 90 grados o un conductor de 90 grados cuando se compara con la señal en la pata superior a la bobina 62a; sin embargo, para facilitar la descripción, en el presente documento se ilustra una señal de retraso. Debe tenerse en cuenta que el desplazamiento de fase entre las dos patas es de aproximadamente 90 grados, y el ángulo real entre las mismas en función de la frecuencia particular (f_0 o f_1) que se está procesando en un momento dado.

La figura 8 divulga un esquema más detallado de los circuitos del transmisor 210 en una realización preferida. La generación de las señales de accionamiento para las dos bobinas 62a y 62b comienza con microcontrolador 150 del dispositivo externo, preferentemente la pieza MSP430 fabricada por Texas Instruments, Inc. El microcontrolador 150 emite una cadena de bits de datos digitales que, en última instancia, serán transmitidos de forma inalámbrica mediante los circuitos 210 del transmisor. Los datos digitales se envían a los circuitos de modulación (oscilador) 90, preferiblemente la pieza AD9834 fabricada por Analog Devices, Inc. El oscilador 90 convierte los bits digitales a las formas de onda de CA, cuya frecuencia depende del estado lógico del bit particular que está siendo procesado (de nuevo, como es consistente con el uso de un protocolo FSK). En esta realización, la frecuencia central f_c' como salida por el oscilador 90 es de 250 kHz, o dos veces la frecuencia central deseada $f_c = 125$ kHz para ser finalmente transmitida por el circuito transmisor 210. Cuando se modula con los estados lógicos, el resultado es una salida de CA de cualquiera de $f_0' = 242$ kHz o $f_1' = 258$ kHz. Esta salida de CA se conecta a continuación en una onda cuadrada de la misma frecuencia mediante un comparador 92 como apreciará un experto en la técnica.

A continuación, la señal de datos de onda cuadrada modulada se divide en dos patas que, en última instancia, accionan las dos bobinas 62a y 62b. Cada pata recibe la salida de onda cuadrada en una entrada de reloj (CLK) de biestables DQ 96a y 96b, aunque los datos recibidos en la pata se invierten mediante un inversor 94. El inversor trabaja esencialmente un cambio de 180 grados en la señal de datos de onda cuadrada. La salida Q' complementaria de cada biestable 96a y 96b se acopla a la entrada D correspondiente. Teniendo en cuenta esta disposición, y apreciando que los biestables 96a y 96b solo pueden cambiar los estados de los datos en un borde ascendente de su entrada de reloj, el efecto es que las salidas (Q/Q') de los biestables 96a y 96b comprenden una señal de onda cuadrada a la mitad de la frecuencia (es decir, las frecuencias de $f_0 = 121$ kHz y $f_1 = 129$ kHz), pero en las que la señal de activación de la pata inferior está desfasada 90 grados. Este cambio aproximado de 90 grados en la frecuencia inferior de la señal ($f_c = 125$ kHz) se deriva a partir del desplazamiento de aproximadamente 180 grados impartido por el inversor 94 en la señal de frecuencia más alta ($f_c' = 250$ kHz).

Las señales de onda cuadrada de frecuencia más baja a su vez se utilizan para la resonancia de las bobinas 62a y 62b, una vez más, con las señales que llegan a la bobina 62b con un desfase de 90 grados. La resonancia se logra por cada bobina 62a y 62b a través de una conexión en serie a un condensador de sintonización 98a, 98b, haciendo un circuito LC resonante. Como un experto en la técnica apreciará, los transistores del canal N (NCH) y del canal P (PCH) se cierran por la salida (Q) o la salida complementaria (Q') de los biestables 96a y 96b para aplicar la tensión, Vbat, necesaria para activar las bobinas 62a y 62b. Esta tensión Vbat proviene de la batería (u otra fuente de alimentación) con el dispositivo externo 60. Un experto en la técnica apreciará que la disposición divulgada invierte la polaridad de esta tensión de la batería Vbat a través del circuito LC conectado en serie (+Vbat seguido por -Vbat seguido de +Vbat, etc.), que a su vez hace que las bobinas resuenen y, por lo tanto, emitan en las frecuencias de interés ($f_0 = 125$ kHz; $f_1 = 129$ kHz). Debe entenderse que los circuitos del transmisor 210 como se representan en la figura 8 se podrían hacer de diferentes maneras y, por lo tanto, lo que se describe es meramente un ejemplo no limitativo.

La figura 9 muestra la estructura de un dispositivo externo 60 y la orientación física de las bobinas 62a y 62b, así como algunos de los otros componentes. Según lo previsto, el dispositivo externo 60 como se muestra comprende un controlador externo, pero también podría comprender un cargador externo (véase la figura 2). De manera que los componentes internos se puedan ver más fácilmente, el dispositivo externo (controlador) 60 se representa sin su carcasa exterior, y desde perspectivas delantera, trasera y lateral.

Como se muestra, el dispositivo externo (controlador) 60 comprende una placa de circuito impreso (PCB) 120, cuyo lado delantero lleva la interfaz de usuario, incluyendo una pantalla 124 y unos botones 122. Los circuitos operativos, que incluyen las bobinas 62a y 62b y la batería 126, están situados en el lado posterior de la PCB 120, junto con otros componentes integrados y discretos necesarios para implementar la funcionalidad del controlador externo. Como se ve en las vistas trasera y lateral, las dos bobinas 62a y 62b están envueltas respectivamente alrededor de los ejes 54a y 54b, que son ortogonales. La bobina 62a está envuelta en una configuración de pista de carreras alrededor de la parte posterior de la PCB 120, mientras que la bobina 62b se envuelve alrededor de un núcleo de ferrita 128 y se fija a la PCB 120 mediante epoxi.

Con el circuito transmisor 210 y la construcción física del dispositivo externo (controlador) 60 expuesto, se explica brevemente la teoría de operación del dispositivo. Al hacer que las señales de entrada a las dos bobinas estén 90 grados fuera de sincronización, el campo magnético producido por las dos bobinas girará de manera efectiva alrededor de un tercer eje 54c (figura 6) ortogonal a los dos ejes 54a y 54b de las bobinas. El efecto puede ser una analogía a un hilado magnético de barra alrededor del eje 54c con una velocidad angular de f_0 (121 kHz) o f_1 (129 kHz) en función del estado de los datos que se transmiten en un momento dado. Debido a los giros producidos por el campo magnético, el número y la gravedad de valores nulos en el campo magnético se reducen en la bobina receptora 64 en el IPG 100. De hecho, la única condición nula significativa existe cuando los ejes del campo de giro 54c y el eje de la bobina receptora 56 están alineados (no se muestra en la figura 6). Como resultado, el sistema no depende de la atención del usuario para proporcionar un acoplamiento adecuado entre las bobinas 62a y 62b en el dispositivo externo 60 y la bobina 64 en el IPG 100, con el resultado de que se mejora la fiabilidad de los datos o de transferencia de energía.

Afortunadamente, el uso de la técnica de doble bobina divulgada no requiere ningún cambio en el circuito del receptor que se utiliza junto con la bobina receptora 64 en el IPG 100. Esto resulta de la comprensión de que la corriente puede ser inducida en la bobina receptora 64, ya sea cambiando la magnitud del campo magnético producido (como ocurre en sistemas de bobinas transmisoras de señales tradicionales), o cambiando la dirección del campo magnético (como ocurre con la técnica de doble bobina transmisora divulgada). En cualquier caso, un experto en la técnica debe apreciar que la ley de Faraday ilustra que la corriente inducida en la bobina receptora será equivalente a si se usa una sola bobina transmisora, o se usan dos bobinas transmisoras ortogonales, pero accionadas 90 grados fuera de fase. Esto supone, sin embargo, que cada una de las bobinas 62a y 62b en el sistema de doble bobina son capaces de generar un campo magnético de la misma resistencia que el producido por la bobina singular en un sistema de una sola bobina. El diseño de las bobinas 62a y 62b (número de vueltas, etc.) y los circuitos 210 del transmisor para lograr una resistencia magnética igual de los dos campos magnéticos de contribución, por lo tanto, es deseable, pero no es absolutamente necesario. Los beneficios de la utilización de bobinas transmisoras dobles todavía se aprecian incluso si las bobinas no contribuyen igualmente al campo magnético producido.

A partir de lo anterior, y debido al deseo de mantener una magnitud constante de corriente inducida en la bobina receptora, el enfoque de doble bobina divulgado puede proporcionar más potencia (por ejemplo, el doble de potencia) que los enfoques que usan bobinas individuales. Este requisito de potencia adicional generalmente no es problemático, ya que la potencia de la batería en el dispositivo externo no es crítica y puede recargarse fácilmente durante los períodos en los que no se utiliza el dispositivo externo 60. En cualquier caso, claramente es beneficioso que la implementación de la técnica de doble bobina no requiera ningún mecanizado adicional del IPG o su circuito receptor.

Aunque el circuito del receptor en el IPG 100 no requiere modificaciones, el circuito receptor en el dispositivo externo 60 pueden modificarse para tener en cuenta las dos bobinas 62a y 62b, suponiendo que tales bobinas se utilizan como las antenas para la llamada "telemetría de retorno" (por ejemplo, los datos de estado) del IPG 100. (Obviamente, el dispositivo externo 60 no contendría ningún circuito receptor en un sistema de IPG que carece de la capacidad de telemetría de retorno).

Un circuito receptor 220 ejemplar utilizable con las bobinas duales 62a y 62b en el dispositivo externo 60 y para recibir una señal inalámbrica de datos modulados desde el IPG 100 se muestra en la figura 10. Al igual que con el circuito transmisor 210 (figuras 7 y 8) el circuito receptor 220 comprende dos patas acopladas a cada una de las dos bobinas. Unos preamplificadores (preamps) 130a y 130b inicialmente amplifican las señales moduladas recibidas desde las dos bobinas 62a y 62b, respectivamente. A continuación, la señal amplificada desde el preamplificador 130b se desplaza 132 en 90 grados, cuyo desplazamiento puede ser impartido por cualquier número de enfoques de circuitos como un experto en la técnica apreciará. Al igual que con el circuito transmisor 210, este desplazamiento de fase 132 puede comprender un retraso o adelanto de la señal comparable como recibida desde la bobina 62a; un retraso es preferible porque es más fácil de implementar.

A continuación, las señales amplificadas, con el desplazamiento de fase aplicado entre las mismas, se añaden juntas en un circuito sumador 134, que a su vez puede comprender cualquier circuito sumador analógico conocido en la técnica. La señal resultante se somete después a un filtro de paso de banda (BPF) 136, que elimina el componente de las frecuencias de la señal fuera de la banda de frecuencia de interés (por ejemplo, fuera del intervalo de 121 a 129 kHz). Esta señal entonces se demodula de nuevo en bits digitales en un bloque demodulador 138 que opera bajo el control de un oscilador local 140. El ruido se elimina de estos bits digitales en un bloque de filtro de paso bajo 142, que luego permite que los datos recibidos en envíen al microcontrolador 150 del controlador externo para su interpretación y procesamiento. Un experto en la técnica apreciará que el sumador 134, el BPF 136, el bloque de demodulación 138, el oscilador local 140, y el LPF 142, o cualquier combinación de estos bloques, pueden comprender circuitos de demodulación de manera colectiva.

El circuito receptor 220 de la figura 10 no es la única manera en la que los datos pueden ser recibidos en las dos bobinas 62a y 62b. Por ejemplo, durante los períodos de recepción de datos, cada antena (bobina) 62a y 62b podría ser monitorizada de forma secuencial durante una porción de preámbulo del protocolo de comunicación para evaluar la calidad de la señal en cada bobina de antena. A continuación, la bobina 62a o 62b con la mejor calidad de señal se podría utilizar para la recepción, con la otra bobina desconectada durante el resto del período de recepción de datos.

Otras realizaciones de la invención se pueden variar a partir de las realizaciones preferidas descritas. Por ejemplo, y como se señaló anteriormente, ni el ángulo físico entre los ejes 54a y 54b de las bobinas transmisoras 62a y 62b, ni el ángulo de fase entre la señal de accionamiento de las mismas, tienen por qué ser exactamente 90 grados.

Aunque se describe en el contexto de un sistema de dispositivo médico implantable para el que se contempló originalmente la invención, debe reconocerse que el enfoque de doble bobina mejorado en el presente documento no está limitado de esta manera, y se puede usar en otros contextos que empleen comunicaciones a través de acoplamiento inductivo magnético, tal como en sistemas de identificación por radiofrecuencia (RFID), etc. Los circuitos divulgados también se pueden utilizar en cualquier contexto en el que el acoplamiento inductivo magnético se podría utilizar como un medio de comunicación, incluso si no se utilizara anteriormente.

5 Aunque se han mostrado y descrito realizaciones particulares de la presente invención, debe entenderse que la descripción anterior no pretende limitar la presente invención a estas realizaciones. Será obvio para los expertos en la técnica que varios cambios y modificaciones pueden hacerse sin apartarse del espíritu y del alcance de la presente invención. Por lo tanto, la presente invención está prevista que cubra alternativas, modificaciones y equivalentes que puedan caer dentro del alcance de la presente invención como se define mediante las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo externo (60) utilizable para la transferencia de energía o datos a un dispositivo médico implantable, que comprende:
- 5 una placa de circuito impreso (120) que tiene un lado frontal y un lado posterior, en el que el lado frontal de la placa de circuito impreso (120) lleva una interfaz de usuario;
- una primera bobina (62a) formada en un primer plano paralelo a la placa de circuito impreso (120) y que comprende una pluralidad de vueltas envueltas alrededor de un primer eje perpendicular al primer plano, estando envuelta la primera bobina (62a) en una configuración de pista de carreras alrededor de la parte posterior de la placa de circuito impreso (120);
- 10 una segunda bobina (62b) que comprende una pluralidad de vueltas envueltas alrededor de un segundo eje, en el que el primer eje es ortogonal al segundo eje, y en el que la segunda bobina (62b) está envuelta alrededor de un núcleo de ferrita (128) y fijada a la placa de circuito impreso (120);
- un circuito transmisor configurado para producir una señal para accionar las primera y segunda bobinas (62a, 62b); y
- 15 una batería (126);
- en el que la primera y segunda bobinas (62a, 62b), el circuito transmisor y la batería (126) están situados en el lado posterior de la placa de circuito impreso (120); y
- en el que la señal está desplazada en fase en una de las bobinas cuando se compara con la otra bobina para producir un campo magnético giratorio para la transferencia de energía o datos al dispositivo médico implantable.
- 20 2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el campo magnético gira alrededor de un tercer eje, en el que el tercer eje es preferentemente ortogonal al primer y segundo ejes.
3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la señal comprende una señal de datos modulada, en el que la señal de datos modulada se modula preferentemente usando un protocolo de modulación por desplazamiento de frecuencia.
- 25 4. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la primera y segunda bobinas están acopladas al circuito receptor para recibir una transmisión inalámbrica desde el dispositivo médico implantable.
5. El dispositivo de la reivindicación 1, que comprende además una carcasa, en el que la carcasa contiene la placa de circuito impreso (120), la primera y segunda bobinas, y el circuito transmisor, en el que la carcasa es preferiblemente portátil.
- 30 6. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la señal está desplazada en fase en una de la primera y segunda bobinas en comparación con la otra de la primera y la segunda bobinas en 90 grados.
7. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la interfaz de usuario comprende una pantalla y unos botones.
8. El dispositivo de la reivindicación 4, en el que el circuito receptor comprende:
- 35 un sumador configurado para recibir una primera y segunda señales de la primera y segunda bobinas, respectivamente, en el que el sumador añade la primera y segunda señales recibidas, y
- un circuito de demodulación acoplado a la salida del sumador;
- en el que una de la primera y segunda señales es una señal desplazada en fase con respecto a la otra de la primera y segunda señales antes de ser recibida en el sumador.

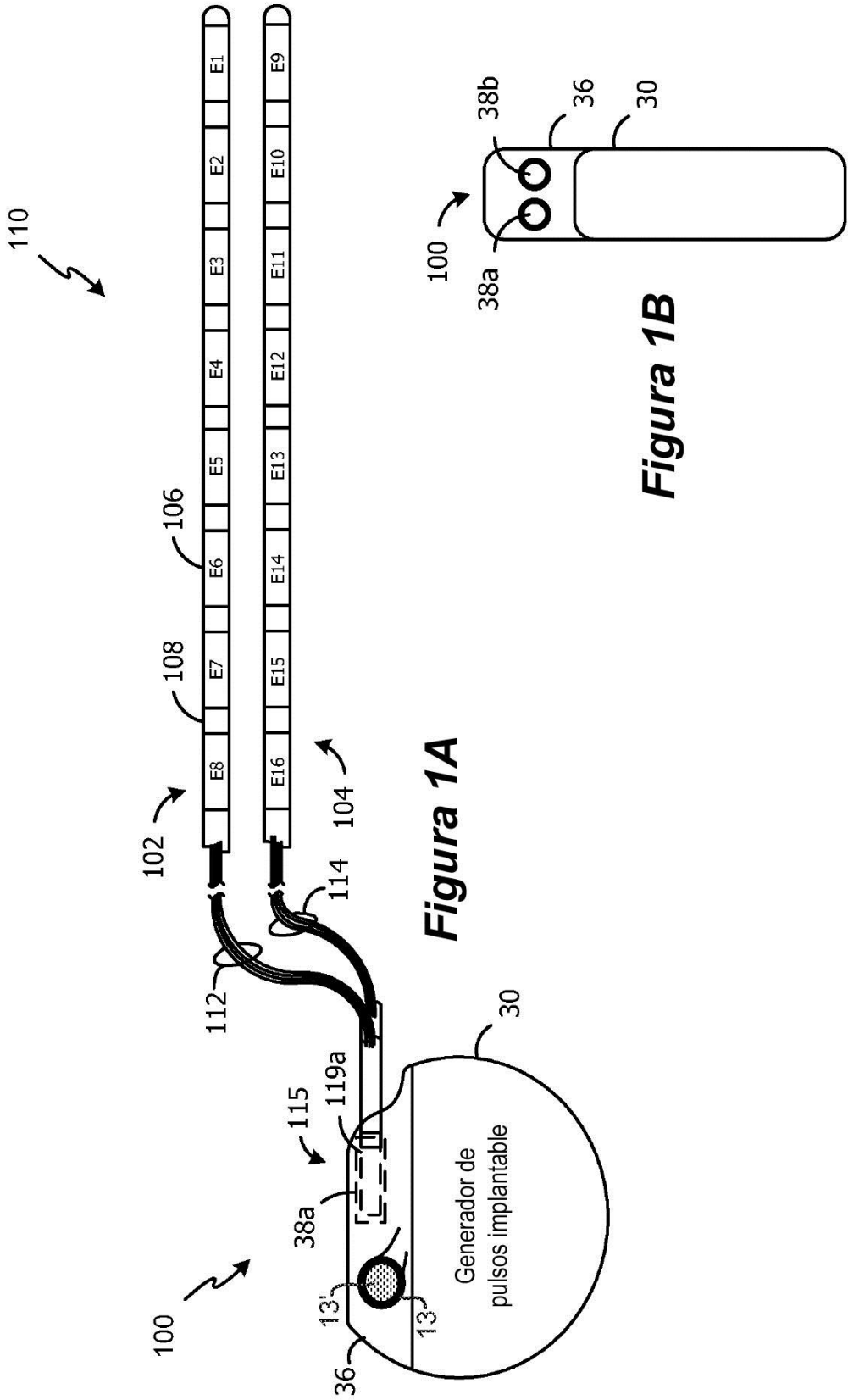


Figura 1A

Figura 1B

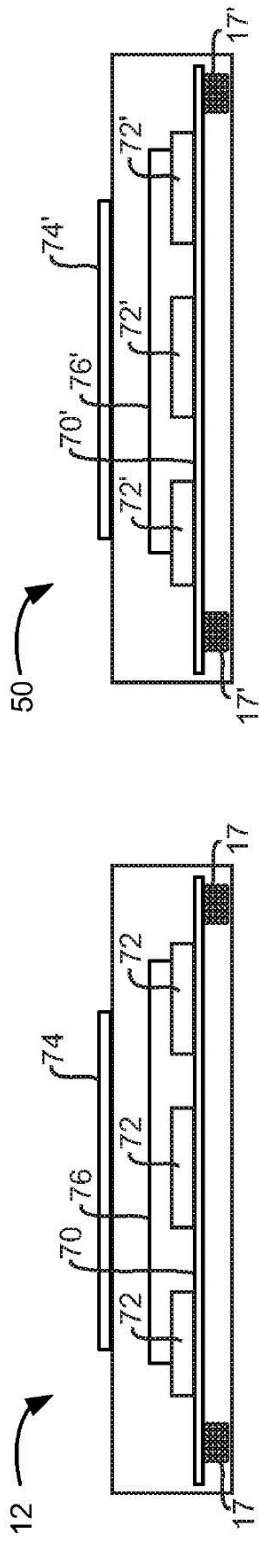
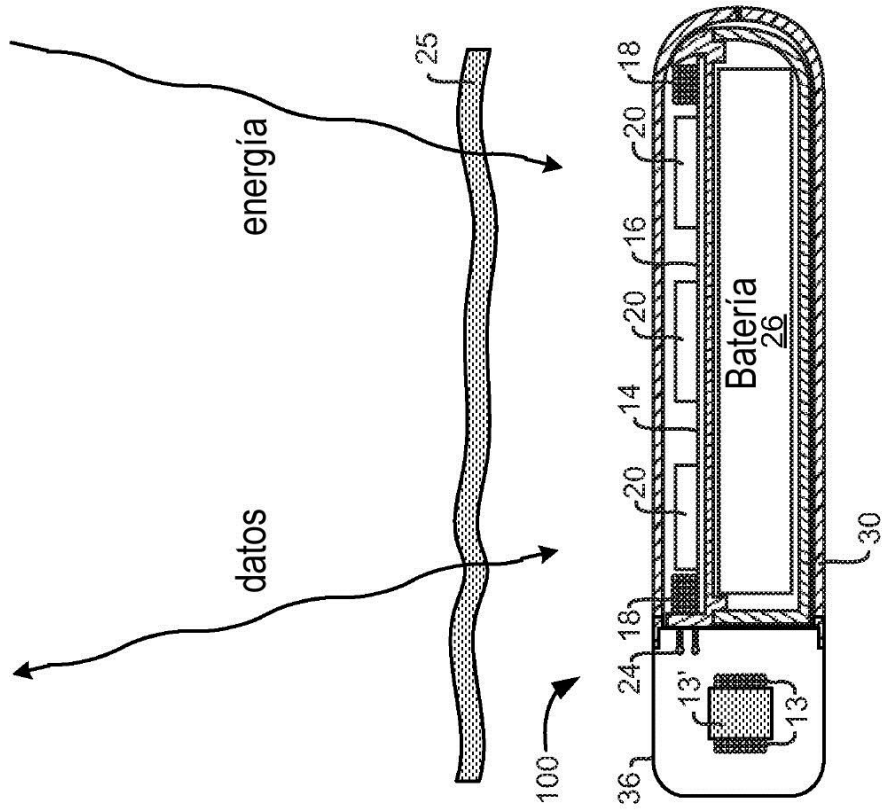


Figura 2
(técnica
anterior)



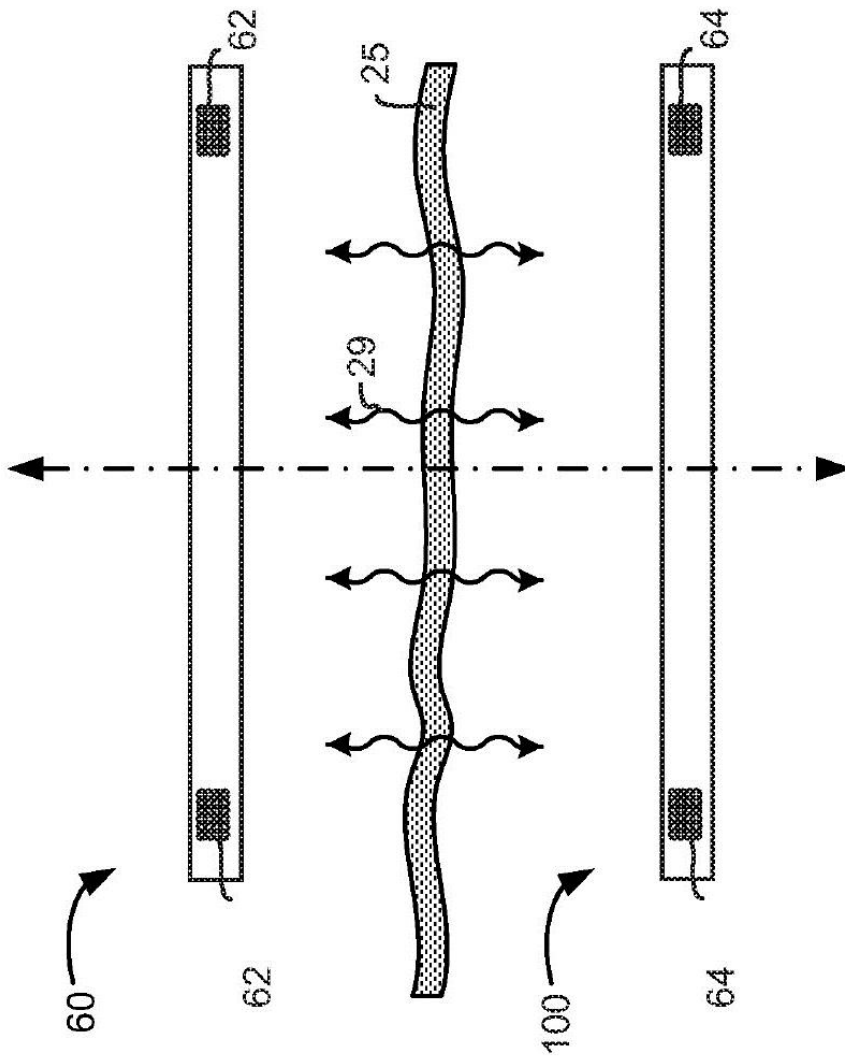


Figura 3
(técnica anterior)

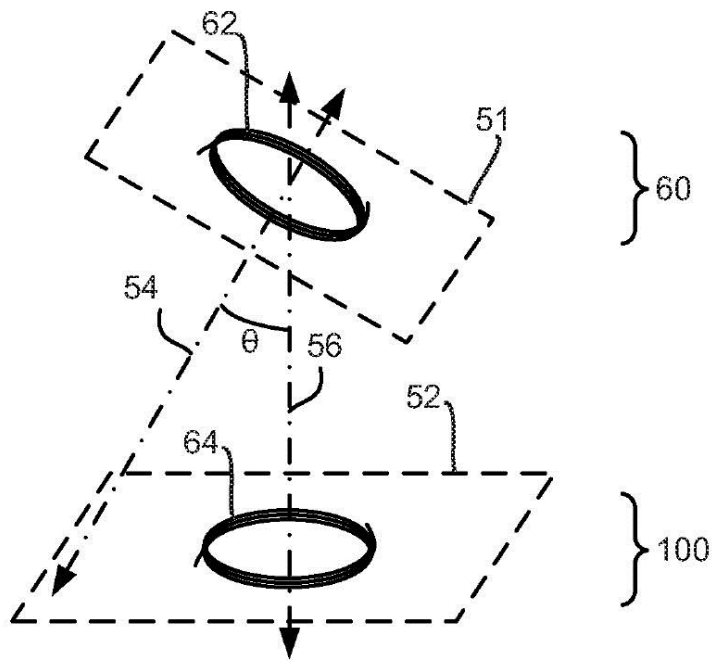
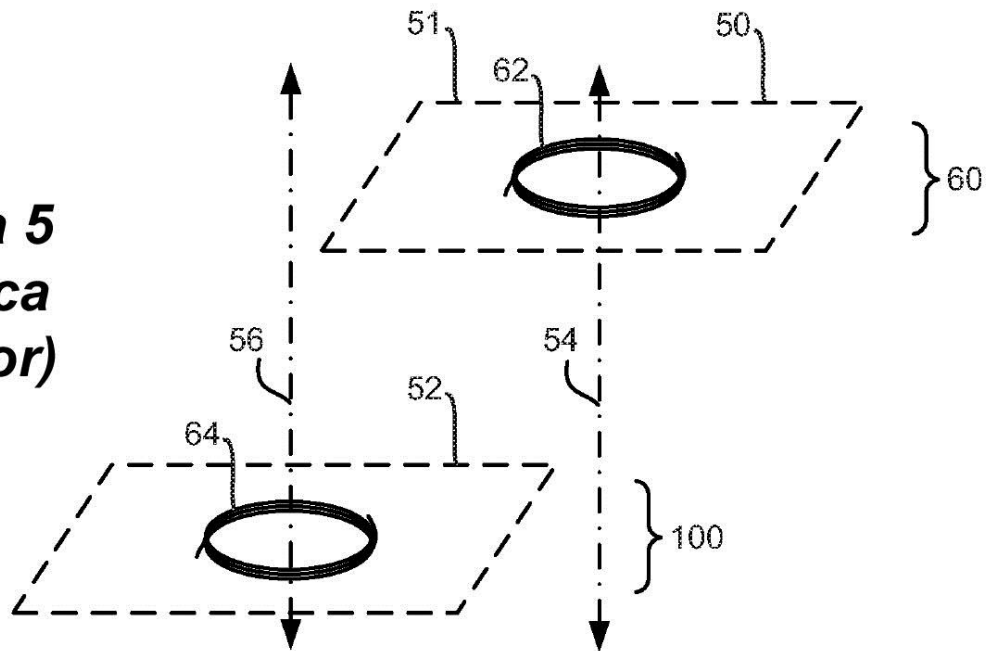


Figura 4
(técnica anterior)

Figura 5
(técnica anterior)



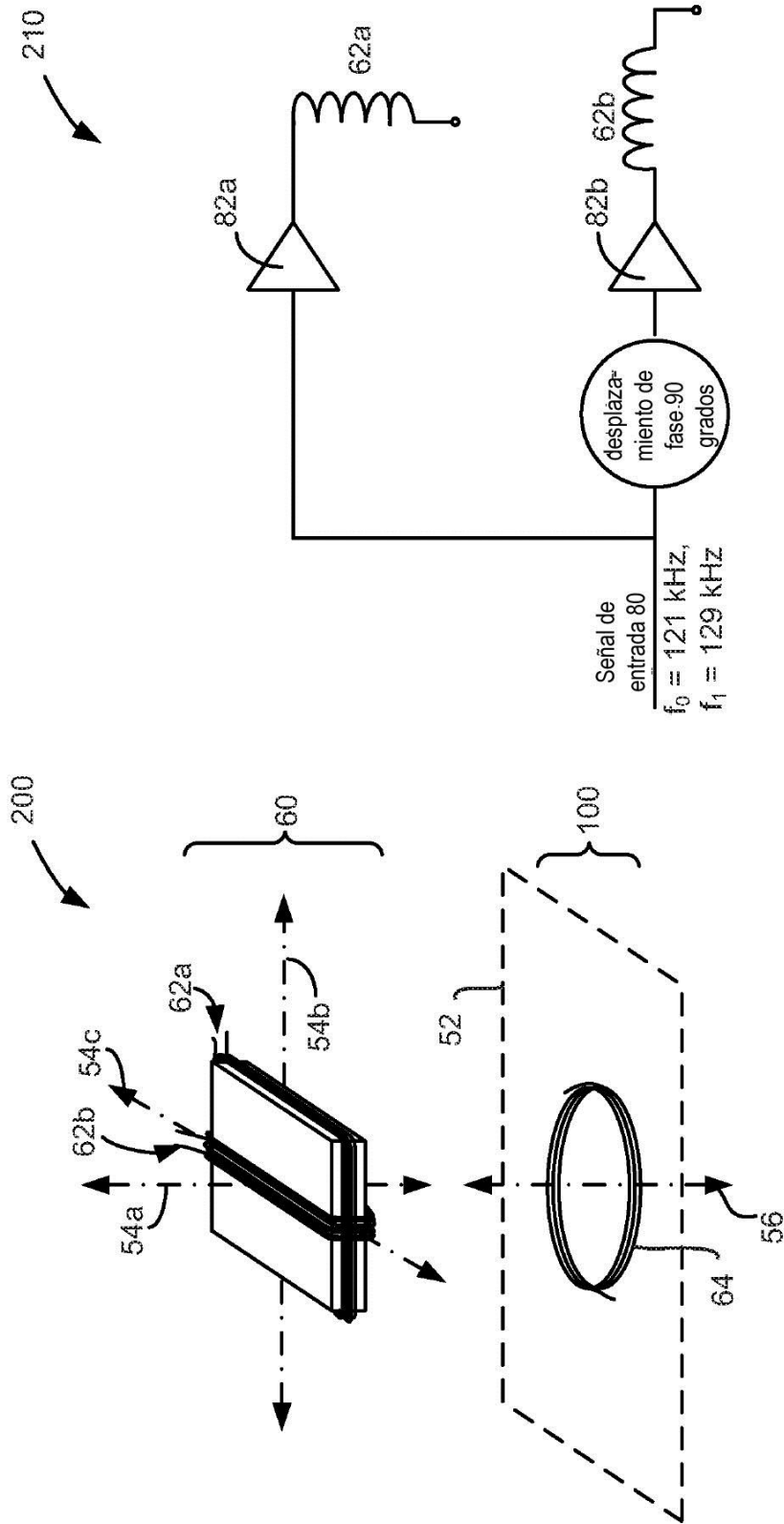


Figura 7

Figura 6

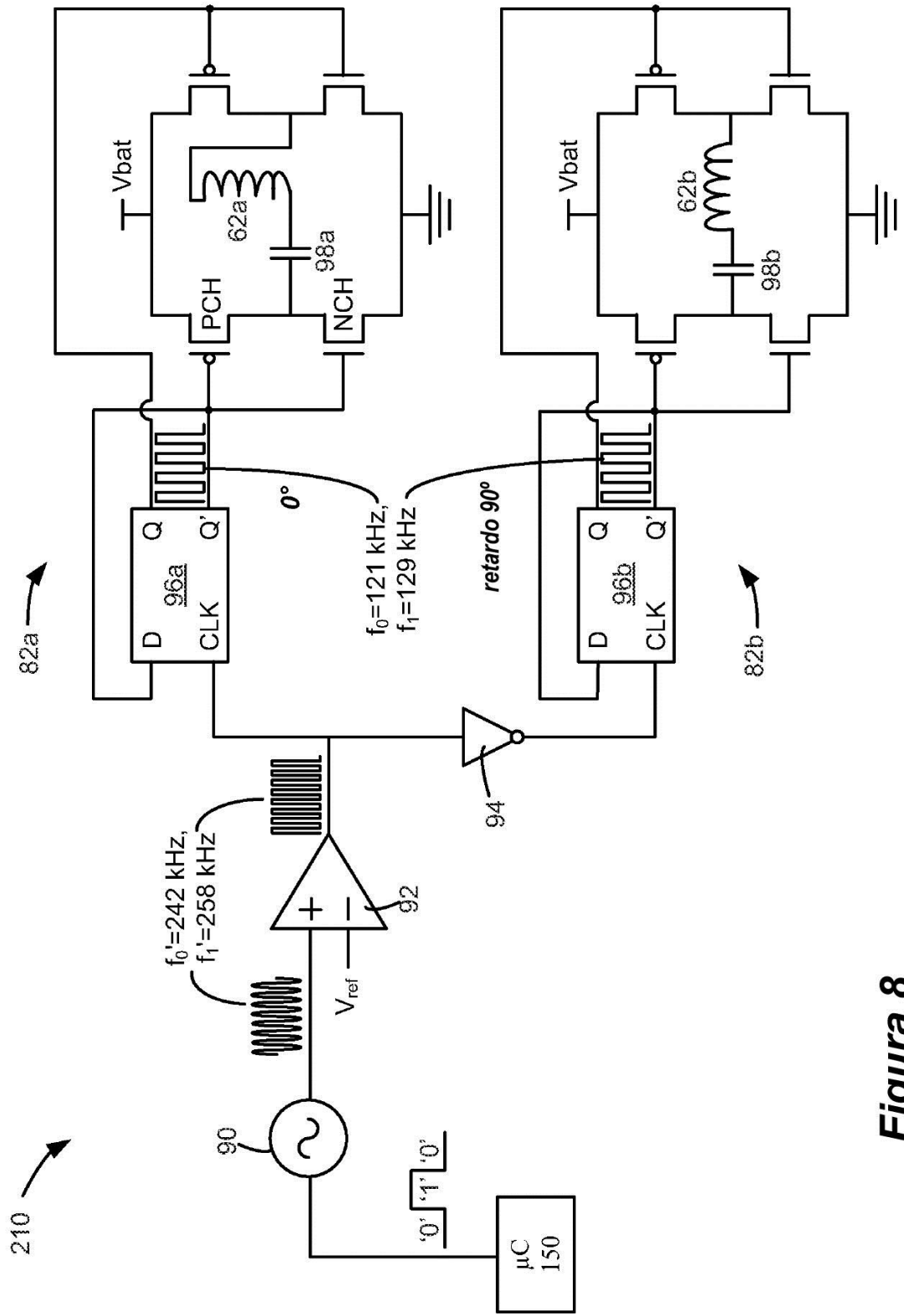


Figura 8

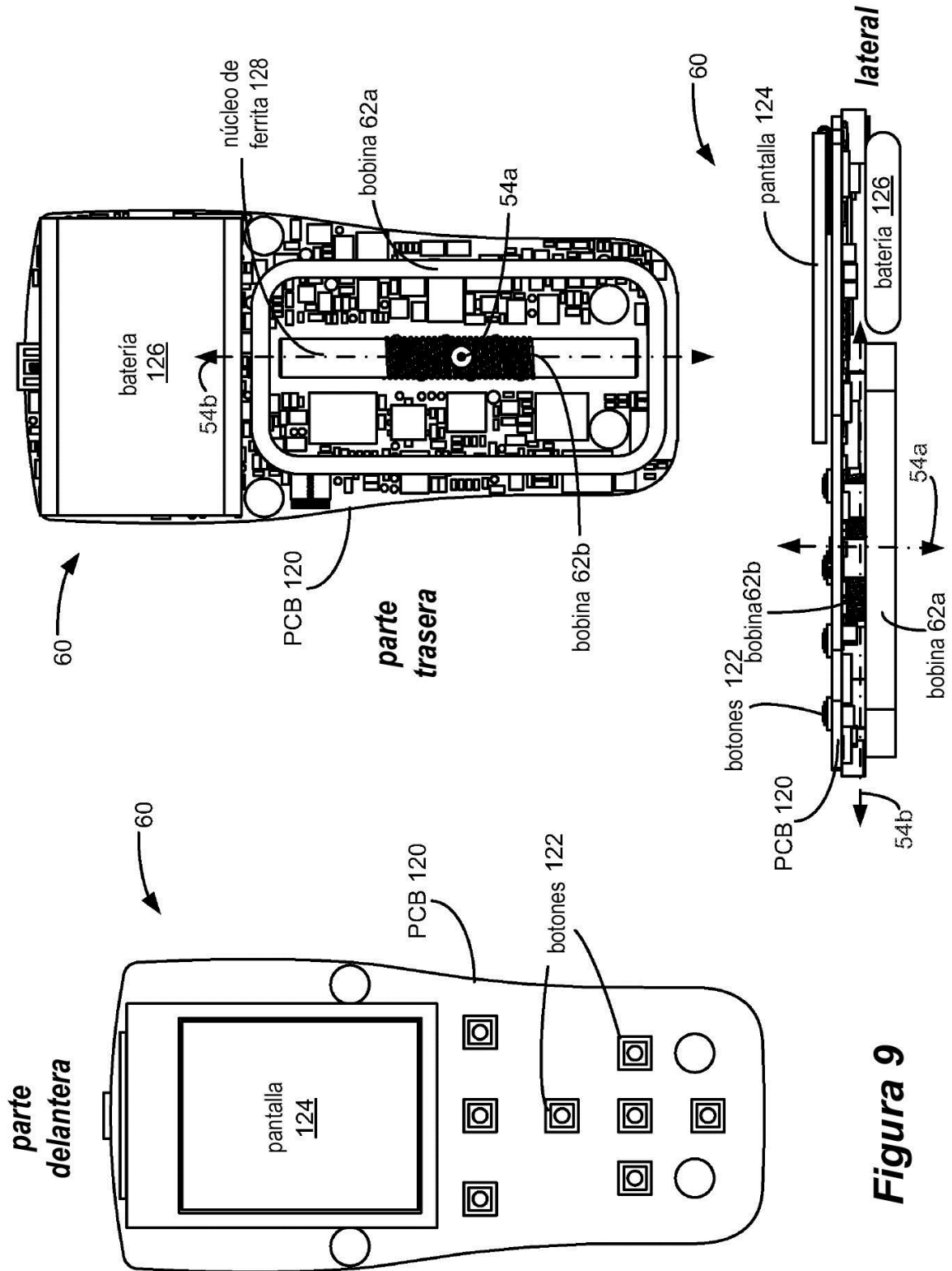


Figura 9

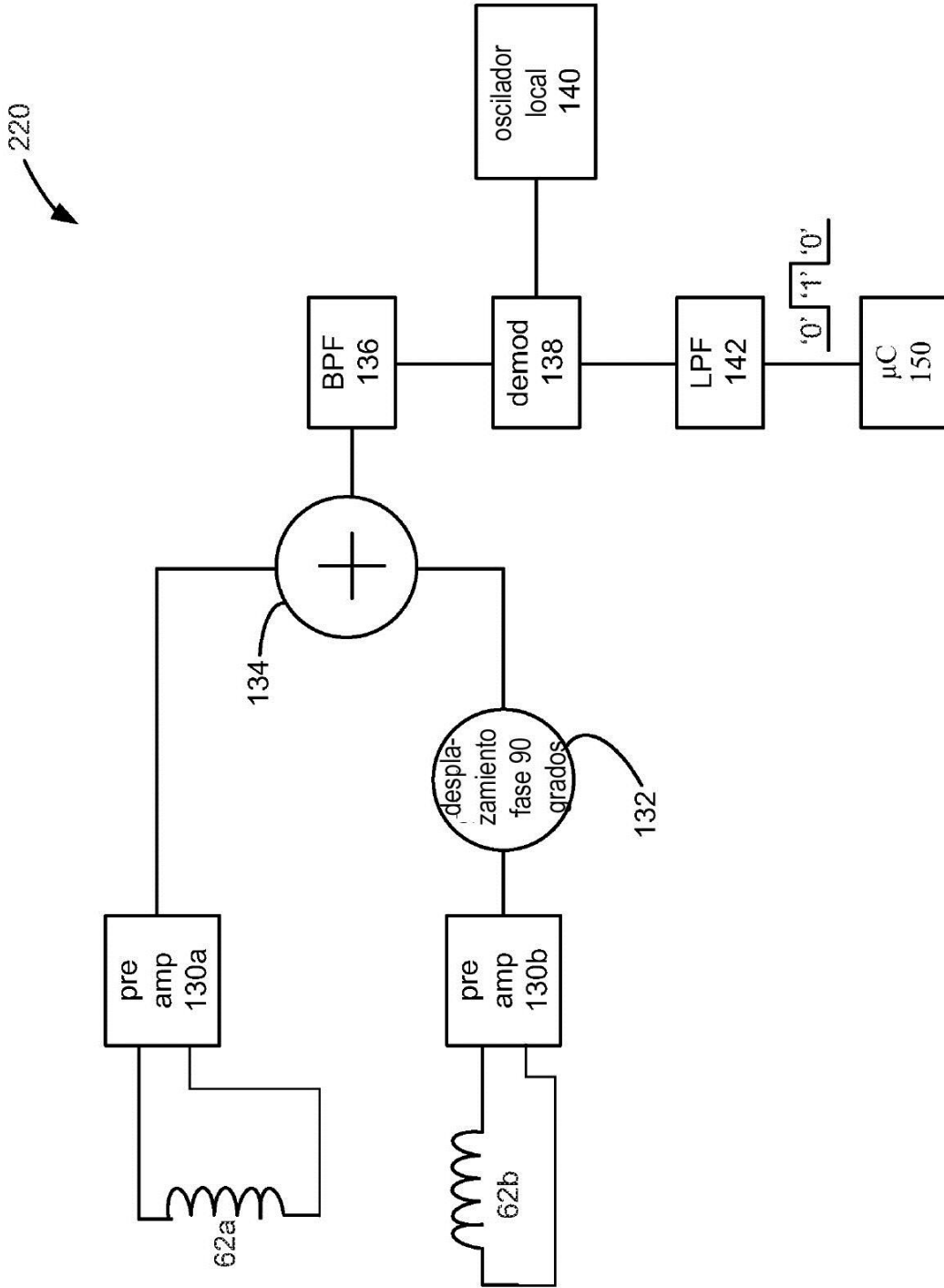


Figura 10