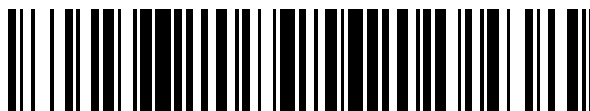


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 594 202**

51 Int. Cl.:

A61N 1/372 (2006.01)

A61N 1/378 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.06.2008** **PCT/US2008/068079**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.01.2009** **WO09009290**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.06.2008** **E 08771858 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.07.2016** **EP 2167189**

54 Título: **Gestión de ventanas de escucha de telemetría para un dispositivo médico implantable**

30 Prioridad:

11.07.2007 US 776170

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

16.12.2016

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION
CORPORATION (100.0%)
25155 RYE CANYON LOOP
VALENCIA, CA 91355, US**

72 Inventor/es:

**PARRAMON, JORDI y
SHI, JESS W.**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 594 202 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

Gestión de ventanas de escucha de telemetría para un dispositivo médico implantable

Campo de la invención

En general, la presente invención se refiere a dispositivos de estimulación implantables, por ejemplo, un generador de pulsos implantable tal como un dispositivo Bion®, un dispositivo de Estimulación de la Médula Espinal (SCS, *Spinal Cord Stimulation*), u otro tipo de dispositivos de estimulación neuronal.

Antecedentes

Los dispositivos de estimulación implantables generan y entregan estímulos eléctricos a los nervios y tejidos para la terapia de diversos trastornos biológicos, tales como los marcapasos para tratar la arritmia cardíaca, los desfibriladores para tratar la fibrilación cardíaca, los estimuladores cocleares para tratar la sordera, los estimuladores retinales para tratar la ceguera, los estimuladores musculares para producir un movimiento coordinado de extremidades, los estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, los estimuladores corticales y cerebrales profundos para tratar trastornos motores y psicológicos, los estimuladores del nervio occipital para tratar migrañas, y otros estimuladores neuronales para tratar la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, la subluxación del hombro, etc. La presente invención puede hallar aplicabilidad en la totalidad de tales aplicaciones, a pesar de que, en general, la descripción que se da en lo sucesivo se centrará en el uso de la invención dentro de un dispositivo microestimulador del tipo que se divulga en las patentes de EE. UU. 7.177.198; 7.120.192; las publicaciones de solicitud de patente de EE. UU. 2004/0059392, publicada el 25/3/04; 2004/0015205, publicada el 22 de enero de 2004; 2007/0112403, publicada el 17 de mayo de 2007; 2007/0112404, publicada el 17 de mayo de 2007; y las publicaciones de solicitud de patente de EE. UU. 2006/0276842, publicada el 07/12/06, y 2007/0112404, publicada el 17/05/07.

No obstante, la presente invención también tiene aplicabilidad en dispositivos de estimulación implantables, tales como los dispositivos de Estimulación de la Médula Espinal (SCS), ejemplos de los cuales se pueden hallar en las patentes de EE. UU. 6.153.163 y 6.116.127, que se incorporan en el presente documento por referencia en su totalidad.

Por lo general, un dispositivo microestimulador comprende un alojamiento pequeño y generalmente cilíndrico que porta unos electrodos para producir una corriente de estimulación eléctrica deseada. Los dispositivos de este tipo se implantan en las proximidades del tejido objetivo para permitir que la corriente de estimulación estimule el tejido objetivo para proporcionar terapia para una amplia diversidad de afecciones y trastornos. Un "microestimulador" en el contexto de la presente solicitud quiere decir un dispositivo de estimulación implantable en el que el cuerpo o alojamiento del dispositivo es compacto (por lo general, del orden de unos pocos milímetros de diámetro por de varios milímetros a unos pocos centímetros de longitud) y, por lo general, incluye o porta unos electrodos de estimulación que tienen por objeto entrar en contacto con el tejido del paciente. En general, un microestimulador incluirá al menos un electrodo de ánodo y al menos un electrodo de cátodo, cualquiera de los cuales puede comprender el alojamiento del microestimulador si este es conductor. Como alternativa, los microestimuladores pueden tener una pluralidad o bien de ánodos o bien de cátodos, tal como se ilustra en la solicitud de patente de EE. UU. con n.º de serie 11/550.155, publicada como 2008/0097529 y presentada el 18 de octubre de 2006.

La publicación de solicitud de patente de EE. UU. 2005/0131495 divulga un sistema con un estimulador implantable que tiene una bobina cuyo uso se multiplexa para permitir que el estimulador opere en una diversidad de modos usando una bobina única.

La figura 1 ilustra un conjunto de circuitos a modo de ejemplo en el interior de un microestimulador 10. El microestimulador que se ilustra comprende un diseño de ánodo único/múltiples cátodos, pero también podría comprender un diseño de ánodo único/cátodo único o de múltiples ánodos/múltiples cátodos. La estimulación terapéutica tiene lugar tal como sigue. El electrodo de ánodo 27 proporciona una corriente, I , a una resistencia 24, R , es decir, el tejido del usuario. La trayectoria de retorno para la corriente es proporcionada por uno o más cátodos 28, que se pueden seleccionar por medio de los conmutadores de cátodo 30. La magnitud de la corriente I es especificada por un Convertidor de Digital a Analógico, o DAC 32, cuyo conjunto de circuitos y estructura se explican en las referencias que se han incorporado en lo que antecede. Un condensador de desacoplamiento 22, C , está dispuesto en la trayectoria de corriente, por lo general en las proximidades del electrodo de ánodo 27. Tal como es sabido, un condensador de desacoplamiento 22 es útil en los dispositivos de estimulación implantables para ayudar a la recuperación de carga después de la provisión de un pulso de estimulación, y para proporcionar una seguridad adicional al evitar la inyección directa de corriente en el tejido 24 del paciente.

El microestimulador 10 contiene una batería 12 para alimentar sus diversos circuitos lógicos, y para producir la energía necesaria para proporcionar los pulsos de estimulación deseados en los electrodos 27, 28. Cuando se producen pulsos de estimulación, en general es necesario generar una tensión disponible, $V+$, a partir de la tensión de batería, V_{bat} . Esto es debido a que en general es necesario adaptar la tensión que se necesita para producir la corriente terapéutica, I , deseada y tal adaptación es especialmente necesaria cuando se considera que la resistencia 24 del tejido del paciente será variable.

La generación de la tensión disponible $V+$ a partir de la tensión de batería V_{bat} es la función del conjunto de circuitos de generación de tensión disponible 18. El conjunto de circuitos de generación de tensión disponible 18 en general eleva la tensión de batería a una tensión disponible $V+$ más alta y, por lo tanto, comprende un convertidor de CC a CC (el conjunto de circuitos 18 también puede generar una tensión disponible más baja que la tensión de batería en el caso de que se garantizara esta). El conjunto de circuitos de generación de tensión disponible 18 usa una bobina 15 en el interior del microestimulador. Tal como se verá en lo sucesivo, la bobina 15 tiene otros usos en el microestimulador 10. No obstante, en lo que respecta a la generación de tensión disponible, la inductancia de la bobina 15 se usa junto con el conjunto de circuitos de generación de $V+$ 18 (que incluye, por lo general, al menos un condensador y al menos un diodo) para producir una tensión disponible deseada, $V+$. Un conjunto de circuitos de generación de $V+$ a modo de ejemplo que emplea una bobina de reactancia en espiral para producir la tensión disponible en un dispositivo médico implantable se divulga en la solicitud de patente de EE. UU. 2005/0131496, publicada el 16 de junio de 2005, que se incorpora en el presente documento por referencia en su totalidad.

Tal como acaba de hacerse notar, la bobina 15 se puede usar para otros fines en el interior del microestimulador 10. Tal como se muestra en la figura 2, la bobina 15 también se puede usar como un medio para recibir de forma inalámbrica alimentación a partir de un cargador externo 40, y para recibir de forma inalámbrica datos a partir de un programador externo 45. Por lo general, estos dispositivos externos están separados unos de otros, pero también podrían estar integrados. Tal como es bien sabido, por lo general el cargador externo 40 es un dispositivo de mano que se usa para recargar la batería 12 en el interior del microestimulador (en otras realizaciones, el cargador externo 40 también se puede usar para proporcionar de forma continua energía a un implante que, por lo demás, carece de una batería). Por lo general, el programador externo 45 también es de mano, y es usado por un médico o paciente para enviar datos al microestimulador 10. Por ejemplo, mediante la manipulación de una interfaz de usuario (que no se muestra) en el programador externo 45, un médico puede proporcionar un programa de terapia que está adaptado para un paciente particular, programa que podría especificar la amplitud, la anchura de pulso y la frecuencia de los pulsos de estimulación que se van a proporcionar al paciente.

Estos dispositivos externos también contienen las bobinas 41, 46, que se excitan para crear unos campos magnéticos que, a su vez, inducen unas corrientes en la bobina 15 en el interior del microestimulador 10. Durante la carga, la energía que se induce en la bobina 15 a partir de la bobina 41 se rectifica y se pasa por medio del conjunto de circuitos de carga y de protección de batería 14 (la figura 1) a la batería 12, lo que permite que la batería 12 se cargue de forma segura a un valor de aproximadamente 4,1 V, por ejemplo. Durante la telemetría de datos, la bobina 46 en el programador externo 45 se excita de forma similar, usando por lo general un protocolo de modulación de tipo Modulación por Desplazamiento de Frecuencia (FSK, *Frequency Shift Keying*). De nuevo, el campo magnético resultante induce una corriente en la bobina 15, y la señal recibida resultante se desmodula en el conjunto de circuitos de telemetría 16 para recuperar los datos transmitidos. La telemetría de datos también puede tener lugar en el otro sentido, es decir, de la bobina 15 a la bobina 46 para permitir que el microestimulador 10 realice una notificación al programador externo 45 con respecto a su estatus y, a este respecto, el circuito de telemetría 16 puede comprender un conjunto de circuitos tanto de transmisor como de receptor.

A partir de lo anterior, se debería apreciar que la bobina 15 en el microestimulador 10 está implicada en la generación de tensión disponible, en la recarga de baterías y en la telemetría. El uso de una bobina 15 para realizar diferentes funciones en un microestimulador 10 es ventajoso: el espacio es limitado en el interior del alojamiento del microestimulador, lo que tiende a limitar el número de bobinas discretas que se pueden usar. Por consiguiente, en general es necesario que el microcontrolador 20 en el microestimulador 10 arbitre o multiplexe en el tiempo el uso de la bobina 15 de tal modo que las diversas funciones no se encuentren en conflicto. Por ejemplo, durante la carga, por lo general el conjunto de circuitos de telemetría 16 y el conjunto de circuitos de generación de $V+$ 18 son deshabilitados por el microcontrolador 20, asegurando que la bobina 15 solo se usará para ayudar a la recarga de la batería 12 del microestimulador.

No obstante, en general la generación de tensión disponible y la telemetría de datos se pueden estar ejecutando de forma concurrente y, por lo tanto, es necesario que el microcontrolador 20 decida cuál de estas dos funciones puede tener acceso a la bobina 15 en un instante dado. Para entender mejor esto, es útil revisar cómo opera la telemetría de datos en el sistema. En el caso de que el programador externo 45 necesitara comunicarse con el microestimulador 10, el programador externo 45 difundirá de forma continua un mensaje de saludo, y aguardará un acuse de recibo procedente del microestimulador 10 de que este está listo para recibir datos. El microestimulador 10, a su vez, ha de "escuchar" de forma periódica en busca de este mensaje de saludo. Tal escucha tiene lugar solo de forma periódica, y solo durante una ventana de escucha 52 de duración limitada, $D(t)$, tal como se ilustra en la figura 3. El conjunto de circuitos de telemetría 16 está habilitado, y la bobina 15 está reservada para telemetría, durante la ventana de escucha 52. La duración de la ventana de escucha 52 puede ser de aproximadamente 20 milisegundos (ms) más o menos, e idealmente tiene lugar de forma periódica, $T(t)$, cada 100 ms más o menos. No obstante, tal periodicidad es variable tal como se explica en lo sucesivo.

La generación de tensión disponible tiene lugar durante la provisión de una estimulación terapéutica a un paciente. Una terapia a modo de ejemplo de una estimulación 60 se muestra en la figura 3. En esencia, la estimulación 60 se puede entender como una secuencia alternante de los pulsos 62 y de los periodos entre pulsos 64. Los pulsos 62 se corresponden con unos puntos en el tiempo en los que la corriente terapéutica, I , deseada se proporciona al paciente. Tales pulsos 62 por lo general no superarán una duración $D(p)$ de 1 ms, y pueden ser de una duración tan

baja como 10 microsegundos.

Dos eventos principales tienen lugar durante el periodo entre pulsos 64 después de cada pulso 62. En primer lugar, se genera la tensión disponible para el siguiente pulso; en general esto es necesario debido a que la emisión del pulso habrá cargado la tensión disponible por debajo de un nivel adecuado para el siguiente pulso. Tal como se ha hecho mencionado en lo que antecede, la generación de la tensión disponible requiere la activación del conjunto de circuitos de generación de V^+ 18, y acceso a la bobina 15. En segundo lugar, el condensador de desacoplamiento 22 (C) se descarga durante el periodo entre pulsos 64. Tal como se ha divulgado en la solicitud 11/550.155 que se ha mencionado en lo que antecede, por lo general esto tiene lugar mediante el acoplamiento tanto del ánodo como del / los cátodo(s) seleccionados con la tensión de batería, V_{bat} , lo que tiene el efecto de cortocircuitar ambos lados del condensador de desacoplamiento 22 a través del tejido 24 del paciente. En general, la duración, $D(r)$, del periodo entre pulsos 64 es variable, y depende de la frecuencia, $f(s)$, de los pulsos de estimulación que se eligen como eficaces para el paciente. La duración de periodo entre pulsos en general no puede ser menor que un determinado mínimo, lo que garantiza un tiempo suficiente para realizar las tareas entre pulsos necesarias de generación de tensión disponible y de descarga del condensador de salida. La realidad de una duración mínima para el periodo entre pulsos a su vez limita la frecuencia $f(s)$ máxima que se puede elegir para la señal de sincronismo de estimulación 60, pero tal límite se encuentra normalmente más allá del que se requiere para una terapia útil y, por lo tanto, no limita de forma sustancial la utilidad del microestimulador 10.

Tal como se ha hecho notar en lo que antecede, la necesidad de emitir una estimulación y de escuchar en busca de telemetría de forma concurrente requiere que el microcontrolador 20 arbitre el acceso a la bobina 15. En la figura 3 se ilustra cómo tenía lugar esto en la técnica anterior. Se ilustran unas señales de sincronismo ideal a modo de ejemplo tanto para la escucha de telemetría (50) como para la estimulación (60). En lo que respecta a la escucha de telemetría, se ve que las ventanas de escucha 52 se ajustan idealmente a una duración $D(t)$ de 20 ms, y tienen lugar con una periodicidad $T(t)$ de 100 ms. La señal de sincronismo de estimulación 60 en el ejemplo se ha elegido con una duración de pulso $D(p)$ de 1 ms, y una frecuencia $f(s)$ de 55,155 Hz. Realizando cálculos, esto es igual a una duración de periodo entre pulsos $D(r)$ de 17 ms, para un periodo de estimulación total $T(s)$ de 18 ms.

Suponiendo esos valores a modo de ejemplo, una lógica de arbitraje 21 dentro del microcontrolador 20 dará lugar a que tanto la señal de sincronismo de escucha de telemetría (50) como la señal de sincronismo de estimulación (60) se desvíen con respecto a los valores ideales. Esto es debido a que la lógica de arbitraje 21 trata cada ciclo de estimulación 65 (que comprende un pulso 62 y un periodo entre pulsos 64) y cada ventana de escucha 52 como bloques que no se pueden solapar en el tiempo. Por lo tanto, el microcontrolador 20, cuando está arbitrando, no concederá prioridad a una ventana de escucha 52 hasta que se haya completado el ciclo de estimulación 65 actualmente pendiente. Por ejemplo, en la figura 3, el sincronismo ideal de la ventana de escucha 52a se solapa con la finalización del ciclo de estimulación 65a. Por lo tanto, y tal como se muestra en la señal de sincronismo de telemetría no ideal 50' que resulta del arbitraje, se hace que la ventana de escucha 52a' espere hasta el cierre del ciclo de estimulación 65a, es decir, hasta que se ha completado el periodo entre pulsos 64 dentro de ese ciclo. Una vez que se ha emitido la ventana de escucha 52a', esta necesitará un acceso sin obstrucciones a la bobina 15. Por lo tanto, el siguiente ciclo de estimulación 65b' no puede comenzar hasta el final de la ventana de escucha 52a', tal como se muestra en la señal de sincronismo de estimulación no ideal 60'.

Debido al esquema de arbitraje que se usa para mitigar los conflictos en lo que respecta al acceso a la bobina 15, resultan una señal de sincronismo de escucha de telemetría no ideal 50' y una señal de sincronismo de estimulación no ideal 60'. La señal de sincronismo de escucha de telemetría no ideal 50' da como resultado un periodo ligeramente más largo (por ejemplo, $T(t) = 110$ ms) entre las ventanas de escucha 52' en comparación con lo que se deseó por lo demás como ideal (100 ms). No obstante, un aumento minoritario de este tipo en este periodo $T(t)$ no es significativo o problemático.

Por el contrario, la señal de sincronismo de estimulación no ideal 60' resultante es potencialmente problemática. Tal como se puede ver en la figura 3, el resultado del esquema de arbitraje da como resultado unas separaciones 70a, 70b, etc. prolongadas en los pulsos de estimulación 62. Estas separaciones 70a son significativamente más largas (37 ms) que lo que se consideró por lo demás como una terapia ideal para el paciente (17 ms), y tienen lugar con una frecuencia significativa (por ejemplo, cada sexto pulso en el ejemplo de la figura 3). Tales desviaciones severas con respecto al ideal pueden ser perceptibles por el paciente y, por lo tanto, se desapruaban enormemente.

Por consiguiente, la técnica de los estimuladores implantables, y en particular la técnica de los microestimuladores, se beneficiarían de una técnica mejorada para permitir una estimulación y una escucha de telemetría concurrentes que no da lugar a grandes desviaciones de los pulsos de estimulación con respecto a sus sincronismos ideales.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 ilustra un conjunto de circuitos en el interior de un microestimulador implantable y, en concreto, muestra diversos bloques funcionales (de telemetría, de carga, de elevación) que necesitan acceso a la bobina única del microestimulador.

La figura 2 muestra el microestimulador de la figura 1 tal como se implanta en un paciente, y muestra adicionalmente un cargador externo y un programador externo en comunicación inalámbrica con el

microestimulador usando sus bobinas respectivas.

La figura 3 ilustra unas señales de sincronismo ideal que representan una estimulación y una escucha de telemetría, e ilustra adicionalmente cómo esas formas de onda se desvían con respecto al ideal en la técnica anterior debido al diseño de los esquemas de arbitraje para evitar el uso concurrente de la bobina única.

- 5 Las figuras 4A y 4B ilustran el esquema de arbitraje mejorado que se divulga, e ilustra cómo el esquema mejorado da lugar a una desviación más pequeña de los pulsos de estimulación con respecto a sus sincronismos ideales en comparación con la técnica de la técnica anterior de la figura 3.

Descripción detallada

- 10 Se divulga un esquema de arbitraje mejorado para permitir una estimulación y una escucha de telemetría concurrentes en un microestimulador u otro generador de pulsos implantable. Se permite que proceda una ventana de escucha para telemetría, y se concede acceso a la bobina del microestimulador, durante al menos una porción del periodo entre pulsos que sigue a la emisión de un pulso de estimulación. Esto es admisible debido a que no es necesario el acceso a la bobina durante la totalidad del periodo entre pulsos. Por ejemplo, la ventana de escucha se puede emitir durante esa porción del periodo entre pulsos en la que se descarga el condensador de desacoplamiento, debido a que la descarga del condensador de desacoplamiento no requiere acceso a la bobina.
- 15 Por el contrario, la ventana de escucha no se puede emitir durante esa porción del periodo entre pulsos en la que se está generando la tensión disponible para el siguiente pulso de estimulación, debido a que la generación de tensión disponible sí requiere acceso a la bobina. No obstante, debido a que la generación de tensión disponible tiene lugar con relativa rapidez y ocupa solo una pequeña porción del periodo entre pulsos, no siendo capaz de emitir la
- 20 ventana de escucha durante esa porción del periodo entre pulsos no limita de forma significativa la técnica. Al permitir que la ventana de escucha se emita durante la mayoría del periodo entre pulsos, la ventana de escucha produce unas separaciones más pequeñas entre los pulsos. Como resultado, los pulsos de estimulación se emiten en un punto más cerca de sus posiciones ideales, y es menos probable que el paciente perciba una diferencia con respecto a una terapia por lo demás ideal que surja a partir de la ventana de escucha de telemetría.

- 25 Para la técnica que se divulga, es clave el reconocimiento de que no se requiere el acceso a la bobina 15 en el interior del microestimulador 10 durante la totalidad del periodo entre pulsos 64. Tal como se ha hecho notar en lo que antecede, dos eventos principales ocurren durante el periodo entre pulsos 64: una generación de tensión disponible para formar una tensión adecuada para alimentar el siguiente pulso de estimulación 62; y una descarga del condensador de desacoplamiento 22 (C). El sincronismo de estas dos funciones entre pulsos se ilustra en la
- 30 figura 4A, que una vez más muestra una señal de sincronismo de estimulación ideal 60 para un paciente dado. Tal como se ilustra, tanto la generación de tensión disponible como la descarga del condensador de desacoplamiento tienen lugar en paralelo durante el periodo entre pulsos 64, y ambas de estas funciones comienzan, en esencia, inmediatamente después de la emisión de un pulso de estimulación 62 precedente (en realidad, tendrán lugar otras funciones en el microestimulador 10 entre el final de un pulso de estimulación 62 y las funciones del periodo de recuperación 64, pero estas son irrelevantes y/o despreciables en comparación con las escalas de tiempo que se están analizando).

- Ha sido observado por los inventores de la presente invención que la generación de tensión disponible tiene lugar con relativa rapidez durante el periodo entre pulsos 64, mientras que la descarga del condensador de desacoplamiento 22 tiene lugar con relativa lentitud. La duración de la generación de tensión disponible, D (g), por lo
- 40 general tiene lugar en menos de un milisegundo. Por el contrario, la duración necesaria para descargar el condensador de desacoplamiento, D (c), puede llevar hasta diez milisegundos o más. Por último, la duración de descarga D (c) del condensador de desacoplamiento será proporcional al producto de la anchura y la amplitud del pulso de estimulación y, por lo tanto, será variable, pero de todos modos es por lo general al menos de cinco a diez veces más prolongada que la duración D (g) necesaria para la generación de tensión disponible.

- 45 La diferencia en estas duraciones D (g) y D (c) es significativa para el problema de la interrupción de los pulsos de estimulación 62 por la ventana de escucha 52, en especial cuando se considera el impacto sobre la bobina 15. La descarga del condensador de desacoplamiento no requiere acceso alguno a la bobina 15. Por lo tanto, la ventana de escucha de telemetría 52 (en la que la escucha de telemetría sí requiere acceso a la bobina) se puede arbitrar para que tenga lugar de forma concurrente con la descarga del condensador de desacoplamiento. No obstante, debido a
- 50 que la generación de tensión disponible sí requiere acceso a la bobina, no se puede arbitrar la ventana de escucha de telemetría 52 para que tenga lugar de forma concurrente con la generación de tensión disponible.

- El efecto, de acuerdo con una realización de la técnica que se divulga, es que el microcontrolador 20 puede permitir que la ventana de escucha 52 se emita después de que haya acabado la generación de tensión disponible (es decir, después de la duración D (g)), pero de forma concurrente con la descarga del condensador de desacoplamiento.
- 55 Esto se muestra en la señal de sincronismo de escucha de telemetría 50' mejorada de la figura 4A. Tal como se muestra, la ventana de escucha 52' ha sido movida 53 con respecto a su posición ideal (50) y hasta una porción del periodo entre pulsos 64 de tal modo que esta se emite después de la generación de tensión disponible, D (g). Entonces, al igual que en lo que antecede, el siguiente pulso de estimulación 62b' se puede emitir después de que se haya completado la ventana de escucha. A pesar de que la figura 4A ilustra el movimiento de la ventana de escucha 52' a un instante anterior, un arbitraje de acuerdo con la técnica que se divulga también podría mover la
- 60 ventana de escucha 52' a un momento posterior en el tiempo, de tal modo que esta tiene lugar después de la

generación de tensión disponible del siguiente pulso 62b, es decir, entre los pulsos 62b y 62c. Por último, no es importante para la técnica si la ventana de escucha 52' se mueve a un momento anterior o posterior en el tiempo con respecto a su posición ideal (50), debido a que, de uno u otro modo, la periodicidad de la ventana de escucha T (t) se cambia en una cantidad insignificante.

Al permitir que la ventana de escucha 52 invada porciones "sin utilidad de bobina" del periodo entre pulsos 64, se ve que la separación de ventana de escucha 70 entre los pulsos de estimulación 62 se reduce en gran medida en comparación con la técnica de la técnica anterior que se ilustra en la figura 3. Esta comparación se muestra del mejor modo en la figura 4B, que muestra las señales de sincronismo de estimulación no ideal 60' resultantes usando la técnica de la técnica anterior (la figura 3) y la técnica que se divulga (la figura 4A), con las ventanas de escucha 52 o 52' entremezcladas para entender sus relaciones con los pulsos de estimulación 62. Para continuar el ejemplo que se analiza en el presente documento, en comparación con un periodo entre pulsos ideal D (r) de 17 ms, la técnica que se divulga produce una separación 70 de 21 ms (D (g) + D (t)), en comparación con una separación 70 de 37 ms (D (r) + D (t)). Por lo tanto, la señal de sincronismo de estimulación 60' resultante se encuentra mucho más cerca del ideal 60 usando la técnica que se divulga y, por consiguiente, es menos probable que sea percibida por el paciente.

Además, si la ventana de escucha 52 tiene una duración D (t) relativamente corta en comparación con la duración D (r) del periodo entre pulsos 64 en una aplicación dada, el uso de la técnica que se divulga puede eliminar completamente una separación 70 excesiva, con el resultado de que la señal de sincronismo de estimulación 60' resultante es perfectamente ideal. Esto tendría lugar cuando la suma de la duración de la generación de tensión disponible D (g) más la duración de la ventana de escucha D (t) fuera menor que o igual a la duración del periodo entre pulsos D (r) necesario (es decir, cuando $D (g) + D (t) \leq D (r)$).

La implementación de la técnica que se divulga es relativamente simple y requiere solo modificaciones de soporte lógico (no modificaciones de soporte físico) a un microestimulador 10 por lo demás convencional, y en concreto requiere modificaciones de soporte lógico a la lógica de arbitraje 21. Por lo tanto, y haciendo referencia de nuevo a la figura 1, obsérvese que la magnitud de la tensión disponible V+ que es producida por el conjunto de circuitos de generación de V+ 18 es supervisada por el microcontrolador 20 por medio de un convertidor A/D 31 (que se puede integrar con el microcontrolador). Debido a que, por lo general, esta trayectoria de realimentación ya se encuentra presente por otras razones (por ejemplo, para supervisar y proteger frente a una generación de tensión disponible excesiva y no segura), esta puede ser aprovechada por una modificación de soporte lógico apropiada a la lógica de arbitraje 21 para que sea usada durante el arbitraje de ventanas de escucha. En concreto, la lógica de arbitraje 21 puede evaluar si el microestimulador 10 se encuentra en la actualidad dentro de un periodo entre pulsos 64, y de ser así, si la tensión disponible V+ se ha generado hasta un nivel adecuado, por ejemplo, si ha pasado D (g), o si se ha alcanzado una determinada magnitud para V+. De ser así, la lógica de arbitraje 21 puede permitir que la ventana de escucha 52 se emita mediante la habilitación del conjunto de circuitos de telemetría 16 según sea apropiado de acuerdo con la técnica que se divulga en el presente documento.

A pesar de que se divulga en el contexto de la mejora del sincronismo para la emisión de una ventana de escucha de telemetría, se debería entender que la técnica que se divulga no está tan limitada. Por ejemplo, la técnica que se divulga se puede usar para mejorar el sincronismo de cualquier tipo de ventana de telemetría que se emita de forma periódica, incluso si el fin de esa ventana no es escuchar en busca de telemetría procedente de un dispositivo externo. Por ejemplo, se pueden usar unas ventanas de telemetría arbitradas en el tiempo para recibir de forma periódica datos a partir de, o transmitir datos a, el dispositivo externo, incluso mientras que está teniendo lugar una estimulación. Por lo tanto, usando la técnica que se divulga, se podrían recibir de forma gradual datos de programación a lo largo de un número de ventanas de telemetría al tiempo que se están proporcionando pulsos de estimulación al paciente. O, el microestimulador podría usar las ventanas de telemetría para proporcionar de forma periódica una información con respecto a su estatus al dispositivo externo, de nuevo al tiempo que se están proporcionando pulsos de estimulación al paciente.

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

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de estimulación implantable (10), que comprende:
una bobina (15);
al menos un electrodo (27) para proporcionar pulsos de estimulación al tejido de un paciente;
5 un conjunto de circuitos de telemetría (16) que está configurado para comunicarse con un dispositivo externo;
un conjunto de circuitos de generación de tensión disponible (18) que está configurado para producir, a partir de una tensión de batería, una primera tensión en el al menos un electrodo; y
una lógica de arbitraje (21), en el que la lógica de arbitraje está configurada para conceder, al conjunto de circuitos de telemetría, acceso a la bobina para habilitar la comunicación con un dispositivo externo durante al
10 menos una porción de un periodo entre pulsos entre unos pulsos de estimulación sucesivos, en el que la lógica de arbitraje está configurada para habilitar el conjunto de circuitos de telemetría durante al menos la porción del periodo entre pulsos, pero no durante una porción del periodo entre pulsos en la que el conjunto de circuitos de generación de tensión disponible tiene acceso a la bobina.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que al conjunto de circuitos de telemetría se le concede acceso a la
15 bobina para el fin de escuchar en busca de un mensaje de saludo procedente del dispositivo externo.
3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el dispositivo comprende un microestimulador.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el al menos un electrodo está incluido en, o es portado por, el alojamiento del dispositivo de estimulación implantable.
5. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que la lógica de arbitraje comprende una porción de un microcontrolador
20 (20) en el interior del dispositivo de estimulación implantable.
6. El dispositivo de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente al menos un condensador de desacoplamiento (22) en una trayectoria de corriente del al menos un electrodo, y en el que la lógica de arbitraje habilita el conjunto de circuitos de telemetría durante al menos la porción del periodo entre pulsos en la que se está descargando el condensador de desacoplamiento.
7. El dispositivo de la reivindicación 6, en el que el condensador de desacoplamiento se descarga mediante el
25 acoplamiento de cada lado del condensador con la tensión de batería a través del tejido del paciente.
8. El dispositivo de estimulación implantable de la reivindicación 1, en el que la bobina comprende una bobina única.

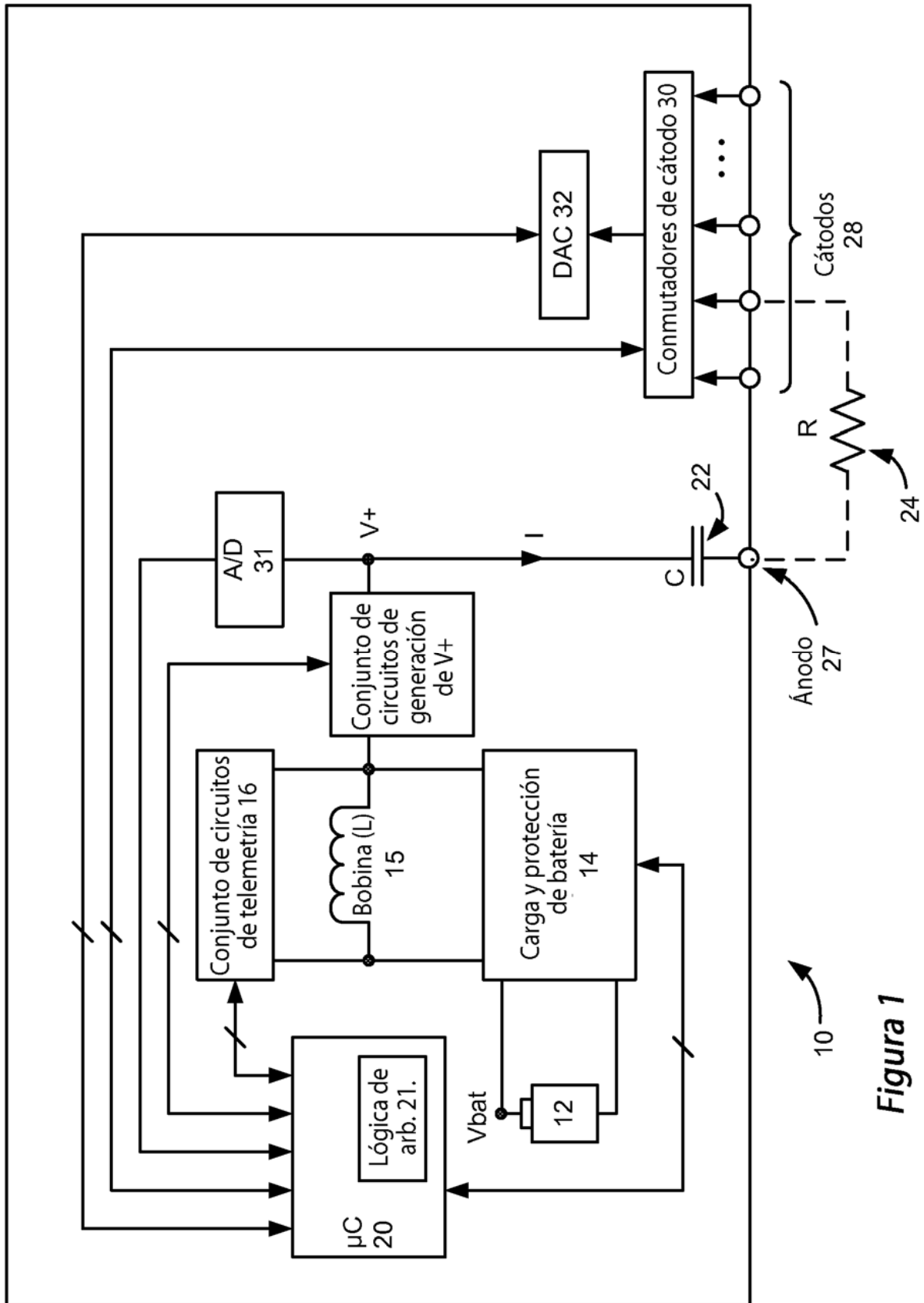


Figura 1

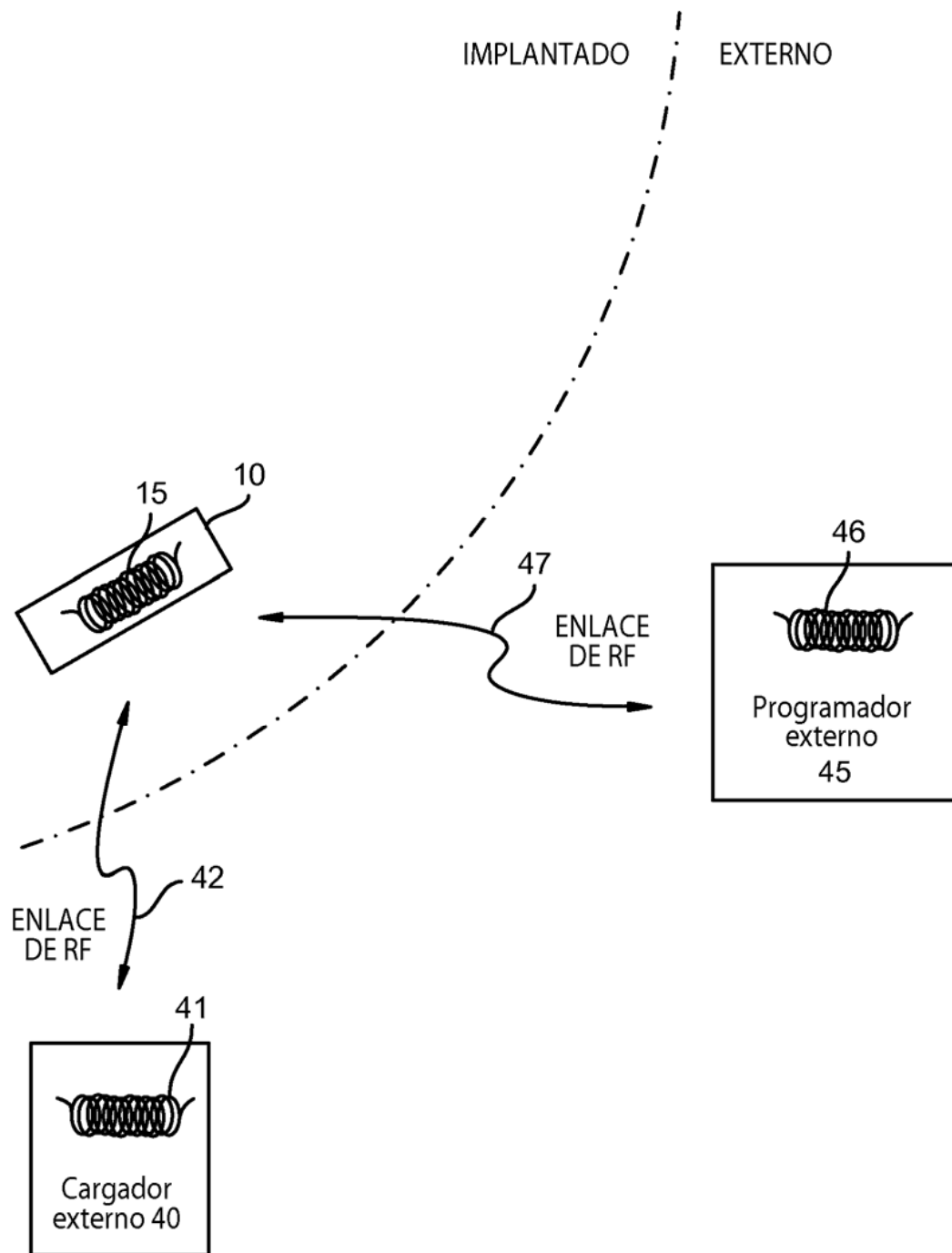


Figura 2

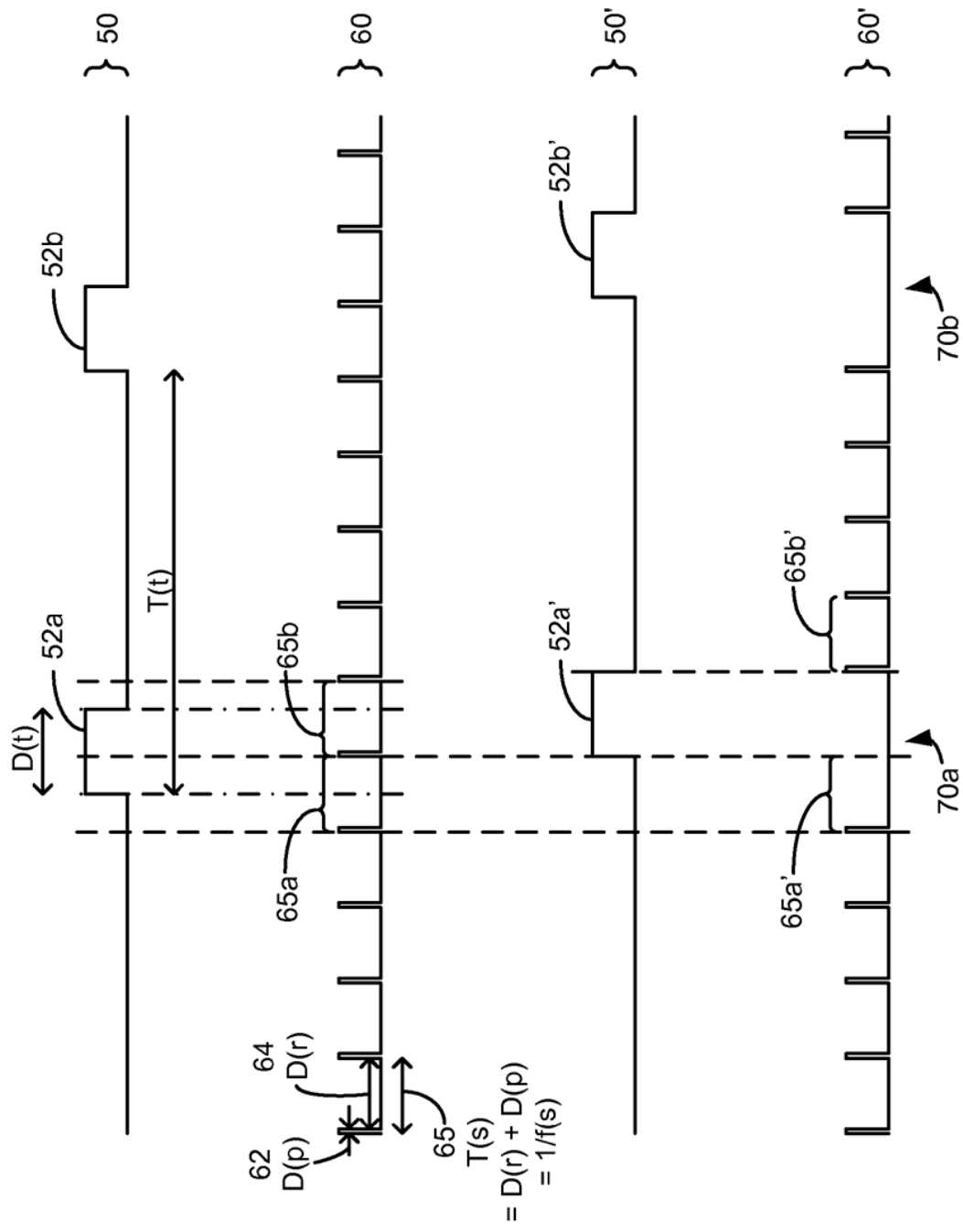


Figura 3 (técnica anterior)

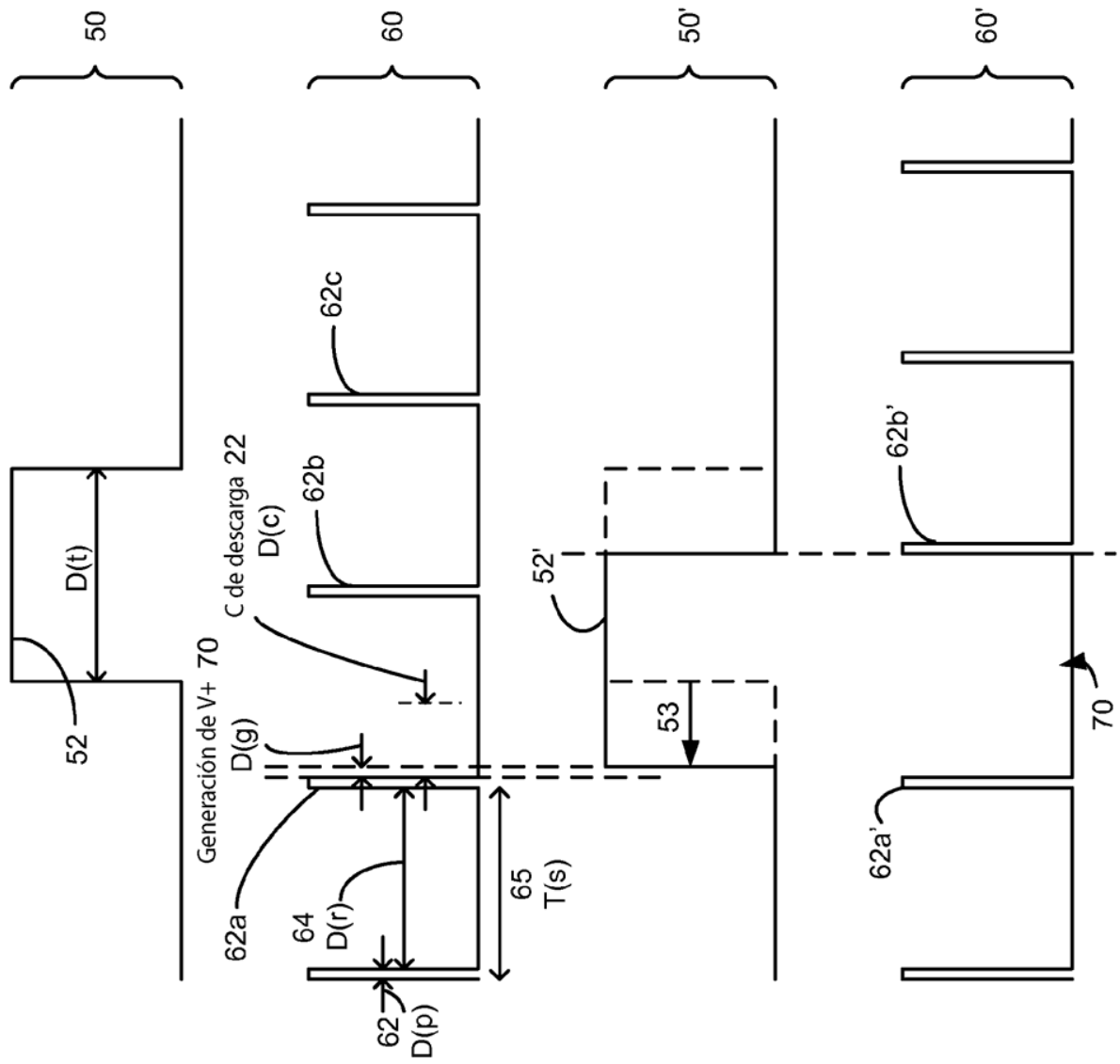


Figura 4A

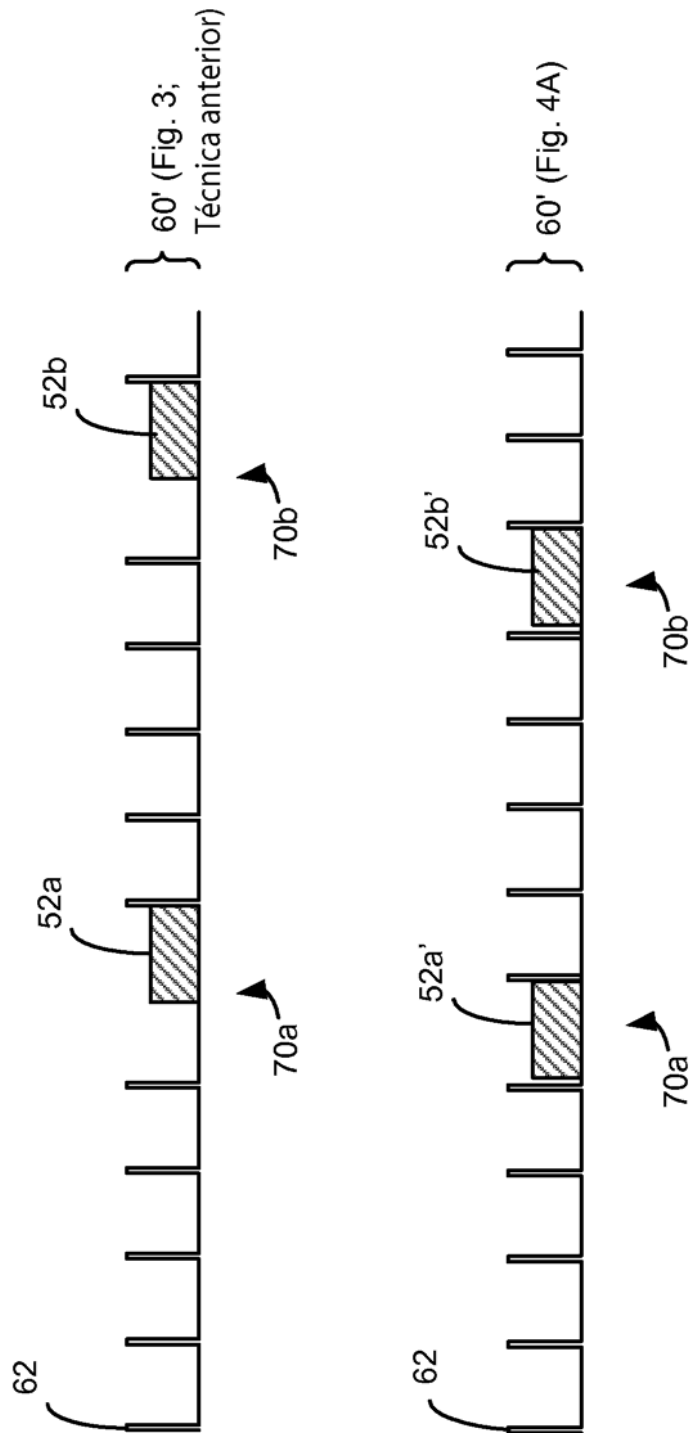


Figura 4B