

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 948 766**

51 Int. Cl.:

A61N 1/37

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.04.2018 PCT/CN2018/085169**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.11.2018 WO18196877**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.04.2018 E 18790348 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.05.2023 EP 3616747**

54 Título: **Dispositivo médico implantado para usar en el tratamiento de la arritmia**

30 Prioridad:

28.04.2017 CN 201710295897

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

18.09.2023

73 Titular/es:

**MICROPORT SOARING CRM (SHANGHAI) CO.,
LTD. (100.0%)
Floor 3 and Room 401 of Building 3 No.400
Fangchun Road, Pilot Free Trade Zone
Shanghai 201203, CN**

72 Inventor/es:

**CHEN, NINGJUAN y
ZHOU, BIN**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 948 766 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

Dispositivo médico implantado para usar en el tratamiento de la arritmia

Campo técnico

La presente invención se refiere al campo de los dispositivos médicos y, en particular, a los dispositivos médicos implantables para tratar la arritmia.

Antecedentes

Los dispositivos electrónicos cardíacos implantables pueden proporcionar un tratamiento eficaz a los pacientes con arritmias graves. Para tales dispositivos electrónicos implantables, es importante detectar con precisión las señales eléctricas débiles de las células miocárdicas dentro del corazón. Esto se puede lograr uniendo electrodos al endocardio de modo que una señal eléctrica pueda ser guiada, por los electrodos y los cables acoplados a los mismos, a un circuito de procesamiento dentro de un marcapasos conectado a los cables. El circuito puede incluir un circuito front-end analógico para procesar previamente la señal eléctrica mediante amplificación, filtrado, etc. y suministrar la señal procesada a una unidad de microcontrolador (MCU), en donde la MCU determina si la señal es una señal del latido del corazón intrínseca y si es necesario administrar un pulso de marcapasos terapéutico.

En el marcapasos cardíaco, el componente clave es un módulo de monitoreo de latidos del corazón, también conocido como amplificador de detección, que contiene el circuito front-end analógico responsable de realizar la amplificación, el filtrado y otras etapas de procesamiento previo de una señal entrante antes de que se digitalice. El marcapasos se basa en el amplificador de detección para detectar señales eléctricas débiles del corazón, amplificar las ondas R, atenuar y suprimir las ondas T y las ondas R de campo lejano, las señales de interferencia electromiográficas (EMG) y otras señales de interferencia, y determinar si la amplitud de una señal cardíaca eléctrica supera un umbral. Los desafíos en el diseño de un amplificador de detección radican en cómo lograr un bajo nivel de ruido y una alta linealidad y en cómo proteger adecuadamente los dispositivos amplificadores del alto voltaje. Un marcapasos estimula la contracción del miocardio mediante la administración de pulsos de marcapasos que, sin embargo, pueden afectar al amplificador de detección, y la capacidad del amplificador de detección de rechazar la interferencia de los pulsos de marcapasos se conoce como su rendimiento de supresión de pulsos de marcapasos.

Durante el desarrollo de la presente invención, los inventores han reconocido que los amplificadores de detección de las detecciones de marcapasos tradicionales pueden rendir bien en términos de supresión de pulsos de marcapasos al funcionar con una polaridad de detección bipolar, pero presentan un rendimiento de supresión de pulsos de marcapasos inferior y, por lo tanto, sensibilidades de detección bajas, al funcionar con una polaridad de detección unipolar, lo que los hace menos adecuados para aplicaciones de marcapasos auriculares. Además, se requiere que un marcapasos cardíaco implantable funcione de manera segura y fiable en el cuerpo del paciente durante aproximadamente 10 años sin reemplazo o carga a menos que falle. Por lo tanto, la batería, normalmente con una capacidad de aproximadamente 1000 mAh, debe servir hasta 10 años. Dado que los circuitos front-end analógicos tradicionales consumen energía del orden de miliamperios (mA), no pueden satisfacer bien los requisitos para su uso en circuitos de marcapasos.

El documento US 6 112 119 A describe amplificadores de detección para detectar eventos cardíacos, en donde se incorpora un algoritmo de "AutoSensing" en un monitor y/o simulador implantable para ajustar la sensibilidad de tales amplificadores de detección para proporcionar un margen de detección óptimo.

Sumario de la invención

La presente invención da a conocer un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen otros aspectos y realizaciones preferidas. Los aspectos, realizaciones, ejemplos y métodos de la presente descripción que no están dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas, no forman parte de la invención y se proporcionan simplemente con fines ilustrativos.

Las realizaciones de la presente invención pretenden dar a conocer dispositivos médicos implantables para tratar la arritmia, en donde los interruptores de protección en un amplificador de detección se encienden/apagan en múltiples etapas según un perfil temporal de marcapasos y períodos de descarga de un pulso de marcapasos con el fin de proteger el amplificador de detección de la interferencia del pulso de marcapasos de alto voltaje y mejorar su rendimiento de supresión de pulso de marcapasos.

Con tal fin, en una realización de la presente invención, se da a conocer un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia, que incluye una unidad de control y, cada uno acoplado a la unidad de control, un amplificador de detección, un primer interruptor y un segundo interruptor, en donde: el amplificador de detección incluye un módulo de selección de polaridad, una unidad de amplificación y una unidad de filtrado, que están conectados entre sí en este orden; el primer interruptor está dispuesto dentro del módulo de selección de polaridad y el segundo interruptor dentro de la unidad de filtrado; y la unidad de control está configurada para proteger el amplificador de detección de la interferencia de un pulso de marcapasos al proporcionar un control de encendido/apagado de múltiples etapas del primer y segundo interruptores según un perfil temporal de marcapasos y períodos de descarga en un intervalo de marcapasos,

caracterizado por que: el amplificador de detección comprende además un comparador acoplado a la unidad de filtrado; la unidad de filtrado comprende un filtro de paso bajo y un filtro de paso alto; el filtro de paso bajo tiene una entrada acoplada a una salida de la unidad de amplificación y una salida acoplada a una entrada del filtro de paso alto, y el filtro de paso alto tiene una salida acoplada a una entrada del comparador; y el segundo interruptor está dispuesto en la entrada del filtro de paso bajo.

En comparación con la técnica anterior, se agregan múltiples interruptores de protección al amplificador de detección (el primer interruptor al módulo de selección de polaridad y el segundo interruptor a la unidad de filtrado) según las realizaciones de la presente invención y se encienden/apagan en múltiples etapas por la unidad de control según el perfil temporal de los períodos de marcapasos y descarga en el intervalo de marcapasos, protegiendo así el amplificador de detección contra la interferencia de cualquier pulso de marcapasos. El primer interruptor está configurado para habilitar o deshabilitar una ruta de entrada de señal a la unidad de amplificación, mientras que el segundo interruptor está configurado para habilitar o deshabilitar una ruta de entrada de señal a la unidad de filtrado. Además, como la unidad de amplificación está dispuesta corriente arriba de la unidad de filtrado, el primer y segundo interruptores pueden realizar un control de encendido/apagado de etapas múltiples de las unidades de amplificación y filtrado. Este diseño de protección de múltiples etapas puede proteger el amplificador de detección y mejorar la fiabilidad del dispositivo evitando de manera eficiente un mal funcionamiento en el amplificador de detección como resultado de un pulso de marcapasos.

Además, el amplificador de detección puede incluir además un comparador acoplado a la unidad de filtrado, en donde: la unidad de filtrado incluye un filtro de paso bajo (LPF) y un filtro de paso alto (HPF); el LPF tiene una entrada acoplada a una salida de la unidad de amplificación y una salida acoplada a una entrada del HPF, y el HPF tiene una salida acoplada a una entrada del comparador; y el segundo interruptor está dispuesto en la entrada del LPF.

Además, el comparador puede implementarse como un comparador totalmente diferencial. Esto permite la comparación de una señal de salida diferencial del comparador y su voltaje de umbral diferencial y, por lo tanto, una capacidad contra interferencias, rechazo de modo común y relación de rechazo de fuente de alimentación mejorados.

Además, el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia puede incluir también un tercer interruptor acoplado a la unidad de control, en donde: el tercer interruptor está dispuesto en la entrada del HPF; y la unidad de control está configurada para proteger el amplificador de detección de la interferencia de un pulso de marcapasos proporcionando un control de encendido/apagado de múltiples etapas del primer, segundo y tercer interruptores según el perfil temporal de los períodos de marcapasos y descarga en el intervalo de marcapasos. Agregando el tercer interruptor en la entrada del HPF, se puede lograr una mejor protección contra los pulsos de marcapasos.

Además, la unidad de control puede configurarse para apagar la totalidad del primer, segundo y tercer interruptores antes del comienzo del período de marcapasos y encenderlos todos después del final del período de descarga.

Además, la unidad de control puede configurarse para apagar simultáneamente la totalidad del primer, segundo y tercer interruptores antes del comienzo del período de marcapasos.

Además, la unidad de control puede configurarse para encender sucesivamente el primer, segundo y tercer interruptores en intervalos. Esto permite que cualquiera de los interruptores proteja de la influencia de cualquier posible señal residual presente en la parte del circuito corriente arriba, evitando al mismo tiempo que la acción de conmutación de cualquier interruptor (p. ej., el primer o el segundo interruptor) afecte a la parte del circuito corriente abajo.

Además, la unidad de control puede configurarse para el control de marcapasos según un perfil temporal del intervalo de marcapasos que incluye, en secuencia temporal, períodos de marcapasos, descarga, supresión y detección, en donde la unidad de control está configurada para un control de encendido/apagado del tercer interruptor dentro del período de supresión. Esto permite una protección máxima contra la interferencia de los pulsos de marcapasos.

Además, la unidad de amplificación puede funcionar en múltiples niveles de ganancia, en donde la unidad de control está configurada además para hacer que la unidad de amplificación funcione en un nivel de ganancia mínimo durante al menos parte del período sin detección del intervalo de marcapasos y en un nivel de ganancia predeterminado durante el resto del intervalo. Dado que la reducción del nivel de ganancia podría reducir significativamente la fluctuación resultante de la carga eléctrica residual en el amplificador de detección, se puede lograr una mejor protección contra los pulsos de marcapasos.

Además, la unidad de amplificación puede incluir un espejo de corriente y un transistor de amplificación, el espejo de corriente está acoplado al transistor de amplificación, el espejo de corriente se dota de una corriente de entrada del orden de nanoamperios, el espejo de corriente emite una corriente con la que funciona el transistor de amplificación, en donde la unidad de amplificación incluye además un circuito de retroalimentación negativa que tiene una entrada acoplada a una entrada de la unidad de amplificación y una salida acoplada a la salida de la unidad de amplificación. Esto permite el funcionamiento estable del amplificador de detección con un consumo de energía extremadamente bajo y una alta ganancia.

La presente invención da a conocer otro dispositivo médico implantable para tratar la arritmia que incluye un amplificador de detección, un primer interruptor, un segundo interruptor y una unidad de control, en donde: el

amplificador de detección incluye una entrada general y una salida general, así como una unidad de amplificación y una unidad de filtrado, que se conectan por este orden entre la entrada general y la salida general; el primer interruptor está acoplado entre la entrada general y una entrada de la unidad de amplificación; el segundo interruptor está acoplado entre una salida de la unidad de amplificación y una entrada de la unidad de filtrado; una salida de la unidad de filtrado está acoplada a la salida general; y la unidad de control está configurada para proteger el amplificador de detección de la interferencia de un pulso de marcapasos ejerciendo un control de encendido/apagado del primer y segundo interruptores en un intervalo de marcapasos.

Además, el intervalo de marcapasos puede incluir, en secuencia temporal, unos períodos de marcapasos, descarga, supresión y detección, en donde la unidad de control está configurada para apagar el primer interruptor en un primer instante predeterminado que precede al comienzo del período de marcapasos en el intervalo de marcapasos y encenderlo en un segundo instante predeterminado después del final del período de descarga en el intervalo de marcapasos y apagar el segundo interruptor en un instante no antes del primer instante predeterminado y no más tarde del segundo instante predeterminado y encenderlo en un tercer instante predeterminado posterior al momento de encendido del primer interruptor.

Además, el primer y segundo interruptores pueden apagarse en el mismo momento dentro de una parte final del período de detección del intervalo de marcapasos anterior y encenderse ambos en el período de supresión del intervalo de marcapasos actual.

Adicionalmente, el amplificador de detección puede incluir además un módulo de selección de polaridad conectado entre la entrada general y la entrada de la unidad de amplificación, en donde: el primer interruptor está integrado con el módulo de selección de polaridad; y el primer interruptor está acoplado entre la entrada general y una entrada del módulo de selección de polaridad, o entre una salida del módulo de selección de polaridad y la entrada de la unidad de amplificación.

Adicionalmente, se puede acoplar un comparador entre la salida de la unidad de filtrado y la salida general, estando acoplada la salida general a la unidad de control.

Adicionalmente, la unidad de filtrado puede incluir un filtro de paso bajo (LPF) y un filtro de paso alto (HPF), teniendo el LPF una entrada que forma la entrada de la unidad de filtrado, teniendo el HPF una salida que constituye la salida de la unidad de filtrado, teniendo el LPF una salida que está acoplada a una entrada del HPF a través de un tercer interruptor, en donde la unidad de control está configurada para apagar el tercer interruptor en un instante no antes del primer instante predeterminado y no más tarde del tercer instante predeterminado y encenderlo en un cuarto instante predeterminado posterior al momento de encendido del segundo interruptor.

Además, el primer, segundo y tercer interruptores pueden apagarse en el mismo instante dentro de una parte final del período de detección del intervalo de marcapasos anterior, en donde el tercer interruptor permanece apagado durante todo el período de supresión del intervalo de marcapasos actual.

Además, el segundo interruptor puede estar integrado con el LPF; y/o el tercer interruptor puede estar integrado con el HPF.

Además, la unidad de amplificación puede funcionar en múltiples niveles de ganancia, en donde la unidad de control está además configurada para hacer que la unidad de amplificación funcione en un nivel de ganancia mínimo durante al menos parte de la parte sin detección del intervalo de marcapasos y en un nivel de ganancia predeterminado durante el resto del intervalo.

Además, la unidad de amplificación puede incluir un espejo de corriente y un transistor de amplificación, el espejo de corriente acoplado al transistor de amplificación, el espejo de corriente dotado de una corriente de entrada del orden de nanoamperios, el espejo de corriente emite una corriente con la que funciona el transistor de amplificación, en donde la unidad de amplificación incluye además un circuito de retroalimentación negativa que tiene una entrada acoplada a la entrada de la unidad de amplificación y una salida acoplada a la salida de la unidad de amplificación.

Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es una representación esquemática de un pulso de marcapasos administrado desde un marcapasos.

La Fig. 2 es un esquema estructural de un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según una primera realización de la presente invención.

La Fig. 3 es un diagrama de sincronización del control de encendido/apagado del primer y segundo interruptores según la primera realización de la presente invención.

La Fig. 4 es un esquema estructural de un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según una segunda realización de la presente invención.

La Fig. 5 es un diagrama de sincronización del control de encendido/apagado del primer, segundo y tercer interruptores según la segunda realización de la presente invención.

La Fig. 6 es un diagrama de sincronización del control del nivel de ganancia de una unidad de amplificación según una tercera realización de la presente invención.

La Fig. 7 es un diagrama que muestra módulos en un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según una realización de la presente invención.

5 Descripción detallada

Los anteriores y otros objetivos, características y ventajas de la presente invención se harán más evidentes a partir de la siguiente descripción detallada de varias realizaciones de la invención cuando se consideran junto con las figuras adjuntas. Sin embargo, los expertos en la técnica apreciarán que, si bien se exponen numerosos detalles específicos en las siguientes realizaciones para permitir que el lector obtenga una mejor comprensión de la invención, el objeto de esta solicitud se puede poner en práctica sin estos detalles, así como varios cambios y modificaciones de las realizaciones descritas en la presente memoria.

Un intervalo de marcapasos de un marcapasos se define como un intervalo de tiempo desde el comienzo de la administración del pulso de marcapasos previo hasta el de la administración del pulso de marcapasos actual. Un intervalo de marcapasos puede incluir una serie de períodos en secuencia temporal, tal como marcapasos, descarga, supresión y detección. Aunque no se enumeran aquí, diferentes tipos de marcapasos pueden tener varios intervalos de marcapasos. Se administra un pulso de marcapasos para obtener un efecto terapéutico al estimular el latido de los músculos del corazón, con su amplitud variando generalmente de 1 V a 5 V y, en ocasiones, alcanzando hasta 7,5 V. Cuando la señal de marcapasos en un nivel tan alto entra en un amplificador de detección, se requiere mucho tiempo para restaurar el estado de la unidad de amplificación, lo que probablemente afecte a la detección de un latido del corazón que responde, que puede llegar dentro de decenas de milisegundos después de que se haya administrado el pulso de marcapasos. Por lo tanto, se requiere que la unidad de amplificación en el amplificador de detección regrese al estado de funcionamiento normal dentro de decenas de milisegundos después de la administración de un pulso de marcapasos, pero esto puede resultar en una superposición temporal entre la descarga anterior y los siguientes períodos de supresión.

La Fig. 1 muestra la forma de onda de un pulso de marcapasos que consiste en dos períodos: marcapasos y descarga. El período de marcapasos está configurado para administrar pulsos de marcapasos y dura hasta 1,5 ms (milisegundos), mientras que el período de descarga corresponde a la descarga de un condensador de marcapasos y dura más, por lo general, varias decenas de milisegundos. La descarga puede ser incompleta, dejando algo de carga residual en el condensador al final del período de descarga. Al comienzo del proceso de descarga, la carga eléctrica en el condensador de marcapasos puede crear un voltaje de varios cientos de milivoltios. A medida que avanza el proceso, el voltaje sigue disminuyendo. Cuanto más dure el proceso, menor será el voltaje. Cuando la carga residual que queda de la descarga incompleta migra al amplificador de detección ("amplificador" para abreviar) y se amplifica una señal resultante, puede interferir con una señal eléctrica cardíaca de interés.

Una primera realización de la presente invención se refiere a un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia, que es adecuado para su uso en un marcapasos. Como se muestra en la Fig. 2, el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia de la realización incluye una unidad de control 1, un amplificador de detección 2, un primer interruptor (no se muestra en la Fig. 2) y un segundo interruptor (no se muestra en la Fig. 2). El amplificador de detección 2 y el primer y segundo interruptores están todos acoplados a la unidad de control 1. Con referencia adicional a la Fig. 7, el amplificador de detección 2 tiene una entrada general 200 y una salida general 230. El amplificador de detección 2 incluye un módulo de selección de polaridad (o en interruptor ('in-switch')) 20, una unidad de amplificación 21, una unidad de filtrado 22 y un comparador ("Comp" para abreviar) 23, que están conectados entre sí en este orden desde la entrada general 200 a la salida general 230. El primer interruptor está acoplado entre la entrada general 200 y una entrada de la unidad de amplificación 21 (p. ej., entre la entrada general 200 y una entrada del módulo de selección de polaridad 20, o entre una salida del módulo de selección de polaridad 20 y la entrada de la unidad de amplificación 21). Preferiblemente, el primer interruptor está dispuesto dentro del módulo de selección de polaridad 20, es decir, integrado con el módulo de selección de polaridad 20. El segundo interruptor está acoplado entre una salida de la unidad de amplificación 21 y una entrada de la unidad de filtrado 22. Preferiblemente, el segundo interruptor está dispuesto dentro de la unidad de filtrado 22. La unidad de control está configurada para proteger el amplificador de detección de la interferencia de un pulso de marcapasos al proporcionar un control de encendido/apagado de múltiples etapas del primer y segundo interruptores según un perfil temporal de los períodos de marcapasos y descarga en un intervalo de marcapasos.

Por ejemplo, la entrada del módulo de selección de polaridad 20 puede estar acoplada tanto a un primer condensador de bloqueo DC C1 como a un segundo condensador de bloqueo DC C2. La salida del módulo de selección de polaridad 20 puede estar acoplada a la entrada de la unidad de amplificación 21. Preferiblemente, la unidad de filtrado 22 puede incluir un filtro de paso bajo (LPF) 220 y un filtro de paso alto (HPF) 221. La salida de la unidad de amplificación 21 puede estar acoplada a una entrada del LPF 220, se prefiere que la entrada del LPF 220 forme la entrada de la unidad de filtrado 22. Una salida del LPF 220 puede estar acoplada a una entrada del HPF 221, mientras que una salida del HPF 221 puede estar acoplada a una entrada del comparador 23 y puede preferirse que la salida del HPF 221 constituya una salida de la unidad de filtrado 22. Una salida del comparador 23 puede estar acoplada tanto a la salida

general 230 como a la unidad de control 1. Preferiblemente, el segundo interruptor puede estar dispuesto en la entrada del LPF 220.

El primer y segundo condensadores de bloqueo DC C1, C2 pueden filtrar un componente DC con respecto a una señal eléctrica cardíaca entrante, y la señal filtrada puede suministrarse al módulo de selección de polaridad 20. El módulo en interruptor está configurado para seleccionar una polaridad de detección para el amplificador de detección 2, y el primer interruptor en el módulo en interruptor es responsable de determinar si se permite que la señal eléctrica cardíaca entre en la unidad de amplificación 21. La unidad de amplificación 21 puede implementarse como un amplificador de transconductancia operacional (OTA) y servir como un importante contribuyente para la amplificación de la señal eléctrica cardíaca. La unidad de amplificación puede emitir un electrograma intracardiaco (EGM). Según esta realización, el amplificador de detección puede tener una estructura completamente diferencial capaz de emitir una señal EGM libre de componentes DC que puede ser procesada más fácilmente por un programador. El LPF y el HPF determinan las características de ancho de banda y frecuencia del amplificador de detección (o conocido como circuito front-end analógico). El LPF se utiliza principalmente para filtrar interferencia EMG, interferencia electromagnética (EMI) y otras señales de alta frecuencia, mientras que el HPF es el principal responsable de la supresión de ondas T. Cada uno de los HPF y LPF puede ser una estructura configurada a partir de componentes tanto activos como pasivos. La señal de salida analógica amplificada y filtrada (señal eléctrica cardíaca) puede compararse con un voltaje de umbral predeterminado mediante el comparador 23, y una señal de salida del comparador, que indica el resultado de la comparación, puede procesarse en un impulso digital. La unidad de control 1 puede configurarse además para determinar, en base al impulso mencionado anteriormente, si la señal del latido del corazón detectada por el amplificador de detección es superior a un umbral de detección y para decidir si administrar un pulso de marcapasos terapéutico.

Según esta realización, la unidad de control puede configurarse para apagar tanto el primer como el segundo interruptores antes del período de marcapasos y encender tanto el primer como el segundo interruptores al final del período de descarga. En otras palabras, cuando un generador de pulsos del marcapasos no emite ningún pulso de marcapasos, la unidad de control está configurada para encender tanto el primer como el segundo interruptores, lo que permite que una señal pase secuencialmente a través del módulo de selección de polaridad, la unidad de amplificación y la unidad de filtrado y sea verificada por el amplificador de detección para determinar si es una señal de latido del corazón. Cuando el generador de pulsos está administrando un pulso de marcapasos, es decir, antes del período de marcapasos, la unidad de control está configurada para apagar tanto el primer como el segundo interruptores. La unidad de control puede incluir una unidad de microcontrolador (MCU) y un módulo de conversión de digital a analógico (DAC) para convertir un comando de control de la MCU en una señal de control para encender/apagar el primer y segundo interruptores. Específicamente, la unidad de control puede configurarse para bloquear las rutas de señal a las unidades de amplificación y filtrado apagando tanto el primer como el segundo interruptores y encender los interruptores sucesivamente en un intervalo después del final del período de descarga. Es decir, después del período de descarga, la unidad de control puede encender el primer interruptor y, decenas de microsegundos más tarde, el segundo interruptor, permitiendo nuevamente la detección del latido normal del corazón por parte del amplificador de detección. De esta manera, el amplificador de detección puede protegerse de la interferencia de un pulso de marcapasos en múltiples etapas según un perfil temporal de los períodos de marcapasos y descarga.

La Fig. 3 es un diagrama de sincronización del control de encendido/apagado del primer y segundo interruptores ejercido por la unidad de control. Como se muestra en la Fig. 3, "Marcapasos" es una señal de control de administración de pulsos de marcapasos (es decir, período de marcapasos) que no permite la administración de pulsos de marcapasos en un nivel bajo y permite la administración de pulsos de marcapasos en un nivel alto. "Descarga" es una señal de control de descarga que evita la descarga en un nivel bajo y permite la descarga en un nivel alto. "Supresión1" es una señal para controlar el primer interruptor en el módulo en interruptor, cuando Supresión1 está en un nivel bajo, el primer interruptor se enciende y cuando Supresión1 está en un nivel alto, el primer interruptor se apaga. "Supresión2" es una señal para controlar el segundo interruptor dispuesto en la entrada del LPF, cuando Supresión2 está en un nivel bajo, el segundo interruptor se enciende y cuando Supresión2 está en un nivel alto, el segundo interruptor se apaga. En la Fig. 3, t1, t2 y t3 representan una duración de descarga, una duración de inactividad del primer interruptor y una duración de inactividad del segundo interruptor, respectivamente. En donde t1, t2 y t3 satisfacen $t1 < t2 < t3$. Además, tanto t2 como t3 comienzan decenas de microsegundos (preferiblemente, no más de cien microsegundos) antes que t1. Como se puede ver en la figura, tanto el primer como el segundo interruptores se han apagado antes de que se administre un pulso de marcapasos (el primer interruptor se apagó en un primer instante predeterminado que antes del comienzo de la administración dentro de una parte final del período de detección del intervalo de marcapasos anterior). De esta manera, se puede garantizar que el amplificador de detección esté completamente protegido durante la administración del pulso de marcapasos. Además, después de la expiración del período de descarga, el primer y segundo interruptores se encienden sucesivamente en un intervalo de tiempo. El primer interruptor se enciende en un segundo instante predeterminado posterior al final del período de descarga. Preferiblemente, el primer interruptor se enciende en el período de supresión seguido del período de detección dentro del intervalo de marcapasos. Se apreciará que encendiendo el primer interruptor en el período de supresión, se puede encender después de que expire el período de descarga. El segundo interruptor se puede encender (en un tercer instante predeterminado después de que se enciende el primer interruptor) decenas de microsegundos más tarde que el primer interruptor. Preferiblemente, el intervalo entre los momentos de encendido no es superior a cien

microsegundos. Esto permite que el interruptor de la siguiente etapa (es decir, el segundo interruptor) proteja de la influencia de cualquier posible carga residual del pulso de marcapasos mientras evita que la acción de conmutación del primer interruptor afecte a la parte del circuito corriente abajo. La realización no limita específicamente el momento en el que el primer interruptor se ha descrito anteriormente como apagado antes del comienzo del período de marcapasos. De manera similar, la realización no limita específicamente el momento en el que el segundo interruptor se ha descrito anteriormente como encendido más tarde que el primer interruptor.

En la práctica, el amplificador de detección puede configurarse en un modo de detección unipolar con una sensibilidad de detección de 0,5 mV, una amplitud de pulso de marcapasos de 7,5 V y una anchura de pulso de marcapasos de 1,5 ms. Al principio, el programador puede configurar una polaridad de detección unipolar para la unidad de amplificación, de modo que el generador de marcapasos del marcapasos generará un pulso de marcapasos auricular/ventricular (AP/VP), que luego pasa a través del primer y segundo condensadores de bloqueo DC C1, C2 mostrados en la Fig. 2 y entra en el circuito de amplificación de detección. En un momento determinado (p. ej., decenas de microsegundos, preferiblemente no más de cien microsegundos) antes de que llegue un período de marcapasos del pulso de marcapasos, la unidad de control 1 puede apagar el primer interruptor en el módulo en interruptor para cortar la ruta de señal a la unidad de amplificación, y la unidad de control 1 también puede apagar el segundo interruptor dispuesto en la entrada del LPF 220 para cortar la ruta de señal al filtro. Preferiblemente, el momento de apagado del segundo interruptor no es anterior al momento de apagado del primer interruptor (el primer instante predeterminado) y no es posterior al momento de encendido del primer interruptor (el segundo instante predeterminado). Como se muestra en las Figs. 1 y 3, después de la expiración del período de descarga, la unidad de control 1 puede apagar el primer interruptor. En este punto, la carga eléctrica residual en el condensador de marcapasos tiene la posibilidad de migrar a la unidad de amplificación 21, y la unidad de amplificación puede amplificar una señal de voltaje resultante de la carga residual al comienzo de la duración t2. Sin embargo, dado que el segundo interruptor permanece apagado, la señal amplificada de la unidad de amplificación no provocará la inversión del comparador 23. Al final de la duración t3, la unidad de filtrado 22 se encenderá completamente para emitir una señal no recuperada al comparador 23, en donde la señal se compara con un umbral preestablecido. En este punto, dado que la señal de salida de la unidad de filtrado 22 es inferior al voltaje de umbral, el comparador 23 no se invertirá y emitirá un nivel bajo. Luego, el comparador 23 se procesa digitalmente y se suministra a la unidad de control 1. Basándose en esto, la unidad de control 1 determina si se detecta un latido del corazón o ruido normal, si se necesita administrar un pulso de marcapasos terapéutico, etc. Dado que el amplificador de detección se protege de la interferencia del pulso de marcapasos, la siguiente administración de pulsos de marcapasos no se verá afectada.

En particular, en esta realización, se prefiere que el comparador sea un comparador totalmente diferencial con cuatro entradas. Este diseño permite la comparación de una señal de entrada diferencial del comparador y su voltaje de umbral diferencial y, por lo tanto, una capacidad contra interferencias, rechazo de modo común y relación de rechazo de fuente de alimentación mejorados.

En comparación con la técnica anterior, esta realización de la presente invención agrega interruptores (es decir, el primer y segundo interruptores) respectivamente al módulo de selección de polaridad y la unidad de filtrado en el amplificador de detección, el primer y segundo interruptores se apagan antes de que llegue un período de marcapasos de un pulso de marcapasos y se encienden sucesivamente en un intervalo de tiempo después de que haya pasado un período de descarga del pulso de marcapasos. Esto implica un control de encendido/apagado de etapas múltiples que puede garantizar que se protege el amplificador de detección de la interferencia del pulso de marcapasos, lo que permite su rápida recuperación posterior a la administración del pulso de marcapasos. En el amplificador de detección de esta realización, dado que la unidad de amplificación 21 está dispuesta en la primera etapa, y el LPF 220 y el HPF 221 están dispuestos secuencialmente en las etapas corriente abajo, solo se amplificará el ruido en la unidad de amplificación 21. Por lo tanto, se puede lograr una reducción en el ruido. Además, en el amplificador de detección, dado que una señal eléctrica cardíaca pasa a través de un solo HPF con un solo polo a baja frecuencia, casi no se distorsionará en absoluto. Como resultado, se puede obtener un electrograma intracardiaco (EGM) exento de distorsiones, lo que permite al programador muestrear la señal eléctrica cardíaca en su estado intacto original.

Una segunda realización de la presente invención se refiere a un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia. La segunda realización se modifica con respecto a la primera realización principalmente porque también se agrega un tercer interruptor para el control de encendido/apagado del HPF 221 a la unidad de filtrado 22 en la segunda realización, que puede hacer que el amplificador de detección tenga una mejor protección de múltiples etapas contra la interferencia de un pulso de marcapasos administrado.

Como se muestra en la Fig. 4, el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según esta realización incluye una unidad de control 1, un amplificador de detección 2, un primer interruptor (no se muestra en la Fig. 4), un segundo interruptor (no se muestra en la Fig. 4) y un tercer interruptor (no se muestra en la Fig. 4). El amplificador de detección 2 y el primer, segundo y tercer interruptores están todos acoplados a la unidad de control 1. El amplificador de detección 2 incluye un módulo de selección de polaridad (o en interruptor) 20, una unidad de amplificación 21, una unidad de filtrado 22 y un comparador 23, que están conectados entre sí en este orden. El primer interruptor está dispuesto dentro del módulo de selección de polaridad 20, el segundo interruptor en una entrada de un LPF 220 y el tercer interruptor en una entrada de un HPF 221. El tercer interruptor conecta una salida del LPF 220 a la entrada del HPF 221. La unidad de control está configurada para proteger el amplificador de detección de la interferencia de un pulso de marcapasos usando un control de encendido/apagado de múltiples etapas del primer, segundo y tercer

interruptores según un perfil temporal de los períodos de marcapasos y descarga en un intervalo de marcapasos. Con referencia adicional a la Fig. 7, dado que esta realización difiere de la segunda realización sólo en que incluye adicionalmente el tercer interruptor, se considera innecesaria una descripción adicional de los detalles estructurales del dispositivo según esta realización, y se omitirá aquí.

En esta realización, la unidad de control está configurada para apagar la totalidad del primer, segundo y tercer interruptores antes de que llegue un período de marcapasos de un pulso de marcapasos. Por ejemplo, el primer, segundo y tercer interruptores pueden apagarse simultáneamente decenas de microsegundos antes de la llegada del período de marcapasos. La unidad de control también está configurada para encender la totalidad del primer, segundo y tercer interruptores después de que haya pasado un período de descarga del pulso de marcapasos. Por ejemplo, la unidad de control está específicamente configurada para controlar el primer, segundo y tercer interruptores para que se enciendan sucesivamente al final de los períodos de descarga del pulso de marcapasos. Específicamente, el segundo interruptor puede encenderse decenas de microsegundos más tarde que el primer interruptor, y el tercer interruptor puede encenderse a su vez decenas de microsegundos (preferiblemente, no más de cien microsegundos) más tarde que el segundo interruptor.

La Fig. 5 es un diagrama de sincronización del control de encendido/apagado del primer, segundo y tercer interruptores ejercido por la unidad de control. Como se muestra en la Fig. 5, sobre la base de la primera realización, se incluye además una señal "Supresión3" para controlar el tercer interruptor. La unidad de control está configurada además para el control de encendido/apagado del tercer interruptor según el perfil temporal de los períodos de marcapasos y descarga. Dado que las señales de control "Marcapasos", "Descarga", "Supresión1" y "Supresión2" funcionan de la misma manera que las de la primera realización, se considera innecesaria una descripción adicional de las mismas y se omitirá aquí. "Supresión3" está configurada para encender el tercer interruptor cuando está en un nivel bajo y apagar el tercer interruptor cuando está en un nivel alto. En la figura, t_4 representa una duración de inactividad del tercer interruptor, y t_1 , t_2 , t_3 y t_4 satisfacen $t_1 < t_2 < t_3 < t_4$. La totalidad de t_2 , t_3 y t_4 comienzan decenas de microsegundos (preferiblemente, no más de cien microsegundos) antes que t_1 . Como se puede ver en la figura, el primer, segundo y tercer interruptores se han apagado en su totalidad antes de que se administre un pulso de marcapasos (es decir, dentro de una parte final del período de detección del intervalo de marcapasos anterior). De esta manera, se puede garantizar que el amplificador de detección esté completamente protegido durante la administración del pulso de marcapasos. Además, después de la expiración del período de descarga, el primer, segundo y tercer interruptores se encienden sucesivamente en intervalos de tiempo. En particular, el tercer interruptor puede encenderse decenas de microsegundos más tarde que el segundo interruptor (es decir, el tercer interruptor puede encenderse en un cuarto instante predeterminado posterior al encendido del segundo interruptor). Preferiblemente, el intervalo entre los momentos de encendido del segundo y tercer interruptores no dura más de cien microsegundos. Esto permite que cualquiera de los interruptores proteja de la influencia de cualquier posible señal residual presente en la parte del circuito corriente arriba, al tiempo que evita que la acción de conmutación de cualquier interruptor (p. ej., el primer o el segundo interruptores) afecte a la parte del circuito corriente abajo. Sin embargo, esta realización no se limita a ningún patrón particular de control de encendido/apagado del primer, segundo y tercer interruptores.

En la práctica, el amplificador de detección se puede configurar en un modo de detección unipolar con una sensibilidad de detección (es decir, el umbral del comparador) de 0,5 mV, una amplitud de pulso de marcapasos de 7,5 V y una anchura de pulso de marcapasos de 1,5 ms. Al principio, el programador puede configurar una polaridad de detección unipolar para la unidad de amplificación, de modo que el generador de marcapasos del marcapasos generará un pulso AP/VP, que luego pasa a través del primer y segundo condensadores de bloqueo DC C1, C2 que se muestran en la Fig. 4 y entra en el circuito de amplificación de detección. En un momento determinado (p. ej., decenas de microsegundos, preferiblemente no más de cien microsegundos) antes de que llegue un período de marcapasos del pulso de marcapasos, la unidad de control puede apagar el primer interruptor en el módulo de interruptor para cortar la ruta de señal a la unidad de amplificación, y también apagar tanto el segundo interruptor dispuesto en la entrada del LPF 220 como el tercer interruptor dispuesto en la entrada del HPF 221 para cortar la ruta de señal al filtro. Preferiblemente, el momento de apagado del tercer interruptor no es anterior al primer instante predeterminado ni posterior al tercer instante predeterminado. Como se muestra en las Figs. 1 y 5, después de la expiración del período de descarga, la unidad de control 1 puede apagar el primer interruptor. En este instante, la carga eléctrica residual en el condensador de marcapasos tiene la posibilidad de migrar a la unidad de amplificación, y la unidad de amplificación 21 puede amplificar una señal de voltaje resultante de la carga residual al comienzo de la duración t_2 . Sin embargo, dado que el segundo interruptor permanece apagado, la señal amplificada de la unidad de amplificación 21 no provocará la inversión del comparador 23. Al final de la duración t_4 , la unidad de filtrado 22 se encenderá completamente para emitir una señal no recuperada al comparador 23, en donde la señal se compara con el umbral predeterminado. En este punto, dado que la señal de salida de la unidad de filtrado 22 es más baja que el voltaje de umbral, el comparador 23 no se invertirá y emitirá un nivel bajo, el comparador 23 se procesa así digitalmente y se suministra a la unidad de control 1. Basándose en esto, la unidad de control 1 determina si se detecta un latido del corazón o ruido normal, si es necesario administrar un pulso de marcapasos terapéutico, etc. Dado que el amplificador de detección 2 se protege de la interferencia del pulso de marcapasos, la siguiente administración de pulsos de marcapasos no se verá afectada. Preferiblemente, el tercer interruptor permanece apagado durante el período de supresión del intervalo de marcapasos. Además, el tercer interruptor puede encenderse, por ejemplo, al comienzo del

período de detección. Por supuesto, en otras realizaciones, el tercer interruptor puede encenderse alternativamente en una parte final del período de supresión (p. ej., cerca del comienzo del período de detección).

En comparación con la primera realización, cada uno de los dos filtros está dotado de un interruptor de protección en esta realización. Al encender el segundo y el tercer interruptores sucesivamente en un intervalo, se pueden proporcionar más etapas de control para proteger el amplificador de detección contra la interferencia de un pulso de marcapasos.

Una tercera realización de la presente invención se refiere a un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia. La tercera realización se modifica con respecto a la segunda realización principalmente porque la unidad de amplificación 21 está configurada para funcionar en diferentes niveles de ganancia. La tercera realización define además la ganancia de la unidad de amplificación 21 en diferentes periodos del intervalo de marcapasos y logra así un mejor efecto de protección.

Como se indicó anteriormente, puede ocurrir un error de detección cuando la unidad de amplificación amplifica una señal resultante de la carga eléctrica residual en el condensador de marcapasos y se invierte el comparador. Para mitigar este problema, en esta realización, la unidad de control 1 configura la unidad de amplificación 21 para funcionar en un nivel de ganancia mínimo durante al menos parte del período sin detección del intervalo de marcapasos y en un nivel de ganancia predeterminado durante la parte restante del intervalo de marcapasos.

La Fig. 6 muestra un diagrama de sincronización del control del nivel de ganancia de la unidad de amplificación. Como se muestra en la Fig. 6, la unidad de control 1 puede configurarse para hacer que la unidad de amplificación funcione en el nivel de ganancia mínimo durante una duración t_5 y en el nivel de ganancia predeterminado durante el resto del intervalo. El nivel de ganancia predeterminado puede ser, por ejemplo, un nivel de ganancia máximo. En la Fig. 6, "Ganancia" representa una señal de control de nivel de ganancia para hacer que la unidad de amplificación funcione en el nivel de ganancia mínimo cuando está en un nivel eléctrico bajo y hacer que funcione en el nivel de ganancia predeterminado cuando está en un nivel eléctrico alto. A la etapa de amplificación le sigue el período de supresión del intervalo de marcapasos. Por lo tanto, t_5 puede comenzar al mismo tiempo que el período de marcapasos y terminar dentro de una parte de un período de protección de detección que sigue al período de supresión. El período de protección de detección puede comenzar en un momento determinado (p. ej., decenas de microsegundos) antes del comienzo del período de marcapasos y finalizar en un momento determinado (p. ej., decenas de microsegundos a más de cien microsegundos) después del final del período de supresión. De esta manera, cuando la carga eléctrica residual comienza a migrar a la unidad de amplificación al final de t_2 , la unidad de amplificación 21 está funcionando en el nivel de ganancia mínimo hasta que la unidad de control 1 restablece la unidad de amplificación 21 al nivel de ganancia predeterminado en un cierto momento posterior al paso del período de descarga del pulso de marcapasos. Según esta realización, independientemente del valor anterior, la unidad de control reduce la ganancia del amplificador de detección hasta el valor mínimo durante t_5 y la vuelve a aumentar hasta un valor adecuado al final de la duración. Dado que la reducción del nivel de ganancia podría reducir significativamente la fluctuación resultante de la carga eléctrica residual al amplificador de detección y el pulso de marcapasos prácticamente perderá su impacto al final de t_5 , la fiabilidad del marcapasos se puede mejorar considerablemente. Esta realización no se limita a ningún marco de tiempo particular durante el cual la unidad de amplificación funciona en el nivel de ganancia mínimo. Por ejemplo, la unidad de amplificación puede funcionar alternativamente en el nivel de ganancia mínimo desde el comienzo del período de descarga hasta el final del período de protección de detección.

Con esta disposición, se observará un nivel de fluctuación de solo 10 mV en la salida del amplificador de detección en respuesta a un pulso de marcapasos de 7,5 V en un modo de detección unipolar en las peores condiciones de marcapasos, que es muy inferior al voltaje de umbral del comparador y no causará un error de detección.

En comparación con la técnica anterior, esta realización implica una protección de múltiples etapas basada en interruptor con un nivel de ganancia de la unidad de amplificación establecido en el valor mínimo durante el período de supresión que sigue a la administración de un pulso de marcapasos. Esto imparte una capacidad de supresión de pulsos de marcapasos significativamente mejorada al amplificador, en particular, en un modo de detección unipolar, lo que permite su rápida recuperación de una manera más segura y fiable.

Una cuarta realización de la presente invención se refiere a un dispositivo médico implantable para tratar la arritmia. La cuarta realización se modifica con respecto a la primera, segunda o tercera realización principalmente porque la unidad de amplificación es capaz de funcionar en una región de sub-umbral según la cuarta realización, reduciendo así el consumo de energía del marcapasos y prolongando su vida útil.

En el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según esta realización, la unidad de amplificación en el amplificador de detección incluye un espejo de corriente y un transistor de amplificación acoplado al espejo de corriente. El espejo de corriente se dota de una corriente de entrada del orden de nanoamperios y emite una corriente con la que funciona el transistor de amplificación.

En los diseños de chip de circuito integrado (IC) convencionales, los transistores en las unidades de amplificación generalmente funcionan en saturación, en donde están completamente encendidos con un voltaje de compuerta-fuente (VGS) por encima del voltaje de umbral (VTH). Por lo tanto, un chip convencional funciona con una corriente

del orden de mA y trata una corriente sub-umbral como una corriente de fuga. En cambio, dado que el amplificador de detección en el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según esta realización funciona en una banda de frecuencia de hasta 200 Hz, puede funcionar de manera estable en una región de sub-umbral. Por este motivo, según esta realización, el espejo de corriente con una corriente de entrada del orden de nanoamperios proporciona una corriente de funcionamiento al transistor de amplificación (por ejemplo, en el caso de un OTA, la corriente de entrada del espejo de corriente suele ser tan baja como del orden de nA y proporciona una corriente de funcionamiento a cada rama en el amplificador de modo que cada polarización del transistor funciona así en una región de sub-umbral). Como resultado, la unidad de amplificación funciona con una corriente muy baja, lo que hace que el transistor de amplificación funcione en una región de sub-umbral, en donde su VGS es más bajo que el VTH. La corriente del transistor de amplificación aumenta exponencialmente con el VGS, lo que da como resultado una ganancia relativamente alta del transistor de amplificación. Sin embargo, como el transistor tiene una transconductancia baja en la región de sub-umbral, en esta realización también se emplea una técnica de retroalimentación negativa para asegurar una alta ganancia. Específicamente, la unidad de amplificación puede incluir además un circuito de retroalimentación negativa que tiene una entrada acoplada a la entrada de la unidad de amplificación y una salida acoplada a la salida de la unidad de amplificación. La técnica de retroalimentación negativa puede garantizar que la unidad de amplificación funcione de manera estable con una alta ganancia.

Según esta realización, solo hay 500 nA de corriente de inactividad para la unidad de amplificación auricular o ventricular, sumando una corriente total de 1 uA (microamperio) en el amplificador de detección. Por lo tanto, el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según esta realización consume una energía extremadamente baja.

En comparación con la técnica anterior, con las técnicas actuales de espejo y retroalimentación negativa, el amplificador de detección en el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según esta realización es capaz de funcionar de manera estable con un consumo de energía extremadamente bajo y una alta ganancia, lo que es favorable para una prolongación de la vida útil del marcapasos.

En particular, los diversos módulos descritos en relación con las realizaciones anteriores son todos módulos lógicos. En aplicaciones prácticas, un módulo lógico puede implementarse mediante un módulo físico monolítico o como parte de un módulo físico monolítico o mediante una combinación de múltiples módulos físicos. Además, los componentes que no están estrechamente relacionados con el problema que se busca resolver mediante las realizaciones descritas no se mencionan aquí para enfatizar la actividad inventiva de la presente invención, aunque esto no excluye la presencia de estos componentes en las realizaciones.

Los expertos en la técnica apreciarán que las realizaciones anteriores se muestran como ejemplos específicos para poner en práctica la presente invención y pueden modificarse en forma y detalles sin apartarse del alcance de la misma, como se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo médico implantable para tratar la arritmia, que comprende una unidad de control (1) así como un amplificador de detección (2), un primer interruptor y un segundo interruptor, cada uno acoplado a la unidad de control (1), en donde:
 - 5 el amplificador de detección (2) comprende un módulo de selección de polaridad (20), una unidad de amplificación (21) y una unidad de filtrado (22), que están conectados secuencialmente;
el primer interruptor está dispuesto dentro del módulo de selección de polaridad (20) y el segundo interruptor está dispuesto dentro de la unidad de filtrado (22); y
 - 10 la unidad de control (1) está configurada para proteger el amplificador de detección (2) de la interferencia de una señal de pulso de marcapasos al proporcionar un control de encendido/apagado de múltiples etapas del primer y segundo interruptores según un período de marcapasos y un período de descarga en un intervalo de marcapasos, caracterizado por que:
el amplificador de detección (2) comprende además un comparador (23) acoplado a la unidad de filtrado (22);
la unidad de filtrado (22) comprende un filtro de paso bajo (220) y un filtro de paso alto (221);
 - 15 el filtro de paso bajo (220) tiene una entrada acoplada a una salida de la unidad de amplificación (21) y una salida acoplada a una entrada del filtro de paso alto (221), y el filtro de paso alto (221) tiene una salida acoplada a una entrada del comparador (23); y
el segundo interruptor está dispuesto en la entrada del filtro de paso bajo (220).
2. Dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según la reivindicación 1, en donde el comparador (23) es un comparador totalmente diferencial, y/o
 - 20 el dispositivo médico implantable para tratar la arritmia comprende además un tercer interruptor acoplado a la unidad de control (1), en donde:
el tercer interruptor está dispuesto en la entrada del filtro de paso alto (221); y
 - 25 la unidad de control (1) está configurada para proteger el amplificador de detección (2) de la interferencia de la señal de pulso de marcapasos al proporcionar un control de encendido/apagado de múltiples etapas del primer, segundo y tercer interruptores según el período de marcapasos y el período de descarga en el intervalo de marcapasos.
3. Dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según la reivindicación 2, en donde la unidad de control (1) está configurada para apagar cada uno del primer, segundo y tercer interruptores antes del comienzo del período de marcapasos y encender cada uno del primer, segundo y tercer interruptores después del final del período de descarga.
- 30 4. Dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según la reivindicación 3, en donde la unidad de control (1) está configurada para apagar simultáneamente el primer, segundo y tercer interruptores antes del comienzo del período de marcapasos, o
en donde la unidad de control (1) está configurada para encender sucesivamente el primer, segundo y tercer interruptores después del final del período de descarga, o
- 35 en donde: la unidad de control (1) está configurada para un control de marcapasos según el intervalo de marcapasos, que comprende, en secuencia temporal, un período de marcapasos, un período de descarga, un período de supresión y un período de detección; y
la unidad de control (1) está configurada para un control de encendido/apagado del tercer interruptor dentro del período de supresión.
- 40 5. Dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según la reivindicación 1, en donde: la unidad de amplificación (21) puede funcionar en múltiples niveles de ganancia; y
la unidad de control (1) está configurada además para hacer que la unidad de amplificación (21) funcione en un nivel de ganancia mínimo durante al menos parte de un período sin detección del intervalo de marcapasos y en un nivel de ganancia predeterminado durante el período restante del intervalo de marcapasos.
- 45 6. Dispositivo médico implantable para tratar la arritmia según la reivindicación 1, en donde: la unidad de amplificación (21) comprende un espejo de corriente y un transistor de amplificación, el espejo de corriente está acoplado al transistor de amplificación, el espejo de corriente se dota de una corriente de entrada del orden de nanoamperios, el espejo de corriente emite una corriente con la que funciona el transistor de amplificación; y

la unidad de amplificación (21) comprende además un circuito de retroalimentación negativa que tiene una entrada acoplada a una entrada de la unidad de amplificación (21) y una salida acoplada a una salida de la unidad de amplificación (21).

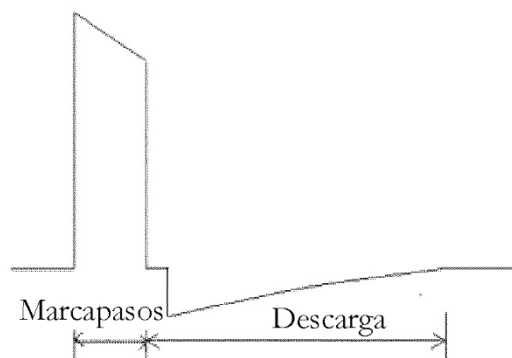


Fig. 1

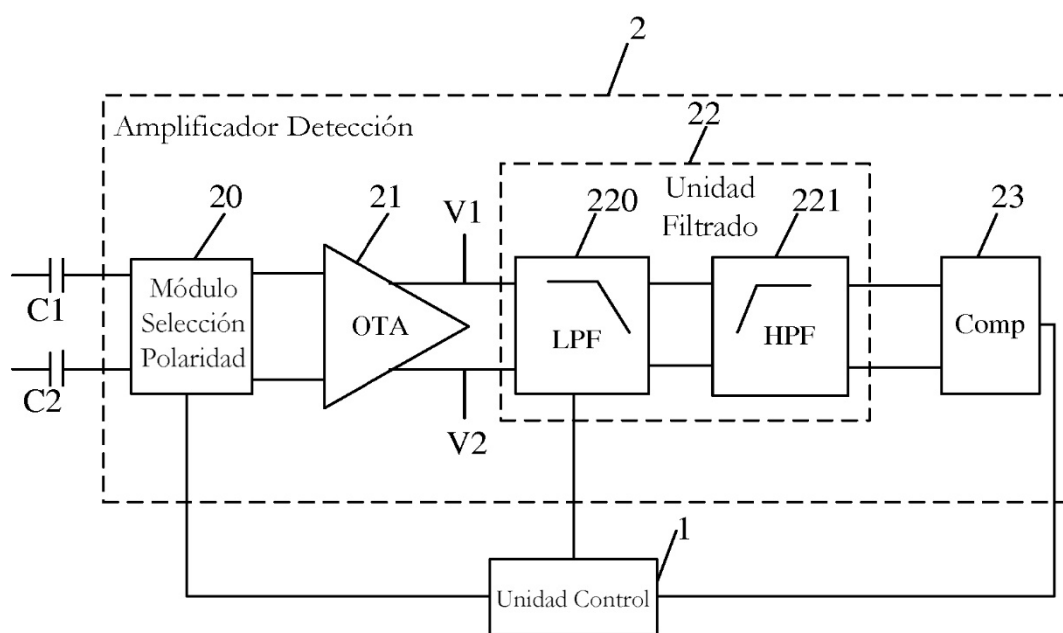


Fig. 2

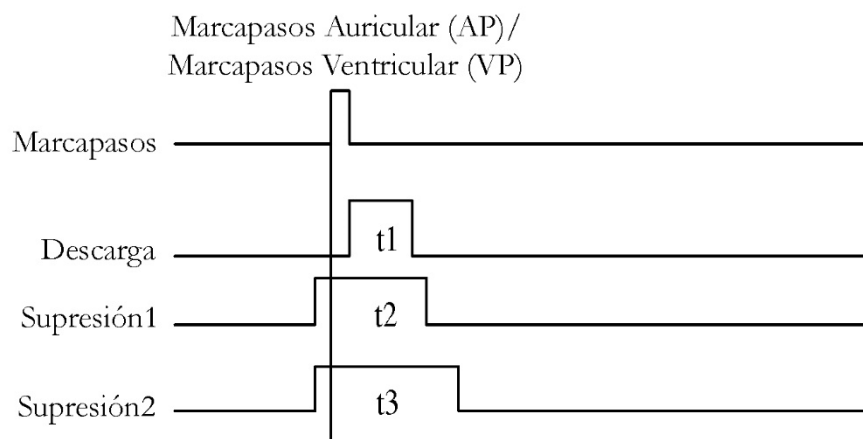


Fig. 3

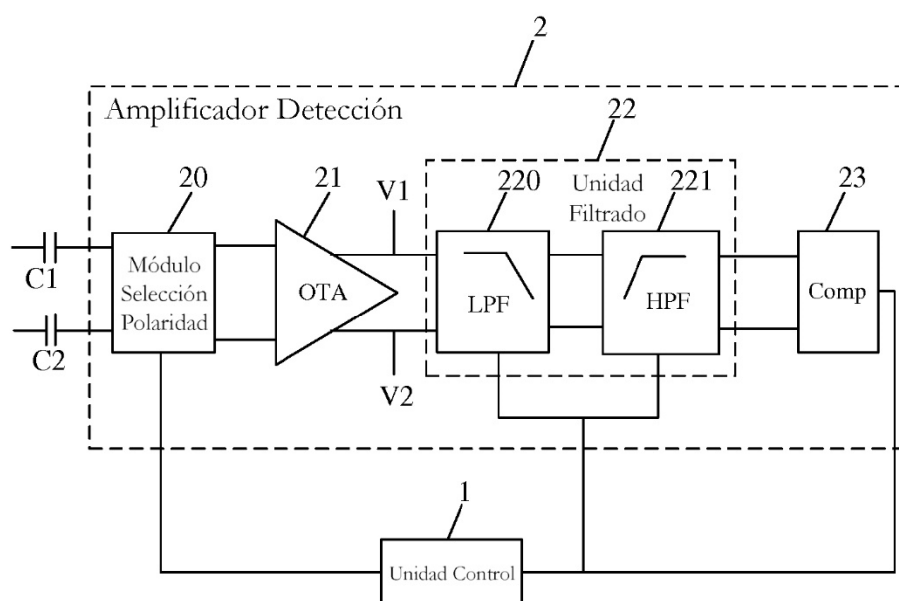


Fig. 4

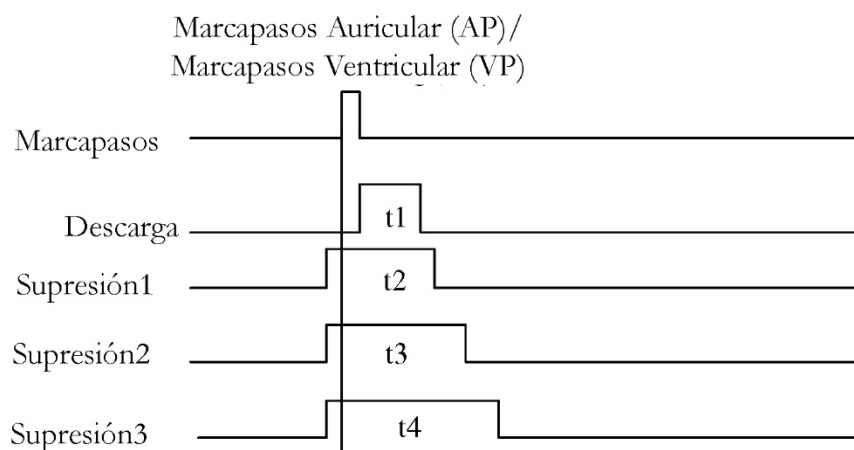


Fig. 5

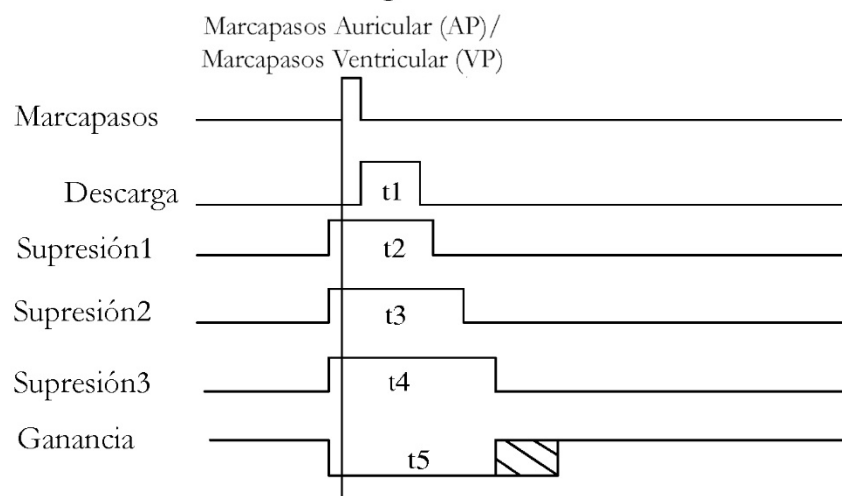


Fig. 6

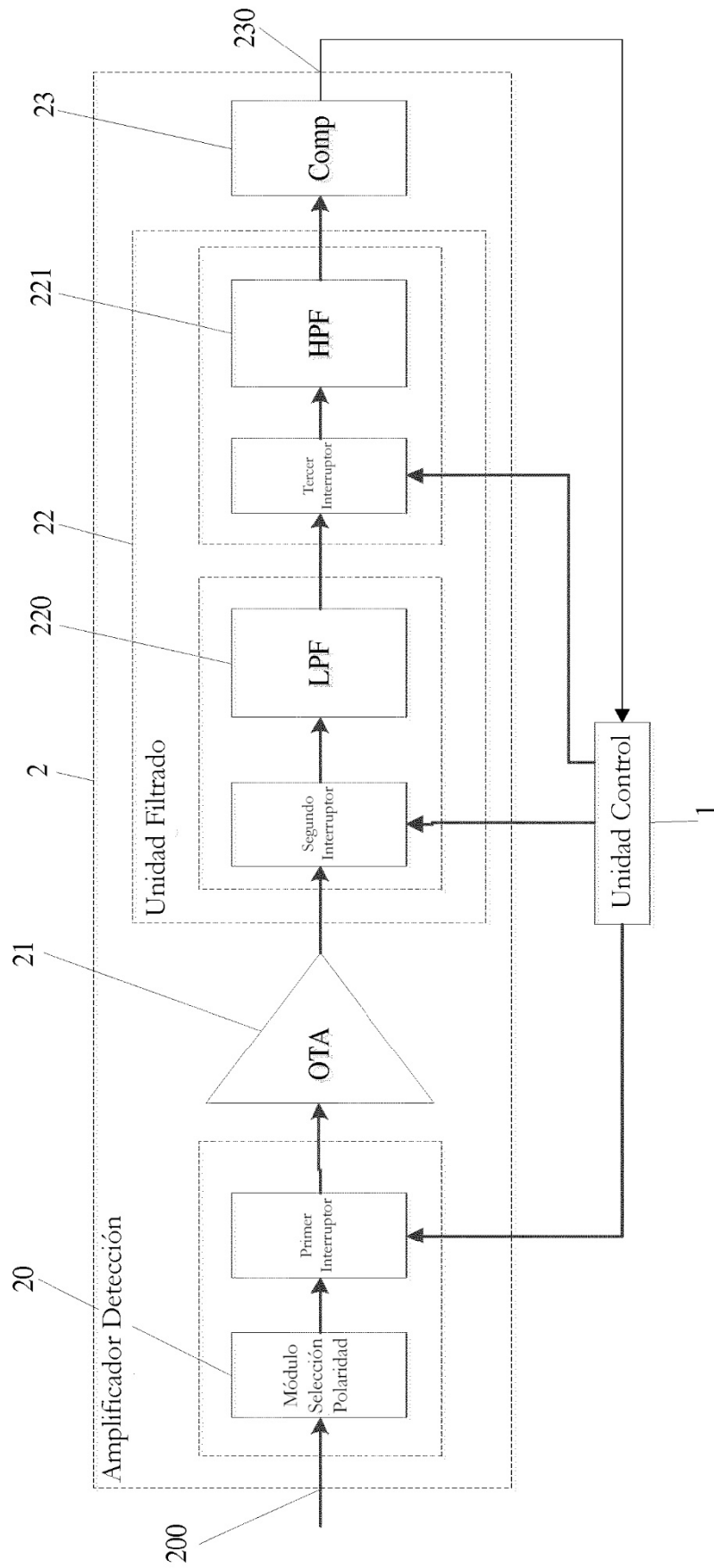


Fig. 7