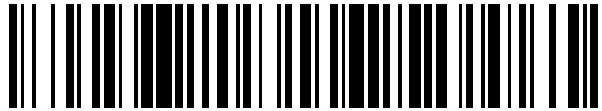


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 567 554**

51 Int. Cl.:

A61N 1/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.12.2001 E 01987478 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.03.2016 EP 1347799**

54 Título: **Aparato para conmutación del modo de electroestimulación cardiaca durante taquiarritmias auriculares**

30 Prioridad:

26.12.2000 US 748796

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

25.04.2016

73 Titular/es:

**CARDIAC PACEMAKERS, INC. (100.0%)
4100 HAMLIN AVENUE NORTH
ST. PAUL, MINNESOTA 55112, US**

72 Inventor/es:

**STAHMANN, JEFFREY E. y
KRAMER, ANDREW P.**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 567 554 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

Aparato para conmutación del modo de electroestimulación cardíaca durante taquiarritmias auriculares.

5 **Campo de la invención**

Esta invención se refiere a marcapasos cardíacos y métodos para hacer funcionar dichos dispositivos. En particular, la invención se refiere a métodos para electroestimulación cardíaca durante una taquiarritmia auricular.

10 **Antecedentes**

La insuficiencia cardíaca congestiva (ICC) es un síndrome clínico en el que una anomalía de la función cardíaca hace que el gasto cardíaco caiga por debajo de un nivel adecuado para satisfacer la demanda metabólica de los tejidos periféricos. La ICC puede deberse a diversas etiologías siendo la debida a cardiopatía isquémica la más común. Cierta forma de electroestimulación cardíaca a menudo puede beneficiar a pacientes de ICC. Por ejemplo, disfunción del nódulo sinoauricular que da como resultado bradicardia puede contribuir a insuficiencia cardíaca que puede corregirse con electroestimulación cardíaca para bradicardia convencional. Además, algunos pacientes de ICC padecen cierto grado de bloqueo AV de modo que su gasto cardíaco mejora sincronizando las contracciones auriculares y ventriculares con electroestimulación cardíaca de doble cámara usando un tiempo de retardo AV programado (es decir, electroestimulación cardíaca ventricular desencadenada auricular o electroestimulación cardíaca secuencial AV).

Una secuela común de la ICC es la dilatación de las cámaras cardíacas (especialmente el ventrículo izquierdo) dado que el volumen telediastólico se incrementa en un intento del cuerpo de incrementar el volumen sistólico. Los ventrículos pueden estirarse y volverse menos contráctiles lo que realmente empeora la insuficiencia cardíaca. El estiramiento de la pared ventricular también puede causar una conducción ralentizada de impulsos de despolarización a través del ventrículo. Si la velocidad de conducción se ralentiza en el ventrículo izquierdo más que en el derecho, por ejemplo, la contracción de los dos ventrículos durante la sístole ventricular se vuelve descoordinada lo que reduce la eficiencia de bombeo. Algunos pacientes de ICC también padecen defectos de conducción del sistema de conducción especializado del corazón (también conocidos como hemibloqueos ventriculares) de modo que un impulso de despolarización procedente del nódulo AV alcanza un ventrículo antes que el otro. En ambas de estas situaciones, el gasto cardíaco puede incrementarse mejorando la sincronización de las contracciones ventriculares izquierda y derecha. Por lo tanto, se han desarrollado marcapasos cardíacos que proporcionan electroestimulación cardíaca a ambos ventrículos. (Véase, por ejemplo, la patente de Estados Unidos número 4.928.688, expedida a Mower.)

Debido al estiramiento de las paredes auriculares causado por la dilatación cardíaca descrita anteriormente, los pacientes de ICC están predispuestos a la aparición de taquiarritmias auriculares. Las taquiarritmias auriculares son ritmos cardíacos caracterizados por contracciones auriculares que se producen a una rápida frecuencia, debido a un foco excitador ectópico o excitación anómala por tejido con marcapasos normal. Las taquiarritmias auriculares pueden clasificarse de acuerdo con la frecuencia creciente en entidades que incluyen taquiarritmia auricular, aleteo auricular y fibrilación auricular. Debido al periodo refractario del nódulo AV, cierto grado de bloqueo AV está habitualmente siempre presente, de modo que la frecuencia ventricular es menor que la frecuencia auricular si la ruta de conducción AV está intacta de otra manera. En la fibrilación auricular, las aurículas se despolarizan de manera caótica sin ninguna acción de bombeo eficaz, y los ventrículos laten tanto rápida como irregularmente debido a la conducción de impulsos excitadores procedentes de las aurículas fibrilantes a través del nódulo AV. En taquiarritmias auriculares, y especialmente fibrilación auricular, las aurículas ya no actúan como bombas cebadoras eficaces para los ventrículos lo que disminuye el volumen sistólico, denominado como una pérdida de sincronía auriculo-ventricular. Además, cuando los ventrículos se contraen a intervalos irregulares, la contracción puede producirse prematuramente antes de que el llenado diastólico esté completo y disminuir el volumen sistólico para esa contracción. Un episodio de taquiarritmia auricular puede rebajar, por lo tanto, el gasto cardíaco y causar síntomas tales como disnea, fatiga, vértigo y angina. Esto es especialmente problemático en pacientes de ICC que ya están hemodinámicamente comprometidos.

El documento WO 0004950 desvela un marcapasos que tiene derivaciones implantadas en ambos ventrículos y bobinas ubicadas en ambos ventrículos. Debido a esta estructura, el marcapasos puede generar la electroestimulación cardíaca, cardioversión o desfibrilación convencional apropiada. El marcapasos puede estar programado para experimentar conmutación de modo de electroestimulación cardíaca DDD a VVI-R cuando el paciente está experimentando episodios de fibrilación auricular.

El documento WO 0038782 desvela un sistema de electroestimulación cardíaca dotado de una característica de conmutación de modo adaptada para estabilizar o regularizar la frecuencia cardíaca ventricular durante taquiarritmia auricular crónica o paroxística. El sistema de electroestimulación cardíaca funciona nominalmente en un modo de electroestimulación cardíaca sincronizada auricular tal como modo de electroestimulación cardíaca DDD o DDDR. En respuesta a la detección de fibrilación auricular, se realiza una conmutación de modo a un modo de electroestimulación cardíaca de regularización de la frecuencia ventricular, sin sincronización auricular, por ejemplo

modo de electroestimulación cardiaca DDIR o VDIR.

El documento US 5893882 desvela un marcapasos dotado de una característica de conmutación de modo adaptada para estabilizar la frecuencia cardiaca ventricular durante la fibrilación auricular. El dispositivo funciona nominalmente en un modo de electroestimulación cardiaca con sincronización auricular tal como DDD, DDDR, VDD o VDDR. En respuesta a la detección de características del ritmo auricular coherentes con fibrilación auricular, el dispositivo conmuta a un modo de electroestimulación cardiaca de estabilización de la frecuencia ventricular sin sincronización auricular.

El documento WO 00/71202 A1 desvela un sistema de gestión del ritmo cardiaco que incluye técnicas para calcular un intervalo de electroestimulación cardiaca indicado, retardo AV, u otro intervalo de temporización.

Sumario de la invención

La presente invención se refiere a un sistema para alterar el modo de electroestimulación cardiaca de un marcapasos para mantener la estabilidad hemodinámica durante una taquiarritmia auricular tal como fibrilación auricular. La invención puede ser especialmente beneficiosa para pacientes con marcapasos con ICC, cuyas hemodinámicas están afectadas de forma adversa por episodios de fibrilación auricular.

De acuerdo con la invención, el modo de electroestimulación cardiaca de un marcapasos se conmuta desde un modo de electroestimulación cardiaca normal a un modo de electroestimulación de fibrilación auricular en respuesta a la detección de una taquiarritmia auricular. El modo de electroestimulación de fibrilación auricular está adaptado para electroestimulación cardiaca en presencia de un ritmo ventricular intrínseco irregular. Dependiendo del paciente individual y el modo de electroestimulación cardiaca normal, el modo de fibrilación auricular puede incluir inicio de modificación de terapia de resincronización ventricular, inicio de electroestimulación cardiaca de regularización de la frecuencia ventricular y/o cambios a parámetros adaptables a la frecuencia.

En una realización, el modo de fibrilación auricular incluye resincronización ventricular, en la que la electroestimulación cardiaca se aplica a ambos ventriculos o a un ventrículo, de una manera que mejora la coordinación de las contracciones ventriculares. Dicha electroestimulación cardiaca es beneficiosa en pacientes con defectos de conducción interventricular o intraventricular, y la conmutación a un modo de resincronización durante un episodio de taquiarritmia auricular mejora el gasto cardiaco en esos pacientes. Si el modo de electroestimulación cardiaca normal ya incluye terapia de resincronización, puede ser beneficioso modificar la resincronización en el modo de fibrilación auricular ajustando, por ejemplo, un valor de desfase biventricular o iniciando electroestimulación cardiaca desencadenada biventricular.

En otra realización, el modo de fibrilación auricular incluye regularización de la frecuencia ventricular donde un intervalo de escape ventricular se ajusta dinámicamente de acuerdo con una frecuencia ventricular intrínseca medida. Ajustando el intervalo de escape ventricular para que coincida más estrechamente con la frecuencia ventricular intrínseca, se suministran más estímulos eléctricos y se permite menos variabilidad en el ritmo ventricular global. Con una frecuencia ventricular más regular, el gasto cardiaco mejora durante una taquiarritmia auricular. La regularización de la frecuencia ventricular también puede mejorar la eficacia de la electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular en presencia de una taquiarritmia auricular, incrementando el número de estímulos eléctricos suministrados.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es un diagrama del sistema de un marcapasos basado en un microprocesador.

La figura 2 muestra la implementación de un filtro ejemplar de un sistema de regularización de la frecuencia ventricular.

La figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra modos de electroestimulación de fibrilación auricular ejemplares.

Descripción de la invención

La afección más común para la que se usan marcapasos es en el tratamiento de bradicardia, donde la frecuencia ventricular es demasiado lenta. Los defectos de conducción auriculo-ventricular (es decir, bloqueo AV) que son fijos o intermitentes y el síndrome de disfunción sinusal representan las causas más comunes de bradicardia para las que electroestimulación cardiaca permanente puede estar indicada. Si funciona apropiadamente, un marcapasos compensa la incapacidad del corazón para electroestimularse a sí mismo a un ritmo apropiado para satisfacer la demanda metabólica imponiendo una frecuencia cardiaca mínima. Tal como se describe a continuación, los modos de electroestimulación cardiaca de bradicardia definen qué cámaras son electroestimuladas y la manera en la que se suministran los estímulos eléctricos. También puede usarse terapia de electroestimulación cardiaca en el tratamiento de insuficiencia cardiaca congestiva (ICC). Algunos pacientes de ICC padecen cierto grado de bloqueo AV o son cronotrópicamente deficientes de modo que su gasto cardiaco pueda mejorar con electroestimulación cardiaca de bradicardia convencional. También se ha demostrado, sin embargo, que algunos pacientes de ICC

padecen defectos de conducción intraventricular y/o interventricular de modo que sus gastos cardiacos pueden incrementarse mejorando la sincronización de las contracciones ventriculares derecha e izquierda con estimulación eléctrica, denominada en el presente documento terapia de resincronización ventricular.

5 Un paciente con marcapasos con cierto grado de ICC que experimenta un episodio de fibrilación auricular padecerá cierta disminución del gasto cardiaco a partir del ritmo ventricular irregular resultante y/o la pérdida de sincronía auriculo-ventricular. Por lo tanto, incluso aunque un paciente fuera tratado adecuadamente durante circunstancias normales con solamente un modo de electroestimulación cardiaca de bradicardia, el mismo paciente puede beneficiarse de terapia de resincronización para restaurar la estabilidad hemodinámica durante el episodio de fibrilación auricular. Además, los pacientes tratados con terapia de resincronización además de un modo de electroestimulación cardiaca de bradicardia, pueden beneficiarse de una modificación del modo de electroestimulación cardiaca que incluye cambios en el modo de resincronización. La presente invención se refiere a un marcapasos en el que un modo de electroestimulación cardiaca normal se conmuta a un modo de electroestimulación de fibrilación auricular en el momento de la detección de una taquiarritmia auricular tal como fibrilación auricular que contrarresta los efectos adversos de fibrilación auricular.

1. Plataforma de hardware

20 Los marcapasos cardiacos son dispositivos de gestión del ritmo cardiaco que proporcionan estimulación eléctrica en forma de pulsos de electroestimulación cardiaca a cámaras seleccionadas del corazón. (Como se usa el término en el presente documento, un marcapasos es cualquier dispositivo de gestión del ritmo cardiaco que realiza electroestimulación cardiaca, incluyendo cardioversores/desfibriladores implantables que tienen una funcionalidad de electroestimulación cardiaca.) Los dispositivos de gestión del ritmo cardiaco se implantan normalmente de forma subcutánea en el tórax de un paciente y tienen derivaciones insertadas por vía intravenosa en el corazón para conectar el dispositivo a electrodos usados para percepción y electroestimulación cardiaca, estando los electrodos dispuestos en las inmediaciones de cámaras seleccionadas del corazón. Los marcapasos normalmente tienen un controlador electrónico programable que hace que los pulsos de electroestimulación cardiaca sean emitidos en respuesta a intervalos de tiempo transcurridos y actividad eléctrica percibida (es decir, latidos cardiacos intrínsecos que no son resultado de un pulso de electroestimulación cardiaca). Una onda de despolarización asociada con una contracción intrínseca de las aurículas o los ventrículos que es detectada por el marcapasos se denomina una onda de percepción auricular (onda P) o percepción ventricular (R)), respectivamente. Para causar dicha contracción en ausencia de un latido intrínseco, un pulso de electroestimulación cardiaca con energía por encima de cierto umbral de electroestimulación cardiaca es suministrado a la cámara.

35 La figura 1 muestra un diagrama del sistema de un marcapasos basado en un microprocesador configurado físicamente con canales de percepción y electroestimulación cardiaca para la aurícula y ambos ventrículos. El controlador 10 del marcapasos es un microprocesador que se comunica con una memoria 12 mediante un bus de datos bidireccional. La memoria 12 normalmente comprende una ROM (memoria de sólo lectura) para almacenamiento de programas y una RAM (memoria de acceso aleatorio) para almacenamiento de datos. El marcapasos tiene canales de percepción y electroestimulación cardiaca auriculares que comprenden el electrodo 34, la derivación 33, el amplificador de percepción 31, el generador de pulsos 32 y una interfaz del canal auricular 30 que comunica bidireccionalmente con un puerto del microprocesador 10. El dispositivo también tiene canales de percepción y electroestimulación cardiaca ventricular para ambos ventrículos que comprenden electrodos 24a-b, derivaciones 23a-b, amplificadores de percepción 21a-b, generadores de pulsos 22a-b, e interfaces del canal ventricular 20a-b donde "a" designa un canal ventricular y "b" designa el otro. Para cada canal, se usan la misma derivación y electrodo tanto para percepción como para electroestimulación cardiaca. Las interfaces del canal 20a-b y 30 incluyen convertidores de analógico a digital para digitalizar entradas de señal de percepción procedentes de los amplificadores de percepción y registros en los que puede escribir el microprocesador para emitir pulsos de electroestimulación cardiaca, cambiar la amplitud del pulso de electroestimulación cardiaca, y ajustar los valores de ganancia y umbral para los amplificadores de percepción. Un sensor del nivel de esfuerzo 330 (por ejemplo, un acelerómetro o un sensor de la ventilación por minuto) permite al controlador adaptar la frecuencia de electroestimulación cardiaca de acuerdo con cambios en la actividad física del paciente. Una interfaz de telemetría 40 también está provista para comunicarse con un programador externo. Un marcapasos de acuerdo con la presente invención puede poseer todos los componentes en la figura 1 y ser programable para funcionar en una serie de modos diferentes, o puede tener solamente aquellos componentes necesarios para funcionar en un modo particular.

60 El controlador 10 controla el funcionamiento global del dispositivo de acuerdo con instrucciones programadas almacenadas en la memoria. El controlador 10 controla el suministro de estímulos eléctricos mediante los canales de electroestimulación cardiaca de acuerdo con un modo de electroestimulación cardiaca, interpreta señales de percepción procedentes de los canales de percepción, e implementa temporizadores para definir intervalos de escape y periodos refractarios sensoriales. El controlador también detecta la presencia de arritmias tales como fibrilación auricular midiendo el intervalo de tiempo entre percepciones e implementa la función de conmutación de modo tal como se describe en el presente documento. Debe apreciarse que estas funciones también podrían ser realizadas mediante circuitos lógicos personalizados además o en lugar de un microprocesador programado.

2. Modos de electroestimulación cardiaca de bradicardia

Los modos de electroestimulación cardiaca de bradicardia se designan generalmente mediante un código de letras de tres posiciones donde cada letra en el código se refiere a una función específica del marcapasos. La primera letra se refiere a qué cámaras cardiacas están electroestimuladas y cuáles pueden ser una A (para aurícula), una V (para ventrículo), D (para ambas cámaras), u O (para ninguna). La segunda letra se refiere a qué cámaras son percibidas por los canales de percepción del marcapasos y usa las mismas designaciones de letra que las usadas para la electroestimulación cardiaca. La tercera letra se refiere a la respuesta del marcapasos a una onda P percibida procedente de la aurícula o una onda R procedente del ventrículo y puede ser una I (para inhibida), T (para desencadenada), D (para doble en la que se usan tanto desencadenamiento como inhibición), y O (para sin respuesta). Los marcapasos modernos son normalmente programables de modo que pueden funcionar en cualquier modo que permitirá la configuración física del dispositivo. La percepción adicional de datos fisiológicos permite que algunos marcapasos cambien la frecuencia a la que electroestimulan el corazón de acuerdo con algún parámetro correlacionado con la demanda metabólica. Dichos marcapasos se denominan marcapasos adaptables a la frecuencia y se designan mediante una cuarta letra añadida al código de tres letras, R.

Los marcapasos pueden imponer una frecuencia cardiaca mínima de forma asíncrona o de forma síncrona. En electroestimulación cardiaca asíncrona, el corazón es electroestimulado a una frecuencia fija independientemente de la actividad cardiaca intrínseca. Existe, por lo tanto, un riesgo con la electroestimulación cardiaca asíncrona de que un pulso de electroestimulación cardiaca sea suministrado coincidente con un latido intrínseco. La mayoría de los marcapasos para tratar bradicardia hoy en día están programados, por lo tanto, para funcionar de forma síncrona en un llamado modo a demanda donde eventos cardiacos percibidos que se producen dentro de un intervalo definido desencadenan o inhiben un pulso de electroestimulación cardiaca. Los modos de electroestimulación cardiaca a demanda inhibida utilizan intervalos de escape para controlar la electroestimulación cardiaca de acuerdo con actividad intrínseca percibida. En un modo a demanda inhibido, un pulso de electroestimulación cardiaca es suministrado a una cámara cardiaca durante un ciclo cardiaco solamente después de la expiración de un intervalo de escape definido durante el cual no se detecta ningún latido intrínseco por la cámara. Si se produce un latido intrínseco durante este intervalo, al corazón se le permite entonces “escapar” de la electroestimulación cardiaca por el marcapasos. Dicho intervalo de escape puede estar definido para cada cámara electroestimulada. Por ejemplo, un intervalo de escape ventricular puede estar definido entre eventos ventriculares para ser reiniciado con cada percepción o estímulo eléctrico ventricular. Lo inverso de este intervalo de escape es la frecuencia mínima a la que el marcapasos permitirá latir a los ventrículos, denominada algunas veces como el límite inferior de frecuencia (LRL).

En marcapasos de seguimiento auricular (es decir, modo VDD o DDD), otro intervalo de escape ventricular está definido entre eventos auricular y ventricular, denominado como el intervalo auriculo-ventricular (AVI). El intervalo auriculo-ventricular es desencadenado por una percepción o estímulo eléctrico auricular y detenido por una percepción o estímulo eléctrico ventricular. Un estímulo eléctrico ventricular es suministrado en el momento de la expiración del intervalo auriculo-ventricular si no se produce ningún estímulo eléctrico ventricular antes. La electroestimulación cardiaca ventricular desencadenada auricular intenta mantener la sincronía auriculo-ventricular que se produce con latidos fisiológicos, con lo que las contracciones auriculares aumentan el llenado diastólico de los ventrículos. Si un paciente tiene un ritmo auricular fisiológicamente normal, la electroestimulación cardiaca desencadenada auricular también permite que la frecuencia de electroestimulación cardiaca ventricular sea sensible a las necesidades metabólicas del cuerpo. Los modos de seguimiento auricular están contraindicados cuando existe taquiarritmia auricular refractaria crónica, tal como fibrilación auricular o aleteo auricular.

Un marcapasos también puede estar configurado para electroestimular las aurículas en términos de demanda inhibida. Un intervalo de escape auricular se define a continuación que el intervalo de tiempo máximo en el que una percepción auricular debe ser detectada después de una percepción o electroestimulación ventricular antes de que se suministre una electroestimulación auricular. Cuando la electroestimulación cardiaca a demanda inhibida auricular se combina con electroestimulación cardiaca a demanda ventricular desencadenada auricular (es decir, modo DDD), el intervalo de frecuencia inferior es entonces la suma del intervalo de escape auricular y el intervalo auriculo-ventricular.

Los marcapasos adaptables a la frecuencia modulan los intervalos de escape ventricular y/o auricular basándose en mediciones correspondientes a la actividad física. Dichos marcapasos son aplicables a situaciones en las que no pueden usarse modos de seguimiento auricular. En un marcapasos adaptable a la frecuencia que funciona en un modo de electroestimulación cardiaca ventricular, el LRL se ajusta de acuerdo con mediciones del nivel de esfuerzo tales como las procedentes de un acelerómetro o sensor de la ventilación por minuto para que la frecuencia cardiaca coincida de forma más próxima con la demanda metabólica. El LRL ajustado se denomina entonces como la frecuencia indicada por el sensor.

3. Terapia de resincronización ventricular

En un modo de electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular, la electroestimulación cardiaca se aplica a uno o ambos ventrículos de una manera que mejora la coordinación de las contracciones ventriculares y, de este modo, mejora la eficiencia de bombeo ventricular. Al suministrar dicha terapia, por ejemplo, puede ser útil

electroestimar solamente un ventrículo en términos de demanda inhibida de acuerdo con señales de percepción recibidas desde el ventrículo opuesto, electroestimar un ventrículo en un modo desencadenado en el que un latido intrínseco en un ventrículo desencadena un estímulo eléctrico en el ventrículo opuesto, electroestimar ambos ventrículos en términos de demanda inhibida de acuerdo con señales de percepción recibidas desde solamente un ventrículo, o electroestimar ambos ventrículos en una combinación de modos desencadenado y a demanda inhibido. En los ejemplos de terapia de resincronización que siguen, los modos de electroestimulación cardíaca ventricular se basan en actividad intrínseca en el ventrículo derecho. Debe apreciarse, sin embargo, que realizaciones equivalentes podrían aplicarse a modos de electroestimulación cardíaca basados en actividad intrínseca ventricular izquierda.

Una implementación de terapia de resincronización es electroestimulación cardíaca biventricular (BV). En electroestimulación cardíaca BV, un estímulo eléctrico ventricular izquierdo es suministrado simultáneamente o en una relación temporizada con un estímulo eléctrico ventricular derecho según lo especificado por un intervalo de desfase biventricular. El intervalo de desfase puede ser nulo para electroestimar ambos ventrículos simultáneamente, positivo para electroestimar el ventrículo izquierdo después del derecho, o negativo si el ventrículo izquierdo se electroestimula antes que el derecho. En muchos casos, la eficiencia de bombeo del corazón se incrementará mediante electroestimulación cardíaca simultánea de los ventrículos con un desfase nulo. Sin embargo, puede ser deseable en ciertos pacientes electroestimar un ventrículo antes que el otro para compensar diferentes velocidades de conducción en los dos ventrículos, y esto puede conseguirse especificando un intervalo de desfase biventricular particular. Los ventrículos pueden ser electroestimulados en términos de demanda inhibida donde el intervalo de escape ventricular se reinicia con un estímulo eléctrico ventricular o una percepción ventricular derecha. El modo de electroestimulación cardíaca también puede incluir seguimiento auricular. En ese caso, un par de estímulos eléctricos ventriculares son suministrados después de la expiración del intervalo de escape AVI o la expiración del intervalo de escape LRL, con electroestimulación cardíaca ventricular inhibida por una percepción ventricular derecha que reinicia el intervalo de escape LRL o detiene el intervalo de escape AVI. Dado que el intervalo de escape ventricular en este modo es reiniciado o detenido por percepciones procedentes solamente del ventrículo derecho, puede proporcionarse un periodo de protección ventricular izquierdo que comienza con la aparición de una percepción ventricular izquierda y dura un tiempo especificado. Un estímulo eléctrico ventricular izquierdo no se permite entonces en el momento de la expiración del intervalo de escape si esto fuera a producirse dentro del periodo de protección.

Una variación de electroestimulación cardíaca biventricular es electroestimar solamente el ventrículo izquierdo (electroestimulación cardíaca del LV solamente). La electroestimulación cardíaca del LV solamente puede ser ventajosa donde las velocidades de conducción dentro de los ventrículos son tales que electroestimar solamente el ventrículo izquierdo da como resultado una contracción más coordinada por los ventrículos que con electroestimulación cardíaca ventricular derecha convencional o electroestimulación cardíaca biventricular. La electroestimulación cardíaca del LV solamente puede implementarse en modos a demanda inhibidos con o sin seguimiento auricular, similar a electroestimulación cardíaca biventricular. Un estímulo eléctrico ventricular izquierdo se suministra entonces en el momento de la expiración del intervalo de escape AVI o expiración del intervalo de escape LRL, con electroestimulación cardíaca ventricular izquierda inhibida por una percepción ventricular derecha que reinicia el intervalo de escape LRL o detiene el intervalo de escape AVI. Como con electroestimulación cardíaca BV, un estímulo eléctrico ventricular izquierdo puede ser inhibido si se produce una percepción ventricular izquierda dentro de un periodo protector antes de la expiración del intervalo de escape ventricular. Dado que un estímulo eléctrico ventricular izquierdo inhibido en este modo podría dar como resultado un ciclo cardíaco sin electroestimulación cardíaca, el modo puede modificarse adicionalmente de modo que un estímulo eléctrico de seguridad ventricular derecho es suministrado si el estímulo eléctrico ventricular izquierdo se inhibe y no se ha producido ninguna percepción ventricular derecha.

Otro modo de resincronización ventricular es un modo desencadenado biventricular (BT) donde uno o ambos ventrículos son electroestimulados dentro de un periodo de latencia después de una percepción procedente del ventrículo derecho. En este modo, en lugar de inhibir la electroestimulación cardíaca en el momento de la recepción de una percepción ventricular derecha, la electroestimulación cardíaca ventricular se desencadena para producirse en el tiempo más corto posible después de una percepción ventricular derecha para producir una contracción coordinada de los ventrículos. Este modo de electroestimulación cardíaca puede ser deseable cuando el tiempo de conducción intraventricular del corazón es suficientemente largo para que el marcapasos sea capaz de insertar de forma fiable un estímulo eléctrico antes de que la despolarización procedente del ventrículo derecho alcance el ventrículo izquierdo. El retardo de tiempo entre una percepción ventricular derecha y el estímulo eléctrico emitido resultante es dictado por el tiempo de respuesta del hardware y está diseñado como el intervalo de latencia de percepción a estímulo eléctrico (SPL). Nótese que el intervalo de SPL es una característica del hardware y no un intervalo de tiempo programado. El modo puede funcionar de modo que, después de una percepción ventricular derecha, se electroestimula solamente el ventrículo izquierdo, o se electroestimulan ambos ventrículos. En el último caso, el ventrículo derecho es electroestimulado incluso aunque se haya recibido una percepción ventricular derecha, para permitir la posibilidad de que la percepción ventricular derecha fuera en realidad una percepción ventricular izquierda de campo lejano en el canal ventricular derecho. Si la percepción ventricular derecha fuera en realidad procedente del ventrículo derecho, el estímulo eléctrico ventricular derecho se produciría durante el periodo refractario fisiológico del ventrículo derecho y no tendría consecuencias. Con cualquier tipo de modo de

electroestimulación cardiaca BT, la electroestimulación cardiaca del ventrículo izquierdo puede inhibirse mediante una percepción ventricular izquierda que desencadena un intervalo de periodo protector ventricular izquierdo. La electroestimulación cardiaca desencadenada biventricular también puede combinarse con electroestimulación cardiaca a demanda inhibida biventricular.

5

4. Regularización de la frecuencia ventricular

La regularización de la frecuencia ventricular (VRR) es un modo de electroestimulación cardiaca ventricular en el que el LRL del marcapasos se ajusta dinámicamente de acuerdo con una frecuencia ventricular intrínseca detectada. Cuando un marcapasos está funcionando en un modo de electroestimulación cardiaca ventricular (por ejemplo, VVI), se producen latidos ventriculares intrínsecos cuando la frecuencia intrínseca instantánea se eleva por encima del LRL del marcapasos. En caso contrario, se suministran estímulos eléctricos a una frecuencia igual al LRL. Por lo tanto, los estímulos eléctricos están entremezclados con latidos intrínsecos, y el ritmo ventricular global como resultado tanto de estímulos eléctricos como de latidos intrínsecos se determina mediante el LRL y el valor medio y la variabilidad de la frecuencia ventricular intrínseca. La VRR regulariza el ritmo ventricular global ajustando el LRL del marcapasos de acuerdo con cambios en la frecuencia intrínseca medida.

10

15

20

25

30

35

La frecuencia ventricular intrínseca es la frecuencia a la que los latidos ventriculares intrínsecos se producen y puede definirse tanto instantáneamente como estando en cierto valor medio con cierta variabilidad alrededor de esa media. La frecuencia intrínseca instantánea puede determinarse midiendo un intervalo R-R, donde un intervalo R-R es el tiempo entre una percepción ventricular presente (es decir, una onda R o despolarización ventricular intrínseca) y la percepción ventricular o estímulo eléctrico ventricular precedente, con la frecuencia instantánea siendo la recíproca del intervalo medido. El LRL de un marcapasos se ajusta inicialmente a un valor de base programado y define el intervalo de escape ventricular, que es el tiempo máximo entre latidos ventriculares permitido por el marcapasos y es la recíproca del LRL. A cualquier frecuencia intrínseca media particular por encima del LRL, un estímulo eléctrico ventricular es suministrado solamente cuando, debido a la variabilidad de la frecuencia intrínseca, un intervalo R-R sería más largo que el intervalo de escape ventricular que le estaba permitido. A medida que la frecuencia ventricular intrínseca media se incrementa por encima del LRL, menos estímulos eléctricos son suministrados y más variabilidad en el ritmo ventricular global se permite. El modo de electroestimulación cardiaca VRR contrarresta esto incrementando el LRL a medida que la frecuencia ventricular intrínseca se incrementa para incrementar de este modo la frecuencia de latidos electroestimulados y rebajar la variabilidad en la frecuencia ventricular global. El modo VRR disminuye a continuación el LRL hacia su valor de base a medida que el número de estímulos eléctricos suministrados se incrementa debido a una disminución en la frecuencia ventricular intrínseca media o su variabilidad. El LRL ajustado de esta manera también se denomina en el presente documento la frecuencia indicada por VRR.

20

25

30

35

40

En una realización de VRR, el LRL se ajusta midiendo un intervalo R-R cuando se produce una percepción ventricular y a continuación calculando un intervalo de escape ventricular actualizado basándose en el intervalo R-R medido. Cuando se suministra un estímulo eléctrico ventricular, por otro lado, se hace que el LRL disminuya hacia el valor de base programado. La figura 2 muestra una implementación ejemplar de un sistema de VRR compuesto por un par de filtros 515 y 516 que pueden implementarse como software ejecutado por el controlador 10 y/o con componentes discretos. El filtro 515 se emplea para calcular el intervalo de escape ventricular actualizado cuando se produce una percepción ventricular, y el filtro 516 se usa cuando se suministra un estímulo eléctrico ventricular.

40

45

50

55

60

Cuando se produce una percepción ventricular, el intervalo R-R medido se introduce en un filtro digital recursivo 515 cuya salida es el intervalo de escape ventricular actualizado. El filtro 515 multiplica el intervalo R-R medido por un coeficiente del filtro A y a continuación añade el resultado al valor previo de la salida (es decir, el presente intervalo de escape ventricular) multiplicado por un coeficiente del filtro B. El funcionamiento del filtro se describe de este modo mediante $VEI_n = A(RR_n) + B(VEI_{n-1})$, donde A y B son coeficientes seleccionados, RR_n es la duración del intervalo R-R más reciente, y VEI_{n-1} es el valor previo del intervalo de escape ventricular. Una manera útil de conceptualizar el filtro 515 es descomponer los coeficientes A y B en un factor de modificación a escala a y un coeficiente de ponderación w de modo que $A = a \cdot w$ y $B = (1-w)$, donde w está entre 0 y 1. Visto de esta manera, se considera que el filtro calcula un promedio ponderado del presente intervalo R-R multiplicado por el factor de modificación a escala a y el presente intervalo de escape ventricular. El filtro hace, de este modo, que el valor del intervalo de escape ventricular se mueva hacia el presente intervalo R-R multiplicado por el factor de modificación a escala a una frecuencia determinada por el coeficiente de ponderación. Esto corresponde a que el filtro mueva el LRL del marcapasos hacia una fracción 1/a de la frecuencia ventricular intrínseca instantánea, según lo determinado por el intervalo R-R medido. Si se ha producido una percepción ventricular, el LRL actual es necesariamente menor que la frecuencia ventricular intrínseca instantánea medida. Si esto es también menor que 1/a de la frecuencia intrínseca, el LRL es incrementado por el filtro hasta un valor que es 1/a de la frecuencia intrínseca para dar como resultado más electroestimulación cardiaca y menos variabilidad en el ritmo ventricular global.

45

50

55

60

65

Cuando un estímulo eléctrico ventricular es suministrado debido a la expiración del intervalo de escape ventricular sin una percepción ventricular, el filtro 516 multiplica el presente intervalo de escape ventricular por un coeficiente del filtro C de modo que $VEI_n = C(VEI_{n-1})$. Para proporcionar funcionamiento estable, el coeficiente C debe ajustarse a un valor mayor que 1. El filtro 516 hace, a continuación, que el intervalo de escape ventricular se incremente de

manera exponencial con cada estímulo eléctrico a medida que valores sucesivos del intervalo de escape son introducidos en el filtro hasta un valor correspondiente al LRL de base.

La actualización del intervalo de escape ventricular puede realizarse de diversas maneras incluyendo latido a latido, a intervalos periódicos, o con promedios de intervalos R-R sucesivos. En una realización preferida actualmente, sin embargo, la actualización se realiza latido a latido con cada percepción o estímulo eléctrico ventricular causando el ajuste del LRL por el filtro 515 o 516, respectivamente. Los dos filtros que funcionan juntos causan, de este modo, que el LRL se acerque más a $1/a$ de la frecuencia intrínseca medida después de una percepción ventricular y disminuya hacia el valor de LRL de base después de un estímulo eléctrico ventricular.

Los coeficientes a y w (o A y B) y C son seleccionados por el usuario y pueden hacerse programables de modo que el comportamiento del sistema puede ajustarse para producir el mejor resultado clínicamente en un paciente individual. Por ejemplo, a medida que el factor de modificación a escala a se hace mayor que 1, el filtro 515 hace que el LRL se mueva hacia una fracción más pequeña $1/a$ de la frecuencia intrínseca detectada que permite que se produzcan más latidos intrínsecos y una mayor variabilidad en el ritmo global. A medida que a disminuye de vuelta hacia 1, el filtro 515 tiende a mover el LRL del marcapasos hacia una fracción más grande de la frecuencia intrínseca instantánea detectada, incrementando de este modo la cantidad de electroestimulación cardíaca y disminuyendo la cantidad de variabilidad permitida en el ritmo ventricular global. Si a se hace más pequeño que 1, el LRL se mueve hacia una frecuencia mayor que la frecuencia intrínseca, incrementando adicionalmente la cantidad de electroestimulación cardíaca hasta el punto en el que la mayoría del ritmo ventricular está compuesto por latidos electroestimulados. Cuanto mayor sea el factor de ponderación w , más rápidamente se mueve el LRL a la fracción especificada de la frecuencia intrínseca, haciendo al sistema más sensible a incrementos de la variabilidad del ritmo intrínseco. Cuanto más grande sea el coeficiente de disminución C , más rápidamente hará el filtro 516 que el LRL disminuya hacia su valor de base programado cuando se suministran estímulos eléctricos ventriculares debido a que no se detectan percepciones ventriculares dentro del intervalo de escape ventricular. El controlador limita el intervalo de escape ventricular actualizado como resultado de las operaciones de los filtros 515 y 516 a valores mínimos y máximos de acuerdo con una frecuencia de electroestimulación cardíaca máxima programada MPR y un límite inferior de frecuencia de base LRL, respectivamente.

Tal como se indica, los coeficientes de los filtros 515 y 516 pueden hacerse programables por el usuario, tal como usando un programador remoto. En otra realización, el usuario selecciona un parámetro de rendimiento deseado (por ejemplo, grado de regularización de frecuencia deseado, cantidad de electroestimulación cardíaca deseada, frecuencia de disminución deseada, etc.) entre un intervalo correspondiente de posibles valores. Las combinaciones apropiadas de coeficientes para filtros 515 y 516 se seleccionan a continuación automáticamente para proporcionar ajustes del filtro que corresponden al parámetro de rendimiento programado por el usuario seleccionado. Los coeficientes de filtro también pueden hacerse funciones de otros parámetros, tales como el intervalo R-R medido y el ajuste de LRL actual, y ajustarse dinámicamente.

El sistema de VRR en esta realización usa el LRL de base programado del marcapasos como el límite inferior al que se le permite disminuir al LRL cuando no se detectan percepciones ventriculares. El LRL de base puede ser cambiado periódicamente por el usuario con un programador externo, y los marcapasos adaptables a la frecuencia tienen la capacidad de ajustar dinámicamente el LRL para adaptarse al esfuerzo. Si se hace funcionar un marcapasos adaptable a la frecuencia en un modo VRR, la frecuencia indicada por el sensor puede ser considerada simplemente por el marcapasos como el LRL de base. El límite inferior para la frecuencia indicada por VRR es entonces la frecuencia indicada por el sensor en lugar del LRL de base programado.

5. Conmutación del modo de electroestimulación cardíaca durante fibrilación auricular

La figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra ejemplos de un modo de electroestimulación de fibrilación auricular al que se conmuta en el momento de la detección de una taquiarritmia auricular. Una taquiarritmia auricular, tal como fibrilación auricular, es detectada en el bloque 300 mientras el marcapasos está funcionando en su modo normal. La electroestimulación cardíaca ventricular desencadenada auricular está contraindicada durante una taquiarritmia auricular dado que el seguimiento de la frecuencia auricular daría como resultado electroestimulación cardíaca ventricular que es demasiado rápida. Si el modo normal incorpora seguimiento auricular y/o electroestimulación cardíaca auricular, por lo tanto, el modo de fibrilación auricular incluye una reversión a un modo de electroestimulación cardíaca ventricular no desencadenado auricular (es decir, modo VVx) tal como se muestra en el bloque 301. El modo de fibrilación auricular también puede incluir uno o más modos de electroestimulación cardíaca diferentes, cada uno de los cuales se describirá por turnos.

El modo de fibrilación auricular puede incluir inicio de regularización de la frecuencia ventricular tal como se muestra en el bloque 302. Si la conducción AV está intacta en un paciente, la fibrilación auricular da como resultado un ritmo ventricular muy rápido e intrínseco, y regularizar la frecuencia ventricular mejora el gasto cardíaco directamente a través de su efecto sobre el llenado diastólico. La regularización de la frecuencia ventricular puede aplicarse en este caso con ajustes de parámetros de modo que los ventriculos son impulsados a una frecuencia cercana a la frecuencia intrínseca. El ritmo ventricular intrínseco que se produce durante un episodio de fibrilación auricular es un resultado de las despolarizaciones que se producen de forma caótica que se producen en las aurículas, a las que se

5 hace pasar a través del nódulo AV hasta los ventrículos. La frecuencia ventricular intrínseca está regida, por lo tanto, por la longitud del ciclo de la fibrilación auricular y el periodo refractario del nódulo AV. Si un pulso de electroestimulación cardiaca ventricular es suministrado antes de que se produzca el siguiente latido intrínseco, la despolarización ventricular se lleva a cabo de forma retrógrada hasta el nódulo AV causando despolarización tardía del nódulo AV durante el latido ventricular. El periodo refractario del nódulo AV también está retardado, lo que retarda el tiempo antes de que una despolarización auricular pueda ser conducida a través del nódulo para dar como resultado un latido intrínseco. El efecto del estímulo eléctrico es, por lo tanto, prolongar el tiempo hasta el siguiente latido intrínseco. La regularización de la frecuencia ventricular a una frecuencia de electroestimulación cardiaca cercana a la frecuencia ventricular intrínseca es, por lo tanto, especialmente eficaz para regularizar la frecuencia ventricular durante fibrilación auricular.

15 También puede iniciarse terapia de resincronización ventricular como parte del modo de fibrilación auricular. En pacientes con marcapasos que tienen cierto grado de retardos de conducción interventricular o intraventricular, un modo de electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular puede mejorar el gasto cardiaco mejorando la coordinación de las contracciones ventriculares. Aunque el gasto cardiaco puede ser adecuado en algunos de estos pacientes durante circunstancias normales incluso sin electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular, un episodio de fibrilación auricular con pérdida de sincronía auriculo-ventricular y llenado diastólico irregular puede hacer que los déficits de conducción se vuelvan clínicamente evidentes. Conmutar el marcapasos a un modo de electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular puede ser, entonces, útil para mantener el gasto cardiaco cuando se detecta fibrilación auricular.

25 La electroestimulación cardiaca de resincronización, tal como se incorpora en el modo de fibrilación auricular, puede suministrarse en una serie de modos de electroestimulación cardiaca diferentes. Un modo de electroestimulación cardiaca de resincronización de este tipo es electroestimulación cardiaca biventricular con o sin un intervalo de desfase. Este modo puede combinarse con el modo de electroestimulación cardiaca de bradicardia revertido a VVI para dar como resultado electroestimulación cardiaca biventricular en términos de demanda inhibida tal como se representa en el bloque 304. Otras alternativas para el modo de fibrilación auricular son modos de electroestimulación cardiaca desencadenada biventricular y solamente del LV tal como se muestra mediante los bloques 306 y 303, respectivamente. La electroestimulación cardiaca de resincronización desencadenada biventricular puede ser particularmente útil cuando la frecuencia ventricular intrínseca es irregular, dado que permite el suministro fiable de pulsos de resincronización basados en la frecuencia irregular. También puede ser ventajoso combinar electroestimulación cardiaca de resincronización con regulación de la frecuencia ventricular, dado que la regulación de la frecuencia ventricular puede ajustarse para incrementar la cantidad de electroestimulación cardiaca y, por lo tanto, la cantidad de resincronización. Si la resincronización ventricular es parte del modo de electroestimulación cardiaca normal, el modo de fibrilación auricular puede incluir entonces modificación particular de parámetros de electroestimulación cardiaca de resincronización tales como ajustes del intervalo de desfase biventricular designado por el bloque 305, o conmutación a un modo de electroestimulación cardiaca de resincronización alternativa o conmutación a sitios de electroestimulación cardiaca adicionales o alternativos.

40 El gasto cardiaco disminuido que se produce durante la fibrilación auricular también puede contrarrestarse parcialmente haciendo a la frecuencia de electroestimulación cardiaca sensible a niveles de esfuerzo medidos. Por consiguiente, el modo de fibrilación auricular también puede incluir conmutación desde electroestimulación cardiaca no adaptable a la frecuencia a adaptable a la frecuencia tal como se muestra en el bloque 308, y/o modificación de parámetros adaptables a la frecuencia tal como se muestra en bloque 307. En el último caso, por ejemplo, la curva de respuesta a la frecuencia que cartografía un nivel de esfuerzo dado hasta una frecuencia de electroestimulación cardiaca particular puede ajustarse para hacer al marcapasos más sensible, y/o el límite inferior de frecuencia de base correspondiente a un nivel de esfuerzo de reposo podría incrementarse.

50 Aunque la invención se ha descrito junto con la realización específica anterior, muchas alternativas, variaciones y modificaciones serán evidentes para los expertos en la materia. Se pretende que dichas alternativas, variaciones y modificaciones estén dentro del alcance de las siguientes reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de gestión del ritmo cardiaco, que comprende:

5 un canal de percepción auricular (30, 31, 33, 34) para percibir despolarizaciones auriculares y generar señales de percepción auricular de acuerdo con éstas;
 canales de percepción ventricular derecho e izquierdo (20a, 20b, 21a, 21b, 23a, 23b, 24a, 24b) para percibir despolarizaciones ventriculares derecha e izquierda y generar señales de percepción ventricular de acuerdo con éstas;
 10 canales de electroestimulación cardiaca derecho e izquierdo (20a, 20b, 22a, 22b, 23a, 23b, 24a, 24b) para suministrar estímulos eléctricos a los ventrículos derecho e izquierdo;
 un sensor del nivel de esfuerzo (330) para medir un nivel de esfuerzo;
 un controlador (10) para controlar el suministro de estímulos eléctricos de acuerdo con un modo de electroestimulación cardiaca ventricular primario y un modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular; y,
 15 en donde el controlador (10) está configurado para conmutar el dispositivo desde el modo de electroestimulación cardiaca ventricular primario hasta el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular en el momento de la detección de una taquiarritmia auricular, y en donde el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular es un modo de electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular;
 20 y en donde el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular incluye electroestimulación cardiaca adaptable a la frecuencia de acuerdo con el nivel de esfuerzo medido, **caracterizado por que** el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular incluye, además, un ajuste a un parámetro adaptable a la frecuencia para hacer a la electroestimulación cardiaca adaptable a la frecuencia más sensible al nivel de esfuerzo medido.

25 2. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular primario es un modo electroestimulación cardiaca de resincronización ventricular diferente del modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular.

30 3. El dispositivo de la reivindicación 1, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular incluye regularización de la frecuencia ventricular.

35 4. El dispositivo de las reivindicaciones 1 o 3, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular es un modo a demanda inhibido biventricular con un intervalo de desfase biventricular seleccionado.

40 5. El dispositivo de las reivindicación 1 o 3, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular es un modo desencadenado biventricular, donde una percepción en un ventrículo desencadena un estímulo eléctrico hacia el otro ventrículo.

6. El dispositivo de las reivindicaciones 1 o 3, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular es un modo de electroestimulación cardiaca del ventrículo izquierdo solamente.

45 7. El dispositivo de las reivindicaciones 1 o 3, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular primario que es conmutado en el momento de la detección de una taquiarritmia auricular es un modo de electroestimulación cardiaca a demanda inhibido biventricular y en donde, además, la conmutación al modo de fibrilación auricular incluye ajustar un intervalo de desfase biventricular.

50 8. El dispositivo de las reivindicaciones 1 o 3, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular primario que es conmutado en el momento de la detección de una taquiarritmia auricular es electroestimulación cardiaca del LV solamente y en donde, además, el modo ventricular de fibrilación auricular es un modo de electroestimulación cardiaca a demanda inhibido biventricular.

55 9. El dispositivo de las reivindicaciones 1 o 3, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular primario que es conmutado en el momento de la detección de una taquiarritmia auricular es un modo de electroestimulación cardiaca desencadenado biventricular y en el que, además, el modo ventricular de fibrilación auricular es un modo de electroestimulación cardiaca a demanda inhibido biventricular.

60 10. Un dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular incluye el ajuste de una curva de respuesta a la frecuencia.

65 11. Un dispositivo de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que el modo de electroestimulación cardiaca ventricular de fibrilación auricular incluye el ajuste de un límite inferior de frecuencia de base correspondiente a un nivel de esfuerzo de reposo.

12. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que el dispositivo de gestión del ritmo cardiaco

es un marcapasos cardiaco.

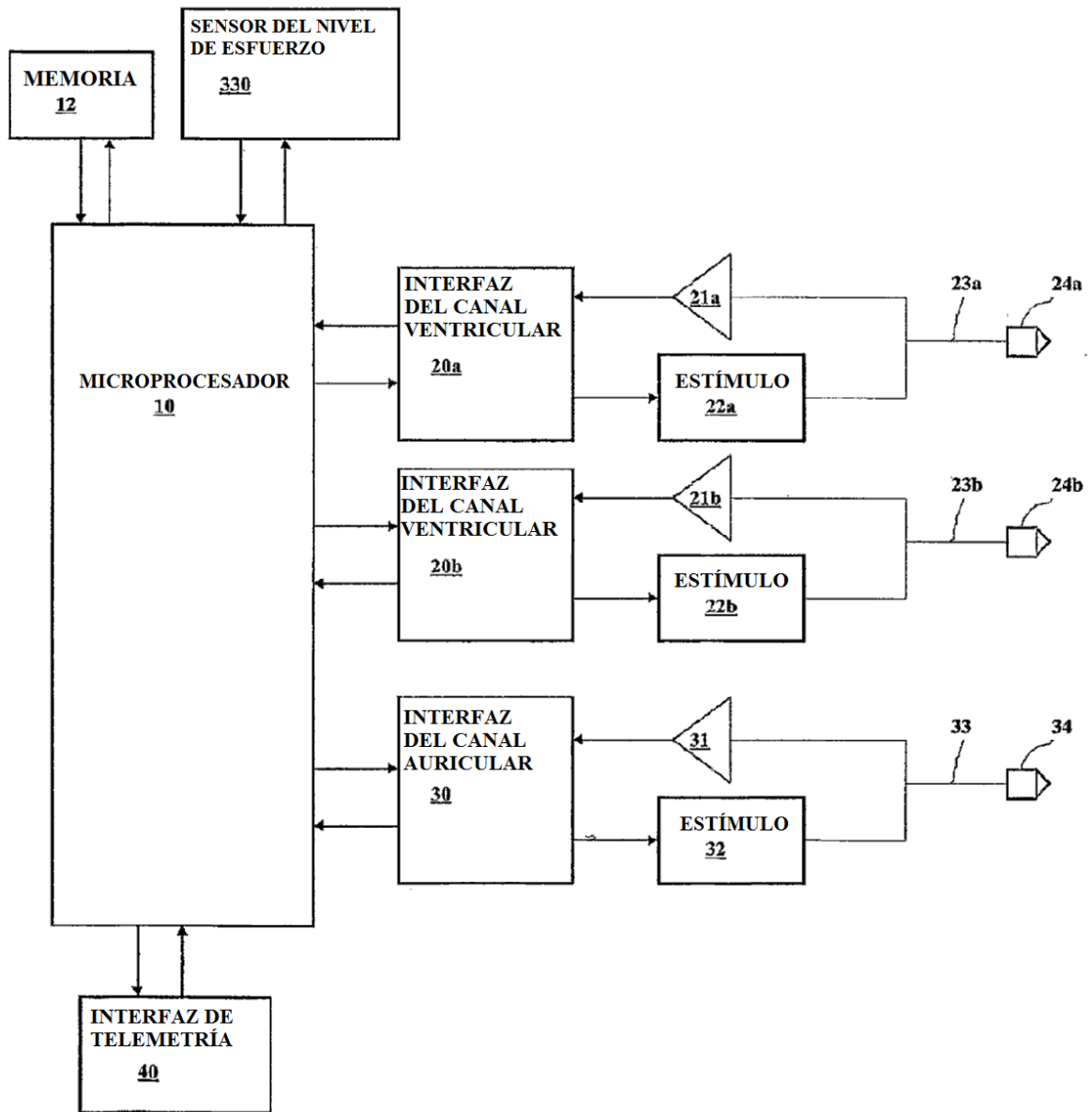


FIG. 1

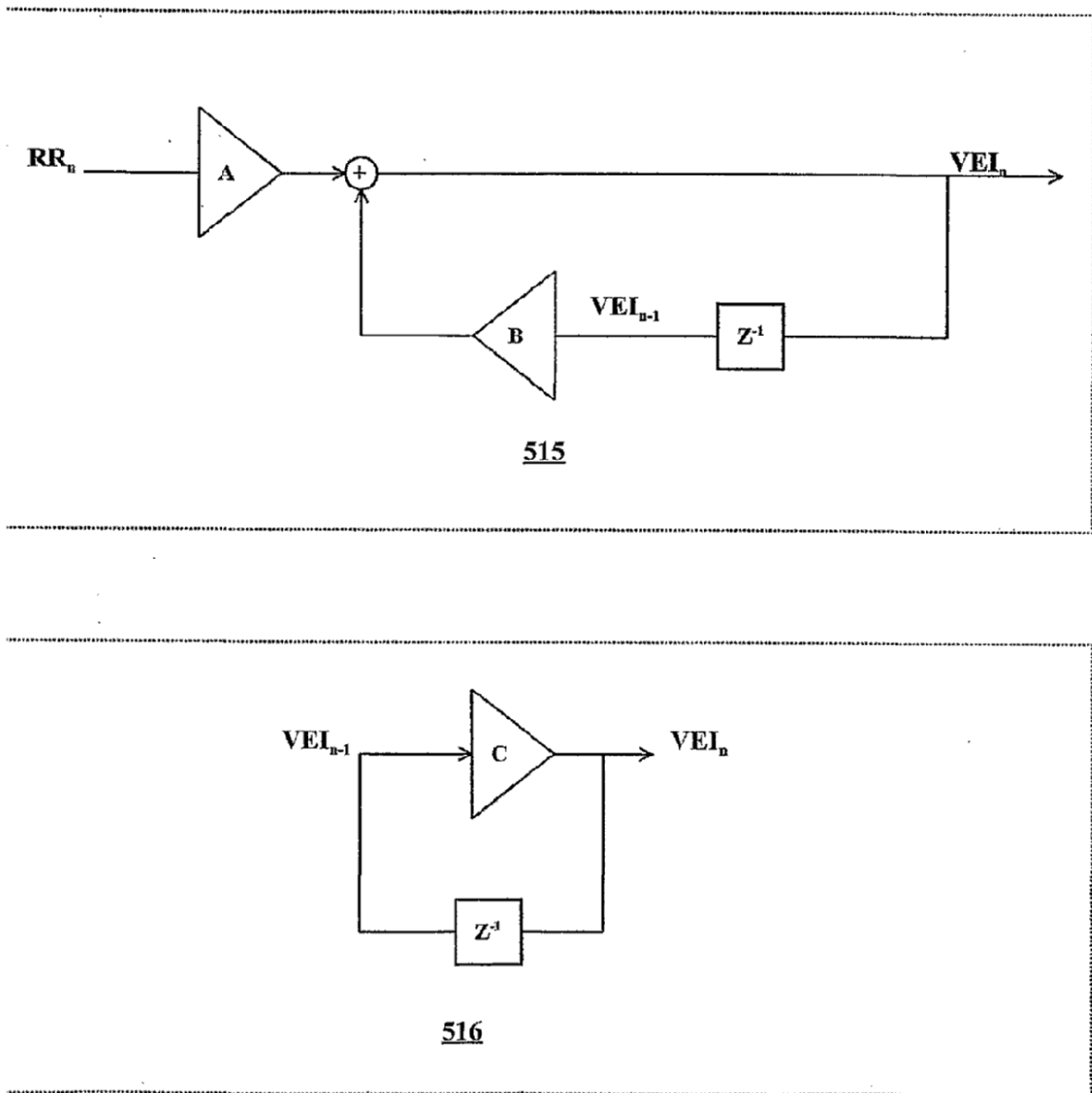


FIG. 2

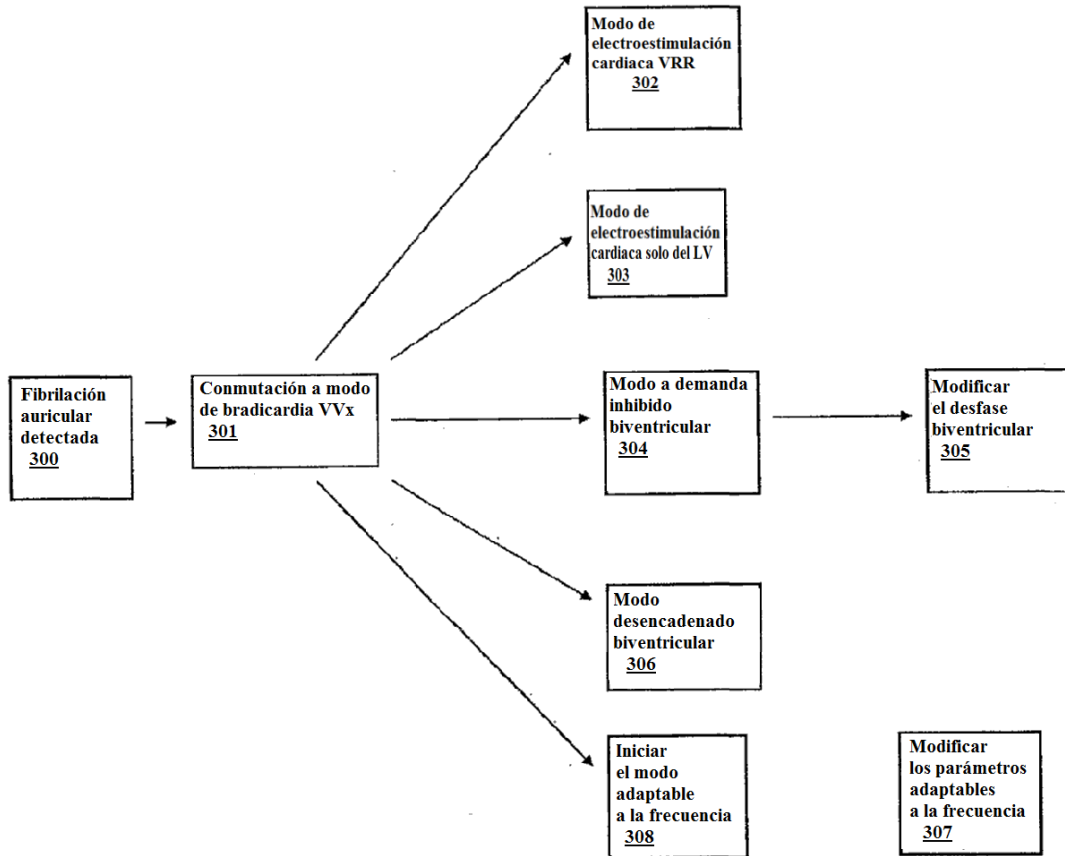


Fig. 3