

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 376 516**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/39** (2006.01)

**A61N 1/368** (2006.01)

12

### TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **09158972 .1**

96 Fecha de presentación: **14.09.2001**

97 Número de publicación de la solicitud: **2077136**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **08.07.2009**

54 Título: **SISTEMA GENERADOR DE IMPULSOS.**

30 Prioridad:  
**14.09.2000 US 662091**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**14.03.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**14.03.2012**

73 Titular/es:  
**CARDIAC PACEMAKERS, INC.  
4100 HAMLIN AVENUE NORTH  
ST. PAUL, MN 55112, US**

72 Inventor/es:  
**Chen, Victor T.;  
Seim, Gary T. y  
Morris, Milton M.**

74 Agente/Representante:  
**Carpintero López, Mario**

**ES 2 376 516 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

Sistema generador de impulsos

**Campo técnico**

El presente documento versa en general acerca de sistemas de gestión del ritmo cardiaco.

5 **Antecedentes**

10 Cuando funciona debidamente, el corazón humano mantiene su propio ritmo intrínseco y es capaz de bombear una cantidad adecuada de sangre por todo el sistema circulatorio del cuerpo. Sin embargo, algunas personas tienen ritmos cardiacos irregulares, denominados arritmias cardiacas. Tales arritmias dan como resultado una disminución de la circulación sanguínea. Un modo de tratamiento de las arritmias cardiacas usa terapia farmacológica. La terapia farmacológica no siempre es efectiva para el tratamiento de arritmias de ciertos pacientes. Para tales pacientes, se necesita un modo alternativo de tratamiento. Un modo alternativo tal de tratamiento incluye el uso de un sistema de gestión del ritmo cardiaco. Tales sistemas son implantados a menudo en el paciente y suministran terapia al corazón.

15 Los sistemas de gestión del ritmo cardiaco incluyen, entre otras cosas, marcapasos también denominados cardioestimuladores. Los cardioestimuladores suministran al corazón secuencias sincronizadas de estímulos eléctricos de baja energía denominados impulsos de estimulación, por ejemplo a través de un alambre guía o catéter transvenoso (denominado "guía") que tiene dispuestos uno o más electrodos en el corazón o en torno al mismo. Se inician contracciones del corazón en respuesta a tales impulsos de estimulación (esto se denomina "captura" del corazón). Sincronizando debidamente el suministro de impulsos de estimulación, puede inducirse al corazón para que se contraiga con el debido ritmo, mejorando muchísimo su eficiencia como bomba. A menudo se usan cardioestimuladores para tratar pacientes con bradiarritmias, es decir, corazones que laten con demasiada lentitud o irregularmente.

25 Los sistemas de gestión del ritmo cardiaco también incluyen cardioversores o desfibriladores que son capaces de suministrar al corazón de estímulos eléctricos de mayor energía. A menudo se usan desfibriladores para tratar pacientes con taquiarritmias, es decir, corazones que laten con demasiada rapidez. Tales ritmos cardiacos excesivamente rápidos también causan una menor circulación sanguínea, porque no se da suficiente tiempo al corazón para llenarse de sangre antes de que se contraiga para expulsar la sangre. Tal bombeo del corazón es ineficiente. Un desfibrilador es capaz de suministrar un estímulo eléctrico de energía elevada al que a veces se denomina descarga de desfibrilación. La descarga interrumpe la taquiarritmia, permitiendo que el corazón restablezca un ritmo normal para el bombeo eficiente de sangre. Además de cardioestimuladores, los sistemas de gestión del ritmo cardiaco también incluyen, entre otras cosas, cardioestimuladores/desfibriladores que combinan las funciones de los cardioestimuladores y los desfibriladores, dispositivos de suministro de fármacos y cualesquiera otros sistemas o dispositivos para el diagnóstico o el tratamiento de arritmias cardiacas.

35 Un problema que afrontan los sistemas de gestión del ritmo cardiaco es el debido tratamiento de las taquiarritmias auriculares, como la fibrilación auricular. La fibrilación auricular es una arritmia cardiaca común que reduce la eficiencia de bombeo del corazón, aunque no hasta un grado tan grande como en la fibrilación ventricular. Sin embargo, esta eficiencia reducida de bombeo requiere que el ventrículo trabaje más, lo que resulta particularmente poco deseable en pacientes enfermos que no pueden tolerar tensiones añadidas. Como consecuencia de la fibrilación auricular, los pacientes deben limitar típicamente su actividad y su ejercicio.

40 Aunque la fibrilación auricular, por sí misma, normalmente no supone un peligro para la vida, la fibrilación auricular prolongada puede estar asociada con apoplejías, que se cree que son causadas por coágulos sanguíneos que se forman en zonas con flujo sanguíneo estancado. El tratamiento de tales coágulos sanguíneos requiere el uso de anticoagulantes. La fibrilación auricular también puede causar dolor, mareo e irritación de otra naturaleza para el paciente. Por esta razón, la fibrilación auricular es tratada típicamente con una descarga de desfibrilación de baja energía para permitir la reanudación de ritmos cardiacos auriculares normales.

50 Sin embargo, un problema aún más serio es el riesgo de que la fibrilación auricular pueda inducir ritmos cardiacos ventriculares irregulares por medio de procesos que aún no se comprenden completamente. Tales arritmias ventriculares inducidas ponen en peligro la eficiencia de bombeo aún más drásticamente que las arritmias auriculares y, en algunos casos, pueden suponer un peligro para la vida. Además, el tratamiento de la fibrilación auricular por medio de una descarga de desfibrilación también puede inducir arritmias ventriculares peligrosas. Por estas y otras razones, existe la necesidad de una terapia auricular más efectiva que evite la incidencia de taquiarritmias auriculares, como la fibrilación auricular, evitándose con ello inducir arritmia ventricular como consecuencia de la taquiarritmia auricular o de su tratamiento.

Se conoce un sistema según el preámbulo de la reivindicación 1 por el documento US 5.676.687.

55

**Resumen**

- El presente objeto proporciona un sistema para abordar los problemas mencionados en lo que antecede. En una realización, la presente materia proporciona una terapia posterior a una descarga de fibrilación o una terapia de poscardioversión que pueden evitar o ralentizar la recurrencia de la arritmia que necesitó la descarga. Se suministran impulsos de estimulación con una frecuencia elevada con respecto a las frecuencias intrínsecas normales después de suministrar una descarga de desfibrilación o cardioversión. Los impulsos de estimulación suministrados con esta frecuencia inician y controlan la contracción del corazón con una frecuencia que coincide o está inmediatamente por encima de la propia frecuencia intrínseca del corazón. Controlar e iniciar las contracciones cardiacas reduce la probabilidad de que vuelva la arritmia que necesitó la descarga.
- En una realización, el presente sistema permite que se suministren impulsos de estimulación posteriores a la descarga de desfibrilación/cardioversión a la zona cardiaca que haya recibido la descarga. El sistema empieza suministrando los impulsos de estimulación en un momento predeterminado después de que se hayan suministrado la descarga de desfibrilación o el impulso de cardioversión. Alternativamente, los impulsos de estimulación de la presente materia son suministrados después de tratar el corazón con estimulación antiataquicardia. Los impulsos de estimulación son suministrados inicialmente con una frecuencia de estimulación que tiene un valor inicial. En una realización, el valor inicial está fijado muy por encima de la frecuencia cardiaca intrínseca del paciente. Esto garantiza que la frecuencia de estimulación usada por el sistema controle la frecuencia y el periodo refractario del corazón. En una realización, la frecuencia de estimulación tiene un valor inicial establecido en el intervalo de 100 a 200 impulsos de estimulación por minuto.
- La frecuencia de los impulsos de estimulación disminuye desde el valor inicial hasta un punto en el que se detecta la frecuencia intrínseca del corazón. En una realización, la disminución en la frecuencia de estimulación se produce como función de los impulsos de estimulación suministrados. Por ejemplo, la frecuencia de estimulación disminuye en una cantidad establecida después de un número establecido de ciclos cardiacos, siendo el número establecido de ciclos cardiacos un número programable. En una realización, el número establecido de ciclos cardiacos de estimulación y la disminución en la frecuencia de estimulación en la cantidad establecida se repiten hasta que se detecte al menos una contracción intrínseca.
- A medida que se disminuye la frecuencia de estimulación, el sistema entra en estado de detección en espera de una contracción cardiaca intrínseca proveniente de la cavidad estimulada. Una vez que se detecta la contracción intrínseca, se determina la frecuencia cardiaca intrínseca. En una realización, la frecuencia cardiaca intrínseca se determina entre el evento estimulado y el evento intrínseco. Alternativamente, la frecuencia cardiaca intrínseca se determina entre dos eventos intrínsecos consecutivos (por ejemplo, contracciones detectadas). La frecuencia de estimulación se aumenta entonces para que esté por encima de la frecuencia intrínseca, manteniéndose después la frecuencia de estimulación inmediatamente por encima de la frecuencia intrínseca.
- Estas y otras características y ventajas del presente sistema se harán evidentes a partir de la siguiente descripción de realizaciones ejemplares.

**Breve descripción de los dibujos**

- La Figura 1 es un diagrama de flujo que ilustra una realización de la presente materia;
- la Figura 2 es un diagrama de flujo que ilustra una realización de la presente materia;
- la Figura 3 es un gráfico que ilustra una realización de la presente materia;
- la Figura 4 es una vista esquemática de una realización de un dispositivo médico implantable según una realización de la presente materia;
- la Figura 5 es una vista esquemática de una realización de un dispositivo médico implantable según una realización de la presente materia; y
- la Figura 6 es un diagrama de bloques de una realización de un dispositivo médico implantable según la presente materia.

**Descripción detallada**

- En la siguiente descripción detallada se realizan referencias a los dibujos adjuntos que ilustran realizaciones específicas en las que la invención puede ser puesta en práctica. Pueden realizarse cambios eléctricos, mecánicos, programáticos y estructurales a las realizaciones sin apartarse del alcance de la presente invención. Por lo tanto, no debe interpretarse la siguiente descripción detallada en un sentido limitante, y el alcance de la presente invención está definido por las reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes.

Proporcionar impulsos de estimulación a la cavidad cardiaca poco después de que se proporcionen una descarga de desfibrilación o un impulso de cardioversión puede evitar o ralentizar la recurrencia de la arritmia que necesitó la

descarga. Se ha descubierto que el suministro de impulsos de estimulación con una frecuencia elevada con respecto a las frecuencias intrínsecas normales permite que el ritmo del corazón se controle mejor y disminuye la probabilidad de que reaparezca una arritmia. Por ejemplo, después de suministrar una descarga de desfibrilación, una cavidad cardiaca es estimulada con una frecuencia elevada durante un periodo de tiempo, después de lo cual la frecuencia de estimulación se reduce gradualmente (aplanamiento de la frecuencia de estimulación) hasta el punto en el que se detiene la estimulación y se permite que el ritmo intrínseco del corazón reanude el control. Proporcionando impulsos de estimulación a la cavidad cardiaca no solo puede controlarse la frecuencia de contracción del corazón, sino que pueden regularizarse los periodos refractarios de la cavidad. Regularizar los periodos refractarios de la cavidad cardiaca es importante para el mantenimiento del ritmo sinusal (es decir, el ritmo normal) del corazón. Una vez que se detiene la estimulación y cobra protagonismo el ritmo intrínseco del propio corazón, hay una mayor oportunidad de que ocurran periodos refractarios irregulares. Los periodos refractarios irregulares aumentan la probabilidad de que vuelva la arritmia (por ejemplo, fibrilación o taquicardia). Así, mantener un control de la estimulación en el corazón después de una descarga de desfibrilación o un impulso de cardioversión es importante para garantizar que el corazón mantenga el ritmo sinusal.

Una dificultad del mantenimiento del control de estimulación en la cavidad cardiaca está en equilibrar la frecuencia intrínseca del propio corazón con la frecuencia elevada de estimulación que debe usarse para mantener el control. Proporcionar una frecuencia de estimulación que esté muy por encima de la frecuencia intrínseca puede no ser deseable ni para el paciente ni para la longevidad del dispositivo implantable. Por lo tanto, se precisa un sistema que permita una estimulación elevada posterior a la descarga de desfibrilación o al impulso de cardioversión, que se aplanaría hasta una frecuencia de estimulación coincidente con la frecuencia intrínseca del propio corazón o inmediatamente por encima de la misma.

La presente materia ofrece tal sistema. En una realización, el presente sistema permite que se suministren impulsos de estimulación posteriores a una descarga de desfibrilación/cardioversión a la zona cardiaca que ha recibido la descarga. Los impulsos de estimulación son suministrados inicialmente con una frecuencia de estimulación que tiene un valor inicial. En una realización, el valor inicial se fija muy por encima de la frecuencia cardiaca intrínseca del paciente. Esto garantiza que la frecuencia de estimulación usada por el sistema controle la frecuencia y el periodo refractario del corazón.

En una realización, el sistema empieza suministrando los impulsos de estimulación en un momento predeterminado después de que se hayan suministrado la descarga de desfibrilación o el impulso de cardioversión. Alternativamente, los impulsos de estimulación de la presente materia son suministrados después de tratar el corazón con una estimulación antitaquicardia. La frecuencia de los impulsos de estimulación disminuye entonces desde el valor inicial hasta un punto en el que se detecta la frecuencia intrínseca del corazón. En una realización, la disminución de la frecuencia de estimulación ocurre como función de los impulsos de estimulación suministrados, disminuyendo la frecuencia de estimulación en una cantidad establecida después de un número establecido de ciclos cardiacos, siendo el número establecido de ciclos cardiacos un número programable.

A medida que se disminuye la frecuencia de estimulación, el sistema entra en estado de detección en espera de una contracción cardiaca intrínseca procedente de la cavidad estimulada. Una vez que se detecta la contracción intrínseca, se determina la frecuencia cardiaca intrínseca. En una realización, la frecuencia cardiaca intrínseca se determina entre el evento estimulado y el evento intrínseco. Alternativamente, la frecuencia cardiaca intrínseca se determina entre dos eventos intrínsecos consecutivos (por ejemplo, al menos dos contracciones detectadas, como contracciones auriculares intrínsecas o contracciones ventriculares intrínsecas). La frecuencia de estimulación se aumenta entonces para que esté por encima de la frecuencia intrínseca, manteniéndose después la frecuencia de estimulación inmediatamente por encima de la frecuencia intrínseca, tal como se describirán más plenamente en lo que sigue.

Con referencia ahora a la Figura 1, se muestra una realización de un procedimiento según la presente materia. En 100, se detecta una señal cardiaca procedente de una o más cavidades del corazón. En una realización, la señal cardiaca es o una señal unipolar o bien una señal bipolar detectadas con uno o más electrodos implantados dentro del corazón. En 110, la señal cardiaca es analizada para detectar una arritmia, tal como una fibrilación o un episodio de taquicardia. Si no se detecta una arritmia, el procedimiento sigue detectando y analizando la señal cardiaca. Sin embargo, si se detecta una arritmia, se usan una o más descargas de desfibrilación o impulsos de cardioversión para capturar y convertir el corazón 120. Alternativamente, en las circunstancias apropiadas, se suministra estimulación antitaquicardia para convertir la arritmia (por ejemplo, taquicardia ventricular) estimulando el corazón con una serie rápida de impulsos eléctricos.

Una vez capturado y convertido, se proporcionan al corazón en 130 impulsos de estimulación que tienen una frecuencia de estimulación con un valor inicial. En una realización, el primer impulso de estimulación de los impulsos de estimulación se proporciona con una demora después de la descarga de desfibrilación o de cardioversión. En una realización, la demora es programable en el intervalo de 0 milisegundos a 1000 milisegundos. En una realización adicional, la demora es programable en el intervalo de 0 milisegundos a 500 milisegundos. Sin embargo, estos intervalos temporales dados son ejemplares y dentro del alcance de la presente materia se consideran otros intervalos temporales que superan los 1000 milisegundos.

En una realización adicional, el valor inicial de la frecuencia de estimulación está fijado (programado) a un valor igual o menor que el máximo valor de la frecuencia de estimulación programable del marcapasos implantable en el que se implementa la presente materia. Por ejemplo, el valor inicial de la frecuencia de estimulación se fija en el intervalo de 100 a 200 impulsos de estimulación por minuto (duraciones de intervalo de 600 a 300 milisegundos). En una realización, fijar el valor inicial de la frecuencia de estimulación incluye ya sea fijar el valor de la frecuencia de estimulación o bien permitir que la frecuencia de estimulación sea un valor programable. En una realización, el valor inicial de la frecuencia de estimulación es un valor programable que se establece por encima de la frecuencia cardiaca intrínseca del paciente, siendo determinada la frecuencia cardiaca intrínseca del paciente por el médico del paciente. Alternativamente, el valor inicial de la frecuencia de estimulación se establece de antemano y no es ajustable.

El valor inicial de la frecuencia de estimulación se usa en la estimulación del corazón durante un número establecido de ciclos cardiacos. En una realización, el número establecido de ciclos cardiacos es un valor programable en el intervalo de dos (2) a ciento veintiocho (128) ciclos cardiacos. Una vez que el corazón ha sido estimulado con el valor inicial de la frecuencia de estimulación en un número establecido de ciclos cardiacos, la frecuencia de estimulación disminuye entonces en 140. En una realización, la frecuencia de estimulación disminuye en una cantidad establecida para cada conjunto subsiguiente del número de ciclos cardiacos hasta que se detecte una contracción cardiaca intrínseca. Así, proporcionar el número establecido de impulsos de estimulación y disminuir luego la frecuencia de estimulación en la cantidad establecida se repite hasta que se detecte una contracción cardiaca intrínseca. En otras palabras, la frecuencia de estimulación para cada uno del número establecido de ciclos cardiacos se vuelve cada vez más lenta, hasta que se detecta una contracción cardiaca intrínseca.

Se disminuye entonces la frecuencia de estimulación añadiendo un valor establecido a la duración del intervalo entre los impulsos de estimulación. En una realización, el valor establecido está en el intervalo de siete y medio (7,5) milisegundos a diez (10) milisegundos. Así, para una frecuencia de estimulación inicial de 200 impulsos de estimulación por minuto y un valor establecido de 10 milisegundos, después de la primera disminución la frecuencia de estimulación sería de aproximadamente 193,5 impulsos de estimulación por minuto; después de la segunda disminución la frecuencia de estimulación sería de aproximadamente 187,5 impulsos de estimulación por minuto, etcétera, hasta que se detecte una contracción cardiaca intrínseca. En una realización alternativa, el valor establecido incluye valores adicionales que permiten cambios a la frecuencia de estimulación según la presente materia (por ejemplo, valores establecidos menores que 7,5 milisegundos y valores establecidos mayores que 10 milisegundos).

En 150, una vez que se detecta la contracción intrínseca, se determina la frecuencia cardiaca intrínseca. En una realización, la frecuencia cardiaca intrínseca es la frecuencia determinada desde el intervalo temporal entre el evento cardiaco estimulado y el subsiguiente evento cardiaco intrínseco. En una realización alternativa, la frecuencia intrínseca se determina a partir de dos contracciones cardiacas intrínsecas consecutivas detectadas. Una vez que se determina la frecuencia cardiaca intrínseca en 150, la frecuencia de estimulación aumenta en 160 para que sea mayor que la frecuencia cardiaca intrínseca. En una realización, la frecuencia de estimulación es aumentada restando el valor a la duración del intervalo entre los impulsos de estimulación. Así, una vez que se determina la frecuencia intrínseca, se aumenta la frecuencia de estimulación cardiaca en el margen del valor para que los impulsos de estimulación, y no los mecanismos intrínsecos del corazón (es decir, el nodo SA), controlen la contracción del corazón. La frecuencia de estimulación incrementada es usada entonces en el suministro del impulso de estimulación después de que se detecta el impulso intrínseco.

El sistema vuelve entonces a 140, punto en el que se permite que disminuya la frecuencia de estimulación, tal como se ha descrito previamente, hasta que se detecta la siguiente contracción intrínseca. El sistema prosigue entonces a 150, punto en el que se determina la frecuencia intrínseca, tal como se ha descrito previamente. El sistema pasa entonces por 160 y vuelve a 140. Esto permite que el corazón sea estimulado con la frecuencia intrínseca, o casi, mientras se encuentra aún bajo el control de un generador de impulsos. Así, la frecuencia de estimulación se mantiene en la frecuencia cardiaca intrínseca o por encima de la misma. Tal como se ha expuesto previamente, esto permite que el periodo refractario de la cavidad cardiaca se controle para reducir la probabilidad de recurrencia de la arritmia o la taquiarritmia.

Se interrumpe entonces la terapia posterior a la descarga de la presente materia después de un intervalo temporal predeterminado. En una realización, el intervalo temporal predeterminado es un valor programable o establecido de hasta 15 minutos. Después de que expira el intervalo temporal predeterminado, el sistema reanuda cualquier protocolo de estimulación suspendido previamente y vuelve a la detección de la señal cardiaca proveniente de una o más cavidades cardiacas del corazón en 100. Alternativamente, la terapia posterior a la descarga según la presente materia se interrumpe y el sistema vuelve a 100 después de que se detecta un número predeterminado de impulsos intrínsecos. En una realización, el número predeterminado de impulsos intrínsecos se programa o se establece en el intervalo de 0 a 15 impulsos intrínsecos detectados.

Con referencia ahora a la Figura 2, se muestra una realización adicional de un procedimiento según la presente materia. La realización de la Figura 2 es específica a arritmias auriculares y en las que los impulsos de estimulación son suministrados a la aurícula. Se apreciará que la presente materia puede ser aplicada a otras zonas cardiacas,

incluyendo, sin limitación, cavidades ventriculares del corazón (por ejemplo, los ventrículos derecho y/o izquierdo) y/o cavidades auriculares del corazón (por ejemplo, las aurículas derecha y/o izquierda).

En 200, se detecta una señal auricular procedente de la aurícula. En una realización, la señal auricular es o una señal unipolar o bien una señal bipolar detectadas con uno o más electrodos implantados dentro del corazón. En 210, la señal auricular es analizada para detectar una fibrilación auricular o una taquicardia auricular. En una realización, la frecuencia auricular se usa como criterio para determinar la presencia de una fibrilación auricular y/o de una taquicardia auricular. Son posibles otras técnicas de determinación de la incidencia de una fibrilación auricular y/o de una taquicardia auricular. Si no se detectan fibrilación ni taquicardia auriculares, el procedimiento prosigue detectando y analizando la señal auricular. Si se detectan fibrilación o taquicardia auriculares, se usan una o más descargas de desfibrilación auricular o impulsos de cardioversión auricular para capturar y convertir las cavidades auriculares en 220.

Una vez capturado y convertido, se proporcionan a la aurícula en 230 impulsos de estimulación que tienen una frecuencia de estimulación con un valor inicial. En una realización, un primer impulso de estimulación de los impulsos de estimulación se proporciona con una demora después de la descarga de desfibrilación o de cardioversión. En una realización, la demora es programable en el intervalo de 0 milisegundos a 1000 milisegundos. En una realización adicional, la demora es programable en el intervalo de 0 milisegundos a 500 milisegundos. Sin embargo, estos intervalos temporales dados de demora son ejemplares y dentro del alcance de la presente materia se consideran otros intervalos temporales que superan los 1000 milisegundos.

En una realización adicional, el valor inicial de la frecuencia de estimulación está fijado (programado) a un valor igual o menor que el máximo valor de la frecuencia de estimulación programable del marcapasos implantable en el que se implementa la presente materia. Por ejemplo, el valor inicial de la frecuencia de estimulación se fija en el intervalo de 100 a 200 impulsos de estimulación por minuto (duraciones de intervalo de 600 a 300 milisegundos). En una realización, fijar el valor inicial de la frecuencia de estimulación incluye ya sea fijar el valor de la frecuencia de estimulación o bien permitir que la frecuencia de estimulación sea un valor programable. En una realización, el valor inicial de la frecuencia de estimulación es un valor programable que se establece por encima de la frecuencia cardiaca intrínseca del paciente, siendo determinada la frecuencia cardiaca intrínseca del paciente por el médico del paciente. Alternativamente, el valor inicial de la frecuencia de estimulación se establece de antemano y no es ajustable.

El valor inicial de la frecuencia de estimulación se usa en la estimulación de la aurícula durante un número establecido de ciclos cardiacos. En una realización, el número establecido de ciclos cardiacos es un valor programable en el intervalo de dos (2) a ciento veintiocho (128) ciclos cardiacos. Una vez que la aurícula ha sido estimulada con el valor inicial de la frecuencia de estimulación en un número establecido de ciclos cardiacos, la frecuencia de estimulación disminuye entonces en 240. En una realización, la frecuencia de estimulación disminuye en una cantidad establecida para cada conjunto subsiguiente del número de ciclos cardiacos hasta que se detecte una contracción auricular intrínseca. Así, proporcionar el número establecido de impulsos de estimulación y disminuir luego la frecuencia de estimulación en la cantidad establecida se repite hasta que se detecte una contracción auricular intrínseca. En otras palabras, la frecuencia de estimulación para cada grupo del número establecido de ciclos cardiacos se vuelve cada vez más lenta, hasta que se detecta una contracción auricular intrínseca. En una realización, se disminuye la frecuencia de estimulación añadiendo el valor a la duración del intervalo entre los impulsos de estimulación, estando el valor en el intervalo de siete y medio (7,5) milisegundos a diez (10) milisegundos. Así, para una frecuencia de estimulación inicial de 200 impulsos de estimulación por minuto y un valor establecido de 10 milisegundos, después de la primera disminución la frecuencia de estimulación sería de aproximadamente 193,5 impulsos de estimulación por minuto; después de la segunda disminución la frecuencia de estimulación sería de aproximadamente 187,5 impulsos de estimulación por minuto, etcétera, hasta que se detecte una contracción cardiaca intrínseca. En una realización alternativa, el valor establecido incluye valores adicionales que permiten cambios a la frecuencia de estimulación según la presente materia (por ejemplo, valores establecidos menores que 7,5 milisegundos y valores establecidos mayores que 10 milisegundos).

En 250, una vez que se detecta la contracción intrínseca, se determina la frecuencia cardiaca intrínseca. En una realización, la frecuencia auricular intrínseca es la frecuencia determinada desde el intervalo temporal entre el evento auricular estimulado y el subsiguiente evento auricular intrínseco. En una realización alternativa, la frecuencia intrínseca se determina a partir de dos contracciones auriculares intrínsecas consecutivas detectadas. Una vez que se determina la frecuencia auricular intrínseca en 250, la frecuencia de estimulación aumenta en 260 para que sea mayor que la frecuencia auricular intrínseca. En una realización, la frecuencia de estimulación es aumentada restando el valor a la duración del intervalo entre los impulsos de estimulación. Así, una vez que se determina la frecuencia intrínseca, se aumenta la frecuencia de estimulación auricular en el margen del valor para que los impulsos de estimulación, y no los mecanismos intrínsecos del corazón (es decir, el nodo SA), controlen la contracción de la aurícula. La frecuencia de estimulación incrementada es usada entonces en el suministro del impulso de estimulación después de que se detecta el impulso intrínseco.

El sistema vuelve entonces a 240, punto en el que se permite que disminuya la frecuencia de estimulación, tal como se ha descrito previamente, hasta que se detecta la siguiente contracción intrínseca. El sistema prosigue entonces a

250, punto en el que se determina la frecuencia intrínseca, tal como se ha descrito previamente. El sistema pasa entonces por 260 y vuelve a 240. Esto permite que la aurícula sea estimulada con la frecuencia intrínseca, o casi, mientras se encuentra aún bajo el control de un generador de impulsos. Así, la frecuencia de estimulación de la aurícula se mantiene en la frecuencia cardiaca intrínseca de la aurícula o por encima de la misma. Tal como se ha expuesto previamente, esto permite que el periodo refractario de la cavidad cardiaca se controle para reducir la probabilidad de recurrencia de la arritmia o la taquiarritmia.

Se interrumpe entonces la terapia posterior a la descarga de la presente materia después de un intervalo temporal predeterminado. En una realización, el intervalo temporal predeterminado es un valor programable o establecido de hasta 15 minutos. Después de que expira el intervalo temporal predeterminado, el sistema reanuda cualquier protocolo de estimulación suspendido previamente y vuelve a la detección de la señal cardiaca proveniente de una o más cavidades cardiacas del corazón en 200. Alternativamente, la terapia posterior a la descarga según la presente materia se interrumpe y el sistema vuelve a 200 después de que se detecta un número predeterminado de impulsos intrínsecos. En una realización, el número predeterminado de impulsos intrínsecos se programa o se establece en el intervalo de 0 a 15 impulsos intrínsecos detectados.

Con referencia ahora a la Figura 3, se muestra un ejemplo de una respuesta de estimulación posterior a la terapia según la presente materia. La Figura 3 muestra un gráfico de una frecuencia cardiaca intrínseca 300 y una frecuencia 310 de estimulación que están trazadas en un gráfico de función (latidos/tiempo) con respecto al tiempo. En 320 se ha suministrado al corazón una descarga de desfibrilación o cardioversión. En este momento no hay presente ninguna frecuencia cardiaca intrínseca, ya que el corazón está en su periodo refractario tras la descarga. Se suministran impulsos de estimulación al corazón después de la demora 330, suministrándose los impulsos de estimulación con el valor inicial 340.

Después del número establecido de ciclos cardiacos estimulados 350, la frecuencia de estimulación disminuye a lo largo de 360, tal como se ha descrito previamente. La frecuencia de estimulación disminuye a lo largo de 360, tal como se ha descrito previamente, hasta que en 370 se detecta una contracción auricular intrínseca. Una vez que se determina la frecuencia auricular intrínseca, en 380 aumenta la frecuencia de estimulación y la frecuencia de estimulación se mantiene en 390 a la frecuencia intrínseca o por encima de la misma, tal como se ha descrito previamente.

En una realización, el sistema de la presente materia puede tener un intervalo temporal programable en el cual el sistema operará antes de que se permita que el corazón vuelva a un ritmo cardiaco intrínseco. En una realización, el intervalo temporal programable se fija en el intervalo de 15 segundos a 1 hora. Después de este intervalo, el sistema volvería a cualquier configuración original para la estimulación auricular que pudiera haber sido programada en el dispositivo.

Con referencia ahora a la Figura 4, se muestra una realización de un sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco según la presente materia. En la presente realización, el sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco incluye un primer cable cardiaco 410 que tiene un primer electrodo 414 y un segundo electrodo 416. En una realización, el primer electrodo 414 es un electrodo de estimulación/detección situado en el extremo distal 420, o cerca, del primer cable cardiaco 410. El segundo electrodo 416 es también un electrodo de estimulación/detección situado de forma proximal al primer electrodo 414. En una realización, el segundo electrodo 416 es un electrodo anular que rodee parcial o completamente al primer cable cardiaco 410.

En una realización, se usa el primer electrodo 414 para detectar una señal cardiaca unipolar entre el primer electrodo 414 y el alojamiento 428 del sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco. Alternativamente, el primer electrodo 414 y el segundo electrodo 416 se usan para detectar una señal cardiaca bipolar. En la presente realización, el primer cable cardiaco 410 es un cable con punta en J, estando situado el primer electrodo 414 en la punta distal del cable 410.

El sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco incluye además un segundo cable cardiaco 430. En una realización, el segundo cable cardiaco 430 incluye un primer electrodo 432 de estimulación/detección, un primer electrodo 434 de desfibrilación y un segundo electrodo 436 de desfibrilación. El segundo cable cardiaco 430 se implanta con el extremo distal del cable implantado en el ventrículo derecho del corazón, con el primer electrodo 434 de desfibrilación situado en la cavidad ventricular derecha y el segundo electrodo 436 de desfibrilación situado en la aurícula derecha y/o una vena importante que lleve a la aurícula derecha (por ejemplo, la vena cava superior). Con el segundo cable 430, pueden detectarse señales cardiacas ventriculares entre los electrodos. Por ejemplo, se detecta una señal de frecuencia (señal de campo cercano) entre ya sea el primer electrodo 432 de estimulación/detección y el primer electrodo 434 de desfibrilación, o entre el primer electrodo 432 de estimulación/detección y el alojamiento 428. También puede detectarse una señal de campo lejano entre los electrodos primero y segundo 434 y 436 de desfibrilación. En una realización, se suministran impulsos de desfibrilación y cardioversión entre el primer electrodo 434 de desfibrilación y el segundo electrodo 436 de desfibrilación y el alojamiento 428, tal como se muestra con las flechas 440. Los impulsos de desfibrilación y cardioversión se suministran, en el presente ejemplo, en respuesta a una arritmia auricular, tal como se ha descrito

previamente. Alternativamente, los impulsos de desfibrilación y/o cardioversión podrían ser suministrados en respuesta a una arritmia ventricular.

El sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco incluye circuitería de control acoplada al primer electrodo 414 y al segundo electrodo 416, desde los cuales se detecta una señal cardiaca. El primer electrodo 414 y el segundo electrodo 416 se muestran implantados en una región supraventricular (es decir, la región auricular) del corazón, desde la cual puede detectarse una señal cardiaca auricular y a la que pueden suministrarse impulsos de estimulación según la presente materia. En una realización, pueden suministrarse impulsos de estimulación entre ya sea el primer electrodo 414 y el alojamiento 428 o el primer electrodo 414 y el segundo electrodo 416. Además, pueden suministrarse descargas de desfibrilación auricular y/o impulsos de cardioversión por medio de la circuitería de control entre el primer electrodo 434 de desfibrilación y el segundo electrodo 436 de desfibrilación y el alojamiento 428, según muestran las flechas 440.

La Figura 4 también muestra un programador 444 de dispositivos médicos. El programador 444 de dispositivos médicos y el sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco incluyen circuitería de comunicaciones que permite que se transmitan datos cardiacos hacia y desde el sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco. Además, también pueden enviarse señales de instrucciones para controlar la operación del sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco entre el programador 444 de dispositivos médicos y el sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco. En una realización, la comunicación entre el programador 444 de dispositivos médicos y el sistema 400 de gestión del ritmo cardiaco se establece por medio de un canal de telemetría de radiofrecuencia.

Con referencia a la Figura 5, se muestra una realización adicional del sistema mostrado en la Figura 4, en la que, además de unos cables cardiacos primero y segundo 410 y 430, se muestra un tercer cable cardiaco 500 que tiene al menos un electrodo 510 de desfibrilación. En una realización, el tercer cable cardiaco 500 está colocado en una emplazamiento supraventricular con al menos un electrodo 510 de desfibrilación situado dentro del seno coronario y/o de una gran vena cardiaca. Con la adición del tercer cable cardiaco 500, pueden suministrarse impulsos de cardioversión y/o de desfibrilación entre cualquier número de los electrodos de desfibrilación. Por ejemplo, pueden suministrarse impulsos de cardioversión/desfibrilación entre el electrodo 510 de desfibrilación y el segundo electrodo 436 de desfibrilación y el alojamiento 428. También son posibles otros patrones de descarga y se considera que están dentro del alcance de la presente materia.

Con referencia ahora a la Figura 6, se muestra una realización de un sistema de gestión del ritmo cardiaco según la presente materia. El sistema incluye un dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco, un primer cable cardiaco 602 y un segundo cable cardiaco 604 (no a escala). En la realización mostrada en la Figura 6, se muestra el primer cable cardiaco 602 con un primer electrodo 606 y un segundo electrodo 607, y se muestra el segundo cable cardiaco 604 con un primer electrodo 608, un primer electrodo 610 de desfibrilación y un segundo electrodo 612 de desfibrilación. En una realización, el primer electrodo 606 y el segundo electrodo 607 son electrodos de estimulación/detección, siendo el primer electrodo 606 un electrodo de punta porosa situado en un extremo distal 614 del primer cable cardiaco 602 y siendo el segundo electrodo 607 un electrodo anular que rodea ya sea parcial o completamente al primer cable cardiaco 602 y estando situado de forma proximal al primer electrodo 606. El primer electrodo 608 es también un electrodo de estimulación/detección situado en el extremo distal 616 del segundo cable cardiaco 604.

En una realización, el primer electrodo 606 y el segundo electrodo 607 del primer cable cardiaco 602 están implantados dentro de la región supraventricular del corazón, tal como se ha descrito previamente. El segundo cable cardiaco 604 está implantado dentro del corazón, estando implantado el extremo distal del cable 604 en el vértice del ventrículo derecho para permitir que el primer electrodo 608 y el primer electrodo 610 de desfibrilación estén dentro de la cavidad ventricular derecha del corazón y que el segundo electrodo 612 de desfibrilación esté en la región supraventricular del corazón. En una realización, el primer electrodo 608 y el primer electrodo 610 de desfibrilación se usan para detectar una señal de campo cercano (una señal de frecuencia) y el primer electrodo 610 de desfibrilación y el segundo electrodo 612 de desfibrilación se usan para detectar una señal de campo lejano (una señal de morfología) procedente del corazón.

Los electrodos están conectados a circuitería electrónica dentro del dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco a través de conductores de interconexión alojados y eléctricamente aislados dentro del cuerpo de los cables cardiacos primero y segundo 602 y 604. Los conductores de interconexión están acoplados a conectores de interconexión en los cables cardiacos, lo que permite que los electrodos situados en los cables estén acoplados a la circuitería electrónica a través de terminales 620, 622, 624, 626 y 628 de entrada. En una realización, los cables cardiacos primero y segundo 602 y 604 tienen cuerpos alargados fabricados de uno o más materiales adecuados para la implantación en un cuerpo humano, siendo conocidos tales materiales. Además, los electrodos están contruidos de materiales eléctricamente conductores, como platino, aleaciones de platino-iridio u otras aleaciones conocidas. Los conductores de interconexión también están contruidos de materiales eléctricamente conductores, como el MP35N, una aleación de níquel, cobalto y molibdeno.

El dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco incluye circuitería 630 de control, estando acoplada la circuitería 630 de control a los electrodos 606, 607, 608, 610 y 612, desde los cuales se detecta al menos una



primera señal cardiaca, se generan impulsos de energía eléctrica bajo condiciones predeterminadas y se proporciona energía eléctrica a los electrodos colocados en los cables bajo condiciones predeterminadas. En una realización, la circuitería 630 de control es un sistema programable basado en microprocesador, con un microprocesador 632 y un circuito 634 de memoria, que contiene parámetros para diversos modos de estimulación y detección y almacena datos indicativos de señales cardiacas recibidas por la circuitería 630 de control. Se muestra la circuitería 630 de control que contiene diversos módulos, que son implementados ya sea en soporte físico o como una o más secuencias de etapas llevadas a cabo en el microprocesador u otro microcontrolador. Se entiende que no es preciso que los diversos módulos de la circuitería 630 de control estén implementados por separado, sino que pueden estar combinados o, si no, implementados de otra manera, tal como en soporte lógico/soporte lógico inalterable.

La circuitería 630 de control incluye un generador 640 de impulsos de estimulación, un controlador 644 de la frecuencia de los impulsos y un detector 650 de la frecuencia intrínseca que están acoplados a través del bus 654. En una realización, el generador 640 de impulsos de estimulación produce impulsos de estimulación que han de ser suministrados a través de al menos el primer electrodo, estando controlado el generador 640 de impulsos de estimulación por el controlador 644 de la frecuencia de los impulsos para generar impulsos de estimulación a la frecuencia de estimulación, tal como ha sido descrito previamente.

El dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco incluye además un primer sensor 656 acoplado a terminales 626 y 628 de entrada para permitir que una señal cardiaca bipolar sea detectada a través de los electrodos primero y segundo 606 y 607. Alternativamente, una señal cardiaca unipolar podría ser detectada entre el primer electrodo 606 y el alojamiento 658 del dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco. Además del primer sensor 656, el dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco incluye además un segundo sensor 660 y un tercer sensor 664. En una realización, los electrodos primero y segundo 610 y 612 de desfibrilación están acoplados al segundo sensor 660 para permitir que una señal bipolar de morfología sea detectada entre los electrodos. Además, el primer electrodo 608 y el primer electrodo 610 de desfibrilación están acoplados al tercer sensor 664 para permitir que una señal de frecuencia bipolar sea detectada entre los electrodos. El generador 640 de impulsos de estimulación está acoplado al menos al primer electrodo 606 y produce impulsos eléctricos que han de ser suministrados al primer electrodo 606, tal como ha sido descrito previamente. Se suministra energía al dispositivo implantable 600 de gestión del ritmo cardiaco por medio de una batería electroquímica 668 que está alojada dentro del dispositivo 600.

La salida de cada uno de los sensores 656, 660 y 664 es recibida por un detector 670 de arritmia. En una realización, el detector 670 de arritmia analiza las señales cardiacas detectadas en busca de la presencia de contracciones cardiacas detectadas y de la presencia de arritmias. En una realización, el detector 670 de arritmia analiza la señal cardiaca que se detecta procedente de la región auricular en busca de la presencia de una arritmia auricular. Cuando se detecta una arritmia auricular, el generador 672 de impulsos de cardioversión/desfibrilación genera una o más impulsos de energía de cardioversión y/o desfibrilación. La energía puede ser entonces suministrada a la región auricular a través de combinaciones del primer electrodo 610 de desfibrilación, el segundo electrodo 612 de desfibrilación y el alojamiento 658 para convertir la arritmia auricular, tal como ha sido descrito previamente. Alternativamente, el generador 640 de impulsos de estimulación genera una estimulación antitaquicardia para su suministro a las aurículas para convertir la arritmia auricular, tal como ha sido descrito previamente.

Una vez que se convierte la arritmia auricular, el controlador 644 de la frecuencia de los impulsos controla al generador 640 de impulsos de estimulación para que genere impulsos de estimulación con una frecuencia de estimulación que tiene el valor inicial, tal como ha sido descrito previamente. En una realización, el controlador 644 de la frecuencia de los impulsos controla el generador 640 de impulsos de estimulación para proporcionar el primer impulso de estimulación con una demora después del impulso eléctrico, tal como se ha descrito previamente. El controlador de la frecuencia de los impulsos, a través del generador 640 de impulsos de estimulación, proporciona impulsos de estimulación para generar el número establecido de ciclos cardiacos y luego disminuye la frecuencia de estimulación en una cantidad fija, tal como se ha expuesto previamente, hasta que se detecta una contracción intrínseca en la señal cardiaca. El contracción intrínseca es detectada por el detector 650 de frecuencia intrínseca, determinando también el detector 650 de frecuencia intrínseca la frecuencia intrínseca con la contracción intrínseca detectada, tal como se ha descrito previamente. Una vez que se determina la frecuencia intrínseca, el controlador 644 de la frecuencia de los impulsos aumenta y mantiene la frecuencia de estimulación de los impulsos de estimulación por encima de la frecuencia intrínseca, tal como se ha descrito previamente.

La circuitería 680 de comunicaciones electrónicas está acoplada además a la circuitería 630 de control para permitir la comunicación con un controlador externo 688. En una realización, la circuitería 680 de comunicaciones electrónicas incluye un receptor de datos y un transmisor de datos para enviar y recibir y transmitir señales y datos cardiacos hacia el programador externo 688 y desde el mismo. En una realización, el receptor de datos y el transmisor de datos incluyen una antena de espira de conductor para establecer un enlace telemétrico de radiofrecuencia, como se conoce en la técnica, para recibir y transmitir señales y datos a la unidad 688 programadora y desde la misma.

Se pretende que esta solicitud abarque cualquier adaptación o variación de la presente invención. Por ejemplo, aunque la arritmia auricular has sido un centro de atención de la presente materia, se reconoce que los mismos conceptos y las mismas ideas pueden ser aplicados a las arritmias ventriculares. Por lo tanto, la exposición precedente para el presente sistema no está limitada a arritmias auriculares. Se tiene la intención manifiesta de que esta invención esté limitada solamente por las reivindicaciones.

5

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema que comprende:
  - un circuito sensor implantable de señales cardiacas, configurado para proporcionar una señal cardiaca detectada procedente de una aurícula; y
  - 5 un circuito de control, acoplado en comunicación al circuito sensor de señales cardiacas, que incluye:
    - un detector de la frecuencia intrínseca configurado para detectar una frecuencia de contracción intrínseca auricular usando la señal cardiaca detectada; y
    - un generador de impulsos de estimulación configurado para:
      - 10 suministrar energía de estimulación a un electrodo conformado y dimensionado para su colocación en una aurícula o cerca de la misma;
      - proporcionar después impulsos de estimulación a la aurícula con una frecuencia inicial, y estando **caracterizado** el sistema **porque** el generador de impulsos de estimulación está configurado, además, para:
        - en respuesta, suministrar energía de desfibrilación a la aurícula;
        - 15 disminuir una frecuencia de estimulación a partir de la frecuencia inicial hasta que un detector de la frecuencia intrínseca detecte una frecuencia intrínseca; y
        - aumentar la frecuencia de estimulación por encima de la frecuencia intrínseca detectada.
2. El sistema de la reivindicación 1 en el que la circuitería de control incluye un generador de impulsos de desfibrilación configurado para suministrar la energía de desfibrilación a un electrodo de desfibrilación.
- 20 3. El sistema de la reivindicación 2 que incluye el electrodo de desfibrilación, estando configurado el electrodo de desfibrilación para su colocación en la aurícula o cerca de la misma.
4. El sistema de las reivindicaciones 1 o 2 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para:
  - proporcionar impulsos de estimulación para generar un número especificado de ciclos cardiacos;
  - 25 disminuir una frecuencia de los impulsos de estimulación en una cantidad especificada; y
  - repetir la aplicación de impulsos de estimulación y disminuir la frecuencia hasta que el detector de frecuencia intrínseca detecte la frecuencia intrínseca.
5. El sistema de una cualquiera de las reivindicaciones 1-4 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para:
  - 30 estimular inicialmente con una frecuencia de estimulación muy por encima de la frecuencia intrínseca; y
  - aumentar la frecuencia de estimulación hasta inmediatamente por encima de la frecuencia intrínseca detectada.
6. El sistema de una cualquiera de las reivindicaciones 1-5 en el que la frecuencia inicial de impulsos de estimulación corresponde a un intervalo de estimulación de 600 a 300 milisegundos y en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para disminuir la frecuencia de estimulación aumentando el intervalo de estimulación en un valor especificado en un intervalo de 7,5 a 10 milisegundos.
- 35 7. El sistema de una cualquiera de las reivindicaciones 1-6 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para esperar una duración temporal especificada después de que se proporcione la energía de desfibrilación antes de proporcionar impulsos de estimulación con la frecuencia inicial.
- 40 8. El sistema de una cualquiera de las reivindicaciones 1-7 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para esperar un número especificado de contracciones auriculares intrínsecas después de que se proporcione energía de desfibrilación antes de proporcionar impulsos de estimulación con la frecuencia inicial.
- 45 9. El sistema de una cualquiera de las reivindicaciones 1-8 en el que el detector de la frecuencia intrínseca está configurado para detectar una frecuencia de contracción auricular intrínseca usando un intervalo temporal entre

dos contracciones auriculares intrínsecas detectadas, siendo consecutivas las dos contracciones auriculares detectadas.

- 5
- 10.
- El sistema de una cualquiera de las reivindicaciones 1-9 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para repetir de manera recurrente tanto la disminución de la frecuencia de estimulación a partir de la frecuencia inicial hasta que el detector de frecuencia intrínseca detecte una frecuencia intrínseca como el aumento de la frecuencia de estimulación por encima de la frecuencia intrínseca detectada.
- 11.
- El sistema de la reivindicación 10 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para repetir de manera recurrente tanto la disminución de la frecuencia de estimulación como el aumento de la frecuencia de estimulación en el transcurso de una duración temporal especificada.
- 10
- 12.
- El sistema de la reivindicación 10 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para repetir de manera recurrente tanto la disminución de la frecuencia de estimulación como el aumento de la frecuencia de estimulación durante un número especificado de ciclos cardíacos.
- 15
- 13.
- El sistema de la reivindicación 1 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para proporcionar impulsos de estimulación a la aurícula con una frecuencia inicial después de que se suministra energía de cardioversión a la aurícula.
- 14.
- El sistema de la reivindicación 13 en el que el generador de impulsos de estimulación está configurado para esperar una duración temporal especificada después de que se suministra energía de cardioversión antes de proporcionar impulsos de estimulación con la frecuencia inicial.

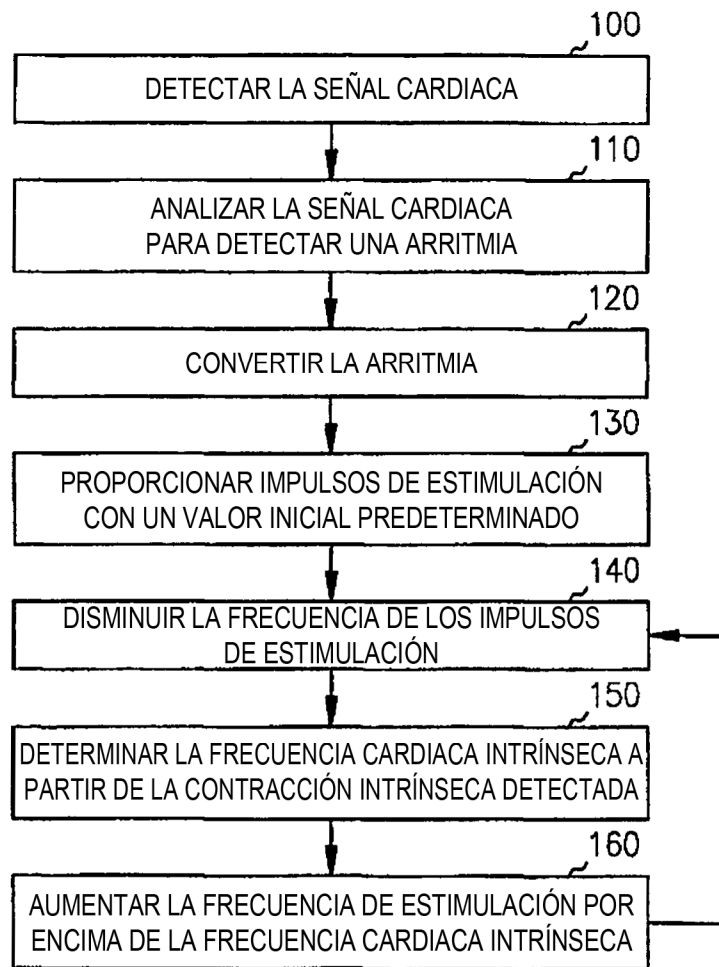


FIG. 1

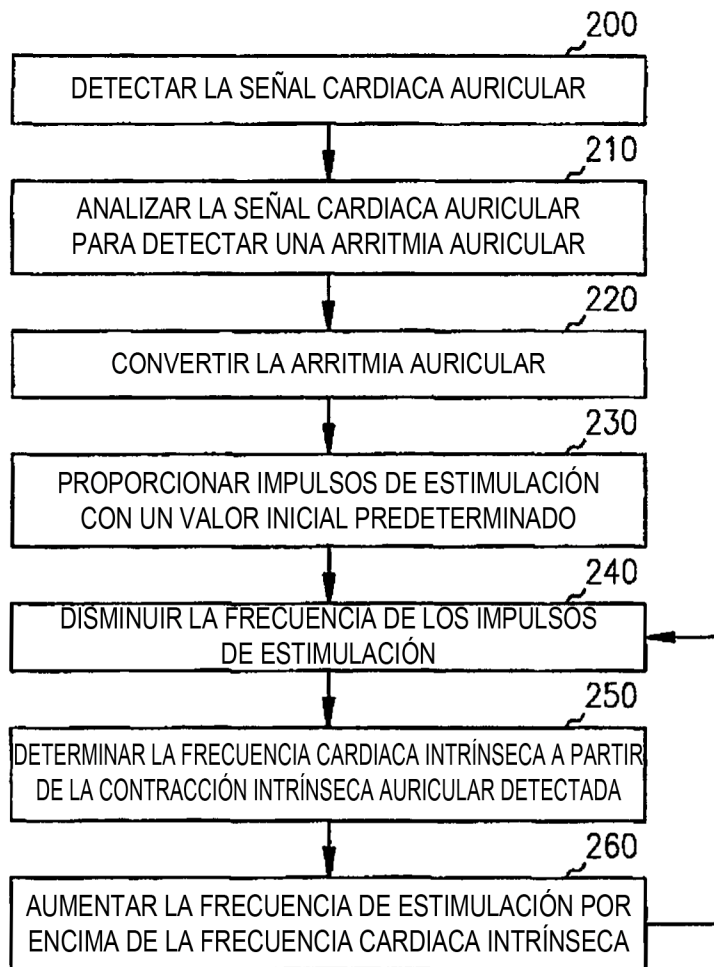


FIG. 2

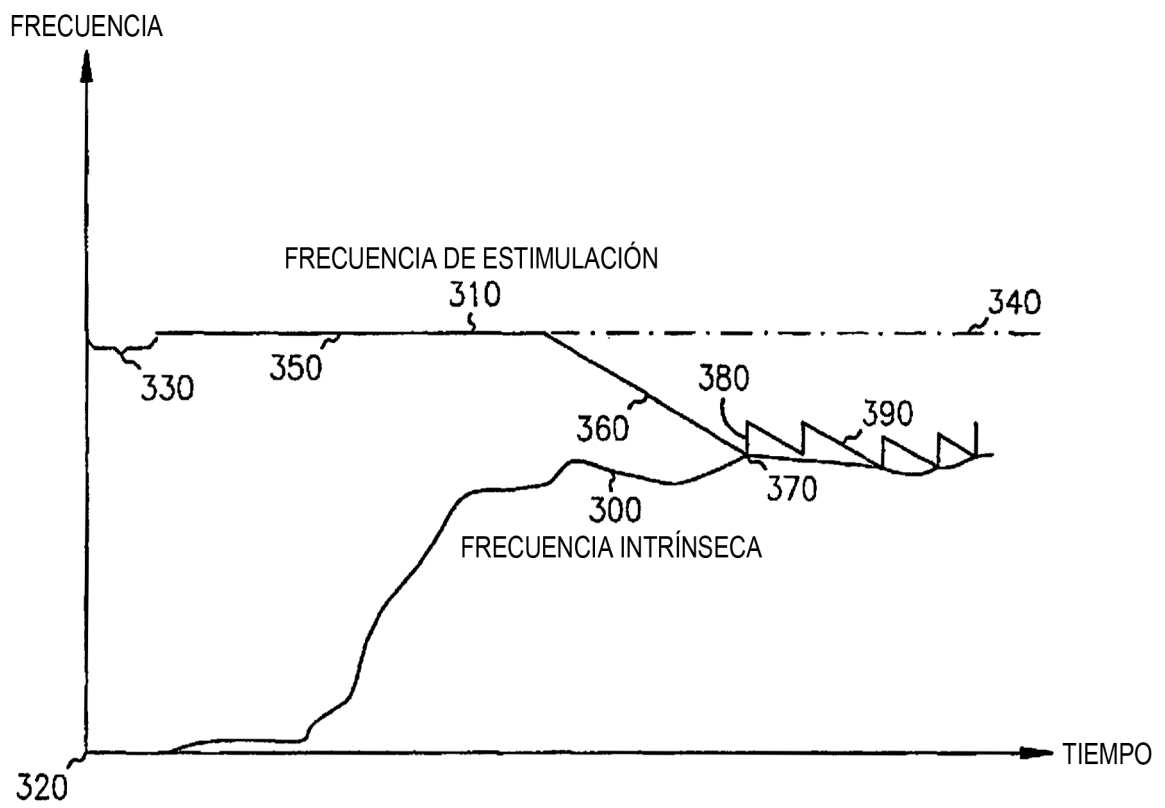


FIG. 3

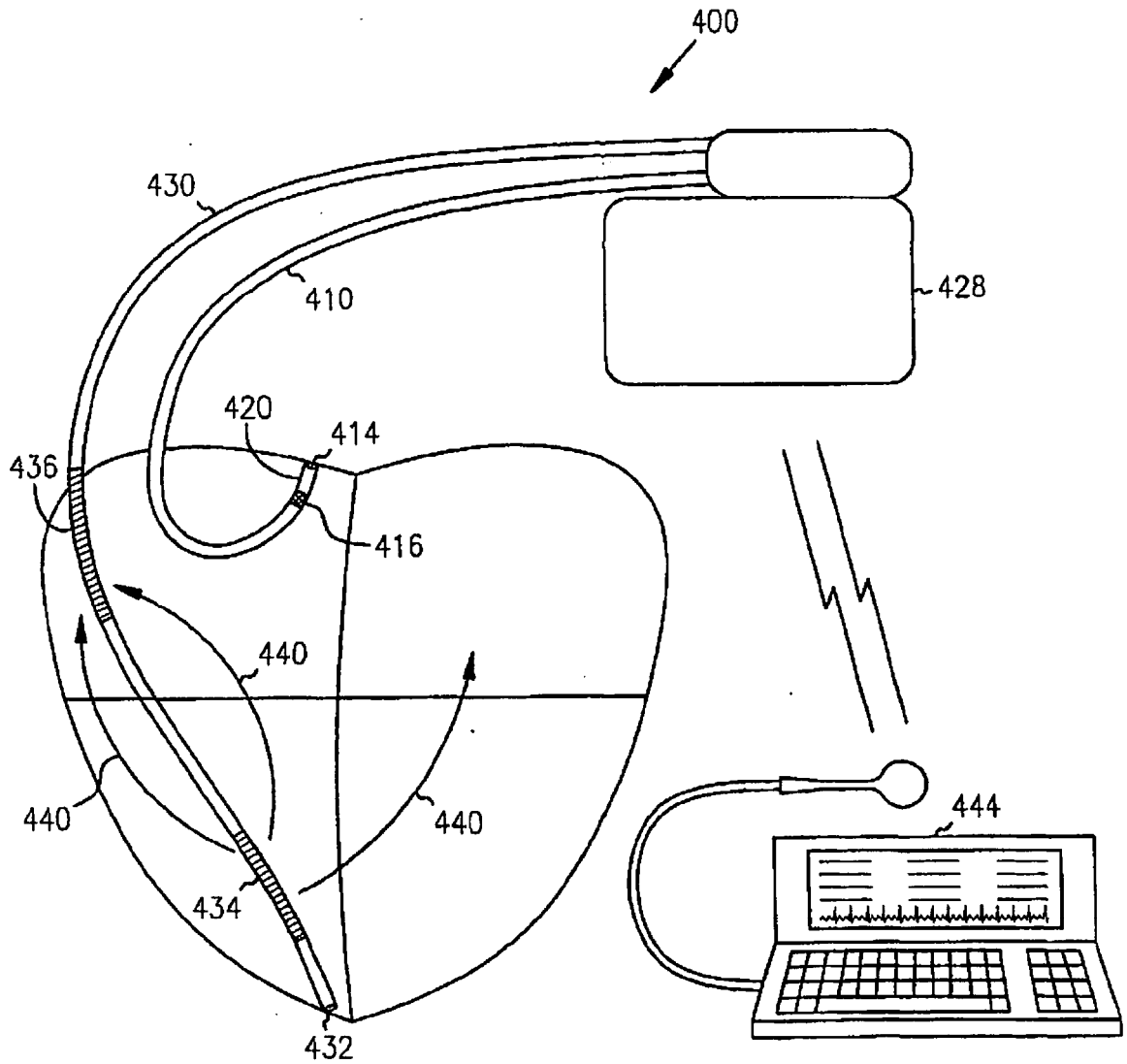


FIG. 4



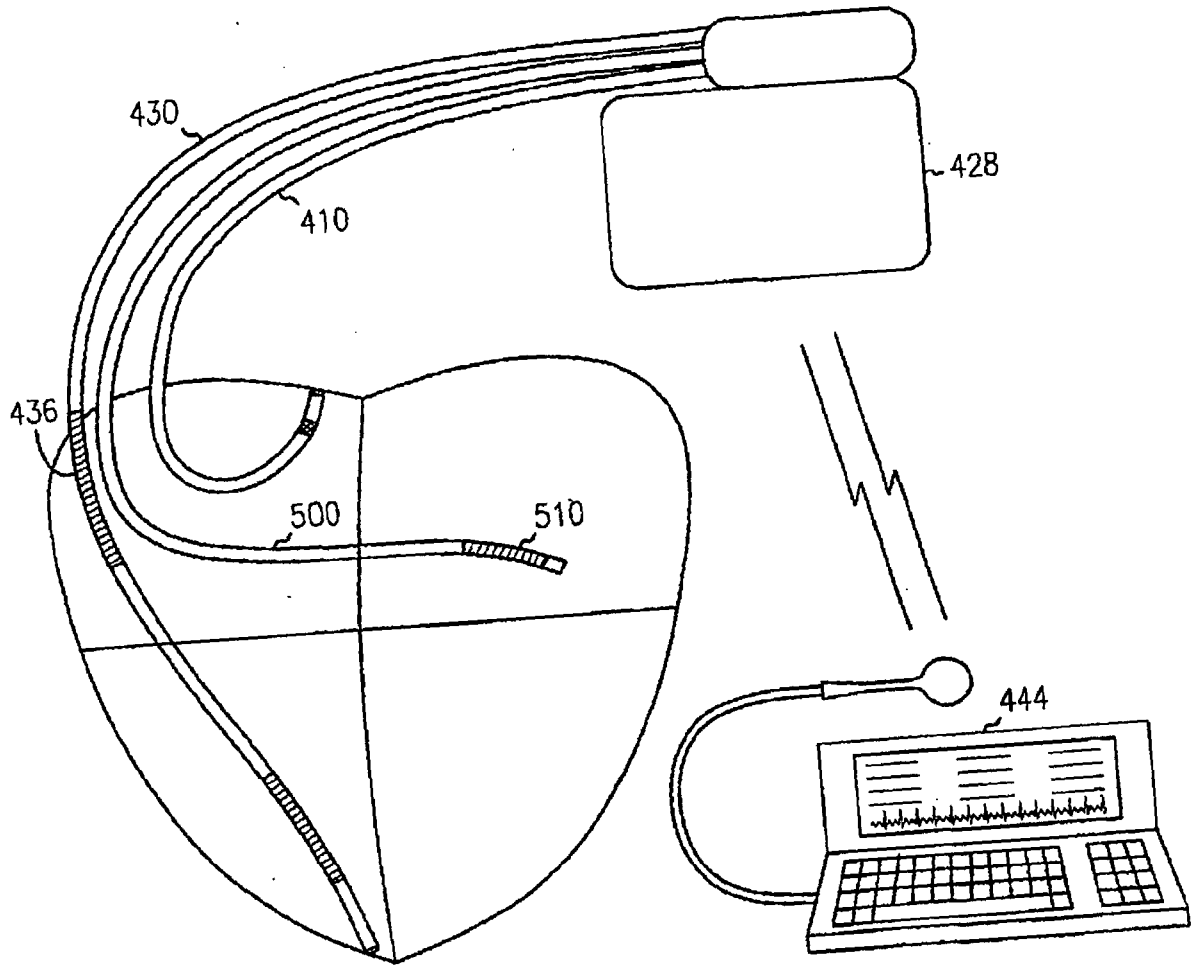


FIG. 5

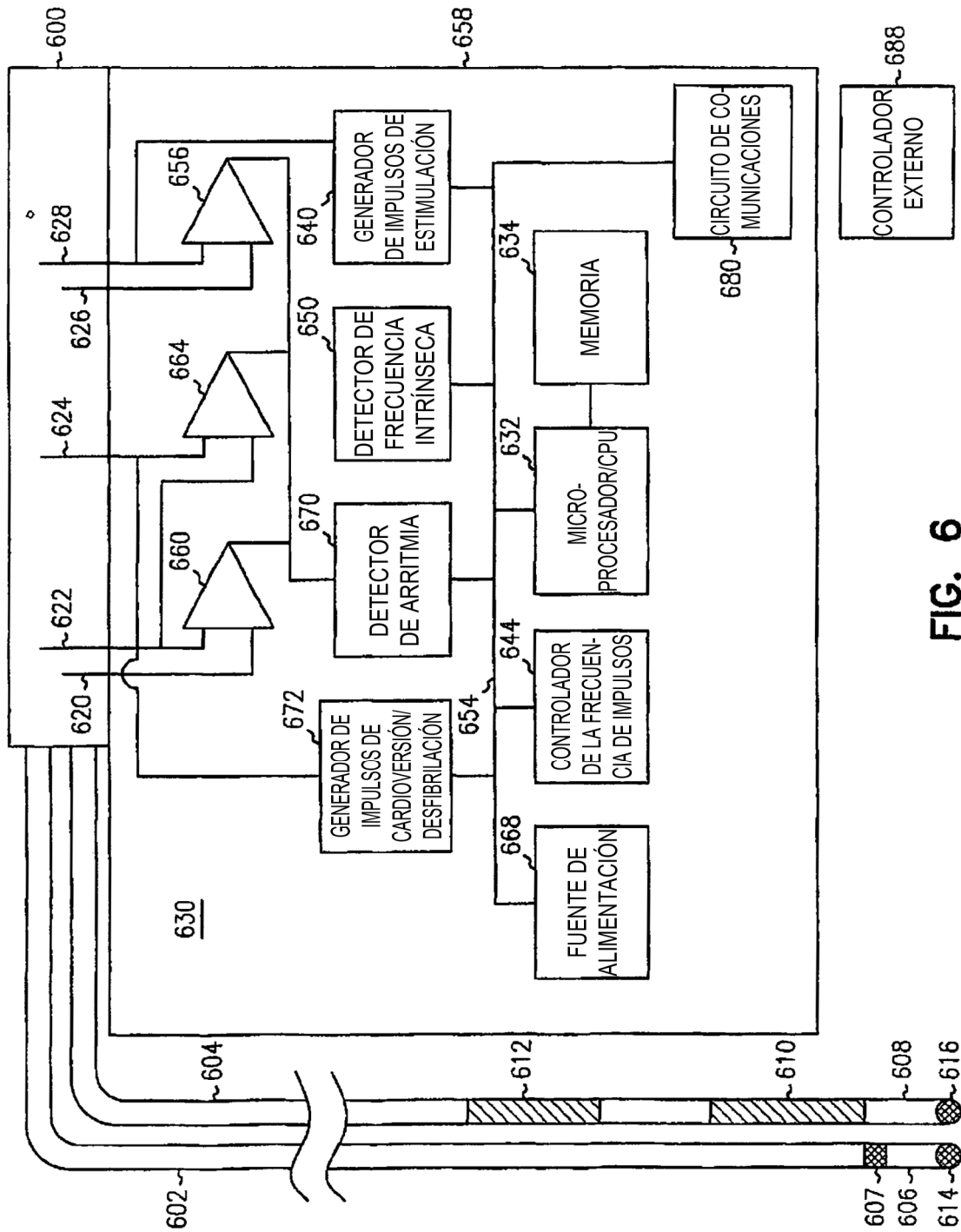


FIG. 6