

Conceptos técnicos fundamentales de la estimulación cardiaca

Jesús Rodríguez García^a, Diego Lorente Carreño^b, Ricardo Ruiz Granell^c y Enrique Bosch Novela^d

^aUnidad Coronaria. Hospital 12 de Octubre. Madrid. España.

^bServicio de Cardiología. Hospital San Pedro. Logroño. La Rioja. España.

^cServicio de Cardiología. Hospital Clínico Universitario de Valencia. Valencia. España.

^dVitatron Medical España, S.A. Madrid. España.

Los marcapasos, para generar los impulsos eléctricos y alimentar sus circuitos, precisan de una fuente de energía, que en la actualidad es una pila de litio-yodo, de capacidad limitada aunque su carga sea tres veces mayor por unidad de volumen que la disponible en las baterías empleadas hace 30 años.

A continuación se exponen aspectos técnicos básicos cuyo conocimiento es necesario para obtener un bajo consumo de energía y de este modo prolongar la vida útil de los generadores.

La programación de la energía del impulso permite reducir el consumo, por lo que es fundamental obtener un óptimo umbral de estimulación, que en gran parte depende de la interfase electrodo-endocardio.

También se revisan los automatismos de respuesta en frecuencia, detección y reducción de la estimulación ventricular innecesaria, así como la digitalización de las señales intracardiacas.

Palabras clave: *Energía. Pila de litio-yodo. Umbral de estimulación. Detección. Digitalización de señales intracardiacas.*

Cardiac Pacing: Basic Technical Considerations

Cardiac pacemakers need an energy supply to generate pulses and to power internal circuitry. At present, that energy is provided by a lithium iodine cell, which has a limited capacity although it holds three times the charge per unit volume of batteries used 30 years ago.

This article describes the basic techniques used for ensuring that energy consumption is low and, consequently, that the pacemaker's useful life is as long as possible.

Careful programming reduces the energy used in each impulse and lowers consumption. Therefore, it is essential to determine the optimum pacing threshold, which largely depends on the electrode-endocardium interface.

This article also contains a review of automatic pacemaker functions, such as rate-responsiveness and the detection and reduction of unnecessary ventricular pacing, and an update on digital processing of intracardiac signals.

Key words: *Energy. Lithium iodine cell. Pacing threshold. Detection. Digital processing of intracardiac signals.*

INTRODUCCIÓN

Los marcapasos precisan de una fuente de energía eléctrica, tanto para generar los estímulos cardiacos como para alimentar sus propios circuitos electrónicos. Desde 1972 dicha fuente es una pila de litio-yodo (Li-I). Aunque los modelos actuales disponen de 3 veces la carga eléctrica por unidad de volumen que tenían hace 30 años, ésta sigue siendo limitada¹.

Las diferentes formas de programación necesarias para proporcionar a cada paciente la terapia apropiada

influyen de forma determinante en la vida del generador, por lo que es preciso conocer algunos aspectos técnicos básicos para mantener las expectativas de longevidad del marcapasos².

En el diseño de los circuitos de un generador, la condición fundamental es obtener un bajo consumo. Actualmente, el consumo de los circuitos de un marcapasos es varios centenares de veces menor que el de los circuitos utilizados en la electrónica convencional, lo que da una idea del esfuerzo tecnológico que requieren su diseño y su fabricación.

UNIDADES Y LEYES ELÉCTRICAS BÁSICAS

Se denomina corriente eléctrica al movimiento de cargas eléctricas en un medio conductor, impulsadas por un potencial eléctrico, de modo similar a la

Correspondencia: Dr. J. Rodríguez García.
Unidad Coronaria. Hospital 12 de Octubre.
Ctra. de Andalucía, s/n. 28041 Madrid. España.
Correo electrónico: jrodriguez@vitonet.nu

corriente de agua en una tubería impulsada por la presión de un depósito elevado. Las cargas eléctricas pueden ser de naturaleza diversa, desde los electrones libres de un metal hasta las proteínas polarizadas o las sales disociadas en un medio acuoso. Pueden tener signo positivo o negativo y, como ocurre con los imanes, las cargas del mismo signo se repelen y las de signo contrario se atraen.

Se denomina ánodo al electrodo sumergido en una solución electroquímica capaz de liberar electrones y cátodo, al capaz de aceptarlos. La acumulación de cargas eléctricas determina un potencial eléctrico, y si conectamos ambos electrodos mediante un circuito externo, se producirá un desplazamiento de las cargas disponibles, estableciendo una corriente eléctrica hasta que se alcance el equilibrio de potenciales.

La corriente eléctrica se transmite a la velocidad de la luz, aunque las cargas se mueven a velocidades muy bajas, < 1 m/s. Esto es comparable a una fila de 1.000 coches parados en un semáforo en rojo, que al cambiar a verde, arrancarán a idéntica velocidad en el instante de percibir la señal luminosa. Esta situación tan irreal se produce cuando accionamos un interruptor eléctrico.

La unidad de intensidad de corriente eléctrica es el amperio (A). Una intensidad de 1 A transporta en un conductor durante 1 s una carga eléctrica total definida como 1 culombio (C) y equivale aproximadamente a $6,24 \times 10^{18}$ electrones.

La acumulación de una carga total de 1 C empleando para ello la energía de 1 julio (J) constituye un potencial eléctrico de 1 voltio (V).

Las cargas eléctricas, en su movimiento a través de un conductor encuentran obstáculos contra los que chocan, lo que dificulta su movilidad y genera calor. La relación entre el potencial eléctrico que las impulsa y la intensidad de corriente que alcanzan fue descrita por Georg S. Ohm (1789-1854)³, que observó que la relación entre la diferencia de potencial entre dos puntos de un conductor eléctrico y la intensidad de la corriente que lo recorre era una constante; la denominó resistencia (R) y, por razones obvias, se mide en ohmios (Ω).

$$\text{Intensidad} = \text{voltaje} / \text{resistencia}$$

$$1 \text{ A} = 1 \text{ V} / 1 \Omega$$

La Ley de Ohm es válida sólo cuando la corriente tiene un valor constante en el tiempo. Cuando es variable, como es el caso de la espícula de estimulación, es necesario aplicar la Ley de Ohm Generalizada, en la que el concepto de resistencia se sustituye por el de impedancia (Z), que también se mide en ohmios.

Si multiplicamos el valor de la intensidad de corriente por el potencial que la impulsa, obtendremos

TABLA 1. Múltiplos y submúltiplos de las unidades utilizadas en electroestimulación

Magnitud	Múltiplo y submúltiplo	Equivalencia
Tiempo	ms Milisegundo	$10^{-3} \text{ s} = 0,001 \text{ s}$
	μs Microsegundo	$10^{-6} \text{ s} = 0,000001 \text{ s}$
Intensidad eléctrica	mA Miliamperio	$10^{-3} \text{ A} = 0,001 \text{ A}$
	μA Microamperio	$10^{-6} \text{ A} = 0,000001 \text{ A}$
Diferencia de potencial	mV Milivoltio	$10^{-3} \text{ V} = 0,001 \text{ V}$
Impedancia/resistencia	k Ω Kiloohmio	$10^3 \Omega = 1.000 \Omega$
Energía	μJ Microjulio	$10^{-6} \text{ J} = 0,000001 \text{ J}$

el valor de la potencia eléctrica, cuya unidad es el vatio (W).

$$\text{Voltaje} \times \text{intensidad} = \text{potencia}$$

$$1 \text{ V} \times 1 \text{ A} = 1 \text{ W}$$

De la misma forma, al multiplicar la potencia por el tiempo, obtenemos el valor de la energía utilizada, cuya unidad de medida en el Sistema Internacional es el julio (J).

$$\text{Potencia} \times \text{tiempo} = \text{energía}$$

$$1 \text{ W} \times 1 \text{ s} = 1 \text{ J}$$

Por lo tanto,

$$E = V \times I \times T = V^2 \times T / R = I^2 \times R \times T$$

Las unidades eléctricas que se han descrito son de una magnitud poco práctica para los valores que se manejan en la estimulación cardíaca, por lo que en la tabla 1 se muestra un recordatorio de sus múltiplos y submúltiplos.

FUENTES DE ENERGÍA

Las pilas de los marcapasos son casi en su totalidad de Li-I y están formadas por un ánodo de litio y un cátodo de yodo, y el electrolito es yoduro. El ánodo de litio (polo negativo) libera electrones, que son atraídos por el cátodo de yodo (polo positivo) en una reacción de oxidación-reducción. Las pilas de Li-I tienen un voltaje nominal de 2,8 V. Durante su vida útil, la depleción de los electrodos y la acumulación de electrolito forman una barrera que incrementa la resistencia interna de la pila, lo que produce un decremento progresivo de su voltaje. Cuando dicho voltaje alcanza un valor crítico, el generador debe sustituirse.

En la figura 1 se muestra un ejemplo de la curva de desgaste de una pila de Li-I sometida a la descarga habitual de un generador. Las pilas de Li-I ofrecen un elevado índice de repetitividad en sus curvas de desgaste, por lo que el cálculo de su longevidad es muy fiable.

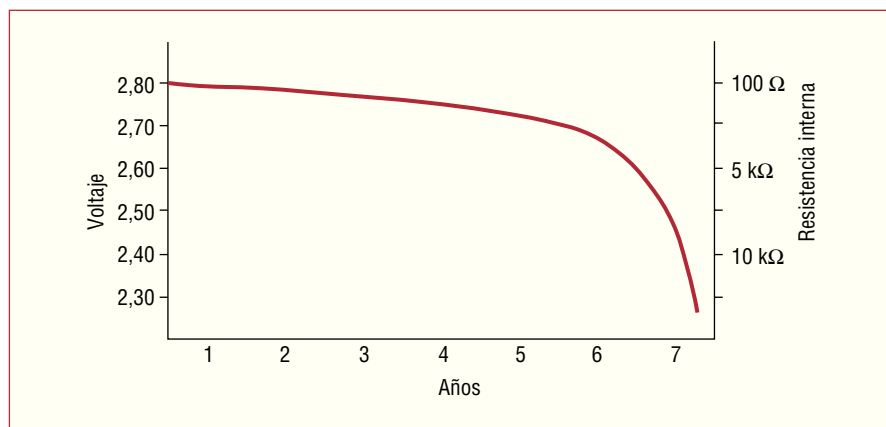


Fig. 1. Curva típica de depleción de una pila de Li-I de 1,4 Ah de capacidad disponible con un drenaje constante de 25 μ A. Los valores de resistencia interna varían de un tipo de pila a otro dependiendo de la disposición geométrica del ánodo y el cátodo.

La capacidad de una pila se expresa en Ah (amperios por hora), es decir, una pila de 1 Ah es capaz de entregar una corriente de 1 A durante 1 h o, lo que es lo mismo, 20 μ A durante 50.000 h (5,7 años). Los valores habituales de capacidad de las pilas de los marcapasos están alrededor de 1,3 Ah. La capacidad de una pila se puede expresar de varias formas:

Capacidad estequiométrica es la carga derivada de la cantidad de material químico utilizable en la reacción de oxidación-reducción.

Capacidad eficaz es el resultado de restar a la capacidad estequiométrica la carga que se pierde en la descarga interna (suele ser < 1% anual).

Capacidad residual es la carga restante de la pila cuando se activa el indicador de final de vida en el generador.

Capacidad disponible es el resultado de restar a la capacidad eficaz el valor de la residual. Éste es el valor que habitualmente figura en los manuales técnicos de los fabricantes (p. ej.: capacidad estequiométrica, 1,5 Ah; capacidad eficaz, 1,45 Ah; capacidad residual, 0,15 Ah; capacidad disponible, 1,3 Ah).

El consumo de corriente en un generador se distribuye entre la alimentación necesaria de los circuitos electrónicos y la dedicada a la generación de los impulsos⁴. Con los parámetros nominales de fábrica, la alimentación de los circuitos internos del generador representa entre el 50 y el 60% del total. El drenaje de corriente total promediado de un generador actual se encuentra entre 12 y 25 μ A, dependiendo del tipo de marcapasos, los parámetros programados, los porcentajes de estimulación e inhibición y la impedancia de los cables.

Algunos generadores ofrecen la posibilidad de mostrar el consumo de corriente en el programador. Aunque no es posible influir en el consumo interno de los circuitos, una programación cuidadosa puede ahorrar un porcentaje significativo del consumo.

INFLUENCIA DEL ESTÍMULO EN EL DRENAJE DE CORRIENTE

La morfología del pulso de estimulación tiene una estructura bifásica. La primera fase corresponde al estímulo destinado a despolarizar el miocardio y consiste en la descarga almacenada en el condensador del circuito de salida durante un tiempo programable de unas fracciones de milisegundo. Esta fase se denomina ciclo de descarga. Inmediatamente después se produce una conmutación en el circuito de salida que carga de nuevo el condensador hasta el valor de voltaje de salida programado. Este proceso, llamado ciclo de recarga, dura aproximadamente 6 ms y tiene un triple objetivo: preparar la carga necesaria para el pulso siguiente, reducir los pospotenciales de polarización en los electrodos y evitar la electrólisis que se produciría si la corriente de estimulación circulara siempre en el mismo sentido, lo que originaría la disfunción de los electrodos en unas horas. En la figura 2 se representa la morfología del estímulo.

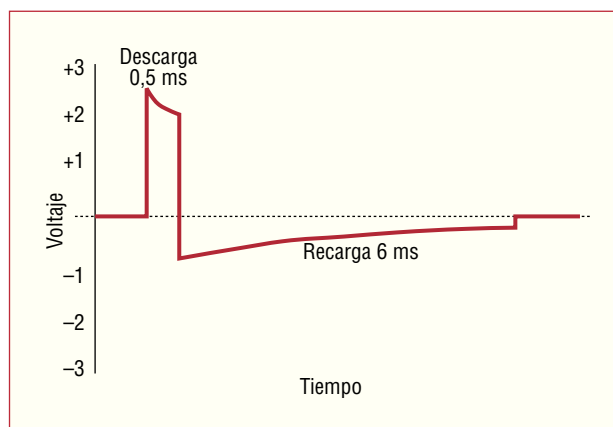


Fig. 2. Morfología del estímulo. La primera fase corresponde al pulso destinado a despolarizar el miocardio. La segunda, de polaridad inversa, corresponde al pulso de recarga. La duración de las fases dependerá de los valores programados.

TABLA 2. Ejemplos de consumo energético de estímulos en diferentes situaciones

Amplitud (V)	Duración (ms)	Impedancia (Ω)	Frecuencia (lat/min)	Estímulo (%)	Consumo (μ A)	Energía (μ J)
5	0,5	400	60	100	6,25	31,25
3,5	0,5	500	60	100	3,5	12,25
2,5	0,5	750	60	50	0,8	2,1
2	0,4	1.200	60	50	0,3	0,7

El circuito de salida consume energía sólo durante el ciclo de recarga, y es ligeramente superior a la entregada durante la descarga por las pérdidas en el condensador. Resulta sencillo calcular el drenaje de corriente producido por la recarga. Tomemos como ejemplo un electrodo de 500 Ω de impedancia y un estímulo programado a 2,5 V de amplitud y 0,5 ms de duración a una frecuencia de 60 lat/min. La corriente promediada sería:

$$I = (2,5 \text{ V} / 500 \Omega) \times (0,5 \text{ ms} / 1.000 \text{ ms} [\text{ciclo de la frecuencia de estimulación}]) = 2,5 \mu\text{A}$$

Al multiplicar este valor por el voltaje, el resultado sería la energía en el intervalo de 1.000 ms:

$$2,5 \mu\text{A} \times 2,5 \text{ V} \times 1 \text{ s} = 6,25 \mu\text{J}$$

La energía del pulso en microjulios, muy utilizada durante años, tiene menor utilidad actualmente para el cálculo de longevidad, ya que todas las pilas son del mismo voltaje⁵. En la tabla 2 se muestran distintas situaciones de estimulación y su repercusión en el consumo.

Es preciso tener en cuenta que la programación de voltajes de salida por encima del voltaje de la pila (> 2,8 V) activa el multiplicador de tensión del dispositivo, que al tener un rendimiento energético inferior al 100%, producirá un consumo mayor del calculado.

INDICADORES DE AGOTAMIENTO

Los marcapasos analizan la capacidad restante de la pila. Realizan este proceso efectuando medidas periódicas del voltaje y la resistencia interna, y en algunos modelos, el tiempo invertido en el pulso de recarga. Al hacer un seguimiento, el programador indica si la pila se encuentra en buen estado o se ha alcanzado alguno de los criterios de agotamiento. Habitualmente suele haber dos criterios: el tiempo de reemplazo electivo, representado por las siglas ERI, ERT o RRT, indica que a la pila le restan sólo algunos meses para alcanzar el criterio denominado EOL (final de vida). Una vez alcanzado el criterio EOL, el marcapasos entra en modo de funcionamiento restringido y proporciona asistencia de estimulación ventricular du-

rante un tiempo indeterminado, habitualmente superior a 3 meses.

Si no se dispone de programador, se puede conocer el estado de la pila mediante la aplicación de un imán sobre el generador, lo que provocará su funcionamiento en modo asíncrono a una frecuencia establecida para cada modelo y cuyo decremento indica su grado de agotamiento.

UMBRAL DE ESTIMULACIÓN

Una corriente eléctrica aplicada a un grupo de células cardiacas puede producir su despolarización, que al transmitirse al resto del corazón provoca su contracción. La cantidad mínima de energía de un impulso eléctrico que se requiere para provocar esta respuesta constituye el denominado umbral de estimulación, que desde el punto de vista técnico se mide en densidad de corriente o flujo de electrones y en la práctica suele medirse en voltios, aunque también puede expresarse como intensidad de corriente (miliamperios) y energía (microjulios)⁶.

El impulso o corriente eléctrica emitida por un generador de marcapasos para provocar la despolarización cardiaca tiene que superar una serie de fuerzas que se oponen a su paso, cuya suma —denominada impedancia— se determina durante el implante.

Aunque los términos resistencia e impedancia se emplean con frecuencia como similares, impedancia es un

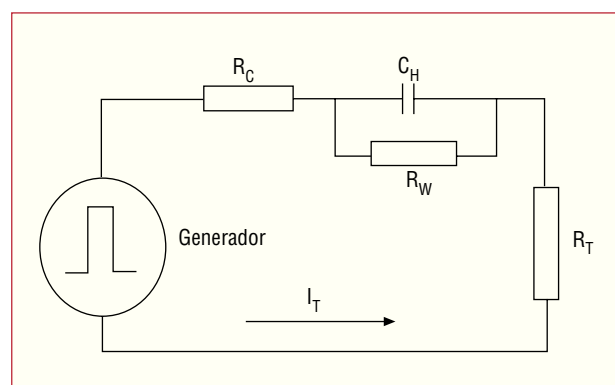


Fig. 3. Esquema del circuito de estimulación de un marcapasos. C_H : condensador de Helmbolz; I_T : intensidad de la corriente en el tejido; R_C : resistencia del cable; R_T : resistencia del tejido; R_W : resistencia de Warburg.

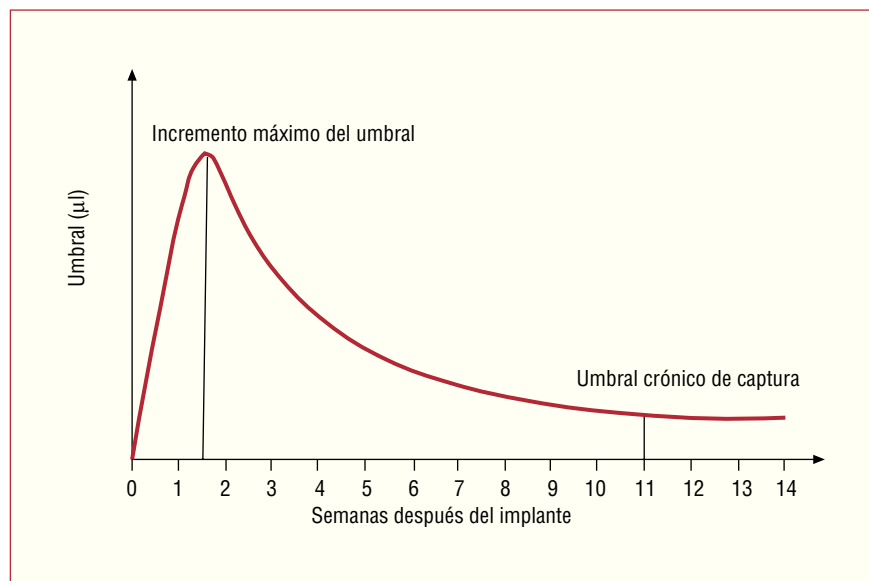


Fig. 4. Curva que representa la evolución temporal del umbral.

concepto más amplio, pues cuando nos referimos a corrientes alternas representa la suma de las resistencias y reactancias capacitivas (propias de los condensadores) e inductivas (relativas a las bobinas).

Un esquema del circuito de un marcapasos se muestra en la figura 3. La resistencia del cable conductor (R_c) es el factor de menor importancia, ya que los metales son buenos conductores de la electricidad y la resistencia que presentan los cables (entre 10 y 100 Ω) está relacionada con sus características físicas (sección, longitud, número de filamentos, etc.). El transporte de la carga o corriente a través de ellos se realiza por medio del movimiento de electrones libres.

Cuando la corriente alcanza el endocardio, que es comparable a una solución iónica, en la interfase electrodo-endocardio se produce una reacción electroquímica que da lugar a un desplazamiento de iones, los cuales se ordenan a uno y otro lado de esta interfase según su carga (los iones positivos recubriendo el electrodo y los negativos, el endocardio), a la vez que se genera una zona neutra entre ambos frentes iónicos, formada por agua desionizada⁷.

Esta interfase se comporta como un condensador de Helmholtz (Ch) que se opone a la transferencia de las cargas eléctricas desde el electrodo. La diferencia de potencial que se establece entre los dos lados de esta barrera se denomina tensión de polarización, y esta polarización se opone al paso de la corriente entregada por el electrodo, por lo que se precisa un aumento del voltaje para obtener la despolarización del miocardio.

El grado de polarización dependerá de la estructura, la superficie y la composición del electrodo, la duración del impulso y la intensidad de la corriente entregada, y cuanto mayor sea la polarización más elevado será el umbral de estimulación.

Además de la resistencia que supone la polarización (en realidad reactancia capacitiva, pues se trata de un condensador), para completar el circuito la corriente todavía ha de superar la resistencia derivada de la difusión de los iones y, finalmente, la resistencia de los tejidos (R_t).

Con respecto al electrodo, hay que tener en cuenta que lo que determina la despolarización de la zona miocárdica en contacto con el electrodo es la densidad de la corriente y que ésta depende de la intensidad de la corriente y de la superficie del electrodo, lo que hace que cuanto mayor sea la superficie de contacto menor sea la densidad de corriente.

Por lo tanto, la superficie del electrodo que está en contacto con el endocardio es uno de los factores que más influye en el umbral. Esta superficie, una vez implantado el cable, se incrementa con paso del tiempo por el desarrollo de una cápsula fibrótica alrededor del electrodo, a consecuencia un fenómeno de reacción a cuerpo extraño que se origina en el área de contacto con el endocardio y al microtrauma producido por la contracción cardíaca y el paso de la corriente eléctrica.

Esta fibrosis incrementa la superficie real de distribución de la corriente y aleja el electrodo de los miocitos.

Por ello, el tamaño, la forma y los materiales que componen el electrodo afectan al umbral de estimulación, ya que la densidad de la corriente, o número de cargas eléctricas que pasan por una determinada superficie por unidad de tiempo, varía en función de la superficie de contacto.

Los antiguos electrodos, que tenían una forma esférica y una amplia superficie de contacto, generaban una gran fibrosis reaccional, lo que producía tras su implante un aumento progresivo del umbral (hasta 3-5 veces el valor inicial) en las semanas siguientes al implante, que se estabilizaba a los 3 meses (umbral cró-

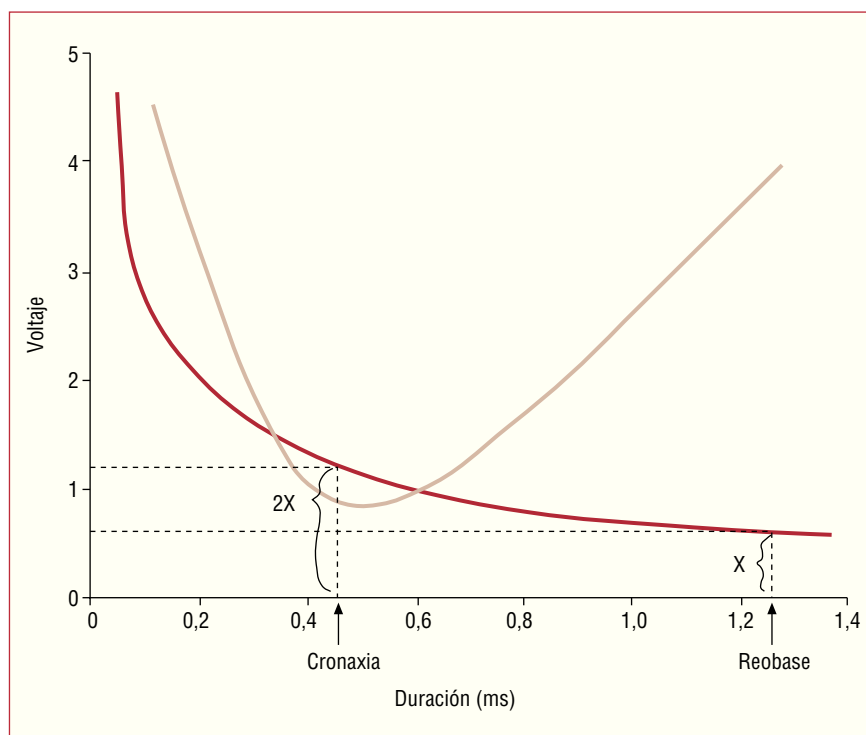


Fig. 5. Curva voltaje/duración, con los puntos de cronaxia y reobase. Superpuesta la curva de consumo de energía, sus valores más bajos corresponden a la cronaxia.

nico) en valores dobles o triples al valor del umbral agudo (fig. 4).

Para evitar esta fibrosis, los electrodos actuales se fabrican con materiales más biocompatibles (aleaciones de platino), con morfologías anulares de superficie reducida, y además disponen de sistemas con capacidad de liberación lenta de esteroides, que reducen la fibrosis reaccional.

Otro factor que influye en el umbral de estimulación es la polaridad de la estimulación. La estimulación catódica se asocia a umbrales más bajos que la anódica⁸ y además esta última conlleva más riesgo de desencadenar arritmias debido a que produce una situación de hiperexcitabilidad celular y un período refractario más corto. Por este motivo, debe evitarse la estimulación anódica. La configuración bipolar es también más arritmógena que la unipolar, aunque en los actuales electrodos este riesgo se ha reducido considerablemente al igualar las áreas del ánodo y el cátodo.

MEDIDA DEL UMBRAL DE ESTIMULACIÓN

Constituye una determinación obligada e imprescindible durante el implante, y el método habitual para medirlo es la reducción progresiva del voltaje o amplitud de un impulso, de una duración de 0,5 ms.

Es conocido que este valor de umbral determinado por reducción progresiva del voltaje del impulso es ligeramente menor que el obtenido por incremento progresivo del voltaje. Este fenómeno (efecto Weidwinsky), según Langberg et al⁹, se debe a la caída del impulso en el

período refractario relativo del ritmo intrínseco durante la estimulación asincrónica, puesto que no se produce cuando el estímulo se sincroniza con el final de la diástole.

El valor del umbral obtenido a través del cable electrodo durante el implante se denomina umbral agudo y depende de múltiples factores, unos relacionados con el grado de contacto con el endocardio y la estructura del electrodo y otros relacionados con la capacidad de respuesta del endocardio.

Este valor del umbral se incrementa con el tiempo como consecuencia de la fibrosis reaccional, y una vez estabilizado (umbral crónico) también puede presentar variaciones relacionadas con el tono simpático/parasimpático (vigilia, sueño, reposo, ejercicio, período posprandial) y otras situaciones como la isquemia, la hipoxemia, la acidosis y la hiperpotasemia o algunos fármacos antiarrítmicos¹⁰, especialmente los de clase IC (flecainida, propafenona), que en ocasiones incrementan significativamente el umbral hasta el punto de causar la pérdida de captura.

Si se determina el umbral de estimulación para diferentes voltajes de un impulso de una duración constante y posteriormente para diferentes duraciones del impulso manteniendo un voltaje constante, se obtendrá una curva voltaje-duración que los relaciona y está determinada por la ley de Lapicque (fig. 5).

En dicha curva, se denomina reobase al menor voltaje del impulso suficiente para producir captura para una duración del impulso infinita y cronaxia a la duración del impulso que produce captura para un voltaje doble a la reobase.

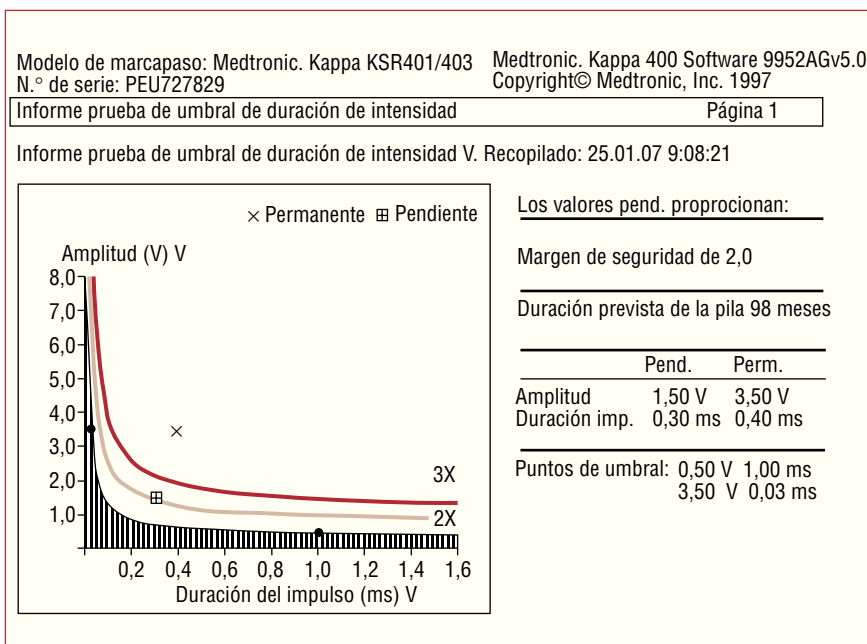


Fig. 6. Curva voltaje/duración obtenida de forma automática por el generador, con márgenes de seguridad, multiplicando por 2 y 3.

Todos los puntos obtenidos para una duración y voltaje determinados que se sitúan por encima de la curva producen captura, mientras que lo contrario ocurre para los situados por debajo.

Algunos generadores actuales realizan de forma automática la determinación del umbral y por reducción progresiva del voltaje y duración del impulso, y de acuerdo con los valores obtenidos representan una curva de voltaje/duración, de tipo exponencial, de gran utilidad para la programación de los parámetros del impulso y la estimación de los márgenes de seguridad obtenidos con dichos valores (fig. 6).

Es aconsejable programar valores de duración del impulso próximos a la cronaxia, con valores de voltaje dobles del umbral, pues de este modo se obtienen márgenes de seguridad próximos al 100% con bajos consumos de energía, aunque conviene tener en cuenta que, como la energía consumida por un impulso viene dada por la fórmula $E = V \times I \times t = V \times T / R$, los aumentos de voltaje producirán más el gasto de energía que los aumentos de duración del impulso, aunque los primeros dan lugar a un más amplio margen de seguridad en la captura.

TABLA 3. Parámetros programables que influyen en el consumo de corriente

Amplitud del estímulo ^a	Duración del estímulo ^a
Frecuencia de estimulación ^a	Porcentaje de estimulación ^a
Activación del sensor ^a	Registro de electrogramas ^a
Algoritmos antitaquicardia ^a	Algoritmos preventivos de FA ^a
Modo de estimulación	Intervalo AV ^b

^aIncrementan el consumo de forma proporcional.

^bReducen el consumo inversamente.

FUNCIONES PARA REDUCIR EL CONSUMO DE ENERGÍA

La influencia de la programación de un marcapasos en el drenaje de corriente de la pila del generador tiene una importante repercusión, ya que algunas diferencias en dicha programación pueden producir reducciones de más del 30% de la vida total del implante.

El ahorro energético comienza por la obtención de un buen umbral de estimulación e impedancias altas. Los electrodos con bajo nivel de empotramiento conducen a umbrales crónicos elevados e impedancias muy bajas que, unidos a porcentajes de estimulación elevados, producen la situación más adversa.

Pese a estos factores, en la mayoría de los pacientes una programación cuidadosa permite prolongar la vida del dispositivo incluso más allá de su expectativa de vida nominal¹¹.

Parámetros programables que influyen en el consumo de energía

Los parámetros programables del generador marcapasos que influyen en el consumo de corriente se muestran en la tabla 3.

Los marcapasos actuales incorporan diversas funciones cuya activación, junto con el uso de cables de alta densidad de corriente y alta impedancia^{12,13}, permite reducir el drenaje de corriente.

Frecuencia nocturna. La programación de una frecuencia de estimulación más baja durante el sueño disminuye el número de estímulos y el porcentaje de estimulación.

Ciclos de histéresis. Promueven la actividad intrínseca auricular y ventricular, con la finalidad de no estimular cuando la frecuencia intrínseca del paciente sea ligeramente inferior a la frecuencia de estimulación programada, lo que además evita las fusiones.

Búsqueda de intervalo auriculoventricular. Favorece la conducción auriculoventricular intrínseca en pacientes con enfermedad del nódulo sinusal (ENS) o bloqueo paroxístico, disminuyendo la estimulación ventricular¹⁴.

Conmutación automática de modo AAI(R) a modo DDD(R). Estimulación en modo AAI que conmuta a modo DDD en caso de bloqueo. Disminuye drásticamente la estimulación ventricular en pacientes sin BAV permanente¹⁵.

Control automático de la amplitud del estímulo. Ajusta de forma automática la amplitud del impulso al nivel mínimo preciso tras comprobar la captura^{16,17}.

Además de las funciones citadas, pueden contribuir a un menor consumo otros aspectos de la programación como son:

1. Programación conservadora de la respuesta en frecuencia: una respuesta en frecuencia excesiva puede producir frecuencias de estimulación elevadas, superiores a las que el paciente precisa en su vida diaria, y acortar la vida del generador.

2. Ajuste de los márgenes de seguridad: en pacientes no dependientes de marcapasos se debe procurar adecuar los márgenes de seguridad, para evitar un consumo excesivo¹⁸.

3. Activación de registros endocavitarios: los registros de electrogramas endocavitarios obligan a mantener un bucle de registro permanente que consume energía, lo que debe tenerse en cuenta en su programación.

DETECCIÓN DE LA ACTIVIDAD CARDIACA

La detección de la actividad eléctrica cardiaca intrínseca fue el primer avance significativo en el desarrollo de los marcapasos, tras la estimulación en sí misma. La utilidad y las capacidades de los marcapasos se han ido incrementando con el tiempo en función del número de cámaras cardiacas detectadas y de la opción de responder de manera diferente a los eventos cardiacos detectados. Sin una adecuada detección, todos los beneficios de la estimulación se reducen o pierden. De ahí la importancia que debe concederse a la detección.

Dos conceptos son esenciales en la detección de la actividad cardiaca espontánea por parte de los marcapasos: la sensibilidad y la especificidad. La sensibilidad se refiere a la capacidad del generador para detectar la actividad espontánea incluso en las peores

condiciones, mientras que la especificidad hace referencia a que lo detectado corresponda a la actividad espontánea del corazón que se pretende percibir y no a potenciales no deseados.

Habitualmente ambas propiedades están relativamente enfrentadas, de modo que cuando incrementamos la sensibilidad de un dispositivo suele ser a costa de la especificidad y cuando aumentamos su especificidad existe el riesgo de perder capacidad de detección.

El proceso de detección conlleva la recogida de la señal eléctrica del corazón, su amplificación y su acondicionamiento o filtrado, así como su procesamiento ulterior por el circuito lógico del dispositivo.

La actividad eléctrica correspondiente a la activación de una cámara cardiaca, recogida desde el epicardio o desde el endocardio, conforma el electrograma local, que no es sino la transcripción de la diferencia de potencial entre dos electrodos. La configuración que toman estos electrodos se denomina derivación, y se distingue dos tipos fundamentales de derivaciones: monopares y bipares^{19,20}. En las derivaciones monopares se registra la diferencia de potencial entre un electrodo llamado explorador, generalmente en contacto con el corazón, y un electrodo llamado indiferente, lejano al corazón, cuyo voltaje teórico es cero o próximo a cero. En las derivaciones bipares, en cambio, se registran las variaciones de potencial entre dos electrodos generalmente próximos que se conectan a los dos polos del amplificador, por lo que en realidad se registran las diferencias relativas de potencial entre ambos electrodos. En estimulación cardiaca permanente, la configuración de las derivaciones se da fundamentalmente por la disposición de los electrodos en los cables. En la actualidad, prácticamente la totalidad de ellos, independientemente de si se sitúan en aurícula y/o ventrículo derecho, disponen de dos electrodos intracardiacos, por lo que permiten el registro de derivaciones bipares.

Cuando se configura una derivación monopolar se utiliza la carcasa del generador como electrodo indiferente. En el caso de estas derivaciones monopares, la gran distancia entre electrodos permite que, por efecto antena, la señal recogida se contamine con señales procedentes de zonas relativamente alejadas del electrodo explorador. Estas señales extrañas se conocen con el nombre de potenciales de campo lejano e incluyen no sólo potenciales de estructuras cardiacas alejadas del electrodo explorador, sino también contaminación por cualquier otro tipo de interferencia electromagnética. Así pues, las derivaciones monopares son más sensibles a la contaminación por «ruido», y a cambio, la magnitud de su señal es mayor y la deflexión intrínseca de dicha señal (máximo dV/dt negativo) marca con exactitud el momento de la despolarización local.

La derivación bipolar podría considerarse la resta algebraica de las dos derivaciones monopares obteni-

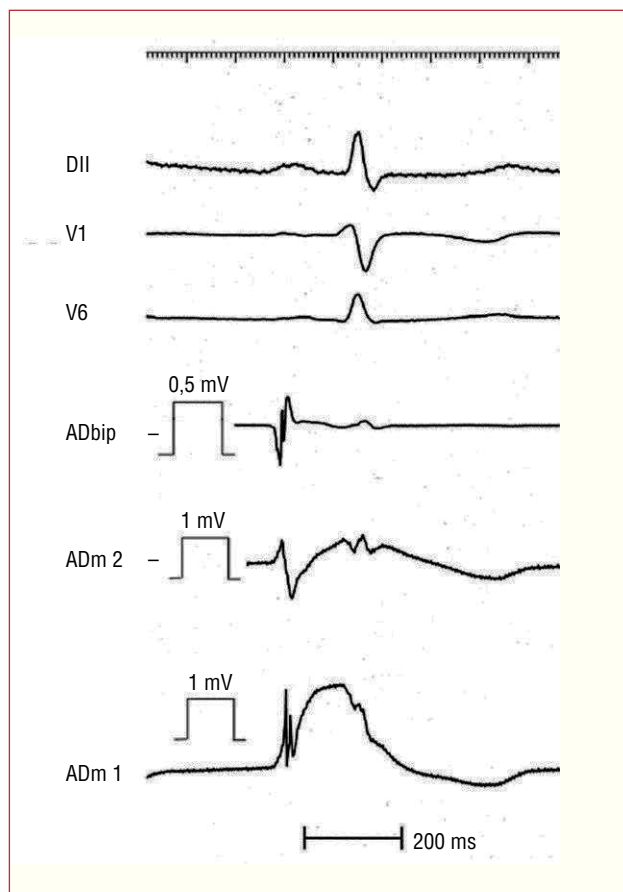


Fig. 7. Electrogramas endocavitarios de aurícula derecha (AD) en bipolar y monopolar.

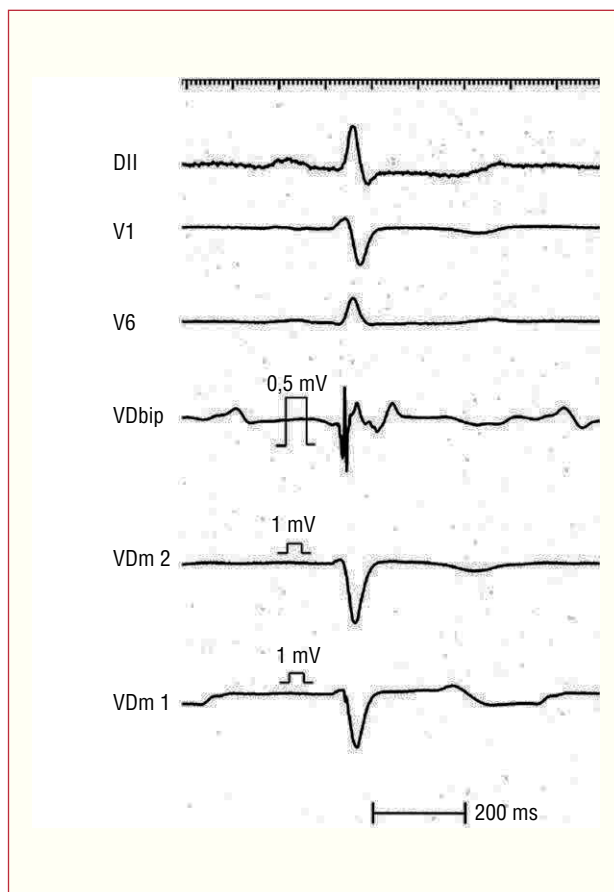


Fig. 8. Electrogramas endocavitarios de ventrículo derecho (VD) en bipolar y monopolar.

das de cada uno de los dos electrodos. Al estar próximos ambos electrodos, las derivaciones monopolares de ambos son muy parecidas. Por ello, cuando los electrodos se disponen longitudinalmente en el sentido del frente de despolarización, las dos señales sólo difieren en el retraso temporal, por lo que su resta dará un pequeño potencial. En cambio, cuando ambos electrodos se orientan perpendiculares al frente de activación, las derivaciones monopolares son prácticamente idénticas y no hay gran retraso temporal, por lo que su resta algebraica se aproxima a la línea isoelectrica. Por otra parte, la contaminación por ruido no deseado tenderá a neutralizarse en la derivación bipolar, al afectar por igual a ambas derivaciones monopolares.

En resumen, la derivación monopolar aporta señales de mayor magnitud y más información, pero es más sensible a la contaminación. La derivación bipolar ofrece señales de menor magnitud y por ser sensible a la orientación de los electrodos puede perder la señal; en cambio, es mucho menos sensible al ruido. Las figuras 7 y 8 muestran los electrogramas bipolares y monopolares recogidos desde la orejuela de la aurícula derecha y desde el ápex del ventrículo derecho por sondas bipolares con 1 cm de distancia entre electro-

dos. Obsérvese la menor amplitud relativa del electrograma bipolar y la contaminación por campo lejano de las derivaciones monopolares, aunque en el electrograma bipolar de la aurícula también se observa un pequeño potencial correspondiente a la despolarización ventricular. Otro fenómeno frecuente durante el implante de dispositivos es la detección de una onda de lesión, muy evidente en el electrograma monopolar distal de la aurícula derecha de la figura 7.

Un vez que la señal, monopolar o bipolar, alcanza el dispositivo, la amplificación de la señal incrementa su amplitud (ya que se trata de señales de milivoltios) hasta a lo manejable por el circuito de detección. La última fase del acondicionamiento de la señal es el filtrado. La figura 9 muestra la frecuencia y la amplitud típicas de diversas señales cardíacas y extracardíacas. La misión del filtrado es intentar sustraer de la señal recogida todos los componentes cuya frecuencia no se encuentre en la gama de frecuencias que nos interesa detectar.

La señal así acondicionada ya pueden manejarla los algoritmos del dispositivo para provocar la inhibición o el disparo, iniciar un temporizador o finalizarlo. En los generadores actuales, el concepto de período re-

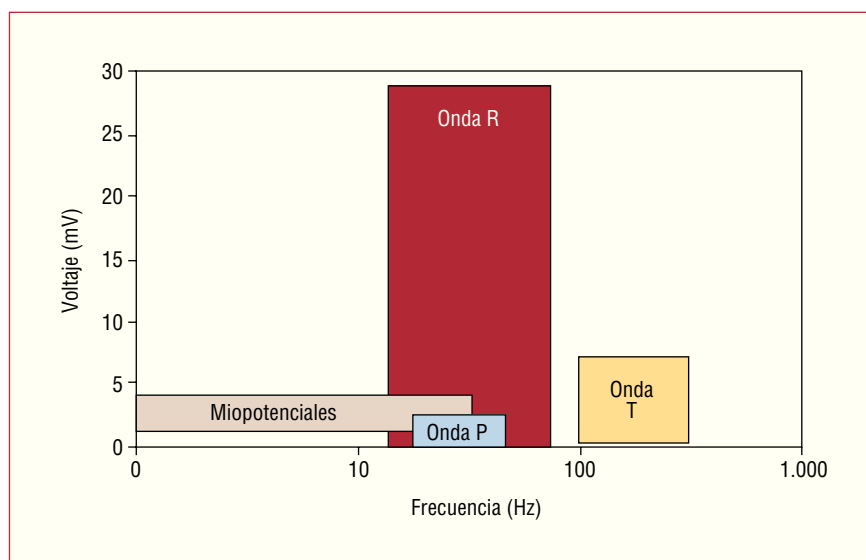


Fig. 9. Amplitud y frecuencia de las señales intracardiacas. mV: Voltaje en milivoltios. Hz: Frecuencia en Hertzios.

fractario de detección clásico (tiempo durante el cual las señales no son detectadas) se ha modificado y, en la mayoría de ellos, las señales son detectadas continuamente, y son procesadas de manera diferente si aparecen durante los períodos refractarios.

ELECTROGRAMAS INTRACAVITARIOS. CANAL DE MARCAS

Las señales recogidas por el generador, tras su amplificación y filtrado y una vez procesadas por el circuito de detección, en la actualidad pueden ser transmitidas vía telemetría desde el generador hasta el programador, y el médico puede obtener y registrar estas señales o electrogramas²¹⁻²⁶. Debe tenerse en cuenta que en el proceso de transmisión la señal que se transmite puede sufrir modificaciones, que dependerán de las características de cada generador. Cuando las señales transmitidas son digitales, que es la tendencia en la mayoría de los fabricantes, el proceso de conversión de la señal de analógica a digital impone ciertas limitaciones a la calidad. Una señal digitalizada con una frecuencia de muestreo alta (por ejemplo 1 kHz, que es una frecuencia habitual en poligrafía convencional) y una resolución de 8 bits (lo que permite 256 escalones de amplitud) requiere 1 byte por cada milisegundo de señal transmitida o almacenada, lo que equivale aproximadamente a 1 kB por segundo de señal. Estas magnitudes suponen un costo computacional y de almacenamiento excesivo para la mayoría de los generadores disponibles hace unos años, basados en plataformas analógicas, por lo que empleaban muestreos mucho menos precisos. Aun así, la fiabilidad de las señales permitía un correcto análisis en la mayoría de las circunstancias. La incorporación de plataformas digitales en los actuales generadores ha supuesto una me-

jora tanto en el manejo como en el almacenamiento de estos datos²⁷.

La utilidad clínica de la disponibilidad de los electrogramas recogidos por el dispositivo es incuestionable, ya que su observación permite analizar directamente la señal que el marcapasos está procesando, conocer su morfología, su amplitud, la rapidez de sus deflexiones y la contaminación por campo lejano, por potenciales extracardiacos o por problemas de aislamiento o de continuidad del conductor. Todo ello supone una valiosísima herramienta para el diagnóstico de arritmias nativas del paciente, fenómenos de sobre-detección e infradetección y valoración de la integridad del conjunto cable-electrodo.

Un paso más avanzado en la capacidad diagnóstica es el denominado canal de marcas²⁸⁻³⁰, consistente en incorporar al registro de los electrogramas detectados una serie de marcas codificadas que representan la identificación de todos los procesos de estimulación y detección que efectúa el generador. De este modo, se conoce en cada momento cómo el marcapasos interpretó e identificó cada evento y cómo respondió a dicha interpretación. Con ello, el análisis del funcionamiento del dispositivo se simplifica considerablemente.

La figura 10 muestra cómo la obtención del electrograma junto al canal de marcas y el ECG del paciente permiten una correcta interpretación, en un caso de sobre-detección de la onda T.

SENSORES Y ADAPTACIÓN AUTOMÁTICA DE LA FRECUENCIA DE ESTIMULACIÓN

Los sensores se pueden definir como dispositivos que permiten aumentar automáticamente la frecuencia de estimulación mediante la detección de un paráme-

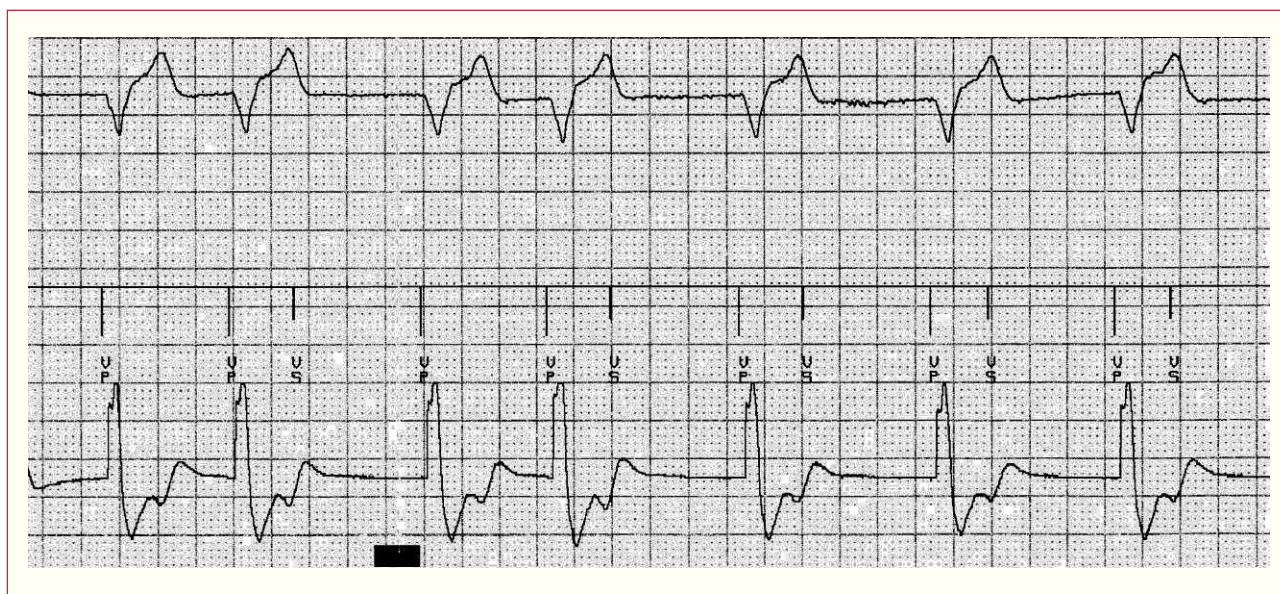


Fig. 10. Registro obtenido de un programador. Electrocardiograma, canal de marcas y electrograma intracavitario.

tro, fisiológico o no, que refleja directa o indirectamente las demandas metabólicas del organismo. De la definición se deduce que estos dispositivos se suelen utilizar en casos en que está alterada la función del «sensor» fisiológico del corazón, el nódulo sinusal, cuando no haya función, en casos de fibrilación auricular o cuando se emplea una estimulación ventricular³¹.

En este apartado nos limitaremos a exponer los diversos tipos de sensores y su funcionamiento. Sus aspectos clínicos y de programación se exponen ampliamente en otro trabajo de este monográfico.

Bases fisiológicas del uso de los sensores

El gasto cardíaco depende del volumen sistólico y la frecuencia cardíaca. En reposo el principal determinante del gasto es el volumen sistólico, pero con el ejercicio el principal factor de aumento del gasto cardíaco es la frecuencia cardíaca. Los trabajos de Karlof³² a principios de los años setenta demostraron que en pacientes con BAV completo el aumento de la frecuencia de estimulación durante el ejercicio producía un aumento del gasto cardíaco. Estos trabajos son la base del uso de sensores. Posteriormente numerosos estudios han demostrado la eficacia de la estimulación con modulación de frecuencia midiendo parámetros hemodinámicos, de capacidad de esfuerzo, calidad de vida o consumo de O₂ en estimulación unicameral y de doble cámara³³⁻³⁵.

Los primeros sensores aparecieron al final de la década de los sesenta, y Cammilli en 1978 fue el primero que implantó un marcapasos con un sensor de pH incorporado³⁶. Posteriormente se desarrollan otros sensores, pero no fue hasta mediados de la década si-

guiente, con la aparición de los sensores de actividad^{37,38} y del primer dispositivo DDDR en 1986³⁹, cuando se generalizó su uso clínico.

El sensor ideal es aquel que imita de forma exacta el comportamiento del nódulo sinusal, es decir, que es capaz de detectar y responder a estímulos hormonales, neurológicos, bioquímicos, emocionales, fiebre, etc. Tal sensor no existe. Todos los que se comercializan o están en investigación se basan en la detección de diversas respuestas fisiológicas al ejercicio y tienen un esquema de funcionamiento parecido: una vez detectada la señal por el sensor, ésta es filtrada y rectificada por el algoritmo que, en función de la intensidad de la señal y de acuerdo con una curva de respuesta programable, se establece la frecuencia de estimulación. La relación entre la intensidad de la señal y la frecuencia de estimulación puede ser lineal, como en el caso del sensor de actividad, curvilínea o compleja como en el sensor de temperatura⁴⁰.

Rickards dividió los sensores en tres tipos en función del nivel fisiológico en que llevan a cabo su actuación:

- Primarios: los que detectan los cambios que determinan la respuesta del nódulo sinusal, como la concentración de catecolaminas circulantes o la actividad neurológica.
- Secundarios: los que detectan los parámetros fisiológicos que son consecuencia del ejercicio; dentro de este grupo están la mayoría de los sensores (intervalo QT, temperatura, volumen minuto respiratorio, etc.).
- Terciarios: los que detectan fenómenos externos producidos como consecuencia del ejercicio; el sensor de actividad es el mejor ejemplo de este grupo.

TABLA 4. Características deseables de un sensor

Proporcionalidad entre la intensidad de la señal detectada y el nivel de ejercicio realizado
Velocidad de respuesta apropiada
Sensibilidad para detectar cuándo el paciente realiza o no ejercicio
Especificidad para no detectar señales ajenas a la señal fisiológica
Estabilidad de la respuesta en el tiempo
Tamaño adecuado
Biocompatibilidad
Facilidad de programación
Que no consuma energía o que su consumo sea mínimo

A la hora de estimar la validez de un determinado sensor debemos tener en cuenta una serie de consideraciones de tipo fisiológico y técnico (tabla 4).

Tipos de sensores

Actualmente disponemos de generadores con sensores de actividad, del intervalo QT y de volumen minuto respiratorio (que son los que describiremos con más detalle); otros, que describiremos más resumidamente, están en desuso o en fase de investigación.

Sensores de actividad

Detectan las señales externas producidas por el ejercicio que realiza el paciente. A pesar de ser los menos fisiológicos, son los más utilizados. Existen dos tipos básicos:

Transductor piezoeléctrico: consiste en un cristal piezoeléctrico, adosado a la carcasa del generador, que detecta las vibraciones que la actividad física origina. Dichas vibraciones producen en el cristal microdeflexiones, que se transforman en señales eléctricas de intensidad y frecuencia proporcionales al grado de actividad física.

Transductor acelerómetro: como su nombre indica, es un dispositivo que detecta las aceleraciones originadas por el movimiento. Existen diversos sistemas (omnisense, tipo trampolín, casino, etc.), todos ellos basados en la medición del desplazamiento de una masa alojada en la placa del circuito y sin contacto con la carcasa (fig. 11).

Los sensores de actividad son los que mejor imitan al nódulo sinusal, por su rapidez en el aumento de la frecuencia al inicio del ejercicio, pero al finalizar éste y cesar de forma brusca las señales detectadas, establecen su respuesta las curvas de recuperación cardíaca para evitar la caída brusca de la frecuencia cardíaca. Estos sensores tienen la ventaja de que no precisan un cable-electrodo específico, no consumen energía y

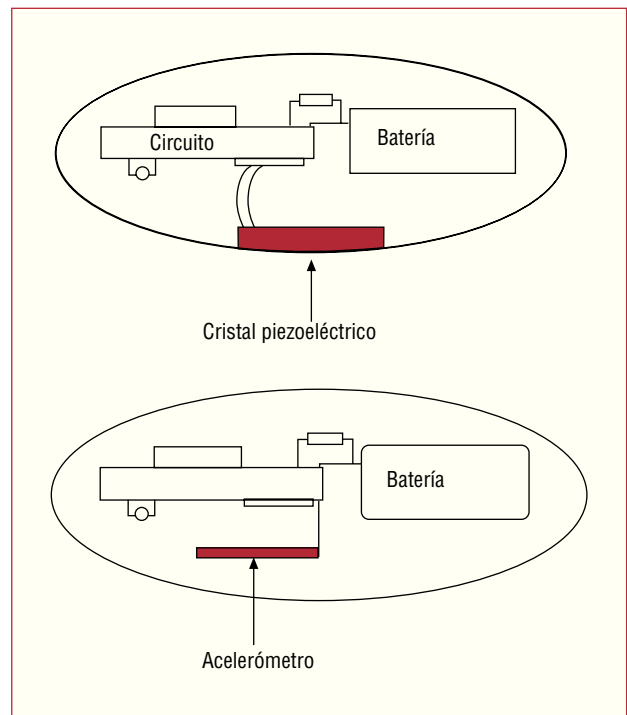


Fig. 11. Esquema de dos generadores de actividad, con cristal piezoeléctrico adosado a la carcasa y con acelerómetro incluido en el bloque de los circuitos.

se puede utilizarlos en marcapasos unicamerales y bicamerales. Además, su programación es sencilla y cada vez está más automatizada. Por el contrario, tienen el inconveniente de ser incapaces de detectar estados de ansiedad, estrés o fiebre y de que pueden influirlos las vibraciones externas (uso de ciertas herramientas, viajar o conducir vehículos con alto nivel de vibraciones, etc.), presiones sobre la zona de implante y ciertas posturas, lo que conlleva incrementos inadecuados de la frecuencia de estimulación. Además, producen mayor aumento de la frecuencia al bajar escaleras que al subirlas, aunque los sensores basados en acelerómetros son más específicos y están menos influidos por las vibraciones musculares y externas y responden de forma más fisiológica al subir y bajar escaleras (aumentan más la frecuencia al subir que al bajar).

Sensores de volumen minuto respiratorio

Determinan el volumen minuto respiratorio a través de la medida de la impedancia transtorácica y sus variaciones. La impedancia torácica aumenta con la inspiración y disminuye con la espiración, y la amplitud de los cambios es proporcional al volumen corriente. Por lo tanto, el dispositivo puede calcular el volumen minuto respiratorio (volumen corriente \times frecuencia respiratoria). Hay una excelente correlación entre el volumen minuto respiratorio y las de-

TABLA 5. Sensores

Tipo de sensor	Ventajas	Inconvenientes
<i>Temperatura</i> : la temperatura de la sangre varía con la actividad física	Buena relación con ejercicio moderado y fuerte. Sensible a la fiebre	Precisa de electrodo especial con termistor. Curva muy compleja. Respuesta lenta. Puede afectarse por cambios externos de temperatura como bebidas, baños, ciclo menstrual, etc.
<i>pH</i> : el pH de la sangre varía con el ejercicio por el aumento de la concentración de CO ₂		Respuesta lenta. Sensor inestable. Influidido por las alteraciones electrolíticas
<i>Saturación de O₂</i> : durante el ejercicio aumenta la extracción de O ₂ de la hemoglobina y disminuye la saturación venosa de O ₂	Respuesta rápida. Buena proporcionalidad y sensibilidad. Bajo consumo	Requiere electrodo especial. Problemas con pacientes con EPOC y fumadores
<i>Volumen sistólico</i> : mide la impedancia intraventricular asumiendo que ésta varía con el volumen de sangre que hay en la cavidad	Cable estándar bipolar. Respuesta rápida	Alto consumo energético. Escasa sensibilidad
<i>Respuesta evocada</i> : la amplitud de la respuesta evocada varía con la frecuencia cardiaca	Cable estándar. Buena proporcionalidad	Respuesta lenta. Afectado por arritmias. No se puede utilizar en aurícula
<i>dP/dt</i> : la actividad física produce cambios proporcionales en el dP/dt	Respuesta rápida. Buena sensibilidad	Requiere electrodo especial. Se afecta por arritmias. Presenta retroalimentación positiva
<i>Presión del ventrículo derecho (VD)</i> : la presión sistólica del VD varía con el ejercicio	Respuesta rápida. Bajo consumo de energía. Buena sensibilidad	Requiere electrodo especial. Presenta retroalimentación positiva
<i>Sistema nervioso autónomo (SNA)</i> : mide el tono autonómico de forma indirecta a través de la contractilidad del VD usando como señal la impedancia intracardiaca	No precisa programación individual. Buena correlación con la actividad sinusal en estrés emocional, <i>graping</i> , estimulación carotídea y ejercicio	Gasto energético
<i>Pico de aceleración endocárdica (PEA)</i> : mide la amplitud pico-pico de la aceleración endocárdica durante la fase de contracción isovolumétrica	Refleja la actividad simpática. Refleja el estrés emocional	Electrodo especial. Influidido por fármacos y algunas enfermedades. Respuesta lenta

mandas metabólicas y, por tanto, con la frecuencia cardiaca.

Los primeros dispositivos utilizaban un cable subcutáneo a través del cual se emitía un impulso eléctrico y se medía la impedancia entre el electrodo y la carcasa del generador. En los modelos actuales es el electrodo proximal de un cable bipolar ventricular convencional el que emite los impulsos para medir la impedancia transtorácica. Entre las ventajas de este sensor están su sencillez, que no precisa electrodos especiales y la buena correlación entre la señal detectada y la frecuencia cardiaca. Por el contrario, sus desventajas son: el consumo de energía adicional, la lentitud de su respuesta, que pueden afectarlo las enfermedades respiratorias y que es poco sensible a la poca carga de trabajo^{41,42}.

Sensor del intervalo QT

Mide el intervalo entre el estímulo del marcapasos y la máxima pendiente negativa de la onda T. Se basa en el acortamiento progresivo del intervalo QT al aumentar el estímulo simpático. Entre sus inconvenientes están su respuesta lenta, que sólo actúa con latidos estimulados, que no se puede utilizar en la aurícula y, en los primeros modelos, el riesgo de producir por acortamiento del QT una retroalimentación positiva. También puede afectarse por extrasístoles, isquemia, insuficiencia cardiaca y ciertos fármacos (fundamentalmente antiarrítmicos). En los últimos años se ha realizado mejoras, como filtros que eliminan el efecto de los fármacos o algoritmos que responden a cambios relativos en el QT y no a cambios

absolutos, que hacen más fiable este tipo de sensor^{43,44}.

En la tabla 5 se muestran las características de los sensores actualmente utilizados.

Dobles sensores

Ante la ausencia de un sensor ideal, se han desarrollado generadores dotados de dos sensores con el objetivo de aprovechar las ventajas de ambos y tratar de reducir sus inconvenientes. Los modelos disponibles en la actualidad combinan un sensor de actividad con un sensor de intervalo QT o un sensor de volumen minuto respiratorio o de señal PEA.

Con estas combinaciones se pretende aprovechar la rapidez de respuesta del primero con la mejor adecuación a las necesidades metabólicas de los segundos. Las desventajas del doble sensor son el mayor gasto de energía que conllevan y la complejidad de su programación, que en los últimos modelos se ha reducido con la incorporación de automatismos⁴⁵. A pesar de sus ventajas teóricas, algunos estudios no muestran ventajas en el uso clínico del doble sensor respecto al sensor único^{46,47}.

NOVEDADES EN TECNOLOGÍA Y SOFTWARE

La mayor dificultad para la incorporación a los marcapasos de los avances en microtecnología disponibles en otros dispositivos electrónicos reside en la necesidad de limitar el consumo de energía.

Pese a ello se ha incrementado en la última década la memoria disponible en los generadores, así como la capacidad de proceso matemático de su microprocesador, lo que ha facilitado el desarrollo de nuevos algoritmos de comportamiento, ha aumentado la capacidad de diagnóstico y ha mejorado la velocidad de comunicación por telemetría.

Los nuevos algoritmos disponibles se exponen en otro artículo y sólo se cita a continuación algunos avances tecnológicos de relevancia clínica.

Electrograma endocavitario

Los registros de electrograma endocavitario han aumentado sensiblemente su duración y resolución. Los primeros electrogramas se almacenaban con una resolución de 100 puntos por segundo y hoy se encuentran disponibles resoluciones de 800 puntos por segundo. Desde el punto de vista gráfico, esta mejora es equivalente a la diferencia entre una imagen digital de 10.000 píxels y otra de 640.000. Esta mejora permite que la morfología del electrograma endocavitario se ajuste más a la imagen real.

Además, el consumo de energía del circuito que almacena el electrograma endocavitario ha disminuido

de forma exponencial. Los registros de hace 10 años precisaban un drenaje de corriente aproximado de 3-5 μA , mientras hoy existen circuitos con un drenaje de tan sólo 0,05 μA , lo que prolonga la longevidad nominal del dispositivo hasta 2 años.

Alertas y programación guiada

La complejidad creciente de algunos dispositivos prolonga la duración de las consultas de seguimiento. Algunos dispositivos disponen de alertas y sugerencias, con la finalidad de orientar y facilitar la programación⁴⁸.

Telemetría de largo alcance

Esta tecnología, ya incorporada en los desfibriladores implantables y similar al conocido Bluetooth, posibilita la comunicación entre el generador y el programador a varios metros de distancia, lo que permite la interrogación y programación del dispositivo durante su implante o recambio sin invadir el campo estéril.

Actualizaciones de *software* en el marcapasos

La modificación del *software* de forma segura después del implante del generador es ya una realidad. Algunos generadores incorporan actualizaciones automáticas de su *software* si un programador que se encuentre actualizado con una nueva versión del programa lo consulta. También existen generadores a los que se pueden incorporar nuevas funciones desarrolladas con posterioridad a su fabricación.

Marcapasos digitales

En el año 2001 aparecieron los primeros marcapasos digitales⁴⁹. Dichos marcapasos digitalizan la señal intracardiaca, lo que permite su análisis de forma matemática.

Este proceso, del que se muestra un ejemplo en la figura 12, consiste en el tratamiento de la señal, una vez amplificada, por un dispositivo denominado convertidor analógico digital (A/D), que la transforma en un conjunto de números binarios que se puede almacenar y analizar matemáticamente. Este tratamiento de señales se conoce como DSP (Digital Signal Processing)⁵⁰ y está presente en la mayor parte de los dispositivos electrónicos cotidianos. El diseño de convertidores A/D de consumo extraordinariamente bajo ha permitido la incorporación de esta tecnología a los marcapasos.

El DSP es la base imprescindible para la interpretación morfológica y la caracterización de las señales cardíacas. Aunque estos dispositivos aún emulan el funcionamiento de la detección analógica de señales, ya se han llevado a cabo con éxito dos estudios sobre

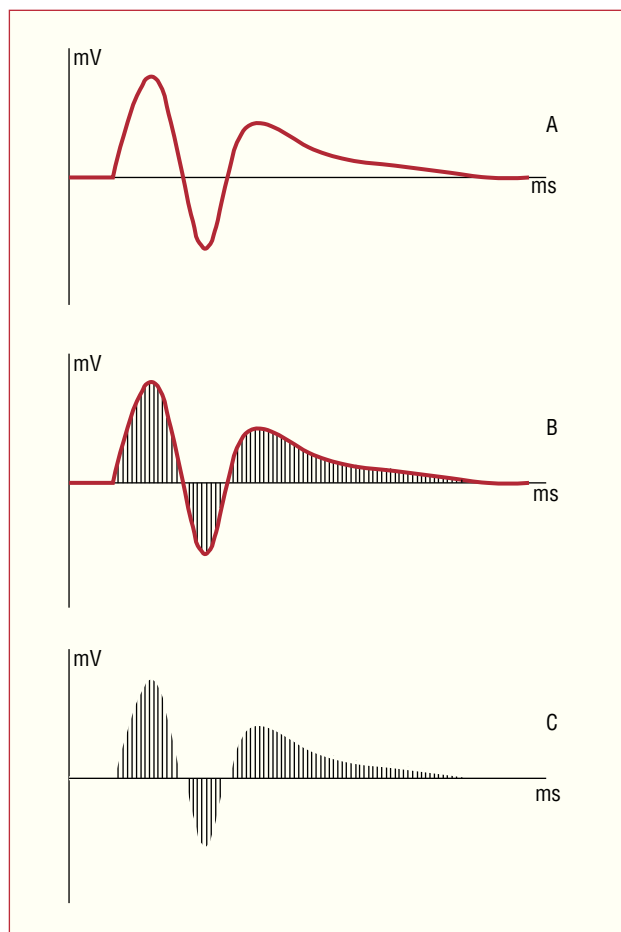


Fig. 12. Proceso digital de señal (DSP). La amplitud de la señal a analizar se mide a intervalos regulares, correspondientes a la frecuencia de muestreo. Si la frecuencia de muestreo es de 800 Hz, la amplitud de la señal se mide cada 1,25 ms. El valor medido se almacena en numeración binaria. De esta forma se obtiene un conjunto de valores que permite tratar la señal de forma matemática por el microprocesador del dispositivo. A: señal original; B: proceso de muestreo; C: resultado final.

interpretación morfológica, uno de ellos para discriminar entre ondas p y ondas de campo lejano⁵¹ y otro para clasificar las arritmias auriculares como aleteo o fibrilación auricular⁵². Estos resultados permiten vislumbrar un futuro prometedor en el campo de la tecnología digital aplicada a los marcapasos, mientras esperamos la llegada de la nanotecnología⁵³ aplicada a los implantes, que probablemente revolucionará el concepto actual de los estimuladores implantables.

BIBLIOGRAFÍA

1. Greatbatch W, Holmes CF. The lithium/iodine battery: A historical perspective. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1992;5:2034-6.
2. Schuchert A, Meinertz T. A randomized study on the effects of pacemaker programming to a lower output on projected pulse generator longevity. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2001;24:1234-9.

3. Ohm GS. Die galvanische Kette, mathematisch bearbeitet. Berlin: TH Riemann; 1827.
4. Schuchert A, Kuck KH. Influence of internal current and pacing current on pacemaker longevity. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2001;17:13-6.
5. Barold S, Stokes K, Byrd CL, McVenes R. Energy parameters in cardiac pacing should be abandoned. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1997;20:112-21.
6. Fischer W, Ritter Ph. *Cardiac pacing in clinical practice.* Springer; 1998.
7. Bosch Novela E. Fundamentos físicos de la estimulación cardíaca. El circuito de estimulación. *Cuadernos Técnicos.* 2003;8:5-8.
8. Cranefield PF, Hoffman BF, Siebens AA. Anodal excitation of cardiac muscle. *Am J Physiol.* 1957;190:383-90.
9. Langberg JJ, Sousa J, El-Atassi R, Burroughs J, Leon A, Arbor A. The mechanism of pacing capture hysteresis in humans [resumen]. *Pace.* 1992;15:557.
10. Levick CE, Mizgala HF, Kerr CR. Failure to pace following high dose antiarrhythmic therapy reversal with isoproterenol. *Pace.* 1984;7:252-6.
11. Gelvan D, Crystal E, Dokumaci B, Ovsyshcher IE. Effect of modern pacing algorithms on generator longevity: a predictive analysis. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2003;26:1796-802.
12. Berger T, Roithinger FX, Antretter H, Hangler H, Pachinger O, Hintringer F. The influence of high versus normal impedance ventricular leads on pacemaker generator longevity. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2003;26:2116-20.
13. Moracchini PV, Cornacchia D, Bernasconi M, Tesorieri MC, Fabbri M, Marzegalli M, et al. High impedance low energy pacing leads: long-term results with a very small surface area steroid-eluting lead compared to three conventional electrodes. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1999;22:326-34.
14. Milasinovic G, Sperzel J, Smith TW, Mead H, Brandt J, Haisty WK, et al. Reduction of RV pacing by continuous optimization of the AV interval. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2006;29:406-12.
15. Gillis AM, Purerfellner H, Israel CW, Sunthorn H, Kacet S, Anelli-Monti M, et al. Reducing unnecessary right ventricular pacing with the managed ventricular pacing mode in patients with sinus node disease and AV block. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2006;29:697-705.
16. Boriani G, Rusconi L, Biffi M, Pavia L, Sassara M, Malfitano D, et al. Role of ventricular autocapture function in increasing longevity of DDDR pacemakers: a prospective study. *Europace.* 2006;8:216-20.
17. Madrid AH, Olague J, Cercas A, Del Ojo JL, Munoz F, Moro C, et al. A prospective multicenter study on the safety of a pacemaker with automatic energy control: influence of the electrical factor on chronic stimulation threshold. *PEACE Investigators.* *Pace.* 2000;23:1359-64.
18. Schuchert A, Meinertz T. Low Output Programming (LOP) Investigators. A randomized study on the effects of pacemaker programming to a lower output on projected pulse generator longevity. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2001;24:1234-9.
19. García Civera R, Ruiz Granell R, Morell Cabedo S, Sanjuán Mániz R, Martínez León J, Botella Solana S, et al. *Electrofisiología cardíaca clínica y ablación.* Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 1999. p. 47-51.
20. Bagwell P, Pannizzo F, Furman S. Unipolar and bipolar right atrial appendage electrodes: comparison of sensing characteristics. *Med Instrum.* 1985;19:132-5.
21. Nowak B. Pacemaker stored electrograms: teaching us what is really going on in our patients. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2002;25:838-49.
22. Israel CW, Gascon D, Nowak B, Campanale G, Pascotto P, Hartung W, et al. Diagnostic value of stored electrograms in single-lead VDD systems. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2000;23:1801-3.
23. Pollak WM, Simmons JD, Interian A Jr, Atapattu SA, Castellanos A, Myerburg RJ, et al. Clinical utility of intraatrial pacemaker stored electrograms to diagnose atrial fibrillation and flutter. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2001;24:424-9.

24. Defaye P, Leclercq JF, Guilleman D, Scanu P, Hazard JR, Fatemi M, et al. Contributions of high resolution electrograms memorized by DDDR pacemakers in the interpretation of arrhythmic events. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2003;26:214-20.
25. Huikuri H. Effect of stored electrograms on management in the paced patient. *Am J Cardiol.* 2000;86:K101-3.
26. Nowak B, McMeekin J, Knops M, Wille B, Schroder E, Moro C, et al. Validation of dual-chamber pacemaker diagnostic data using dual-channel stored electrograms. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2005;28:620-9.
27. Padeletti L, Michelucci A, Frohlig G, Corbucci G, Van Oort G, Barold SS. Digital technology in cardiac pacing: methods for morphology analysis of sensed endocavitary signals. *J Interv Card Electrophysiol.* 2005;14:9-16.
28. Duffin EG. The marker channel: a telemetric diagnostic aid. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1984;7:1165-9.
29. Nowak B, Sperzel J, Rauscha F, Mont L, Alzueta J, Senden PJ, et al. Diagnostic value of onset-recordings and marker annotations in dual chamber pacemaker stored electrograms. *Europace.* 2003;5:103-9.
30. Pollak WM, Simmons JD, Interian A Jr, Castellanos A, Myerburg RJ, Mitrani RD. Pacemaker diagnostics: a critical appraisal of current technology. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2003;26:76-98.
31. Hayes DL, Zipes DP. Marcapasos y cardioversores-desfibriladores cardiacos. En: Braunwald E, editor. *Tratado de cardiología.* Madrid: Elsevier-Saunders; 2006. p. 767-96.
32. Karlof I. Haemodynamic effect of a atrial triggered versus fixed rate pacing at rest and during exercise in complete heart block. *Acta Med Scand.* 1975;197:195-206.
33. Heinz M, Zitzmann E, Alt E, et al. The effect of rate-adaptive pacing on exercise capacity, plasma lactate and catecholamines in pacemaker patients. *Eur J C P E.* 1996;6:28-32.
34. Nordlander R, Hedman A, Pehrsson SK. Rate responsive pacing and exercise capacity — a comment. *Pace.* 1989;12:749-51.
35. Beyersdorf F, Kreuzer J, Happ J, Zegelman M, Satter P. Increase cardiac output with rate-responsive pacemaker. *Ann Thorac Surg.* 1986;42:201-5.
36. Cammilli L, Alcidi L, Papeschi G, Wiechmann V, Padeletti L, Grassi G. Preliminary experience with the pH-triggered pacemaker. *Pace.* 1978;1:448-57.
37. Benditt DG, Mianulli M, Fetter J, Benson DW Jr, Dunningan A, Molina E, et al. Single-chamber cardiac pacing with activity initiated chronotropic response. Evaluation by cardiopulmonary exercise testing. *Circulation.* 1987;75:184-9.
38. Den Dulk K, Bouwels L, Lindemans F, Rankin I, Brugada P, Wellens HJ. The Activitrix rate-responsive pacemaker system. *Am J Cardiol.* 1988;61:107-12.
39. Lau DP, Antoniou A, Ward DE, Camm AJ. Initial clinical experience with a minute ventilation sensing rate modulated pacemaker. Improvements in exercise capacity and symptomatology. *Pace.* 1988;11:1815-22.
40. Sanz Jiménez O. Marcapasos con frecuencia adaptativa. En: García Urrea F, Porres Aracama JM, editores. *Práctica clínica en electrofisiología, marcapasos definitivo y desfibrilador automático.* San Sebastián: Ceregui; 2003. p. 121-49.
41. Lau DP, Antoniou A, Ward DE, Camm AJ. Initial clinical experience with a minute ventilation sensing rate modulated pacemaker. Improvements in exercise capacity and symptomatology. *Pace.* 1988;11:1815-22.
42. Mond H, Strathinore N, Kertes P, Hunt D, Baker G. Rate responsive pacing using a minute ventilation sensor. *Pace.* 1988;11:1866-74.
43. Rickards AF, Donaldson RM, Thalen HJ. The use of QT interval to determine pacing rate. Early clinical experience. *Pace.* 1983;6:346-54.
44. Malinowski K. Interindividual comparison of different sensors for rate-adaptive pacing. *Pace.* 1998;21:2209-13.
45. Provenier F, Van Aceker R, Backers J, Van Wassenhove E, De Meyer V, Jordaens L. Clinical observations with a dual-sensor rate-adaptive single chamber pacemaker. *Pace.* 1992;15:1821-5.
46. Padeletti L, Pieragnoli P, Di Biese L, Colella A, Landolina M, Moro E, et al. Is a dual-sensor pacemaker appropriate in patients with sino-atrial disease? Results from the DUSISLOG Study. *Pace.* 2006;29:34-40.
47. Shukla HH, Flaker GC, Hellkamp AS, James EA, Lee KL, Goldman L, et al. Clinical and quality of life comparison of accelerometer, piezoelectric crystal, and blended sensors in DDDR-Pace patients with sinus-node dysfunction in the Mode Selection Trial (MOST). *Pace.* 2005;28:762-70.
48. Schuchert A, Lepage S, Ostrander JJ, Bos RJ, Gwechenberger M, Nicholls A, et al. Automatic analysis of pacemaker diagnostic data in the identification of atrial tachyarrhythmias in patients with no prior history of them. *Europace.* 2005;7:242-7.
49. Love CJ. The digital pacemaker. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2004;27:707-8.
50. Padeletti L, Michelucci A, Frohlig G, Corbucci G, Van Oort G, Barold SS. Digital technology in cardiac pacing: methods for morphology analysis of sensed endocavitary signals. *J Interv Card Electrophysiol.* 2005;14:9-16.
51. Van Hemel NM, Wohlgenuth P, Engbers JG, Lawo T, Nebaznivy J, Taborsky M, et al. Form analysis using digital signal processing reliably discriminates far-field R waves from P waves. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2004;27:1615-24.
52. Shalaby A, Adler S, Bailin S, Bersohn M, Reddy R, Remole S, et al. Can novel digital signal processing technology enable successful device classification of atrial tachyarrhythmias? [resumen]. *Heart Rhythm.* 2005;2:S124.
53. Williams D. Medical nanotechnology. How small can we go? *Med Device Technol.* 2002;13:7-9.