

5

Estimulación cardiaca

TEMA 7

Introducción a la estimulación cardiaca

MARÍA JESÚS PALACIOS CRUZ

Introducción y evolución histórica

Conoceremos en este capítulo los **componentes de un marcapasos**, así como la **evolución**¹ de los mismos a lo largo de los años, ya que el marcapasos –como el resto de “aparatos” domésticos, industriales, informáticos, etc.– ha sufrido un cambio espectacular a lo largo de su historia. Desde el primer marcapasos portátil (1930), de gran peso y tamaño, hasta los pequeños dispositivos insertables que nos permiten incluso la interrogación del mismo desde el domicilio del paciente, han transcurrido varias décadas. (figura 1).

Con la lectura de este capítulo se pretende también que el lector conozca el código de las *cinco letras*; código creado para utilizar un lenguaje común cuando queremos denominar un marcapasos, atendiendo tanto a la manera que tiene de comportarse ante los estímulos eléctricos, como a las múltiples posibilidades de programación.



Figura 1. Marcapasos portátil (Curso práctico intensivo de estimulación cardiaca. Dr. Fco. Javier Tejada. SES).

Evolución histórica

El concepto de estimulación cardiaca² y su evolución está íntimamente relacionado, tanto con la medicina, como con la ingeniería electrónica.

Se le atribuye al cardiólogo americano Albert S. Hyman tanto el término marcapasos, como la autoría del primer marcapasos portátil de la historia, allá por el

año 1930. Este “artilugio” portátil de 7 kilos de peso aproximadamente, estimulaba el corazón a través de un electrodo situado en la aurícula derecha a la que se accedía a través del tórax del paciente.

En 1952, Paul M. Zoll publicó, por primera vez, acerca de la estimulación eléctrica transtorácica externa, aplicando unos electrodos sobre la pared torácica del paciente.

Fue en 1958 cuando Rune Elmqvist y Åke Senning, desarrollaron y colocaron el primer marcapasos insertable, diseñado por la compañía Siemens-Elema AB, Solna (Suecia), que estaba dotado de una batería en miniatura para esa época, que se recargaba desde el exterior (figura 2). De este avance se benefició un ingeniero sueco de 40 años de edad, llamado Arne Arson, que se convirtió en la prueba más fehaciente de la evolución de los marcapasos, ya que, desde que recibiese este primer marcapasos implantable hasta su muerte, se le implantaron 22 modelos diferentes, cada uno de ellos más avanzado que el anterior.



Figura 2. Primer marcapasos insertable (Curso práctico intensivo de estimulación cardiaca. Dr. Fco. Javier Tejada. SES).

A partir de este momento y gracias al avance de la ingeniería, la estimulación cardiaca permanente ha experimentado un amplio crecimiento, en un principio se trataba de *dispositivos a ritmo fijo*, es decir, producían unos 70 impulsos fijos que se conducían al corazón a través de un electrodo y que cumplían bien su función cuando el ritmo era completamente ausente, pero si existía ritmo propio en el paciente, se producía interacción entre ambos. De ahí el siguiente paso, la construcción de un marcapasos que permitiera conservar el ritmo cardiaco del paciente, se trataba del *marcapasos a demanda*, un sistema de estimulación con escucha de la señal eléctrica intracavitaria, que dejaba atrás la estimulación sorda a los impulsos eléctricos cardiacos.

Más tarde, aparecerían los *dispositivos bicamerales* que, unido a la gran mejora en las baterías, permitió incorporar herramientas de diagnóstico en los dispositivos, una función Holter con electrocardiogramas archivados en los marcapasos de gran utilidad.

La evolución tecnológica de los marcapasos no se ha detenido nunca, así, en la actualidad nos encontramos con otro campo de expansión, se trata de la mejora en el seguimiento remoto por telemetría de estos dispositivos desde los domicilios de los portadores.³

En la actualidad, los marcapasos son unos dispositivos implantables, de tamaño aproximado al de una caja de cerillas, con funciones tanto diagnósticas como terapéuticas y con una gran complejidad técnica (figura 3).



Figura 3. Marcapasos actual.

Componentes de un marcapasos

Básicamente, un marcapasos³⁻⁷ es una fuente de energía que suministra un impulso eléctrico a través de unos electrodos en contacto con el corazón. Podemos dividir en cinco los componentes de un marcapasos: 1) fuente de energía; 2) circuito electrónico; 3) circuito lógico; 4) carcasa, y 5) cables- electrodos.

Fuente de energía

Diferentes tipos de baterías o generadores se han empleado como sistema de energía de los marcapasos. En el pasado las baterías más empleadas fueron de mercurio-zinc y de níquel-cadmio, hoy en día, las más utilizadas son las baterías de litio y yoduro de litio, elementos con capacidad de producir una elevada cantidad de electrones por unidad de masa. Estas pilas, introducidas a principios de 1970, tienen menor densidad de energía y mínimas pérdidas internas, lo que elevó su longevidad hasta aproximadamente diez años, además tienen un comportamiento de descarga progresivo y predecible. Están incorporadas a una carcasa herméticamente sellada de titanio, pesan alrededor de 35 a 50 gramos y, generalmente, tienen un diámetro no superior a 50 milímetros y un grosor de 6 milímetros.

Circuito electrónico

Esta energía suministrada, ha de ser transformada a través de un circuito de programación y un circuito de salida, que hacen que la estimulación salga con una frecuencia, una amplitud y una duración o anchura determinada.

Circuito de salida

La pieza fundamental de este circuito es el “crono o temporizador”. Se trata de un contador de tiempo cuya misión es regular los impulsos del marcapasos,

de tal forma que, si no existe ritmo cardiaco intrínseco, el crono, tras consumir un tiempo fijado, provoca una descarga y un impulso eléctrico de duración y amplitud establecidas, la cadencia de los impulsos marca la frecuencia del marcapasos. Si éste fuera el único circuito existente en el marcapasos tendríamos un marcapasos asincrónico o de frecuencia fija incapaz de detectar el ritmo cardiaco intrínseco del paciente.

Circuito de detección

La incorporación del circuito de detección permite, a través de los electrodos, la detección de la actividad eléctrica intrínseca, dando lugar a los sistemas de estimulación a demanda y secuenciales, de tal forma que, si se detecta actividad, no se emite impulso alguno, el temporizador vuelve a la posición base y, hasta que no desaparezca la actividad, no se vuelve a emitir un impulso eléctrico nuevo. Es fundamental una correcta programación de la sensibilidad en ambas cámaras, para que el dispositivo sea capaz de detectar correctamente ondas "P" o complejos "QRS" en aurícula o ventrículo, respectivamente, mediante una correcta medición de umbral de detección que nos permita establecer cuál es el mínimo de sensibilidad, es decir, en qué nivel el marcapasos deja de detectar dichos complejos y pasa a estimular.

Circuito lógico del marcapasos

Los marcapasos actuales contienen microprocesadores que aportan mejoras de los circuitos, reducen el consumo de energía, mejoran la función de detección y filtrado de interferencias y permiten la programación externa o automática de multitud de parámetros y algoritmos.

Aparte del microprocesador, también se incluye dentro del circuito lógico la memoria ROM (programa permanente del marcapasos, no se puede modificar desde el exterior) y la memoria RAM (responsable de guardar todos los parámetros y datos interrogados a través de la telemetría, así como todos los datos programables desde el exterior; esta memoria es diferente en los distintos marcapasos, según modelos y características de los mismos).

Carcasa

Recubre todos los componentes citados anteriormente y los protege de la humedad, así mismo, se comporta como aislante eléctrico y en los sistemas unipolares actúa también como electrodo indiferente. En ella distinguimos la caja y el cabezal.

- *Caja*: Debe ser de material biocompatible, generalmente de titanio.
- *Cabezal o conector*: Elaborado con silicona o poliuretano, en él encontramos las conexiones y tornillos para los electrodos.

Las formas y tamaños de las carcasas varían dependiendo de los diferentes modelos y casas comerciales, pero todas ellas, han de poseer sus cantos redondeados, de tal forma que no favorezcan la protusión o salida del marcapasos a través de la piel.

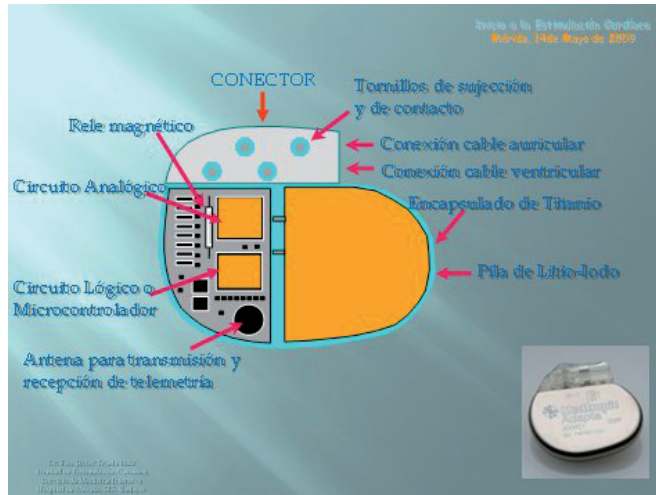


Figura 4. Fotografía de carcasa y descripción de componentes (Curso práctico intensivo de estimulación cardíaca. Dr. Fco. Javier Tejada. SES).

Cables del marcapasos

Es la vía de estimulación y detección de la actividad eléctrica entre el generador y el corazón, formados por un filamento metálico recubierto por un aislante apropiado, generalmente de silicona, y un electrodo en su punta que está en contacto con el miocardio (figura 5).

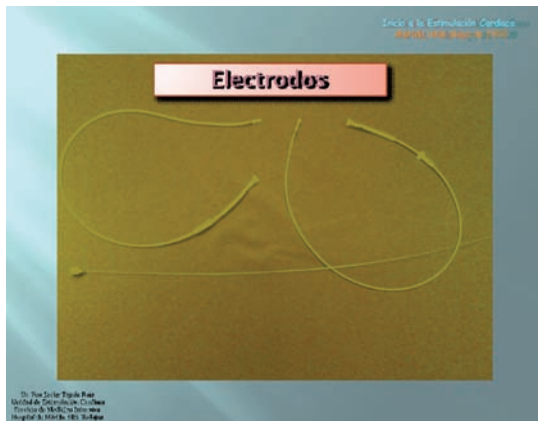


Figura 5. Cables y guía metálica (Curso práctico intensivo de estimulación cardíaca. Dr. Fco. Javier Tejada. SES).

Partes de un cable electrodo.⁸

En el cable electrodo se pueden diferenciar (figura 6):

- conector
- conductor
- aislante
- electrodo o cátodo.

- a) *Conector*: Responsable de la conexión entre la sonda y el generador; en la actualidad se utiliza una conexión estándar denominada IS-1 (3,2 mm).
- b) *Conductor*: Se trata de un alambre de tipo multifilamento, enrollado en forma helicoidal y que se extiende desde el conector hasta el electrodo. Es hueco en su interior para poder introducir a través del mismo una guía metálica que facilite su colocación durante el implante.
- c) *Aislante*: El conductor debe estar cubierto por un material aislante que no ocasiona reacción tisular ni necrosis: goma de silicona.

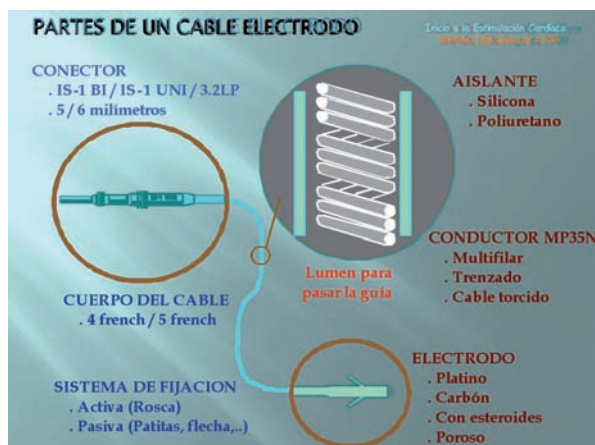


Figura 6. Partes de un cable electrodo (Curso práctico intensivo de estimulación cardiaca. Dr. Fco. Javier Tejada. SES).

- d) *Electrodo o cátodo*: Parte final del cable compuesto por platino-iridio, acero o fibra de carbono. Es el encargado de establecer contacto eléctrico con el corazón. La cantidad de energía necesaria para estimular el corazón está relacionada con el área superficial del cátodo, actualmente se utilizan electrodos con áreas de 6-12 mm², esta superficie está cubierta por unos poros microscópicos que facilitan que en su interior crezca tejido, favoreciendo así su fijación, además, algunos tipos de electrodos liberan dexametasona, que reduce la reacción tisular local y, por tanto, el umbral de estimulación.

Sistemas de fijación y clasificación de los electrodos:

Los electrodos han de estar fijados al endocardio de una manera segura, que nos garantice su resistencia a los movimientos mecánicos a los que están expuestos; se pretende con ello, la estabilidad de los mismos a lo largo de la vida y conseguir una estimulación eficaz con un umbral bajo (figura 7).

Fijación pasiva: Los cables poseen en sus extremos unas "púas, pestañas o aletas" de silicona que son las que se entrelazan en las trabéculas del endocardio. Con los días, alrededor del cable se forma una capa de tejido fibroso que favorece el anclaje del mismo.

Fijación activa: Mediante un sistema de hélices, generalmente retráctiles, que pueden atornillarse en el endocardio.

Electrodo unipolar: Posee un solo polo de estimulación, el otro polo es la carcasa del propio marcapasos.

Electrodo bipolar: Formado por dos polos de estimulación y detección, uno distal, situado al final del cable, y otro proximal, situado a 1-3 cms del primero.

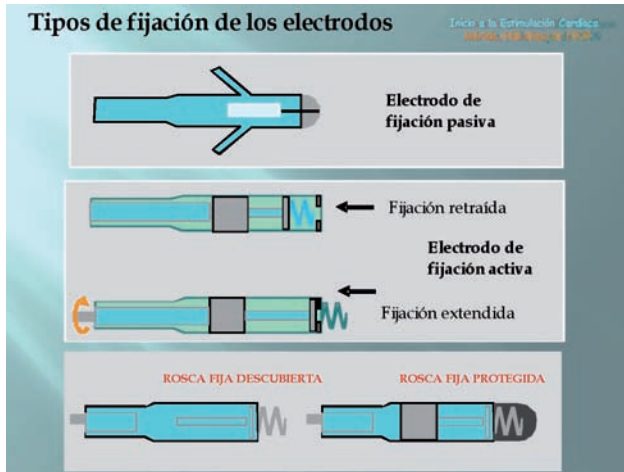


Figura 7. Diferentes modos de fijación de electrodos (Curso práctico intensivo de estimulación cardíaca. Dr. Fco. Javier Tejada. SES).

Código de las cinco letras

El avance tecnológico, descrito en apartados anteriores, crea la necesidad de introducir un código universal de comunicación, que nos permita conocer de una manera sencilla, qué tipo de marcapasos⁹ lleva implantado el paciente, atendiendo al modo de estimulación y programación. En la actualidad y tras sufrir una serie de cambios sujetos a la evolución de los dispositivos, se emplea el código vigente desde 2002 de la NASPE/BPEG (*North American Society of Pacing and Electrophysiology/British Pacing and Electrophysiology Group*), que está formado por cinco letras (tabla 1):

- 1.ª letra. Con ella designamos la **cámara estimulada**: O = ninguna, A = aurícula, V = ventrículo, D = ambas.
- 2.ª letra. Se refiere a la **cámara detectada** o sensada, es decir, cámara donde se produce la detección de la actividad eléctrica: O = ninguna, A = aurícula, V = ventrículo, D = ambas.
- 3.ª letra. Tipo de **respuesta del generador a la actividad eléctrica detectada**: O = ninguna, I = inhibida, T = *triggered* (disparado), D = dual (T + I). Así, por ejemplo, utilizaríamos las siglas **VVI** para hablar de un marcapasos ventricular a demanda, es decir, estimula en ventrículo, detecta en ventrículo e inhibe la generación de impulsos si hay actividad ventricular intrínseca.
- 4.ª letra. Nos indica si el generador posee la función de ser autorregulable en frecuencia, es decir, si posee un **biosensor** que regula la frecuencia de estimu-

lación entre el límite inferior y superior de frecuencia, que programemos según parámetros fisiológicos del paciente, como son la actividad física o la respiración. O = no la posee, R = si la posee.

- 5.ª letra. Indica si existe **estimulación en más de un sitio** en la aurícula, en el ventrículo o en ambas. O = ninguna, A = la aurícula es estimulada en más de un sitio, V = el ventrículo es estimulado en más de un sitio, D = tanto la aurícula como el ventrículo son estimulados en más de un sitio.

Si hablamos de un marcapasos **DDDRV** estaríamos refiriéndonos a, un marcapasos que estimula en ambas cámaras (A+V), detecta ambas cámaras (A+V), con posibilidad de inhibirse o de disparar según detecte actividad intrínseca o no, con biosensor, y con estimulación biventricular.

Tabla 1. Código de las cinco letras de la NASPE/BPEG revisado.

1ª letra	2ª letra	3ª letra	4ª letra	5ª letra
cámara estimulada	cámara detectada	respuesta a la detección	biosensor	estimulación multisitio
O = ninguna	O = ninguna	O = ninguna	O = sin biosensor	O = ninguna
A = aurícula	A = aurícula	T = disparo	R = con biosensor	A = aurícula
V = ventrículo	V = ventrículo	I = inhibido		V = ventrículo
D = ambas (A+V)	D = ambas (A+V)	D = dual T+I		D = ambas (A+V)

Bibliografía

- De Teresa Galván E, Burgos J. Historia de la estimulación eléctrica cardiaca. En: De Teresa Galván E, Castro Beiras A (eds.). Marcapasos. Manual para el cardiólogo clínico. 2.ª edición. Granada: Comunicación Estudios y Congresos (CEC); 2007: 19-28.
- Barrera A, Peña JL, Alzuela J. Consideraciones generales sobre la estimulación cardiaca permanente. En: De Teresa Galván E, Castro Beiras A (eds.). Marcapasos. Manual para el cardiólogo clínico. 2.ª edición. Granada: Comunicación Estudios y Congresos (CEC); 2007: 29-39.
- Hernández Madrid A, González Ferrer E, Matía Francés R, Jiménez Nacer JJ, Mejías Alcalde MA, López MG, Moro Serrano C. Presente y futuro de la monitorización remota de los marcapasos. En: Mont i Girbau L, Martínez-Ferrer J (eds.). Avances recientes en estimulación cardiaca. 1.ª edición. Barcelona: ICG Marge; 2009: 137-152.
- Tejada Ruiz FJ (ed.). Curso práctico intensivo de estimulación cardiaca (Grupo extremeño de docencia especializado. Servicio de Medicina Intensiva. Hospital de Mérida). Mérida: Servicio Extremeño de Salud; 2008.
- Wandelmer I, Carrero D. Electrodo en estimulación cardiaca permanente: Nuevos desarrollos. En: De Teresa Galván E, Castro Beiras A (eds.). Marcapasos. Manual para el cardiólogo clínico. 2.ª edición. Granada: Comunicación Estudios y Congresos (CEC); 2007: 147-164.
- Bennett DH Estimulación cardiaca permanente en las bradicardias. En: Bennett DH. Arritmias cardiacas. Claves prácticas para su interpretación y tratamiento. 7.ª edición. Barcelona: J&C Ediciones Médicas; 2008: 236-279.
- Mañé Jaumira J. Ingeniería del marcapasos. En: García Urrea F, Porres Aracama JM (eds.). Práctica clínica en electrofisiología, marcapasos definitivo y desfibrilador automático. 2.ª edición. San Sebastián: Edición de los autores (Imprenta Ceregui); 2005: 39-54.
- Arias Novas O. Ingeniería del electrodo. En: García Urrea F, Porres Aracama JM (eds.). Práctica clínica en electrofisiología, marcapasos definitivo y desfibrilador automático. 2.ª edición. San Sebastián: Edición de los autores (Imprenta Ceregui); 2005: 55-69.
- García Urrea F. Tipos y modo de marcapasos. En: García Urrea F, Porres Aracama JM (eds.). Práctica clínica en electrofisiología, marcapasos definitivo y desfibrilador automático. 2.ª edición. San Sebastián: Edición de los autores (Imprenta Ceregui); 2005: 81-94.

TEMA 8

Estimulación cardíaca mediante marcapasos

NATIVIDAD CRESPO CARAZO

Modos de estimulación por patologías.

El objetivo de la estimulación cardíaca permanente, no es sólo evitar la muerte por asistolia, sino mejorar la calidad de vida del paciente, eliminando los síntomas, manteniendo una estimulación lo más fisiológica posible, optimizando su función hemodinámica y adaptando la frecuencia cardíaca a las necesidades metabólicas del paciente.

Una vez que al paciente se le ha indicado la necesidad de implantación de un marcapasos definitivo, según criterios de las “guías clínicas de estimulación cardíaca” vigentes, se debe seleccionar el modo de estimulación más adecuado teniendo en cuenta una serie de factores:¹

- Tipo de trastorno de conducción que presenta el paciente.
- Presencia o no de patología cardíaca asociada que pueda influir en la función hemodinámica del mismo.
- Enfermedades concomitantes no cardíacas y grado de severidad.
- Fármacos asociados imprescindibles que depriman el automatismo.
- Edad y capacidad funcional.
- Respuesta cronotrópica al ejercicio.
- Presencia de taquiarritmias paroxísticas.
- Presencia de conducción retrógrada detectada durante el implante o en estudio electrofisiológico previo.

Si el paciente tiene una disfunción del nodo sinusal, sin ningún otro tipo de trastorno de conducción a nivel del nodo auriculoventricular o niveles inferiores del sistema específico de conducción, se le debe implantar un marcapasos unicameral AAI (figura 1).



Figura 1. Marcapasos AAI. Tira de ritmo con estimulación auricular continua.

Este modo de estimulación generalmente lleva incorporado un sensor de detección de demanda metabólica, bien sea física o fisiológica, respondiendo con adaptación de la frecuencia de estimulación a dicha demanda. Así, si el paciente

tiene incompetencia cronotropa y, como consecuencia, tiene disnea de esfuerzo, se debe activar dicho sensor para aumentar la frecuencia cardiaca y, de este modo, contribuir al incremento del gasto cardiaco. Entonces, el modo de estimulación se convertirá en AAIR.

Si el paciente tiene un trastorno de conducción a nivel del nodo auriculoventricular o niveles inferiores, pero conserva intacta la función sinusal, se le debe implantar un marcapasos bicameral DDD (figura 2) o VDD (figura 3) para mantener la sincronía auriculoventricular.

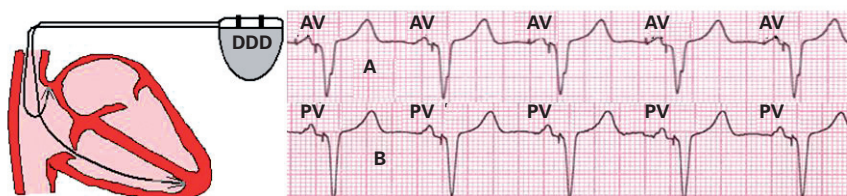


Figura 2. Marcapasos DDD. Tira de ritmo A: Estimula en aurícula y en ventrículo. Tira de ritmo B: Detecta en aurícula y estimula en ventrículo.

El modo de estimulación DDD debe disponer de un electrodo en aurícula y otro en ventrículo. A través del electrodo auricular, además de detectar la función sinusal, también se puede estimular en un futuro si fuera necesario.

En pacientes que presentan disfunción sinusal y trastornos de conducción auriculoventricular, se les debe implantar un marcapasos DDDR, es decir, un marcapasos DDD que lleve incorporado un sensor de autorregulación de frecuencia en relación con las necesidades metabólicas.

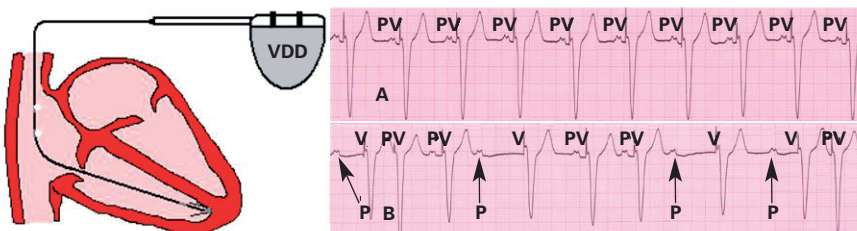


Figura 3. Marcapasos VDD. Tira de ritmo A: Detecta aurícula y estimula en ventrículo correctamente. Tira de ritmo B: Detecta en aurícula y estimula en ventrículo algunos latidos (PV). El resto no detecta las ondas P (flecha) y estimula en ventrículo (V) a la frecuencia basal programada; en este caso a 50 lpm.

El modo de estimulación VDD sólo dispone de un electrodo ventricular único, que incorpora dos polos flotantes a nivel auricular para detección de actividad auricular exclusivamente (figura 3.A). No se puede estimular a través de ellos. La detección del electrograma auricular suele ser de menor amplitud, debido a la mayor distancia de los polos flotantes con relación a la pared de la aurícula.³ Además, la detección está afectada por la propia sístole mecánica auri-

cular y por los cambios posturales del paciente. Debido a ello, en ocasiones podemos observar fallos en la detección auricular, comportándose el marcapasos funcionalmente como VVI (figura 3.B) La única ventaja, en comparación con el modo de estimulación DDD, es que sólo incorpora un electrodo en lugar de dos en el sistema de estimulación.

Los marcapasos bicamerales que mantienen una sincronía auriculoventricular con un intervalo fisiológico han demostrado que incrementan el gasto cardíaco. El intervalo AV fisiológico no es constante, sino que varía en relación a la frecuencia cardíaca del individuo. Por ello, los marcapasos bicamerales actuales incorporan la posibilidad de acortar automáticamente el intervalo AV, en función del incremento de la frecuencia cardíaca, con el objetivo de mejorar la función hemodinámica del paciente. A este intervalo se le conoce como intervalo AV dinámico.

Si el paciente tiene como ritmo de base una fibrilación auricular o *flutter* auricular crónico con bloqueo a nivel del nodo auriculoventricular se le debe implantar un marcapasos unicameral VVI (figura 4). Si precisa sensor de frecuencia adaptativa, el modo de estimulación será VVIR.

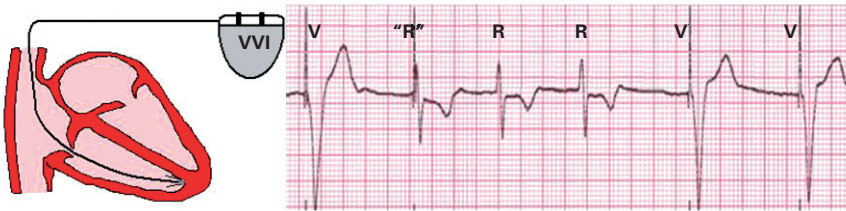


Figura 4. Marcapasos VVI. Los QRS marcados con V son estimulados. Los QRS marcados con R son detectados. El QRS marcado con "R" es un latido de pseudofusión (sale la espícula, pero el ventrículo es despolarizado por el sistema específico de conducción del corazón, antes que por el estímulo del marcapasos).

Si al paciente se le ha indicado implantación de un marcapasos por hipersensibilidad del seno carotídeo o por síncope neurocardiogénico se le debe implantar un marcapasos bicameral DDD. Es recomendable que este marcapasos lleve incorporado un algoritmo de respuesta súbita y rápida en frecuencia cuando detecte caída brusca de la frecuencia cardíaca, tanto en el síncope neurocardiogénico como en la hipersensibilidad del seno carotídeo. En ambos casos, la caída brusca de la frecuencia cardíaca suele ir acompañada de una respuesta vasodilatadora con caída de la tensión arterial, más o menos brusca dependiendo de la manifestación del componente vasodepresor. El marcapasos responde con un aumento súbito y significativo de la frecuencia cardíaca, según programación previa, para intentar compensar la caída del gasto cardíaco. Se puede programar el tiempo de mantenimiento de la frecuencia rápida y el decremento progresivo de la misma, hasta alcanzar la frecuencia basal programada o la intrínseca del paciente si la hubiera.

Como resumen de este apartado, en las tablas 1 y 2 se reflejan los algoritmos de selección del modo de estimulación, según el trastorno de conducción que presente el paciente.²

Tabla 1. Algoritmo de selección del modo de estimulación en el bloqueo aurículo-ventricular.

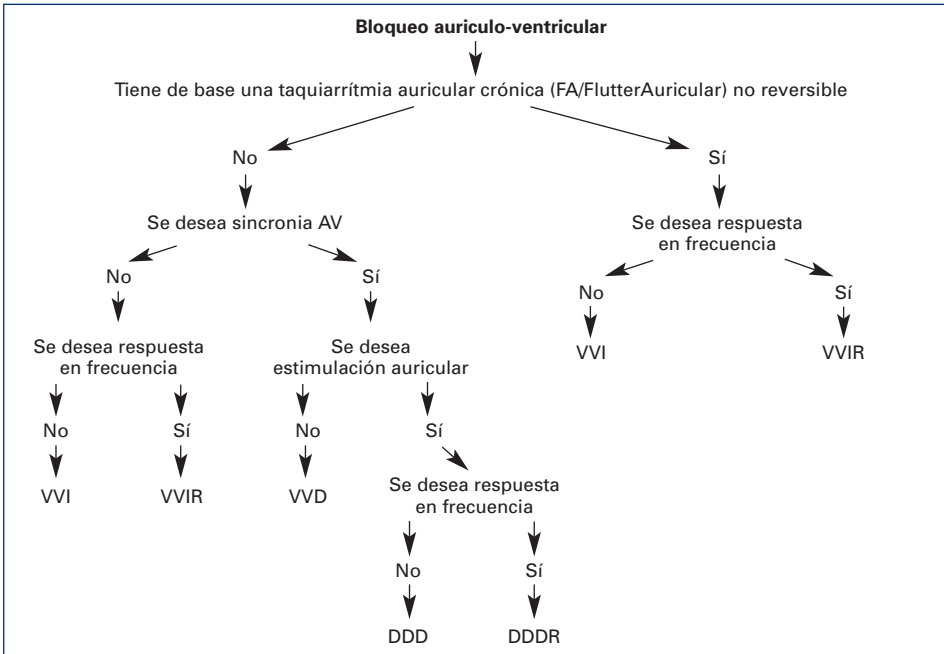
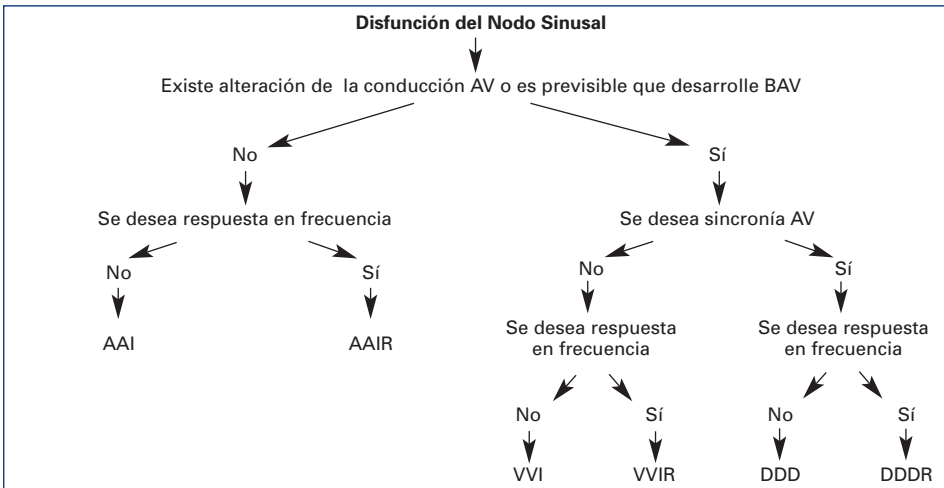


Tabla 2. Algoritmo de selección del modo de estimulación en la disfunción del nodo sinusal.



Funciones automáticas de los marcapasos

En los últimos años se ha desarrollado un importante número de algoritmos automáticos que actúan sobre los parámetros básicos del marcapasos para asegurar un mejor funcionamiento del mismo, promoviendo una estimulación lo más

fisiológica posible y evitando la estimulación innecesaria en ápex de ventrículo derecho.⁴ También se ha conseguido que los seguimientos sean más rápidos y seguros, a pesar de toda la información diagnóstica y parámetros que se deben valorar.

Analizaremos los automatismos más importantes en relación con los parámetros básicos.

Frecuencia de estimulación

La frecuencia de estimulación es el intervalo de tiempo que debe transcurrir entre dos estímulos consecutivos del marcapasos y está interrelacionada por la siguiente fórmula: intervalo de tiempo = $60.000/\text{frecuencia de estimulación}$.

Podemos actuar sobre este intervalo, bien acortándolo, para generar estímulos a una frecuencia más alta o, por el contrario, alargándolo, para favorecer el ritmo intrínseco del paciente. En determinadas ocasiones, como puede ser durante el sueño o reposo, también podemos alargar dicho intervalo para estimular a una frecuencia inferior a la basal programada.

Si se pretende preservar en lo posible el ritmo intrínseco del paciente se debe activar el parámetro automático de histéresis de frecuencia. En varios estudios se ha comprobado que la estimulación en ápex de ventrículo derecho de forma prolongada, acaba desarrollando disfunción ventricular izquierda en un número importante de pacientes.⁶ Por ello, siempre que sea posible, se activará este parámetro. La histéresis de frecuencia permite la detección de ritmo intrínseco por debajo de la frecuencia de estimulación basal hasta el valor de frecuencia de histéresis programada. Así, si un paciente tiene un marcapasos VVI con frecuencia de estimulación basal programada a 70 lpm y frecuencia de histéresis programada a 50 lpm, el marcapasos permitirá detectar ritmo propio hasta 50 lpm, pero cuando baje de esta frecuencia estimulará a la frecuencia basal programada, es decir, a 70 lpm (figura 5).



Figura 5. Marcapasos VVI programado a 70 lpm de frecuencia basal (línea azul) con frecuencia de histéresis programada a 50 lpm (línea roja). Cuando el ritmo propio está por encima de 50 lpm, como ocurre durante los cuatro primeros latidos, el marcapasos se inhibe y cuando baja por debajo de 50 lpm, el marcapasos estimula a 70 lpm. El 9.º complejo es un latido de fusión.

Si queremos aumentar la frecuencia de estimulación de forma automática debemos activar el sensor de adaptación de frecuencia cardíaca. El dispositivo actúa detectando un parámetro, que puede ser fisiológico o no, respondiendo con aumento de frecuencia según los parámetros programados (figura 6).

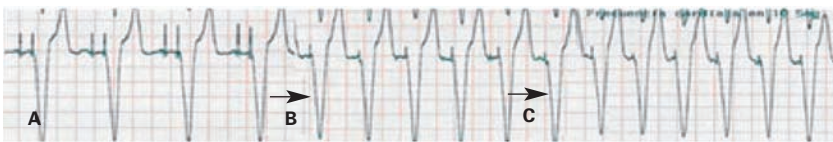


Figura 6. Estas tres tiras de ritmo corresponden a un marcapasos DDD con frecuencia regulada por sensor de actividad. La frecuencia parte de 75 lpm llegando a 140 lpm.

Se activa en aquellos pacientes que necesitan aumentar el gasto cardiaco en relación con sus necesidades metabólicas. Partiendo de que el nodo sinusal es el sensor más fisiológico, todos los sensores automáticos que hay en el mercado intentan imitarlo.⁵

Los sensores más utilizados son de actividad, volumen minuto respiratorio, intervalo QT y contractilidad miocárdica. Los que mejor se ajustan a las necesidades metabólicas son aquellos que incluyen doble sensor, por ejemplo, actividad más volumen minuto.

Cambio automático de modo de estimulación

Este parámetro está disponible en marcapasos bicamerales DDD y VDD. Sirve para prevenir frecuencias ventriculares rápidas ante la aparición de una taquiarritmia auricular, por ejemplo, en el caso de entrada en fibrilación auricular o *flutter* auricular. El marcapasos pasará a estimular en modo DDI, DDIR, VDI o VDIR. Es decir, estimulará en ventrículo, detectará en ambas cámaras y se inhibirá ante ritmo detectado en aurícula y ventrículo, sin estimular el ventrículo a la frecuencia auricular detectada. Si la arritmia desaparece, el marcapasos cambiará de nuevo al modo inicial programado bien sea DDD, DDDR o VDD (figura 7).

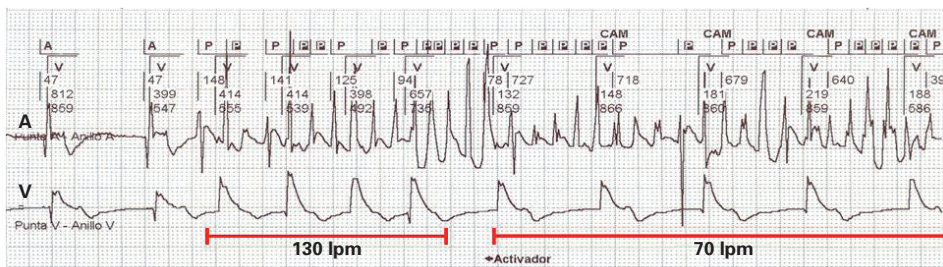


Figura 7. A = registro intracavitario auricular. V = registro intracavitario ventricular. P = actividad auricular detectada. CAM = cambio automático de modo.

El 1.º y 2.º latidos son estimulados en aurícula y en ventrículo en modo DDD; después entra en fibrilación auricular con detección de ondas P a alta frecuencia en el canal auricular, seguidas en el ventrículo hasta 130 lpm, que es la frecuencia máxima de seguimiento programada. A partir de la flecha que pone "activador" cambia a modo de estimulación VDI, detectando la actividad auricular, pero sin seguirla y estimulando en ventrículo a la frecuencia basal programada, que es 70 lpm.

Ajuste automático de la amplitud de impulso y de la detección de la señal

En la actualidad, prácticamente todas las compañías han incorporado a sus dispositivos la función de ajuste automático de la amplitud del impulso.⁷ Para ello, es necesario que el dispositivo detecte una buena señal de respuesta evocada de la despolarización miocárdica tras el impulso eléctrico. Hay dispositivos que hacen el autoajuste latido a latido, lo que permite asegurar siempre la captura. Estimulan con un voltaje de salida 0,25-0,30 voltios por encima del umbral de estimulación y, si en un determinado momento hay ausencia de respuesta evocada, lo que equivale a fallo de captura, lanzan inmediatamente un impulso de seguridad a máxima energía durante dos latidos y, después, van aumentando en pasos

de 0,25 voltios el voltaje de salida previo hasta asegurar captura estable. Además, cada cierto tiempo hacen un *test* automático de umbral de captura. El principal objetivo de la autocaptura es asegurar la estimulación del paciente, sobre todo, ante inesperadas subidas de umbral (figura 8). Otras ventajas son el ahorro de energía y la rapidez en el seguimiento del paciente.

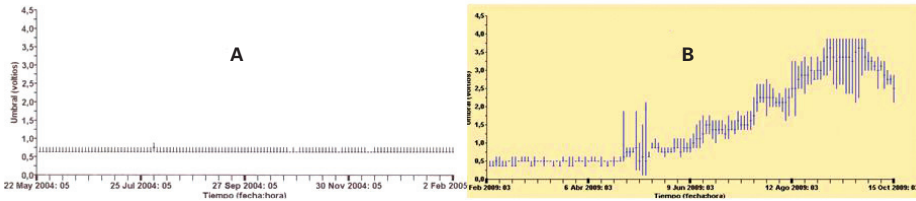


Figura 8. A: curva de autocaptura estable entre 0,625 y 0,75 voltios. B: curva de autocaptura inestable entre 0,37 y 3,75 voltios, pero con seguridad en la estimulación.

Otros dispositivos realizan de forma periódica, generalmente diaria, el umbral de estimulación y ajustan el voltaje de estimulación con un margen de seguridad elegible entre 1,5 o 2 veces el valor umbral, y siempre con un mínimo predeterminado.

Algunas compañías han incorporado también el ajuste automático de detección de la señal intrínseca, tanto en la cámara auricular como en la ventricular, previniendo así posibles sobredetecciones o infradetecciones de la señal propia.

Detección y terminación automática de las taquicardias mediadas por marcapasos

Este tipo de taquicardias se comportan como taquicardias por reentrada, utilizando el marcapasos como vía anterógrada y el nodo aurículo-ventricular como vía retrógrada. Es necesario que el marcapasos sea bicameral DDD o VDD. Son varias las causas que pueden originarla: extrasístole ventricular, sobredetección o infradetección auricular, fallo de captura auricular, intervalo AV/PV muy prolongado. En el caso de extrasístoles ventriculares, los marcapasos incorporan dos algoritmos distintos de prevención. Uno de ellos consiste en prolongar el periodo refractario auricular postventricular, para que la onda P retrógrada caiga en ese periodo y no sea detectada. El segundo consiste en estimular en modo DDI el siguiente latido tras la extrasístole.

Si la taquicardia se instaura por alguna de las causas mencionadas, el marcapasos, en primer lugar, confirmará durante un número determinado de latidos consecutivos que realmente se trata de una taquicardia de asa cerrada, y no de una taquicardia fisiológica. Después, intentará cortarla mediante uno de los algoritmos siguientes que tenga previamente programados:

- Alargando el periodo refractario auricular postventricular del último latido de la fase de detección de la taquicardia. Si no se corta, vuelve a alargarlo tras un número determinado de latidos (figura 9.A).
- Ignorando cada enésima onda P detectada de la taquicardia y, por consiguiente, anulando la salida ventricular correspondiente, liberando acto seguido, un estímulo auricular y ventricular. Después se restablecerá el ritmo de estimulación programado (figura 9.B).



Figura 9. A: La actividad auricular señalada con la flecha cae dentro del periodo refractario alargado según el algoritmo programado, por tanto, no es detectada ni seguida por el ventrículo. B: La onda P señalada con la flecha es detectada, pero ignorada y no seguida por el ventrículo, según algoritmo programado, y después se libera una estimulación en aurícula y ventrículo (AV). Después, se restablece la estimulación programada.

Cambio automático de modo de estimulación AAI a DDD y viceversa

Como se ha dicho anteriormente, la máxima de la estimulación cardiaca es estimular lo mínimo imprescindible en ápex de ventrículo derecho. Para ello, todas las compañías han desarrollado en los últimos años una serie de algoritmos encaminados a tal fin. Unas, lo que hacen básicamente es alargar el intervalo AV/PV cada cierto tiempo en busca de ritmo intrínseco. Si se detecta ritmo propio, se mantiene dicho intervalo prolongado, según programación previa, hasta que deje de detectarlo. Este algoritmo se conoce como búsqueda de la conducción intrínseca o histéresis del intervalo AV. Si no se detecta ritmo intrínseco, el marcapasos estimulará con el intervalo AV/PV basal programado.⁸

Otras compañías estimulan en AAI mientras se mantiene la conducción normal a través del nodo aurículo-ventricular y, cuando ésta falla, según los algoritmos que tenga programados, cambia a modo de estimulación DDD (figura 10).

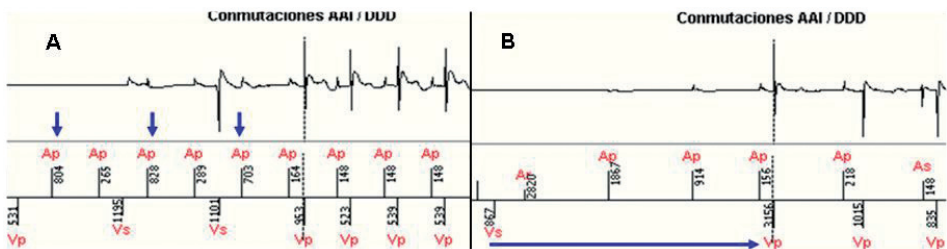


Figura 10. A: Tras tres ondas P bloqueadas de forma intermitente (flecha), el marcapasos cambia de AAI a DDD. B: tras una pausa ventricular de 3 segundos (flecha), debida a bloqueo de tres ondas P consecutivas, el marcapasos cambia de AAI a DDD.

De la misma manera, si recupera la conducción fisiológica normal vuelve a cambiar a modo de estimulación AAI.

La figura 11 muestra la programación de un marcapasos con todos los parámetros autoajustables activados, indicados por la doble flecha.

Modos/Frecuencia		Cable auricular		Cable ventricular	
Modo	AAIR<=>DDDR	Amplitud	1.500 V	Amplitud	2.000 V
Cambio modo...	175 min ⁻¹	Duración imp.	0.40 ms	Duración imp.	0.40 ms
Frec. mínima	60 min ⁻¹	Sensibilidad...	0.50 mV	Sensibilidad...	5.60 mV
Frec. máx. seguim.	130 min ⁻¹	Polar. estim...	Bipolar	Polar. estim...	Bipolar
Frec. máx. sensor	130 min ⁻¹	Polar. detecc...	Bipolar	Polar. detecc...	Bipolar
<input checked="" type="checkbox"/> Respuesta en frecuencia...	<input checked="" type="checkbox"/>	Captura...	Auto-ajust.	Captura...	Auto-ajust.
Intrínseca/AV		Refractario/Cegamiento		Adicional/Intervenciones	
Activación intrínseca...		PVARP...	Automática	Funciones adicionales...	
AV estimulado...	150 ms	PVAB	180 ms	Intervenciones...	
AV detectado...	120 ms				

Figura 11. Marcapasos AAI con cambio de modo de estimulación a DDD y viceversa, con todos los parámetros autoajustables activados.

Calidad de vida de los pacientes portadores de marcapasos

Después de numerosos estudios realizados en los últimos años,^{9,10} donde básicamente se pretendía valorar el mejor modo de estimulación para cada grupo de pacientes, parece que lo fundamental es evitar la estimulación innecesaria en ápex de ventrículo derecho. Se ha demostrado que esta estimulación, sobre todo en pacientes que presentan cualquier grado de disfunción ventricular, produce una secuencia de activación anormal que provoca asincronía interventricular, insuficiencia mitral con mayor incidencia de fibrilación auricular, empeoramiento de la función ventricular izquierda y del estado funcional y un incremento de la mortalidad. De ahí que, en los últimos años, se hayan desarrollado algoritmos encaminados a preservar, en lo posible, el ritmo intrínseco ventricular, como hemos descrito anteriormente.

Existen otras alternativas a la estimulación en ápex de ventrículo derecho, que hacen que la activación ventricular sea más fisiológica.¹¹ Éstas son: estimulación en tracto de salida de ventrículo derecho, estimulación en el haz de His y estimulación aislada en ventrículo izquierdo. Aunque algunas ya están en desarrollo, aún no se han generalizado, debido a una mayor dificultad en la localización del lugar anatómico adecuado.

Podríamos concluir que la calidad de vida del paciente depende de una adecuada selección del modo de estimulación y de una programación del marcapasos personalizada, encaminada a una estimulación lo más fisiológica posible.

Bibliografía

1. Barrera A, Peña JL, Alzueta J. Consideraciones generales sobre la estimulación cardíaca permanente. En: De Teresa Galván E, Castro Beiras A (eds.). Marcapasos. Manual para el cardiólogo clínico. 2.ª edición. Granada: Comunicación Estudios y Congresos (CEC); 2007: 29-41.
2. Epstein AE, DiMarco JP, Ellenbogen KA, Estes NAM, Freedman RA, Gettes LS, Gillinov AM, Gregoratos G, Hammill SC, Hayes DL, Hlatky MA, Newby LK, Page RL, Schoenfeld MH, Silka

- MJ, Stevenson LW, Sweeney MO. ACC/AHA/HRS 2008. Guidelines for Device-Based Therapy of Cardiac Rhythm Abnormalities: Executive Summary. *Circulation*. 2008;117(21):2820-2840. Disponible en: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/117/21/2820> Consulta: 15 abril 2010.
3. Ledesma García C, García Calabozo R, Pastor Fuentes A. Selección del modo de estimulación en las bradiarritmias. Controversias sobre la indicación del modo AAI o el modo DDD en la enfermedad del nódulo sinusal y sobre la utilización del modo VDD en el bloqueo auriculoventricular. *Rev Esp Cardiol*. 2007;7(Supl G):69-81. Disponible en: www.revespcardiol.org/cardio/ctl_servlet?_f=40&ident=13110806 Consulta: 15 abril 2010.
 4. Sancho-Tello MJ, Martínez Martínez JG, Goicolea de Oro A. Funciones programables de seguridad y optimización hemodinámica. *Rev Esp Cardiol*. 2007;7(Supl G):40-53. Disponible en: www.revespcardiol.org/cardio/ctl_servlet?_f=40&ident=13110804 Consulta: 15 abril 2010.
 5. Crespo Carazo N, Arnaiz Betolaza L, Martínez Pérez M, Nieto Peña B, Martín Santacruz E, Fernández López XA. Marcapasos con sensor de actividad y deporte. *Enferm Cardiol*. 2004;Año XI(31):36-38. Disponible en: <http://www.enfermeriaencardiologia.com/revista/3104.pdf> Consulta: 15 abril 2010.
 6. Nicolás-Franco S. Inconvenientes de la estimulación permanente desde el ápex del ventrículo derecho. *Cuadernos Técnicos de Estimulación Cardiaca*. 2007;15:35-38. Disponible en: www.marcapasossec.org/ctec/ct15/CT15-07%20Inconvenientes%20de%20la%20estimulacion%20de%20VD.pdf Consulta: 15 abril 2010.
 7. Sancho-Tello de Carranza MJ. Los algoritmos de ahorro de energía. ¿Son tan sólo un seguro de estimulación? *Cuadernos Técnicos de Estimulación Cardiaca*. 2005;11: 5-9. Disponible en: www.marcapasossec.org/ctec/ct11/ct11_03_los_algoritmos_de_ahorro.pdf Consulta: 15 abril 2010.
 8. García Urrea F. Funciones programables. En: García Urrea F, Porres Aracama JM (eds.). *Práctica clínica en electrofisiología, marcapasos definitivo y desfibrilador automático*. 2.ª edición. San Sebastián: Edición de los autores (Imprenta Ceregui); 2005: 101-108.
 9. Lamas GA, Orav EJ, Stambler BS, Ellenbogen KA, Sgarbossa EB, Huang SK, Marinchak RA, Estes NA 3rd, Mitchell GF, Lieberman EH, Mangione CM, Goldman L. Quality of life and clinical outcomes in elderly patients treated with ventricular pacing as compared with dual chamber pacing. *N Engl J Med*. 1998;338(16):1097-1104.
 10. Toff WD, Camm AJ, Skehan JD. Single-chamber versus dual-chamber pacing for high-grade atrioventricular block. *N Engl J Med*. 2005(2);353:145-155. Disponible en: <http://content.nejm.org/cgi/content/full/353/2/145>. Consulta: 15 abril 2010.
 11. Ruíz Mateas F, Leal del Ojo J, Barba-Pichardo R, Pombo Jiménez M, Carmona Salinas JR. Efectos de la estimulación cardiaca convencional. Estimulación en sitios alternativos. *Rev Esp Cardiol*. 2007;7(Supl G):20-39. Disponible en: www.revespcardiol.org/cardio/ctl_servlet?_f=40&ident=13110803 Consulta: 15 abril 2010.