

Los algoritmos de ahorro de energía ¿Son tan solo un seguro de estimulación?

María-José Sancho-Tello de Carranza.

Unidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hospital Universitario La Fé. Valencia



M.J. Sancho-Tello

INTRODUCCIÓN

La longevidad de los generadores ha constituido una preocupación constante desde las primeras implantaciones de marcapasos. El aumento de la duración de las baterías ha sido un objetivo deseable para disminuir la morbilidad y coste de los recambios de los dispositivos, que ha determinado el diseño y la elección clínica de los mismos.

Intentar conseguir sistemas de estimulación cada vez más duraderos, entra en conflicto por un lado con la creciente incorporación de algoritmos y funciones cada vez más complejas, que se acompañan de un mayor drenaje de corriente, y por otro, con la reducción de tamaño de los generadores, especialmente si a la vez se pretende mantener simultáneamente una estimulación con amplios márgenes de seguridad.

Como posibles soluciones a estos conflictos se han desarrollado baterías de alta densidad de corriente y electrodos de alta impedancia y con liberación de esteroides que al conseguir mejores umbrales de estimulación disminuyan el consumo, siempre y cuando se programe adecuadamente la energía de salida. También se han desarrollado algoritmos que favorecen el ritmo propio del paciente cuando existe, así como algoritmos que monitorizan de forma intermitente o permanente el umbral de estimulación y de este modo, permiten la programación de márgenes de seguridad más ajustados en busca del consiguiente ahorro de energía que ello supone.

En todos estos casos es necesaria una programación adecuada del dispositivo para obtener el beneficio esperado. Sin embargo, en la práctica, se ha estimado que una alta proporción de los marcapasos implantados (que en ocasiones alcanza un 50%) permanecen hasta su recambio con los valores nominales, sin haber sido nunca reprogramados.

Por este motivo, son necesarios algoritmos de monitorización constante o periódica del umbral de estimulación que ajusten de forma automática la energía de salida, para así obtener un incremento en la duración de las baterías, a la vez que se mantiene la seguridad de la estimulación.

EVOLUCIÓN HISTÓRICA

Ya en la década de los 70 Mugica y Preston^{1,2} propusieron un generador que por medio de un sistema de determinación constante del umbral de estimulación, estimula-

ria el corazón con un estrecho margen de energía de seguridad (0,5 mA), lo que llevaría consigo un gran ahorro en el drenaje de corriente y una prolongación de la duración del mismo.

Sin embargo no es hasta veinte años más tarde, en 1995, cuando St. Jude Medical introduce el primer sistema eficaz de control de captura y ajuste automático de la energía de estimulación en un generador unicameral. Es el sistema Autocapture® por primera vez incluido en los generadores Microny, que dispone de la capacidad de monitorizar el umbral de estimulación por medio del reconocimiento de la despolarización cardíaca y que ajusta la salida de voltaje ligeramente por encima del umbral obtenido, con el consiguiente ahorro de energía³. Posteriormente este sistema se incorporó también a los marcapasos bicamerales, aunque sólo en el canal ventricular.

Desde entonces hasta la actualidad, los fabricantes de marcapasos han desarrollado diferentes sistemas de monitorización del umbral de estimulación y ajuste de la energía, de forma automática o programable, con márgenes más o menos estrechos. De este modo prácticamente todos los modelos modernos de generadores disponen de este tipo de función, aunque únicamente en el canal ventricular. Recientemente, se ha incorporado por primera vez la monitorización periódica de la captura y el ajuste automático programable de la energía de salida, a nivel auricular en algún modelo de generador.

A continuación se exponen los principios de funcionamiento de los diferentes sistemas actualmente disponibles para su uso clínico.

AUTOCAPTURE™

Este algoritmo incluye cuatro funciones básicas que son:

- 1.-La confirmación automática continua de la captura ventricular.
- 2.-La liberación de un impulso automático de seguridad cuando la captura falla.
- 3.-La determinación automática del umbral de estimulación ventricular
- 4.- El ajuste automático de la energía de estimulación.

Para la primera función utiliza la detección, mediante un amplificador, de la señal correspondiente a la respuesta evocada que se lleva a cabo en un intervalo o ventana de 48 milisegundos de duración que se inicia a los 15 milisegundos de la emisión del impulso. Figura 1.

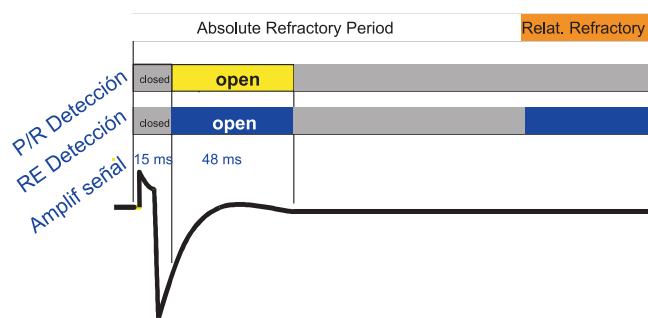


Figura 1, Detección de la respuesta evocada según el algoritmo Autocapture

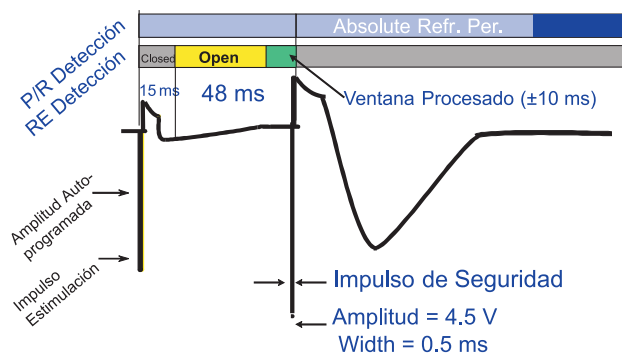


Figura 2, Emisión del impulso de seguridad tras pérdida de captura según el algoritmo Autocapture

Se requieren señales de respuesta evocada superiores a 4,5 milivoltios⁴ y que la señal de polarización que sigue al impulso sea reducida, para lo cual el electrodo debe ser de baja polarización.

Si no se detecta respuesta evocada en la ventana de detección, al final de la misma se emite un impulso de seguridad de 4,5 voltios de amplitud y de 0,50 milisegundos de duración. (Figura 2). La determinación automática del umbral de estimulación se lleva a cabo cada 8 horas, tras la aplicación del imán, tras la retirada de la telemetría, ante la pérdida de captura o por selección desde el programador.

El umbral se determina por medio de decrementos progresivos de 0,25 voltios cada 2 estímulos hasta que se produce la pérdida de captura y posteriormente se incrementa el voltaje de 0,125 en 0,125 hasta la recuperación de la misma. Una vez determinado el umbral se ajusta la energía de salida 0,25 voltios por encima de dicho valor. (Figura 3).

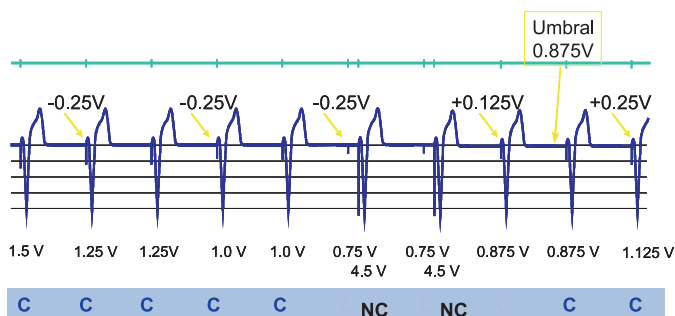


Figura 3.- Determinación automática del umbral de estimulación y ajuste automático de la energía de salida según el algoritmo Autocapture. C: captura. NC: pérdida de captura

	Alta	60 m
RE (mV)	9,2 ± 2,4	9,6 ± 2,6
SP (mV)	1,1 ± 0,3	1,2 ± 0,7
U _{AC} (V)	0,4 ± 0,2	1,2 ± 0,7
U _{Vario} (V)	0,7 ± 0,2	1,3 ± 0,5
Imp (Ω)	502 ± 112	620 ± 135

Tabla I, Resultados del estudio.

IMP: impedancia. RE: respuesta evocada. SP: señal de polarización. UAC: umbral autocaptura. Uvario: umbral determinado con test de Vario.

Aunque en las primeras series con seguimiento a corto plazo el algoritmo fue aplicable en el 95% de los casos⁵, en una serie reciente con un seguimiento de 60 meses llevado a cabo en 60 pacientes solo el 80% tenían el algoritmo activado al final del mismo⁶. Los resultados de este estudio se resumen en la tabla I.

El aumento de la longevidad que se consigue con el sistema "Autocapture™" puede ser calculado de forma teórica aplicando fórmulas que tienen en cuenta el drenaje de corriente fijo propio de cada modelo y el que se produce con la programación nominal, la optimizada según el umbral manual (2 x Voltaje umbral) y la optimizada por el algoritmo. Así en diferentes series que se exponen en la tabla II, se señalan incrementos de longevidad significativos, sobre todo si se comparan con los resultados correspondientes a la programación nominal^{6,7}.

En nuestro caso, hemos analizado la duración teórica de la batería en 16 pacientes con distintos modelos de generadores y distintos modos de estimulación comparando la programación optimizada manualmente y la obtenida con Autocapture™ obteniendo un incremento significativo de 1,7 años, con esta última opción.

En resumen el algoritmo Autocapture™ es aplicable, seguro, ahorra energía, aumenta la longevidad y puede reducir costes, aunque como inconvenientes presenta la necesidad de electrodos bipolares (estimulación monopolar, detección bipolar) y con baja polarización⁸, lo cual

	N	AC on	AC off
BROCKES	16	9,5 ± 1,1	8,9 ± 1,2
RIBEIRO	83	12,1 ± 1	8,9 ± 1,7 11,3 ± 1,4 P<0,01
S-TELLO	15	11,4 ± 1,5	9,7 ± 1,3 P<0,05

Tabla II, Incremento de longevidad según distintas Series. AC:Autocaptura, N: Pacientes

supone una limitación para su uso, en caso de recambios. Por otra parte puede interferir con otros algoritmos y funcionar de manera inadecuada ante la presencia de latidos de fusión o pseudofusión y no es aplicable, en la actualidad, a nivel auricular.

CAPTURE MANAGEMENT™

El algoritmo Capture Management™ de Medtronic efectúa una monitorización periódica programable (desde cada 15 minutos a 42 días) del umbral de estimulación mediante la detección de la respuesta evocada, utilizando el criterio de la segunda derivada (Figura 4), construyendo con los valores obtenidos una curva intensidad-duración, y efectuando la programación automática de la energía de salida, en función de unos márgenes de seguridad preestablecidos y con una energía mínima también programable.

Puede funcionar con cualquier tipo de electrodo, incluso a nivel auricular y ante la pérdida de captura emite un impulso de seguridad, únicamente durante la realización del test ,a 110 milisegundos seg. del impulso fallido, con el voltaje programado y con una duración de impulso de 1 milisegundo.

En una serie de 22 pacientes⁹, con generadores Kappa 700 seguidos durante un año, el algoritmo se pudo activar en 20 de ellos, consiguiendo un aumento de vida teórica de 4,8 meses frente a la duración obtenida con los parámetros nominales (p<0,001). Nosotros en 66 pacientes realizando los mismos cálculos, obtuvimos un incremento de vida teórico escaso y no significativo, dado que comparamos la vida estimada por el programador con la programación optimizada, en base a valores de 2 x Voltaje umbral manual.

En resumen el algoritmo Capture Management™ discrimina la respuesta evocada por análisis de la segunda derivada , no latido a latido, realiza un test automático de captura con periodicidad programable, funciona con cualquier tipo de electrodo (una vez finalizada la fase de maduración del mismo), emite impulso de seguridad tras la pérdida de captura, ajusta la energía de salida automáticamente con márgenes amplios programables y puede utilizarse a nivel auricular.

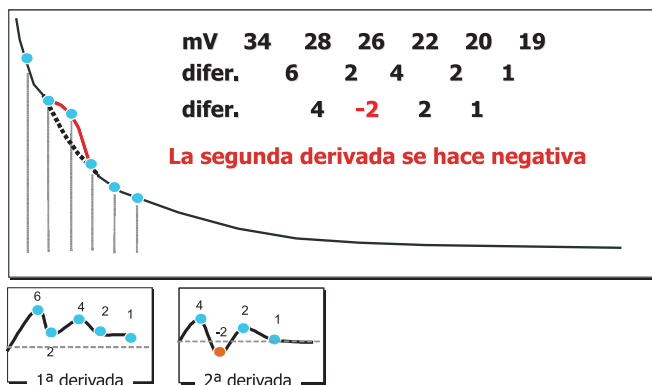


Figura 4, Detección de la respuesta evocada según el algoritmo Capture Management mediante el criterio de la segunda derivada

	Umbral	Imped.	EGMa	CM aplicable	
	(V @ 1ms)	(Ω)	(mV)	3 meses	largo plazo
SE fp	0,29 ± 0,09	788 ± 49	4,5 ± 1,7	2/7	1/7
SE fa	0,74 ± 0,29	488 ± 67	5,3 ± 1,9	5/6	5/6
	ns	p < 0,05	ns	7/13	6/13

Tabla III, analisis de aplicabilidad del algoritmo de autocaptura a nivel auricular del Kappa 700. CM: capture Management. SE fa: sonda electrodo de fijación activa. SE fp: sonda electrodo de fijación pasiva.

Para comprobar el funcionamiento del algoritmo a nivel auricular, analizamos la aplicabilidad del mismo en dos series de pacientes con marcapasos Kappa 700 SSIR implantados en aurícula. En 6 de ellos con electrodos de fijación activa y en 7 con electrodos de fijación pasiva¹⁰.

Sólo en uno de los 7 con fijación pasiva el algoritmo fue aplicable a largo plazo. Los resultados se muestran en la tabla III.

La detección de la respuesta evocada en aurícula es difícil ya que por su amplitud, el margen de diferencia con la señal de polarización es estrecho. Por ello aunque se están investigando otros procedimientos. Uno de ellos es el análisis de la integral del modo negativo de la respuesta evocada en aurícula¹¹, aunque de momento este sistema no está disponible en los generadores actuales.

La comprobación automática de la captura auricular también puede llevarse a cabo por el reciclaje del ciclo sinusal que conlleva en pacientes con ritmo sinusal estable o por la detección de la señal ventricular en pacientes con conducción A-V. Estos son los procedimientos utilizados en los generadores EnPulse de Medtronic, que han demostrado su aplicabilidad y seguridad en series diferentes¹²⁻¹⁵. En la tabla IV vemos la aplicabilidad de este algoritmo en sus dos modalidades según diferentes autores. La aplicabilidad queda reducida en pacientes con arritmias auriculares y con ausencia de ritmo propio.

CAPTURE CONTROL™

Este algoritmo es el que corresponde a los generadores Biotronik y mide la respuesta evocada tal como refleja la figura 5, definiendo un valor o línea «0» entre los 65 y los 140 milisegundos, después del impulso ventricular, En

	N	RA	CAV	AMBOS
Sheldon	20	11		
Reuter	14		13	
Reuter	27			20

Tabla IV Aplicabilidad del algoritmo de comprobación de la captura auricular según distintos autores. N: número de pacientes. RA: reciclaje auricular. CAV: conducción aurículoventricular.

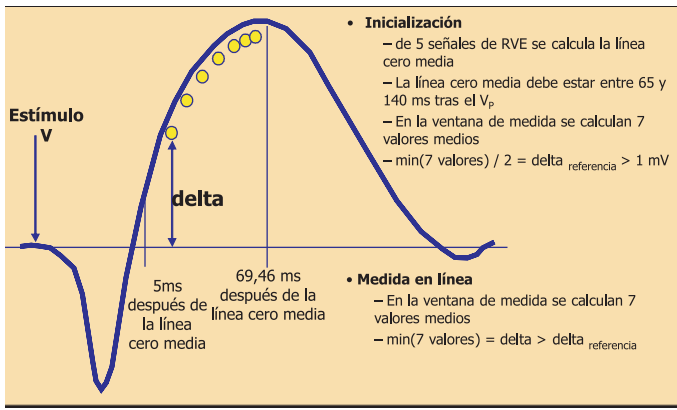


Figura 5.- Detección de la respuesta evocada según el algoritmo Capture Control. Ver explicación en el texto

una ventana de medida que se establece entre los 5 y 70 milisegundos tras el impulso; se determinan 7 valores medios, el mínimo de los cuales dividido por 2 constituye el delta de referencia que debe ser superior a 1 mV. Estas determinaciones constituyen la fase de inicialización,

Este algoritmo funciona con cualquier electrodo y emite un impulso de seguridad con un voltaje igual al de la pérdida de captura y con una duración de 1 mseg. El test automático de determinación de umbral de estimulación se realiza con una periodicidad programable entre 8,5 minutos y 24 horas. El margen de seguridad de estimulación también es programable y la verificación de la captura no se realiza latido a latido.

AUTOMATIC CAPTURE™

El algoritmo de Guidant intercala un condensador específico que disminuye la capacitancia de acoplamiento de la salida de estimulación para la adecuada detección de la respuesta evocada (figura 6). Mide la respuesta evocada latido a latido, puede funcionar con cualquier electrodo, dispone de impulso de seguridad de 3,5 a 5 voltios, efectúa un test automático de umbral cada 21 horas y ajusta la energía de estimulación 0,5 voltios por encima del valor umbral. Además está dotado de un mecanismo de seguridad frente a latidos de fusión.

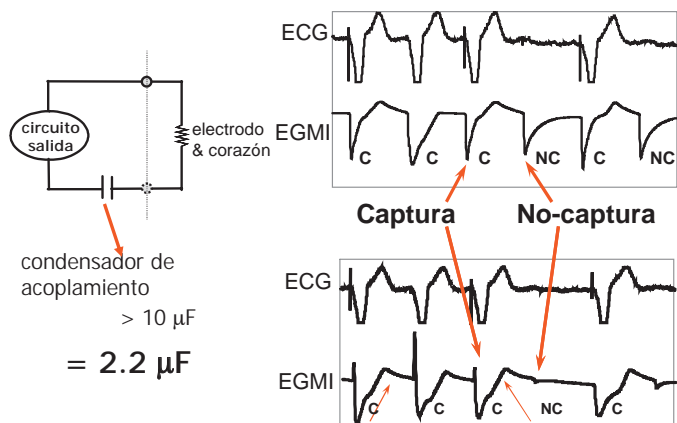


Figura 6.- Detección de la respuesta evocada según el algoritmo Automatic Capture

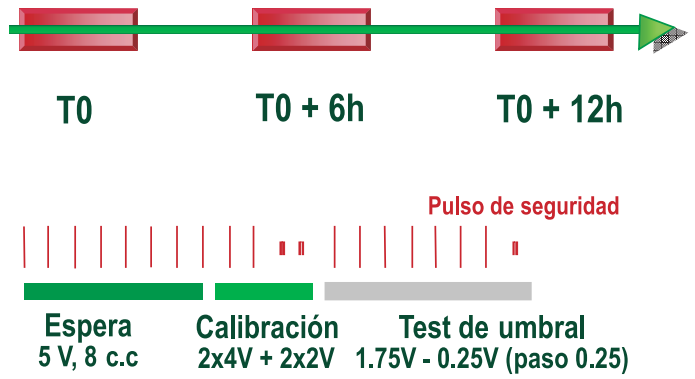


Figura 7.- Detección de la respuesta evocada según el algoritmo Autothreshold. Ver explicación en el texto.

AUTOUMBRAL™

El autoumbral de Ela-Medical consta de 3 fases tal como refleja la figura 7, una fase de espera, una fase de calibración y otra de realización automática del test de umbral. El test se realiza cada 6 horas, si se produce pérdida de captura emite un impulso de seguridad de 2,5 voltios y 0,98 milisegundos de duración, funciona con cualquier tipo de electrodo y realiza el ajuste automático de la energía de forma fija a 2 x voltaje umbral con una amplitud mínima de 2,5 voltios.

En la figura 8 se muestran las principales características de los diferentes sistemas de control automático de la captura y ajuste de la energía de estimulación.

CONCLUSIONES

En resumen, podemos decir que los algoritmos de ahorro de energía suponen una mayor seguridad en la estimulación, sobretodo aquellos que verifican la captura latido a latido. Como su propio nombre indica también consiguen un ahorro de energía lo que supone un aumento en la vida útil del generador, especialmente aquellos algoritmos que realizan un ajuste estrecho y automático de la energía de salida.

	Latido a latido	Electrodo	Ajuste automático
St Jude Medical	Si	Baja polarización	Si
Medtronic	No		No
Biotronik	Si		No
Guidant	Si		Si
Ela Medical	No		Si, alto

Figura 8.- Resumen de las características de los diferentes algoritmos de control automático de la captura y ajuste de energía de salida.

En algunos casos pueden ser especialmente útiles como en el caso de los pacientes con amplias variaciones del umbral de estimulación,

El análisis de los umbrales automáticos medidos a largo plazo puede ayudar a identificar alteraciones del electrodo.

Así mismo, estos algoritmos pueden reducir el tiempo empleado en los seguimientos.

Pero todavía quedan una serie de problemas por resolver, con respecto a estos algoritmos, como son la mejoría en la detección a nivel auricular así como su adecuado funcionamiento en pacientes con ritmo propio y fusiones.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mugica J, Lazarus B, Buffet J, Catta M. Pacemaker with automatic adaptation to the pacing threshold. In: Thalen B editor. Cardiac Pacing. Van Gorkum Assen 1973; 150-5.
2. Preston TA, Bowers DL. The automatic threshold tracking pacemakers. Med. Instr 1974; 8: 352-5
3. Sermasi S, Marconi M, Libero L, et al. Italian experience with AutoCapture in conjunction with a membrane lead. Pacesetter Automatic Control of Energy and Membrane Automatic Threshold Evaluation (Pacemate) Study Group. Pacing Clin Electrophysiol 1996; 19: 1799-804.
4. Brouwer J, Nogelkerke D, Dejongste MJL, et al. Analysis of morphology of unipolar endocardial paced evoked response. Pacing Clin Electrophysiol. 1990; 13: 302-1
5. Schuchert A, Ventura R, Meinertz T, et al. Automatic threshold tracking activation without the intraoperative evaluation of the evoked response amplitude. Pacing Clin Electrophysiol 2000; 23: 321-4.
6. Brockes C, Rahn-Schönbeck M, Duru F, Candinas R, and Turina M. Impact of Automatic Adjustment of Stimulation Outputs in Pacemaker Longevity in a New Dual-Chamber Pacing System. J Interv Card Electrophysiol. 2003; 8: 45-8.
7. Ribeiro AL, Rincón L, Oliveira B, et al. Automatic adjustment of pacing output in the clinical setting. Am Heart J 2004; 147: 127-31.
8. Luria D, Gurevitz O, Lev D, et al. Use of Automatic Threshold Tracking Function with Non-Low Polarization Leads. PACE 2004; 27: 453-459.
9. Gelvan D, Crystal E, Dokumaci B, et al. Effect of modern pacing algorithms on generator longevity: a predictive analysis. Pacing Clin Electrophysiol. 2003; 26: 1796-802.
10. Martínez JG, Ibáñez A, Sancho-Tello MJ, et al. Rev Esp Cardiol. 2002 Supl 2
11. Boriani G, Biffi M, Cameron D, et al. Atrial Evoked Response Integral for Automatic Capture Verification in Atrial Pacing. PACE 2003; 26 (pt2):1-5.
12. Sheldon T, Nelson L, Vatterott P, et al. Atrial Threshold Measurement Using Atrial Chamber Reset Method. PACE 2000; 23: (Part II): 634
13. Reuter J, Heynen H, Meisel E, et al. Automatic Measurement of Atrial Pacing Thresholds by AV Conduction. PACE 2000; 23: 658.
14. Reuter J. Applicability of Medtronic EnPulse Atrial Capture Management. Workshop on Cardiac Arrhythmias; October 5-8, 2003. Venice.
15. Adler S, Schaerf R, Quan KJ, et al. Accuracy of a Novel Automatic Atrial Capture Threshold Algorithm. PACE 2003; 26 (Part II): 1059.