

# La función autocaptura en marcapasos VVIR. Experiencia del estudio multicéntrico

M. GUEROLA<sup>(1)</sup>, L. BINNER<sup>(2)</sup>, M. CLARKE<sup>(3)</sup>, O. J. OHM<sup>(4)</sup>, H. SCHÜLLER<sup>(5)</sup>

Reblampa 78024-150

GUEROLA, M.; BINNER, L.; CLARKE, M.; OHM, O. J.; SCHÜLLER, H. - La función autocaptura en marcapasos VVIR, experiencia del estudio multicéntrico. *Reblampa*, 9(2): 83-91, 1996.

**RESUMEN:** La función de Autocaptura verifica la captura latido a latido. La búsqueda automática del umbral de estimulación, ajusta el potencial de salida 0.3 V. por encima del valor medido. Ante la pérdida de captura de un estímulo, el sistema emite un segundo impulso de 4.5 V. a los 65 mseg. para conseguir captura, evitando con ello pausas del ritmo cardíaco. La función de Autocaptura nos ofrece por ello una estimulación segura de bajo consumo. El sistema ha sido incorporado a un marcapasos VVIR de 12.8 gr. de peso y 5.9 cm<sup>3</sup> de volumen, de estimulación unipolar y detección bipolar. Presentamos la experiencia de un estudio multicéntrico que incluye 113 pacientes, 57 hombres y 56 mujeres. La edad media fue de 76 años (45 - 93). La indicación ECG fue de fibrilación auricular con pobre respuesta ventricular en el 84% de los casos y de bloqueo A-V en el restante 16%. Se han revisado los protocolos de 112 controles de alta hospitalaria, 107 de 30 días, 94 de 3 meses y 49 de 6 meses. En todos los casos se ha practicado un registro Holter de 24 horas al mes de la implantación. El valor medio de umbral de estimulación en el momento de la implantación fue de 0.6 V., a 1 mes de 1.3 V., a los 3 meses de 1.3 V. y a los 6 meses de 1.2 V. Los valores medios medidos de onda R intrínseca / onda R evocada fueron en la implantación de 14.7/10.2 mV., al mes 16.8/10.0 mV., a los 3 meses 16.5/10.2 mV. y a los 6 meses 17.5/10.2 mV. Se ha calculado un consumo medio de  $3.9 \pm 0.8$  mA. con lo que la longevidad del generador resulta de entre 7 y 8 años. El análisis latido a latido de 3.7 millones de estímulos de los registros Holter, nos confirma que cada pérdida de captura ha sido detectada y seguida de un estímulo de seguridad efectivo. **Conclusión:** La función Autocaptura posee la habilidad de cambiar automáticamente el potencial de salida en consonancia con el umbral de estimulación, y por ello nos permite ofrecer una terapia de estimulación segura y fiable con bajo consumo energético.

**DESCRITORES:** marcapasos, autocaptura, umbral.

## INTRODUCCIÓN

La idea de un marcapasos con autocaptura no es nueva. Ya que en 1973 PRESTON y MUGICA de forma independiente<sup>1-3</sup>, intentaron medir la respuesta endocárdica que sigue a la descarga de un impulso de estimulación. El objetivo era diseñar un marcapasos

capaz de detectar la pérdida de captura, y que respondiera ante ella con un aumento de la energía liberada en el siguiente impulso. Ambos intentos fallaron por la dificultad de extraer de la respuesta evocada la repolarización (onda T) y los potenciales tardíos que siguen a un impulso, artefactos de cientos de milivoltios<sup>4</sup>.

(1) Hospital Clínic i Provincial de Barcelona, Catalunya, España

(2) Med Universitätsklinik Abt Innere Medizin II, Ulm, Germany

(3) City General Hospital, Stoke-On-Trent, Great Britain

(4) Haukeland Sykehus, Bergen, Norway

(5) Thoraxkliniken, Lund, Sweden

Trabajo recibido el 02/1996 y publicado el 08/1996.

Dirección: Dr. M Guerola. Diputación 2792 - Barcelona 08007 - Catalunya - España

La primera identificación eficaz de la respuesta cardíaca evocada bifásica normal, fue publicada en 1979 por AUERBACH y FURMAN<sup>5</sup>, en trabajos sobre perros a tórax abierto.

En 1981 RICKARDS<sup>6</sup> publicó los primeros intentos efectivos de detectar en personas, la respuesta evocada ventricular después de un estímulo unipolar, demostrando que el intervalo impulso (Q) onda de repolarización evocada (T), podía ser usado como medida de la demanda fisiológica de frecuencia cardíaca<sup>4,7</sup>.

No obstante, la detección de la onda R evocada, seguía siendo un problema por los artefactos de polarización<sup>8,11</sup>.

En la búsqueda de la detección de la respuesta evocada, se ha intentado paliar o compensar, los artefactos de polarización mediante sistemas electrónicos muy sofisticados<sup>9-13</sup>, no encontrándose una solución electrónica satisfactoria o bien por las variaciones de la amplitud de los potenciales evocados<sup>14</sup> o por comportar el sistema un consumo excesivo de energía<sup>8,9</sup>.

El camino a seguir es pues eliminar o reducir suficientemente la polarización del electrodo. LEWIN,

MYERS y PARSONNET en 1967<sup>15</sup> introdujeron la idea de electrodo poroso no polarizable para una estimulación fisiológica. Para conseguir que un electrodo posea baja polarización, se requiere que tenga un radio pequeño y un área grande<sup>16-17</sup>, por ello con una superficie recubierta de una estructura fraccionada, podemos reducir la polarización hasta en un 90%<sup>8</sup>. Con estos electrodos se obtienen a su vez mejores umbrales, permitiéndonos reducir la energía del impulso, lo que también disminuye el voltaje de polarización<sup>8,17</sup>.

Pero las superficies porosas poseen una gran afinidad por las partículas de polvo. La fijación de micropartículas de polvo sobre la superficie microporosa del electrodo, reduce su área y aumenta su polarización. La protección de las microporosidades con una membrana biocompatible que no altera el intercambio iónico, ofrece excelentes resultados, permitiendo aprovechar todos los beneficios de los electrodos de pequeño radio y amplia superficie<sup>18</sup>.

#### MATERIAL

La función Autocaptura ha sido incorporada a un marcapasos VVIR (Pacesetter Mó.2425-Microny SR+). Es reseñable su pequeño tamaño con un volumen de 5.9 cm<sup>3</sup> y un peso de 12.8 gr. Su batería es de 2.78

## Polarization voltages for tips without and with membrane

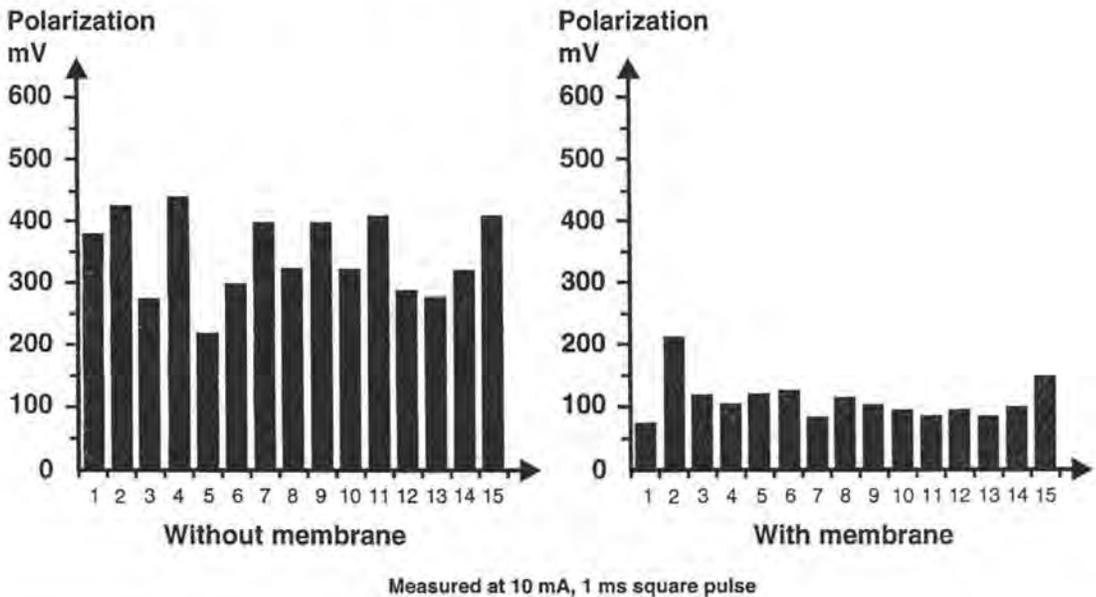


Figura 1 - Resultados de una prueba de polarización (en Siemens Pacesetter R&D, Solna, Sweden) de electrodos microporosos con y sin membrana. Los resultados se midieron tras 5 minutos de estar inmersos en una solución salina al 0.9%, sometidos a un impulso de 10 mA. La polarización media fue de 344 mV. para los electrodos sin membrana y de 113 mV. para los de membrana.

V. con un consumo interno de 3.4 mA con el sensor de respuesta en frecuencia en ON y de 2.5 mA con el sensor OFF.

El sensor es un acelerómetro consistente en una bola magnética en un habitáculo ovoidal, que permite un mayor desplazamiento antero-posterior que superior-inferior. El habitáculo revestido por una bovina de cobre, detecta los desplazamientos de la bola.

El marcapasos dispone de histogramas de frecuencia / tiempo, con memoria de duración variable de entre 8.5 minutos y 18 semanas, según la frecuencia de muestreo programada.

La comprobación automática de los valores de estimulación y detección, facilita en gran medida los seguimientos. Nos permite medir el umbral de estimulación con la función de autocaptura y la de VARIO. Nos mide la onda R y la onda R evocada ofreciéndonos un valor programable aconsejado tras calcular un margen de seguridad del 150% para la onda R y del 100% para la onda R evocada medidas.

El marcapasos estimula en configuración unipolar y detecta en bipolar. Precisa por ello que los electrodos sean bipolares y de baja polarización para conseguir una adecuada detección de la onda R evocada.

Se han empleado electrodos bipolares de superficie microporosa hemisférica, revestida de nitrato de titanio y cubierta con una membrana biocompatible de intercambio iónico que ha demostrado reducir sensiblemente su polarización (Fig. 1).

Se han implantado 113 marcapasos en 113 pacientes, 57 hombres y 56 mujeres, con una edad media de 76 años (45 - 93). La distribución de las edades corresponde a la de los pacientes habitualmente tratados con estimulación unicameral ventricular (Fig. 2). La indicación ECG fue de fibrilación auricular en el 84% de los casos y de bloqueo A-V en el 16% restante.

## MÉTODOS

Tras obtener el consentimiento escrito del paciente y completar las hojas de datos clínicos, se procedió

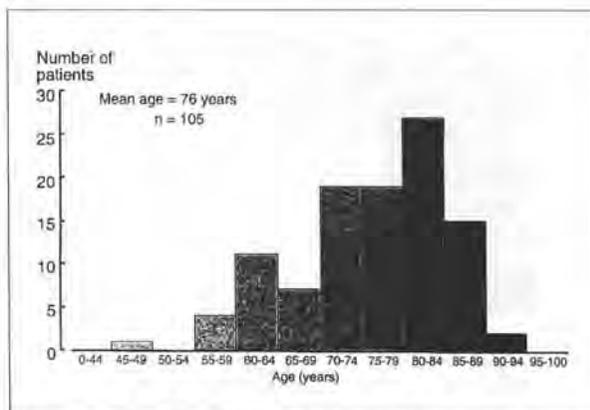


Figura 2 - Distribución de las edades de los pacientes incluidos en el estudio de Autocaptura en marcapasos VVIR.

a una implantación convencional de un marcapasos unicameral ventricular.

Se solicitó a los investigadores que se realizara un registro electrocardiográfico de superficie, de todas las mediciones practicadas durante la implantación, consistentes en: Determinación con el analizador de umbrales del umbral y de la impedancia de estimulación en configuración unipolar, y medición de la onda R en configuración bipolar. Conexión del electrodo al generador e introducción del mismo en la bolsa practicada. Medición a través de la telemetría del marcapasos, del umbral de estimulación según función VARIO (Fig. 3) y con función Autocaptura (Fig. 4) por orden randomizado. Obtención del valor programable de detección de la onda R y de la onda R evocada mediante las correspondientes pruebas que automáticamente miden las ondas y aplican el correspondiente margen de seguridad.

Según protocolo, el marcapasos quedó programado con función Autocaptura ON y con histogramas de umbrales en frecuencia de muestreo de cada 30 minutos.

Los seguimientos protocolizados se realizaron en alta hospitalaria, a los 30 días, a los 3 meses y a los 6 meses. La rutina seguida en todos ellos consistió

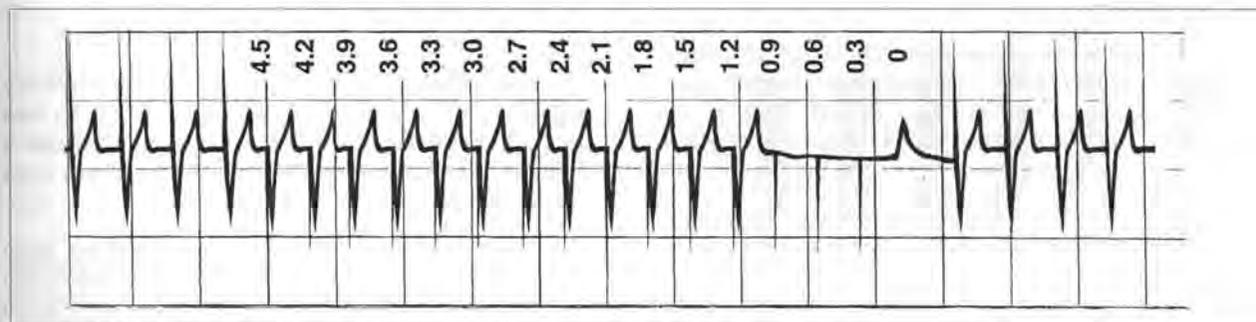


Figura 3 - Ejemplo ECG de prueba VARIO. Los impulsos a una frecuencia de 120 ipm., decrecen progresivamente su amplitud en 0.3 V., desde 4.5 a 0 V.

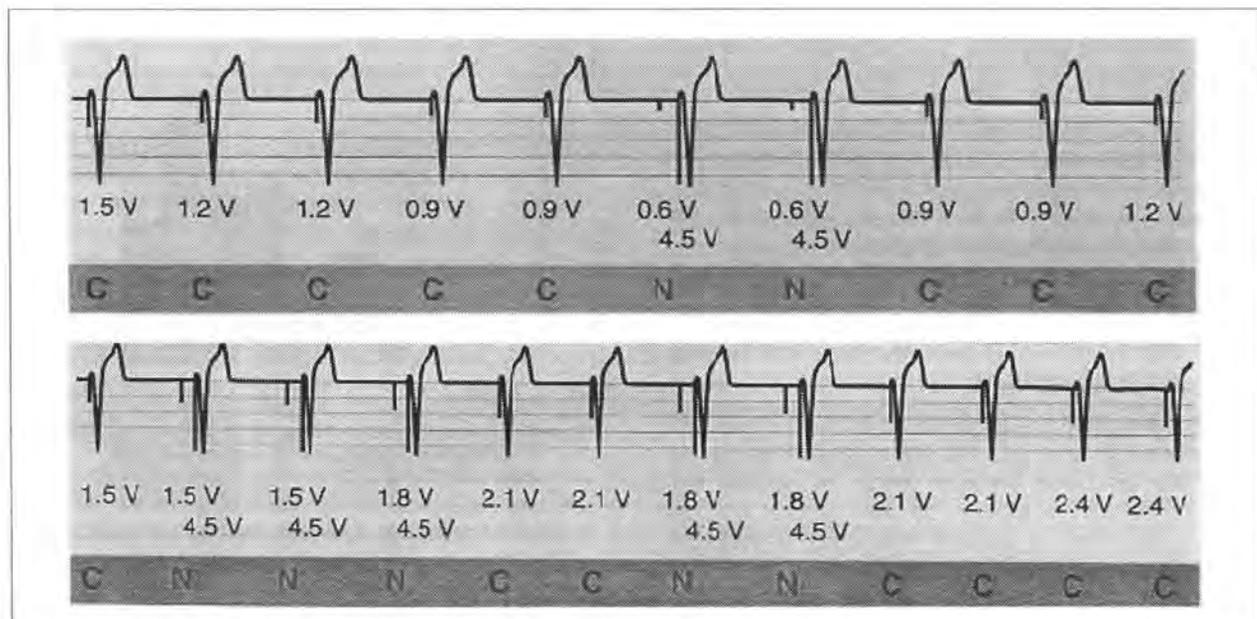


Figura 4 - Ejemplo ECG de prueba Autocaptura, búsqueda automática de umbral. Los impulsos decrecen progresivamente en escalones de 0.3 V. hasta perder captura, comprueba la pérdida de captura repitiendo un segundo impulso de igual amplitud. En el siguiente impulso aumenta la amplitud en 0.3 V., si existe captura repite el impulso para verificarla tomándolo como valor de umbral. Finalmente se autoprograma 0.3 V. por encima como margen de seguridad. La búsqueda automática de umbral se repite automáticamente cada 8 horas (A) o siempre que existan dos pérdidas de captura consecutivas (B).

en: Interrogación del marcapasos con impresión de la programación inicial, datos de medición telemétrica y del histograma de umbrales. Determinación del umbral de estimulación con función VARIO y con función Autocaptura por orden randomizado. Medición manual de la onda R intrínseca y obtención del valor programable aconsejado según pruebas automáticas de margen de seguridad de onda R intrínseca y onda R evocada. Interrogación de los parámetros programados y datos de medición telemétrica finales.

La programación de la función de respuesta en frecuencia fue opcional. En caso de activarla, se debía realizar una prueba de esfuerzo leve-moderada con Autoset, de un mínimo de un minuto, para seleccionar la pendiente del sensor. A los 30 días de la implantación, se realizó un registro Holter de 24 horas.

## RESULTADOS

Los valores de umbral de estimulación obtenidos durante la implantación, se agruparon en tres apartados, según, fueron hallados con el medidor de umbrales, con la función VARIO o con la función Autocaptura (Fig. 5).

Los valores de onda R también se agruparon, según, fueron obtenidos con medidor de umbrales o con la telemetría del marcapasos. La amplitud de la onda R evocada se requería en el estudio, que fuera igual o superior a 4.5 mV., lo que se consiguió al primer intento en el 90% de los casos (Fig. 6).

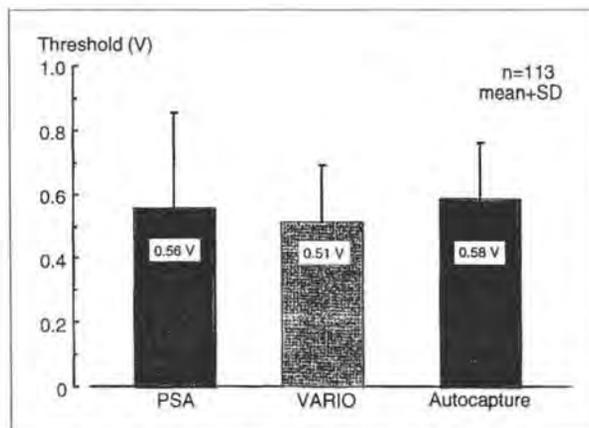


Figura 5 - Valores de umbral de estimulación obtenidos en el momento de la implantación en configuración unipolar, según fueron medidos con analizador de umbrales, función VARIO o con función de autocaptura.

Los umbrales de estimulación se han mantenido estables con una pequeña elevación a los 30 días (Fig. 7), pudiéndose observar que los medidos con la función Autocaptura, son levemente superiores a los medidos con la función VARIO.

Tanto los valores de la onda R espontánea, como los de la onda R evocada (Fig. 8), se han mantenido estables con amplitudes que permiten la programación de valores de detección con un amplio margen de seguridad. Se ha detectado algún fallo esporádico de

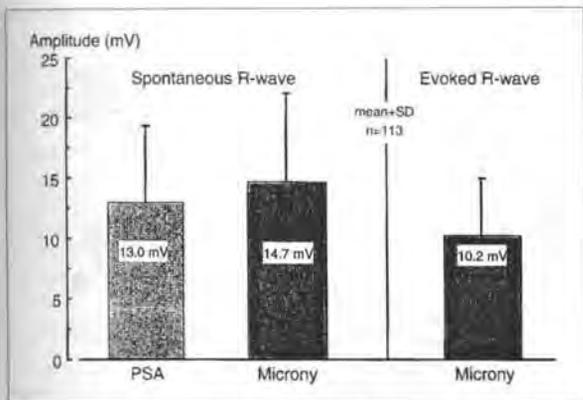


Figura 6 - Amplitudes obtenidas de onda R espontánea y de onda R evocada en configuración bipolar. La onda R espontánea fue medida con el analizador de umbrales y mediante la telemetría del marcapasos. La onda R evocada no puede ser medida con el analizador de umbrales.

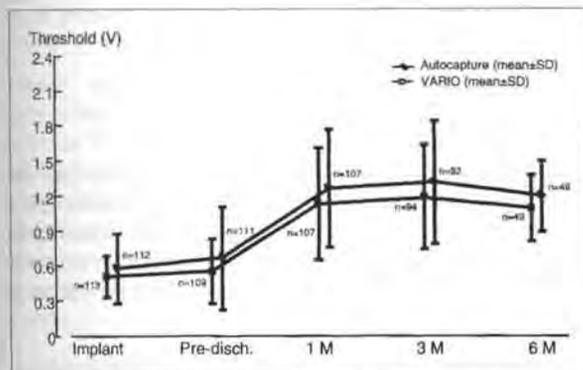


Figura 7 - Evolución de los umbrales de estimulación. Es reseñable la estable correlación entre los valores medios y de desviación standard, medidos con función VARIO y con función de autocaptura.

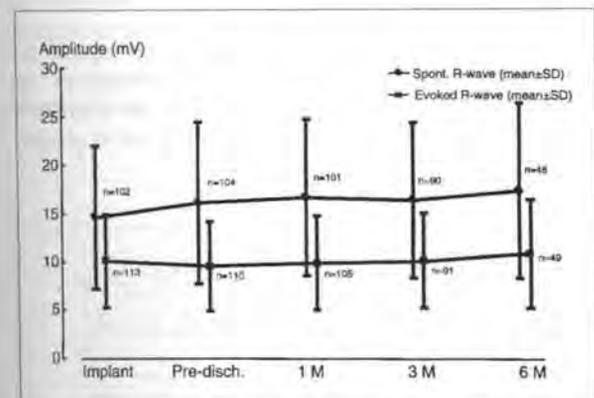


Figura 8 - Evolución de las amplitudes de onda R espontánea y onda R evocada. Ambos valores y sus desviaciones standard se mantienen estables.

detección, tanto de la onda R como de la onda R evocada, por una sensibilidad programada con un margen de seguridad insuficiente. El único problema que esto ha comportado, ha sido un erróneo aumento

del umbral de estimulación, en el caso de la onda R por latidos de pseudofusión y en el caso de la onda R evocada por detección de falsas pérdidas de captura. Todos se han corregido con la reprogramación del valor de sensibilidad correspondiente.

Los valores de impedancia correspondieron en valor y evolución, a los habituales de este tipo de electrodos. Su medición era importante con vistas a calcular el consumo del marcapasos.

El consumo del marcapasos se ha calculado según el potencial de impulso y el valor de la impedancia, más el consumo interno del generador (Fig. 9), y el que hubiera tenido un marcapasos convencional VVIR equivalente, calculado según un potencial de salida programado de 2.5 V. con la misma duración de 0.31 msec. (Fig. 10).

## DISCUSIÓN

La primera observación que puede realizarse de los valores de umbral de estimulación presentados, es la pequeña diferencia entre el umbral medido con función VARIO y con función Autocaptura. El motivo es explicable, dado que la función VARIO mide el

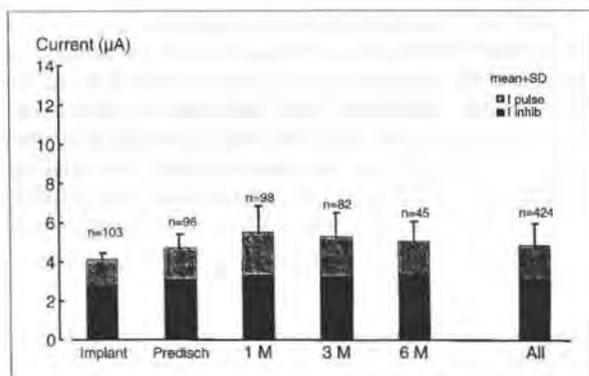


Figura 9 - Gráfica de consumo del marcapasos según valores de estimulación e impedancia obtenidos.

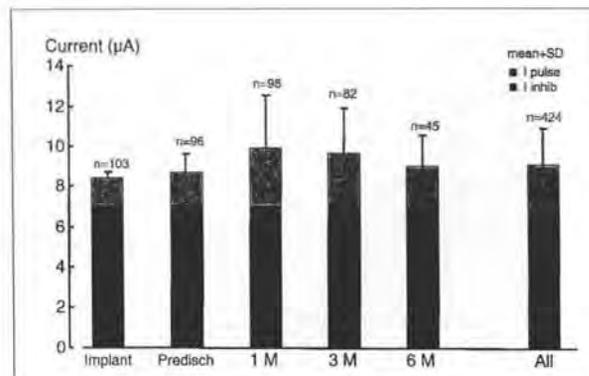


Figura 10- Gráfica del consumo que hubiera tenido un marcapasos VVIR convencional equivalente, programado a un potencial de salida de impulso de 2.5 V. y 0.31 ms.

umbral en progresión decreciente de potencial, de arriba hacia abajo, mientras que la función Autocaptura lo mide en progresión creciente, de abajo hacia arriba. Si bien, es prematuro llegar a conclusiones dado que solo se han revisado 49 seguimientos, parece que a los 6 meses, la diferencia entre ambos valores disminuye, lo que podría explicarse por la mayor estabilidad del electrodo al haberse establecido la fibrosis.

La onda R evocada no puede ser medida en la actualidad con ningún analizador de umbrales, es preciso medirla a través de la telemetría del marcapasos. Esto comporta tener el programador en quirófano y realizar la medición una vez se ha conectado el electrodo al marcapasos. La gran pregunta era, ¿es preciso medir la onda R evocada, o basta con obtener un buen valor de onda R espontánea?

No se ha podido encontrar una correlación entre los valores medidos de onda R con los de onda R evocada (Fig. 11), no obstante, en el 90% de los implantes se consiguió una onda R evocada igual o superior a 4.5 mV. como se requeriría en el estudio. Si consideramos que el valor mínimo aceptable de onda R evocada es de 2.9 mV., hay que suponer que sólo una pequeña minoría de pacientes, puede requerir el reposicionamiento del electrodo por este motivo.

La correcta programación del valor de sensibilidad de la onda R evocada, es lo que permite la adecuada detección de la captura, o no captura del impulso de estimulación. Era pues muy importante saber si es posible detectar de forma fiable el potencial evocado, y si esta detección se mantenía estable o variaba en exceso con los cambios de potencial de estimulación, o con las variaciones del ángulo de detección que comportan los cambios posturales, o los de la sístole cardíaca<sup>14</sup>.

Las únicas variaciones que han ocasionado alteraciones en la detección de la onda R evocada, han sido atribuibles a microdislocaciones o inestabilidad durante la fase aguda de postimplantación, compor-

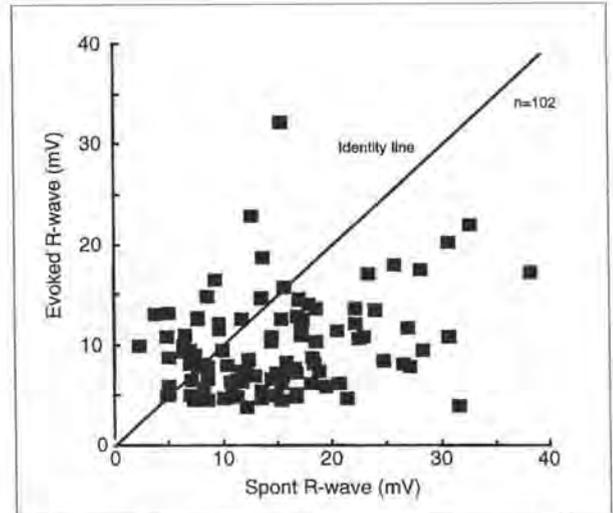


Figura 11- En esta gráfica se han incluido todas las amplitudes de onda R espontánea y onda R evocada, medidos en el momento de la implantación. Se puede observar que no existe correlación alguna entre ellos.

tando únicamente una disminución en el margen de seguridad. En aquellos casos en que ha descendido a porcentajes inferiores al 80%, se han observado esporádicas falsas pérdidas de captura (Fig. 12), con reprogramación automática del potencial de salida a valores fluctuantes (Fig. 13).

La autoprogramación del marcapasos a un potencial de 4.5 V. no comporta ninguna alteración clínica ni molestias al paciente, el único problema es un aumento del consumo del marcapasos, hasta la reprogramación al valor adecuado de detección de la onda R evocada (Fig. 14).

Puede ser aconsejable en la fase aguda de postimplantación, programar unos márgenes de seguridad de detección de la onda R y de la onda R evocada, superiores a los aconsejados por el progra-

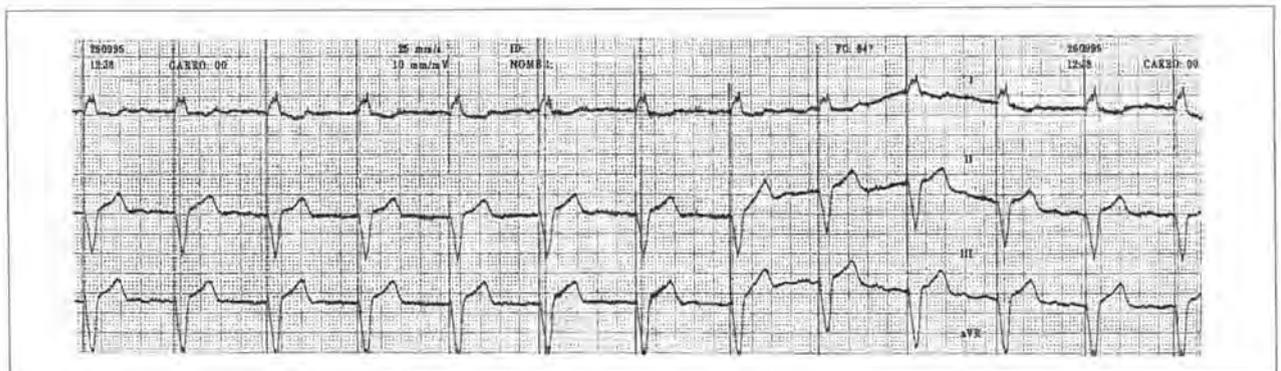


Figura 12- En este trazado de ECG se puede observar como a pesar de que todos los estímulos capturan, el marcapasos emite esporádicamente impulsos de seguridad por no detectar la onda R evocada debido a que el margen de seguridad programado es insuficiente.

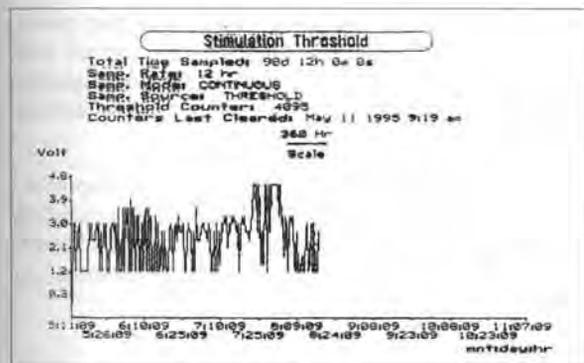


Figura 13- Histograma de umbral / tiempo obtenido en el seguimiento de la paciente de Fig.13. Se observa la inestabilidad del umbral, fluctuando entre 1.2 V. (valor real de umbral de estimulación) y 4.5 V. La paciente es marcapasos dependiente, al no poseer ritmo cardíaco espontáneo, puede descartarse la posibilidad de mediciones de umbral artefactadas por pseudofusiones.

mador. Según mi experiencia, un buen margen de seguridad durante la fase aguda, sería de 200% para la onda R, y de 150% para la onda R evocada. Dado el diseño de los circuitos de detección, no es aconsejable programar por norma, como podría pensarse al ser la detección bipolar, la máxima sensibilidad programable, pues un excesivo margen de seguridad podría conllevar a problemas de detección por saturación de los circuitos.

La posibilidad de observar las variaciones del umbral de estimulación en el tiempo, nos ofrece una amplia gama de posibilidades de estudiar las fluctuaciones del umbral, con la inestabilidad y la microdislocación postoperatoria de los electrodos, y la influencia de fármacos, y las diversas patologías sistémicas sobre la excitabilidad del músculo cardíaco.

El beneficio de la adaptación del potencial de salida al umbral de estimulación, no es únicamente

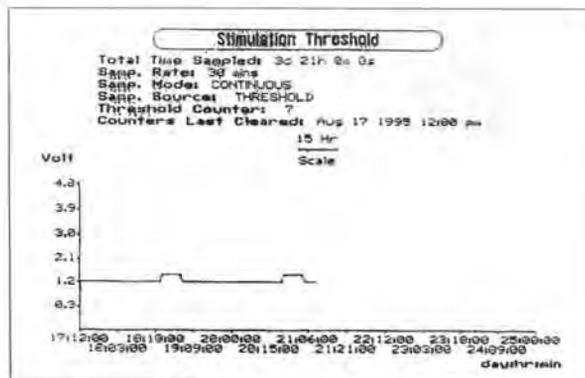


Figura 14- Histograma de umbral / tiempo correspondiente a la misma paciente que el de la Fig. 14, cuatro días después de haberse reprogramado el valor de detección de la onda R evocada con un margen de seguridad adecuado.

el del ahorro de energía. En algunos pacientes, el aumento de umbral en marcapasos convencionales, puede llegar a comprometer la captura del impulso, tanto por inestabilidad del electrodo (Fig. 15), como por agravación de patologías cardíacas asociadas (Fig. 16).

En ambos casos un marcapasos convencional habría sido programado, de acuerdo con el umbral de estimulación obtenido, a una amplitud de 2.5 V. En el primer caso habría supuestas pérdidas esporádicas de captura, que podrían haber resultado sintomáticas para el paciente. En el segundo caso la pérdida de captura se habría presentado en el momento más álgido de la agravación, probablemente cuando era más dependiente de la estimulación.

## CONCLUSIÓN

La detección de la onda R evocada ha demostrado ser posible, fiable y estable en el tiempo. Los márgenes de seguridad calculados por el marcapasos han

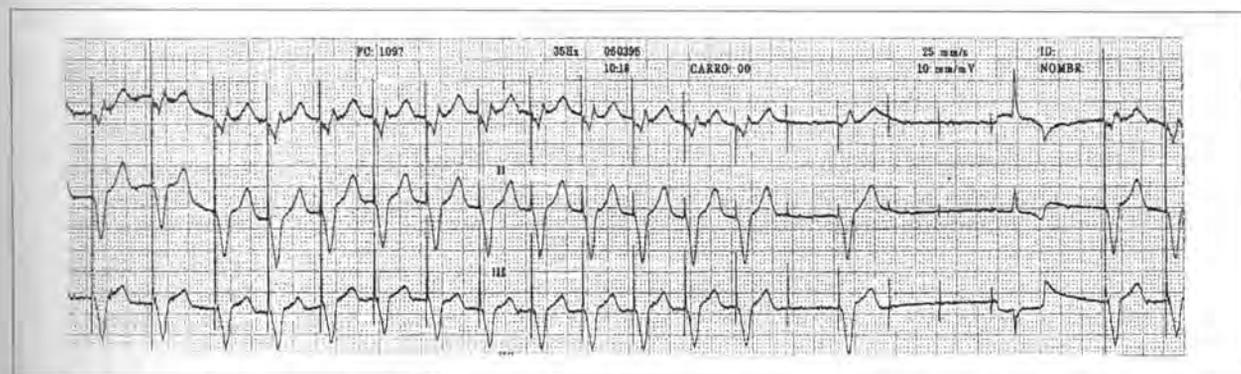


Figura 15- Trazado ECG donde se aprecia la pérdida de captura durante la secuencia VARIO, obteniéndose la des polarización cardíaca con impulsos de menor amplitud. Se mantuvo un trazado ECG durante 8 minutos observándose pérdidas de captura esporádicas con los correspondientes impulsos de seguridad. Se realizó una lectura telemétrica cada dos minutos, para saber a que potencial de salida estaba estimulando el generador, fluctuando la amplitud de impulso entre 1.2 y 2.7 V.

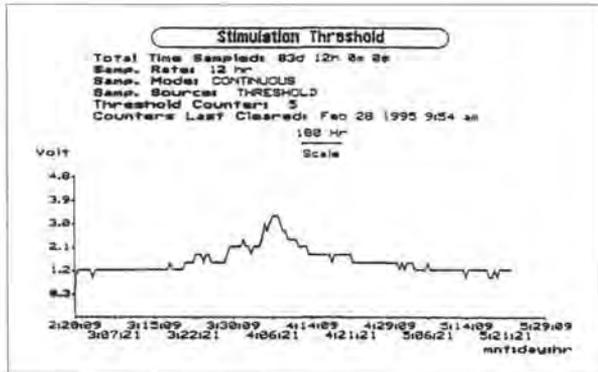


Figura 16- Histograma de umbral / tiempo de una paciente afecta de insuficiencia cardíaca compensada con tratamiento tónico deplectivo. La paciente refirió un deterioro de su clínica a primeros de Abril. Acudió a su Cardiólogo el 05 de Abril, el cual cambió la medicación. A partir de ello la paciente refiere una mejoría progresiva hasta la normalidad sintomática. La aparición y mejoría de síntomas corresponde con el deterioro y mejora del umbral.

demostrado ser suficientes, excepto en algún caso, en la fase aguda de postimplantación. La pérdida esporádica de detección de la onda R evocada no comporta ningún riesgo para el paciente, solo conlleva a un aumento del potencial de salida, fácil de diagnosticar y de solventar.

La adaptación del potencial de salida al umbral ha demostrado ser fiable y segura, permitiendo un muy bajo consumo del generador de impulsos comparado con el de los marcapasos asequibles en el mercado hoy en día.

Los datos diagnóstico dos que ofrece el marcapasos no sólo son de extrema utilidad para el control de la

función Autocaptura, además abren una gran puerta para el estudio de las variaciones de umbral ante factores físicos, químicos y fisiológicos que pueden interferir o afectar el tratamiento de estimulación cardíaca artificial.

Los beneficios clínicos pueden llegar a representar la diferencia entre estimulación asegurada o pérdida de captura permanente, lo que en algunos pacientes, puede llegar a comprometer seriamente su supervivencia.

#### Investigadores:

**Dr.M.Guerola**, Hospital Clínico y Provincial de Barcelona, Catalunya, España. **Dr.Ch. Kennergren**, Dr.H.Walfridsson, R.N.M.Capocci, Shalgrenska Sjukhuset Göteborg, Sweden. **Dr.W.Schenkel**, Medisch Centrum, Leeuwarden, Netherlands. **Dr.P. Vietmeier**, Mr.J.Kreuze, Dr.P.Sammer, Zentrum der Chirurgie, Frankfurt, Germany. Prof. E.Knapp, Dr.H.Antretter, Universitätsklinik für Innere Medizin, Innsbruck, Austria. **Prof.A.Gutschker**, Dr.R.Kalisch, Carl-Thiem-Klinikum, Cottbus, Germany. **Dr.L.Binner**, Dr.F.Hofgärtner, Med Universitätsklinik Abt Innere Medizin II, Ulm, Germany. **Dr.O.Svensson**, Länssjukhuset Ryhov, Jönköping, Sweden. **Dr.D.Gascón**, Dr.F.Pérez-Vico, Virgen del Rocío, Sevilla, España. **Dr.I.Kruse**, Dr.P.Brunmark, Arvika Lasarett, Arvika, Sweden. **Dr.P.Stolwijk**, Dr.H.A.Bosker, Ziekenhuis Rijnstate, Arnhem, Netherlands. **Dr.M.Clarke**, City General Hospital, Stoke-On-Trent, Great Britain. **Dr.P.Fels**, Dr.I.Stoel, Dr.L.J.B.L.t.Kate, Drechtsteden Ziekenhuis, Dordrecht, Netherlands. **Dr.L.Thuesen**, Skejby Sygehus, Arhus, Denmark. **Dr.H.Schüller**, Dr.T.Fahraeus, R.N.K. Strindlöv, Thoraxkliniken, Lund, Sweden. **Dr.C.Linde**, Dr.F.Gadler, Karolonska Sjukhuset. **Prof.O-J.Ohm**, Haukeland Sykehus, Bergen, Norway.

GUEROLA, M.; BINNER, L.; CLARKE, M.; OHM, O. J.; SCHÜLLER, H. - Autocaptura function in a VVIR pacemaker, a multicentre clinical experience. *Reblampa*, 9(2): 83-91, 1996.

**ABSTRACT:** The Autocaptura algorithm verifies capture beat by beat. An automatic search for the capture threshold adjusts the output to 0.3 V above the measured value. If a loss of capture is detected, the system emits a back-up pulse of 4.5 V (full) amplitude. This takes place 63 ms following the stimulation attempt and hence, does not create a pause in the cardiac rhythm. Autocaptura thus gives a full threshold safety margin with low energy consumption. The algorithm is incorporated in a 12.8 gr. and 5.9 cm<sup>3</sup> VVIR pulse generator. The study included 113 patients, 57 males and 56 females. Mean age was 76 years, ranging from 45 to 93. ECG indications were atrial fibrillation with slow ventricular response in 84% of the cases and AV-block in the remaining 16%. Data from 112 pre-discharge, 107 1-month, 94 3-month and 49 6-month follow-ups have been reviewed. A 24-hour holter was recorded at the 1-month follow-up. Mean pacing threshold at implant was 0.6 V at 1-months 1.3 V, 3-month 1.3 V, and at 6-months 1.2 V. Intrinsic R-wave/evoked R-wave were measured and the mean values were; at implant 14.7/10.2 mV, 1-month 16.8/10.0 mV, 3-months 16.5/10.2 mV and at 6-months 17.5/11.0 mV. The current consumption was also assessed and the mean value was 3.9 ± 0.8 mA. Calculated longevity of the device, according to these values, would be 7 to 8 years. Beat by beat analysis from the 24-hour holter tapes, totalling 3.7 million beats, verified that every loss of capture was detected and followed by a back-up pulse capturing the heart. **Conclusion:** Autocaptura offers the ability to automatically change the output according to the prevailing capture threshold and thus enables us to offer safe and reliable pacing therapy with low energy consumption.

**DESCRIPTORS:** pacemakers, autocaptura, threshold.

#### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- PRESTON, T. A & BOWERS, D. L. - Report of a continuous threshold tracking system. In: Th. THALEN, H. J. (Ed) - *Cardiac Pacing*. Assen, The Netherlands, Van Gorcum, 1973, p. 295.
- PRESTON, T. A & BOWERS, D. L. - The automatic threshold tracking pacemaker. *Med. Instrumentation*, **8**: 322, 1974.
- MUGICA, J.; LAZARUS, B.; BUFFET, J., et al. - Pacemaker with automatic adaption to the pacing threshold. In: Th. THALEN, H. J. (Ed.) - *Cardiac Pacing*. Assen, The Netherlands, Van Gorcum, 1973, p. 150.
- DONALDSON, R. M. & RICKARDS, A. F. - The ventricular endocardial paced evoked response. *PACE*, **6**: 253, 1983.
- AUERBACH, A. A. & FURMAN, S. - The autodiagnostic pacemaker. *PACE*, **2**: 58, 1979.
- RICKARDS, A. F. & NORMAN, J. - Relation between QT interval and heart rate: New design of physiologically adaptive cardiac pacemaker. *Br. Heart J.*, **45**: 56, 1981.
- BOUTE, W.; DERRIEN, Y.; WITTKAMPF, F. H. M. - Reliability of evoked endocardial T-wave sensing in 1.500 pacemaker patients. *PACE*, **9**: 948, 1986.
- BÖLZ, A.; HUBMANN, M.; HARDT, R., et al. - Low polarization pacing lead for detecting the ventricular-evoked response. *Med. Prog. Through Tech*, **19**: 129, 1993.
- FELD, G. K.; LOVE, C. H. J.; CAMERLO, J., et al. - A new pacemaker algorithm for continuous capture verification and automatic threshold determination: Elimination of pacemaker afterpotential utilizing a triphasic charge balancing system. *PACE*, **15**: 171, 1992.
- CURTIS, A. B.; VANCE, F.; MILLER, K. - Automatic reduction of stimulus polarization artifact for accurate evaluation of ventricular evoked responses. *PACE*, **14**: 529, 1991.
- CURTIS, A. B.; VANCE, F.; QUIST, S. M., et al. - A new algorithm for minimizing pacemaker polarization artifact: Universally applicable in permanent pacing systems. *PACE*, **14**: 1803, 1991.
- CURTIS, A. B.; VANCE, F.; SHIFRIN, K. - A successful method for minimizing stimulus polarization artifact for accurate evaluation of intracardiac evoked potentials. The Myocardium in Bradycardia Abstracts. *PACE*, **13**: 99, 1990.
- BYRD, C. H.; LIVINGSTON, A.; CALLAGHAN, F., et al. - A special circuit designed for high fidelity ventricular evoked measurement using a standard bipolar lead. *PACE*, **11**: 91, 1988. (NASPE Abstracts).
- CURTIS, A. B.; VANCE, F.; SHIFRIN, K. M. - Characteristic variation in evoked potential amplitude with changes in pacing stimulus strength. *Am.J. Cardiol.*, **66**: 416, 1990.
- GUEROLA, M. - Cost/benefit relationship of lead size reduction. In: SANTINI, M. (Ed.): *Progress in Clinical Pacing 1994*. Futura media services, Inc. NY., 1994, p.281.
- MUND, K.; RICHTER, G. WEIDLICH, E., et al. - Development of a non-polarizable stimulating electrode for implantable cardiac pacemakers. *Siemens Forsch.-u. Entwickl.-Ber*, **4**: 3, 1979.
- SNOECK, J. BERKHOF, M.; VRINTS, C. - Simultaneous bipolar pacing and sensing during EPs. *J. Electrocardiology*, **22**: 224, 1989.
- GUEROLA, M. - Cost/benefit relationship of lead size reduction. In: SANTINI, M. (Ed): *Progress in Clinical Pacing 1994*. Futura media services, Inc. NY. 1994, p.281.