

## Estimulación sin cables con sincronía auriculoventricular: estudio piloto de validación con Holter-ECG



### Leadless atrioventricular synchronous pacing: a validation pilot study with Holter monitoring

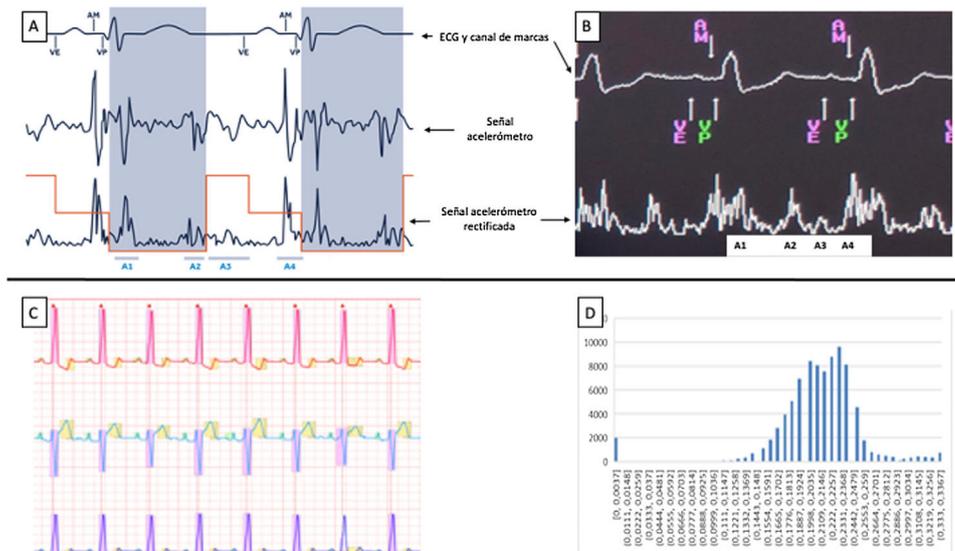
#### Sr. Editor:

Hasta hace pocos meses, los marcapasos sin cables (MSC) eran capaces de funcionar únicamente en modo VVIR. Sin embargo, la estimulación unicameral solo cubre un 15% de las indicaciones de los marcapasos y supone el 38,5% de todos los modos de estimulación en España<sup>1</sup>. En el estudio MARVEL 2, la detección de la actividad auricular mediante el acelerómetro del MSC mostró una sincronía auriculoventricular (AV) del 89,2% durante 5 h de funcionamiento<sup>2</sup>. El MSC Micra AV MC1AVR1 (Medtronic Ibérica, S.A., España) utiliza la señal procedente del acelerómetro para detectar los 4 ruidos del ciclo cardiaco (A1, A2, A3 y A4) y así proporcionar una estimulación ventricular sincronizada con la actividad auricular (modo VDD). Tras un periodo de cegamiento (A1 y A2), el dispositivo inicia una ventana de búsqueda de eventos ventriculares (VE) que finaliza tras el componente pasivo del llenado ventricular (A3), para acto seguido buscar el componente activo (A4), señal que el dispositivo identifica como la contracción mecánica auricular (AM). La detección de la señal A4 desencadena un estímulo ventricular (VP), tras un intervalo AM-VP de pocos milisegundos (figura 1A,B). Después del implante, el dispositivo realiza una configuración automática de los parámetros auriculares (ventana VE, umbral A3 y umbral A4) para proporcionar sincronía AV. Tras ello, en caso de que fuera necesario, se puede realizar un ajuste manual de dichos parámetros para optimizar el seguimiento de la señal auricular.

En este trabajo se presenta la experiencia inicial en nuestro centro con los primeros 10 pacientes a los que se implanta un MSC Micra AV, tras realizar un estudio con Holter-ECG de 24 h para

analizar la concordancia entre la sincronía AV medida por los contadores del dispositivo y la determinada por el registro electrocardiográfico. Todos los implantes se realizaron mediante la técnica estándar con punción femoral guiada por ecografía y sedación profunda asistida por un facultativo del servicio de anestesiología. Se realizó una primera interrogación del dispositivo antes del alta del paciente y después seguimientos a la semana, al mes y a los 3 meses a través del sistema de monitorización a distancia. En caso de precisarse una reprogramación, se realizó presencialmente y se evaluó a distancia 1 semana después para comprobar el resultado de los cambios. El estudio con Holter de 24 h se realizó una vez que el porcentaje de sincronía AV determinado por los contadores (AM-VP + AM-VS) permanecía estable durante al menos 2 meses. Se realizó una interrogación del dispositivo antes y después de la colocación del Holter.

Entre el 1 de junio y el 6 de noviembre de 2020 se implantaron 10 MSC Micra AV (media de edad,  $83,5 \pm 5,4$  años; 7 varones; 5 implantes por bloqueo AV completo y 5 por bloqueo de segundo grado). Todos los pacientes firmaron el consentimiento informado y fueron informados de la naturaleza del dispositivo. El estudio se llevó a cabo cumpliendo los principios de la Declaración de Helsinki. Dos operadores (S. Briongos Figueroa y Á. Estévez Paniagua) implantaron todos los dispositivos tras una sola liberación y sin complicaciones derivadas del procedimiento (tabla 1). En el seguimiento se consideró necesaria la reprogramación de los parámetros auriculares en el 100% de los pacientes. Dichos cambios se llevaron a cabo en las 4 semanas tras el implante. La programación del dispositivo en el momento del Holter se resume en la tabla 1. El estudio con Holter de 24 h se realizó tras un seguimiento medio de  $141,4 \pm 45$  días tras el implante. Las señales electrocardiográficas del registro (figura 1C) se analizaron de manera enmascarada mediante el sistema de detección automática de señales electrocardiográficas que usa una delineación de señales basado en la transformada de ondas descrito por Martínez et al.<sup>3</sup>, el cual presenta una sensibilidad del 98,9% y un



**Figura 1.** Esquema de funcionamiento de la sincronía auriculoventricular (A) e imagen extraída del programador (B). La línea roja corresponde a los umbrales de A3 y A4 y la zona sombreada (A), al cegamiento auricular. C: ejemplo de análisis automático del Holter-ECG mediante el sistema de delineación de señales; el sombreado verde, morado y amarillo corresponde a la detección de la onda P, QRS y onda T respectivamente. D: histograma de distribución de los intervalos P-QRS obtenidos mediante el sistema de delineación de señales; en el eje de abscisas se representan los distintos intervalos P-QRS (s), mientras que en el eje de ordenadas se representa el número total de latidos en cada intervalo P-QRS determinado; la columna P-QRS = 0 del histograma (columna izquierda) indica el número de latidos en que el QRS no tiene onda P previa. AM: señal que marca la detección de la contracción mecánica auricular; ECG: electrocardiograma; VE: señal que marca el final de la ventana de A3; VP: señal correspondiente al estímulo ventricular mediado por el marcapasos. Esta figura se muestra a todo color solo en la versión electrónica del artículo.

**Tabla 1**

Datos del implante y de funcionamiento/programación en el momento del Holter

<b>Implante</b>	
Tiempo de fluoroscopia	9,2 ± 14,6 min
<b>Localización, n</b>	
Zona alta SIV	5
Zona media SIV	3
TSVD	2
Onda R	13 ± 4,4 mV
Impedancia	1.004 ± 273,7 Ω
Umbral (a 0,24 ms)	0,66 ± 0,43 V
<b>Holter</b>	
Onda R	16,1 ± 5,5 mV
Impedancia	690 ± 214,9 Ω
Umbral (a 0,24 ms)	0,55 ± 0,51 V
<b>Conducción AV, n</b>	
Intacta	1
Bloqueo AV paroxístico	3
Bloqueo AV de segundo grado	5
Bloqueo AV completo	1
<b>Programación, n</b>	
VDD 40/105	7
VDD 50/105	3
<b>Vector, n</b>	
1+2	3
1+3	1
2+3	5
1+2+3	1
Umbral A3 <sup>a</sup>	8,0 ± 3,1 m/s <sup>2</sup>
Ventana VE <sup>b</sup>	620 ± 25,8 ms
Umbral A4 <sup>a</sup>	2,9 ± 1,3 m/s <sup>2</sup>
Señal A4	4,4 ± 1,4 m/s <sup>2</sup>

AV: auriculoventricular; SIV: septo interventricular; TSVD: tracto de salida del ventrículo derecho.

Los valores expresan n (%) o media ± desviación estándar.

<sup>a</sup> Automático.

<sup>b</sup> Fijo.

valor predictivo positivo del 91,6% para la detección de la onda P. Se definió latido con sincronía AV aquel que tuviera una onda P seguida de un complejo QRS a 300 ms o menos (mismo criterio que en estudio MARVEL 2)<sup>2</sup>. La suma total del tiempo analizado en los 10 pacientes fue de 210,6 h con un total de 915.488 ciclos cardiacos. Las medias de frecuencia cardiaca mínima, media y máxima fueron de 48,6 ± 8,0, 71,9 ± 8,4 y 105,6 ± 9,5 lpm respectivamente. El porcentaje medio de latidos con sincronía AV fue del 88,6 ± 8,5%. La sincronía AV media determinada por los contadores del dispositivo fue del 89,8 ± 5,5% durante las 24 h del Holter. La correlación individual entre ambas medidas fue buena (coeficiente de correlación intraclase = 0,72).

En nuestro estudio piloto, tras un ajuste manual de los parámetros auriculares, el porcentaje de sincronía AV a corto plazo fue elevado. Los datos de sincronía AV proporcionados por el dispositivo parecen fiables, una vez comparados con el registro electrocardiográfico. No obstante, son precisos análisis más amplios para corroborar estos datos.

## FINANCIACIÓN

No se requirió financiación alguna para la realización de este trabajo.

## CONTRIBUCIÓN DE LOS AUTORES

S. Briongos Figuero: diseño del estudio, recogida y análisis de datos, redacción del artículo. Á. Estévez Paniagua: diseño del estudio, recogida y análisis de datos, redacción del artículo. A. Sánchez Hernández: recogida de datos y revisión crítica. A. Abad-Motos: recogida de datos y revisión crítica. A. Ruiz: recogida de datos y revisión crítica. R. Muñoz-Aguilera: análisis de datos, redacción y revisión crítica del artículo.

## CONFLICTO DE INTERESES

Ninguno de los autores declara conflictos de intereses en relación con este trabajo.

## Agradecimientos

Un agradecimiento muy especial a Gonzalo Sánchez por su ayuda y trabajo desinteresado.

Sem Briongos Figuero<sup>a,b,\*</sup>, Álvaro Estévez Paniagua<sup>a,b</sup>, Ana Sánchez Hernández<sup>a,b</sup>, Ane Abad-Motos<sup>c</sup>, Alicia Ruiz<sup>c</sup> y Roberto Muñoz-Aguilera<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Cardiología, Hospital Universitario Infanta Leonor, Madrid, España

<sup>b</sup>Departamento de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España

<sup>c</sup>Servicio de Anestesiología y Reanimación, Hospital Universitario Infanta Leonor, Madrid, España

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: [semdoc@hotmail.com](mailto:semdoc@hotmail.com) (S. Briongos Figuero).

On-line el 26 de mayo de 2021

## BIBLIOGRAFÍA

- Cano Pérez Óaue, Pombo Jiménez M, Lorente Carreño D, Chimeno García J; Spanish Pacemaker Registry. 16th Official Report of the Spanish Society of Cardiology Working Group on Cardiac Pacing (2018). *Rev Esp Cardiol.* 2019;72:944–953.
- Steinwender C, Khelae SK, Garweg C, et al. Atrioventricular synchronous pacing using a leadless ventricular pacemaker: results from the MARVEL 2 Study. *JACC Clin Electrophysiol.* 2020;6:94–106.
- Martínez JP, Almeida R, Olmos S, Rocha AP, Laguna P. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2004;51:570–581.

<https://doi.org/10.1016/j.recesp.2021.04.010>

0300-8932/ © 2021 Sociedad Española de Cardiología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.