

Estimulación cardíaca temporal prolongada mediante un sistema externo de estimulación permanente

Prolonged Temporary Cardiac Pacing Using an External Permanent Pacing System

Sra. Editora:

El número de implantes anuales de marcapasos y desfibriladores implantables continúa creciendo en nuestro medio. Ello se debe fundamentalmente a la mayor expectativa de vida de la población en el caso de los marcapasos y las indicaciones de prevención primaria en el caso de los desfibriladores implantables^{1,2}. A pesar de que la incidencia de infecciones de dispositivos cardíacos implantables no es elevada, esta complicación determina un aumento de morbilidad y mortalidad entre los pacientes afectados. La estrategia que consigue mejores resultados es la extracción completa del sistema (electrodos y generador) junto con un tratamiento antibiótico prolongado¹. En pacientes dependientes de estimulación, a los problemas generales de estos pacientes, se añade la necesidad de estimulación cardíaca temporal, en ocasiones muy prolongada, previa al implante de un nuevo sistema. En la mayoría de los casos, la estimulación temporal se consigue mediante la introducción percutánea transvenosa con control radioscópico de un electrocatéter bipolar, que se avanza hasta conseguir un buen contacto endocárdico con la cámara que se va a estimular. Dicho electrocatéter se conecta a un generador de estimulación temporal. Sin embargo, la necesidad de estimulación prolongada aumenta el riesgo de desplazamiento de los electrodos, así como de fallos de captura o detección, lo que puede resultar especialmente deletéreo en los pacientes dependientes de estimulación.

Presentamos el caso de un varón de 68 años con larga historia de miocardiopatía dilatada no isquémica, al que se implantó en 2007 un sistema de desfibrilación interna monocameral como terapia de prevención primaria de muerte súbita cardíaca. Se implantó un electrodo de fijación activa en el ápex del ventrículo derecho. En el momento del implante, el paciente presentaba una función sistólica del ventrículo izquierdo muy deprimida y estaba en fibrilación auricular crónica. Meses después del implante, el paciente necesitaba estimulación permanente tras haberse optimizado progresivamente el tratamiento médico. Cuatro años

después, el paciente presentó un deterioro progresivo de su clase funcional y se le planteó la necesidad de sustituir el sistema de desfibrilación monocameral por un sistema de desfibrilación con terapia de resincronización cardíaca. En espera de dicho procedimiento, el paciente presentó un absceso en la región de la bolsa del generador. Se explantó el sistema completo y se inició una terapia antibiótica intravenosa para corregir el proceso infeccioso tardío, antes de implantar el nuevo sistema. Ante la dependencia absoluta de estimulación, se decidió, antes del explante, implantar un sistema de estimulación que permitiese una estimulación fisiológica, segura, cómoda y prolongada. Así, por vía venosa yugular interna izquierda y a través de un introductor corto con camisa (fig. 1A), se avanzó, con control radiológico y medidas estériles, un electrodo convencional de estimulación permanente de fijación activa. Este se posicionó en la región septal del ventrículo derecho, con umbral óptimo de estimulación (fig. 1B). Dicho electrodo se conectó a un generador de marcapasos permanente reesterilizado explantado en otro paciente sin signos de infección. El generador se programó en modo VVI/R a 70-120 lpm para permitir una estimulación más fisiológica. Se fijó el introductor a la piel, la camisa se fijó al electrodo y el generador se cubrió con un vendaje adhesivo a la región supraclavicular izquierda para evitar la tracción del electrodo o desplazamiento del generador. Al día siguiente se explantó percutáneamente el sistema infectado, sin complicaciones. El paciente mantuvo deambulación diaria desde el día siguiente y así estuvo un total de 21 días, tiempo en el que se completó la terapia antibiótica pautada. Después se implantó un sistema de desfibrilación con estimulación biventricular, sin complicaciones, y se extrajo a continuación el electrodo de fijación activa con control radiológico, sin complicaciones. El paciente fue dado de alta sin incidencias, tuvo una respuesta clínica favorable a la nueva terapia y no presentó complicaciones posteriores.

El empleo de electrodos de fijación activa usados en la estimulación permanente para conseguir una estimulación temporal adecuada presenta la ventaja de una mayor estabilidad del electrodo, la posibilidad de posicionarlo en distintas áreas del corazón (en el caso presentado se eligió el septo del ventrículo derecho para evitar complicaciones con la extracción del electrodo del ápex previamente implantado) y que se minimiza el riesgo de perforaciones con la mayor flexibilidad y la posibilidad de evitar las posiciones apicales. Los desplazamientos inadvertidos o accidentales del electrodo no son infrecuentes en pacientes portadores de

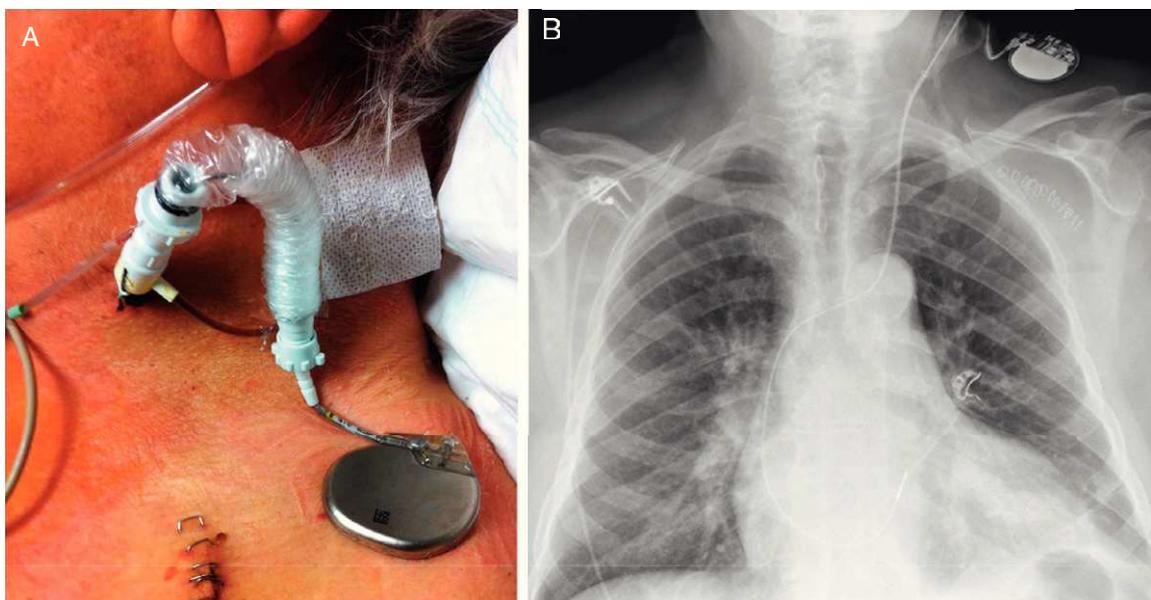


Figura 1. A: Región cervical izquierda donde se observa el sistema implantado. B: Radiografía posteroanterior de tórax tras el explante del sistema infectado.

marcapasos provisionales durante largos periodos. El resultado con un sistema de fijación activa ante tales circunstancias podría ser más comprometedor. Por ello, deben extremarse las precauciones en las curas de la herida y en la fijación estable del sistema en la región cervical del paciente. Por otra parte, que se pueda conectarlo a un generador de marcapasos permanente permite programar modos de estimulación más fisiológicos que ayuden a mantener una situación clínica estable y permitir la deambulación adecuada sin deterioro clínico. Dichas ventajas son especialmente deseables en los pacientes totalmente dependientes de estimulación que requieren una estimulación temporal muy prolongada. El pequeño tamaño del generador facilita su portabilidad, lo que facilita la deambulación del paciente y le permite una mayor movilidad en general.

Los generadores de marcapasos reesterilizados que se utilicen para este propósito, aunque sólo van a estar en contacto con la piel del paciente, por precaución, han de ser procedentes de pacientes sin evidencia de infección en el momento del recambio, lo que minimiza los posibles riesgos de infección. Respecto a los costes económicos, el mayor coste del electrodo de fijación activa utilizado respecto a los electrodos habituales de estimulación temporal se compensa por el hecho de que el paciente no requiere hospitalización en una unidad de mayor vigilancia.

Esta técnica debería tenerse en cuenta en pacientes que van a requerir una estimulación temporal prolongada por cualquier causa³, especialmente los dependientes de estimulación.

Miguel A. Arias*, Alberto Puchol, Marta Pachón, Jesús Jiménez-López y Luis Rodríguez-Padial

Unidad de Arritmias y Electrofisiología Cardíaca, Servicio de Cardiología, Hospital Virgen de la Salud, Toledo, España

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: maapalomares@secardiologia.es (M.A. Arias).

On-line el 23 de noviembre de 2011

BIBLIOGRAFÍA

1. Coma Samartín R, Sancho-Tello de Carranza MJ, Ruiz Mateas F, Leal del Ojo González J, Fidalgo Andrés ML. Registro Español de Marcapasos. VII Informe Oficial de la Sección de Estimulación Cardíaca de la Sociedad Española de Cardiología (2009). Rev Esp Cardiol. 2010;63:1452-67.
2. Alzueta J, Linde A, Barrera A, Peña J, Peinado R. Registro Español de Desfibrilador Automático Implantable. VI Informe Oficial del Grupo de Trabajo de Desfibrilador Automático Implantable de la Sociedad Española de Cardiología (2009). Rev Esp Cardiol. 2010;63:1468-81.
3. Wilkoff BL, Love CJ, Byrd CL, Bongiorno MG, Carrillo RG, Crossley GH, et al. Transvenous lead extraction: heart rhythm society expert consensus on facilities, training, indications, and patient management. Heart Rhythm. 2009;6:1085-104.

doi: 10.1016/j.recesp.2011.07.025

Valor de la angiografía rotacional radiológica intraprocedimiento en la ablación de fibrilación auricular. Comparación con otras técnicas de imagen

Value of Intraprocedural Radiologic Rotational Angiography in Atrial Fibrillation Ablation. Comparison With Other Imaging Techniques

Sra. Editora:

Dada la complejidad anatómica de la aurícula izquierda (AI) y las venas pulmonares (VP), es conveniente disponer de información anatómica individualizada con vistas a la ablación de la fibrilación auricular (FA). La resonancia magnética (RM) brinda una excelente reconstrucción anatómica. Asimismo, los sistemas de navegación tridimensional (SNT) son de uso habitual^{1,2}.

La angiografía rotacional radiológica (ARR) realiza una reconstrucción tridimensional de las cámaras cardíacas durante el procedimiento de ablación. Se la ha comparado con pruebas de imagen³⁻⁵, pero no con SNT.

Nos proponemos evaluar la precisión de la ARR en la reconstrucción de la AI y las VP, comparándola con la realizada mediante RM y SNT.

Se incluyó a pacientes consecutivos con indicación de ablación de FA. Criterios de exclusión: asma bronquial, obesidad que impidiera la libre rotación del arco radiológico, dificultad en la punción transeptal, insuficiencia renal, alergia al yodo. La ablación se realizó con anestesia general y SNT Ensite-NavX® (St. Jude Medical)³, previa realización de una RM cardíaca (Philips Achieva® 3T). Se programó una rotación circunferencial del arco radiológico de 240° (equipo Philips Allura). Se inyectó adenosina a dosis altas (18-24 mg), para provocar una pausa transitoria por bloqueo auriculoventricular. Iniciado dicho bloqueo, se inyectó contraste yodado en la AI y se realizó la rotación programada. El postprocesado de las imágenes reconstruyó tridimensionalmente la AI. La analizó de manera enmascarada un investigador (CH) y la comparó con la RM (número de VP y diámetro de sus ostia) y el SNT (número de VP).

Las variables continuas se describen como mediana [intervalo intercuartílico] y se comparan con el test del signo de Wilcoxon. Su correlación se determinó mediante el coeficiente de Spearman.

Se consideró para este estudio a 22 pacientes; se excluyó a 5 de ellos (2 por obesidad, 1 por punción transeptal dificultosa, 1 por asma y 1 por insuficiencia renal). La ARR se realizó sin complicaciones en 17 pacientes; 2 conformaron la fase piloto y los 15 restantes constituyeron nuestro grupo de estudio (tabla 1).

La ARR resultó no analizable en 3 pacientes. En estos pacientes la pausa fue menor que en los analizables, 2,1 [1,2-4,8] frente a 12,3 s [7,8-16,2] (p = 0,034). La ARR permitió observar 4 VP con ostia independientes en 8/12 pacientes con imágenes analizables y antro común en 4. Comparada con el SNT, la ARR fue idéntica en cuanto al número de VP y antro común en 10/12 pacientes (fig. 1). En los restantes pacientes, el SNT mostró un antro común izquierdo y una VP intermedia derecha, ausentes en la ARR y la RM.

Dispusimos de imágenes y mediciones de RM de 10 pacientes y la identificación de VP y antro común resultó igual que con la ARR en 9 (fig. 1). En el paciente restante, la RM identificó una VP

Tabla 1

Características basales

Pacientes	15
Edad (años)	52 ± 10
Varones	14 (93)
FEVI (%)	63 ± 9
Indicación de ablación	
FA paroxística	13 (86,7)
FA persistente	2 (13,3)
Ritmo al momento de la ARR	
Ritmo sinusal	10 (67)
FA	5 (33)

ARR: angiografía rotacional radiológica; FA: fibrilación auricular; FEVI: fracción de eyección del ventrículo izquierdo.

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