

Novedades en estimulación cardíaca 2006

Francisco Ruiz-Mateas^a, María J. Sancho-Tello^b, Raúl Coma-Sanmartín^c,
Marisa Fidalgo-Andrés^d, José Martínez-Ferrer^e y Ramón García-Calabozo^d

^aUnidad de Estimulación Cardíaca. Unidad de Cardiología. Hospital Costa del Sol. Marbella. España.

^bServicio de Cardiología. Hospital La Fe. Valencia. España.

^cUnidad Coronaria. Hospital Doce de Octubre. Madrid. España.

^dUnidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hospital de León. León. España.

^eUnidad de Estimulación Cardíaca. Servicio de Cardiología. Hospital de Txagorritxu. Vitoria. España.

En esta revisión se resumen los avances tecnológicos en estimulación cardíaca en el último año, como han sido la incorporación de navegadores a los programadores, los sistemas de detección de parámetros hemodinámicos y las novedades en el seguimiento, principalmente el seguimiento domiciliario y la guía terapéutica. Asimismo, se abordan los avances en resincronización, fibrilación auricular paroxística o el tratamiento actual de los pacientes portadores de marcapasos a los que se les desea realizar una resonancia magnética.

Palabras clave: Marcapasos. Estimulación en la insuficiencia cardíaca. Seguimiento.

Progress in Cardiac Pacing 2006

This article summarizes progress in cardiac pacing that has taken place in the last year, such as the incorporation of navigation technology into programmers, systems for monitoring hemodynamic parameters, and new developments in patient follow-up, principally home monitoring and the use of treatment guidelines. In addition, the article covers recent findings in resynchronization therapy, paroxysmal atrial fibrillation, and the management of patients with pacemakers who need to undergo magnetic resonance imaging.

Key words: Pacemakers. Pacing in heart failure. Follow-up.

Full English text available at: www.revespcardiol.org

INTRODUCCIÓN

La gran cantidad de información que se genera en cardiología y el rápido desarrollo tecnológico en el campo de la estimulación cardíaca (EC) producen un efecto negativo en el médico que desea estar al día, confundiéndolo a veces, y en otras ocasiones alejándolo de los verdaderos avances que se producen. En esta revisión se tratarán algunos de los aspectos de más interés referidos a la estimulación cardíaca, siguiendo los objetivos de estos suplementos. Los avances más significativos en el último año han sido, por una parte, los derivados del desarrollo tecnológico, y por otro, los avances médicos representados por los ensayos clínicos.

Para una adecuada comprensión de este capítulo en su conjunto, y dada la complejidad actual de la estimulación cardíaca, se ha mezclado de forma intencionada algunos de los avances tecnológicos con los resultados de estudios clínicos bajo un mismo epígrafe.

AVANCES EN TECNOLOGÍA BÁSICA DE LOS GENERADORES

Navegadores y otras aplicaciones de la tecnología digital

La incorporación de los sistemas de procesamiento de señales digitales a los marcapasos con un consumo igual que los amplificadores o filtros analógicos convencionales ha revolucionado la estimulación cardíaca, ya que se consigue un procesamiento exacto y seguro de las señales y se evitan los errores, además de su gran capacidad para realizar operaciones aritméticas complejas¹. En la tabla 1 se detalla su uso preferencial en la actualidad. La empresa Vitatron, pionera en el uso de la tecnología digital, ha incorporado a su programador un navegador que mejora la rapidez y la eficacia de la programación. Básicamente, lo que hace este sistema de navegación es extraer toda la información del marcapasos aprovechándose de la tecnología digital, pasando todos los datos al *software* del programador (los sistemas habituales sólo traspasan parte de los datos). Una vez cargada toda esa información (histogramas, algoritmos, medidas generales, umbrales, etc.) se puede utilizar desde una pantalla central, y con un clic, «navegar» a cualquier parte con gran rapidez. Este sistema permite aportar sugerencias te-

Correspondencia: Dr. F. Ruiz Mateas.
Unidad de Cardiología. Hospital Costa del Sol.
Ctra. Nacional 340, km 187. 29603 Marbella. Málaga. España.

ABREVIATURAS

AV: auriculoventricular.
 BAV: bloqueo auriculoventricular.
 DAI: desfibrilador automático implantable.
 EC: estimulación cardiaca.
 ENS: enfermedad del nodo sinusal.
 FA: fibrilación auricular.
 QALY: calidad de vida por año ganado.
 TRC: terapia de resincronización cardiaca.
 VD: ventrículo derecho.

rapéuticas de programación al integrar toda la información (fig. 1).

Asistencia al seguimiento

El seguimiento ha mejorado de forma significativa en algunos modelos generadores con el soporte de nuevos programadores. Las novedades más relevantes son el seguimiento domiciliario, la programación sin cables que ayudará en la consulta de seguimiento o durante la asistencia al implante y las guías terapéuticas implementadas en los programadores (fig. 2).

El seguimiento domiciliario se ha convertido en una herramienta más de los pacientes portadores de marcapasos. El sistema Home monitoring®, diseñado y mejorado por la empresa Biotronik®, permite ya, en la práctica diaria, realizar un seguimiento del marcapasos sin necesidad de que el paciente acuda físicamente a la consulta. El funcionamiento se basa en la incorporación de un transmisor, denominado CardioMessenger, utilizando las líneas habituales de telefonía móvil y que dispone de una tarjeta tribanda para garantizar su cobertura, que capta la información del marcapasos o desfibrilador implantado en el paciente y la envía a un centro de análisis mundial que Biotronik tiene en Alemania, donde se descodifica la información y se genera un informe cardiológico que se remite por correo electrónico o fax al cardiólogo del paciente en pocos

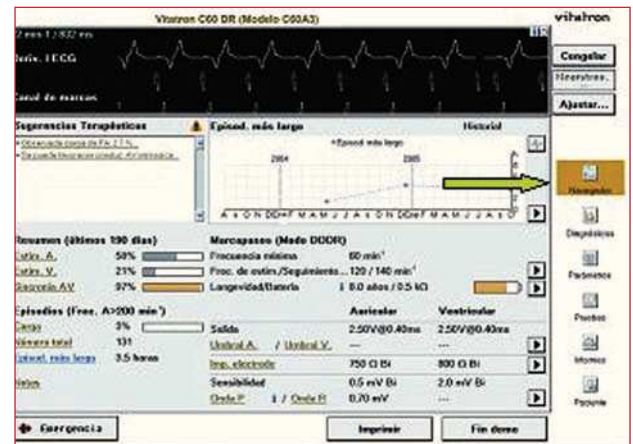


Fig. 1. Incorporación de navegadores al seguimiento. Cortesía de Vitatron.

minutos (fig. 3). Estos sistemas, que obviamente son caros, implicarían a los pacientes en el seguimiento, ya que precisan su colaboración y responsabilidad.

Las empresas Guidant® y Medtronic® han desarrollado un programador que permite la programación de los dispositivos a través de un sistema de telemetría sin necesidad de aplicar el cabezal de programación, que se realiza a través de una banda especial para aplicaciones médicas. Este sistema mejorará de forma significativa la asistencia al implante (fig. 4) y podrá dar más agilidad a la consulta de pacientes portadores de marcapasos.

Algunas firmas comerciales están incorporando en sus programadores guías terapéuticas; esta nueva modalidad de seguimiento, que ayuda a la programación del dispositivo, ofrece al médico recomendaciones de programación basadas en los datos clínicos del paciente. Los valores de los parámetros están basados en los estudios clínicos, la bibliografía y la práctica clínica habitual con consenso médico. La utilización práctica es sencilla; así, por ejemplo, en el caso de un paciente con enfermedad del nódulo sinusal y conducción auriculoventricular (AV) normal que acuda a consulta en

TABLA 1. Uso de la tecnología digital

	Ventajas
Reconocimiento de la señal	Detección precisa de las señales cardiacas. Análisis completo de cada señal Discriminar P sinusal de P retrógrada. Discriminación de la detección onda campo lejano Posibilidad de discriminar señal estimulada, latidos de fusión, etc.
Electrograma intracavitario	Alta calidad de la señal y amplitudes estables
Diagnósticos	Más precisos. Mayor fiabilidad. Activación permanente de todos los diagnósticos
Capacidad de almacenamiento	Mayor que con los dispositivos analógicos
Consumo	Igual o menor
Programación/interrogación a través de navegadores	Mayor rapidez Mayor eficacia

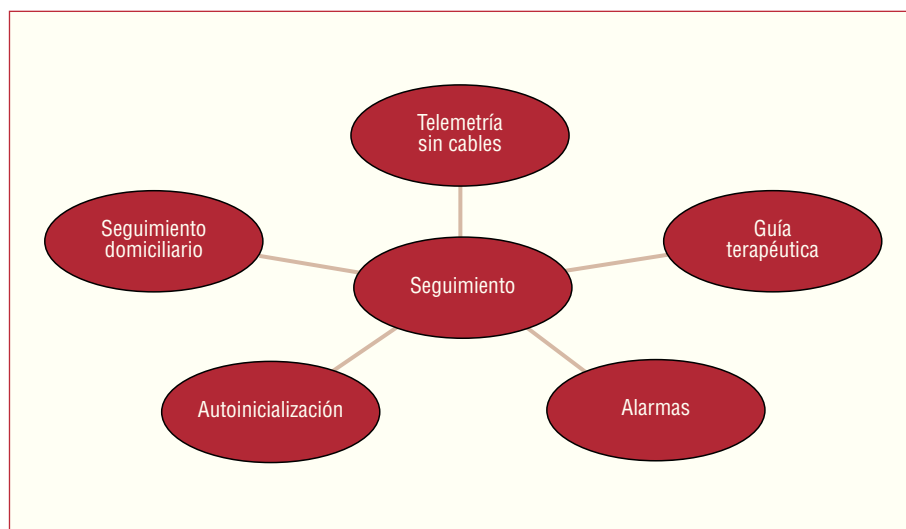


Fig. 2. Sistemas de ayuda al seguimiento.

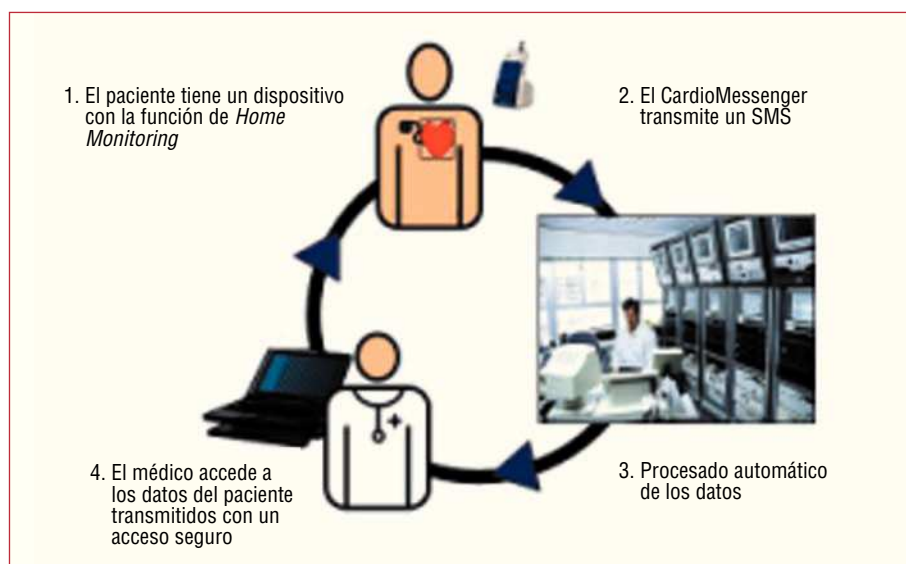


Fig. 3. Sistema de seguimiento domiciliario.

clase funcional I, la guía terapéutica nos ofrecerá como opción (que el médico tiene que aceptar o no) una determinada programación de modo, frecuencia cardíaca mínima y máxima, intervalos AV, etc. (fig. 5).

Hay una última novedad tecnológica relacionada con el seguimiento, que ya está implementándose en algunos dispositivos, la denominada *autoinicialización*, que supone una medida más en la seguridad y la eficacia tras el implante. Inicialmente, tras la conexión del generador al electrodo, éste detecta el tipo de sonda y selecciona la polaridad, y tras un tiempo de confirmación de seguridad pasa a activar las funciones, algoritmos y datos diagnósticos.

Sistemas para disminuir la estimulación apical derecha

En los últimos años se han puesto de manifiesto los efectos adversos de la estimulación apical derecha^{2,3}.



Fig. 4. Aplicación de la telemetría sin cables durante una intervención. Cortesía de Medtronic.

Además, hay datos clínicos que indican que el modo de estimulación AAI/R es superior a la DDD/R en pa-

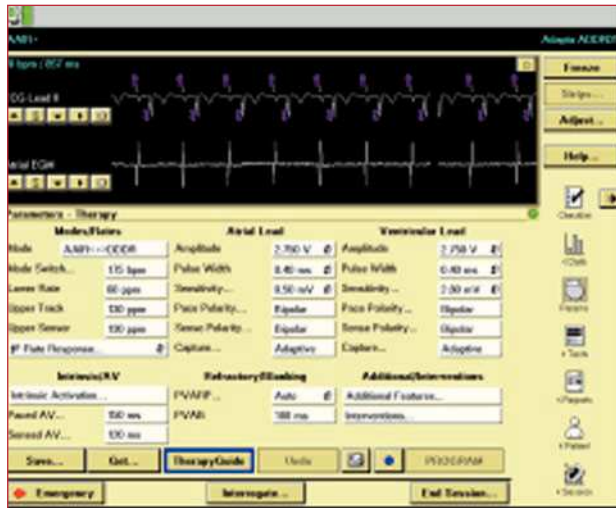


Fig. 5. Guía terapéutica ofrecida por el programador. Cortesía de Medtronic.

cientes con enfermedad del nódulo sinusal (ENS)^{4,5}. Asimismo, conocemos que los pacientes con ENS presentan escasa progresión a bloqueo auriculoventricular (BAV), por lo que en la actualidad se recomienda el modo AAI tras una selección adecuada de los pacientes⁶. Sin embargo, en la ENS, el modo más usado es DDD, lo que puede tener como resultado una estimulación ventricular derecha innecesaria durante mucho tiempo² si no se optimiza de forma muy adecuada la programación⁷.

Todos estos datos nos inducen a plantear no estimular el ventrículo derecho (VD) si no es necesario, y para ello se están diseñando cambios tecnológicos como la optimización continua del intervalo AV⁸, o dispositivos AAI/R que conmutan a DDD/R en caso necesario, creándose un nuevo concepto de estimulación fisiológica^{9,10}. En la actualidad hay 2 algoritmos de este tipo de funcionamiento que están incorporados a las últimas familias de marcapasos de dos empresas, que hacen que estimulen en modo AAI/R de forma preferencial, pero cambian a DDD/R cuando así se precisa:

1. AAI safer2 diseñado por ELA Medical (actualmente Grupo Sorin).
2. MVP (Managed Ventricular Pacing) de Medtronic.

Fig. 6. Sistema AAI safer2 que tras la detección de bloqueo auriculoventricular cambia a modo DDD. Cortesía de Grupo Sorin.

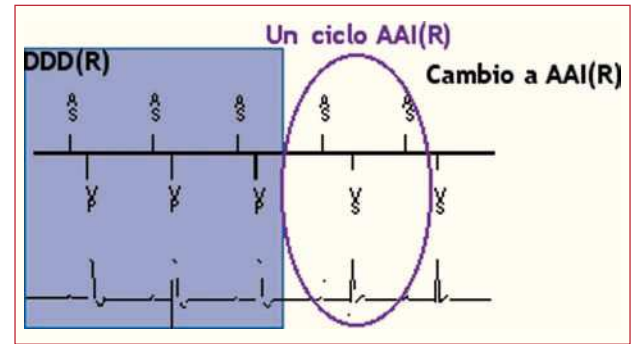
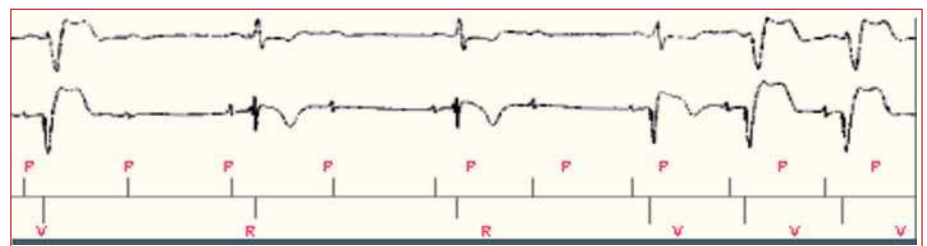


Fig. 7. Cambio a AAI(R) tras detección ventricular intrínseca.

Esta novedad técnica, y descrita con anterioridad¹¹, puede hacer que aumente el número de pacientes que se beneficien del modo de estimulación auricular. En las figuras 6 y 7 se muestra cómo realizan el cambio a DDD en presencia de un BAV 2:1 y cambio de modo a AAI(R) cuando se detecta actividad ventricular intrínseca.

Comprobación automática de captura auricular

La idoneidad de la captura ventricular es ya un hecho perfectamente establecido por la adecuada detección de la respuesta evocada; sin embargo, la verificación de la captura con los electrodos auriculares (no se dispone de suficiente amplitud de respuesta evocada) se ha desarrollado en firme en los últimos 2 años. Se han propuesto sistemas diferentes de análisis de la respuesta auricular evocada, como sería el cálculo de la integral del modo negativo del electrograma auricular con respecto al tiempo en estas dos configuraciones estimulación unipolar y electrograma «punta anillo» y estimulación bipolar y electrograma punta carcasa, que permitiría discriminar ampliamente la pérdida de captura, como demuestra un estudio de Boriani et al¹². No hay en la actualidad sistemas de estimulación que detecten la respuesta evocada auricular, pero sí disponemos de un sistema de control de captura y ajuste automático de la salida auricular, que es el Atrial Capture Management® de Medtronic, que incluye dos algoritmos diferentes basados en la estabilidad del ritmo sinusal o en la estabilidad de la conducción auriculoventricular.

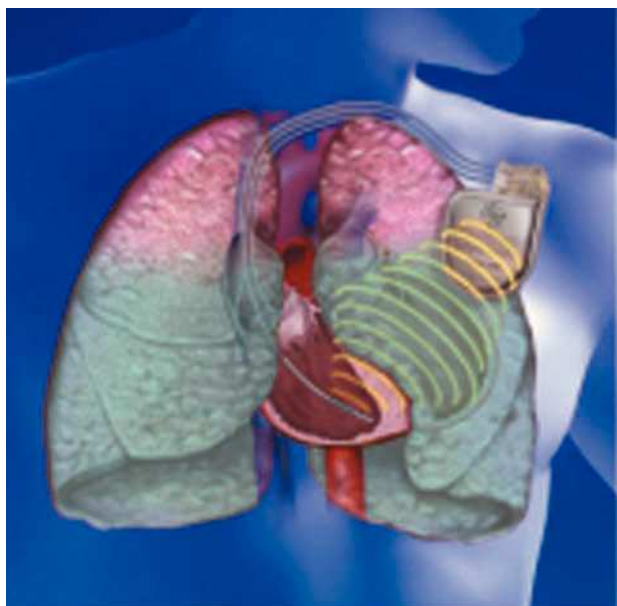


Fig. 8. Medición automática de la impedancia transtorácica. Sistema OptiVol®.

tricular. Este automatismo podrá beneficiar a pacientes seleccionados en cuanto a la estabilidad de la estimulación auricular y disminuir el consumo de la batería.

Sensores hemodinámicos

Se están implementando en los marcapasos varios sistemas de detección que se aprovechan de la propia implantación de los dispositivos y su contacto directo con las cavidades cardíacas, para la medición de parámetros hemodinámicos que pueden servir de gran ayuda en el seguimiento de los pacientes. Se está aplicando en la actualidad para la medición de la impedancia torácica y de la contractilidad miocárdica, y está muy avanzada la aplicabilidad de un medidor de presiones.

La impedancia de los tejidos se reduce conforme aumenta la cantidad de fluidos en el intersticio. Hay dispositivos que son capaces de medir periódicamente la impedancia intratorácica aprovechándose del sistema de marcapasos (se mide entre el electrodo ventricular y la carcasa). El objetivo de este sensor es determinar los cambios en el contenido líquido del intersticio pulmonar y poder avisar previamente a la descompensación en pacientes con insuficiencia cardíaca¹³ (fig. 8). Aunque hay estudios recientes acerca de su fiabilidad, queda aún por determinar su auténtica utilidad práctica real¹⁴.

La firma comercial Sorin dispone desde hace años de un sistema denominado *peak endocardial acceleration* que utiliza un microacelerómetro que, incorporado al extremo distal del electrodo, detecta los rápidos cambios de la pared ventricular durante la fase de contracción isovolumétrica. La magnitud y la velocidad de

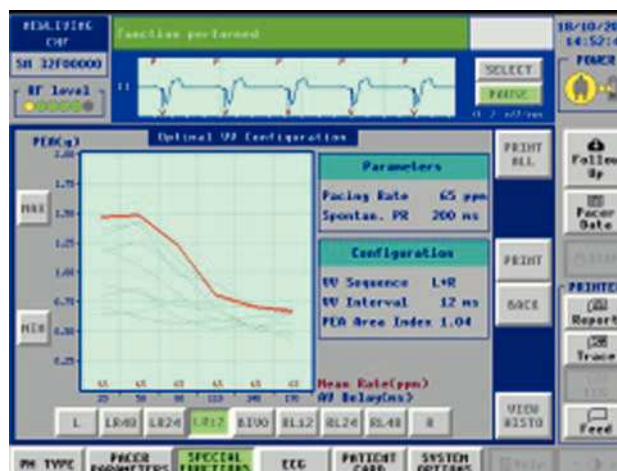


Fig. 9. Optimización automática de los intervalos VV y AV a través de PEA. Cortesía de Grupo Sorin.

esta señal se correlacionan con la dP/dT máxima y, por lo tanto, con la contractilidad.

Este sistema como medidor de la contractilidad se está implementando en la actualidad para optimizar el intervalo VV en los pacientes con disfunción ventricular izquierda que utilizan la terapia de resincronización¹⁵ (fig.9).

La empresa Medtronic ha desarrollado un dispositivo (Chonicle®), inicialmente diseñado para pacientes con insuficiencia cardíaca avanzada, que implantado de forma similar a la de un marcapasos, con un electrodo en el tracto de salida del ventrículo derecho, aporta información instantánea acerca de parámetros hemodinámicos como presiones, frecuencia cardíaca, temperatura o actividad física (fig. 10). Las medidas de los parámetros se transmiten intermitentemente a través de Internet de forma segura y accesible para el médico. Los primeros resultados, que se presentaron en el congreso del American College of Cardiology, son esperanzadores, pues se reducen eventos y hospitalizaciones¹⁶.

Unificación del desarrollo tecnológico de marcapasos y desfibriladores

Hasta ahora, el desarrollo de los marcapasos se ha realizado de forma independiente a los desfibriladores automáticos (DAI), con la utilización de plataformas diferentes, con lo que no se han podido compartir los avances tecnológicos. Hay una tendencia actual a unificar estas plataformas para poder compartir los principales circuitos, algoritmos y controladores, de los DAI y los marcapasos. Dado que el desarrollo en los últimos años ha sido mayor en los desfibriladores, se sientan las bases para que en el futuro se produzca una mejora tecnológica aún mayor que la de los últimos años en la estimulación cardíaca.

NOVEDADES EN RESINCRONIZACIÓN

En 2005, el principal objeto de interés fue la terapia de resincronización cardíaca (TRC), año en el que se presentaron los resultados del estudio Cardiac Resynchronisation in Heart Failure (CARE-HF) en el que se demostró de forma incontrovertible una disminución de la mortalidad con este tipo de estimulación cardíaca¹⁷.

En el año 2006 se han publicado dos subestudios, uno en referencia al coste-efectividad de este tipo de terapia y el segundo en relación con la aparición de fibrilación auricular (FA) en el seguimiento^{18,19}. En el primer estudio se objetivó que el coste incremental por año de vida ganado fue de 43.596 euros, y de 19.319 euros el coste incremental por calidad de vida ajustada por año ganado (QALY). Estos resultados tuvieron en cuenta el coste del sistema completo, del procedimiento y la hospitalización. ¿Esto es mucho o poco? La respuesta la tenemos si la comparamos con otros procedimientos. Así, el coste medio de la TRC es la mitad del coste máximo aceptado para intervenciones médicas en cardiología. El otro subestudio se ha realizado en relación con la aparición de FA en el CARE-HF, la incidencia de FA fue documentada en el 16,1% de los pacientes con TRC y en el 14,4% de los pacientes con solo el tratamiento (diferencias no significativas). Tampoco hubo diferencias en el tiempo del primer episodio de FA entre ambos grupos. La mortalidad fue más alta el grupo que desarrolló FA; sin embargo, no hubo diferencias significativas en el análisis multivariable. En pacientes con FA de reciente comienzo, en el grupo de TRC se redujo de forma significativa el riesgo de mortalidad por todas las causas.



Fig. 10. Dispositivo implantable para el seguimiento hemodinámico de los pacientes con insuficiencia cardíaca.

Uno de los principales problemas de la TRC son los pacientes que no responden a este tipo de terapia²⁰. En junio de 2005 se publicó el estudio SCARS²¹ (Spanish Cardiac Resynchronisation Study), realizado en 6 centros españoles. Tras recibir la TRC, se hizo un estudio de seguimiento durante 6 meses y se compararon los parámetros clínicos del grupo de pacientes que habían respondido bien al tratamiento con los no respondedores. Los no respondedores (20%) presentaban uno o más de los siguientes marcadores clínicos: habían presentado algún infarto de miocardio, tenían un diámetro diastólico > 75 mm y una insuficiencia mitral severa. En 2006 se han publicado otros artículos más enfocados a la detección de los pacientes «no respondedores» por ecocardiografía²².

La ecocardiografía con Doppler tisular es una herramienta indispensable de la medida en la disincronía mecánica en los pacientes con insuficiencia cardíaca avanzada. Estudios realizados en 2006 indican que esta técnica puede ser muy útil en la selección de candidatos a resincronización^{23,24}.

En cuanto a las novedades en la programabilidad de la estimulación biventricular, se han desarrollado recientemente dos sistemas muy útiles en el seguimiento, ya que ofrecen la posibilidad de programar los canales ventriculares de forma independiente, los ajustes automáticos de los intervalos VV y AV (a través de sistema *peak endocardial acceleration* previamente comentado) y la autocaptura de ventrículo izquierdo.

ESTIMULACIÓN CARDÍACA NO CONVENCIONAL

Aunque la eficacia estimulación en el ápex del ventrículo derecho (VD), no está en duda, el desarrollo tecnológico de los electrodos de fijación activa ha permitido que se pueda implantar prácticamente en cualquier sitio de las cavidades derechas. Dichos electrodos se han mostrado muy estables a largo plazo, con una alta eficacia en los ensayos clínicos recientemente presentados, además de las ventajas que supone para su extracción en caso necesario sobre los electrodos de fijación pasiva²⁵.

Han aparecido y se han desarrollado estudios en los últimos años que han puesto en duda que la estimulación del ápex sea la más correcta, por lo que muchos grupos recomiendan la estimulación en el tracto de salida del VD o hisiana^{3,26}, y en el caso de la aurícula, se prefiere realizar una estimulación auricular derecha desde lugares distintos de la orejuela, como el septo. Asimismo, la estimulación ventricular aislada desde el ventrículo izquierdo puede ser una alternativa, al menos en determinados casos.

Recientemente se ha publicado un artículo de la opción femoral como implante de marcapasos definitivos en casos de imposibilidad de acceso habitual²⁵, así como un caso de implante de resincronizador^{27,28}.

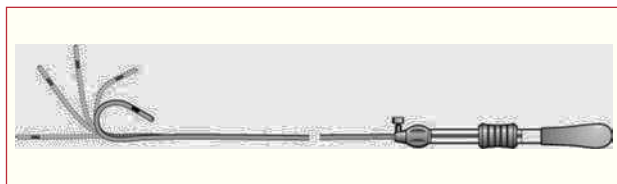


Fig. 11. Guía dirigible para electrodos de fijación activa.

NOVEDADES EN ELECTRODOS Y SISTEMAS ACCESORIOS

La tecnología de los electrodos y sistemas afines ha mejorado de forma especial en los últimos 2 años, debido fundamentalmente a la demostración de un aumento de la supervivencia con la resincronización. Esto ha impulsado la investigación clínica y el interés de las firmas comerciales por realizar mejoras tecnológicas, especialmente en los electrodos y los sistemas de ayuda accesorios al implante (figs. 11 y 12). Las novedades más relevantes se exponen en la tabla 2.

RESONANCIA MAGNÉTICA

La resonancia magnética (RM) se ha convertido en una técnica muy utilizada en la medicina, ya que tiene una gran resolución de imagen y es inocua. El ser portador de un marcapasos o un DAI ha sido considerado hasta ahora como una contraindicación absoluta para la realización de una RM por varios motivos, pero principalmente debido a la presencia de componentes ferromagnéticos y a las potenciales interferencias electromagnéticas. La publicación de numerosos estudios previos in vitro y recientemente in vivo ha cambiado esta asunción, en especial en pacientes que no dependen del marcapasos, con las debidas precauciones de seguimiento y adecuada reprogramación^{29,30}. Asimismo, se están diseñando marcapasos con materiales diferentes para reducir o evitar la energía absorbida (lesión por calor) y la reflectada (interferencia imagen).

FIBRILACIÓN AURICULAR

En pacientes con indicación convencional de estimulación, la aparición de FA a lo largo del seguimiento es un hecho frecuente y bien documentado. Asimismo, conocemos que, en un paciente portador



Fig. 12. Nuevo electrodo para seno cononario que mejora la fijación adaptándose al tamaño de la vena.

de marcapasos, facilitar la actividad ventricular espontánea reduce la incidencia de FA^{4,31,32,33}. Algunos dispositivos poseen algoritmos específicos de estimulación que tratan de prevenir y/o tratar la FA. Su utilización parece razonable en los denominados pacientes o episodios respondedores, cuya identificación no está claramente establecida. Los datos más destacados a este respecto en el 2006 han sido los siguientes:

1. El estudio AFT³⁴ tiene como objetivo identificar los posibles desencadenantes de FA (bradicardia, extrasístoles auriculares o comienzo súbito), con el fin de aplicar el algoritmo preventivo específico. En su primera fase se observó una gran variabilidad en la forma de inicio de la FA, no sólo entre pacientes, sino entre diferentes episodios de un mismo paciente.

2. En el registro VIP³⁵ se identificó a un grupo de pacientes en los que la activación de un algoritmo preventivo específico permite una reducción significativa de la carga arrítmica; éste es el que denominan grupo «trigger» y en el se incluyó a pacientes en los que menos del 70% de los episodios de FA registrados tenían menos de 2 extrasístoles auriculares antes del inicio del episodio.

TABLA 2. Novedades en electrodos y sistemas accesorios

Novedades	Utilidades
Nuevos diseños	Patillas retráctiles-extensibles, formas más pronunciadas, fijación activa más larga
Nuevos sistemas de fijación	Menor distancia entre polos con mayor protección ante interferencias, menores calibres
Nuevos introductores-estiletes	Deflectables-dirigibles, múltiples curvas, implantes en sitios alternativos
Desarrollo de nuevos aislantes	Más eficaces y duraderos
Nuevos materiales conductores	Resistentes a resonancia magnética

3. Con respecto a la utilidad de estimulación antitaquicardia (ATP) para revertir la taquicardia auricular (TA) y/o reducir la carga arrítmica, los datos publicados recientemente son esperanzadores pero no concluyentes; así, en el estudio PITAGORA³⁶ se ha observado una elevada eficacia de ATP en episodios de TA; sin embargo, se desconoce la utilidad clínica de este hallazgo.

Antes de concluir este apartado es obligado recordar que actualmente no se recomienda la implantación de marcapasos en pacientes con taquiarritmias auriculares sin indicación de estimulación convencional³⁷.

ENSAYOS CLÍNICOS FUTUROS

Se está realizando el estudio FOLLOWPACE con el objeto de conocer la relación coste-efectividad de las visitas de seguimiento de los pacientes portadores de marcapasos³⁸. Con los datos clínicos disponibles en la actualidad, los expertos indican que los estudios de la próxima década se centrarán en los diferentes sitios de estimulación, en conocer los efectos deletéreos reales de la estimulación convencional, en los datos diagnósticos y en los estudios coste-eficacia³⁹.

BIBLIOGRAFÍA

1. Padeletti L, Barold S. Digital technology for cardiac pacing. *Am J Cardiol.* 2005;95:479-82.
2. Barold SS. Adverse effects of ventricular desynchronization induced by long-term right ventricular pacing. *J Am Coll Cardiol.* 2003;42:624-6.
3. Manolis AS. The deleterious consequences of right ventricular apical pacing: time to seek alternate site pacing. *Pacing and Clinical Electrophysiology.* 2006;29:298-315.
4. Andersen HR, Thuesen L, Bagger JP, Vesterlund T, Thomsen PE. Prospective randomised trial of atrial versus ventricular pacing in sick-sinus syndrome. *Lancet.* 1994;344:1523-8.
5. Nielsen JC, Kristensen L, Andersen HR, Mortensen PT, Pedersen OL, Pedersen AK. A randomized comparison of atrial and dual-chamber pacing in 177 consecutive patients with sick sinus syndrome: echocardiographic and clinical outcome. *J Am Coll Cardiol.* 2003;42:624-6.
6. Morfíño JL, Arribas A, Ledesma C, Sánchez PL, Martín F, Martín C. Seguridad y eficacia clínica de la estimulación con el modo AAI en la disfunción del nódulo sinusal: seguimiento a largo plazo. *Rev Esp Cardiol.* 2002;55:1267-72.
7. Coma R, Noriega B, Gómez P. Informe del Banco Nacional de datos de marcapasos. Año 2004. Cuadernos Técnicos. 2006;14:25-32.
8. Milasinovic G, Sperzel J, Smith TW, Mead H, Brandt J, Haisty WK, et al. Worldwide EnPulse Investigators. Reduction of RV pacing by continuous optimization of the AV interval. *Pac Clin Electrophysiol.* 2006;29:406-12.
9. Sweeney MO, Prinzen FW. A new paradigm for physiologic ventricular pacing. *J Am Coll Cardiol.* 2006;47:282-8.
10. Frohlig G, Gras D, Victor J, Mabo P, Galley D, Savoure A, et al. Use of a new cardiac pacing mode designed to eliminate unnecessary ventricular pacing. *Europace.* 2006;8:96-101.
11. García Calabozo R, Martínez Ferrer J, Sancho-Tello de Carranza MJ. Avances en estimulación cardiaca. *Rev Esp Cardiol.* 2006;59:66-77.
12. Boriani G, Biffi M, Cameron D, Datteri S, Snell J, Holmstrom N, et al. Atrial evoked response integral for automatic capture verification in atrial pacing. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2003;26:248-52.
13. Wang L, Yu C-M, Chau E, Lam W-F, Tang M-O, Kong S-L. Prediction of CHF hospitalization by ambulatory intrathoracic impedance measurement in CHF patients is feasible using pacemakers or ICD lead systems [abstract]. *Pac Clin Electrophysiol.* 2003;26:959.
14. Yu CM, Wang L, Chau E, Chan RH, Kong SL, Tang MO, et al. Intrathoracic impedance monitoring in patients with Heart failure. Correlation with fluid status and feasibility of early warning preceding hospitalization. *Circulation.* 2005;112:841-8.
15. Van Gelder BM, Bracke FA, Meijer A, Lakerveld LJ, Pijls NH. Effect of optimizing the VV interval on left ventricular contractility in cardiac resynchronization therapy. *American Journal of Cardiology.* 2004;93:1500-3.
16. Cleland JG, Coletta AP, Freemantle N, Velavan P, Tin L, Clark AL. Clinical trials update from the American College of Cardiology meeting: CARE-HF and the remission of heart failure, Women's Health Study, TNT, COMPASS-HF, VERITAS, CAN-PAP, PEECH and PREMIER. *Eur J Heart Fail.* 2005;7:931-6.
17. Cleland JGF, Daubert JC, Erdmann E, Freemantle N, Gras D, Kappenberger L, et al. Cardiac Resynchronization-Heart Failure (CARE-HF) Study Investigators. The effect of cardiac resynchronization on morbidity and mortality in heart failure. *N Engl J Med.* 2005;352:1539-49.
18. Calvert MJ, Freemantle N, Yao G, Cleland JG, Billingham L, Daubert JC, et al. CARE-HF investigators. Cost-effectiveness of cardiac resynchronization therapy: results from the CARE-HF trial [see comment]. *Eur Heart J.* 2005;26:2681-8.
19. Hoppe UC, Casares JM, Eiskjaer H, Hagemann A, Cleland JG, Freemantle N, et al. Effect of cardiac resynchronization on the incidence of atrial fibrillation in patients with severe heart failure. *Circulation.* 2006;114:18-25.
20. Birnie DH, Tang AS. The problem of non-response to cardiac resynchronization therapy. *Curr Opin Cardiol.* 2006;21:20-6.
21. Díaz-Infante E, Mont L, Leal J, García-Bolao I, Fernández-Lozano I, Hernandez-Madrid A, et al. SCARS Investigators. Predictors of lack of response to resynchronization therapy. *Am J Cardiol.* 2005;15:95:1436-40.
22. Heist EK, Taub C, Fan D, Arzol-Castaner D, Alabiad CR, Reddy VY, et al. Usefulness of a novel «response score» to predict hemodynamic and clinical outcome from cardiac resynchronization therapy. *Am J Cardiol.* 2006;97:1732-6.
23. Bank AJ, Kelly, AS. Tissue Doppler imaging and left ventricular dyssynchrony in heart failure. *J Cardiac Failure.* 2006;12:154-62.
24. Flachskampf FA, Voigt JU. Echocardiographic methods to select candidates for cardiac resynchronization therapy. *Heart.* 2006;92:424-9.
25. Kistler PM, Liew G, Mond HG. Long-term performance of active-fixation pacing leads: a prospective study. *Pac Clin Electrophysiol.* 2006;29:226-30.
26. Barba-Pichardo R, Morfíño-Vázquez P, Venegas-Gamero J, Maroto-Monserrat F, Cid-Cumplido M, Herrera-Carranza M. Estimulación hispana definitiva en pacientes con bloqueos infrahisanos. *Rev Esp Cardiol.* 2006;59:553-8.
27. García Guerrero JJ, De La Concha Castaneda JF, Fernández Mora G, López Quero D, Redondo Méndez A, Dávila Dávila E, et al. Permanent transfemoral pacemaker: a single-center series performed with an easier and safer surgical technique. *Pac Clin Electrophysiol.* 2005;28:675-9.
28. Yousef Z, Paul V, Leyva F. Cardiac resynchronization via the femoral vein: a novel method in cases with contraindications to the pectoral approach. *Europace.* 2006;8:144-6.
29. Goldsher D, Amikam S, Boulos M, Suleiman M, Shreiber R, Eran A, et al. Magnetic resonance imaging for patients with per-

- manent pacemakers: initial clinical experience. *Israel Med Ass J*. 2006;8:91-4.
30. Gimbel JR, Bailey SM, Tchou PJ, Ruggieri PM, Wilkoff BL. Strategies for the safe magnetic resonance imaging of pacemaker-dependent patients. *Pac Clin Electrophysiol*. 2005;28:1041-6.
31. Israel C. The role of pacing mode in the development of atrial fibrillation. *Europace*. 2006;8:89-95.
32. Mattioli AV, Vivoli D, Mattioli G. Influence of pacing modalities on the incidence of atrial fibrillation in patients without prior atrial fibrillation. A prospective study. *Eur Heart J*. 1998;19:282-6.
33. Kerr CR, Connolly SJ, Abdollah H, Roberts RS, Gent M, Yusuf S, et al. Canadian Trial of Physiological Pacing: effects of physiological pacing during long-term follow-up. *Circulation*. 2004;27;109:357-62.
34. Hoffman E, Sulke N, Edvardsson N, Ruiter J, Lewalter T, Capucci A, et al. New insights into the initiation of atrial fibrillation. A detailed intraindividual and interindividual analysis of the spontaneous onset of atrial fibrillation using new diagnostic pacemaker features. *Circulation*. 2006;113:1933-41.
35. Lewalter T, Yang A, Pfeiffer D, Ruiter J. Individualized selection of pacing algorithms for the prevention of recurrent atrial fibrillation: results from the VIP registry. *Pac Clin Electrophysiol*. 2006;29:124-34.
36. Gulizia M, Mangiameli S, Orazi S. Randomized comparison between Ramp and Burst+ atrial antitachycardia pacing therapies in patients suffering from sinus node disease and atrial fibrillation and implanted with DDDR device. *Europace*. 2006;8:465-73.
37. Redfearn D, Yee R. Pacing delivered rate and rhythm control for atrial fibrillation. *Curr Opin Cardiol*. 2006;21:83-7.
38. Van Eck JW, Van Hemel NM, Grobbee DE, Buskens E, Moons KG. A prospective study on the cost-effectiveness of routine follow-up visits in patients with a pacemaker. *Europace*. 2006;8:60-4.
39. Tse HF, Lau CP. Clinical trials for cardiac pacing in bradycardia: the end or the beginning? *Circulation*. 2006;114:3-5.