

Temas de actualidad en cardiología 2010

Avances en estimulación cardiaca

María-José Sancho-Tello de Carranza^{a,*}, Francisco Ruiz-Mateas^b, María Luisa Fidalgo-Andrés^c
y Francisco Buendía-Fuentes^a

^a Hospital Universitario La Fe, Valencia, España

^b Hospital Costa del Sol, Marbella, Málaga, España

^c Hospital de León, León, España

Palabras clave:

Estimulación cardiaca

Marcapasos

Resincronización cardiaca

Estimulación sin cables

Resonancia magnética

Keywords:

Cardiac pacing

Pacemakers

Cardiac resynchronization

Leadless pacing

Nuclear magnetic resonance

RESUMEN

Este artículo revisa los aspectos más novedosos de la terapia de resincronización cardiaca, la posibilidad de realizar resonancia magnética en pacientes con dispositivos de estimulación cardiaca y el estado actual y el futuro de la estimulación sin cables. Finalmente, se resumen los artículos científicos más relevantes publicados en el último año.

Progress in Cardiac Pacing

ABSTRACT

This article contains a discussion of the most recent developments in cardiac resynchronization therapy, of the feasibility of performing magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacemakers, and of the current and future status of leadless pacing. Finally, the most significant scientific articles published in the last year are reviewed.

INTRODUCCIÓN

Aunque la terapia de resincronización cardiaca (TRC) está perfectamente aceptada como tratamiento de la insuficiencia cardiaca avanzada con las indicaciones recogidas en las guías, siguen existiendo aspectos controvertidos en cuanto a selección de candidatos, optimización de la programación durante el seguimiento, técnica de implantación y selección del tipo de dispositivo, que generan cada año un gran número de publicaciones. Resumimos las más interesantes.

La realización de una resonancia magnética (RM) actualmente está contraindicada en pacientes con dispositivos de estimulación cardiaca (EC), pero cada vez son más los pacientes a los que se indica esta técnica, de manera que también en los últimos años se ha suscitado gran interés al respecto; así, se describen la experiencia acumulada y las novedades tecnológicas existentes.

La posibilidad de estimular el corazón sin utilizar cables es cada vez más cercana a la realidad, como lo es también la utilización de células madre que posteriormente se diferenciarán en células «marcapasos». Este artículo revisa la experiencia en este campo.

Por último, se resumen las publicaciones más relevantes en otros campos de la EC de los últimos 12 meses.

TERAPIA DE RESINCRONIZACIÓN CARDIACA

Desde la publicación del MADIT-CRT¹ (Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial With Cardiac Resynchronization Therapy) en octubre de 2009, ya comentado en el número anterior sobre avances en estimulación², hasta la actualidad, los estudios publicados sobre TRC son francamente numerosos. En todos ellos subyace un objetivo común que no es otro que conseguir mejorar el rendimiento de esta terapia.

Los aspectos más estudiados a lo largo de este año podrían resumirse en tres apartados: la selección de candidatos, la optimización de la programación durante el seguimiento y, por último, la técnica y selección del dispositivo que implantar.

Selección de candidatos

Mediante la selección adecuada de candidatos se busca, por un lado, la posibilidad de disminuir el número de pacientes «no respondedores» que actualmente se cifra en un 30-40% de los portadores de un dispositivo de TRC. Después del estudio PROSPECT³ (Predictores de Respuesta a TRC) en el que se mostró la gran variabilidad de las

*Autor para correspondencia: Hospital Universitario La Fe, Avda. Campanar, 21, 46009 Valencia, España.

Correo electrónico: MJSTDC@terra.es (M.J. Sancho-Tello de Carranza).

Abreviaturas

AVD: ápex de ventrículo derecho.
 BAV: bloqueo auriculoventricular.
 CLS: *closed loop stimulation* (estimulación de asa cerrada).
 DA: doble antiagregación.
 DAI: desfibrilador automático implantable.
 EC: estimulación cardíaca.
 ENS: enfermedad del nódulo sinusal.
 ETE: ecocardiografía transesofágica.
 FEVI: fracción de eyección de ventrículo izquierdo.
 MCHO: miocardiopatía hipertrófica obstructiva.
 MP: marcapasos.
 OSC: *ostium* del seno coronario.
 RM: resonancia magnética.
 SAR: *specific absorption rate* (frecuencia de absorción específica).
 SVD: septo de ventrículo derecho.
 TRC: terapia de resincronización cardíaca.
 TRC-D: terapia de resincronización cardíaca con desfibrilador.
 TSVD: tracto de salida de ventrículo derecho.
 VD: ventrículo derecho.
 VI: ventrículo izquierdo.
 VTSVI: volumen telesistólico de ventrículo izquierdo.

medidas ecocardiográficas para seleccionar a los candidatos «respondedores», se han identificado otros parámetros, como el *strain* longitudinal⁴, el *speckle tracking* 3D⁵ o el tiempo de llenado del ventrículo izquierdo (VI)⁶, entre otros que, a la vista de los resultados iniciales, generan buenas expectativas. Sin embargo, también hay estudios que reiteran que las «viejas» herramientas, como el bloqueo de rama izquierda en el electrocardiograma, pueden predecir una excelente respuesta a la resincronización^{7,8}.

Por otro lado, se ha intentado identificar a los pacientes con insuficiencia cardíaca en los que podría ser beneficiosa la aplicación precoz de TRC. En este sentido, en años anteriores, los estudios REVERSE⁹ (Resynchronization Reverses Remodeling in Systolic Left Ventricular Function) y MADIT-CRT¹ nos enseñaron que los pacientes con disfunción ventricular, QRS ancho (> 120 o 130 ms) y poco sintomáticos se pueden beneficiar de este tratamiento. En este último año se han publicado los resultados de la cohorte europea¹⁰ del REVERSE, con un seguimiento de 2 años, con los que se propone que la TRC podría prevenir la progresión de la enfermedad en pacientes asintomáticos o ligeramente sintomáticos.

St. John Sutton et al¹¹ encuentran, también en pacientes REVERSE, que con TRC, la mejora en la estructura y función ventricular que se observa al año de seguimiento es más llamativa en pacientes sin cardiopatía isquémica.

Optimización de la programación

Con respecto a la optimización de la TRC durante el seguimiento, los puntos más estudiados recientemente son dos. El primero se refiere a la forma de aumentar la eficacia de la TRC en pacientes poco o no respondedores, mediante la activación de algoritmos automáticos disponibles en algunos dispositivos. Los resultados preliminares con el Quikopt de St. Jude (programación automática del intervalo auriculoventricular e interventricular mediante el análisis de los electrogramas intracavitarios en ritmo espontáneo) no han sido muy alentadores¹²; sin embargo, parece necesario esperar a los hallazgos del estudio FREEDOM¹³ (Frequent Optimization Study Using the QuikOpt method), multicéntrico, aleatorizado y doble ciego, para conocer si este algoritmo es realmente útil y en qué pacientes proporcionaría un mayor rendimiento.

En el segundo punto se incluyen los estudios que analizan la utilidad de los algoritmos diagnósticos de los dispositivos. El PARTNERS-HF (Program to Access and Review Trending Information and Evaluate correlation to Symptoms in Patients With Heart Failure)¹⁴ encontró que la combinación de los datos disponibles en los dispositivos de TRC sobre arritmias auriculares, actividad del paciente, índice de fluidos y variabilidad de la frecuencia cardíaca puede predecir el empeoramiento clínico del paciente y, por lo tanto, facilitar su prevención.

El seguimiento domiciliario de estos algoritmos diagnósticos también ha sido objeto de estudio. Los resultados preliminares del CONNECT (Clinical Evaluation of remote Notification to Reduce Time to Clinical Decision)¹⁵ señalan que la detección precoz de eventos mediante monitorización remota en dispositivos de TRC se asocia a una disminución de seguimientos presenciales y del tiempo de hospitalización.

Técnica y selección del dispositivo

Los estudios que se refieren a la técnica y selección del dispositivo que implantar tratan, por una parte, sobre la mejora de las herramientas disponibles en el implante y, por otra, sobre los beneficios de implantar un dispositivo resincronizador con desfibrilador (TRC-D) o la utilidad de la estimulación de VI aislada.

Por diversas causas, el implante del electrodo de seno coronario puede fracasar en un 5-10% de los casos. El conocimiento de la anatomía del seno coronario antes del implante, mediante angio-TC, podría aportar información muy útil para reducir el número de implantes fallidos¹⁶. Con este objetivo, también la utilización de electrodos de fijación activa en el seno coronario parece altamente eficaz y segura¹⁷.

En situaciones en que el implante transvenoso del electrodo izquierdo no sea posible, la estimulación mediante un electrodo epicárdico podría conseguir resultados superponibles a la resincronización convencional, a la vista de los resultados del pequeño estudio de Patwala et al¹⁸.

La identificación de pacientes que se pueden beneficiar de la implantación de un TRC-D también ha sido objeto de publicaciones. Huang et al¹⁹ elaboraron un metaanálisis que incluía 7 estudios aleatorizados, en el que compararon la terapia TRC-D con la terapia «no TRC-D» (sólo resincronizador o tratamiento farmacológico), y concluyeron que el implante de TRC-D reduce todas las causas de mortalidad en pacientes con insuficiencia cardíaca avanzada. En el estudio EVADEF²⁰ (Evaluation Medico-Economique du Defibrillator Automatique Implantable), realizado en enfermos con insuficiencia cardíaca oligosintomática (NYHA II), se observó que el implante de TRC-D sería beneficioso, sobre todo en aquellos con asincronía eléctrica. Esta asincronía eléctrica parece ser un predictor independiente de la aparición de arritmias ventriculares en los portadores de TRC-D²¹.

Con respecto a la estimulación ventricular izquierda aislada, el estudio B-LEFT HF²² (The Biventricular Versus Left Univentricular Pacing with ICD Back-up in Heart Failure Patients) de Boriani et al concluyó que, tras un seguimiento de 6 meses, los resultados clínicos y ecocardiográficos obtenidos mediante la estimulación de VI no son inferiores a la estimulación biventricular, por lo que la proponen como una alternativa a esta última.

Para finalizar este apartado, no podemos olvidar la publicación del registro europeo de resincronización²³, en el que se proporciona información muy interesante sobre las características clínicas, criterios diagnósticos, técnicas de implante y resultados de la resincronización en Europa.

DISPOSITIVOS DE ESTIMULACIÓN CARDIACA Y RESONANCIA MAGNÉTICA

Como se ha comentado en la introducción, cada vez es más frecuente encontrar pacientes portadores de dispositivos de EC a quienes se indica una RM²⁴; se estima en un 50-75% la probabilidad de

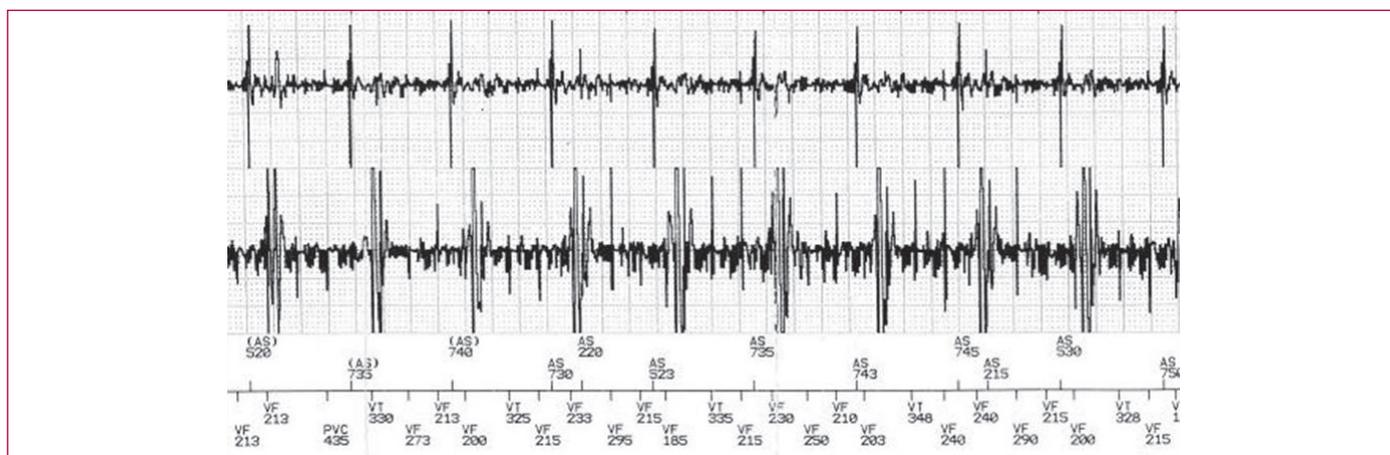


Figura 1. Electrograma endocavitario auricular (superior) y ventricular (inferior) junto a canal de marcas durante la realización de una resonancia magnética cardiaca en un paciente portador de desfibrilador automático implantable. Se observa señal de ruido en ambos canales que se interpretó como fibrilación ventricular (VF); el paciente se encuentra en ritmo sinusal estable. El dispositivo no aplicó ninguna terapia, ya que se había desactivado previamente.

necesitar una RM a lo largo de la vida tras el implante de un dispositivo de EC. Se han descrito multitud de complicaciones, como calentamiento de electrodos, torsión y movimiento de los dispositivos, respuestas de seguridad de estimulación, sobredetección (fig. 1), errores de conexión telemétrica tras la exploración, artefactos de imagen e incluso complicaciones graves, como el fallecimiento del paciente durante la realización del estudio²⁵. Aunque en la mayoría de los casos de fallecimiento no se concluyó que fuese por causa cardiaca y no se ha informado de ningún caso de fallecimiento durante la exploración en pacientes monitorizados con ECG²⁶, la existencia de estas complicaciones ha sido suficiente para contraindicar la realización de RM en este tipo de pacientes.

Estudios y recomendaciones que utilizan la tecnología actual

Los avances tecnológicos han conseguido que los marcapasos (MP) y desfibriladores (DAI) utilizados en la actualidad sean más pequeños y tengan menor carga ferromagnética. En los últimos años se han publicado múltiples artículos tratando de precisar el riesgo que supone realizar RM a pacientes portadores de estos nuevos dispositivos. En líneas generales, las conclusiones de todos ellos son coincidentes y así se han recogido en los tres documentos de consenso de los que disponemos en la actualidad²⁷⁻²⁹.

Entre los pacientes portadores de dispositivos de EC a los que se indica una RM, se consideran de mayor riesgo los que son dependientes de MP y los portadores de DAI, ya que, en el primer caso, un mal funcionamiento del MP supondría un importante deterioro hemodinámico del paciente y, en el segundo, una supuesta complicación podría suponer una descarga inadecuada del dispositivo.

Actualmente las recomendaciones tanto de la Sociedad Europea de Cardiología²⁹ como de la American Heart Association²⁸ coinciden en que la realización de RM sigue estando contraindicada en pacientes portadores de dispositivos de EC. Ambas asociaciones incluyen en sus recomendaciones los resultados obtenidos en los últimos años en este campo y plantean la posibilidad de realizar RM a este tipo de pacientes, con un riesgo asumible, siempre y cuando no exista otra técnica de imagen alternativa y se cumplan ciertos requisitos de seguridad, que se describen en la tabla 1. Las condiciones de seguridad propuestas podrían resumirse en dos puntos generales. Por un lado, la importancia de interrogar los dispositivos antes y después de la exploración realizando los cambios oportunos de programación y, por otro, la obligación de mantener la monitorización electrocardiográfica y pulsioximétrica durante todo el estudio.

En lo referente a la reprogramación de los dispositivos antes de realizar RM, existe unanimidad en la recomendación de mantener un modo de estimulación asíncrono (V00, A00 o D00) durante el estudio

Tabla 1

Consideraciones generales para realizar resonancia magnética (RM) en pacientes portadores de dispositivos de estimulación cardiaca

Indicación de RM
Evaluar la posibilidad de una técnica de imagen alternativa
Pacientes de alto riesgo
Pacientes dependientes de marcapasos
Pacientes portadores de DAI
Información al paciente sobre los beneficios/riesgos
Consentimiento informado
Equipo médico
Cardiólogo con conocimientos de estimulación cardiaca
Equipo médico con conocimientos de reanimación cardiopulmonar avanzada
Colaboración con el radiólogo responsable de la exploración
Material de soporte cardiaco avanzado
Desfibrilador externo con función de marcapasos
Material de intubación orotraqueal
Programador del dispositivo de estimulación
Monitorización
Monitorización pulsioximétrica y electrocardiográfica continua durante RM
Mantener contacto verbal y visual con el paciente en todo momento
Interrogación y reprogramación del dispositivo
Antes de la exploración
Evaluar la dependencia de marcapasos en todos los casos
Reprogramar la detección en modo bipolar, si es posible
Realizar umbrales de detección y estimulación
Registrar la impedancia de las sondas, así como el estado de la batería
Programar en modo asíncrono (V00, A00, D00) en pacientes dependientes de marcapasos
En pacientes no dependientes de marcapasos: programar en modo detección (OAO, OV0, ODO) o bien con salida de estimulación inferior al umbral de estimulación*
En pacientes portadores de DAI: desactivar las terapias antitaquicárdicas
Después de la exploración
Reinterrogar el dispositivo incluyendo parámetros de estimulación, detección, integridad de sondas y batería
Reprogramar en consecuencia a la interrogación tras RM
Activar las terapias antitaquicárdicas en los pacientes portadores de DAI

DAI: desfibrilador automático implantable.

*Con el fin de evitar la estimulación en modo asíncrono durante la realización del estudio, se ha propuesto este modo de programación en pacientes no dependientes de marcapasos. Hay grupos que consideran asumible el riesgo de mantener durante poco tiempo estimulación en modo asíncrono, por lo que no realizan reprogramación de los dispositivos antes del estudio en estos pacientes.

realizado a pacientes dependientes de MP. Sin embargo, las recomendaciones son más dispares cuando se trata de pacientes no dependientes de MP. En este caso, ciertos grupos hacen especial hincapié en los riesgos de la estimulación en modo asíncrono que se puede producir durante la realización de RM como respuesta de los dispositivos al campo magnético³⁰. Por ello, aconsejan programar estos dispositivos en modo exclusivo de detección (OVO, OAO, ODO) o bien dejar la energía de salida del impulso por debajo del umbral de estimulación durante la exploración. Por otro lado, se han publicado series en las que no se realizó ningún cambio en el modo de estimulación antes de la realización de RM en pacientes no dependientes de marcapasos, sin objetivarse ninguna complicación³¹.

Otro punto de discrepancia en este tema es la limitación del SAR (Specific Absorption Rate). Este parámetro se ha relacionado con incrementos de temperatura de los electrodos, por lo que en la mayoría de los estudios publicados se ha limitado a un valor ≤ 2 W/kg. Esta restricción aumenta la duración de la exploración y dificulta la obtención de ciertas secuencias. Por el contrario, estudios más recientes han puesto en duda la importancia de limitar este parámetro, realizando sin complicaciones estudios sin restricción de SAR³².

A pesar de los datos publicados en los últimos años, existe escasa evidencia sobre varios aspectos concretos todavía en estudio como, por ejemplo, posibles complicaciones poco frecuentes, aumento de riesgo en pacientes con electrodos abandonados, realización de RM con campos magnéticos más potentes (3 T) o realización de RM cardíaca.

Nuevos dispositivos

Lejos de permanecer ajenos al problema, los fabricantes de dispositivos de EC han comenzado líneas de investigación para crear y diseñar dispositivos y sondas compatibles con el entorno de la RM. En diciembre de 2008, se publicó el diseño del primer estudio para valorar la seguridad de realizar RM en pacientes portadores de un MP (Medtronic® EnRhythm MRI™ SureScan™) y unos electrodos (Medtronic® CapSureFix MRI™ Model 5086) especialmente diseñados para minimizar los riesgos descritos previamente³³. Este dispositivo facilita la reprogramación previa a la exploración y parece tener menor tasa de interferencia electromagnética durante la realización de RM que los demás dispositivos. El electrodo bipolar, recto y de fijación activa ha modificado su geometría para minimizar las interferencias electromagnéticas y el calentamiento. Aunque se ha informado de resultados preliminares alentadores, aún no se han publicado. Tanto el generador como los electrodos están en el mercado español y se implantan actualmente.

Conclusiones

A la espera del desarrollo de nuevos dispositivos totalmente compatibles con RM y de la publicación de más estudios que incluyan mayor número de pacientes, en la actualidad la RM sigue siendo una técnica de imagen contraindicada en pacientes portadores de dispositivos de estimulación cardíaca, a excepción del descrito previamente, si bien no debe desestimarse siempre que se pueda asumir el equilibrio riesgo/beneficio y se respeten las medidas de seguridad aceptadas internacionalmente.

ESTIMULACIÓN SIN CABLES. HACIA UNA NUEVA DÉCADA

En la última década hemos asistido a un desarrollo tecnológico de los electrodos que son en la actualidad más eficientes y duraderos, con mayor resistencia al estrés físico y más delgados. Asimismo, en los últimos 2 años se ha producido un gran despegue en la implantación de los electrodos de fijación activa, posibilitando la estimulación en sitios selectivos, como se reconoce en los últimos registros anuales del banco nacional de EC³⁴. No obstante, el electrodo sigue siendo

Tabla 2

Causas más frecuentes de extracción de electrodos

Infección
Desplazamiento o migración que producen arritmias
Problemas de detección
Rotura del conductor
Bloqueo de salida
Embolias de fragmentos
Trombosis
Electivo

Tabla 3

Ventajas de la estimulación sin cables

Eliminar inconvenientes	Conseguir ventajas
Menos infecciones, comparables quizá con las de los <i>stems</i> o dispositivos de cierre de CIA	Procedimiento más sencillo
Hematomas de bolsa	Implantación en sitios selectivos
Eliminar roturas (conductores/aislante)	Estimulación multisitio
Reducir la captación de energía espúrea	Menor coste total
Edad pediátrica (crecimiento)	Eliminar cicatrices
	Resonancia permitida

CIA: comunicación interauricular.

la parte más vulnerable, el talón de Aquiles, del sistema de EC. Actualmente, gran cantidad de electrodos implantados se deben abandonar o extraer por algún motivo^{35,36}, teniendo en cuenta además que muchas de las incidencias en los cables se enmascaran programando el electrodo en monopolar. Con los nuevos sistemas que a menudo requieren implantar múltiples electrodos y dado que los pacientes cada vez viven más tiempo, la incidencia de complicaciones en los electrodos convencionales aumentará inexorablemente^{37,38}. Por otra parte, conocemos por la práctica clínica y por los estudios diseñados para tal fin que la extracción de electrodos es un procedimiento complejo y de alto riesgo^{39,40}. En la tabla 2 se resumen las causas más frecuentes de extracción de electrodos.

La eliminación de los electrodos ha sido un reto de la industria promovido por los profesionales de la EC y está a punto de ser una realidad en la nueva década. En la tabla 3 se detallan las ventajas teóricas de la estimulación sin cables. La primera investigación apareció en los años setenta gracias al médico Joseph W. Spickler y al físico Ned S. Rasor⁴¹. En 1981 se patentó un nuevo dispositivo sin cables y, posteriormente, en 1997, un dispositivo sin cables de estimulación multifocal en VI. No se realizaron más investigaciones hasta 9 años después, cuando se publicó un artículo que demostró en animales que era posible llevar esta técnica a la práctica clínica, evidenciando la factibilidad de estimulación sin cables mediante ultrasonidos⁴² (fig. 2).

En 2009, Lee et al⁴³, de la Universidad de Hong Kong, aplicaron esta técnica de forma aguda a 10 pacientes con insuficiencia cardíaca, disfunción sistólica grave y en grado funcional muy avanzado. Para ello se utilizó un catéter de electrofisiología que incorporaba un electrodo receptor de ultrasonidos en el VI. También en 2009, Wieneke et al⁴⁴ publicaron la aplicabilidad de la tecnología sin cables utilizando técnicas de inducción en cerdos. El dispositivo consta de un transmisor implantado por vía subcutánea y una unidad receptora endocárdica implantada en el ápex del ventrículo derecho (AVD). El transmisor genera un campo magnético alterno que se convierte en una corriente eléctrica en la unidad receptora que produce la estimulación.

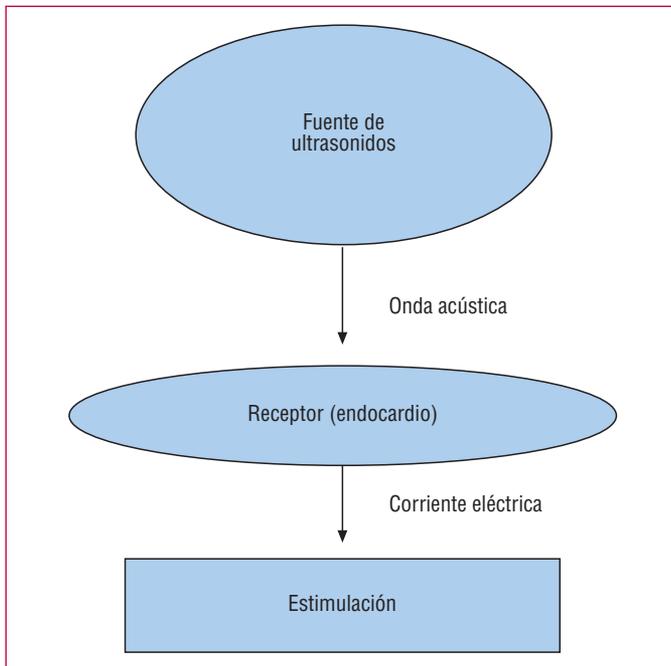


Figura 2. Esquema de funcionamiento de un sistema de estimulación sin cables. Hay un emisor de ultrasonidos o de inducción y un receptor con una bobina que lo transforma en corriente eléctrica y produce la estimulación.

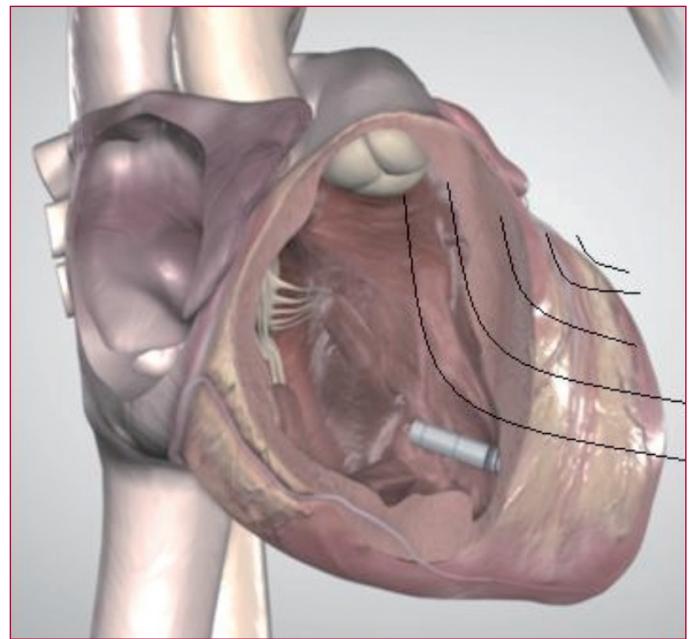


Figura 3. Sistema de estimulación sin cables donde se observa la cápsula receptora anclada, en este caso, en el ápex del ventrículo derecho. Cortesía de Medtronic.

Desarrollo de la estimulación sin cables en la próxima década

Todo parece apuntar hacia un sistema transcatóter que implante un pequeño dispositivo en la cámara o cámaras que estimular que, con mejoras en la tecnología de anclaje, se estimule mediante ultrasonidos o sistema de inducción (fig. 3). Podría ser muy útil en la estimulación de VI, que en la actualidad está muy limitada por la anatomía individual del sistema venoso coronario y la cercanía del nervio frénico; asimismo, se podría realizar estimulación multisitio o incluso implantes epicárdicos. Como vemos, las ventajas, mostradas en la tabla 3, pueden ser abundantes y especialmente interesantes en la estimulación del VI. La otra gran utilidad es que si el dispositivo funciona mal, podría realizarse extracción percutánea con mucha mayor facilidad que con los electrodos convencionales, ya que no tendríamos las adherencias fibrosas que se producen en todo el trayecto del electrodo durante su recorrido por el territorio venoso y el endocardio.

Otra de las posibilidades de futuro cercano de la estimulación sin cables es el desarrollo de un dispositivo de reducido tamaño que es, a la vez, electrodo y generador. Se implantaría con la ayuda de un catéter similar a los utilizados en electrofisiología y, a través de un sistema de anclaje, se fijaría a la cavidad cardiaca elegida. Este único dispositivo estimularía por contacto y no precisaría ni sistemas de inducción ni de ultrasonidos para la estimulación. Existe ya un prototipo de la casa comercial Medtronic (fig. 4) que consta de una porción distal que contacta con el endocardio, una cápsula donde se sitúa la batería, los sistemas de circuitería y *software* y un anillo distal (en negro en la imagen) para la estimulación y detección. Este nuevo dispositivo tendría unas ventajas claras sobre los procedimientos clásicos, evitando cicatrices externas, con menores complicaciones teóricas (infección, hematomas), estancia hospitalaria corta, posibilidad de realizar técnicas de resonancia y, probablemente, un menor coste total. Este prototipo está tecnológicamente muy avanzado y podría ser una realidad en la práctica clínica en los próximos 5 años.

La estimulación sin cables está despertando gran interés y probablemente en la próxima década asistamos a una era *wireless*⁴⁵, con un gran salto cualitativo en el campo de la EC, similar a lo ocurrido con la introducción de la vía endocavitaria.



Figura 4. Prototipo en desarrollo actual de la empresa Medtronic. Se observa el sistema de anclaje, la punta de estimulación y dos anillos, uno distal de color rojo y otro proximal de color negro.

Marcapasos biológicos

Aunque existe un interés creciente en este tema y se está investigando de forma exponencial en los últimos años, aún está lejano en el tiempo el desarrollo de marcapasos biológicos con aplicabilidad clínica; esto es, conseguir cambios funcionales del tejido cardiaco alterando la propiedad eléctrica específica, que permitan transformar el miocardio eléctricamente quiescente en espontáneamente activo. Diversos modelos *in vivo* e *in vitro* señalan la posibilidad de conseguir automatismo cardiaco artificial duradero y con respuesta cronotropa. Existen dos vías de estudio en este momento, por un lado, la terapia génica, con empleo de vectores virales para depositar determinados genes en regiones del corazón. Por otro lado, la terapia celular con células madre embrionarias que manifiesten las propiedades electrofisiológicas de automatismo o con células mesenquimales como plataformas para transportar genes de células automáticas⁴⁶.

ARTÍCULOS DE INTERÉS PUBLICADOS EN EL ÚLTIMO AÑO

Durante el pasado año se publicaron 974 artículos que incluyeron *pacings* como palabra clave, de los que resumiremos aquellos a nuestro juicio más interesantes. Diferentes aspectos de la EC han recibido atención en el último año: el manejo de la anticoagulación/antiagregación durante el implante o recambio, la utilidad de los diferentes algoritmos, las posibles interferencias, la estimulación en sitios selectivos, la estimulación en la miocardiopatía hipertrófica obstructiva (MCHO), la extracción de electrodos y la monitorización remota. Por último, se comentan los registros.

Manejo de la anticoagulación/antiagregación

Cada vez son más los pacientes anticoagulados o en tratamiento antiagregante que deben someterse a un implante o recambio de dispositivo de EC y, en ausencia de una estrategia claramente definida, cada vez son más numerosos los grupos que optan por mantener dicho tratamiento durante el procedimiento. Dreger et al⁴⁷ analizan la seguridad de mantener la doble antiagregación (DA) en 109 pacientes, en comparación con un grupo control de 318; en todos ellos se deja un sistema de drenaje de la bolsa. La cantidad de fluido drenado y el tiempo de drenaje fueron significativamente mayores en el grupo de pacientes con DA a los que se implantó un MP por primera vez, pero no en los recambios ni en las implantaciones de DAI. La tasa de hematomas fue escasa y sin diferencias en ambos grupos. Concluyen que el implante con DA es seguro si se utilizan sistemas de drenaje.

El trabajo de Thal et al⁴⁸ analiza la incidencia de hematoma en 200 pacientes, anticoagulados (58), con aspirina (112), clopidogrel (23), DA (20) y DA y anticoagulación (5), que fue del 3,5% y significativamente superior en el grupo con DA, en el que más de la mitad precisó de revisión quirúrgica.

Bono et al⁴⁹ presentan los resultados de una encuesta realizada a los médicos implantadores del Reino Unido y concluyen que hay poca uniformidad en el manejo perioperatorio de la anticoagulación y que es necesario elaborar unas guías internacionales de consenso.

Algoritmos

Los MP actuales incluyen cada vez mayor número de algoritmos encaminados a conseguir una estimulación más fisiológica y una mayor seguridad para los pacientes.

Biffi et al⁵⁰ analizan el impacto del algoritmo de autocapturaTM en ventrículo derecho (VD) de St. Jude en la longevidad de los generadores en 9 años de seguimiento, y concluyen que es aplicable y que garantiza mayor seguridad que el ajuste de salida fijo ante cambios de umbral, que prolonga de forma significativa la longevidad del generador y que es fundamental para el seguimiento remoto de los dispositivos.

Los resultados del estudio IDEAL⁵¹ (Identifying the Best Algorithm for Reducing Unnecessary Right Ventricular Pacing) muestran que el porcentaje de estimulación ventricular derecha obtenido con el algoritmo MVPTM (Managed Ventricular Pacing) de Medtronic en pacientes con enfermedad del seno (ENS) y diferentes grados de bloqueo auriculoventricular (BAV), excepto BAV de tercer grado permanente, es significativamente inferior al que se obtiene con el algoritmo Search AV⁺TM.

Kanjwal et al⁵² presentan los resultados preliminares sobre la utilidad del sensor CLS (*closed loop stimulation*) de Biotronik previamente descrito², en el tratamiento del síncope neuromediado, y concluyen que puede ser una terapia prometedora, pero que se necesitan estudios aleatorizados futuros que demuestren su papel.

Simantirakis et al⁵³ y Mithilesh et al⁵⁴ publican dos excelentes revisiones de los diferentes algoritmos disponibles y su utilidad, eficacia y seguridad, así como su impacto económico y afirman que, si bien algunos han demostrado ampliamente su utilidad, como los de

disminución de la estimulación ventricular innecesaria, otros, como los algoritmos antitaquicárdicos, necesitan posteriores evaluaciones.

Interferencias

Lee et al⁵⁵ demuestran la existencia de interferencias electromagnéticas clínicamente relevantes de los auriculares portátiles, con respueta magnética e inhibición de detección de arritmias en MP y DAI, en el 30% de los pacientes si se colocan cercanos al dispositivo y la fuerza magnética es ≥ 10 G. En todos los casos, menos en uno, la interferencia desapareció al retirar los auriculares. Aconsejan mantener los auriculares a más de 3 cm.

En otro estudio realizado en 54 pacientes con MP, Thaker et al⁵⁶ analizan las interferencias producidas por 3 *media players* diferentes (iPod 3G, iPod Photo y iPod Touch) y encuentran sólo interferencias en la telemetría en el 36,4% de los casos, pero no en el funcionamiento del MP.

Jongnaragsin et al⁵⁷, en un comentario editorial, revisan la utilidad y aplicación de los imanes en MP y DAI y alertan sobre la posibilidad de interferencias debidas al uso extendido de imanes pequeños pero potentes que, inadvertidamente, pueden acercarse a los dispositivos.

Estimulación selectiva

Gong et al⁵⁸ y Cano et al⁵⁹ publican los resultados de 2 estudios aleatorizados de estimulación en AVD frente a tracto de salida (TSVD) o septo de VD (SVD) en más de 90 pacientes sin cardiopatía estructural. El primero incluyó sólo a pacientes con alto grado de BAV y demostró que, si bien la estimulación en TSVD obtuvo una contracción más sincrónica de VI que la de AVD, no mejoró la prevención del remodelado ni la preservación de la fracción de eyección de VI (FEVI) en 12 meses. El estudio de Cano incluyó un grupo de 21 pacientes en los que la estimulación ventricular fue inferior al 10%, considerado como control, y también encontró que si bien la estimulación desde AVD se acompañó de mayor disincronía de VI frente al grupo de estimulación en SVD y control, no se obtuvo beneficio clínico con la estimulación en SVD a 12 meses.

En un estudio prospectivo, doble ciego y multicéntrico, Yu et al⁶⁰ aleatorizaron a 177 pacientes con bradicardia y FEVI normal a recibir estimulación en AVD o biventricular, analizando como objetivo primario el efecto en la FEVI y el volumen telesistólico de VI (VTSVI) a 12 meses de seguimiento. La FEVI disminuyó y el VTSVI aumentó de forma significativa en el grupo con estimulación en AVD. Concluyen que, en pacientes con FEVI normal, la estimulación en AVD produce un remodelado adverso del VI, que puede prevenirse con estimulación biventricular. Lindsay⁶¹ les dedica un editorial en el que afirma que aún no existe evidencia científica de que se deba realizar estimulación biventricular en todos los pacientes con FEVI normal y alto grado de BAV.

Barba et al⁶² informan sobre su experiencia de la estimulación hisiana en 182 pacientes con diferentes tipos de BAV, que se pudo aplicar con éxito en 59 de 91 intentos (el 65% de los intentos y el 44% de todos los casos). En 10 pacientes con indicación de TRC, Lustgarten et al⁶³ estudian la posibilidad de obtener dicha resincronización con estimulación hisiana directa, y la proponen como alternativa frente a la estimulación biventricular.

Lewicka-Novak et al⁶⁴ estudian el efecto de la estimulación en diferentes puntos de la aurícula en el gasto cardíaco y la sincronía de la contracción auricular izquierda en 58 pacientes aleatorizados a recibir estimulación en el *ostium* del seno coronario (OSC) y orejuela derecha o en el OSC y haz de Bachmann. La contracción auricular es más precoz y más sincrónica si se estimula en Bachmann y OSC, aunque no se observan diferencias en el gasto cardíaco. Lau et al⁶⁵ publican el diseño de un estudio aleatorizado, prospectivo y multicéntrico para tratar de demostrar la influencia de la frecuencia y el sitio de estimulación en aurícula, en pacientes con indicación de EC y fibrilación

auricular paroxística, en el desarrollo de fibrilación auricular a largo plazo (SAFE, The Septal Pacing for Atrial Fibrillation Suppression Evaluation).

Miocardopatía hipertrófica obstructiva

El papel de la estimulación bicameral en el tratamiento de la MCHO ha sido de nuevo objeto de interés el pasado año.

Galve et al⁶⁶ analizan sus resultados a largo plazo en 50 pacientes con MCHO en estadio funcional II-III, refractaria a tratamiento médico y con gradiente > 50 mmHg con estimulación bicameral, e informan de disminución significativa del gradiente y mejoría clínica y de la capacidad de ejercicio progresiva con el tiempo. Por el contrario, Sandín et al⁶⁷ encuentran, en una población similar de 72 pacientes con seguimiento a largo plazo, que si bien la estimulación bicameral disminuye significativamente el gradiente y el grosor del tabique, sólo se obtuvo mejoría clínica en el 43,1% de los pacientes, y el grado funcional avanzado fue el mejor predictor.

Page et al⁶⁸ revisan los estudios publicados hasta la actualidad y concluyen que la estimulación bicameral podría considerarse en determinados grupos de pacientes con MCHO con síntomas refractarios, no candidatos a cirugía o ablación septal, o con hipertrofia moderada o con indicación de estimulación o alta probabilidad de BAV tras cirugía o ablación.

Extracción de electrodos

A finales de 2009, Wilkoff et al⁶⁹ publicaron un documento de consenso de la Heart Rhythm Society para la extracción de electrodos de MP y DAI, como resultado de un *symposium* satélite, múltiples reuniones, teleconferencias internacionales y tres cuestionarios a través de la página web.

Kennergren et al⁷⁰ publican su experiencia en la extracción de más de 1.000 electrodos de MP y DAI con infección como indicación prioritaria, utilizan diferentes técnicas y con un tiempo medio tras la implantación de 69 meses, obtienen buenos resultados. La necesidad de láser fue del 60%, mayor en las sondas más antiguas. La tasa de fallo de extracción fue del 0,7% y las complicaciones mayores, del 0,9% sin mortalidad, con un tiempo medio de extracción de 2 min. Concluyen que la extracción con éxito de electrodos es posible con diferentes técnicas y que se debe reconsiderar la actitud de abandonar electrodos.

Grammes et al⁷¹ aportan resultados alentadores en la extracción percutánea de electrodos con vegetaciones demostradas por ecocardiografía transesofágica (ETE). Extrajeron 1.838 electrodos en 984 pacientes, con infección sistémica en 438, de los que 215 tenían vegetaciones en la ETE. El tiempo medio de extracción fue de 3 min y la mortalidad a 30 días, del 10%, ninguna relacionada con el procedimiento. Afirman que, en pacientes con vegetaciones intracardíacas identificadas por ETE, se puede extraer completamente de forma segura el sistema de estimulación por vía percutánea.

Por el contrario, Hauser et al⁷² analizan las complicaciones de la extracción de electrodos mediante técnicas diferentes en Estados Unidos, entre 1995 y 2008, y encuentran 57 muertes y 48 eventos cardiovasculares serios asociados con la extracción de electrodos técnicamente asistida. Concluyen que la extracción percutánea de electrodos es un procedimiento de alto riesgo, que debe realizarse en centros altamente especializados, con experiencia y con cirugía cardiorotórica disponible.

Van Erven et al⁷³ publican los resultados de una encuesta europea acerca de la extracción de electrodos endocárdicos e informan de que la mayoría de los centros extraen pocos a pesar de que implantan muchos, se basan en su propia experiencia y en sentimientos individuales más que en evidencia científica, habitualmente emplean sólo tracción o en combinación con herramientas de tracción, pero no láser y que la percepción de necesidad de cirugía cardiorotórica es variable.

Recientemente, se han publicado los resultados de otra encuesta⁷⁴ realizada a 1.000 médicos de la Heart Rhythm Society vía correo electrónico, de los que respondieron 252. La mayoría realiza escasas extracciones y sólo un 19% realiza más de 50 extracciones anuales. La mayoría son electrofisiólogos; en el 36% de los casos extraen en quirófano y con un cirujano disponible y en un 25% de los casos, lo hacen en el laboratorio sin cirujano disponible. El riesgo de complicaciones mayores es del 1-5% y la mortalidad, del 0,5-1%. Concluyen que la disponibilidad de cirugía es variable, a pesar de ser recomendada.

Monitorización remota

La utilidad de la monitorización remota de MP y DAI también sigue siendo objeto de interés. Van Hemel⁷⁵ y Burri et al⁷⁶ publican dos amplias revisiones de los diferentes sistemas disponibles y de la experiencia acumulada.

Ricci et al⁷⁷ analizan el impacto de Home MonitoringTM en 166 pacientes con MP y DAI en el manejo de la FA. Concluyen que permite su detección temprana y una optimización precoz del tratamiento. Ip et al⁷⁸ publican el diseño del IMPACT (Study of anticoagulation guided by remote rhythm monitoring in patients with implantable cardioverter-defibrillator and CRT-D devices), multicéntrico y aleatorizado, cuyo objetivo es determinar la influencia de la instauración o supresión de la anticoagulación guiada por seguimiento remoto continuo con Home MonitoringTM o con seguimiento convencional en la incidencia de accidentes embólicos y hemorrágicos.

Los resultados del estudio TRUST⁷⁹ (The Lumos-T safely Reduces Routine Office Device Follow up) demuestran una reducción de las visitas presenciales del 45% en el grupo de Home MonitoringTM, sin aumento de la morbilidad y con una detección más precoz de eventos arrítmicos.

Registros

Como en años anteriores, Coma et al³⁴ publican el informe del registro español de MP correspondiente a la actividad de 2008. Destaca un aumento en el número de implantes, que alcanzaron los 708,3/millón de habitantes, la mayor utilización de electrodos de fijación activa y del modo de estimulación bicameral y la influencia de la edad avanzada en el incumplimiento de las guías de actuación clínica para la selección del modo de estimulación.

Proclemer et al⁸⁰ publican los datos recogidos en el registro italiano de MP durante los años 2003-2007, y destacan un patrón estable de implantaciones e indicaciones, con una mayor utilización de MP bicamerales a lo largo de los años.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

BIBLIOGRAFÍA

- Moss AJ, Hall WJ, Cannom DS, Klein H, Brown MW, Daubert JP, et al, for the MADIT-CRT Trial Investigators. Cardiac resynchronization therapy for the prevention of heart failure events. *N Engl J Med*. 2009;361:1329-38.
- Sancho-Tello MJ, Martínez J, Pombo M, De Juan J. Novedades en estimulación cardíaca. *Rev Esp Cardiol*. 2010;63 Suppl 1:73-85.
- Chung ES, Leon AR, Tavazzi L, Sun JP, Nihoyannopoulos P, Merlino J, et al. Results of the predictors to CRT (PROSPECT) trial. *Circulation*. 2008;117:2608-16.
- Reant P, Zaroui A, Donal E, Mignot A, Bordachar P, Deplagne A, et al. Identification and characterization of super-responders after cardiac resynchronization therapy. *Am J Cardiol*. 2010;105:1327-35.
- Tanaka H, Hara H, Saba S, Gorcsn J. Usefulness of three-dimensional speckle tracking strain to quantify dyssynchrony and the site of latest mechanical activation. *Am J Cardiol*. 2010;105:235-42.
- Chan PS, Khumri T, Chung ES, Ghio S, Reid KJ, Gerritse B, et al. Echocardiography dyssynchrony and health status outcomes from cardiac resynchronization therapy: insights from the PROSPECT trial. *JACC Cardiovascular Imaging*. 2010;3:451-60.

7. Rickard J, Kumbhani DJ, Popovic Z, Verhaert D, Manne M, Sraow D, et al. Characterization of super-response to cardiac resynchronization therapy. *Heart Rhythm*. 2010;7:885-9.
8. Bonakdar HR, Jorat MW, Fazelifar AF, Alizadeh A, Givtaj N, Sameie N, et al. Prediction of response to cardiac resynchronization therapy using simple electrocardiographic and echocardiographic tools. *Europace*. 2009;11:1330-7.
9. Linde C, Abraham WT, Gold MR, St John Sutton M, Ghio S, Daubert C, et al. REVERSE study group. Randomized trial of cardiac resynchronization in mildly symptomatic heart failure patients and in asymptomatic patients with left ventricular dysfunction and previous heart failure symptoms. *J Am Coll Cardiol*. 2008;52:1834-43.
10. Daubert C, Gold MR, Abraham WT, Ghio S, Hassafer C, Goode G, et al. Prevention of disease progression by cardiac resynchronization therapy in patients with asymptomatic or mildly symptomatic left ventricular dysfunction: insights from the European cohort of the REVERSE trial. *J Am Coll Cardiol*. 2009;54:1837-46.
11. St. John Sutton M, Ghio S, Plappert T, Tavazzi L, Scelsi L, Dauber C, et al. Cardiac resynchronization induces major structural and functional reverse remodeling in patients with New York Heart Association class I/II heart failure. *Circulation*. 2009;120:1858-65.
12. Kamdar R, Frain E, Warburton F, Richmond L, Mullan V, Berriman T, et al. A prospective comparison of echocardiography and device algorithms for atrioventricular and interventricular interval optimization in cardiac resynchronization therapy. *Europace*. 2010;12:84-91.
13. Abraham WT, Gras D, Yu CM, Guzzo L, Gupta MS, FREEDOM steering committee. Rationale and design of a randomized clinical trial to assess the safety and efficacy of frequent optimization of cardiac resynchronization therapy: the Frequent Optimization Study Using the QuickOpt method (FREEDOM) trial. *Am Heart J*. 2010;159:944-8.
14. Whellan DJ, Ousdigian KT, Al-Khatib SM, Pu W, Sarkar S, Porter CB, et al; PARTNERS study. Combined heart failure device diagnostics identify patients at higher risk of subsequent heart failure hospitalizations: results from PARTNERS HF study. *J Am Coll Cardiol*. 2010;55:1803-10.
15. Cleland JG, Coletta AP, Buga L, Ahmed D, Clark AL. Clinical trials update from the American College of Cardiology meeting 2010: DOSE, ASPIRE, CONNECT, STICH, STOP-AF, CABANA, RACE II, EVEREST II, ACCORD, and NAVIGATOR. *Eur J Heart Fail*. 2010;12:623-9.
16. Ginsky MJ, Shinbane JS, Ahmadi N, Mao S, Flores F, Budoff MJ. Prospective randomized trial of Venous Cardiac Computed Tomographic Angiography for Facilitation of Cardiac Resynchronization Therapy. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2010. Jun 22 [Epub ahead of print].
17. Crossley GH, Exner D, Mad RH, Sorrentino RA, Hokanson R, Li S, et al; Medtronic 4195 Study Investigators. Chronic performance of an active fixation coronary sinus lead. *Heart Rhythm*. 2010;7:472-8.
18. Patwala A, Woods P, Clements R, Albouani K, Rao A, Goldspink D, et al. A prospective longitudinal evaluation of the benefits of epicardial lead placement for cardiac resynchronization therapy. *Europace*. 2009;11:1323-9.
19. Huang Y, Wu W, Cao Y, Qu N. All cause mortality cardiac resynchronization therapy with implantable cardioverter defibrillator: a Meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Cardiol*. 2010. Jun 10 [Epub ahead of print].
20. Marijon E, Trinquart L, Otmani A, Leclercq C, Fauchier L, Chevalier P, et al; EVADEF investigators. Predictors for short-term progressive heart failure death in New York Heart Association II patients implanted with a cardioverter defibrillator- the EVADEF study. *Am Heart J*. 2010;159:659-64.
21. Cabrera-Bueno F, Fernández-Pastor J, Molina-Mora MJ, Alzueta J, Peña-Hernández JL, Barrera A, et al. Combined resynchronization therapy and automatic defibrillator in advanced non-ischaemic heart failure: the importance of QRS width. *Europace*. 2010;12:92-5.
22. Boriani G, Kraning W, Donal E, Calo L, Casella M, Delarche N, et al, for B-LEFT HF study group. A randomized double-blind comparison of biventricular versus left ventricular stimulation for cardiac resynchronization therapy: The biventricular versus left univentricular pacing with ICD Back -up in Heart Failure Patients (B-LEFT HF) trial. *Am Heart J*. 2010;159:1052-8.
23. Dickstein K, Bogale N, Priori S, Auricchio A, Cleland JG, Gitt A, et al. The European cardiac resynchronization therapy survey. *Eur Heart J*. 2009;30:2450-60.
24. Kalin R, Stanton MS. Current clinical issues for MRI scanning of pacemaker and defibrillator patients. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2005;28:326-8.
25. Niehaus M, Tebbenjohanns J. Electromagnetic interference in patients with implanted pacemakers or cardioverter-defibrillators. *Heart*. 2001;86:246-8.
26. Irnich W, Irnich B, Bartsch C, Stertmann WA, Gufler H, Weiler G. Do we need pacemakers resistant to magnetic resonance imaging? *Europace*. 2005;7:353-65.
27. Gotte MJ, Russel IK, De Roest GJ, Germans T, Veldkamp RF, Knaepen P, et al. Magnetic resonance imaging, pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: current situation and clinical perspective. *Neth Heart J*. 2010;18:31-7.
28. Levine GN, Gomes AS, Arai AE, Bluemke DA, Flamm SD, Kanal E, et al. Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: an American Heart Association scientific statement from the Committee on Diagnostic and Interventional Cardiac Catheterization, Council on Clinical Cardiology, and the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention: endorsed by the American College of Cardiology Foundation, the North American Society for Cardiac Imaging, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *Circulation*. 2007;116:2878-91.
29. Roguin A, Schwitler J, Vahlhaus C, Lombardi M, Brugada J, Vardas P, et al. Magnetic resonance imaging in individuals with cardiovascular implantable electronic devices. *Europace*. 2008;10:336-46.
30. Gimbel JR. The AHA Scientific Statement of MRI in patients with devices: neat, but incomplete. Unwise and unsupported. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2008;31:649-51.
31. Buendia F, Sanchez-Gomez JM, Sancho-Tello MJ, Olagüe J, Osca J, Cano O, et al. Estimulación magnética nuclear en pacientes portadores de dispositivos de resincronización cardíaca. *Rev Esp Cardiol*. 2010;63:735-9.
32. Mollerus M, Albin G, Lipinski M, Lucca J. Magnetic resonance imaging of pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators without specific absorption rate restrictions. *Europace*. 2010;12:947-51.
33. Sutton R, Kanal E, Wilkoff BL, Bello D, Luechinger R, Jenniskens J, et al. Safety of magnetic resonance imaging of patients with a new Medtronic EnRhythm MRI SureScan pacing system: clinical study design. *Trials*. 2008;9:68.
34. Coma Samartín R, Martínez Ferrer J, Sancho-Tello de Carranza NJ, Ruiz Mateas F, Leal del Ojo González J. Registro español de marcapasos. VI informe oficial de la Sección de Estimulación Cardíaca de la Sociedad Española de Cardiología (2008). *Rev Esp Cardiol*. 2009;62:1450-63.
35. Smith MC, Love CJ. Extraction of transvenous pacing and ICD leads. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2008;31:736-52.
36. Bongiorni MG, Soldati E, Zucchelli G, Di Cori A, Segreti L, De Lucia R, et al. Transvenous removal of pacing and implantable cardiac defibrillating leads using single sheath mechanical dilatation and multiple venous approaches: high success rate and safety in more than 2000 leads. *Eur Heart J*. 2008;29:2886-93.
37. Borek PP, Wilkoff BL. Pacemaker and ICD leads: strategies for long-term management. *J Interv Card Electrophysiol*. 2008;23:59-72.
38. Barold SS, Herweg B. Pacing in heart failure: how many leads and where? *Heart*. 2008;94:10-3.
39. Silvestre J, Aguado JM, García JJ. Infecciones en el sistema de marcapasos. Extracción de electrodos. Estimulación permanente por vía femoral. *Rev Esp Cardiol*. 2007;7 Supl G:145-56.
40. Centella T, Oliva E, García-Andrade I, Martín-Dávila P, Cobo J, Moya JL, et al. Extracción de electrodos de marcapasos y desfibrilador mediante técnicas percutáneas. *Rev Esp Cardiol*. 2007;60:607-15.
41. Razor intra-cardiac stimulator. United States Patent [in 3,835,864 [45] Sept. 17, 1974[54].
42. Echt DS, Cowan MW, Riley RE, Brisken AF. Feasibility and safety of a novel technology for pacing without leads. *Heart Rhythm*. 2006;10:1202-6.
43. Lee KL, Lau C-P, Tse H-F, Echt DS, Heaven D, Smith M. First human demonstration of cardiac stimulation with transcutaneous ultrasound energy delivery: implications for wireless pacing with implantable devices. *J Am Coll Cardiol*. 2007;50:877-83.
44. Wieneke H, Konorza T, Erbel R, Kisker E. Leadless pacing of the heart using induction technology: a feasibility study. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2009;32:177-83.
45. Lee K. In the wireless era: leadless pacing. *Expert Rev Cardiovasc Ther*. 2010;8:171-4.
46. Rosen MR, Brink PR, Cohen IS, Robinson RB. Cardiac pacing from electronic ... to biological circulation: arrhythmia and electrophysiology. *Circ Arrhythmia Electrophysiol*. 2008;1:54-61.
47. Dreyer H, Grohmann A, Bondke HR, Gast B, Baumann G, Melzer C. Is antyarrhythmia device implantation safe under dual antiplatelet therapy? *Pacing Clin Electrophysiol*. 2010;33:394-9.
48. Thal S, Moukabayr T, Boyella R, Shanmugasundaram M, Pierce M, Thai H, et al. The relationship between warfarin aspirin and clopidogrel continuation in the periprocedural period and the incidence of hematoma formation after device implantation. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2010;33:385-8.
49. Bono J, Nazir S, Ruparella N, Bashir Y, Betts T, Rajappan K. Perioperative management of anticoagulation during device implantation. The UK perspective. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2010;33:389-93.
50. Biffi M, Bertini M, Saporito D, Ziacchi M, Martignani C, Diemberger I, et al. Actual pacemaker longevity: The benefit of stimulation by automatic capture verification. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2010;33:873-81.
51. Murakami Y, Tsuboi N, Inden Y, Yoshida Y, Murohara T, Ihara Z, et al. Difference in percentage of ventricular pacing between two algorithms for minimizing ventricular pacing: results of the IDEAL RVP (Identifying the Best Algorithm for Reducing Unnecessary Right Ventricular Pacing) study. *Europace*. 2010;12:96-102.
52. Kanjwal K, Karabin B, Kanjwal Y, Grubb BP. Preliminary observations on the use of closed-loop cardiac pacing in patients with refractory neurocardiogenic syncope. *J Interv Card Electrophysiol*. 2010;27:69-73.
53. Simantirakis E, Arkolakis E, Vardas P. Novel pacing algorithms: do they represent a beneficial proposition for patients, physicians and the health care system? *Europace*. 2009;11:1272-80.
54. Mithilesh D, Dandamudi G, Steiner H. Modern pacemakers: hope or hype. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2009;32:1207-21.
55. Lee S, Fu K, Kohno T, Ransford B, Maisel W. Clinically significant magnetic interference of implanted cardiac devices by portable headphones. *Heart Rhythm*. 2009;6:1432-6.
56. Thaker J, Patel MB, Shah AJ, Liepa VV, Brunett JD, Jongnarangsin K, et al. Do media players cause interference with pacemakers? *Clin Cardiol*. 2009;32:653-7.
57. Jongnarangsin K, Thaker JP, Thakur RJ. Pacemakers and magnets: an arranged marriage. *Heart Rhythm*. 2009;6:1437-8.
58. Gong X, Su Y, Pan W, Cui J, Liu S, Shu X. Is right ventricular outflow tract pacing superior to right ventricular apex pacing in patients with normal cardiac function? *Clin Cardiol*. 2009;32:695-9.
59. Cano O, Osca J, Sancho-Tello MJ, Sánchez JM, Ortiz V, Castro JE, et al. Comparison of effectiveness of right ventricular septal pacing versus right ventricular apical pacing. *Am J Cardiol*. 2010;105:1426-32.
60. Yu Ch, Chan J, Zhang Q, Omar R, Yip G, Hussin A, et al. Biventricular pacing in patients with bradycardia and normal left ventricular ejection fraction. *N Engl J Med*. 2009;361:21231-34.

61. Lindsay B. Deleterious effect of right ventricular apical pacing. *N Engl J Med*. 2009;361:2183-5.
62. Barba-Pichardo R, Moriña-Vázquez P, Fernández-Gómez JM, Venegas-Gamero J, Herrera-Carranza M. Permanent His-Bundle pacing: seeking physiological ventricular pacing. *Europace*. 2010;12:527-33.
63. Lustgarten D, Calame S, Crespo E, Calame J, Lobel R, Spector P. Electrical resynchronization induced by direct His-bundle pacing. *Heart Rhythm*. 2010;7:15-21.
64. Lewicka-Nowack E, Dabrowska-Kugacka A, Rucinski P, Kozlowski D, Raczak G, Kutarski A. Atrial function during different multisite atrial pacing modalities in patients with bradycardia-tachycardia syndrome. *Circ J*. 2009;73:2029-35.
65. Lau CP, Wang CC, Ngarmukos T, Kim YH, Kong CW, Omar R, et al. SAFE Study Steering Committee for SAFE Study Group. A prospective randomized study to assess the efficacy of rate and site of atrial pacing on long-term development of atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2009;20: 1020-5.
66. Galve E, Sambola A, Saldaña G, Quispe I, Nieto E, Díaz A, et al. Late benefits of dual-chamber pacing in obstructive hypertrophic cardiomyopathy: a 10-years follow-up study. *Heart*. 2010;96:352-6.
67. Sandín M, Marín F, Cambronero F, Climent V, Caro C, Martínez JG, et al. ¿Existe un efecto beneficioso a largo plazo con el tratamiento con marcapasos de la miocardiopatía hipertrófica obstructiva severa? *Rev Esp Cardiol*. 2009;62:1233-9.
68. Page S, Mohiddin S. Long term benefits of pacing in obstructive hypertrophic cardiomyopathy. *Heart*. 2010;96:328-30.
69. Wilkoff B, Love Ch, Byrd Ch, Bongiorno MG, Carrillo R, Crossley G, et al. Transvenous lead extraction: Heart Rhythm society expert consensus on facilities, training, indications and patient management. *Heart Rhythm*. 2009;6:1085-104.
70. Kennergren Ch, Bjurman Ch, Wiklund R, Gäbel J. A single-center experience over one thousand lead extractions. *Europace*. 2009;11:612-7.
71. Grammes JA, Schulze Ch, Al-Bataineh M, Yesenosky G, Saari C, Vrabel M, et al. Percutaneous pacemaker and implantable cardioverter defibrillator lead extraction in 100 patients with intracardiac vegetations defined by transesophageal echocardiogram. *J Am Coll Cardiol*. 2010;55:886-94.
72. Hauser R, Katsiyiannis W, Gornick Ch, Almquist A, Kallinen L. Deaths and cardiovascular injuries due to device assisted implantable cardioverter-defibrillator and pacemaker lead extraction. *Europace*. 2010;12:395-401.
73. Van Erven L, Morgan J, on behalf of the Scientific Initiatives Committee (SIC). Attitude towards redundant leads and the practice of lead extractions: a European survey. *Europace*. 2010;12:275-6.
74. Henrikson Ch, Zhang K, Brinker J. A survey of the practice of lead extraction in the United States. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2010;33:721-6.
75. Van Hemel NM. Remote monitoring of implanted cardiac devices: a plea for a nationwide exploration. *Neth Heart J*. 2009;17:434-7.
76. Burri H, Senouf D. Remote monitoring and follow-up of pacemakers and implantable cardioverter defibrillators. *Europace*. 2009;11:701-9.
77. Ricci R, Morichelli L, Santini M. Remote control of implanted devices through home monitoring technology™ improves detection and clinical management of atrial fibrillation. *Europace*. 2009;11:54-61.
78. Ip J, Waldo AL, Lip GY, Rothwell PM, Martin DT, Bersohn MM, et al; IMPACT Investigators. Multicenter randomized study of anticoagulation guided by remote rhythm monitoring in patients with implantable cardioverter-defibrillator and CRT-D devices: Rationale, design, and clinical characteristics of the initially enrolled cohort The IMPACT study. *Am Heart J*. 2009;158:364-70.
79. Varma N, Epstein AE, Irimpen A, Schweikert R, Love C; for the TRUST Investigators. Efficacy and Safety of Automatic Remote Monitoring for Implantable Cardioverter-Defibrillator Follow-Up: The Lumos-T Safely Reduces Routine Office Device Follow-Up (TRUST) Trial. *Circulation*. 2010;122:325-32.
80. Proclemer A, Ghidina M, Gregori D, Facchin D, Rebellato L, Zakja E, et al. Trend of the main clinical characteristics and pacing modality in patients treated by pacemaker: data from the Italian Pacemaker Registry for the quinquennium 2003-07. *Europace*. 2010;12:202-9.