

# Optimización de la programación de los desfibriladores implantables.

Rocío Cózar\*, Rafael Peinado\*, Ernesto Díaz Infante\*\*.

\* Sección de Electrofisiología y Arritmias. Servicio de Cardiología. Hospital Universitario La Paz.

\*\* Unidad de Arritmias. Servicio de Cardiología. Hospital Virgen de la Macarena.

## RESUMEN

El desarrollo de la tecnología ha dotado a los desfibriladores automáticos implantables de terapias indoloras (estimulación antitaquicardia) y criterios adicionales de detección cuyo uso conlleva una disminución considerable del número de descargas, tanto apropiadas como inapropiadas. Una adecuada programación del desfibrilador conseguirá una disminución de morbilidad asociada a las descargas, evitando el deterioro de la calidad de vida de nuestros pacientes. En el presente artículo revisamos los aspectos más importantes a considerar para conseguir una programación óptima de estos dispositivos.

## INTRODUCCIÓN

El uso de los desfibriladores automáticos implantables (DAI) se ha incrementado de forma importante en los últimos años<sup>1</sup>. Este hecho ha estado motivado principalmente por la publicación, en los últimos 13 años, de una serie de ensayos clínicos<sup>2-6</sup> que han demostrado la eficacia del DAI en la terminación de arritmias ventriculares y su utilidad para mejorar la supervivencia, no solo en pacientes que ya han tenido arritmias ventriculares malignas, sino también en prevención primaria. Fiel reflejo de ello ha sido la ampliación de sus indicaciones en las guías de actuación clínica.

La eficacia y seguridad del DAI dependen en gran medida de una adecuada detección y discriminación de arritmias ventriculares, y de la administración de las terapias apropiadas para terminarlas en el menor tiempo posible. Sin embargo, el beneficio en mortalidad lleva a veces asociado el alto precio de la morbilidad ocasionada por las descargas, tanto apropiadas como inapropiadas, que no sólo pueden producir un empeoramiento de la calidad de vida de los pacientes, sino también un efecto proarritmogénico<sup>7-10</sup>.

### Correspondencia

Dra. Rocío Cózar/ Dr. Rafael Peinado  
Sección de Electrofisiología y Arritmias./Servicio de Cardiología.  
Hospital Universitario La Paz.  
Paseo de la Castellana 261. 28046. Madrid.  
Teléfono y fax: 91 7277564  
e-mail: rociocozarleon@hotmail.com/rpeinado@secardiologia.es

La evolución de la tecnología ha hecho posible la reducción del número de descargas tanto apropiadas como inapropiadas, al dotar a los dispositivos actuales de criterios y algoritmos de detección cada vez más sofisticados y de terapias indoloras (estimulación antitaquicardia) que puedan evitar en lo posible la administración de choques<sup>11-12</sup>. Por tanto, es muy importante la familiarización con las múltiples opciones diagnósticas y terapéuticas que incorporan los DAI actuales para poder realizar una adecuada programación de los mismos.

Los objetivos de una adecuada programación podrían resumirse en dos:

- A. Detección y tratamiento adecuado de las arritmias ventriculares, administrando el menor número de choques posibles y evitando una prolongación excesiva de los episodios para reducir la aparición de síntomas durante los mismos.
- B. Evitar descargas inapropiadas.

La consecución de estos objetivos permitiría mejorar la calidad de vida de los pacientes, prolongar la duración de la batería y evitar el daño miocárdico y el deterioro de la función ventricular asociado a las descargas frecuentes.

Con los dispositivos actuales, una adecuada programación puede aportar tasas de sensibilidad y especificidad para el diagnóstico de arritmias ventriculares muy altas. Desgraciadamente, la aproximación al 100 % de sensibilidad conlleva normalmente un descenso de la especificidad y viceversa, por lo que es necesario encontrar el balance óptimo.

Múltiples estudios en los últimos años han abordado distintas alternativas para la consecución de alguno de estos objetivos, algunas de ellas han sido aceptadas de forma generalizada y otras siguen siendo motivo de debate. En la tabla I se presentan varias de estas opciones.

## DISMINUCIÓN DE DESCARGAS APROPIADAS

La posibilidad de terminar las arritmias ventriculares mediante la administración de descargas fue durante muchos años prácticamente la única opción terapéutica de los DAI. La eficacia y segu-

**Tabla I**

**Objetivos de programación.  
Alternativas disponibles.**

**A. Disminución de descargas apropiadas**

1. Alargamiento del tiempo de detección
2. Aplicación de estimulación antitaquicardia
3. Estimulación antitaquicardia biventricular

**B. Disminución de descargas inapropiadas**

1. Aplicación de algoritmos de discriminación
2. Dispositivos bicamerales frente a monocamerales
3. Programación empírica vs adaptada

ridad de esta terapia y la ausencia de alternativas hicieron que se obviaran los inconvenientes ya comentados de la misma (terapias dolorosas, impacto psicológico, posible efecto proarritmogénico y gasto energético)

Conviene así mismo recordar que choque administrado no es equivalente a choque necesario. Estudios previos<sup>3, 4, 6, 13</sup> han mostrado una tasa significativamente mayor de eventos tratados en el grupo de desfibrilador que la tasa de eventos del grupo control (hasta 6 veces más en el AVID). Esto es debido fundamentalmente a una errónea clasificación de las arritmias supraventriculares y al tratamiento de taquicardias ventriculares (TV) no sostenidas.

En el estudio PainFREE Rx II<sup>14</sup> se observó que un 34 % de TV rápidas detectadas terminaron antes de la administración del choque cuando se programaba un intervalo de detección más prolongado (18 de 24 RR), sin que esto implicara un mayor número de síncope. En este sentido, en el estudio PREPARE, recientemente publicado, se compara una cohorte prospectiva de portadores de DAI por preven-

ción primaria con una cohorte histórica conformada por los pacientes de los estudios MIRACLE ICD<sup>16</sup> y EMPIRIC<sup>17</sup> (sólo los que tenían indicación como prevención primaria). En el grupo de intervención se programaba un intervalo de detección largo (30 de 40 latidos en la zona de TV rápidas y fibrilación ventricular (FV) y 32 latidos en la zona de TV). La programación PREPARE redujo de manera significativa la incidencia de un índice de morbilidad compuesto por el número de episodios tratados mediante descarga, incluidas las inapropiadas, síncope secundario a arritmias y TV/FV sostenidas sintomáticas no tratadas (0.26 eventos/paciente-año en el grupo PREPARE vs 0.69 en grupo control, p=0.003). Los pacientes PREPARE recibieron menos descargas en el primer año (9 % vs 17 %, p<0.01) y la incidencia de TV no tratadas y de síncope arritmico fue similar al grupo control. Aunque los resultados fueron esperanzadores, el no tener un diseño aleatorizado supuso una importante limitación. Actualmente está en fase de inclusión el estudio ADVANCE III (NCT00617175), con similar objetivo pero de diseño aleatorizado, del que se esperan resultados esclarecedores.

Quizás la herramienta más útil de la que disponemos actualmente para disminuir el número de descargas apropiadas es la utilización de terapias de estimulación antitaquicardia (EAT). Éstas tienen las indudables ventajas de ser indoloras, de su aplicación inmediata y del ahorro energético de batería que suponen, con la consiguiente prolongación de la vida media del dispositivo<sup>18, 19</sup>. La eficacia de la EAT en TVs con longitud de ciclo (LC) mayor de 300 ms (frecuencia cardíaca menor de 200 lpm) está claramente probada y aceptada de forma generalizada<sup>20-24</sup>, reportando tasas de éxito en torno al 90 % y bajas tasas de aceleración (0 -7 %) (figura 1). En cuanto a las TV rápidas (LC <300 ms), tradicionalmente ha existido reticencia a aplicar este tipo de terapias ante el temor de que la ineficacia de la EAT

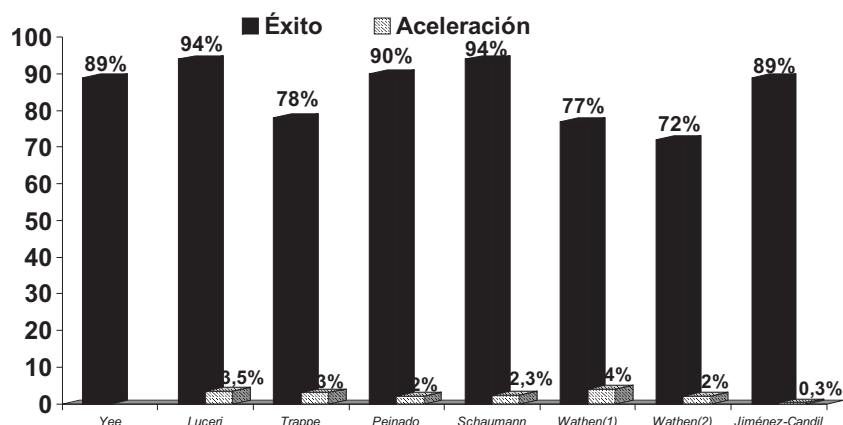


Figura 1: Tasas de efectividad y aceleración de EAT en taquicardias ventriculares (1) PainFREE, (2) PainFREE Rx II.

produjera un retraso excesivo del choque o incluso, una aceleración y degeneración de la taquicardia. El estudio PainFREE, fue el primer estudio diseñado específicamente para TV rápidas (entre 188-250 lpm), y demostró la eficacia y seguridad de la EAT en las mismas<sup>25</sup>. Posteriormente, el estudio PainFREE II no solo demostró la elevada eficacia y seguridad de una sola secuencia de estimulación (ráfaga de 8 latidos al 88 % de acoplamiento) en TV rápidas sino también una mejora de la calidad de vida (estudio PainFREE II) reportando una tasa de eficacia del 72 % a costa de tan sólo un 2 % de episodios de TV aceleradas, sin un aumento significativo del número de síncope y sin un retraso excesivo de la administración del choque (menos de 6 segundos) (Figura 2)<sup>14</sup>. Jiménez-Candil et al<sup>26</sup> apoyaron con su trabajo la eficacia de la EAT en TV rápidas, entre 260 y 310 ms, esta vez con un esquema ligeramente más agresivo (ráfagas de 5 y 8 latidos al 84%) con tasas de éxito del 89%. Basándose en estos estudios, los últimos modelos de DAI de algunos fabricantes han incorporado a su arsenal terapéutico la administración de un régimen de EAT (tipo PainFREE nominal) durante la carga en la zona de FV<sup>27</sup>. De este modo, se puede administrar la EAT sin retrasar la administración del choque. Si ésta es efectiva, la descarga es desviada, ahorrando al paciente la desagradable experiencia del choque, aunque no se produciría ahorro energético ya que los condensadores realizan la carga y disipan posteriormente la energía. Para solventar este punto, también estos dispositivos disponen de la opción de programar el paso de EAT durante la carga a EAT previa a la carga en el caso de que en un número determinado de episodios (programable) la EAT haya sido efectiva.

Múltiples estudios han valorado los factores implicados en el éxito de la EAT y algunos de ellos han intentado mejorar aún más la eficacia de estas terapias. Se deben programar esquemas de EAT

no muy agresivos, con una adecuada combinación de número de latidos y LC de estimulación. Cuanto más corto es el acoplamiento (expresado como porcentaje de la LC de la TV) o mayor el número de latidos, mayor es la probabilidad de terminación pero también de aceleración de la taquicardia o de reinducción durante el propio tren de impulsos. Por ello, con acoplamientos largos se debe programar un mayor número de latidos y viceversa. En cuanto a la modalidad de EAT, en TV menores de 200 lpm son igualmente efectivas las ráfagas que las rampas, aunque se le atribuyen tasas de aceleración mayores a éstas últimas (en TV rápidas parecen más indicadas las ráfagas)<sup>28-34</sup>. También sabemos que la sobreestimulación con alta energía tiene mayor efectividad. Por último, los únicos predictores clínicos que podrían estar relacionados con el éxito son la longitud de ciclo de la taquicardia (las tasas de éxito de la ATP disminuyen progresivamente a partir de 200 lpm) y la fracción de eyección reducida del ventrículo izquierdo<sup>25, 28-34</sup>.

Estudios preliminares reflejan una mayor tasa de éxito cuando la EAT puede ser administrada simultáneamente en los dos ventrículos (en dispositivos biventriculares) que cuando se administra en ventrículo derecho (90 % vs 69 % respectivamente)<sup>35</sup>. Actualmente, y con mayor número de pacientes, está en fase de análisis el estudio ADVANCE-CRT-D<sup>36</sup> (NCT00147290), que pretende apoyar la evidencia sobre las ventajas de la EAT biventricular.

Menos evidencia hay sobre el número de programas a utilizar, aunque la mayoría de las TV suelen terminarse con el primer programa, no es despreciable el número de ellas que pueden terminarse con el segundo programa de EAT, por lo que el factor limitante sería el tiempo empleado. En general, en la zona de TV, sería razonable utilizar dos programas de EAT con dos o tres secuencias de EAT en cada uno de ellos basándonos en las altas tasas de éxitos reportadas y asumiendo el improbable riesgo de

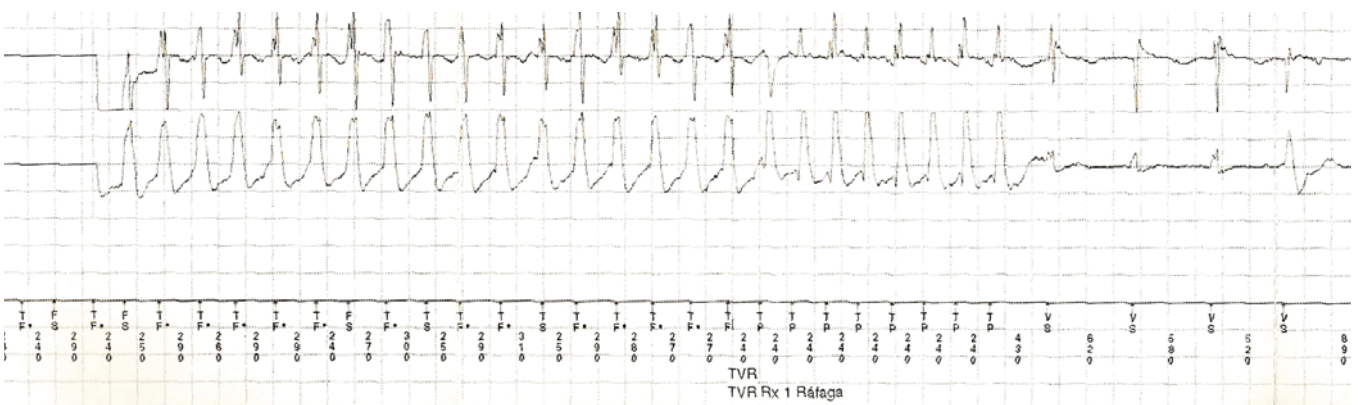


Figura 2: Terminación de TV rápida mediante la administración de EAT tipo PainFREE Rx II

síncope por retraso del choque, si éstas no fueran efectivas. En TVs rápidas, para evitar este riesgo no se recomienda programar más de una zona de EAT con una secuencia de estimulación.

En resumen, dadas las altas tasas de eficacia y seguridad y las múltiples ventajas citadas, es altamente recomendable el uso de al menos un programa de EAT tanto en la zona de TV como en la de TV rápidas.

Por último, y aunque su utilización no suponga una disminución del número de terapias administradas, merece la pena hacer mención al uso de choques de baja energía. Al igual que ocurría con la EAT, el uso de choques de baja energía ha tenido grandes detractores debido al miedo a que éstos produjesen aceleración y degeneración de las taquicardias ventriculares, indujesen fibrilación auricular o su fallo supusiera una prolongación innecesaria del episodio. El riesgo de aceleración, al igual que en la EAT, parece relacionado con peores funciones ventriculares y TV más rápidas y también con peores umbrales de desfibrilación. La energía recomendada es entre 5-10 J, debiéndose evitar los choques menores de 5J porque pueden precipitar taquiarritmias auriculares. Las ventajas principales son el menor tiempo de carga y el ahorro energético aunque no aportan ventajas en cuanto al dolor experimentado por el paciente ya que está demostrado que la percepción del dolor para descargas por encima de 1 J es similar<sup>37-39</sup>. Estudios recientes han reportado una tasa de éxito de hasta el 94 % en TV inducidas con LC entre 251 y 320 ms con choques de 5 J y casi del 100 % en TVs espontáneas<sup>40, 41</sup>.

## REDUCCIÓN DE DESCARGAS INAPROPIADAS

Los choques inapropiados probablemente sean una de las principales limitaciones de la terapia con DAI. Está bien descrita su incidencia en la literatura (entre un 11 % y un 41 %, dependiendo de las series)<sup>42, 43</sup>, siendo mayor la proporción relativa en prevención primaria. Las consecuencias psicológicas son evidentes pero más temible aún es el posible efecto proarritmogénico, por lo que es de vital importancia dirigir los esfuerzos hacia la búsqueda de estrategias de reducción de estas descargas. La principal estrategia desarrollada es hacer uso de los criterios y algoritmos cada vez más sofisticados que han ido desarrollando los distintos fabricantes.

La mayoría de las descargas inapropiadas se deben a discriminación inadecuada de taquiarritmias supraventriculares, fundamentalmente fibrilación auricular. Otras causas menos frecuentes son la fractura del electrodo o defectos del aislante, que producen ruido de alta frecuencia, interpretado por

el dispositivo como fibrilación ventricular (debe sospecharse para intervalos RR menores de 150 ms), interferencias electromagnéticas externas, doble conteo ventricular por sobredetección de la onda T, etc. Muchas de estas últimas situaciones requieren el reemplazo del electrodo. Otras, como el sobredetección de la onda T puede solucionarse, en ocasiones, disminuyendo la sensibilidad ventricular si la amplitud de las ondas R lo permiten o incrementando el periodo de blanking postventricular, aunque a veces no existe otra alternativa que la recolocación del electrodo<sup>44</sup>.

En un esfuerzo por incrementar las medidas de seguridad y detectar alteraciones del electrodo o del aislante antes de que se produzcan las descargas inapropiadas, algunos fabricantes han desarrollado algoritmos específicos<sup>45</sup>. Los sistemas de monitorización domiciliaria también pueden permitir detectar disfunciones antes de que produzcan consecuencias clínicas<sup>46</sup>.

Dado que la mayor tasa de descargas inapropiadas se produce debido a arritmias supraventriculares, sin duda la estrategia más recomendable es el uso de criterios de discriminación. Estos sólo pueden ser programados en las zonas de TV (en la zona de FV no son programables debido a que se requiere una máxima sensibilidad y a que es altamente improbable que se desarrollen arritmias supraventriculares a esa frecuencia).

Los principales criterios de discriminación disponibles en la actualidad pueden clasificarse en dos grupos, los basados en la información aportada por una sola cámara (ventrículo derecho) y los basados en la relación auriculoventricular.

### 1. DISCRIMINADORES MONOCAMERALES:

#### A) Criterio de inicio súbito u onset:

Su finalidad es la discriminación de taquicardias sinusales. Éstas, suelen tener un comienzo gradual, a diferencia de las TV que suelen presentar un inicio brusco. Detecta acortamientos súbitos del RR al inicio de la taquicardia. Puede programarse en tiempo absoluto o en porcentaje de la longitud de ciclo según el fabricante. Se trata de un criterio altamente específico para discriminar taquicardias sinusales, sin embargo, su sensibilidad es baja cuando la transición es sutil, por ejemplo en aquellas TV que se inician durante el ejercicio.<sup>47-49</sup>

#### B) Criterio de estabilidad:

Diseñado principalmente para la discriminación de fibrilación auricular. Se basa en la presunción de estabilidad de ciclo de la mayoría de las TV. Se

programa en milisegundos. Aunque dependiendo de la casa comercial la aplicación del criterio se realiza de manera diferente. Básicamente consiste en realizar, una vez cumplido el criterio de frecuencia, una comparación entre los intervalos RR. Cuando se halla una diferencia entre RR mayor del punto de corte establecido, se considera que la arritmia es inestable y por tanto no se administra la terapia programada<sup>47-49</sup>.

Cuanto más bajo sea el punto de corte programado, más especificidad obtendremos pero a costa de perder sensibilidad y viceversa. Aunque este criterio aporta gran especificidad en la detección de episodios de fibrilación auricular con respuesta ventricular no excesivamente rápida, la pseudo-regularización que ocurre a medida que ésta se acelera hace que pierda cierto poder discriminativo. También podría catalogar inadecuadamente aquellos episodios de taquicardia ventricular que presentaran variaciones de ciclo más marcadas de lo habitual, en las polimórficas o en aquellas TV isquémicas con cambios dinámicos en el circuito de reentrada<sup>11</sup>.

Existen varios trabajos que valoran distintos puntos de corte<sup>47, 50, 51</sup>, aportando tasas de especificidad y sensibilidad diferentes. En nuestros pacientes, hemos optado por establecer el punto de corte en 40 ms, apoyándonos en trabajos<sup>47, 50</sup> que sugieren una especificidad por encima del 95 %.

#### C) Criterio de duración de frecuencia sostenida:

Algunos modelos permiten la selección de un intervalo de tiempo (programable) durante el cual se aplican los criterios de discriminación. Una vez agotado este tiempo, si continúa la taquicardia, se anulan los criterios que estaban catalogando a la arritmia como supraventricular y se aplica la terapia programada. En trabajos como el de Brugada et al, la aplicación de este criterio aumentó la sensibilidad en la detección de TV del 90 al 100 % a costa de especificidad (bajó del 96 al 83 %)<sup>47</sup>. El uso de este criterio, al contrario que los previos, predispone a la administración de descargas inapropiadas, ya que su finalidad última no es disminuir éstas sino muy al contrario, está diseñado para evitar infratratamiento de arritmias ventriculares. Las preferencias en cuanto a la programación de este criterio son muy variables y su activación debería considerarse dependiendo del paciente y su historia. Si se programa, probablemente no tenga sentido emplear tiempos mayores de 1,5 a 3 minutos.

#### D) Criterio de morfología:

Consiste en analizar las diferencias entre el com-

plejo QRS de la taquicardia con el basal del paciente, que tiene almacenado el dispositivo. Se realiza una comparación de cada latido que entra en la zona de taquicardia programada analizando diferentes zonas del electrograma y calculando un índice de concordancia (es programable habitualmente el punto de corte de similitud) de modo que si este índice es mayor del programado, se considera que se trata de un evento de origen supraventricular.

Sin embargo, han sido descritas diversas limitaciones de este criterio, tales como alineamiento incorrecto del electrograma índice con el almacenado, electrogramas truncados, errores de clasificación por aberrancia, por similitud del electrograma de la TV (por ej. en las TV septales), cambios morfológicos inducidos por isquemia, distorsión por miopotenciales durante taquicardia sinusal en el ejercicio etc. Las tasas de sensibilidad y especificidad reportadas por los distintos fabricantes son diferentes, variando entre 77 y 100% y 71-97% respectivamente<sup>11</sup>. La asociación con los criterios de inicio súbito y estabilidad mejoran aún más estas tasas.

## 2. DISCRIMINADORES BASADOS EN LA RELACIÓN AURICULOVENTRICULAR. ALGORITMOS COMPLEJOS.

El fundamento de estos discriminadores es el análisis de la frecuencia auricular y ventricular durante taquicardia y la relación entre los electrogramas auriculares y ventriculares. Este criterio tiene prioridad sobre otros, de manera que si el dispositivo determina que existe disociación auriculoventricular administrará terapia independientemente de que se cumplan o no los demás criterios<sup>52</sup>. Basándose en este principio, las distintas casas comerciales han desarrollado diferentes algoritmos, de complejidad variable, con altas tasas de sensibilidad (en torno al 100 %) y cifras de especificidad reportadas entre el 66 y 97 %<sup>53-56</sup>. Sin embargo, hay que valorar estos datos con cautela y no deben realizarse comparaciones directas entre las distintas casas comerciales ya que las tasas comunicadas son muy dependientes del tamaño muestral de los distintos estudios, lo que hace que no sean equiparables.

Llegados a este punto, debemos hacer referencia a la clásica controversia en cuanto al implante de un DAI monocameral frente al bicameral. Este debate ha pasado por diversas fases. Tras un entusiasmo inicial en el que los dispositivos bicamerales parecían ofrecer la solución al problema de las descargas inapropiadas, se comprobó que los resultados no eran tan prometedores. Fallos en los algoritmos de detección y fundamentalmente errores de dis-

criminación debidos a una mala detección auricular han hecho que la decisión de implantar un electrodo adicional en aurícula, con las implicaciones que esto conlleva, no sea una decisión que se tome a la ligera. La publicación del estudio DETECT<sup>57</sup> en el año 2006, volvió a arrojar resultados menos contundentes de lo esperado. Se incluyeron 400 pacientes a los que se había implantado un DAI bicameral y que fueron aleatorizados a detección monocameral o de doble cámara. Aunque se obtuvo una reducción significativa de los episodios de detección inapropiada, las tasas globales (39.5 % en monocamerales vs 31 % en bicamerales) no son tan dispares. La superioridad de estos resultados respecto a la literatura previa probablemente es debida en gran parte a la exhaustividad que se empleó en el implante para evitar sobredetección por campo lejano. Más recientemente, hemos conocido los resultados del estudio multicéntrico DATAS<sup>58</sup> en el que los pacientes se aleatorizaron a DAI monocameral, bicameral, o bicameral pero programado como monocameral (monocamerales simulados), aplicando un diseño cruzado. En los monocamerales se programaba el criterio de estabilidad y en los bicamerales los de detección bicameral. Se obtuvo una reducción significativa del objetivo principal combinado que estaba conformado por mortalidad global, intervención invasiva, hospitalización de causa cardiovascular, 2 ó más choques inapropiados y episodios sintomáticos de taquicardia auricular de más de 48 h de duración (33% menor en grupo bicameral,  $p=0.0028$ ). El porcentaje de terapias inapropiadas fue del 12 % en monocamerales, 6 % en los simulados y 3 % en los bicamerales. Merece la pena resaltar que la programación de la estimulación antibradicardia se hizo en VVI con frecuencia mínima  $\leq 50$  lpm en los monocamerales y en DDD a 70 lpm con AV largo (para prevenir arritmias auriculares y minimizar en lo posible la estimulación ventricular). A pesar de obtener porcentajes de estimulación ventricular en torno al 40% (en monocamerales en torno al 3-6 %) no fue tan obvio el efecto deletéreo de la estimulación como en el estudio DAVID<sup>59</sup>, siendo las tasas de hospitalización por insuficiencia cardíaca bastante menores (22 % vs 8 % en bicamerales) si bien es cierto, que los pacientes del DATAS tenían mayor fracción de eyección y menos porcentaje de estimulación ventricular que en el DAVID (60 %). Los resultados por tanto de estos estudios vuelven a inclinar la balanza hacia el terreno de los dispositivos bicamerales, aunque en la mayoría de los centros sigue planteándose tan sólo el implante de estos dispositivos cuando es necesaria la estimulación auricular. Sin embargo, podría ser a partir de ahora, con la evidencia a su favor, una opción a tener muy en cuenta, fundamentalmente en aquellos pacientes con múltiples descargas inapropiadas o en riesgo de

presentarlas. Si repasamos las cifras de implantes en nuestro país, en torno al 24 % de los implantes fueron bicamerales en el año 2007, que sumados a los DAI-TRC, haría que hasta casi el 55 % de los implantes tuviera posibilidad de discriminación bicameral<sup>1</sup>. Aunque estas cifras han ido en aumento en los últimos años y son similares a los datos reportados por EUCOMED (European Confederation of Medical Suppliers Associations), aún distan de los descritos en National Implantable Cardioverter Defibrillator Registry de Estados Unidos, donde la tasas de bicamerales asciende al 39 % (son los modelos más implantados) y los DAI-TRC al 37.5 %.<sup>60</sup>

Por último, y como se ha comentado previamente, el objetivo de los criterios de discriminación es intentar aproximar la especificidad al 100%, lo que conlleva una disminución de la sensibilidad. Este hecho hace que haya defensores de su uso tan sólo en pacientes con descargas inapropiadas previas o factores predisponentes a tenerlas (por ejemplo fibrilación auricular paroxística) mientras que otros abogan por el uso generalizado. En este sentido, el estudio EMPIRIC, publicado en el 2006<sup>17</sup> evaluaba la no inferioridad de una programación estándar en DAI bicamerales (se programaban criterios de inicio brusco, estabilidad y discriminación de fibrilación auricular/flutter auricular y varios regímenes de EAT tanto en TV como en TVR) respecto a una programación individualizada. Los resultados fueron contundentes: la programación empírica no era inferior (porcentajes menores de choques tanto en arritmias ventriculares como en supraventriculares, menos pacientes con múltiples choques y no inferioridad respecto al tiempo al primer choque, con una menor tasa de hospitalizaciones no programadas. Es interesante reseñar que el porcentaje de arritmias supraventriculares que recibieron descarga fue significativamente menor en el grupo de programación empírica (12 % vs 26 %) gracias al uso de criterios de discriminación, lo cual es especialmente llamativo teniendo en cuenta que la incidencia de arritmias supraventriculares detectadas en ese grupo era casi dos veces mayor que en el grupo de programación individualizada (debido a que el límite mediano de frecuencia programado en el grupo EMPIRIC era de 150 lpm respecto a 170 lpm en el individualizado). Estos datos no hacen más que apoyar la seguridad de la programación de los criterios de discriminación y de la terapia de estimulación antitaquicardia y su recomendación generalizada. Sin embargo, este trabajo no debería hacernos perder el interés por mantener un adecuado conocimiento de las opciones programables de los dispositivos. Al fin y al cabo, la presencia de descargas inapropiadas, o determinados eventos durante el seguimiento harán que tarde o temprano algunos pacientes

requieran modificaciones de la programación por lo que debemos ser conscientes de las características y limitaciones de los distintos algoritmos.

## CONCLUSIONES:

La eficacia y seguridad de los DAI está suficientemente demostrada en la literatura, sin embargo no es una terapia sin inconvenientes. La morbilidad acompañante a las descargas, tanto apropiadas como inapropiadas hace que debamos dirigir nuestros esfuerzos a intentar disminuir su incidencia en la medida de lo posible. Los avances tecnológicos ponen a nuestra disposición múltiples recursos para dicho fin que debemos conocer y programar en los DAI. En su utilización debemos tener siempre en cuenta las características individuales de cada paciente para mejorar su eficacia y su seguridad.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Peinado R, Torrecilla EG, Ormaetxe J, Alvarez M. Registro Español de Desfibrilador Automático Implantable. IV Informe Oficial del Grupo de Trabajo de Desfibrilador Automático Implantable de la Sociedad Española de Cardiología (2007). *Rev Esp Cardiol*. 2008;61:1191-203.
2. Moss AJ, Hall WJ, Cannom DS, Daubert JP, Higgins SL, Klein H et al. Improved survival with an implantable defibrillator in patients with coronary disease at high risk for ventricular arrhythmia. *N Engl J Med* 1996;335:1933-40.
3. The Antiarrhythmics versus Implantable Defibrillators (AVID) Investigators. A comparison of antiarrhythmic drug therapy with implantable defibrillators in patients resuscitated from near-fatal ventricular arrhythmias. *N Engl J Med* 1997;337:1576-83.
4. Buxton AE, Lee KL, Fisher JD, Josephson ME, Prystowsky EN, Hafley G et al. A randomized study of the prevention of sudden death in patients with coronary artery disease. *N Engl J Med* 1999; 341:1882-90.
5. Moss AJ, Zareba W, Hall WJ, Klein H, Wilber DJ, Cannom DS, et al. Prophylactic implantation of a defibrillator in patients with myocardial infarction and reduced ejection fraction. *N Engl J Med*. 2002;346:877-83.
6. Bardy GH, Lee KL, Mark DB, Poole JE, Packer DL, Boineau R et al. For the Sudden Cardiac Death in Heart Failure Trial (SCD-HeFT) Investigators: Amiodarone or an implantable cardioverter-defibrillator for congestive heart failure. *N Engl J Med* 2005;352:225-237.
7. Vollmann D, Luthje L, Vonhof S, Unterberg C. Inappropriate therapy and fatal proarrhythmia by an implantable cardioverter-defibrillator. *Heart Rhythm* 2005;2:307-9.
8. Schron EB, Exner DV, Yao Q, Jenkins LS, Steinberg JS, Cook JR. Quality of Life in the Antiarrhythmics Versus Implantable Defibrillators Trial. Impact of therapy and influence of adverse symptoms and defibrillator shocks. *Circulation* 2002;105:589-94.
9. Irvine J, Dorian P, Baker B, O'Brien BJ, Roberts R, Gent M. Quality of life in the Canadian Implantable Defibrillator Study (CIDS). *Am Heart J* 2002;144:282-96.
10. Mark DB, Anstrom KJ, Sun JL, Clapp-Channing NE, Tsia-tis AA, Davidson-Ray L et al. Quality of life with defibrillator therapy or amiodarone in heart failure. *N Engl J Med*. 2008;359:999-1008
11. Tzeis S, Andrikopoulos G, Kolb C, Vardas PE. Tools and strategies for the reduction of inappropriate implantable cardioverter defibrillator shocks. *Europace*. 2008;10:1256-65.
12. Wathen M. Implantable cardioverter defibrillator shock reduction using new antitachycardia pacing therapies. *Am Heart J* 2007;153:S44-S52.
13. Kadish A, Dyer A, Daubert JP, Quigg R, Estes M, Anderson KP. Prophylactic defibrillator implantation in patients with nonischemic dilated cardiomyopathy. et al. *N Engl J Med* 2004;350:2151-8.
14. Wathen MS, DeGroot PJ, Sweeney MO, Stark AJ, Otterness MF, Adkisson WO, et al. PainFREE Rx II Investigators. Prospective randomized multicenter trial of empirical antitachycardia pacing versus shocks for spontaneous rapid ventricular tachycardia in patients with implantable cardioverter defibrillators: Pacing Fast Ventricular Tachycardia Reduces Shock Therapies (PainFREE Rx II) trial results. *Circulation* 2004;110:2591-6.
15. Wilkoff BL, Williamson BD, Stern RS, Moore SL, Lu F, Lee SW et al. Strategic Programming of Detection and Therapy Parameters in Implantable Cardioverter-Defibrillators Reduces Shocks in Primary Prevention Patients. Results From the PREPARE (Primary Prevention Parameters Evaluation) Study. *J Am Coll Cardiol*. 2008;52:541-50.
16. Young JB, Abraham WT, Smith AL, Leon AR, Lieberman R, Wilkoff BL et al. Combined cardiac resynchronization and implantable cardioversion defibrillation in advanced chronic heart failure: the MIRACLE ICD trial. *JAMA* 2003;289:2685-94.
17. Wilkoff BL, Ousdigian KT, Sterns LD, Wang ZJ, Wilson RD, Morgan JM, for the EMPIRIC Trial Investigators. A comparison of EMpiric to Physician-tailored progRamming of Implantable Cardioverter-defibrillators: results from the prospective randomized multicenter EMPIRIC trial. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:330-9.
18. Mitchell JD, Lee R, Garan H, Ruskin JN, Torchiana DF, Vlahakes GJ. Experience with an implantable tiered therapy device incorporating antitachycardia pacing and cardioverter/defibrillator therapy. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1993;105:453-63.
19. Wood MA, Stambler BS, Damiano RJ, Greenway P, Ellenbogen KA. Lessons learned from data logging in a multicenter clinical trial using a late-generation implantable cardioverter-defibrillator. *J Am Coll Cardiol*.1994;24:1692-9.
20. Yee R, Klein GJ, Guiraudon GM, Jones DL, Sharma AD, Norris C. Initial clinical experience with the pacemaker-cardioverter-defibrillator. *Can J Cardiol* 1990;6:147-56.
21. Luceri RM, Habal SM, David IB, Puchferran RL, Muratore C, Rabinovich R. Changing trends in therapy delivery with a third generation noncommitted implantable defibrillator: results of a large single center clinical trial. *Pacing Clin Electrophysiol* 1993;16:159-64.
22. Trappe HJ, Klein H, Fieguth HG, Kielblock B, Wenzlaff P, Lichtlen PR. Clinical efficacy and safety of the new cardioverter defibrillator systems. *Pacing Clin Electrophysiol* 1993;16:153-8.
23. Peinado R, Almendral J, Rius T, Moya A, Merino JL, Martínez-Alday J, et al. Randomized, prospective comparison of four Burst pacing algorithms for spontaneous ventricular tachycardia. *Am J Cardiol*. 1998;82:1422-1425.
24. Schaumann A, Poppinga A, von zur Muhlen F, et al. Antita-

- chycardia pacing for ventricular tachycardias above and below 200 bpm: a prospective study for ramp vs. scan mode. *Pacing Clin Electrophysiol* 1997;20:1108 (Abstract).
25. Wathen MS, Sweeney MO, DeGroot PJ, Stark AJ, Koehler JL, Chisner MB, et al. PainFREE Investigators. Shock reduction using antitachycardia pacing for spontaneous rapid ventricular tachycardia in patients with coronary artery disease. *Circulation* 2001;104:796-801.
  26. Jimenez Candil J, Arenal A, Torrecilla E, Ortiz M, Del Castillo S, Fernandez-Portales J, et al. Fast ventricular tachycardias in patients with implantable cardioverter-defibrillators: efficacy and safety of antitachycardia pacing. A prospective and randomized study. *J Am Coll Cardiol*. 2005;45(0):460-1.
  27. Schoels W, Steinhaus D, Johnson WB, O'Hara G, Schwab JO, Jenniskens I, et al. On behalf of the EnTrust Clinical Study Investigators. Optimizing implantable cardioverter-defibrillator treatment of rapid ventricular tachycardia: Antitachycardia pacing therapy during charging. *Heart Rhythm* 2007;4:879-85.
  28. Gillis AM, Leitch JW, Sheldon RS, Morillo CA, Wyse DG, Yee R, et al. A prospective randomized comparison of autodecremental pacing to burst pacing in device therapy for chronic ventricular tachycardia secondary to coronary artery disease. *Am J Cardiol*. 1993;72:1146-51.
  29. Calkins H, El-Atassi R, Kalbfleisch S, Langberg J, Morady F. Comparison of fixed burst versus decremental burst pacing for termination of ventricular tachycardia. *Pacing Clin Electrophysiol* 1993;16:26-32.
  30. Kantoch MJ, Green MS, Tang AS. Randomized cross-over evaluation of two adaptive pacing algorithms for the termination of ventricular tachycardia. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1993;16:1664-72.
  31. Newman D, Dorian P, Hardy J. Randomized controlled comparison of antitachycardia pacing algorithms for termination of ventricular tachycardia. *J Am Coll Cardiol*. 1993;21:1413-8.
  32. Hammill SC, Packer DL, Stanton MS, Fetter J. Termination and acceleration of ventricular tachycardia with autodecremental pacing, burst pacing, and cardioversion in patients with an implantable cardioverter defibrillator. Multicenter PCD Investigator Group. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1995;18:3-10.
  33. Cook JR, Kirchhoffer JB, Fitzgerald TF, Lajzer DA. Comparison of decremental and burst overdrive pacing as treatment for ventricular tachycardia associated with coronary artery disease. *Am J Cardiol*. 1992;70:311-5.
  34. Schaumann A, von zur Muhlen F, Herse B, Gonska BD, Kreuzer H. Empirical versus tested antitachycardia pacing in implantable cardioverter defibrillators: a prospective study including 200 patients. *Circulation*. 1998;97:66-74.
  35. Fernández Lozano I, Higgins S, Escudier Villa JM, Niazi I, Toquero J, Yong P, Madrid A, Alonso Pulpón L. La eficacia de la estimulación antitaquicardia mejora tras la terapia de resincronización cardíaca. *Rev Esp Cardiol*. 2005;58:1148-54.
  36. Schwab JO, Gasparini M, Anselme F, Mabo P, Peinado R, Lavergne T et al. Right ventricular versus biventricular antitachycardia pacing in the termination of ventricular tachyarrhythmia in patients receiving cardiac resynchronization therapy: the ADVANCE CRT-D trial. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2006;17:504-7.
  37. Saksena S, Chandran P, Shah Y, Boccadamo R, Pantopoulos D, Rothbart ST. Comparative efficacy of transvenous cardioversion and pacing in patients with sustained ventricular tachycardia: a prospective, randomized, crossover study. *Circulation*. 1985;72:153-60.
  38. Zipes DP, Jackman WM, Heger JJ, Chilson DA, Browne KF, Naccarelli GV, et al. Clinical transvenous cardioversion of recurrent life-threatening ventricular tachyarrhythmias: low energy synchronized cardioversion of ventricular tachycardia and termination of ventricular fibrillation in patients using a catheter electrode. *Am Heart J*. 1982;103:789-94.
  39. Bardy GH, Poole JE, Kudenchuk PJ, Dolack GL, Kelso D, Mitchell R. A prospective randomized repeat-crossover comparison of antitachycardia pacing with low-energy cardioversion. *Circulation*. 1993;87:1889-96.
  40. Sivagangabalan G, Eshoo S, Eipper VE, Thiagalingam A, Kovoor P. Discriminatory Therapy for Very Fast Ventricular Tachycardia in Patients with Implantable Cardioverter Defibrillators. *Pacing Clin Electrophysiol* 2008;31:1095-9.
  41. Peinado R, Macia E, González-Vasserot M, Merino JL, Roa H, Quintero O. Comparative efficacy and safety of 5 joules versus high energy cardioversion for termination of ventricular tachycardia in patients with implantable defibrillator: a prospective, randomized, crossover study. *Heart Rhythm* 2008;5:S48.
  42. Rosenqvist M, Beyer T, Block M, Kulk Kd, Minten J. Adverse events with transvenous implantable cardioverter-defibrillators: a prospective multicenter study. European 7219 Jewel ICD investigators. *Circulation* 1998;98:663-70.
  43. Daubert JP, Zareba W, Cannom DS, McNitt S, Rosero SZ, Wang P et al. Inappropriate implantable cardioverter-defibrillator shocks in MADIT II: frequency, mechanisms, predictors, and survival impact. *J Am Coll Cardiol*. 2008;51:1357-65.
  44. Chugh SS, Wood MA, ICD follow-up and troubleshooting. In: Ellenbogen KA. *Cardiac Pacing and ICDs*. 5 ed. Hoboken, Blackwell Publishing 2008:463-97.
  45. Swerdlow CD, Gunderson BD, Ousdigian KT, Abeyratne A, Stadler RW, Gillberg JM, et al. Downloadable algorithm to reduce inappropriate shocks caused by fractures of implantable cardioverter defibrillator leads. *Circulation* 2008;118:2122-2129.
  46. Spencker S, Coban N, Koch L, Schirdewan A, Müller D. Potential role of home monitoring to reduce inappropriate shocks in implantable cardioverter-defibrillator patients due to lead failure. *Europace*. 2008 Dec 22 (Epub ahead of print).
  47. Brugada J, Mont L, Figueiredo M, Valentino M, Matas M, Navarro-Lopez F. Enhanced detection criteria in implantable defibrillators. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1998;9:261-8.
  48. Swerdlow CD, Chen PS, Kass RM, Allard JR, Peter CT. Discrimination of ventricular tachycardia from sinus tachycardia and atrial fibrillation in a tiered-therapy cardioverter-defibrillator. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:1342-55.
  49. Weber M, Böcker D, Bänsch D, Brunn J, Castrucci M, Graudus R, et al. Efficacy and safety of the initial use of stability and onset criteria in implantable cardioverter defibrillators. *J Cardiovasc Electrophysiol* 1999;10:145-53.
  50. Swerdlow CD, Chen PS, Kass RM, Allard JR, Peter CT, Hwang C, et al. Discrimination of ventricular tachycardia from sinus tachycardia and atrial fibrillation in a tiered-therapy. *J Am Coll Cardiol*. 1994;23:1342-55.
  51. Neuzner J, Pischner HF, Schlepfer M. Programmable VT detection enhancements in implantable cardioverter defibril-



- llator therapy. *Pacing Clin Electrophysiol* 1995;18:539-47.
52. Ormaetxe-Merodio JM, Martínez-Alday JD, Arcocha-Torres MF, García-Martín R. Programación del desfibrilador automático implantable. *Rev Esp Cardiol* 2008; Sup 8:65A-75A.
  53. Sinha AM, Stellbrink C, Schuchert A, Mox B, Jordaens L, Lamaison D et al. Clinical experience with a new detection algorithm for differentiation of supraventricular from ventricular tachycardia in a dual-chamber defibrillator. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2004;15:646-52.
  54. Anselme F, Mletzko R, Bowes R, Mabo P, Sadoul N, Schoels W et al. Prevention of inappropriate shocks in ICD recipients: a review of 10,000 tachycardia episodes. *Pacing Clin Electrophysiol* 2007;30:S128-S133.
  55. Lee MA, Corbisiero R, Nabert DR, Coman JA, Giudici MC, Tomassoni GF et al. Clinical results of an advanced SVT detection enhancement algorithm. *Pacing Clin Electrophysiol* 2005;28:1032-40.
  56. Dijkman B, Wellens HJ. Dual chamber arrhythmia detection in the implantable cardioverter defibrillator. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2000;11:1105-15.
  57. Friedman PA, McClelland RL, Bamlet WR, Acosta H, Kessler D, Munger TM, et al. Dual-chamber versus single-chamber detection enhancements for implantable defibrillator rhythm diagnosis. The Detect Supraventricular Tachycardia Study. *Circulation* 2006;113:2871-9.
  58. Almendral J, Arribas F, Wolpert C, Ricci R, Adragao P, Cobo E et al. Dual-chamber defibrillators reduce clinically significant adverse events compared with single-chamber devices: results from the DATAS (Dual chamber and Atrial Tachyarrhythmias Adverse events Study) trial. *Europace*. 2008;10:528-35.
  59. Wilkoff BL, Cook JR, Epstein AE, Greene HL, Hallstrom AP, Hsia H, et al. Dual-chamber pacing or ventricular backup pacing in patients with an implantable defibrillator: the dual chamber and VVI implantable defibrillator (DAVID) trial. *JAMA*. 2002;288:3115-23.
  60. Hammill S, Stevenson LW, Kadish AH, Kremers MS, Heidenreich P, Lindsay BD, et al. National IC Registry Annual Report 2006. Review of the Registry's first year, data collected and future plans. *Heart Rhythm*. 2007;4:1260-3.



**Medtronic**

# Alerta de Integridad del Cable



¿Hasta qué punto es importante reducir el número de descargas?

**Protección Preventiva**

Menos descargas . Monitorización mejorada . Aviso anticipado