

**Manejo perioperatorio de pacientes portadores de
Dispositivos de control del ritmo cardíaco:
Desfibriladores automáticos implantables y marcapasos**

**Fernando Franch Monfort
Policlínica Miramar
Palma de Mallorca**

**Pedro Fernández Martínez
Policlínica Miramar
Palma de Mallorca**

Introducción.

El objetivo del taller es acercarnos al conocimiento del manejo de pacientes portadores de dispositivos implantados, para el tratamiento de las arritmias cardíacas, en el periodo perioperatorio.

Describir las interferencias electromagnéticas que pueden influir en marcapasos y desfibriladores automáticos implantables (DAIs) y como minimizarlas. Conocer las posibles respuestas de los mismos a estas interferencias y sus repercusiones clínicas, así como conocer las recomendaciones de los fabricantes con objeto de facilitar un manejo mas seguro y efectivo.

En el momento actual el desfibrilador automático implantable se ha convertido en un tratamiento habitual de los pacientes con arritmias ventriculares malignas^{1 2}

Desde 1980, fecha del primer implante de un desfibrilador en humano,³ en España el primer implante se efectuó en 1985, los avances técnicos han sido impresionantes, la reducción del tamaño, los nuevos sistemas de electrodos endocárdicos, la introducción de modos de ondas de choque de desfibrilación más eficientes etc., han llevado a dispositivos de mejor calidad, más seguros, de mayor duración y más fáciles de implantar. Como consecuencia de todo ello, las indicaciones de implante han aumentado de forma notoria en los últimos años.⁴

Estos dispositivos ofrecen múltiples posibilidades de programación tanto en diagnóstico como en el tratamiento de las arritmias, su complejidad exige que comprendamos, de que manera podemos interferir en su correcto funcionamiento durante el perioperatorio y como mantener la seguridad del paciente en las muy variables circunstancias que vamos a encontrar.⁵

Podemos encontrar pacientes portadores de DAI en el ámbito quirúrgico, en unidades de críticos en urgencias y no siempre podremos contar con la colaboración de cardiólogos con el equipamiento necesario⁶ No existen guías clínicas reconocidas para su manejo, aunque recientemente la ASA ha aprobado un “practice advisory” al respecto.⁷ La falta de estandarización entre los fabricantes hacen que el problema se incremente.

DESCRIPCION DE LAS FUNCIONES DE UN DAI

Un desfibrilador implantable es un dispositivo capaz de detectar la aparición de arritmias, diferenciarlas e iniciar su tratamiento eléctrico si es necesario. Está indicado en la prevención de la muerte súbita o síncope por taquiarritmias ventriculares.

Sus principales componentes son: ⁸

- Una fuente de energía; **batería** de Litio-plata-óxido de vanadio, con una alta capacidad de almacenamiento por cc. Las baterías actuales almacenan en 10 cc.18.000 julios, lo que permite unas 500 descargas, esto último también depende del consumo de energía necesario para la detección y estimulación. La vida media actual de los DAI es de unos 6 años.
- Un sistema de detección, y diagnóstico de las arritmias.
- Un dispositivo de almacenamiento y producción de alta energía, **condensador** almacenan entre 30 – 42 julios y transforman la corriente de 3.2-6.4 voltios que proviene de la batería en corriente de 700-750 voltios.
- Un **circuito lógico** que valora las señales que le llegan desde el sistema de detección y toma una decisión sobre si existe o no un trastorno del ritmo que deba ser tratado y decidir el tratamiento adecuado.
 - Desfibrilación con Shocks de alta energía
 - Estimulación antitaquicardia (ATP)
 - Cardioversión con Shock de baja energía.
 - Marcapasos antibradicardia.
- un **sistema de electrodos** para la detección y tratamiento.

DIAGNOSTICO de las arritmias.

El sistema de sensado de la actividad eléctrica intrínseca, mediante electrodos endocavitarios, permite el reconocimiento de las arritmias ventriculares, utilizando algoritmos basados en la secuencia temporal R-R “**algoritmo de frecuencia**” ⁸ el primer problema por tanto, es detectar la

onda R, con la dificultad de tener que detectar ondas de amplitud muy variable. La solución sería aumentar la ganancia y/o reducir el umbral, así aumentamos la sensibilidad pero perdemos especificidad, al ser posible que se detecten ondas P, T, miopotenciales e interferencias electromagnéticas. Técnicamente la solución ha sido dotar los DAIs con sistemas de ajuste de la ganancia a la amplitud de las ondas sensadas “**control automático de la ganancia**” o “sensibilidad autoajustable”

Para aumentar la especificidad y disminuir el número de terapias inadecuadas se han introducido criterios adicionales:

“**criterio de estabilidad**” mide la regularidad de los ciclos cuya frecuencia supere la de corte. Su objetivo es diferenciar la taquicardia ventricular monomorfa, de ciclos estables, de la fibrilación auricular con respuesta ventricular rápida, con mayor fluctuación en la duración de los ciclos.

“**criterio de onset**” analiza la brusquedad del inicio para diferenciar una taquicardia sinusal de inicio progresivo de una taquicardia ventricular de inicio brusco.

Los dos criterios anteriores inhiben la entrega de la terapia pero para limitar esta inhibición se establece un “**criterio de duración de frecuencia sostenida**” cuya función es limitar el tiempo que los anteriores criterios pueden inhibir la terapia.

Los DAIs con detección bicameral disponen de dos criterios más, el de “**umbral de frecuencia de fibrilación auricular**” que inhibe la terapia ante frecuencias ventriculares altas que son respuesta a una fibrilación auricular, y el “**criterio de frecuencia ventricular mayor que la frecuencia auricular**” entrega la terapia cuando la frecuencia ventricular supera la auricular.

Una vez efectuado el diagnóstico el sistema “toma la decisión” del **tipo de terapia** a entregar

Estimulación antitaquicardia (ATP)

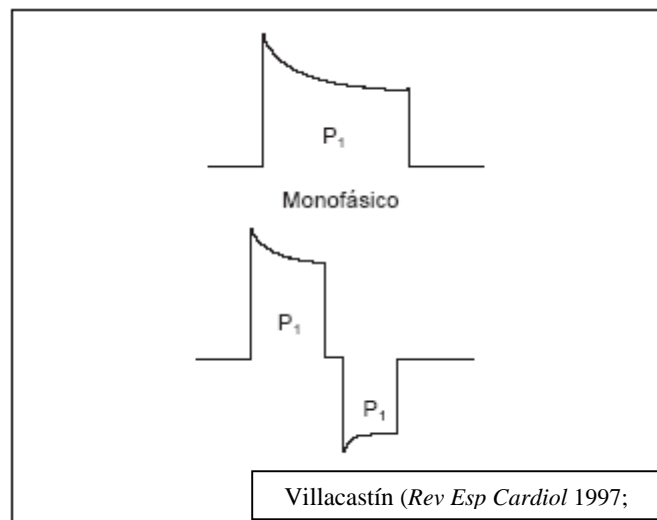
Indicada en el tratamiento de la taquicardia ventricular mediante sobreestimulación, evitando la descarga eléctrica. Se utilizan diversos tipos de estimulación: ⁹

- **ráfaga** el ciclo de la ráfaga permanece constante durante toda la ATP.
- **rampa**, decremento de cada ciclo en el mismo tren de impulsos.
- **Scan**, decremento del ciclo en trenes consecutivos.
- **Rampa/Scan** decremento del ciclo dentro del mismo tren y entre trenes consecutivos.

Descargas de Desfibrilación / Cardioversión.

Administra choques eléctricos con una energía calculada en base al umbral de desfibrilación, que se determina en el momento del implante.

Habitualmente en forma de onda bifásica, que ha demostrado ser más efectiva. Esta forma de entrega consiste en un cambio la polaridad de los electrodos, durante el periodo de descarga. De esta manera disminuye el umbral de desfibrilación y por tanto la energía necesaria.¹⁰



Además de las terapias antitaquicardia, actualmente todos los DAI tienen capacidad de realizar estimulación antibradicardia, actuando como verdaderos marcapasos.

MODOS DE PROGRAMACIÓN

Los distintos modos de programación de los marcapasos han sido codificados por la North American Pacing and Electrophysiology/British Pacing and Electrophysiology Group (NASPE/BPEG) en 1987¹¹ (Tabla I)

Tabla I

Generic Pacemaker Code (NBG^{*****}): NASPE / BPEG Revised (2002)

<u>Position I</u>	<u>Position II</u>	<u>Position III</u>	<u>Position IV</u>	<u>Position V</u>
Pacing Chamber(s)	Sensing Chamber(s)	Response(s) to Sensing	Programmability	Multisite Pacing
O = None	O = None	O = None	O = None	O = None
A = Atrium	A = Atrium	I = Inhibited	R = Rate Modulation	A = Atrium
V = Ventricle	V = Ventricle	T = Triggered		V = Ventricle
D = Dual (A+V)	D = Dual (A+V)	D = Dual (T+I)		D = Dual (A+V)

La primera letra indica la cámara estimulada, la segunda la cámara detectada, la tercera la respuesta a la detección, la cuarta indica la presencia o ausencia de adaptación de frecuencia y la quinta la capacidad de estímulos antitaquicardia.

La **adaptación de la frecuencia** de estimulación a las necesidades del paciente, ha sido posible mediante el uso de sensores de movimiento, frecuencia respiratoria etc. Sistemas que también podrán ser interferidos.

Actualmente se utilizan sistemas de estimulación bicameral e incluso tricameral. La **estimulación bicameral** permite aumentar el gasto aprovechando la aportación auricular al volumen telediastólico del ventrículo, hecho tanto más importante cuanto más alta sea la frecuencia y por evitar el reflujo mitral y tricuspideo generado por la asincronía auriculo-ventricular.

Con el uso de marcapasos tricamerales A-BV se puede efectuar un nuevo tipo de estimulación denominada **Resincronización ventricular** terapia

indicada en pacientes con deterioro de la función ventricular y trastornos en la conducción inter e intraventricular. El objetivo es optimizar la estimulación eléctrica, contracción y relajación de ambos ventrículos.

Respecto a los DAI en 1993 la misma organización estableció un código de cuatro letras para describir sus funciones ¹² (Tabla II)

TABLA II

Generic Defibrillator Code (NBD): NASPE / BPEG

<u>Position I</u>	<u>Position II</u>	<u>Position III</u>	<u>Position IV *</u>
Shock	Antitachycardia	Tachycardia Detection	Antibradycardia
Chambers(s)	Pacing Chamber(s)		Pacing Chamber(s)
O = None	O = None	E = Electrogram	O = None
A = Atrium	A = Atrium	H = Hemodynamic	A = Atrium
V = Ventricle	V = Ventricle		V = Ventricle
D = Dual (A+V)	D = Dual (A+V)		D = Dual (A+V)

La primera letra indica la cámara donde se suministra el shock, la segunda la cámara donde el estímulo antitaquicardia (ATP) es suministrado, la tercera letra indica como se detecta la taquiarritmia y la cuarta la cámara donde se administra el estímulo antibradicardia.

INTERFERENCIAS ELECTROMAGNETICAS

Una interferencia electromagnética puede ser definida como la disfunción causada por una fuente electromagnética externa en un dispositivo electrónico.

La dimensión e importancia clínica de esa disfunción depende de una serie de factores relacionados con la fuente de interferencia la potencia del campo electromagnético generado, la distancia con el dispositivo, la frecuencia de repetición y su duración, con el tipo y programación del dispositivo, y con la indicación de implante, todos estos factores influyen marcadamente sobre la probabilidad de interferencia y en sus consecuencias clínicas.¹³

La detección de la actividad intrínseca del corazón es esencial para el correcto funcionamiento de marcapasos y desfibriladores, el circuito amplificador que recoge las señales intracavitarias recibirá también otro tipo de señales que serán procesadas e interpretadas.¹⁴⁻¹⁷

RESPUESTA A LAS INTERFERENCIAS.

En los **marcapasos** las señales externas de radiofrecuencia pueden ser interpretadas:

- Erróneamente como actividad intrínseca cardíaca, provocando **inhibición** del marcapasos que, en pacientes marcapasos dependientes, puede ser peligrosa, aunque la inhibición prolongada es poco probable ya que los actuales marcapasos tienen algoritmos de seguridad que la evitan.
- Ser correctamente identificadas como interferencias con **reprogramación automática a modo asíncrono**, de manera transitoria o permanente.
- En los marcapasos programados en DDD o VDD un sobresensado auricular, puede provocar un **aumento de la respuesta ventricular**. El sobresensado auricular es más frecuente que el ventricular ya que habitualmente la sensibilidad programada para la aurícula es mayor.¹⁸

En los **DAI** estas mismas señales puede ser interpretada como:

- Una taquiarritmia provocando la administración inadecuada de shock de cardioversión/desfibrilación.
- Actividad intrínseca miocárdica inhibiendo la función antibradicardia. Los pacientes dependientes de esta función, por ejemplo, pacientes a los que se ha practicado una ablación A-V para evitar los shocks inadecuados por taquiarritmias supraventriculares, son más vulnerables que los tratados con marcapasos ya que ante la ausencia de complejos R, el ajuste automático de la ganancia, aumenta la sensibilidad del dispositivo perpetuando la sobredetección de señales no cardíacas con riesgo de asistolia. Además la función antibradicardia, en los DAI, no puede ser modificada pasándola a asíncrona, como por seguridad se hace con los marcapasos.¹⁸

Si la corriente se aplica cerca del dispositivo se pueden producir desperfectos en el circuito.^{13;19}

Otra posible respuesta de los marcapasos a las interferencias es el denominado **Reseting o reprogramación** con cambio automático a un modo de seguridad, habitualmente VOO, que persista una vez hayan finalizado las mismas;¹³ causando competencia con el ritmo propio.

Los DAI no son reprogramados en ninguna de sus funciones.

Los actuales dispositivos cuentan con **sistemas de protección** que minimizan las posibilidades de sobredetección:¹³

- **Blindaje metálico** de titanio, que impiden que las corrientes externas entren directamente al circuito. No cubre el bloque conector.
- **Filtros de frecuencia** en el circuito de detección “bandpass” y algoritmos de protección contra la posible interferencia electromagnética, que solo permiten el paso de señales con frecuencias entre 40- 100 Hz similares a las de origen cardíaco y excluyen la amplificación de señales con frecuencias más bajas o más altas.
- **Diodos Zener** que limitan el voltaje de la corriente que puede pasar al circuito, rechaza corrientes superiores a 12 V. Tienen una capacidad limitada pudiendo ser saturados y sobrepasados. Derivan la corriente hacia la interfase electrodo endocardio, pudiendo generar lesiones térmicas.

- El uso de electrodos **bipolares** minimiza el riesgo de sobredetección al disminuir el “efecto antena” por la reducción la distancia entre los dos polos.

Las diferentes fuentes de interferencias electromagnéticas se pueden clasificar según la fuente emisora y la forma de entrar en contacto con el dispositivo e la Tabla III se detallan las del entorno médico.

Tabla III Fuentes de interferencias electromagnéticas:

<ul style="list-style-type: none"> • Corrientes conducidas • Corrientes de baja frecuencia (0.1 Hz – 10 Khz) <ul style="list-style-type: none"> ○ Desfibrilador ○ Neuroestimulador. • Corrientes de alta frecuencia (1Khz – 3000Ghz) <ul style="list-style-type: none"> ○ Diatermia ○ Electrocauterio ○ Ablación por radiofrecuencia. • Corrientes radiadas • Campos electromagnéticos de baja frecuencia (0.1 Hz – 10 Khz) <ul style="list-style-type: none"> ○ Maquinas industriales. • Campos electromagnéticos de alta frecuencia (1Khz – 3000Ghz) <ul style="list-style-type: none"> ○ Radiocomunicaciones. ○ Radiofrecuencias: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Resonancia magnética. ▪ Acelerador lineal. • Corrientes transmitidas • Corrientes de baja frecuencia (0.1 Hz – 10 Khz) <ul style="list-style-type: none"> ○ Ondas de choque de litotricia • Corrientes de extremada alta frecuencia (> 1000Thz) <ul style="list-style-type: none"> ○ Radioterapia
--

FUENTES HOSPITALARIAS DE INTERFERENCIAS

RESONANCIA MAGNÉTICA

Es una técnica de exploración basada en las propiedades electromagnéticas de los átomos de hidrógeno. Las imágenes se obtienen mediante tres campos electromagnéticos:

- Un campo magnético estático de gran intensidad 0.25 –2 Teslas.
- Un campo magnético pulsado, encargado de crear un gradiente magnético.
- Pulsos de radiofrecuencia de 20-64 Mhz.

Se han descrito múltiples interferencias de la resonancia con los marcapasos:

- Cierre del circuito magnético con paso a modo asíncrono.
- Inhibición por los pulsos de radiofrecuencia.
- Lesiones térmicas en la interfase electrodo-endocardio.
- Malestar en la zona del implante.¹³

Esta técnica se considera contraindicada en pacientes portadores de dispositivos de manejo del ritmo cardiaco implantados.

En los casos en que la exploración se considere imprescindible se deben tomar las siguientes precauciones:

- Programar el dispositivo en OOO si el paciente no es marcapasos dependiente. Y en VVO si es marcapasos dependiente.
- La respuesta al imán se debe programar en “off” o apagar el dispositivo.
- Comprobar la unidad antes y después de la exploración.

NEUROESTIMULADORES MEDULARES

Utilizados en el dolor crónico y actualmente en la angina refractaria a tratamiento, pueden inhibir o desencadenar terapias inadecuadas por sobredetección, se aconseja el uso de electrodos bipolares para minimizar el riesgo.²⁰

ESTIMULADORES DE NERVIOS PERIFÉRICOS

Se ha descrito interferencias con el uso de estimuladores para monitorizar el grado de bloqueo neuromuscular durante la cirugía o para la realización de bloqueos nerviosos²¹

ESTIMULADORES TRANSCUTANEOS DE NERVIOS . (TENS)

Aunque se han descrito interferencias con marcapasos unipolares²² parece que el TENS puede ser utilizados con seguridad con los actuales marcapasos si se disminuye la sensibilidad y los electrodos del TENS no se colocan paralelos al vector del electrodo.²³ Se han descrito shocks inadecuados en pacientes portadores de DAIs con el uso de TENS por lo que en principio está contraindicado²⁴.

LITOTRICIA

Con objeto de desintegrar cálculos renales, se aplican ondas de choque desde la superficie del cuerpo. Las descargas están sincronizadas con la onda R para evitar la provocación de arritmias. Las posibles interferencias son:¹³

- Daños en el generador si las ondas de choque se aplican en su cercanía.
- La onda de choque genera un campo electromagnético que puede inhibir o pasar a modo asincrono.
- Con los DAI se recomienda desactivar la terapia antitaquicardia y reevaluarlo al finalizar el procedimiento.

En general es un procedimiento seguro si la zona foco está alejada del generador

TERAPIA ELECTROCONVULSIVA

La aplicación de terapia electroconvulsiva en pacientes portadores de DAI o marcapasos, mediante el uso de electrodos aplicados en ambas regiones temporales, se puede considerar segura, dada la baja intensidad de corriente necesaria para desencadenar las convulsiones y la distancia entre los electrodos y el dispositivo.

Las precauciones a tomar son:

- En portadores de marcapasos, disponer de un imán, pero no aplicarlo salvo en caso necesario.
- En portadores de DAI, desconectar la terapia antitaquicardia hasta el final del procedimiento y de las convulsiones.
- En ambos casos chequear el dispositivo y reactivar la terapia después del tratamiento.²⁵

DEFIBRILACIÓN EXTERNA/CARDIOVERSIÓN

La aplicación de una corriente continua de intensidad entre 25 y 400 julios en la superficie torácica de manera que atraviese la masa miocárdica, con objeto de reiniciar la actividad eléctrica de todas las células miocárdicas y facilitar la recuperación del ritmo sinusal, puede generar: ¹³

- Lesiones térmicas locales en la interfase electrodo –endocardio con alteraciones de los umbrales de sensado y estimulación en alrededor del 58% de los casos.
- Disfunción del generador aproximadamente en el 15% de los casos.

Se recomienda:

- Usar las palas en posición antero – posterior en esta posición son perpendiculares al electrodo, evitando así las corrientes de inducción y lo más lejos posible del generador, más de 15 cm..
- Usar la mínima cantidad de energía posible.
- Revisar el dispositivo después del procedimiento.
- Mantener monitorizado alpaciente 24 horas y chequear de nuevo el dispositivo.

BISTURÍ ELECTRICO

El bisturí eléctrico, es la principal fuente de interferencia electromagnéticas con los dispositivos de manejo del ritmo cardiaco, en el ámbito quirúrgico, ²⁶ usa corrientes de radiofrecuencia, para cortar o coagular tejidos, de alto voltaje y bajo amperaje con una alta frecuencia de oscilación entre 100KHz y 5 Mhz, la coagulación utiliza ráfagas de corriente de corta duración, el corte utiliza una corriente continua. Habitualmente es usado en modo unipolar, configuración en la que el instrumento quirúrgico actúa como cátodo y la placa de dispersión como ánodo, la corriente se inicia en el electrodo activo y a través del cuerpo se dirige al ánodo. En la configuración bipolar la corriente fluye entre los dos electrodos siendo suficientes bajas potencias por lo que es menos probable que generen interferencias. ²⁷ .

La corriente interferencial generada depende de la distancia y orientación del bisturí (cátodo) y la placa (ánodo) con respecto al generador, siendo mayor cuanto menor sea la distancia y mayor si el generador está en línea con el bisturí y la placa ²⁸

A pesar de los sistemas de protección, diodos zener, se pueden producir quemaduras miocárdicas en la interfase electrodo miocardio, con aumento del umbral de sensado y estimulación.

En caso de desconexión de la placa del bisturí el electrodo del dispositivo puede entrar a formar parte del circuito del bisturí, descargando directamente sobre el corazón pudiendo provocar una fibrilación ventricular.²⁷

- **Normas para la utilización del bisturí eléctrico monopolar:**
 - Solo se debe usar si no son posibles las alternativas, bisturí bipolar, bisturí de ultrasonidos, bisturí láser.
 - Posicionar la placa del bisturí lo más cerca posible del campo quirúrgico y de manera que la corriente entre el bisturí y la placa no pase por el dispositivo.
 - La corriente entre el bisturí y la placa debe discurrir lo más lejos posible y perpendicular al eje generador-electrodo.
 - Utilizar la menor energía posible, tanto en corte como en coagulación.
 - Usar el corte en ráfaga cortas, intermitentes e irregulares.
 - Evitar la proximidad del bisturí al generador.

Las **alternativas** al uso del bisturí eléctrico convencional que no producirán interferencias electromagnéticas son el bisturí de ultrasonidos (Harmonic Scalpel, Ultracision, Inc, Smithfield, RI, USA)²⁹ y el Shaw scalpel (Oximetrix, Inc., Mountain View, CA, USA)

OTRAS POSIBLES INTERFERENCIAS.

- Actividad eléctrica de origen muscular puede interferir en el correcto funcionamiento de los dispositivos, se ha descrito la inhibición de los mismos por las fasciculaciones producidas por succinilcolina.³⁰ los temblores pueden activar los sensores de actividad provocando aumentos de la frecuencia del estímulo, la ventilación mecánica puede activar los sensores de ventilación minuto, con la misma respuesta.³¹
- El umbral de desfibrilación y estímulo puede ser afectados por drogas, hipoxia, hipercapnia, alteraciones metabólicas y/o electrolíticas.

RESPUESTA DE LOS DISPOSITIVOS AL IMÁN

La mayoría de los **marcapasos** responden pasando a estimulación en modo asíncrono VOO, AOO, DOO. a la frecuencia programada.

- En los pacientes con ritmo propio y monitorizados la aplicación del imán nos informará la capacidad del dispositivo para estimular la cámara y del modo que está programado, cuando no disponemos de programador mediante telemetría.
- En marcapasos dependientes nos asegura el estímulo en presencia de interferencias.
- Algunos marcapasos pueden tener desprogramada esta función o tener programadas otras respuestas.²⁶

En **desfibriladores** la respuesta es variable según marca y modelo incluso es programable y por lo tanto variable la respuesta de un mismo modelo.

- Habitualmente mientras el imán está en contacto con el dispositivo se desactiva la detección y terapia de las taquiarritmias, manteniéndose la función antibradicardia.
- En otros modelos (Guidant) estas funciones son desactivadas permanentemente tras una permanencia del imán durante 30 segundos y quedarán desactivadas hasta que de nuevo se sitúe el imán otros treinta segundos.²⁶

MANEJO PERIOPERATORIO^{6;7;26;32}

VALORACIÓN PREOPERATORIA

El objetivo de la valoración es conocer el tipo de dispositivo, fabricante, modelo, características de la programación, indicación del implante y fecha.

Lo deseable es disponer de un programador para interrogar por telemetría el dispositivo. El resultado debe ser registrado y vuelto a comprobar en el postoperatorio.

En hospitales pequeños y centros de cirugía ambulatoria es posible que no se disponga de programadores y cardiólogos expertos, en estas circunstancias no debería hacerse ningún tipo de cirugía electiva que suponga riesgo de interferir en el dispositivo y generar riesgos para el paciente.²⁶

Definir el Tipo de dispositivo

- Los pacientes, en el momento del implante reciben una tarjeta en la que se especifica el tipo de dispositivo, modelo, número de serie, centro hospitalario implantador, número de teléfono del centro y fecha del implante.
- En el caso de que no se disponga de esta información se puede identificar mediante las marcas radiológicas que “firman” los dispositivos.
- Finalmente se puede recurrir a consultar al hospital implantador o al fabricante ya que mantienen bases de datos con la información recibida en el momento del implante.

Determinar la dependencia de marcapasos

- Historia de bradiarritmias que fueron causa del implante.
- Antecedentes de ablación del nódulo A-V
- Ritmo de escape inadecuado a la frecuencia de marcapasos mas baja.
- En caso de duda se debe asumir que el paciente es marcapasos dependiente.

Determinar la programación del dispositivo

- Interrogar el sistema mediante el uso de un programador específico
- Determinar si el miocardio captura y responde con una sistole cuando es estimulado.

PREPARACIÓN PREOPERATORIA

- Determinar si es posible que ocurran interferencias electromagnéticas durante el procedimiento.
- Considerar las posibles alternativas, bisturí bipolar, bisturí de ultrasonidos, bisturí láser o simplemente ligaduras.
- Desarrollar un plan de contingencias para el caso de que se produzcan arritmias o disfunción del dispositivo. Debe incluir la disponibilidad de desfibrilador externo y marcapasos externo.

MANEJO INTRAOPERATORIO

- Monitorizar ECG y una onda de pulso periférico, pulsioximetría o presión arterial cruenta.
- Desactivar la adaptación de frecuencia en caso de que esté programada.
- Desactivar la función antitaquicardia, tanto la estimulación antitaquicardia como la desfibrilación.
- Reprogramar el marcapasos a modo asíncrono DOO, VOO o AOO, esta posibilidad no existe en la mayoría de los DAIs, por lo que quedará desactivada la detección de taquiarritmias pero no el estímulo antibradicardia.
- En este caso disminuir al máximo la sensibilidad.
- Programar el “noise reversion mode” a asíncrono.
- Aplicar parches para desfibrilación externa y/o marcapasos transtorácico.
- Aplicar las normas de uso del bisturí eléctrico.

DEFIBRILACIÓN O CARDIOVERSIÓN URGENTE

- En paciente portador de DAI desactivado mediante imán.
 - Desactivar cualquier fuente de interferencias.
 - Retirar el imán para reactivar las terapias antitaquicardia.
 - Observar al paciente y monitor para comprobar la correcta actividad del dispositivo.
 - Si lo anterior no es suficiente, se procederá a la desfibrilación externa.
- En paciente portador de DAI desactivado mediante programador.
 - Desactivar cualquier fuente de interferencias.
 - Si el programador está disponible y preparado para su uso reactivar la terapia.

- Observar al paciente y monitor para comprobar la correcta actividad del dispositivo.
- En caso contrario se procederá a la desfibrilación externa.
- Normas para la desfibrilación o cardioversión externa:
 - Posicionar los parches en situación antero-posterior, lo más lejos posible del generador. Si es posible perpendiculares al eje mayor del dispositivo.
 - Utilizar la energía clínicamente necesaria.

MANEJO POSTOPERATORIO

- Mantener la monitorización ECG y hemodinámica en el postoperatorio.
- Es obligatorio solicitar la evaluación del dispositivo mediante el programador adecuado para:
 - Reactivar la terapia antitaquicardia en el postoperatorio inmediato.
 - Interrogar el dispositivo comprobando:
 - Programación adecuada.
 - Estado de la batería.
 - Umbrales de los electrodos, reemplazarlos si son demasiado altos.
 - Estado del dispositivo, sustituirlo si ha sufrido daños.

Debemos pedir a los fabricantes que hagan el esfuerzo de estandarizar los procesos de identificación, valoración, interrogación, programación para facilitar el manejo de los dispositivos en situación de urgencia. La uniformidad de respuesta al imán es altamente deseable.

REFERENCIAS

1. Weber E, Hauer R, Van Capelle F, Tijssen JG, Crijns HJ, Algra A: Randomized study of implantable defibrillator as first-choice therapy versus conventional strategy in postinfarct sudden death survivors. *Circulation* 1995; 91: 2195-203
2. A comparison of antiarrhythmic-drug therapy with implantable defibrillators in patients resuscitated from near-fatal ventricular arrhythmias. The Antiarrhythmics versus Implantable Defibrillators (AVID) Investigators. *N.Engl.J.Med.* 1997; 337: 1576-83
3. Mirowski M, Reid PR, Mower MM, Watkins L, Gott VL, Schauble JF, Langer A, Heilman MS, Kolenik SA, Fischell RE, Weisfeldt ML:

- Termination of malignant ventricular arrhythmias with an implanted automatic defibrillator in human beings. *N.Engl.J.Med.* 1980; 303: 322-4
4. Villacastin J, Hernandez MA, Moya A, Peinado R: [Current indications for implantable automatic defibrillators]. *Rev.Esp.Cardiol.* 1998; 51: 259-73
 5. Pinski SL, Trohman RG: Implantable cardioverter-defibrillators: implications for the nonelectrophysiologist. *Ann.Intern.Med.* 1995; 122: 770-7
 6. Senthuran S, Toff WD, Vuylsteke A, Solesbury PM, Menon DK: Implanted cardiac pacemakers and defibrillators in anaesthetic practice. *Br.J.Anaesth.* 2002; 88: 627-31
 7. American Society of Anesthesiologist Task Force on perioperative Management of Patients with Cardiac Rhythm Management Devices. Practice advisory for de perioperrative management of patients whith cardiac rhythm management devices: Pacemakers and implantable Cardioverter-defibrillators. 2004.
Ref Type: Internet Communication
 8. Cerezuela JL: Ingenieria del desfibrilador automatico implantable, Práctica Clinica en electrofisiología, marcapasos definitivo y Desfibrilador automático, 2ª Edition. Edited by Garcia Urrea F., Porres Aracama JM. 2005, pp 313-36
 9. 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
 10. Saksena S, An H, Mehra R, DeGroot P, Krol RB, Burkhardt E, Mehta D, John T: Prospective comparison of biphasic and monophasic shocks for implantable cardioverter-defibrillators using endocardial leads. *Am.J.Cardiol.* 1992; 70: 304-10
 11. Bernstein AD, Camm AJ, Fletcher RD, Gold RD, Rickards AF, Smyth NP, Spielman SR, Sutton R: The NASPE/BPEG generic pacemaker code for antibradyarrhythmia and adaptive-rate pacing and antitachyarrhythmia devices. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1987; 10: 794-9
 12. Bernstein AD, Camm AJ, Fisher JD, Fletcher RD, Mead RH, Nathan AW, Parsonnet V, Rickards AF, Smyth NP, Sutton R, .: North

- American Society of Pacing and Electrophysiology policy statement. The NASPE/BPEG defibrillator code. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1993; 16: 1776-80
13. Hayes DL, Strathmore NF: Electromagnetic interference with implantable devices., *Clinical Cardiac Pacing and defibrillation*, 2nd Edition. Edited by Ellenbogen KA, Kay GN, Wilkoff B. Philadelphia, WB Saunders, 2000, pp 939-52
 14. Pinski SL, Trohman RG: Interference with cardiac pacing. *Cardiol.Clin* 2000; 18: 219-39, x
 15. Sadoul N, Blangy H, Dodinot B: [Interferences in the everyday life of the patient with a cardiac pacemaker or an implantable defibrillator]. *Arch.Mal Coeur Vaiss.* 2003; 96 Spec No 3:12-21.: 12-21
 16. Souques M: [The influence of non-ionizing electromagnetic fields on implantable cardiac medical devices]. *Presse Med.* 2004; 33: 1611-5
 17. Sweesy MW, Holland JL, Smith KW: Electromagnetic interference in cardiac rhythm management devices. *AACN.Clin.Issues* 2004; 15: 391-403
 18. Pinski SL, Trohman RG: Interference in Implanted Cardiac Devices, Part I. *Pacing and Clinical Electrophysiology* 2002; 25: 1367-81
 19. Salukhe TV, Dob D, Sutton R: Pacemakers and defibrillators: anaesthetic implications. *Br.J.Anaesth.* 2004; 93: 95-104
 20. Monahan K, Casavant D, Rasmussen C, Hallet N: Combined use of a true-bipolar sensing implantable cardioverter defibrillator in a patient having a prior implantable spinal cord stimulator for intractable pain. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1998; 21: 2669-72
 21. O'Flaherty D, Wardill M, Adams AP: Inadvertent suppression of a fixed rate ventricular pacemaker using a peripheral nerve stimulator. *Anaesthesia* 1993; 48: 687-9
 22. Chen D, Philip M, Philip PA, Monga TN: Cardiac pacemaker inhibition by transcutaneous electrical nerve stimulation. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 1990; 71: 27-30
 23. Rasmussen MJ, Hayes DL, Vlietstra RE, Thorsteinsson G: Can transcutaneous electrical nerve stimulation be safely used in patients

- with permanent cardiac pacemakers? Mayo Clin Proc. 1988; 63: 443-5
24. Glotzer TV, Gordon M, Sparta M, Radoslovich G, Zimmerman J: Electromagnetic interference from a muscle stimulation device causing discharge of an implantable cardioverter defibrillator: epicardial bipolar and endocardial bipolar sensing circuits are compared. Pacing Clin Electrophysiol. 1998; 21: 1996-8
 25. DOLENC TJ, BARNES RD, HAYES DL, RASMUSSEN KG: Electroconvulsive Therapy in Patients with Cardiac Pacemakers and Implantable Cardioverter Defibrillators. Pacing and Clinical Electrophysiology. 2004; 27: 1257-63
 26. Atlee J.L and Bernstein, AD. Cardiac rhythm management devices (part II). Anesthesiology 95, 1492-1506. 2001.
Ref Type: Journal (Full)
 27. Pinski SL, Trohman RG: Interference in Implanted Cardiac Devices, Part II. Pacing and Clinical Electrophysiology 2002; 25: 1496-509
 28. Chauvin M, Crenner F, Brechenmacher C: Interaction between permanent cardiac pacing and electrocautery: the significance of electrode position. Pacing Clin Electrophysiol. 1992; 15: 2028-33
 29. Epstein MR, Mayer JE, Jr., Duncan BW: Use of an ultrasonic scalpel as an alternative to electrocautery in patients with pacemakers. Ann.Thorac.Surg. 1998; 65: 1802-4
 30. Finfer SR: Pacemaker failure on induction of anaesthesia. Br.J.Anaesth. 1991; 66: 509-12
 31. Andersen C, Madsen GM: Rate-responsive pacemakers and anaesthesia. A consideration of possible implications. Anaesthesia 1990; 45: 472-6
 32. FIEK MICH, DORWARTH UWE, DURCHLAUB ILKA, JANKO SABI, BARY CV, STEINBECK GERH, HOFFMANN ELLE: Application of Radiofrequency Energy in Surgical and Interventional Procedures:. Are There Interactions with ICDs? Pacing and Clinical Electrophysiology. 2004; 27: 293-8