

Estado actual de la estimulación eléctrica cardíaca en pediatría

Dr. César Gustavo Caprotta*

Palabras clave: marcapaso, bloqueo AV, cirugía cardiovascular, enfermedad cardíaca congénita, niños.

Key words: pacemaker, AV block, cardiovascular surgery, congenital heart disease, children.

Introducción

El creciente avance que la estimulación cardíaca artificial ha experimentado en los últimos años hace tan difícil como fundamental la permanente actualización del médico que tiene a su cuidado pacientes con enfermedad cardiológica y quiere brindarles la mejor opción terapéutica para cada patología del ritmo.

Esto se evidencia si consideramos como inicio de la terapéutica a los trabajos de Zoll,¹ quien en 1948 confirmó la asociación (sugerida por His en 1937) entre crisis de Stoke Adams y bloqueo auriculoventricular completo. Desde allí hasta la fecha, el camino transitado va desde los marcapasos de estimulación asincrónica, hasta la posibilidad actual de realizar controles transtelefónicos o contar con marcapasos con sensores sofisticados para adaptar la frecuencia cardíaca a la saturación de oxígeno, temperatura, movimiento, pH, etc.²

Tales avances tienen sus particularidades en el campo de la pediatría.

Según Gillet y Garzón³ sólo el 1%-2% de los pacientes que requieren marcapasos son niños y las causas más frecuentes son bradicardias resultantes del tratamiento quirúrgico de alguna cardiopatía congénita o, en menor grado, un bloqueo AV completo congénito; a diferencia de los adultos, en quienes la mayoría requiere marcapaso como resultado de algún proceso degenerativo o isquémico. Estas diferencias se suman a

las obvias diferencias de tamaño y crecimiento del paciente pediátrico. Se cuenta en la actualidad con la posibilidad de colocar dispositivos en pacientes prematuros de pesos tan bajos como menos de 2.000 g⁴⁻⁶ o con puntas embebidas en corticoides o suturas reabsorbibles que aseguran mayor duración y utilidad de los marcapasos⁷⁻⁹ en pacientes que crecen.

Al realizar una búsqueda en Medline al 20 diciembre de 2000, utilizando el término "pacemaker", nos encontramos con 21.033 artículos y limitando por edad de 0-18 años en los últimos 5 años hay 377 artículos indexados. Esto nos da una idea del incesante crecimiento en esta materia. Intentaremos a continuación dar una breve y modesta revisión del tema.

Elementos básicos del marcapaso

El marcapasos consta, en principio, de un generador de impulsos y catéteres con superficies metálicas expuestas (electrodos). El generador tiene una fuente de energía (batería) cuya función es la de aportar corriente eléctrica con un voltaje suficiente para lograr la despolarización de las fibras miocárdicas. Las baterías modernas de litio permiten mayor duración, confiabilidad y predictibilidad de su agotamiento. Un oscilador se encarga de que el estímulo entregado dure intervalos de tiempo breves (ancho del estímulo) y en una frecuencia acorde a la programación (intervalo de estimulación); esto último se modificará según el sentido, intervalo A-V etc., como se verá más adelante.

El estímulo

Se libera estímulo eléctrico cuando el ánodo y el cátodo de la batería del marcapaso se conectan permitiendo que fluya la corriente.

* Sanatorio Mater Dei.
Correspondencia:
Lascano 2630, 3º D.
(1417) Ciudad de
Buenos Aires.
gcaprotta@intramed.net.ar

Si la energía liberada excede el mínimo necesario para estimular el músculo cardíaco (umbral) se lleva a cabo una contracción.

La cantidad de energía programada para ser entregada por el generador al paciente, es llamada "output".

El catéter electrodo puede ser unipolar o bipolar según conste de uno o dos electrodos.

Para que ocurra estimulación debe completarse un circuito eléctrico.

En el sistema de estimulación unipolar, la señal eléctrica retorna al generador utilizando los fluidos corporales. En el bipolar, utilizando otro cable dentro del catéter electrodo.

En el caso de los marcapasos se aplican, como en todo circuito eléctrico, los principios postulados en la ley de Ohm, cuya expresión simplificada podría ser:

$$V = I \times R$$

Donde V (voltaje) es la cantidad de tensión que surge del flujo de energía en un sistema, I (corriente) es el flujo de electrones provocado por una diferencia de potencial, que se desplaza a lo largo de un conductor. La unidad de medida es el amperio. R (resistencia) es la oposición al flujo de electrones inherente a un material conductor en particular. El término impedancia se usa para describir las resistencias combinadas de los sistemas.

De esta fórmula se desprende que la corriente varía en forma directa con el voltaje: a mayor voltaje, mayor corriente, siempre que la resistencia sea constante. El estímulo puede ser entregado en la aurícula, el ventrículo o ambos. Según el código revisado en 1987 por la North American Society of Pacing and Electrophysiology (NASPE) y el British Pacing Group (BPG) la primera letra del mismo identifica la cámara o cámaras donde es entregado el estímulo, pudiendo ser A si es el de la aurícula, V si es en el ventrículo o D (dual) si es en ambas.

Umbral

Como se expresó anteriormente, se entiende por umbral a la mínima cantidad de energía requerida para estimular al músculo cardíaco.

Una vez realizada la implantación del marcapaso el umbral es, inicialmente, mínimo; gradualmente el tejido reacciona frente al cuerpo extraño con inflamación y formación posterior de fibrina. Esto aumenta el umbral llegando al máximo en uno a tres meses después de la colocación del electrodo. Luego, el umbral comienza a caer hasta lograr una meseta, manteniéndose relativamente estable en el tiempo. Por esto se indica programar el marcapasos con un 50% más de output que el umbral para proteger al paciente contra los cambios de impedancia.

Se está trabajando en la implantación de electrodos embebidos en corticoides y marcapasos con dispositivos de adaptación automática del "output", basada en respuestas evocadas. Esto persigue la finalidad de disminuir la reacción fibrosa (disminuyendo la impedancia) y de permitir una optimización del uso de la batería prolongando su duración.^{3,5,6,9}

También deben ser tenidos en cuenta otros factores que modifican el umbral, como ciertas medicaciones o enfermedades, variaciones en el tono autonómico, balance de electrolitos, diferentes tipos de puntas de electrodo, etc.

El sensado de la actividad cardíaca espontánea

El sensado es la capacidad que tiene el marcapaso de detectar la actividad cardíaca endógena. Esta función permite no superponer descargas del dispositivo al impulso eléctrico propio del paciente y así disminuir la probabilidad de arritmias. También posibilita la mejor utilización de la batería y su mayor duración, ya que sólo se dispara ante la ausencia del estímulo endógeno en un lapso de tiempo programado de antemano.

Los marcapasos ventriculares a demanda utilizan el sensado auricular para disparar el ventrículo resultando en sincronía auriculoventricular. Entonces la frecuencia cardíaca es manejada por el nódulo sinusal dentro del rango programado entre la frecuencia cardíaca superior y la frecuencia cardíaca inferior. Esto permite que la frecuencia cardíaca sea coherente con la demanda metabólica del paciente. Esta es una modalidad especialmente útil en caso

de correcto funcionamiento del nódulo sinusal y trastornos en la conducción, presentándose como más fisiológica.

Para limitar los efectos de los incrementos excesivos de la frecuencia auricular se incorporó un circuito adicional de tiempo en el canal ventricular, que determina el intervalo máximo de respuesta y que es independiente del período refractario auricular total. Tanto el intervalo máximo de respuesta como el período refractario auricular total se inician con un evento auricular. La diferencia de duración entre estos dos intervalos determina el intervalo de Wenckebach. Se puede observar así una prolongación progresiva del intervalo PV con pausas intermitentes. El intervalo de Wenckebach representa una respuesta en meseta de la frecuencia cardíaca antes de que ocurra una pausa completa, con lo cual se intenta prevenir los síntomas derivados de una disminución abrupta de la frecuencia.

Si cualquier evento que no sea despolarización cardíaca es sentido, el marcapaso será inapropiadamente inhibido y el resultado será la ausencia de contracción cardíaca y por lo tanto, de volumen sistólico. Esta inhibición inapropiada es llamada sobresensado. Lo opuesto ocurre cuando una despolarización espontánea no tiene la amplitud suficiente como para ser detectada y no reúne los criterios mínimos para que el marcapaso la clasifique como onda P o R. Utilizando la amplitud como parámetro de discriminación, la onda T también podría ser sensada. Para prevenir este sobresensado se estableció un período de tiempo durante el cual el marcapaso ignora cualquier señal (período refractario).

Según el código NASPE/BPG, la segunda posición describe las características del sentido, pudiendo ser A para auricular, V para ventricular, D (dual) para ambos u O si no hay sentido.

Inhibición vs. disparo

La respuesta al sentido puede ser de inhibición, disparo, ambas o ninguna; según el código NASPE/BPG esto se expresa en la posición III con las letras I, T, D u O, respectivamente.

I se refiere a la posibilidad de inhibir la liberación de estímulo desde el

marcapaso al paciente como respuesta al sentido.

- T es la modalidad donde un evento sentido dentro de la cámara provoca la estimulación y puede disparar o "gatillar" una espiga sincronizada con dicha detección.
- D indica la posibilidad de tener una respuesta dual: inhibir o gatillar la espiga según la circunstancia. También puede actuar como inhibida en una cámara y disparada en la otra. En la práctica, los marcapasos funcionan como inhibidos para los eventos sentidos en el ventrículo y disparados para los eventos sentidos en la aurícula, obligando al canal ventricular a emitir un estímulo después de un intervalo de tiempo.
- O indica que no hay respuesta debido a la ausencia de sentido (O en la posición II de código).

Tipos de estimulación con marcapasos según el código NASPE/BPG

De lo dicho hasta el momento, se puede concluir que existen varios tipos de estimulación:

- VOO: estimulación ventricular asincrónica.
- AOO: estimulación auricular asincrónica.
- VVI: estimulación ventricular inhibida por sentido ventricular.
- AAI: estimulación auricular inhibida por sentido auricular.
- VDD: estimulación ventricular disparada por sentido auricular e inhibida por sentido ventricular
- DVI: estimula la contracción de ambas cavidades en una frecuencia preseleccionada, con ambas salidas inhibidas por complejos ventriculares, pero no por complejos auriculares.
- DDI: estimulación auricular inhibida por sentido auricular y estimulación ventricular inhibida por sentido ventricular.
- DDD: estimulación secuencial por sentido y estimulación en ambas cámaras.

En el modo asincrónico (AOO, VOO) no se detectan señales eléctricas y el genera-

dor libera espigas sin relación alguna con la actividad espontánea dentro del corazón. Como consecuencia pueden aparecer ritmos competitivos. Estos marcapasos ya no se fabrican, pero esta modalidad se puede programar, utilizar en la emergencia o producir colocando un imán sobre un generador implantado.

En el marcapaso de demanda de cavidad simple (VVI, AAI, VVT, AAT) hay circuitos tanto de detección como de impulsos; cuando se detecta una señal intracardíaca espontánea, los generadores VVI y AAI inhiben la liberación de espiga. Los VVT y AAT emiten un impulso cuando se detecta un fenómeno eléctrico. La producción de impulsos desencadenados se libera en el momento preciso de la detección de la señal intracardíaca y cae dentro del complejo detectado.

Las mayores desventajas de la estimulación unicameral radican en su incapacidad para asegurar una secuencia normal de activación de las cámaras cardíacas y en la falta de respuesta cronotrópica; la estimulación y el sensado auricular surgieron para resolver los problemas provocados por la estimulación ventricular.

La presencia de conducción AV normal es el requisito más importante para indicar AAI, pero debe tener en cuenta la posibilidad de aparición posterior de un trastorno en la conducción AV con el correr del tiempo.

Algunos pacientes sometidos a estimulación ventricular desarrollaban lo que se denominó "síndrome del marcapaso" que consiste en fatiga, latidos en el cuello, mareos, síncope e insuficiencia cardíaca. Se ha atribuido a tres causas: la pérdida de la sincronía auriculoventricular, la conducción retrógrada ventriculoauricular y la ausencia de una frecuencia cardíaca adecuada a las necesidades metabólicas.

Las indicaciones de estos modos podrían ser, para VVI, la fibrilación o el aleteo auricular y bloqueo AV completo o con respuesta ventricular lenta y para AAI, enfermedad del nódulo sinusal sin bloqueo AV y sin insuficiencia cronotrópica.

Existen beneficios hemodinámicos documentados de la estimulación secuencial, como el incremento del volumen minuto,¹⁰ que se ha estimado en un 20% y que parece ser más importante en pacientes con fun-

ción ventricular deprimida. La pérdida de la sincronía AV causa una gama variable de síntomas desde leves a muy severos. La estimulación secuencial se acompaña con frecuencia de una mejoría ostensible de la presión arterial. Otros beneficios serían la disminución del tamaño cardíaco, la mayor tolerancia al ejercicio y la mejoría de los síntomas. La duración del intervalo AV es el determinante principal de los beneficios hemodinámicos de los marcapasos secuenciales. El intervalo AV es el tiempo que transcurre desde un evento auricular, sea latido auricular generado por marcapaso (onda A) o espontáneo (onda P), hasta la estimulación ventricular (onda V).

El marcapaso DDD tiene la capacidad de sensar y estimular ambas cámaras cardíacas, siendo regulado por circuitos de tiempo que a su vez determinan el intervalo de estimulación. Las opciones de programación del intervalo AV varían entre 100 y 250 mseg.

Para el análisis de la actividad de un marcapaso secuencial se debe prestar atención al ciclo de estimulación (intervalo AV, VA), a los períodos refractarios y a los límites de frecuencia.

Las posibles indicaciones de estos modos podrían ser, para VDD el bloqueo AV con función sinusal normal, para DDI la enfermedad del nódulo sinusal y síncope vasovagal y para DDD el bloqueo AV completo.

Además de las primeras tres posiciones del código que determinan cámara estimulada, cámara sensada, inhibición y disparo, se proponen dos más.

La cuarta posición designa la programabilidad y la presencia de un mecanismo de adaptación de la frecuencia por medio de sensores.

Las opciones son P, M, C, O y R.

P (programable) alude a un marcapaso programable en una o dos funciones, frecuencia, ancho de pulso o voltaje.

M (multiprogramable) marcapaso multiprogramable; además de las funciones mencionadas se puede programar la sensibilidad, el modo, el período refractario y el intervalo AV.

C (comunicación) es usada para referirse a los aparatos con funciones telemétricas.

O marcapaso sin posibilidades de programación.

R marcapaso con respuesta de frecuencia.

La quinta posición se refiere al tipo de respuesta antitaquicardia que puede ser: O (ninguna), P ("pacing", estimulación), S ("shock", cardioversión) y D (dual P+S).

Modelos más modernos de marcapaso

Más recientemente se han desarrollado marcapasos con sensores de actividad con el objetivo de imitar la fisiología del nódulo sinusal y de adecuar la frecuencia cardíaca a las diversas situaciones cotidianas que atraviesan los pacientes.

Las variedades más perfeccionadas hasta la actualidad son:

- Sensor de actividad muscular: También llamado acelerómetro, es un sensor de tipo mecánico que utiliza un cristal piezoeléctrico ubicado en la superficie del generador que detecta las vibraciones que produce la contracción muscular. Los movimientos deforman el cristal y la energía mecánica es traducida en energía eléctrica capaz de ser leída por el marcapaso. Su desventaja es que algunos movimientos externos, como los generados por un vehículo en el que se encuentra el paciente o si éste se apoya sobre su pecho (por ejemplo: si duerme boca abajo), pueden ser interpretados erróneamente como señal de movimiento. Su ventaja es que no requiere de otro procedimiento o cableado adicional al de los marcapasos convencionales y puede ser utilizado tanto en los unicamerales como en los secuenciales.
- Sensor del intervalo QT: dispositivo de sensado que detecta las variaciones de la duración del intervalo QT. Las limitaciones que presenta el sensor son varias; las más destacables están relacionadas con el subsensado de la onda T (aproximadamente 5%), acortamiento inadecuado del QT en el ejercicio, aumento inapropiado de la frecuencia cardíaca en reposo si hay variaciones del QT, sensado excesivo de miopotenciales del músculo esquelético o la interferencia de

drogas que modifican el QT.

- Sensor de frecuencia respiratoria: la frecuencia respiratoria se mide por los cambios en la impedancia de un cable adicional implantado en el tejido celular subcutáneo de la pared torácica. Se basa en investigaciones que hallaron una buena correlación entre frecuencia respiratoria, consumo de oxígeno y frecuencia cardíaca.
- Sensor de volumen respiratorio: utiliza los cambios de la impedancia torácica para medir la frecuencia respiratoria y de la impedancia intravascular para medir el volumen corriente. La utilidad de estos sensores es limitada en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica ya que presentan modificaciones ostensibles tanto de la impedancia intratorácica como de la intravascular. Estudios en pacientes pediátricos sugieren que se podrían correlacionar bien con la frecuencia cardíaca dictada por el nódulo sinusal, al menos en las actividades diarias.¹¹
- Sensor de temperatura venosa: monitorea las variaciones de temperatura originadas por diferentes grados de actividad muscular. En 1951, Bazzett demostró que se producen cambios en la temperatura corporal como resultado del incremento de la actividad muscular. La limitación que presenta este sensor es que al inicio del ejercicio la temperatura cae en el ventrículo derecho debido a un incremento del retorno venoso desde diferentes partes del organismo. Este efecto de "mezcla de temperaturas" sería el responsable del retraso en la adecuación de la frecuencia cardíaca al inicio del ejercicio.
- Sensor del período preeyectivo: el sensor detecta el tiempo que transcurre entre el comienzo de la despolarización ventricular y el comienzo de la sístole ventricular. Adecuar la frecuencia cardíaca según el sensado de este período permitiría una adecuación de la misma no solamente frente al ejercicio sino también frente a las emociones.

Muchas variables deben ser considera-

das al momento de juzgar la utilidad de un determinado sensor, sobre todo la frecuencia de estimulación mínima y máxima, el umbral del sensor, la pendiente de respuesta y el tiempo de respuesta. El análisis y seguimiento minucioso de estos marcapasos DDDR son de gran complejidad y exceden el objetivo del presente escrito pero es importante destacar la enorme gama de posibilidades que brindan al paciente. Actualmente el desafío en esta materia es la utilización combinada de sensores que se hagan cargo de la frecuencia cardíaca en situaciones de diversa intensidad en la vida cotidiana del paciente y especialmente en el ejercicio. Por ejemplo, combinar el sensor de actividad muscular, óptimo para las actividades de intensidad mediana y breve duración, con el volumen minuto, que permite detectar la necesidad de aumentos adicionales y progresivos de la frecuencia cardíaca en caso que la actividad se prolongue en el tiempo o se haga más intensa. También es cierto que se potenciarían las posibilidades de que en algunas circunstancias las señales recibidas no se correspondan exactamente con la situación fisiológica real.

Indicaciones

El American College of Cardiology (ACC) y la American Heart Association (AHA) Task Force on Practice Guidelines (Committee on Pacemaker Implantation) publicaron en la revista *Circulation* en abril de 1998¹² y en *J Am Coll Cardiol* en el mismo mes y año,¹³ las guías para implantación de marcapasos cardíacos y dispositivos antiarrítmicos. Las mismas surgen del consenso entre expertos y de una revisión extensa de la literatura publicada. El objetivo principal es señalar los lineamientos aceptables y prudentes para el uso de tales aparatos, organizando esta práctica tanto en pacientes adultos como pediátricos. Si bien las recomendaciones específicas son similares, hay situaciones clínicas pediátricas no encontradas frecuentemente en adultos con marcapasos que requieren cierta revisión. Las recomendaciones surgen de datos con diferente nivel de evidencia: nivel A (las que surgen de múltiples trabajos aleatorizados en grandes series de individuos), nivel B (trabajos comparativos con

poco número de pacientes o trabajos no aleatorizados o de observación bien diseñados), nivel C (consenso de opiniones expertas). Las indicaciones están expresadas en el formato estándar de ACC/AHA:

Clase I: Condiciones para las cuales hay evidencia o acuerdo general de que el tratamiento es beneficioso, útil y efectivo.

Clase II: Evidencia conflictiva o divergencia de opiniones sobre la utilidad o eficacia.

Clase IIa: Evidencia u opinión a favor de eficacia-utilidad.

Clase IIb: Evidencia u opinión a favor de eficacia-utilidad menos establecida.

Clase III: Evidencia o acuerdo general sobre la inutilidad o ineffectividad y potencial daño que provoca un procedimiento o tratamiento dado.

El punto G de dicha guía (pág. 1.329) se refiere a las indicaciones de implantación permanente de marcapasos en niños y adolescentes y son, resumidamente, las siguientes:

Clase I:

1. Bloqueo AV de segundo o tercer grado asociado con bradicardia sintomática o bajo gasto.
2. Disfunción sintomática del nódulo sinusal. La definición de bradicardia varía según la edad del paciente.
3. Bloqueo AV de segundo o tercer grado que persiste luego de siete días de una cirugía cardíaca.
4. Bloqueo AV de tercer grado congénito con ritmos de escape ventriculares.
5. Bloqueo AV de tercer grado congénito en niños con frecuencias ventriculares menores de 50 o con enfermedad cardíaca congénita y frecuencias ventriculares menores de 70.
6. Taquicardia ventricular dependiente de pausa con QT prolongado o sin él.

Clase IIa:

1. Síndrome de bradicardia-taquicardia con tratamiento antiarrítmico prolongado, además del digital.
2. Bloqueo AV congénito de tercer grado después del primer mes de vida.
3. Síndrome de QT prolongado con bloqueo AV de tercer grado.
4. Bradicardia sinusal asintomática en

pacientes con cardiopatías congénitas y frecuencias cardíacas en reposo menores de 35 o pausas ventriculares mayores de 3 segundos.

Clase IIb:

1. Bloqueo AV de tercer grado transitorio, posoperatorio, que revierte con bloqueo bifascicular.
2. Bloqueo AV congénito de tercer grado en pacientes con QRS angosto, función ventricular normal y frecuencias aceptables.
3. Bradicardia sinusal asintomática en el adolescente con enfermedad cardíaca congénita y frecuencia cardíaca en reposo menor de 35 o pausas ventriculares mayores de 3 segundos.

Clase III:

1. Bloqueo AV posoperatorio transitorio que retorna a la conducción normal dentro de los siete días.
2. Bloqueo bifascicular posoperatorio asintomático.
3. Bloqueo AV de segundo grado tipo 1.
4. Bradicardia sinusal asintomática en el adolescente con frecuencia cardíaca mínima de 40.

Complicaciones

Siempre que haya síntomas persistentes (mareos, síncope, disnea o descompensación, latidos anormales, etc.) o se detecten anomalías en los estudios de seguimiento del paciente (electrocardiograma, radiografía de tórax) debe sospecharse falla del marcapaso, cualquiera sea el modelo implantado. La gran mayoría de las complicaciones (68%) ocurre dentro de los primeros tres meses luego del implante y no se halló mortalidad relacionada con ellas.¹⁴

Fallas de captura

Las mismas se producen toda vez que el estímulo del marcapaso no es seguido por una onda P o por un complejo QRS, por lo tanto son detectadas en el ECG.

Fallas de salida

Se reconocen por la ausencia de espiga y por la prolongación del intervalo de estimulación, el sensado excesivo es la falla más común de las fallas de salida.

Fallas de sensado

Se identifican por la presencia de espiga en un momento inadecuado.

En cuanto a la localización del defecto, éste puede hallarse a nivel de la unión del catéter electrodo con el músculo cardíaco, dando lugar a un aumento del umbral de estimulación, desplazamiento o inestabilidad en la fijación del catéter electrodo, ubicación incorrecta del mismo y perforación del miocardio. Alrededor del 70% de los casos que presentan una elevación patológica del umbral remedan la curva de evolución normal (ver subtítulo "El estímulo", pág. 40) pero con valores mayores. El resto de los casos de aumento patológico del umbral puede ser variable, con elevación crónica y persistente o evolucionado por "brotes". La ubicación incorrecta del catéter electrodo puede manifestarse como fallas de captura frente a ciertos movimientos de los brazos, inspiraciones profundas o cambios de decúbito. Es sospechada por la radiografía y puesta en evidencia al solicitar al paciente que realice dichos movimientos durante el ECG. El desplazamiento del electrodo hacia zonas menos excitables puede provocar fallas de captura y de sensado. Síntomas de perforación miocárdica, la estimulación del diafragma izquierdo, el hemopericardio y el taponamiento cardíaco, son poco frecuentes. También pueden estimularse el músculo pectoral, los rectos abdominales, aun sin haber perforación miocárdica; esta complicación suele ser intermitente y transitoria. En caso de que sea permanente, es aconsejable recolocar el catéter o reprogramar la polaridad del marcapaso.

A nivel de la conexión del catéter electrodo y el generador puede presentarse fractura del catéter electrodo, pérdida de la aislación y desconexión.

A nivel del generador, agotamiento precoz de la batería, fallas en los circuitos o rotación del generador dentro del bolsillo. En un trabajo retrospectivo sobre 446 pacientes con marcapaso endocavitario permanente, publicado en 1999 por Kiviniemi y colaboradores, el porcentaje de infección fue de 1,8% sobre el total de las complicaciones.¹⁴

Precauciones

Muy pocos elementos o situaciones de la vida cotidiana pueden afectar el correcto funcionamiento del marcapaso. Ninguno de los electrodomésticos comunes (horno de microondas, controles remotos, computadoras, etc.) son causas de alteraciones si se encuentran en buen estado y no existen fugas de corriente. Se recomienda que el teléfono celular se mantenga a una distancia de más de 15 cm del generador.

Hay contraindicaciones precisas con respecto a la resonancia magnética, ya que se producen campos magnéticos de gran intensidad, pudiendo revertir el marcapaso a un modo asincrónico, desprogramarlo o inhibirlo. El electrobisturí debería utilizarse a más de 20 cm del generador en caso de ser necesario en la cirugía de un paciente con marcapaso.

Tal como decíamos al comenzar este escrito, los avances científico-tecnológicos en el campo de la electroestimulación cardíaca son numerosos y veloces. Aun así se requiere continuar investigando y organizando la evidencia acumulada hasta el momento para poder ofrecer a nuestros pequeños pacientes la mejor opción terapéutica para su dolencia. ■

BIBLIOGRAFIA

1. Zoll PM. Historical development of cardiac pacemaker. *Prog Cardiovasc Dis* 1948; 14: 421.
2. Greco EM, Guardini S. Cardiac rehabilitation in patients with rate responsive pacemakers. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21 (3):568-75.
3. Gillette y Garzón. *Pediatric arrhythmias: electrophysiology and pacing*. WB Saunders Company 1990.
4. Schmid FX, Nowak B. Cardiac pacing in premature infants and neonates: steroid eluting leads and automatic output adaptation. *Ann Thorac Surg* 1999; 67 (5): 1400.
5. Ohmi M, Yamaya K. As originally published in 1992: Permanent pacemaker implantation in premature infants less than 2000 grams of body weight. Updated in 1997. *Ann Thorac Surg* 1997; 64 (3): 880-1.
6. Beaufort-Krol GC, Mulder H. Comparison of longevity, pacing, and sensing characteristics of steroid-eluting epicardial versus conventional

7. Karpawich PP, Walters H. Chronic performance of a transvenous steroid pacing lead used as and epi-intramyocardial electrode. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21 (7): 1486-8.
8. Stojanof P, Velimirovic D. Absorbable suture technique: solution to the growth problem in pediatric pacing with endocardial leads. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21 (1pt1): 65-8.
9. Rein AJ, Cohen E. Noninvasive external pacing in the newborn. *Pediatr Cardiol* 1999; 20 (4): 290-2.
10. Glikson M, Hyberger KL. Clinical surveillance of a tined, bipolar, steroid-eluting, silicone-insulated ventricular pacing lead. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22 (5): 765-8.
11. Kruse Y, Arnman K. A comparison of the acute and long term hemodynamic effects of ventricular inhibited and atrial synchronous ventricular inhibited pacing. *Circulation* 1982; 65: 846.
12. Celiker A, Ceviz N. Comparison of normal sinus rhythm and pacing rate in children with minute ventilation single chamber rate adaptative permanent pacemakers. *Pacing Clin Electrophysiol* 1998; 21 (11pt1): 2100-4.
13. Gregoratos G, Cheitlin MD. ACC/AHA Guidelines for Implantation of Cardiac Pacemakers and Antiarrhythmia Devices: Executive Summary-a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Pacemaker Implantation). *Circulation* 1998; 97 (13): 1325-35.
14. Gregoratos G, Cheitlin MD. ACC/AHA. Guidelines for Implantation of Cardiac Pacemakers and Antiarrhythmia Devices: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Pacemaker Implantation). *J Am Coll Cardiol* 1998; 31 (5): 1175-209.
15. Kiviniemi MS, Pirnes MA. Complications related to permanent pacemaker therapy. *Pacing Clin Electrophysiol* 1999; 22 (5): 711-20.

Otras referencias sobre el tema

- Hazinski MF. *Nursing care of the critically ill child*. Mosby Year Book 1992.
- Bertolasi C. *Cardiología 2000*. Panamericana 1998.
- Crawford MI. *Current Diagnosis & Treatment in Cardiology*. Simon & Schuster Company 1997.
- Rosen. *Emergency medicine: Concepts and Clinical Practice*, 4th ed. Mosby Year Book 1998.

Artículos electrónicos URL

- DDD Usage Concerns. <http://www.med.umich.edu>
- Guidelines for implantation of cardiac pacemaker and antiarrhythmia devices. <http://circ.ahajournals.org/cgi>

Las búsquedas bibliográficas fueron realizadas en Medline a través de PubMed.