

HOSPITAL UNIVERSITARIO
"ARNALDO MILIÁN CASTRO"
SANTA CLARA, VILLA CLARA.

ARTÍCULO DE REVISIÓN

BASES ELECTROFISIOLÓGICAS DE LA ESTIMULACIÓN CARDÍACA

Por:

Dr. Ginner Odorico Rizo Rivera¹ y Lic. Raimundo Carmona Puerta²

1. Especialista de I Grado en Medicina General Integral. Residente de Cardiología. Hospital Universitario "Arnaldo Milián Castro". Santa Clara, Villa Clara. e-mail: ecce_homo002@yahoo.es
2. Especialista de I Grado en Fisiología Normal y Patológica. Servicio de Electrofisiología. Cardiocentro "Ernesto Che Guevara". Instructor. UCM-VC.

Resumen

La búsqueda de una estimulación cardíaca fisiológica ha llevado a que el funcionamiento del marcapasos sea cada día más complejo. Esta complejidad abarca desde la detección de la señal cardíaca, su acondicionamiento y la respuesta del marcapasos mediante algoritmos, hasta la estimulación eléctrica del corazón. Es un deber como profesionales dedicados a la cardiología, conocer los principios básicos que rigen este proceso. En el presente artículo se tratan las bases electrofisiológicas de la estimulación eléctrica cardíaca, tratando de lograr una comprensión general de estas y así facilitar un entendimiento más adecuado de lo que día a día escuchamos, o realizamos en nuestra práctica médica.

Abstract

The search for a physiological cardiac pacing has made the functioning of the pacemakers increasingly complex. This complexity ranges from the detection of the cardiac signal, its fitting-out and the response of the pacemaker by means of algorithms, to the electrical pacing of the heart. It is a must for us, as professionals devoted to cardiology, to know the basic principles of this process. The electrophysiological basis of electrical cardiac pacing is treated in this article, trying to achieve a general understanding of it, and in consequence facilitating a better comprehension of a topic that we hear or deal with, over and over, in our medical practice.

Palabras clave:

ESTIMULACION CARDIACA
MARCAPASOS
ELECTROFISIOLOGIA

Key words:

CARDIAC PACING
PACEMAKER
ELECTROPHYSIOLOGY

Los marcapasos (MP) son sistemas electrónicos capaces de regular y mantener un adecuado ritmo cardíaco a través del envío de estímulos eléctricos, y el análisis de la respuesta cardíaca a esto. La estimulación cardíaca se basa en los principios de estimulación con corriente eléctrica, es decir, en el movimiento de cargas eléctricas en un medio conductor impulsadas por un potencial eléctrico. Las cargas eléctricas pueden ser de naturaleza diversa, desde los electrones libres de un metal hasta las proteínas polarizadas o las sales disociadas en un medio acuoso¹⁻². La unidad de intensidad de la corriente eléctrica es el amperio (A). Una intensidad de 1A transporta en un conductor, durante un segundo, una carga eléctrica total definida como 1 culombio (C), lo que equivale, aproximadamente, a $6,24 \times 10^{18}$ electrones. La acumulación de una carga total de 1 C, empleando para ello la energía de 1 julio (J), constituye un potencial eléctrico de 1 voltio (V)².

El sistema de estimulación y circuito de estimulación

Para realizar su función, los marcapasos se basan en la estimulación miocárdica a través de un circuito eléctrico formado por un generador, un ánodo y un cátodo, asociados a sus respectivas resistencias, condensadores e inductancias¹ (Fig 1).

El generador de un marcapasos es esencialmente una microcomputadora implantable que envía estímulos eléctricos, analiza y cambia sus parámetros en dependencia de las respuestas cardíacas, y su circuito básico consta de: amplificador de detección, circuito lógico, de comunicación y de salida¹⁻³.

El amplificador de detección consta de protección contra desfibrilación, filtros, amplificadores y comparador. La señal de entrada por este amplificador llega al circuito lógico, compuesto por osciladores, controlador y marcapasos, y el controlador se encuentra conectado al circuito de comunicación. Este a su vez lleva un sistema de telemetría que le permite la variación a través del mismo de los parámetros del marcapasos^{1,3}.

El electrodo del marcapasos lleva un elemento de fijación, un conductor con aislante y un elemento de conexión al propio marcapasos, y su función es conducir al corazón la descarga eléctrica producida por el generador. Algunos electrodos (bipolares) captan la corriente eléctrica y cierran el circuito eléctrico¹⁻³.

La acumulación de cargas eléctricas determina un potencial eléctrico, y si conectamos ambos electrodos mediante un circuito externo, se producirá un desplazamiento de las cargas disponibles, estableciendo una corriente eléctrica hasta que se alcance el equilibrio de potenciales^{1,4,5}.

Una vez que el estímulo es conducido por el electrodo hacia el corazón, este alcanza el límite entre el conductor y el tejido, zona de gran importancia en el circuito de estimulación, denominada interfase electrodo-tejido¹⁻³.

Electrofisiología de la estimulación eléctrica cardíaca

Interfase electrodo-tejido

Cuando se sumerge un electrodo en una solución iónica tiene lugar una reacción electroquímica entre el metal y la solución. El límite entre el electrodo y la solución se denomina *límite de fases*, que es donde las cargas fluyen de una fase a otra hasta que se alcanza una situación electroquímicamente neutra. Como consecuencia del intercambio de cargas eléctricas se crea una capa eléctricamente neutra y aislante formada por agua desionizada. Esta capa aislante se sitúa entre el metal y la solución iónica formando una barrera entre dos zonas eléctricamente opuestas. La diferencia de potencial que se crea a los dos lados de esta barrera se denomina "tensión de polarización". Su valor depende fundamentalmente de la naturaleza del metal y de la solución iónica. Las propiedades aislantes de esta barrera de agua desionizada, flanqueada por el metal y la solución, hacen que esta interfase se comporte como un condensador de Helmholtz, cuya capacidad es sorprendentemente elevada, ya que en la práctica muestra valores de capacidad de hasta 0,5 microfaradios por mm². Debido a que las propiedades aislantes de la barrera entre las dos fases no son perfectas, la resistencia es considerada en paralelo con el condensador de Helmholtz (CH) y se denomina, resistencia de Warburg¹ (Figs 1 y 2).

Figura 1. Circuito de estimulación de un marcapasos.

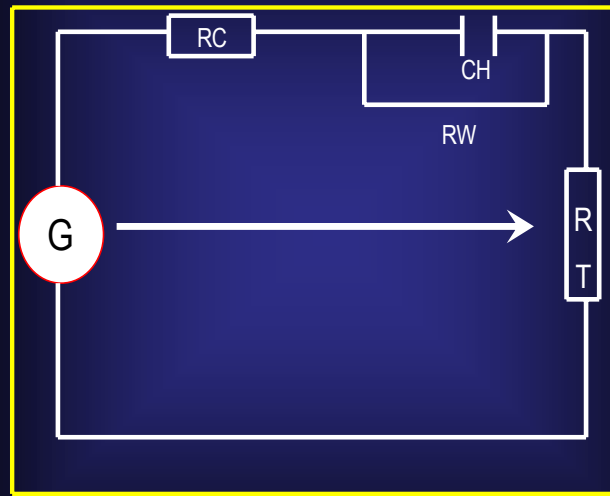
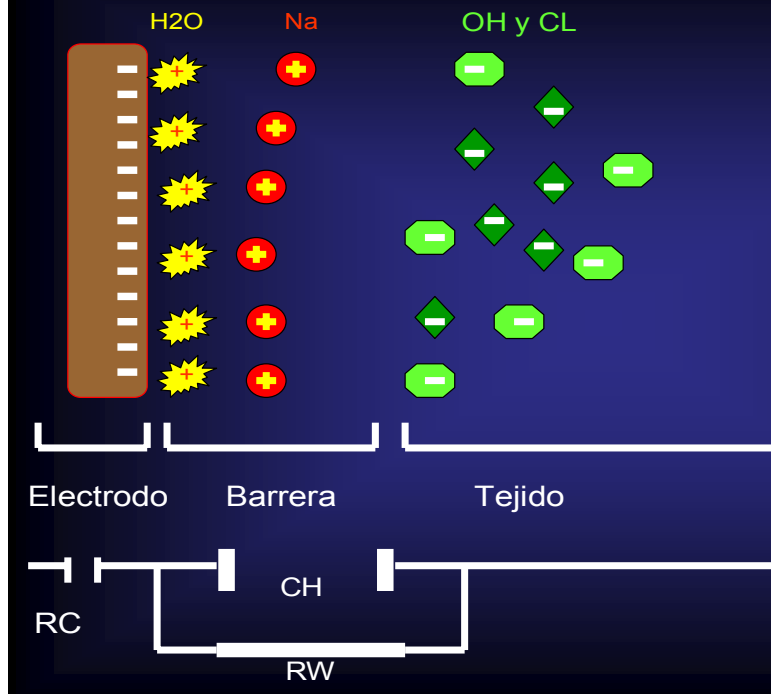


Figura 2. Interfase electrodo-tejido



Cuando se aplica una diferencia de potencial en un circuito con estas características se inicia una corriente eléctrica que disminuye de forma exponencial hasta que alcanza una situación de equilibrio, que depende de la capacidad del condensador para almacenar carga. Si se interrumpe la diferencia de potencial aplicada, el condensador se descarga a través del circuito generando una corriente en sentido contrario a la anterior^{1,3,6,7}.

El término polarización se aplica a todos los efectos relacionados con los cambios en la interfase electrodo-tejido debido a la estimulación. Cuando no pasa corriente eléctrica a través del electrodo, el límite de las fases es eléctricamente neutro, en esta situación, los portadores de cargas iónicas que han originado el equilibrio están saturando la zona alrededor de la superficie del electrodo. En el momento de comenzar el impulso de estimulación, se inicia un transporte de carga eléctrica mediante electrones en el electrodo e iones en el tejido. Se establece una corriente eléctrica que carga el condensador de Helmholtz y aleja las cargas iónicas de la interfase^{1,6,7}.

En el inicio del pulso de estimulación, la intensidad de la corriente que atraviesa el tejido estará limitada por la suma de las resistencias del cable y del tejido, pero luego la corriente irá disminuyendo de forma exponencial hasta la finalización del estímulo^{1,7}.

Por consiguiente, tanto la impedancia como la intensidad de la corriente del circuito no se mantienen constantes durante el pulso de estimulación. Otra conclusión a la que podemos arribar, es que al cesar el impulso de estimulación, la situación eléctrica no es estable, sino que existe una energía eléctrica almacenada en la interfase y en el tejido circundante denominada *pospotencial*^{1,3,6,7}.

Este *pospotencial* tiene una importancia crucial, puesto que al final del estímulo la señal endocavitaria estará muy alterada para su análisis por los circuitos de detección del generador, y se mantiene apreciable durante centenares de milisegundos hasta que el CH alcanza la situación de equilibrio previa al estímulo. Con la finalidad de disminuir el *pospotencial*, el generador produce un segundo estímulo subumbral denominado *recarga* con igual amplitud, pero con signo contrario al pulso de estímulo para evitar disociación electrolítica (electrolisis) en las zonas próximas al electrodo y se restaure rápido el equilibrio de cargas. Algunos generadores poseen una estimulación trifásica para disminuir aún más los *pospotenciales*^{1,2}.

Resistencias e Impedancia.

En la ciencia, para producir un efecto debe existir una causa y como consecuencia, para producir un efecto, la causa, debe vencer la oposición presente. En las ciencias eléctricas esta regla se demuestra de la siguiente forma, la fuerza electromotriz es la causa, la corriente es el efecto y la oposición es la resistencia^{4,5}.

La relación entre voltaje, corriente y resistencia se compara por analogía con un circuito eléctrico y uno hidráulico. Cuando se aumenta la fuerza electromotriz, se aumenta la corriente, entonces se dice que la corriente es directamente proporcional al voltaje, si aumentamos al doble el voltaje la corriente crecerá también el doble. También la corriente será inversamente proporcional a la resistencia; en este caso, si la resistencia se hace mayor, la corriente se hará menor, cuando la resistencia se aumenta 5 veces la corriente baja a una quinta parte. Resumiendo, decimos que la intensidad de la corriente (I) es directamente proporcional al voltaje (V) e inversamente proporcional a la resistencia (R), esta relación se expresa en la ecuación matemática^{4,5}: $I = V/R$.

Esta ley fue desarrollada por Georg Simón Ohm en 1827 y lleva su nombre^{1,4,5}. La Ley de Ohm es válida sólo cuando la corriente tiene un valor constante en el tiempo. Cuando es variable, como es el caso de la espícula de estimulación, es necesario aplicar la Ley de Ohm generalizada, en la que el concepto de resistencia se sustituye por el de impedancia (Z), que también se mide en ohmios. La *impedancia* es un concepto más amplio, pues cuando nos referimos a corrientes alternas representa la suma de las resistencias, reactancias capacitivas (propias de los condensadores) e inductivas (relativas a las bobinas). La resistencia del cable conductor es el factor de menor importancia, ya que los metales son buenos conductores de la electricidad y la resistencia que presentan los cables está relacionada con sus características físicas (sección, longitud, número de filamentos, entre otros), la que más se destaca es la resistencia de la interfase electrodo-tejido^{1,2,4,6}.

Estimulación eléctrica

Para alcanzar la despolarización celular, el estímulo eléctrico debe lograr una disminución del potencial de membrana en reposo celular hasta llegar a alcanzar valores umbrales de aproximadamente -70 mv en los miocitos, y posteriormente, puede producirse la conducción a células contiguas que lleva a una contracción muscular y a una sístole miocárdica. El logro de esto depende del estado de excitabilidad celular y de la energía empleada^{2,8,9}.

La excitabilidad celular está determinada por el equilibrio hidroelectrolítico y ácido-básico, la concentración de neurotransmisores, la frecuencia de estimulación, la influencia de fármacos y/o la presencia de una lesión miocárdica^{2,8,9}.

La cantidad mínima de energía de un impulso eléctrico que se requiere para provocar esta respuesta constituye el denominado *umbral de estimulación o de captura*, que desde el punto de vista técnico se mide como densidad de corriente o flujo de electrones y en la práctica suele medirse en voltios, aunque también puede expresarse como intensidad de corriente (miliamperios) y energía (microjulios)^{2,7}.

Lo que determina la despolarización de la zona miocárdica en contacto con el electrodo (además del estado de excitabilidad celular) es la *densidad de la corriente* que no es más que la carga de corriente liberada por unidad de superficie en 1 segundo^{2,3,7,10}, y esta depende del área del electrodo, su geometría y la energía entregada, lo que hace que cuanto mayor sea la superficie de contacto menor sea la densidad de corriente. Por tanto, la superficie del electrodo que está en contacto con el endocardio es uno de los factores que más influye en el umbral de estimulación. Una vez implantado el cable esta superficie se incrementa con el paso del tiempo por el desarrollo de una cápsula fibrótica alrededor del electrodo, a consecuencia de un fenómeno de reacción a cuerpo extraño que se origina en el área de contacto con el endocardio y al microtrauma producido por la contracción cardíaca y el paso de la corriente eléctrica. Esta fibrosis incrementa la superficie real de distribución de la corriente y aleja el electrodo de los miocitos. Por ello, el tamaño, la forma y los materiales que componen el electrodo afectan al umbral de estimulación, ya que la densidad de la corriente varía en función de la superficie de contacto^{2,10}.

Para evitar esta fibrosis, los electrodos actuales se fabrican con materiales más biocompatibles (aleaciones de platino), con morfologías anulares de superficie reducida, y además, disponen de sistemas con capacidad de liberación lenta de esteroides, que reducen la reacción fibrótica².

Otro factor que influye en el umbral de estimulación es la polaridad. La estimulación catódica se asocia a umbrales más bajos que la anódica y además, esta última trae consigo un mayor riesgo de desencadenar arritmias, pues produce una situación de hiperexcitabilidad celular y un período refractario más corto. Por este motivo, debe evitarse la estimulación anódica. La configuración bipolar es también más arritmogénica que la unipolar, aunque en los actuales electrodos este riesgo se ha reducido considerablemente al igualar las áreas del ánodo y el cátodo^{2,10}.

Medición del umbral de estimulación

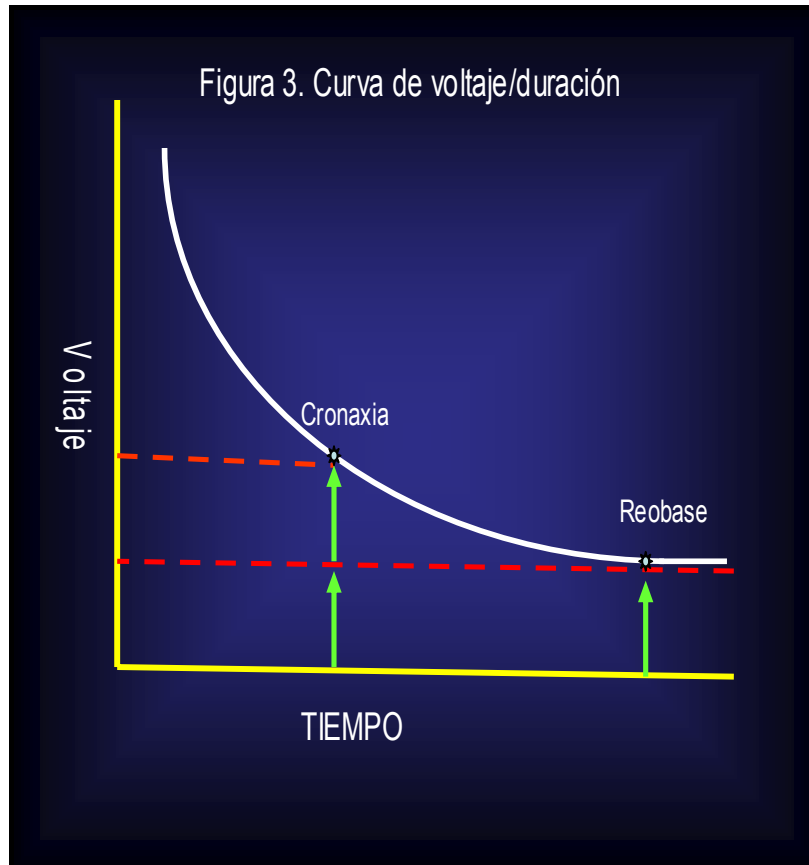
Constituye una determinación obligada e imprescindible durante el implante, y el método habitual para medirlo es la reducción progresiva del voltaje del impulso, por convenio, a una duración de 0,5 ms^{2,3,6}.

Es conocido que este valor de umbral, determinado por reducción progresiva del voltaje del impulso, es ligeramente menor que el obtenido por el incremento progresivo del voltaje. Este fenómeno (efecto Wedensky) se debe a la caída del impulso en el período refractario relativo del ritmo intrínseco durante la estimulación asincrónica, puesto que no se produce cuando el estímulo se sincroniza con el final de la diástole^{2,5}.

El umbral se incrementa con el tiempo como consecuencia de la reacción fibrótica, y una vez estabilizado (umbral crónico) también puede presentar variaciones relacionadas con el tono simpático/parasimpático (vigilia, sueño, reposo, ejercicio, período posprandial) y otras situaciones como la isquemia, la hipoxemia, la acidosis y la hiperpotasemia o algunos fármacos antiarrítmicos, especialmente los de clase 1C (flecainida, propafenona), que en ocasiones lo incrementan significativamente hasta el punto de causar la pérdida de captura^{2,3,5}.

Si se determina el umbral de estimulación para diferentes voltajes del impulso con una duración constante y posteriormente, para diferentes duraciones de este manteniendo un voltaje constante,

se obtendrá una curva voltaje-duración que los relaciona y está determinada por la Ley de Lapicque² (Fig 3).



En dicha curva, se denomina *reobase* a la mínima intensidad del impulso que consigue estimular, a costa de aumentar al máximo la duración (infinito en teoría y más de 2 ms en la práctica), o dicho de otra forma, es el punto a partir del cual los aumentos de duración no modifican el voltaje, o sea, la curva se hace plana^{2,6,10}. Si doblamos esa intensidad y vamos disminuyendo la duración hasta que deja de capturar, obtenemos la *cronaxia*. En este punto de cronaxia es donde producimos estimulación cardíaca empleando la mínima energía. Para electrodos permanentes, la determinación del punto de cronaxia establece el ajuste de la anchura de impulso más eficiente. Es aconsejable programar valores de duración de este próximos a la cronaxia, con valores de voltaje dobles del umbral, pues de este modo se obtienen márgenes de seguridad próximos al 100 % con bajos consumos de energía, aunque conviene tener en cuenta que los aumentos de voltaje producirán más gasto de energía que los aumentos de duración del impulso, aunque los primeros dan lugar a un mayor margen de seguridad en la captura^{2,3,10}.

Principios de detección

La utilidad y las capacidades de los marcapasos se han ido incrementando con el tiempo en función del número de cámaras cardíacas que se detectan y de la opción de responder de manera diferente, a los sucesos eléctricos detectados. Sin un adecuado reconocimiento todos los beneficios de la estimulación se reducen o se pierden. De ahí la importancia que debe concederse a la detección².

En estimulación cardíaca denominamos detección (sensaje) a la capacidad de un MP para reconocer las señales eléctricas producidas por la despolarización espontánea del tejido cardíaco,

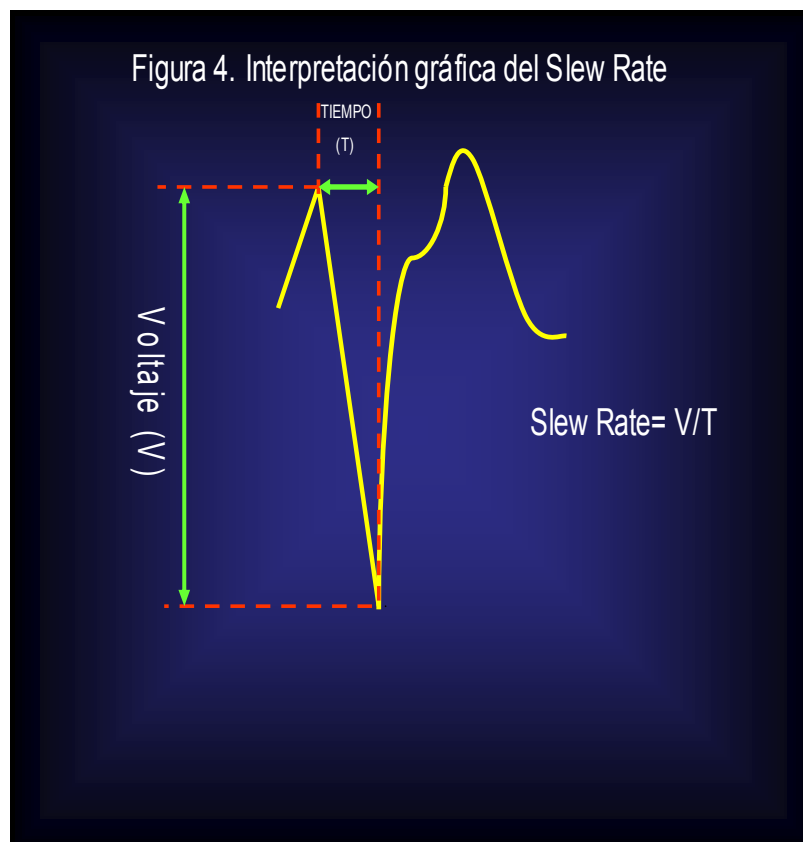
tanto en la aurícula como en el ventrículo^{9,11-13}, y podemos definir el *Umbral de Sensado Cardíaco* como la cantidad máxima de energía eléctrica cardíaca que es capaz de detectar un MP para reaccionar adecuadamente ante ella^{3,13,14}.

Al igual que el umbral de estimulación, el de detección sufre modificaciones en los primeros meses de implantación debido a la maduración de la interfase electrodo-tejido. La amplitud del electrograma intracardíaco habitualmente declina desde el nadir en el primer día hasta varios días o semanas posteriores a la implantación del electrodo, antes de incrementarse a un valor crónico, que es ligeramente inferior al definido en el momento del implante. La disminución de la amplitud del electrograma está en relación con el desarrollo de capas de tejido inexcitable alrededor del electrodo en contacto con el miocardio. Esta cápsula fibrótica incrementa la distancia entre la superficie del electrodo y el miocardio excitable en el que se produce la señal eléctrica¹⁴.

Dos conceptos son esenciales en la detección de la actividad cardíaca espontánea por parte de los marcapasos: la sensibilidad y especificidad de detección. La sensibilidad se refiere a la capacidad del generador para detectar la actividad espontánea, incluso en las peores condiciones, mientras que la especificidad hace referencia a que lo detectado corresponda a la actividad espontánea del corazón que se pretende percibir y no a potenciales no deseados. Habitualmente ambas propiedades están relativamente enfrentadas, de modo que cuando incrementamos la sensibilidad de un dispositivo suele ser a costa del detrimento de la especificidad, y cuando aumentamos su especificidad existe el riesgo de perder capacidad de detección².

El proceso de detección conlleva a la recogida de la señal eléctrica del corazón, su amplificación, acondicionamiento o filtrado, así como su procesamiento ulterior por el circuito lógico del dispositivo^{2,10}.

La medida de deflexión (*slew rate*) es el cociente entre el incremento de voltaje de la señal eléctrica detectada y el tiempo en que éste se produce, desde el máximo voltaje positivo hasta el mínimo negativo. Se expresa en milivoltios/milisegundos e informa indirectamente el grado de proximidad de la punta del electrodo al endocardio⁶ (Fig 4).



Esta medida nos indica básicamente, la capacidad que tiene el amplificador para suministrar una tensión en respuesta a una elevación rápida y de corta duración aplicada a la entrada de señal. Técnicamente, diremos que es la tensión que nos puede entregar un amplificador en un tiempo de 1 microsegundo, mientras que a nivel de usuario diríamos que valora la velocidad de subida del amplificador^{3,6}. En la práctica actual y diaria no se realiza de forma generalizada. Se mide en voltios/seg y los valores aceptables son³:

Para ventrículo, onda R $\geq 0,75$ V/seg

Para aurícula, onda P $\geq 0,50$ V/seg

La actividad eléctrica correspondiente a la activación de una cámara cardíaca conforma el electrograma local, que no es más que la representación gráfica de la diferencia de potencial entre dos electrodos. La configuración que toman estos electrodos se denomina derivación, y se distinguen dos tipos fundamentales de derivaciones: monopolares y bipolares. En las derivaciones monopolares se registra la diferencia de potencial entre un electrodo llamado explorador, generalmente en contacto con el corazón, y un electrodo llamado indiferente, lejano al corazón (en este caso en la carcasa del MP), cuyo voltaje teórico es cero o próximo a cero. En las derivaciones bipolares, en cambio, se registran las variaciones de potencial entre dos electrodos generalmente próximos que se conectan a los dos polos del amplificador, por lo que en realidad se registran las diferencias relativas de potencial entre ambos electrodos. En la actualidad, prácticamente la totalidad de ellos, independientemente de si se sitúan en aurícula y/o ventrículo derecho, disponen de dos electrodos intracardíacos, por lo que permiten el registro de ambos tipos de derivaciones¹⁻³. En el caso de estas derivaciones monopolares, la gran distancia entre electrodos permite que, por efecto antena, la señal recogida se contamine con señales procedentes de zonas relativamente alejadas del electrodo explorador. Estas señales extrañas se conocen con el nombre de potenciales de campo lejano e incluyen no sólo potenciales de estructuras cardíacas alejadas del electrodo explorador, sino también contaminación por cualquier otro tipo de interferencia electromagnética^{1-3,10,14-23}.

La derivación bipolar es el producto que se deriva de la resta algebraica de las dos derivaciones monopolares obtenidas de cada uno de los dos electrodos. Al estar próximos ambos electrodos, las derivaciones monopolares de ambos son muy parecidas, por ello, cuando los electrodos se disponen longitudinalmente en el sentido del frente de despolarización, las dos señales sólo difieren en el retraso temporal, y su resta dará un pequeño potencial. En cambio, cuando ambos electrodos se orientan perpendiculares al frente de activación, las derivaciones monopolares son prácticamente idénticas y no hay gran retraso temporal, por lo que su resta algebraica se aproxima a la línea isoeletrica. Por otra parte, la contaminación por ruido no deseado tiende a neutralizarse en la derivación bipolar, al afectar por igual ambas derivaciones monopolares^{1-3,10,13-20}.

En resumen, la derivación monopolar aporta señales de mayor magnitud y más información, pero es más sensible a la contaminación. La derivación bipolar ofrece señales de menor magnitud y por ser sensible a la orientación de los electrodos puede perder la señal; en cambio, es mucho menos sensible al ruido. Las principales diferencias entre estos dos modos de estimulación y detección se exponen en la tabla.

Tabla 1 Diferencias entre estimulación y detección unipolar y bipolar.

Unipolar	Bipolar
Menor umbral	Mayor Umbral
Mayor probabilidad de estimulación no deseada.	Menor probabilidad de estimulación no deseada
Espiga mayor en el EKG.	Menor espiga en EKG
Telemetría muy fiable	Menor fiabilidad de telemetría
Mayor inhibición por sobredetección	Menor inhibición por sobredetección
Mayor probabilidad de afectarse por IEM	Menor probabilidad de afectarse por IEM
Mayor impedancia	Menor impedancia

Fuente Bibliografía 2, 3, 9, 17.

Una vez que la señal, monopolar o bipolar, alcanza el dispositivo, la amplificación de la señal incrementa su amplitud (ya que se trata de señales de milivoltios) hasta el valor adecuado por el circuito de detección. La última fase del acondicionamiento de la señal es el filtrado, cuya misión es intentar sustraer de la señal recogida, todos los componentes donde la frecuencia no se encuentre en la gama que nos interesa detectar^{1-3,17-23}.

La señal así acondicionada ya puede ser utilizada para el tratamiento de los algoritmos del dispositivo y provocar la inhibición o el disparo del estímulo, iniciar un intervalo o finalizarlo. En los generadores actuales, el concepto de período refractario de detección clásico (tiempo durante el cual las señales no son detectadas) se ha modificado y, en la mayoría de ellos, las señales son detectadas continuamente, y son procesadas de manera diferente si aparecen durante dichos períodos^{2,15-21}.

Las señales recogidas por el generador tras su amplificación, filtrado y procesamiento por el circuito de detección, pueden ser transmitidas por telemetría desde el generador hasta el programador, y el médico puede obtener y registrar estas señales o electrogramas^{2,12-17}. Debe tenerse en cuenta que en el proceso de transmisión la señal que se emite puede sufrir modificaciones, que dependerán de las características de cada generador. Cuando las señales transmitidas son digitales, que es la tendencia en la mayoría de los fabricantes, el proceso de conversión de la señal de analógica a digital impone ciertas limitaciones a la calidad^{2,14-17}.

La utilidad clínica de la disponibilidad de los electrogramas recogidos por el dispositivo es incuestionable, ya que su observación permite analizar directamente la señal que el marcapasos está procesando, conocer su morfología, su amplitud, la rapidez de sus deflexiones y la contaminación por campo lejano, por potenciales extracardíacos o por problemas de aislamiento o de continuidad del conductor. Todo ello supone una valiosísima herramienta para el diagnóstico de arritmias nativas del paciente, fenómenos de sobredetección e infradetección, y valoración de la integridad del conjunto MP-electrodo. Un paso más avanzado en la capacidad diagnóstica es el denominado canal de marcas^{2,17,18}, que consiste en incorporar al registro de los electrogramas detectados una serie de marcas codificadas, que representan la identificación de todos los procesos de estimulación y detección que efectúa el generador. De este modo, se conoce en cada momento cómo el marcapasos interpretó e identificó cada suceso y cómo respondió a dicha interpretación. Con ello, el análisis del funcionamiento del dispositivo se simplifica considerablemente.

Conclusiones

El funcionamiento de un MP se hace cada día más complejo, desde la detección de la señal cardíaca espontánea o estimulada hasta su acondicionamiento, la respuesta mediante algoritmos y la fisiología de su estimulación. Es un deber, como profesionales dedicados a la cardiología, conocer los principios básicos de su funcionamiento, para posteriormente realizar un mejor

seguimiento y programación, comprender las variaciones normales y sus disfunciones, y así lograr el principal objetivo de un médico: mejorar la salud de las personas.

Referencias bibliográficas

1. Bosch Novela E. Fundamentos físicos de la estimulación cardíaca. El circuito de estimulación. Cuadernos Técnicos. 2003;8:5-8.
2. Rodríguez García J, Lorente Carreño D, Ruiz Granell R, Bosch Novelad E. Conceptos técnicos fundamentales de la estimulación cardíaca. Rev Esp Cardiol (Supl). 2007;7:4G-19G.
3. Fernández Burgos E. Curso de marcapasos [monografía en Internet]. Argentina: Federación Argentina de Cardiología; 2004 [citado 30 Sept 2009]. Disponible en: <http://www.secex.org/marca/index.htm>
4. Electrónica fácil [página web en Internet]; ©2004. España: F.J.M. [citado 30 Mayo 2009]. Disponible en: www.electronicafacil.net/tutoriales/Ley-Ohm.html
5. Ohm GS. Die galvanische Kette, mathematisch bearbeitet. Berlín: TH Riemann, 1827.
6. Cascón Pérez JD, Barrios Alonso V, Guzmán Martínez G, Vaticòn Herreros C. Estimulación cardíaca permanente. [monografía en Internet]. Madrid: Servicio de Cardiología del Hospital Ramón y Cajal. Disponible en: <http://www.cathcor.com.ve/archivos/MARCAPASOS.pdf>
7. Fischer W, Ritter Ph. Cardiac pacing in clinical practice. New York: Springer; 1998. p. 12-25.
8. García Civera R, Ruiz Granell R, Morell Cabedo S, Sanjuán Máñez R, Martínez León J, Botella Solana S, et al. Electrofisiología cardíaca clínica y ablación. Madrid: McGraw-Hill Interamericana; 1999. p. 47-51.
9. Pollak WM, Simmons JD, Interian A Jr, Castellanos A, Myerburg RJ, Mitrani RD. Pacemaker diagnostics: a critical appraisal of current technology. Pacing Clin Electrophysiol. 2003;6:76-98.
10. Sorin Group Company. Programadores PMP 2000 y PMP 2000T. Manual Operativo. Roma; 1997.
11. Bagwell P, Pannizzo F, Furman S. Unipolar and bipolar right atrial appendage electrodes: comparison of sensing characteristics. Med Instrum. 1985;19:132-5.
12. Medtronic AT500 Technical Manual. Minneapolis: Medtronic Inc; 2000.
13. Nowak B. Pacemaker stored electrograms: teaching us what is really going on in our patients. Pacing Clin Electrophysiol. 2002;25:838-49.
14. Montiel J, Olagüe de Rosb J, Morrel S, García I. Seguimiento del paciente con marcapasos. Disfunciones del sistema de estimulación. Efectos de indicación o programación incorrecta: síndrome de marcapasos .Rev Esp Cardiol (Supl). 2007; 7:26G-44G.
15. Defaye P, Leclercq JF, Guilleman D, Scanu P, Hazard JR, Fatemi M, et al. Contributions of high resolution electrograms memorized by DDDR pacemakers in the interpretation of arrhythmic events. Pacing Clin Electrophysiol. 2003;26:214-220.
16. Nowak B, McMeekin J, Knops M, Wille B, Schroder E, Moro C, et al. Validation of dual-chamber pacemaker diagnostic data using dual-channel stored electrograms. Pacing Clin Electrophysiol. 2005;28:620-9.
17. Padeletti L, Michelucci A, Frohlig G, Corbucci G, Van Oort G, Barold SS. Digital technology in cardiac pacing: methods for morphology analysis of sensed endocavitary signals. J Interv Card Electrophysiol. 2005;14:9-16.
18. Nowak B, Sperzel J, Rauscha F, Mont L, Alzueta J, Senden PJ, et al. Diagnostic value of onset-recordings and marker annotations in dual chamber pacemaker stored electrograms. Europace. 2003;5:103-109.
19. Bagwell P, Pannizzo F, Furman S. Unipolar and bipolar right atrial appendage electrodes: comparison of sensing characteristics. Med Instrum. 1985;19:132-5.
20. Pollak WM, Simmons JD, Interian A Jr, Castellanos A, Myerburg RJ, Mitrani RD. Pacemaker diagnostics: a critical appraisal of current technology. Pacing Clin Electrophysiol. 2003;26:76-98.
21. Huikuri H. Effect of stored electrograms on management in the paced patient. Am J Cardiol. 2000;86:101-3.
22. Pollak WM, Simmons JD, Interian A Jr, Atapattu SA, Castellanos A, Myerburg RJ, et al. Clinical utility of intraatrial pacemaker stored electrograms to diagnose atrial fibrillation and flutter. Pacing Clin Electrophysiol. 2001;24:424-9.

23. García Calabozo R. Temas de actualidad en estimulación cardiaca. Rev Esp Cardiol. 2005;5:A66-76.

Recibido: 02 de Junio de 2009

Aceptado para su publicación: 25 de agosto de 2009