

L'ELETTROCARDIOGRAMMA NEL PAZIENTE PORTATORE DI PACE-MAKER

Alberto Lomuscio – Dirigente Medico

Paolo Terranova - Assegnista di Ricerca

Divisione di Cardiologia Ospedale San Paolo di Milano

Come è ben noto(1–4), i centri di formazione dello stimolo o dell'impulso elettrico a livello cardiaco sono: (i) il *Nodo del Seno*, il pacemaker primario, situato in posizione sottoepicardica nella porzione superiore dell'atrio destro, a livello del *Solco Terminale* vicino alla giunzione tra vena cava superiore e atrio destro; (ii) il *Nodo* o *Giunzione Atrio-Ventricolare*, il pacemaker secondario e il principale filtro elettrico degli stimoli atriali diretti ai ventricoli, è una struttura subendocardica localizzata all'interno del *Triangolo di Koch*, un'area che si trova nella parte bassa del setto interatriale, limitata dall'ostio del seno coronarico posteroinferiormente e anteriormente dalla porzione posteriore dell'annulus tricuspidalico settale e dal *Legamento del Todaro*; (iii) le *Fibre del Purkinje*, o pacemaker terziario, fibre terminali del sistema di conduzione. Il sistema di conduzione è invece costituito dai seguenti elementi: (a) il *Sistema di Conduzione Intra-Atriale*, che decorre dal nodo del seno, tramite tre vie principali, attraverso l'atrio destro fino alla giunzione atrioventricolare e tramite una banda di fibre muscolari trasversali disposta tra le porzioni basali degli atri destro e sinistro (Fasci di Bachmann); (b) il *Sistema di Conduzione Atrio-Ventricolare* o *Fascio di His* che origina dalla porzione distale del nodo atrioventricolare e decorre lungo il setto interventricolare adiacente al Setto Membranoso. In particolare, il fascio di His riceve un doppio apporto ematico dall'arteria del nodo atrioventricolare e dal primo ramo settale perforante della coronaria discendente anteriore sinistra; (c) il sistema di conduzione intraventricolare decorre progressivamente distalmente a partire dal fascio di His tramite la *Branca Destra*, che decorre lungo le bande settale e moderatrice verso il muscolo papillare tricuspidalico anteriore, e tramite la *Branca Sinistra*, che rappresenta una grande lamina fenestrata di fibre di conduzione subendocardiche che si diramano a ventaglio lungo la superficie settale del ventricolo sinistro.

I pacemaker comunemente utilizzati si suddividono in 4 categorie fondamentali, a seconda di dove vengono posizionati gli elettrodi stimolatori: (i) monocamerale (elettrocattetero stimolatore *unico* posizionato in atrio destro o in ventricolo destro); (ii) bicamerale tradizionale (elettrocatteteri stimolatori posizionati in atrio destro e in ventricolo destro); (iii) tricamerale o bi-ventricolare (elettrocatteteri stimolatori posizionati in atrio destro, in ventricolo destro e in ventricolo sinistro); (iv) quadricamerale o sia bi-atriale che bi-ventricolare (elettrocatteteri stimolatori posizionati negli atri destro e sinistro e nei ventricoli destro e sinistro).

Ciascun elettrocattetero può essere *Monopolare* o *Bipolare*, a seconda che ci sia rispettivamente solo un elettrodo posizionato sulla punta dell'elettrocattetero o che ce ne siano due. Lo stimolo emesso solitamente a intervalli regolari dal pacemaker genera un vettore elettrico (*Spike*) che ha una direzione corrispondente alla linea che unisce i due elettrodi, orientato dal polo negativo (solitamente l'elettrodo posizionato sulla punta dell'elettrocattetero stimolatore) a quello positivo (solitamente o la cassa del pacemaker nei pacemaker monopolari o il secondo elettrodo nei modelli bipolari). L'ampiezza del vettore è direttamente proporzionale alla distanza interelettrodica e all'intensità della corrente erogata. Se la punta dell'elettrocattetero giace vicino al miocardio e se l'impulso dello spike è abbastanza ampio da superare la cosiddetta *Soglia di Stimolazione*, ossia la soglia al di sopra della quale si genera nelle cellule miocardiche viciniori un potenziale d'azione, l'impulso generato dal pacemaker determinerà una contrazione immediatamente successiva del miocardio nel suo insieme.

Solitamente, l'elettrocatteter ventricolare nella stimolazione convenzionale è posizionato nella trabecolatura dell'apice ventricolare destro. In questi casi, lo spike generato dal dispositivo sarà orientato dalla punta del cuore verso la spalla sinistra e genererà, a livello dell'elettrocardiogramma di superficie, un potenziale elettrico con una morfologia sostanzialmente sovrapponibile a quella di un battito prematuro ventricolare originante dal ventricolo destro, ossia una morfologia a blocco completo di branca sinistra di tipo "funzionale". Nel caso di una stimolazione ventricolare sinistra di tipo "non convenzionale", l'elettrocatteter ventricolare verrà posizionato a livello delle vene coronariche epicardiche decorrenti lungo la parete libera del ventricolo sinistro. In questo caso, il nostro spike genererà un potenziale elettrocardiografico con una morfologia a tipo blocco "funzionale" di branca destra. Nel caso di stimolazione bi-ventricolare sincrona, avremo un marcato accorciamento della durata del potenziale d'azione ventricolare che consisterà, a livello di elettrocardiogramma di superficie, nella quasi pressoché totale scomparsa o quantomeno nella marcata riduzione dell'evidenza clinica e strumentale dei difetti di conduzione intraventricolare precedentemente presenti.

Per quanto riguarda la stimolazione atriale, differirà da quella ventricolare non solo per il sito di stimolazione, ma anche ovviamente per la direzione e per il verso del vettore di depolarizzazione elettrica generato dal vettore elettrico di depolarizzazione atriale generato dallo spike del nostro device. Nella stimolazione atriale convenzionale, l'elettrocatteter atriale viene solitamente posizionato a livello dell'auricola atriale destra. In questo primo caso, il potenziale di depolarizzazione evocato dal device sarà sostanzialmente sovrapponibile a quello di un battito ectopico sopraventricolare a partenza dall'atrio destro. Nel caso di stimolazioni atriali in siti "non convenzionali", ad es. a livello del setto interatriale, la morfologia dell'onda P potrà essere equivalente a quella di un battito ectopico sopraventricolare originante dalla porzione inferiore dell'atrio destro o dalla porzione prossimale allo sbocco del seno coronarico. Peraltro, dato che l'onda P ha caratteri sostanzialmente meno specifici rispetto a ciò che accade per il QRS, può risultare talora difficile o anche virtualmente impossibile stabilire solo sulla base dell'elettrocardiogramma di superficie la precisa sede di origine della depolarizzazione atriale dalla morfologia dell'onda P.

Fino ad ora abbiamo parlato di stimolazione monocamerale dei ventricoli o degli atri. Naturalmente è anche possibile stimolare nella stessa persona sia gli atri che i ventricoli. Tale stimolazione richiede la presenza di due elettrocatteteri distinti. Per quanto riguarda la stimolazione "convenzionale", tali elettrocatteteri verranno ovviamente posizionati a livello dell'apice ventricolare destro e a livello dell'auricola dell'atrio destro. Quasi sempre, i sistemi di pacing bicamerale sono dotati di sensing dell'attività ventricolare, dell'attività atriale o di entrambe.

I primi pacemaker erano dispositivi semplici, che erogavano impulsi al miocardio con intervalli regolari, senza tener conto della presenza o meno di un'eventuale sottostante attività atriale o ventricolare spontanea. Ormai questi pacemaker "a frequenza fissa" o "asincroni" sono caduti in disuso. Il successivo importante sviluppo è stato il pacemaker "a domanda". Questo tipo di pacemaker riconosce l'attività spontanea, e in conseguenza può venire inibito per intervalli prestabiliti. Nel caso di pacemaker a domanda, l'attività atriale o ventricolare spontanea viene riconosciuta dall'apparecchio attraverso lo stesso catetere utilizzato per l'elettrostimolazione. In questo caso, il pacemaker è inibito per un certo periodo di tempo, definito *Intervallo di Scappamento*. Se in questo periodo il pacemaker "sente" un altro voltaggio spontaneo, l'inibizione è iniziata di nuovo e comincia un altro intervallo di scappamento. Quando un potenziale spontaneo è sentito dai circuiti del pacemaker, avviene un azzeramento dell'intervallo di scappamento, e il pacemaker non emette stimoli fino a che non è passato un altro intervallo di scappamento completo dopo l'ultimo evento spontaneo sentito.

Esistono peraltro delle situazioni in cui il pacemaker non viene perfettamente inibito dall'attività atriale o ventricolare spontanea. Immediatamente prima dell'emissione dello spike, il pacemaker è programmato in modo da essere completamente cieco a qualsiasi tipo di stimolo in ingresso per non essere inibito in maniera inappropriata da stimoli non opportuni (*Tempo di Blanking* o di *Oscuramento*). In queste situazioni, è possibile che saltuariamente si verifichino delle fusioni tra il potenziale atriale o ventricolare spontaneo e quelli evocati dal device (*Battiti di Fusione* o di *Pseudo-Fusione* o di *Pseudo-Pseudo-Fusione*, a seconda del grado di sovrapposizione e di sommazione tra i due diversi fronti d'onda).

Il malfunzionamento dei pacemaker può essere determinato da disfunzioni degli elettrocateri, della batteria o da un'alterazione anatomo-funzionale del miocardio nella sede di posizionamento della punta di uno degli elettrocateri impiantati. Sebbene in realtà in quest'ultimo caso il difetto nel funzionamento del dispositivo impiantato non sia a carico del pacemaker in senso stretto, si utilizza comunque usualmente anche in questo caso il termine di "malfunzionamento". Vi sono sostanzialmente tre tipi di malfunzionamento dei pacemaker: (i) *Blocco di Uscita*: il dispositivo scarica gli impulsi al di fuori del periodo refrattario (cioè mentre attiva la normale funzione di sensing) ma gli impulsi non vengono trasmessi al miocardio. Un blocco in uscita può essere causato dalla presenza di un'elevata soglia di stimolazione atriale o ventricolare determinata dalla cicatrizzazione del miocardio nella sede di posizionamento dell'elettrocatero, dal malposizionamento degli elettrocateri non posizionati correttamente ossia non a contatto diretto con il miocardio o da elettrocateri difettosi (ad es. per frattura del catetere, riscontrabile sia clinicamente che radiologicamente). (ii) *Blocco di Entrata*: le depolarizzazioni atriali o ventricolari spontanee non vengono correttamente sentite e identificate dal dispositivo impiantato. Ciò può essere determinato ad es. dalla cicatrizzazione nella sede dell'elettrodo, dall'ampiezza troppo bassa dei potenziali atriali o ventricolari spontanei o dall'aver impostato una sensibilità troppo alta del dispositivo, oppure dalla presenza di un difetto dell'elettrocatero o del dispositivo impiantato. (iii) *Esaurimento Precoce della Batteria da Difetti del Circuito Elettronico del Dispositivo Impiantato*.

Una malfunzione di pacemaker può essere diagnosticata nell'elettrocardiogramma in base a cinque differenti fenomeni:

1. Mancata risposta del miocardio agli impulsi del pacemaker;
2. Mancato riconoscimento degli impulsi cardiaci da parte del pacemaker;
3. Aumento della frequenza di scarica del pacemaker;
4. Riduzione della frequenza di scarica del pacemaker;
5. Riduzione in ampiezza degli spike del pacemaker.

Se gli impulsi del pacemaker appaiono sull'elettrocardiogramma troppo precocemente rispetto alla normale attivazione ("troppo precocemente" significa che l'intervallo fra il complesso QRS e lo spike del pacemaker è più breve dell'intervallo corrispondente alla frequenza propria del pacemaker), evidentemente questo fenomeno è dovuto al fatto che il pacemaker sente in maniera inappropriata l'attività cardiaca. Questo fenomeno è noto come *Difetto di Sensing*. Se l'impulso del pacemaker non determina alcuna risposta o determina solo occasionalmente una risposta da parte del miocardio, nonostante la presenza di normali spikes del pacemaker, l'elettrodo probabilmente è fluttuante. Se l'impulso non viene trasmesso o viene trasmesso solo occasionalmente dall'elettrodo al miocardio, il difetto consiste in un blocco di uscita. Una modificazione nella frequenza dell'impulso è generalmente determinata dalla batteria del pacemaker. Un esaurimento della batteria può rendersi manifesto sia con un incremento sia, più spesso, con una riduzione della frequenza di scarica. Purtroppo i modelli di pacemaker di industrie diverse hanno un comportamento diverso riguardo i criteri di segnalazione dell'esaurimento della batteria, per cui il medico inesperto può spesso trovarsi in difficoltà nel valutare la situazione. Nel controllo di un pacemaker è indispensabile conoscere le caratteristiche dell'apparecchio esplorato.

La corretta interpretazione dell'elettrocardiogramma nel paziente portatore di pacemaker presuppone quindi la conoscenza del tipo di dispositivo impiantato, delle sue caratteristiche e delle modalità di programmazione effettuata. In genere, inoltre, è necessario poter disporre del programmatore specifico, dato che la verifica del buon funzionamento richiede, spesso, un'interrogazione del device.

Bibliografia

1. Edwards, W.D. Anatomy of the Cardiovascular System: Clinical Medicine: Vol. 6. Philadelphia: Harper & Row; 1984: 1–24
2. Edwards, W.D. Cardiac anatomy and examination of cardiac specimens. In: Emmanuoullides, G.; Reimenschneider, T.; Allen, H.; Gutgesell, H. Moss & Adams' Heart Disease in Infants, Children and Adolescents, 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1995: 70–105
3. Edwards, W.D. Applied Anatomy of the Heart. In: Giuliani, E.R.; Fuster, V.; Gersh, B.J.; et al. Cardiology Fundamentals and Practice, 2nd ed.: Vol. 1. St, Louis: Mosby–Year Book; 1991: 47–112
4. Balboni, G.C.; Bastianini, A.; Brizzi, E.; et al. Apparato Circolatorio Sanguifero: Cuore. In: Anatomia Umana. Edi-Ermes; 1993: 361–398