- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

"L'INDUSTRIA INFORMA"

Curiosità in Cardiostimolazione: rassegna di tecnologia e casi clinici (parte III)

Giorgio Corbucci, Fortunata Sciotto, Umberto Riva, Massimo Trombetti, Diego Venturini

G Ital Aritmol Cardiostim 2003;3:163-169

Vitatron Medical Italia

Riassunto

Negli stimolatori bicamerali è possibile avere oversensing atriale dovuto al campo lontano ventricolare. Gli elettrodi atriali unipolari sono particolarmente soggetti a questa interferenza, mentre i bipolari sono molto più immuni. Quando questo artefatto viene rilevato dal canale atriale induce erroneamente il pacemaker a classificare il ritmo come tachicardico. Se l'elettrodo atriale è bipolare con dipolo corto, il fenomeno è molto più raro e comunque la soluzione consiste sempre nell'aumentare il blanking atriale. Il settaggio ottimale di uno stimolatore bicamerale deve partire da una base di sensibilità atriale di 0,5 mV, possibilmente bipolare, e un blanking atriale di 150 ms.

Nel caso degli stimolatori biventricolari per il trattamento dello scompenso cardiaco sono stati pubblicati alcuni casi di malfunzionamento da oversensing a carico dell'elettrodo sinistro. Nello specifico una possibile causa è l'oversensing atriale nel catetere ventricolare sinistro: quindi far-field atriale sentito in ventricolo sinistro. La soluzione che funziona e non dà rischi al paziente è quella di concentrarsi solo sul sensing del ventricolo destro accettando eventualmente di trascurare il sensing del sinistro. Specialmente nei defibrillatori biventricolari è auspicabile il sensing del solo ventricolo destro: ciò garantisce anche l'abolizione di

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

falsi positivi derivanti dall'eventualità di doppio conteggio dei segnali ventricolari.

Parole chiave: stimolatore cardiaco, campo lontano, stimolazione anodica.

Il rilevamento dell'attività elettrica cardiaca viene eseguito mediante elettrodi di particolare struttura e materiali, a seconda che si tratti di segnali di superficie o endocavitari.

Gli elettrodi utilizzati per il rilevamento dell'ECG di superficie hanno una struttura che consente un ottimo contatto con la cute e sono elettricamente collegati tra loro mediante regole particolari (triangolo di Einthoven). Tali elettrodi vengono disposti sul torace secondo uno schema prefissato che, attraverso un'analisi morfologica, permette di acquisire informazioni sull'attività elettrica globale del cuore.

Diversamente, gli elettrodi endocavitari sia per studio elettrofisiologico sia per stimolazione permanente non devono dare un'informazione globale, ma fornire solo un'informazione in riferimento alla parte di tessuto cardiaco con cui sono a contatto. In sostanza, ogni elettrodo monitora la parte di tessuto cardiaco atriale o ventricolare con cui è a contatto e deve dare un'informazione del tipo "c'è o non c'è" un segnale elettrico in quell'area specifica del cuore.

Nel caso di elettrodi endocavitari servono pertanto filtri elettronici diversi da quelli per l'ECG di superficie: in particolare, ciò che interessa dei segnali endocavitari è solamente una parte della componente "veloce" dei segnali cardiaci, che è strettamente legata al fronte d'onda di depolarizzazione che passa vicino all'elettrodo stesso. Per questo motivo la banda di frequenza entro la quale i segnali endocavitari vengono filtrati dagli stimolatori impiantabili è compresa tra 30-70 Hz circa, mentre l'ECG di superficie viene filtrato in una banda più larga pari a 0,05-100 Hz, per non perdere nessuna informazione morfologica. La banda scelta per gli stimolatori impiantabili rispecchia l'esigenza di garantire il miglior rapporto segnale/rumore, intendendo per rumore principalmente i miopotenziali e l'onda di ripolarizzazione.

Un ulteriore strumento che consente agli stimolatori impiantabili di aumentare la selettività dei segnali endocardici utili e di diminuire la sensibilità ai segnali indesiderati è il rilevamento bipolare.

Il far-field ventricolare in atrio

Negli stimolatori bicamerali è nota la possibilità di oversensing atriale dovuto al campo lontano ventricolare. Gli elettrodi atriali unipolari sono particolarmente soggetti a questa interferenza, mentre i bipolari sono per loro natura molto più immuni, anche se non totalmente. Il sensing unipolare infatti raccoglie i segnali elettrici all'interno di un ampio dipolo elettrico che va dalla punta del catetere alla cassa dello stimolatore e pertanto può rilevare sia i segnali mioelettrici (specialmente del muscolo pettorale), sia i segnali ventricolari. È il canale atriale ad essere più soggetto a queste forme di interferenza in quanto la sensibilità necessaria è dell'ordine di 0,5 mV.

Nel ventricolo il problema del sensing di miopotenziali con cateteri unipolari si risolve più facilmente in quanto si possono programmare anche sensibilità dell'ordine dei 4-5 mV, riducendo così notevolmente la probabilità di rilevare disturbi.

Da un punto di vista elettrico un elettrodo atriale è in grado di rilevare tre tipi di segnali cardiaci contemporaneamente (Figura 1): il campo vicino atriale, costituito dai segnali elettrici generati dal tessuto atriale circostante l'elettrodo stesso (atrial near field, A NF); il campo lontano atriale, costituito dai segnali elettrici dei due atri e simile all'onda P di superficie (atrial far field, A FF); il campo lontano ventricolare, costituito dai segnali elettrici ventricolari e simile al complesso QRS-T di superficie (ventricular far field, V FF).

Ovviamente la componente più ampia di queste tre è quella del campo vicino atriale, mentre le altre due sono più piccole: ad esempio, l'ampiezza del complesso QRS di superficie si trova nel range 0,1-1 mV e ci possiamo aspettare valori non filtrati di circa 1 mV se lo rileviamo a livello dell'elettrodo atriale (Figura 2). Inoltre il segnale del campo vicino, oltre ad essere più elevato, ha anche un fronte più veloce (cioè uno slew-rate maggiore), per cui il filtraggio elettronico consente

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

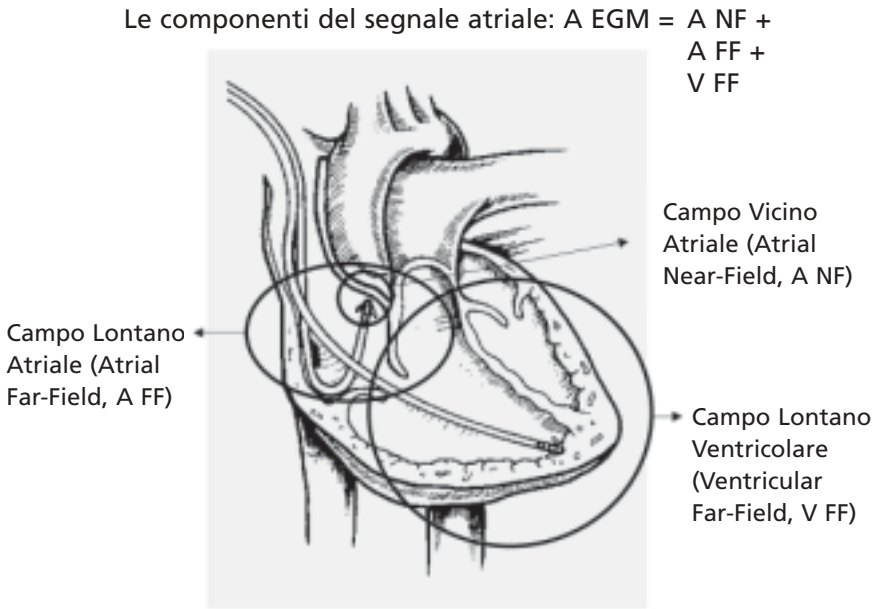

FIGURA 1

di attenuare i segnali più lenti e di amplificare i più veloci.

Il risultato è che se andiamo a vedere il segnale rilevato dall'elettrodo atriale, amplificato e filtrato, non siamo più in grado di notare il campo lontano atriale e possiamo osservare solo qualche frammento del campo lontano ventricolare (Figura 3).

Quando il V FF viene rilevato dal canale atriale può essere scambiato dal pacemaker per un segnale atriale e ciò induce erroneamente lo stimolatore a classificare il ritmo atriale come tachicardico. Le immediate conseguenze più comuni sono il cambio modo o l'attivazione di terapie legate alla prevenzione della fibrillazione atriale, oltre alla memorizzazione di dati non corretti sulle aritmie atriali.[1,2]

Raramente il V FF è rilevato dal pacemaker con continuità, cioè in modo deterministico, mentre con maggior frequenza può verificarsi un rilevamento intermit-

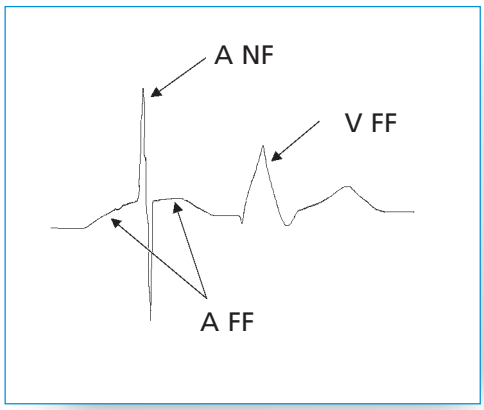

FIGURA 2 Simulazione di elettrogramma atriale rilevabile da un catetere cronico amplificando in una banda di frequenza simile a quella dell'ECG di superficie.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

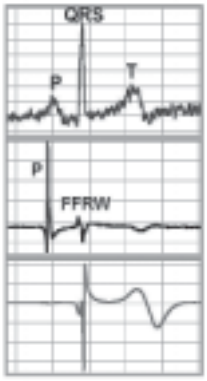

FIGURA 3 Il sensing atriale dopo il filtraggio delle componenti a bassa frequenza relative al campo lontano atriale e al campo lontano ventricolare.

tente che dipende in particolar modo dalle posizioni del paziente, dalla sensibilità programmata e dalla tempistica. Una sensibilità atriale dell'ordine di 1 mV permette di escludere quasi con certezza il rilevamento del V FF.

Alcuni autori propongono di risolvere il problema diminuendo la sensibilità atriale fino a 1 mV: ciò risolve il problema del V FF, ma può indurne altri più gravi legati a un sensing atriale non sempre efficiente.

Infatti, una sensibilità di 1 mV in atrio non è mai consigliabile, specialmente se il paziente ha episodi di fibrillazione atriale durante i quali i segnali atriali raggiungono ampiezze relativamente basse.[3] Un valore sempre consigliabile di sensibilità atriale è di 0,5 mV. In queste condizioni il rilevamento del V FF è un'eventualità probabile se il sensing è unipolare, mentre è poco probabile se il sensing è bipolare. In ogni caso gli stimolatori sono in grado di mascherare questo segnale con l'intervallo di blanking atriale (BA): un valore di 150 ms garantisce un'ottima protezione di fronte a questo artefatto e raramente va aumentato. Per chi volesse eseguire delle verifiche dirette è sufficiente programmare il BA a 50 ms e la sensibilità atriale a 0,5 mV unipolare: in queste condizioni è possibile rilevare nella maggioranza dei pazienti l'interferenza del V FF che è individuabile tramite un sistematico marker di sensing atriale di poco successivo al complesso QRS dell'ECG di superficie. Il progressivo aumento del BA consente di vedere a che punto scompare il sensing del V FF: basta quindi programmare il BA al valore immediatamente maggiore per mascherarlo definitivamente.

Se l'elettrodo atriale è bipolare con dipolo corto, il fenomeno è molto più raro e comunque la soluzione resta sempre la stessa: aumentare il BA.

Da un punto di vista speculativo, minore è la lunghezza del dipolo atriale di sensing, maggiore è l'immunità dal V FF. Estremizzando a titolo puramente informativo, un catetere con distanza interelettrodica di 1 mm (Figura 4) è assolutamente immune da qualsiasi segnale di campo lontano, in quanto attenua fortemente queste componenti.

La programmazione ottimale di uno stimolatore bicamerale deve pertanto partire da una base di sensibilità atriale di 0,5 mV, possibilmente bipolare, e un BA di 150 ms.[4,5] Con queste impostazioni, salvo rari casi e indipendentemente dalle aziende produttrici, la diagnostica e le relative terapie risultano ottimali.[6,7,8]

Il far-field atriale in ventricolo

Nel caso degli stimolatori biventricolari per il trattamento dello scompenso cardiaco sono stati pubblicati alcuni casi di malfunzionamento da oversensing specialmente a carico dell'elettrodo posto nel ventricolo sinistro. Nella fattispecie, una possibile causa è l'over-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

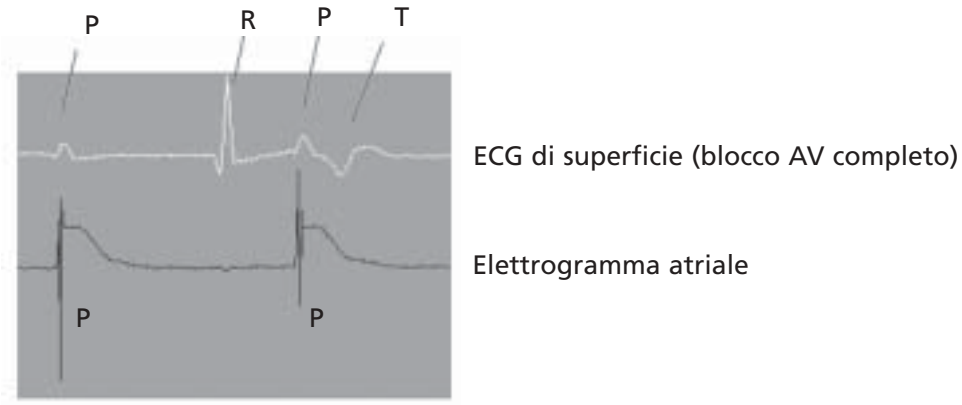

FIGURA 4 L'elettrodo ideale per garantire la massima specificità del sensing del campo vicino atriale, cioè di ciò che comunemente chiamiamo sensing atriale, è un elettrodo con distanza minima tra tip e ring. Nel caso specifico è un elettrodo sperimentale con distanza interelettrodica di 1 mm, testato in acuto.

sensing atriale nel catetere ventricolare sinistro: far-field atriale sentito in ventricolo sinistro.

Per il ventricolo sinistro si utilizzano tipicamente cateteri unipolari e non sempre è possibile fissare l'elettrodo in un sito anatomicamente lontano dall'atrio sinistro.

Inoltre, il rischio di oversensing atriale aumenta quando i segnali ventricolari rilevati sono relativamente modesti. Questo vale sia per i dispositivi con uscite indipendenti sia per quelli con uscite in parallelo: il problema specifico è di natura concettuale, e come tale va affrontato per garantire la massima sicurezza per il paziente e la massima efficienza del sistema di stimolazione.[9] È ovvio che l'introduzione di cateteri bipolari per ventricolo sinistro più maneggevoli ridurrebbe enormemente l'incidenza del fenomeno in questione, senza tuttavia risolverlo.

Diversi articoli hanno recentemente descritto questo inaspettato malfunzionamento in dispositivi con uscite collegate in parallelo:[10,11,12] la soluzione comune del problema prevede una diminuzione della sensibilità ventricolare da 2 mV a 4-5 mV. E ciò non sarebbe stato diverso se i canali fossero stati indipendenti, essendo le onde P rilevate a sinistra dell'ordine di 1-3 mV.

In sintesi, per garantire i requisiti di massima sicurezza del paziente ed efficacia della stimolazione si consiglia di focalizzare l'attenzione solo sul sensing ventricolare destro. In questo modo, nel caso specifico dei defibrillatori, si garantisce anche l'abolizione di falsi positivi derivanti dal doppio conteggio dei segnali ventricolari.[13,14] Il concetto si può estendere anche ai pacemaker biventricolari: è importante che vi sia un buon sensing in ventricolo destro, mentre per il sinistro ciò che serve è di fatto solo la stimolazione.

In questi pazienti è sempre auspicabile che il catetere destro sia bipolare e conviene ricercare la posizione che garantisca un elevato valore dell'onda R. Se i cateteri ventricolari destro e sinistro sono in comune (connessi ad Y) l'ampiezza dell'onda R letta dallo stimolatore corrisponde al valore del segnale rilevato per primo, che proviene dal ventricolo destro se il paziente ha un BBS. Sulla base di questo valore si valuta se è possibile programmare una sensibilità dell'ordine di 4-5 mV.

Nel caso di uscite indipendenti, il valore di sensibilità a destra può essere programmato secondo le regole classiche della cardiostimolazione, con il solo avvertimento che in presenza di cateteri unipolari è bene non scendere sotto i 4 mV per evitare interferenze da miopotenziali. Per quanto riguarda il catetere sinistro, che in genere è unipolare, non conviene mai scendere sotto i 4 mV anche se i relativi segnali sono bassi. Questo perché la garanzia di un buon timing è data dal sensing affidabile che viene effettuato a destra. Un elevato sensing destro è garanzia di un funzionamento corretto, efficace e sicuro del dispositivo soprattutto nei pazienti con blocco AV totale, in cui non ci si può permet-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

tere che artefatti rilevati a sinistra inibiscano la stimolazione ventricolare.

Stimolazione unipolare non efficace, stimolazione bipolare efficace: stimolazione del ring

In caso di presunta perforazione ventricolare a causa del catetere impiantato si concorda sul fatto che l'ecocardiografo rappresenti lo strumento di valutazione più efficace. Raramente è possibile ragionare sull'ECG.[15]

Quando ci si trova a eseguire test di pacing e sensing in un paziente con sospetta perforazione conviene sempre partire da alcune considerazioni di base, in grado di fornire elementi utili alla diagnosi.

L'impedenza di stimolazione non ci è di alcun aiuto perché potrebbe addirittura rimanere invariata. Un indizio può essere invece la mancanza stabile o intermittente di cattura e/o di sensing: a tale riguardo conviene confrontare la stimolazione unipolare e bipolare.

In particolare, un elettrodo che perfora può perdere la cattura o avere una soglia molto elevata in unipolare, in quanto la punta dell'elettrodo non è più a diretto contatto con il cuore. Se invece programmiamo la stimolazione in bipolare può accadere che la soglia sia nettamente migliore o comunque che stimoli laddove in unipolare non stimolava: in questo caso la cattura è assicurata dall'elettrodo prossimale, il ring, che ha un contatto migliore con il cuore: è la cosiddetta stimolazione anodica.

Per convenzione la punta dell'elettrodo è il polo negativo del sistema stimolante, mentre l'anello è il polo positivo; tuttavia la stimolazione cardiaca è comunque possibile indipendentemente dalla polarità dell'elettrodo stimolante. Dal punto di vista dell'efficacia della stimolazione infatti si potrebbero utilizzare sia impulsi positivi che negativi.

La scelta di avere l'elettrodo stimolante sempre negativo dipende soltanto dal fatto che il fenomeno elettrolitico seppur contenuto, presente negli elettrodi, porta a deteriorare maggiormente il polo positivo di quello negativo. Per questo motivo il polo positivo è la cassa dello stimolatore se stimoliamo in unipolare, o il ring se stimoliamo in bipolare: comunque si tratta di elettrodi di dimensioni molto maggiori di quelle dell'elettrodo di punta.

Un ulteriore motivo a supporto della stimolazione catodica (negativa) rispetto a quella anodica (positiva) è il fatto che con quest'ultima le cellule producono periodi refrattari leggermente più corti e quindi il rischio aritmogeno potrebbe risultarne aumentato.[16,17,18]

Bibliografia

1. Maury P, Schlaepfer J, Arbane M, et al. Incessant atrioventricular dissociation due to far-field QRS oversensing and recurrent mode switch in a dual chamber pacemaker. *Europace* 2002; 4:149-153.
2. Goethals M, Timmermans W, Geelen P, et al. Mode switching failure during atrial flutter: the "2:1 lock-in" phenomenon. *Europace* 2003;5:95-102.
3. Corbucci G. Curiosità in cardiostimolazione: rassegna di tecnologia e casi clinici (parte I). *G Ital Aritmol Cardiostim* 2002; 4:204-212.
4. Brandt J, Worzewski W. Far-Field QRS complex sensing: prevalence and timing with bipolar atrial leads. *PACE* 2000;23:315-320.
5. Cools FJC, Van Twembeke RRC, Backers J, et al. Stability of far field R wave signals in different conditions. *Europace* 2003;5:175-183.
6. Fauchier L, Briand F, Soto FX, et al. Management of atrial tachyarrhythmias: benefits of pacemaker diagnostic. *PACE* 2003;26(Pt II):233-238.
7. Guyomar Y, Thomas O, Marquié C, et al. Mechanisms of onset of atrial fibrillation: A Multicenter, Prospective, Pacemaker-Based Study. *PACE* 2003;26:1336-1341.
8. Glotzer TV, Hellkamp AS, Zimmerman J, et al. Atrial high rate episodes detected by pacemaker diagnostics predict death and stroke report of the atrial diagnostics ancillary study of the MOde Selection Trial (MOST). *Circulation* 2003;107:1614-1619.
9. Wang P, Kramer A, Estes NAM, et al. Timing cycles for biventricular pacing. *PACE* 2002;25:62-75.
10. Roelke M. Atrial oversensing in biventricular devices: Shocked (or inhibited?). *PACE* 2002;25:1411-1412.
11. Oguz E, Akyol A, Okmen E. Inhibition of biventricular pacing by far-field left atrial activity sensing: Case Report. *PACE* 2002;25:1517-1519.
12. Lipchenca I, Garrigue S, Glikson M, et al. Inhibition of biventricular pacemakers by oversensing of far-field atrial depolarization. *PACE* 2002;25:365-367.
13. Garcia-Moran E, Mont L, Brugada J, et al. Inappropriate tachycardia detection by a biventricular implantable cardioverter defibrillator. *PACE* 2002;25:123-124.
14. Schreieck J, Zrenner B, Kolb C, et al. Inappropriate shock delivery due to ventricular double detection with a biventricular pacing implantable cardioverter defibrillator. *PACE* 2001; 24:1154-1157.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 18.216.32.116 Fri, 26 Apr 2024, 15:20:53

15. Chandan K, Ponde C, Lokhandwala Y, et al. Old is Gold: Tip electrograms to diagnose pacemaker lead perforation. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2002;13:1063.
16. Van Gelder LM, Gamal MIHE, Tielen CHJ. Changes in morphology of the paced QRS complex related to pacemaker output. *PACE* 1989;12:1640-1649.
17. Van Gelder BM, Bracke FA, Pilmeyer A, et al. Triple-site ventricular pacing in a biventricular pacing system. *PACE* 2001; 24:1165-1167.
18. Fischer W, Ritter PH. *Cardiac Pacing in Clinical Practice*. Berlin, Springer Verlag 1998:25-26.

Indirizzo per la corrispondenza

Giorgio Corbucci
Vitatron Medical Italia
Via dell'Arcoveggio, 49/5
40129 Bologna
Tel.: 051/323186
Fax: 051/327666
E-mail: giorgio.corbucci@vitatron.com