- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

La stimolazione DDD monocatetere: stato dell'arte e prospettive future

Massimo Romanò, Achille Spinelli, Antonio Grieco

Divisione di Cardiologia, Azienda Ospedaliera G. Salvini, Garbagnate Milanese (MI)

Key words:
Atrioventricular block; DDD pacing; Sick sinus syndrome; VDD single-lead pacing.

The electrical treatment of advanced atrioventricular block, with normal sinus node function, can be successfully and safely performed with single-lead atrial floating electrode VDD pacing.

In comparison with two-lead DDD pacing, it offers some important advantages: easier and less time-consuming implantation procedures, simpler follow-up controls, and lower medium and long-term complication rates.

However, should sinus node dysfunction develop, the atrium cannot be paced with this special kind of cardiac stimulation. For this reason, in the last few years, a particular research field has developed to overcome this problem.

In this paper, the literature is reviewed, with special attention to the studies analyzing the commercially available leads and some prototypes implanted, outlining the pros and cons.

The high stimulation energy, the inconstant atrial capture, and phrenic nerve stimulation are still unresolved problems.

The reliability and efficacy of single-lead DDD pacing will presumably depend, in the future, on the development of preshaped, new-designed electrodes, with stable contact with the atrial wall, and on new stimulation waveforms. In this context, however, particular attention should be devoted to the correct atrial signal detection.

(Ital Heart J Suppl 2000; 1 (12): 1553-1560)

Ricevuto il 12 aprile 2000; nuova stesura il 31 luglio 2000; accettato il 21 agosto 2000.

Per la corrispondenza:

Dr. Massimo Romanò

Via Ausonio, 6
20123 Milano
E-mail:
max.romano@tiscalinet.it

Introduzione

La stimolazione DDD è da anni la modalità di stimolazione cardiaca più appropriata, sia nei pazienti con malattia del nodo del seno sia in quelli con blocco atrioventricolare (BAV) avanzato.

Infatti, il mantenimento del sincronismo atrioventricolare consente, diversamente da quanto ottenibile con la stimolazione VVI, un miglioramento della capacità funzionale durante esercizio, una minore incidenza di sindrome da pacemaker, di tachiaritmie atriali, di tromboembolie, di scompenso cardiaco ed un globale miglioramento della qualità della vita[1-9].

Tuttavia, nonostante il progressivo affinamento delle tecniche di impianto e il miglioramento tecnologico, la stimolazione DDD presenta ancora alcuni problemi. Infatti, la necessità di impiegare due elettrodi determina maggiori rischi legati alla loro trombogenicità, alle lesioni vascolari indotte, a pneumotorace o emotorace qualora si renda necessario l'approccio per via succlavia (più frequente con l'impiego di due elettrocateteri), a dislocazione degli elettrodi atriali, alla non completa affidabilità a lungo termine dei cateteri bipolari con isolamento in poliuretano, particolarmente se impiantati per via succlavia[10] e generalmente utilizzati per la stimolazione in atrio, e, secondo alcuni autori[11], alla maggiore incidenza di infezioni.

Lo sviluppo, nell'ultimo decennio, della stimolazione VDD monocatetere con dipolo atriale flottante ha offerto un'opzione alternativa[12], sicura e validata anche a lungo termine, per il trattamento dei pazienti con BAV avanzato e conservata funzione sinusale. I costi sono sovrapponibili o, talora, solo moderatamente inferiori a quelli di un sistema DDD; tuttavia l'impianto è più semplice e rapido, così come altrettanto più semplice e rapida è la procedura di follow-up[12-18].

Infine, è da tempo considerata quale modalità di stimolazione nel BAV avanzato con normale funzione sinusale nelle linee guida statunitensi[19].

Tuttavia i sistemi VDD monocatetere, per definizione, non consentono la stimolazione atriale, che si può rendere necessaria qualora si sviluppi, nel tempo, una disfunzione del nodo seno-atriale, non presente al momento dell'impianto. La comparsa di disfunzione sinusale, in pazienti con BAV avanzato isolato, è quantificata, nei pochi

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

studi disponibili, in circa il 2.5% annuo[20]. Per tale motivo, già con i primi dispositivi, è stata valutata la possibilità di utilizzare il dipolo atriale anche per la stimolazione, oltre che per il sensing dell'atrio; gli studi, eseguiti sia in fase di impianto che durante il follow-up, hanno offerto risultati interessanti, ma con ancora evidenti limitazioni tecniche[21-43].

Più recentemente, in parallelo allo sviluppo di speciali elettrocateteri, sono state sperimentate, anche in questo caso con risultati contrastanti, nuove forme di erogazione dello stimolo in atrio, onde modificare la morfologia del campo elettrico indotto. Infatti, sin dalle prime esperienze di stimolazione DDD monocatetere, effettuate con elettrodi atriali flottanti, fu evidente che uno dei principali problemi riguardava la stimolazione parassita del nervo frenico, secondaria all'elevata energia di stimolazione necessaria per catturare l'atrio.

Il pacing atriale con elettrodi flottanti può essere effettuato erogando lo stimolo elettrico con le tradizionali modalità unipolare o bipolare. In entrambi i casi, la necessità di impiegare tensioni elevate di stimolazione e la morfologia del campo elettrico generato tendono a coinvolgere spazialmente il nervo frenico[44]. Sono state pertanto proposte modalità di stimolazione differenti, alcune già disponibili in commercio, altre ancora in fase sperimentale.

La prima, e più studiata[24-29,38] denominata OLBI (*OverLapping BIphasic Stimulation*) consente di stimolare l'atrio mediante due impulsi unipolari di polarità opposta, della durata di 0.5 ms, applicati simultaneamente agli anelli del dipolo atriale.

La seconda modalità, BIMOS (*BIdirectional MOnophasic Stimulation*), studiata sino ad ora solo nel maiale[42], impiega un elettrodo per stimolazione VDD monocatetere con triplice anello atriale e distanza interelettrodica atriale di 10 mm. L'anello prossimale e distale fungono contemporaneamente da elettrodo negativo, mentre l'anello intermedio funge da elettrodo indifferente.

Il terzo approccio, anch'esso sperimentale, pur se studiato in una limitata casistica nell'uomo[43], è rappresentato dalla configurazione VECATS (*VEna CavaATrial Stimulation*), che impiega tre anelli atriali. Il prossimale è posizionato in vena cava superiore, mentre il mediale ed il distale sono collocati in atrio destro. La stimolazione con le soglie più basse è quella ottenibile dalla coppia elettrodica mediale-prossimale.

Ci è sembrato utile, in presenza di tale evoluzione tecnologica, raccogliere in una revisione critica le esperienze acquisite ed i possibili sviluppi di questo particolare campo di ricerca.

Elettrodi per stimolazione VDD: differenze tecniche

Gli elettrodi attualmente in commercio mostrano significative differenze fra loro, riguardanti i materiali, il calibro, la lunghezza del dipolo atriale, la sua superficie e configurazione e, conseguentemente, la loro performance di sensing e di pacing (Tab. I).

Queste differenze possono condizionare le prestazioni del sistema, per quanto riguarda la capacità di percepire correttamente il segnale atriale e quindi di mantenere uno stabile e corretto sincronismo atrioventricolare e condizionano anche la possibilità di stimolare stabilmente l'atrio.

La maggior parte degli elettrodi per stimolazione VDD monocatetere presenta una lunghezza del dipolo

Tabella I. Principali caratteristiche tecniche degli elettrodi per stimolazione VDD monocatetere attualmente in commercio, come riferiti dalle Aziende produttrici.

	Materiale isolante	Fissaggio	Intr. (Fr)	Distanza interelettrodica (cm)	Dipolo atriale				Elettrodo ventricolare				
					Lunghezza dipolo (mm)	Materiale	Forma	Area (mm^2)	Materiale	Struttura	Forma	Superficie (mm^2)	Polarità
BIOTRONIK SL 60/15-UP	Silicone	Barbe	11	11, 13, 15	10	Pl-Ir	Emisferica	27	Titanio/Ir	Frattale microporosa	Emisferica	27	Bipolare
INTERMEDICS UniPass	Poliuretano	Barbe	9.5	11, 13, 16	5	Pl-Ir	Diagonale opposto	8.6	Irox		Cilindrica a fessura	8	Unipolare
MEDTRONIC Capsure VDD2	Silicone	Barbe	9	11.5, 13.5, 15.5	8.6	Pl-Ir	Cilindrica	12.5	Pl-Ir	Rilascio di steroidi	Emisferica	5.8	Bipolare
SORIN S-83	Silicone	Barbe	10	11, 13	12/16	Pl-Ir	Cilindrica	35	Pl-Ir	Porosa	Cilindrica	6	Unipolare
ST. JUDE AV PLUS	Silicone	Barbe	9	9, 11, 13	12	Pl-Ir	Cilindrica	32	Pl-Ir	Rilascio di steroidi	Emisferica	5	Bipolare
VITATRON Brilliant	Silicone	Barbe	9	11.5, 13.5	8.6	Lega di platino	Cilindrica	12.5	Lega di platino	Rilascio di steroidi	Emisferica	6	Bipolare
MEDICO 830-S	Silicone	Barbe	11	11, 13, 15	30	Pl-Ir	Cilindrica	15.9	Pl-Ir		Anello	6.6	Unipolare
LEM Synkel 113	Poliuretano	Barbe	8	11.5-15.5	7		Diagonale opposto	6					

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

atriale variabile da 5 a 13 mm (dipolo "corto"), mentre un solo sistema monta un dipolo "lungo" (30 mm). Il dipolo è costituito o da due anelli interi o da due semianelli, diagonalmente opposti. Differente è anche la loro superficie, variabile da 8.5 a 16 mm^2.

Indipendentemente dalla sua lunghezza, il dipolo è posizionato a distanza variabile dal polo distale stimolante il ventricolo di 9.6-16.5 cm, a seconda dei differenti modelli, allo scopo di potersi adattare alle dimensioni delle camere cardiache del singolo paziente.

La tendenza prevalente a privilegiare il dipolo corto nasce dall'esigenza di ottenere un segnale atriale della maggiore ampiezza e contenuto in frequenza possibili e di limitare l'interferenza di segnali ventricolari di "campo lontano"[14].

I sistemi attualmente in commercio utilizzano elettrodi con dipolo atriale, i cui segnali vengono elaborati da un amplificatore cosiddetto differenziale. In breve il fronte di depolarizzazione atriale si muove da un anello elettrodico verso l'altro, determinando una deflessione di uguale voltaggio su entrambi gli anelli, ma non contemporanea: i segnali sono rilevati dai due anelli in modalità unipolare e riferiti contemporaneamente tramite un punto di massa virtuale alla cassa del generatore, che funge da elettrodo indifferente; vengono quindi sottratti filtrati ed amplificati. Il segnale risultante corrisponde al segnale relativo all'onda P.

Va peraltro segnalato come i lavori clinici condotti con i differenti sistemi, con dipolo corto ad anello o diagonale e dipolo lungo, abbiano evidenziato buona affidabilità anche a lungo termine, con percentuali di mantenuto sincronismo atrioventricolare superiori al 90%, senza sostanziali differenze fra di loro[15-18].

Stimolazione DDD monocatetere: esperienze con elettrocateteri sperimentali

La prima esperienza riscontrabile in letteratura in dettaglio (dopo una precedente presentazione come abstract[44] da parte dello stesso gruppo) di un tentativo di stimolazione DDD monocatetere risale al 1983, allorché Wainwright et al.[21] sperimentarono un elettrodo denominato "a corona di spine", per la presenza, a livello atriale, di tre estroflessioni a disposizione radiale in grado di consentire un contatto con la parete atriale (Fig. 1A).

In 17 pazienti l'elettrodo venne connesso a differenti tipi di generatore, attivi con modalità VAT, DVI o DDD; la soglia atriale media all'impianto fu di 1 V. Ad un follow-up di 6 mesi 16 pazienti mantennero un efficace sincronismo atrioventricolare. Tuttavia, nonostante questi risultati incoraggianti, l'elettrodo non andò oltre la fase di prototipo.

Successivamente Hirschberg et al.[23] impiantarono nel maiale uno speciale elettrodo, nato da una variazione di un comune catetere bipolare a vite, il cui dipolo distale era impiantato in atrio, mentre la stimolazione e il sensing ventricolare erano garantiti da un anello posizionato prossimalmente all'apice dell'elettrodo, ad una distanza di 12 cm. Dopo la fissazione in atrio, l'elettrodo era sospinto in ventricolo destro creando un'ampia ansa, che permetteva all'anello ventricolare di entrare in contatto con la parete ventricolare (Fig. 1B). La soglia in atrio variava fra 0.7 e 1 V, con ampiezza dell'onda P fra 4 e 6 mV. Buoni anche gli equivalenti parametri in ventricolo. Anche questo dispositivo non ha avuto ulteriori sviluppi, verosimilmente per l'inaffidabilità della stimolazione ventricolare.

Morgan et al.[35] hanno riferito buone performance all'impianto e in cronico, nell'animale, di un elettrodo coassiale, che incorpora una struttura a J per la stimolazione atriale, che può essere estroflessa in atrio destro. La soglia di stimolazione in atrio ha mostrato un aumento da 0.35 V all'impianto a 0.77 V a 9 mesi di follow-up, con durata di impulso di 0.5 ms; le resistenze si sono mantenute stabili (475 Ohms all'impianto vs 488 Ohms a 9 mesi), così come l'ampiezza dell'onda P (5.8 mV all'impianto vs 4.4 mV a 9 mesi).

Le esperienze più recenti con elettrodi tri o tetrapolari, con ansa preformata (*Dual Atrial Contact*-DAC, prodotti da Cardiac Control System, Palm Coast, FL, USA) in grado di porre il dipolo atriale a più stretto e stabile contatto con l'endocardio, hanno offerto, nell'animale e nell'uomo, risultati interessanti (Fig. 1D).

Brownlee et al.[36], nell'animale, e Hazday et al.[37] nell'uomo hanno riportato dati significativi di sensing e pacing, mentre Antonioli et al.[38] ritengono che le performance di questo speciale elettrodo, connesso a pacemaker in grado di stimolare con modalità OLBI, dipendano in buona parte dalla tecnica di impianto, con

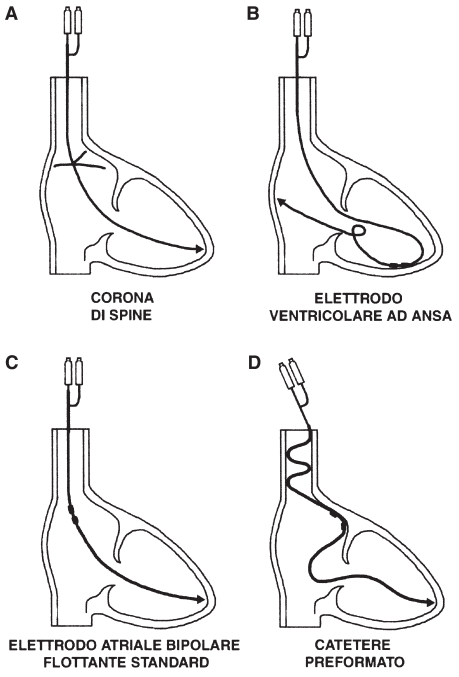

Figura 1. *Rappresentazione schematica dei quattro principali tipi di elettrodo impiegati per la stimolazione atriale monocatetere.*

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

una specifica fase di apprendimento. I dati, riferiti a 15 pazienti, riportano dislocazione del dipolo atriale in 2 casi entro 3 mesi dall'impianto e transitoria perdita di cattura in 1 caso (si trattava dei primi impianti); nei restanti 12 soggetti, durante il follow-up, si è osservato un incremento di soglia media da 1.83 V all'impianto a 2.5 V a 3 mesi, scarse differenze nei vari decubiti e variazioni analoghe agli elettrodi tradizionali, con aumento a 4-6 settimane e riduzione successiva a valori cronici stabili.

Naegeli et al.[39] segnalano la fattibilità, nell'uomo, della stimolazione con un elettrodo tetrapolare, con anello atriale a distanza interelettrodica di 10 mm (Medtronic 2975, Minneapolis, MN, USA) e curva preformata a 90°, per consentire una stabile vicinanza con la parete atriale destra. I dati riportati riferiscono di una cattura atriale con un'alta soglia media di 5.2 ± 1.4 V e durata di impulso di 0.5 ms, all'impianto; nel follow-up, sino a 6 mesi, l'energia richiesta per ottenere la stimolazione atriale rimase stabile, con variazioni posturali non significative e senza stimolazione del nervo frenico.

Lo stesso gruppo di ricerca[40] ha impiegato un elettrodo tetrapolare (Medtronic 14107), a rilascio steroideo, con un'ansa preformata a L a livello atriale; la parte atriale è costituita da un anello prossimale e da tre barbe laterali di differente lunghezza, una delle quali funge da secondo polo, in grado di riprodurre idealmente il concetto di "corona di spine", già proposto da Wainwright et al.[21] nel 1983. Nonostante questa particolare conformazione (Fig. 2)[40], la soglia di stimolazione atriale, buona all'impianto (0.6 ± 0.1 V/0.5 ms), durante il follow-up si innalzò sino a 3.4 ± 0.4 V a 6 mesi, riproponendo così il problema di tutte le altre esperienze riportate sino ad ora. Da sottolineare come la stimolazione del nervo frenico si sia manifestata nel 38% dei pazienti, a soglia di stimolazione di 5 V e 0.5 ms.

Recentemente[41] sono stati pubblicati i dati a medio-lungo termine relativi all'impiego di un altro elettrodo preformato a L, tetrapolare, a rilascio steroideo (Medtronic 2775), differente da quello utilizzato da Naegeli et al.[40] per la diversa superficie dei due anelli atriali: il prossimale ha un'area di 36 mm^2, il distale di 15 mm^2, trattato per ridurre la polarizzazione e aumentare la superficie di sensing.

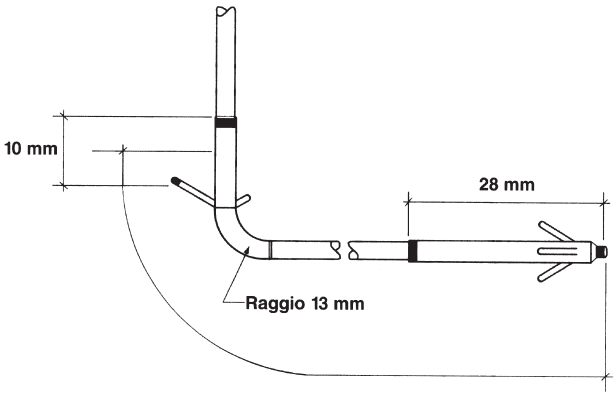

Figura 2. *Elettrodo Medtronic 14107, preformato a L. Da Naegeli et al.[40], modificata.*

L'elettrodo è stato impiantato in 14 pazienti, con follow-up medio di 2 anni, con buone performance di sensing e di stimolazione in atrio, peraltro con soglia media sempre di 5 V e durata di impulso di 0.57 ms. Significativa la percentuale di stimolazione del nervo frenico (40% dei pazienti).

In conclusione, le esperienze con nuovi cateteri dedicati ci ripropongono, in generale, il problema dell'elevata soglia di stimolazione, anche se più promettenti sembrano essere le prospettive con elettrodi preformati che garantiscano uno stabile contatto con la parete atriale, utilizzati con le nuove forme d'onda elettrica disponibili.

Stimolazione DDD monocatetere: esperienze cliniche con elettrocateteri in commercio

Nel 1992 vennero riportati i risultati di uno studio policentrico eseguito in fase di impianto di pacemaker VDD, utilizzante un elettrodo Phymos 830 S (Medico Italia, Padova, Italia), con dipolo atriale di 30 mm, in 114 pazienti affetti da BAV di II-III grado[22].

La tecnica di impianto era quella usuale per impianto di pacemaker VDD: elettrodo distale in apice del ventricolo destro, ricercando la sede con migliore soglia di pacing e di sensing, e dipolo atriale in atrio destro, nella posizione che fornisse il segnale endocavitario più ampio. La stimolazione bipolare dal dipolo atriale consentì la cattura atriale nel 94.7%, con soglia media di 2.99 ± 1.25 V a 0.5 ms di durata di impulso. Nell'8.3% dei casi si registrò perdita di cattura durante gli atti respiratori o tosse, mentre nel 19.2% fu osservata stimolazione del nervo frenico.

Sin dall'inizio degli studi il vero problema si rivelò essere la necessità di impiegare elevate energie di stimolazione per ottenere una stabile cattura atriale, con ovvie ricadute sui consumi e sulla longevità dei generatori, e una conseguente alta incidenza di stimolazione del nervo frenico.

Sia la stimolazione unipolare sia quella bipolare non hanno mostrato differenze significative, sia con sistema Phymos a dipolo "lungo"[34], sia con dipolo corto (Fig. 1C) e stimolazione OLBI[25].

Per ovviare a queste problematiche, più recentemente è stato valutato un nuovo sistema VDD monocatetere, che consente di stimolare l'atrio mediante due impulsi unipolari di polarità opposta, della durata di 0.5 ms, applicati simultaneamente agli anelli del dipolo atriale (distanza interelettrodica di 10 mm). Questa particolare modalità di stimolazione, denominata OLBI, è ottenibile connettendo un elettrodo per stimolazione VDD (modello SL 60, Biotronik, Berlino, Germania, a

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

dipolo corto) a due differenti pacemaker VDD (Dromos SL M7 ed Eikos SL, Biotronik), che possono essere programmati in modalità DDD temporaneamente il primo ed in modo permanente il secondo[24-29].

In fase di impianto il sistema OLBI ha consentito la cattura atriale ad una soglia significativamente inferiore rispetto alla stimolazione unipolare o a quella bipolare sia nello studio di Hartung et al.[24] (2.5 ± 1.9 vs 6.2 ± 4.2 vs 5.8 ± 4.2 V), che hanno impiegato un elettrodo tetrapolare, che in quello di Tse et al.[25], con elettrodo Biotronik SL 60 (3.9 ± 2.2 vs 6.7 ± 3.5 vs 6.9 ± 3.5 V), con durata di impulso rispettivamente di 0.6 e 0.5 ms. Nello studio di Tse et al. la soglia di stimolazione diaframmatica fu di 7.7 ± 3.5 V. In predimissione, non vengono riferite variazioni della soglia di stimolazione atriale rispetto alla fase acuta, mentre viene segnalata stimolazione diaframmatica in 4 soggetti, ad una soglia più bassa rispetto a quella dell'impianto, di 4.6 ± 0.4 V. La valutazione fu effettuata in posizione supina, seduta ed in ortostatismo.

Con lo stesso sistema Rey et al.[26] ottennero, all'impianto, una stabile cattura atriale in 25 su 26 pazienti, con una soglia media in modalità OLBI di 1.7 ± 0.6 V. La soglia di stimolazione diaframmatica in questo studio fu di 6.7 ± 2.5 V. Gli stessi autori[26] riportano una soglia cronica media a 3 mesi di 2.2 ± 0.5 V in 22 pazienti in posizione supina e di 2.5 ± 0.8 V in posizione seduta; in altri 3 pazienti si è verificato un aumento sino a 4.8 V, verosimilmente in rapporto a variazione della posizione del dipolo atriale. La cattura atriale stabile, senza stimolazione diaframmatica, fu quindi possibile nel 76% dei casi. In un sottogruppo di 16 soggetti studiati con Holter di 24 ore, stimolati in modalità DDD a frequenza di 100 b/min la cattura atriale si dimostrò efficace in percentuale oscillante fra il 96 e il 100%, senza significativi effetti collaterali.

Recentemente sono stati presentati i risultati conclusivi di un ampio studio policentrico italiano, che ha analizzato la stimolazione OLBI in 245 pazienti con BAV avanzato e funzione sinusale integra[28]. Lo studio ha previsto la valutazione della soglia di stimolazione atriale il giorno dopo l'impianto, alla dimissione e a 1, 3, 6 e 12 mesi di follow-up. In 112 pazienti è stata eseguita una registrazione Holter al terzo mese di follow-up. La stimolazione atriale è stata possibile nell'80% dei pazienti alla dimissione e nel 79.2% ad 1 anno, mentre la soglia di stimolazione media ha mostrato una variazione non significativa da 2.54 ± 1 V in prima giornata a 2.77 ± 1.14 V ad 1 anno.

La soglia di stimolazione atriale fu sempre inferiore a quella diaframmatica; quest'ultima fu valutata come percentuale di soggetti con stimolazione frenica a tensioni di stimolazione < 4.8 V e durata di impulso di 0.5 ms.

La stimolazione del nervo frenico si ridusse dal 15.9% nella fase postimpianto al 10.3% ad 1 anno e si è manifestata più frequentemente nei soggetti di sesso femminile e con ridotto indice di massa corporea.

Nessuna correlazione fra soglia di stimolazione atriale e diaframmatica fu rilevata nei confronti della posizione del dipolo atriale. In 97 dei 112 pazienti sottoposti a registrazione Holter è stata documentata stabile cattura atriale, senza effetti collaterali[29].

Nel 1997 sono stati presentati i risultati relativi ad uno studio policentrico, che ha utilizzato invece un elettrodo a dipolo lungo (30 mm, Phymos 830 S, Medico Italia), connesso al generatore Phymos 3D (Medico Italia), programmabile in funzione DDD[30]. L'impianto è stato eseguito in 454 soggetti con BAV di II e III grado, con funzione sinusale conservata, secondo le modalità usuali per stimolazione VDD. La valutazione è stata eseguita all'impianto e durante il follow-up, mediante stimolazione unipolare prossimale, l'unica consentita in cronico dal pacemaker. All'impianto è stato possibile ottenere una stabile cattura atriale, con stimolazione unipolare prossimale, nel 78% dei pazienti, con soglia media di 3.3 ± 1.5 V, associata a stimolazione diaframmatica nel 9% dei casi.

Nel follow-up la percentuale di pazienti in cui era possibile la stimolazione atriale si è ridotta al 70%, senza variazioni significative in posizione supina o seduta, in particolare a partire dal sesto mese dopo l'impianto. Va peraltro sottolineato come la percentuale di pazienti stimolabili in atrio, senza variazioni legate alla postura e senza contrazione diaframmatica, si sia ridotta ad 1 anno al 40%.

In un'analisi successiva, effettuata in un sottogruppo di pazienti, l'atrio è stato identificato radiologicamente quale posizione migliore del dipolo atriale per ottenere una buona cattura, se paragonato alla sede cavale superiore o alla giunzione cava superiore-atrio destro[31]. Questa analisi è stata eseguita a distanza di almeno 1 anno dall'impianto, poiché in letteratura sono presenti dati che sottolineano come la stabilità di posizione del dipolo atriale si verifichi dopo mesi dall'impianto, quale risultato di un processo di incapsulamento progressivo dell'elettrodo[32].

Anche la nostra esperienza, con il medesimo sistema Phymos, è sostanzialmente in linea con quanto riportato negli studi appena analizzati[33]. In 44 pazienti, 23 uomini e 21 donne, di età media 74 ± 6 anni, portatori di BAV di II o III grado, con normale funzione sinusale, è stato impiantato un pacemaker Phymos 3D e, a distanza variabile dall'impianto da 6 a 14 mesi, durante una periodica valutazione di controllo, è stata effettuata una programmazione temporanea in modalità DDD, ad un voltaggio di stimolazione di 5 V ed è stata valutata la soglia di stimolazione atriale, ed eventualmente quella di stimolazione diaframmatica, in durata di impulso.

La stimolazione atriale unipolare dall'elettrodo prossimale fu possibile nel 54.5% dei soggetti in posizione supina e nel 52.2% in posizione seduta, con una soglia media di 0.54 ± 0.2 ms, mentre in soli 2 pazienti l'atrio era stimolabile con un'ampiezza di 2.5 V e 0.8 ms di durata di impulso. La soglia di stimolazio-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

ne diaframmatica media fu di 0.65 ± 0.2 ms. Stimolazione del nervo frenico fu osservata nel 20.4% e tosse nel 2.2%.

Risultati sovrapponibili sono stati ottenuti in una valutazione di affidabilità a lungo termine degli elettrodi Phymos[34]. In 9 pazienti sottoposti a sostituzione elettiva, ad una distanza media dall'impianto dell'elettrodo di 65.3 mesi, in presenza di regolare e stabile ritmo atrio-guidato, abbiamo ottenuto la cattura dell'atrio in 5 pazienti (55%), con soglia media di 0.51 ± 0.3 ms, a voltaggio fisso di 5 V, senza variazioni significative stimolando dal polo prossimale, da quello distale o con stimolazione bipolare. La soglia di stimolazione diaframmatica è stata sovrapponibile a quella di pacing, in tutte le modalità di stimolazione (0.55 ± 0.35 ms); in un solo caso la soglia di stimolazione diaframmatica in modalità bipolare è stata < 0.2 ms a quella in stimolazione unipolare.

Dai dati della letteratura, e dalla nostra personale esperienza, emerge quindi che anche gli elettrodi Phymos 830 S offrono risultati insoddisfacenti; infatti, a lungo termine, la stimolazione atriale è possibile in una percentuale di circa il 50% e con elevata incidenza di stimolazione del nervo frenico, ad energie che talora si sovrappongono a quelle necessarie al pacing, e in particolare senza differenze fra modalità di stimolazione unipolare o bipolare.

Discussione

È ormai largamente accettato che la stimolazione VDD monocatetere rappresenta, nei pazienti con BAV avanzato e normale funzione sinusale, una valida opzione alternativa a quella bicamerale DDD, che utilizza due elettrodi, di cui almeno uno, quello atriale, preferibilmente bipolare.

L'affidabilità del sensing atriale, nei vari sistemi disponibili in commercio ed analizzati, è significativa, anche a lungo termine, così come quella relativa alle performance degli elettrodi, compresi quelli di prima generazione[13-18].

La comparsa di disfunzione sinusale, in pazienti con BAV avanzato isolato, è quantificata, nei pochi studi disponibili, in circa il 2.5% annuo[20]. Altrettanto rara è la comparsa di tachiaritmie atriali nel corso del follow-up, indipendentemente dalla modalità di stimolazione (VDD monocatetere o DDD tradizionale)[45-47].

Ciononostante, la possibilità di dover far fronte ad una significativa riduzione della frequenza sinusale, non ovviabile semplicemente variando la "lower rate", può rappresentare un problema.

Gli elettrodi tradizionali con dipolo atriale flottante richiedono alte energie per ottenere la stimolazione atriale, poiché l'intensità di campo elettrico varia con il quadrato della distanza.

Anche gli elettrodi sperimentali proposti dal 1983 ad oggi, con varie fogge atte a garantire un contatto con la parete dell'atrio, non hanno offerto sostanziali vantaggi.

Una nuova forma d'onda erogata dal pacemaker, quale possibile con il sistema OLBI, mostra tendenziale riduzione della soglia di stimolazione e quindi anche dell'incidenza di stimolazione frenica[24-29], rispetto all'altro sistema disponibile e studiato, il Phymos[30,31,33], pur se non comparati in un unico studio. Tuttavia entrambi i sistemi evidenziano soglie di stimolazione in cronico elevate e quindi frequente necessità di stimolare con alte tensioni di uscita (5 V).

I nuovi elettrodi DAC, associati alla stimolazione OLBI, sembrano aprire spiragli futuri promettenti, ma ancora privi di validazione a lungo termine e su casistiche più ampie e comunque in grado di offrire attualmente solo un possibile supporto di back-up in pazienti con disfunzione sinusale lieve.

Ma allora, se i risultati sono ancora deludenti dopo numerosi tentativi, perché proseguire lungo la strada della stimolazione doppia camera monocatetere?

In primo luogo perché l'impianto di un solo elettrodo rappresenta comunque un vantaggio in termini di facilità e rapidità della procedura, di minore incidenza di complicanze, di riduzione di costi e di tempo dedicato ai controlli durante il follow-up[15,16]. Queste ragioni possono essere alla base del persistente sottoutilizzo della stimolazione DDD doppio catetere.

In secondo luogo le nuove prospettive di stimolazione multisito (biatriale, biventricolare, quattro camere) e l'impiego di cardioverter-defibrillatori impiantabili sempre più sofisticati rendono attuale il problema del risparmio di un elettrocatetere. Per esempio è ipotizzabile un solo elettrodo preformato posizionato in atrio destro ed in seno coronarico per la stimolazione biatriale, così come due soli cateteri potrebbero consentire una corretta stimolazione quattro camere nei pazienti con scompenso cardiaco refrattario.

I limiti più evidenti alla stimolazione DDD monocatetere permangono l'elevata energia di stimolazione richiesta, l'incostante cattura dell'atrio e la significativa percentuale di stimolazione parassita del nervo frenico.

Una possibile soluzione a questi problemi potrà venire da un campo di ricerca in evoluzione, riguardante lo sviluppo di nuove modalità di stimolazione. Oltre alla modalità OLBI, già analizzata in dettaglio, andranno meglio valutati nel tempo il sistema BIMOS e il sistema VECATS.

I dati preliminari[42] riferiscono, con BIMOS ed elettrodo atriale flottante, nel maiale, soglia di stimolazione atriale media significativamente inferiore rispetto alle convenzionali modalità unipolari e bipolari (1.1 vs 1.8 vs 1.6 V, rispettivamente); tuttavia i bassi valori di impedenza con la modalità BIMOS fanno sorgere qualche perplessità sulla longevità nel tempo di eventuali pacemaker dotati di questo sistema.

Il sistema VECATS[43] ha invece offerto risultati meno entusiasmanti, poiché la soglia di stimolazione atria-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

le media si stabilizzava a 2.86 V, ma con soglia di stimolazione frenica decisamente elevata (7 V), presupponendo una bassa incidenza di tale effetto collaterale in stimolazione cronica.

In conclusione, la stimolazione VDD monocatetere, mentre è ormai definitivamente ritenuta affidabile e da taluni autori la più fisiologica[12,48] per il trattamento del BAV di grado avanzato, è ancora largamente deficitaria per quanto concerne la possibilità di stimolare correttamente e stabilmente l'atrio con il dipolo atriale.

È verosimile che dallo sviluppo di nuovi cateteri preformati, in grado di garantire un miglior contatto con la parete atriale, e da differenti modalità di erogazione dello stimolo possano realizzarsi dispositivi più affidabili di stimolazione DDD monocatetere[38].

Riassunto

Il trattamento elettrico del blocco atrioventricolare di grado avanzato con normale funzione sinusale si avvale da tempo di una modalità di stimolazione affidabile e validata, la stimolazione VDD monocatetere con elettrodo atriale flottante.

Essa offre importanti vantaggi rispetto alla stimolazione DDD con doppio elettrodo, per la rapidità dell'impianto, per la minore complessità della gestione del paziente e per la più bassa incidenza di complicanze a medio-lungo termine. Tuttavia, la rara ma possibile comparsa nel tempo di una disfunzione del nodo del seno significativa e tale da richiedere anche la stimolazione dell'atrio ne rappresenta un limite importante.

Negli ultimi anni si è quindi sviluppato un interessante campo di ricerca allo scopo di ovviare a questa problematica.

Nell'articolo sono analizzati i lavori pubblicati sull'argomento, riguardanti i sistemi disponibili in commercio e i prototipi di speciali elettrocateteri, sottolineandone in particolare i vantaggi ed i limiti specifici.

L'elevata energia richiesta per stimolare l'atrio con elettrodo flottante, l'alto consumo energetico nel tempo, l'incostante cattura dell'atrio e la stimolazione indesiderata del nervo frenico sono a tutt'oggi i più significativi problemi irrisolti.

Lo sviluppo di elettrodi preformati in grado di garantire un buon contatto con la parete dell'atrio e nuove modalità di erogazione dell'impulso elettrico potranno, verosimilmente, consentire in futuro di potere impiantare sistemi affidabili di stimolazione DDD monocatetere, anche se andranno debitamente analizzate le eventuali ricadute negative sulla rilevazione del segnale atriale.

Parole chiave: Blocco atrioventricolare; Stimolazione DDD; Malattia del nodo del seno; Stimolazione VDD monocatetere.

Bibliografia

1. Benchimol A, Duenas A, Liggett MS, Dimond EG. Contribution of atrial systole to the cardiac function at a fixed and at variable ventricular rate. Am J Cardiol 1965; 16: 11-21.
2. Samet P, Bernstein WH, Nathan DA, Lopez A. Atrial contribution to cardiac output in complete heart block. Am J Cardiol 1965; 16: 1-10.
3. Holmes DR. Haemodynamics of cardiac pacing. In: Furman S, Hayes D, Holmes D, eds. A practice of cardiac pacing. Mount Kisco, NY: Futura Publishing, 1986: 75-96.
4. Lau CP, Tai YT, Lee PW, Cheung B, Tang MO, Lam WK. Quality of life in DDDR pacing: atrioventricular synchrony or rate adaptation? Pacing Clin Electrophysiol 1994; 17: 1838-43.
5. Payne GE, Williams H, Skehan JD. An approach in the assessment of pacing haemodynamics: a comparison of VVI and DDD. Pacing Clin Electrophysiol 1995; 18: 1861-8.
6. Sutton R, Bourgeois I. Cost benefit analysis of single and dual chamber pacing for sick sinus syndrome and atrioventricular block. An economic sensitivity analysis of the literature. Eur Heart J 1996; 17: 574-82.
7. Simantirakis EN, Parthenakis FI, Chrysostomakis SI, Zuridakis EG, Igoumenidis NE, Vardas PE. Left atrial appendage function during DDD and VVI pacing. Heart 1997; 77: 428-31.
8. Channon KM, Hargreaves MR, Gardner M, Ormerod OJ. Noninvasive beat-to-beat arterial blood pressure measurement during VVI and DDD pacing: relationship to symptomatic benefit from DDD pacing. Pacing Clin Electrophysiol 1997; 20: 25-33.
9. Brady PA, Shen WK, Neubauer SA, Hammill SC, Hodge DO, Hayes DL. Pacing mode and long-term survival in elderly patients with congestive heart failure. J Interv Card Electrophysiol 1997; 1: 193-201.
10. Antonelli D, Rosenfeld T, Freedberg N, Palma E, Gross JN, Furman S. Insulation lead failure: is it a matter of insulation, coating, venous approach or both? Pacing Clin Electrophysiol 1998; 21: 418-21.
11. Chauhan A, Grace AA, Newell SA, et al. Early complications after dual chamber versus single chamber pacemaker implantation. Pacing Clin Electrophysiol 1994; 17: 2012-5.
12. Antonioli GE. Single lead atrial synchronous ventricular pacing: a dream come true. Pacing Clin Electrophysiol 1994; 17: 1531-47.
13. Lau CP, Tai YT, Leung SK, Leung WH, Chung FL, Lee IS. Long-term stability of P wave sensing in single lead VDDR pacing: clinical versus subclinical atrial undersensing. Pacing Clin Electrophysiol 1994; 17: 1849-53.
14. Lau CP, Leung SK, Lee IS. Comparative evaluation of acute and long-term clinical performance of two single-lead atrial synchronous ventricular (VDD) pacemakers: diagonally arranged versus closely spaced bipolar ring electrodes. Pacing Clin Electrophysiol 1996; 19: 1574-81.
15. Ovsyscher I, Katz A, Rosenheck S, Erdman S, Bondy C. Single lead VDD pacing: a multicenter study. Pacing Clin Electrophysiol 1996; 19: 1768-71.
16. Sestu P, Giardina A, Isola F, et al. Clinical experience with four different VDD single-pass leads. Long term experience. In: Antonioli GE, ed. Pacemaker leads. Bologna: Monduzzi, 1997: 177-81.
17. Rey JL, Tribouilloy C, Elghelbazouri F, Otmani A. Single lead VDD pacing: long term experience with four different systems. Am Heart J 1998; 135: 1036-9.
18. Guyomar Y, Graux P, Carlioz R, Moulin C, Dutoit A. Reliability of single-lead VDD atrial sensing and pacing during exercise. Pacing Clin Electrophysiol 1999; 22: 1747-52.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.169 Sat, 12 Jul 2025, 09:02:36

19. Dreifus LS, Fisch C, Griffin JC, Gillette PC, Mason JW, Parsonnet V. Guidelines for implantation of cardiac pacemaker and antiarrhythmia devices. ACC/AHA Task Force Report. Circulation 1991; 84: 455-67.
20. Morsi A, Lau C, Nishimura S, Goldman BS. The development of sinoatrial dysfunction in pacemaker patients with isolated atrioventricular block. Pacing Clin Electrophysiol 1998; 21: 1430-4.
21. Wainwright R, Crick J, Sowton E. Clinical evaluation of a single-pass implantable electrode for all modes of pacing. The "crown of thorns" lead. Pacing Clin Electrophysiol 1983; 6: 210-20.
22. Bongiorni MG, Bedendi N. Atrial stimulation by means of floating electrodes: a multicenter experience. The Multicenter Study Group. Pacing Clin Electrophysiol 1992; 15: 1977-81.
23. Hirschberg J, Ekwall C, Strandberg H, Carlsten J, Bowald S. A new dual chamber single lead system. Pacing Clin Electrophysiol 1994; 17: 1870-2.
24. Hartung WM, Mc Teague K, Gotte A, et al. Atrial pacing via floating ring electrodes. First results in humans using overlapping biphasic stimulation. (abstr) Circulation 1995; 92: 2546.
25. Tse HF, Lau CP, Leung SK, Leung Z, Metha N. Single lead DDD system: a comparative evaluation of unipolar, bipolar and overlapping biphasic stimulation and the effects of right atrial floating electrode location on the atrial pacing and sensing thresholds. Pacing Clin Electrophysiol 1996; 19: 1758-63.
26. Rey JL, El Ghelbazouri F, Hermida JS, et al. Biphasic atrial pacing using the floating electrodes of a VDD single-lead pacing system. European Journal of Cardiac Pacing and Electrophysiology 1996; 6 (Suppl 1): 35-42.
27. Lucchese FA, Menezes AS, Lima AMC, et al. Single lead dual chamber pacing with OLBI stimulation. In: Antonioli GE, ed. Pacemaker leads. Bologna: Monduzzi, 1997: 143-50.
28. Sassara M, Melissano D, Orazi S, et al. Single lead DDD pacing using OLBI atrial stimulation. Conclusive results of the Italian Extensive Clinical Trial. (abstr) Pacing Clin Electrophysiol 1999; 22 (Part II): 196.
29. Verlato R, Veneziani N, Pannetta A, et al. Side effects occurrence in single-lead DDD pacing. One year follow-up in 245 patients using OLBI atrial stimulation. (abstr) Pacing Clin Electrophysiol 1999; 22 (Part II): 196.
30. Di Gregorio F, Bongiorni MG, Moracchini PV, et al. Single-pass lead DDD pacing: a multicenter experience. (abstr) Pacing Clin Electrophysiol 1997; 20: 1517.
31. Bongiorni MG, Moracchini PV, Nava A, et al. Radiographic assessment of atrial dipole position in single pass lead VDD and DDD pacing. The Multicenter Study Group. Pacing Clin Electrophysiol 1998; 21: 2240-5.
32. Papouchado M, Barnes E, Crick JP. Encapsulation of the atrial dipole of chronically implanted VDD leads. A means of single-pass lead DDD pacing. (abstr) Pacing Clin Electrophysiol 1997; 20: 1517.
33. Romanò M, Spinelli A, Grieco A. DDD pacing in patients with single lead VDD pacemaker. (abstr) Cardiostimolazione 1996; 14: 191.
34. Romanò M, Spinelli A, Grieco A. DDD single-lead pacing: assurance of atrial dipole of chronically implanted Phymos 830 S electrode. (abstr) Giornale Italiano di Aritmologia e Cardiostimolazione 1998; 1 (Suppl 1): 37.
35. Morgan K, Bornzin GA, Florio J, Wolsleger W, Sholder J. A new single pass DDD lead. (abstr) Pacing Clin Electrophysiol 1997; 20: 1211.
36. Brownlee RR, Swindle MM, Bertolet R, Neff P. Toward optimizing a preshaped catheter and system parameters to achieve single lead DDD pacing. Pacing Clin Electrophysiol 1997; 20: 1354-8.
37. Hazday MS, Mendelson D, Brownlee RR. Acute evaluation of a preformed single-pass VDD/DDD pacing lead. J Interv Card Electrophysiol 1998; 2: 171-3.
38. Antonioli GE, Audoglio R, Toselli T, Sassara M, Guardigli G, Percoco GF. Single lead DDD pacing: which role today? In: Raviele A, ed. Cardiac arrhythmias. Vol 2. Milano: Springer-Verlag, 1999: 78-84.
39. Naegeli B, Straumann E, Gerber A, Niederhauser U, Bertel O. A new approach for DDDR pacing using a single-pass DDD lead. Am J Cardiol 1997; 80: 643-5.
40. Naegeli B, Straumann E, Gerber A, et al. Dual chamber pacing with a single-lead DDD pacing system. Pacing Clin Electrophysiol 1999; 22: 1013-9.
41. Israel CW, Kruse IBM, Van Mechelen R, Kroes G, Heynen H, Lokhoff N. Results from the use of a preshaped single-pass VDD/DDD stimulation. Pacing Clin Electrophysiol 1999; 22: 1314-20.
42. Hartung WM, Hartung D, Klein HU. A novel pacing configuration using a conventional monophasic impulse for atrial floating pacing. (abstr) Arch Mal Coeur Vaiss 1998; 91 (Suppl III): 158.
43. Brofman PRF, Ramos C, Taskiran M, Schaldach M. Threshold comparison of various floating electrode combinations for atrial stimulation. (abstr) Arch Mal Coeur Vaiss 1998; 91 (Suppl III): 170.
44. Sowton E, Crick J, Wainwright RJ. The crown of thorns. A single pass electrode for physiological pacing. In: Feruglio GA, ed. Cardiac pacing. Padova: Piccin Medical Books, 1982: 1089-90.
45. Romanò M, Spinelli A, Grieco A. DDD versus VDD single-lead pacing in patients with AV block and normal sinus node function: long-term results. (abstr) Arch Mal Coeur Vaiss 1998; 332: 91.
46. Wiegand UK, Bode F, Schneider R, et al. Atrial sensing and AV synchrony in single lead VDD pacemakers: a prospective comparison to DDD devices with bipolar atrial leads. J Cardiovasc Electrophysiol 1999; 10: 513-20.
47. Calosso E, Fiorentini C, Rey JL, et al. Atrial arrhythmia incidence in a VDD versus DDD comparative study. (abstr) Europace 2000; Suppl 1: 213.
48. Antonioli GE, Audoglio R. Single lead pacing. Do we have the right lead? In: Antonioli GE, ed. Pacemaker leads. Bologna: Monduzzi, 1997: 119-27.