- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

LAVORO ORIGINALE

Ottimizzazione della longevità dei pacemaker: fattori determinanti e ruolo del follow-up

Marina Pauletti,[1] Gian Carlo Bini,[1] Francesco Laurenzi,[2] Enrico Manfredini,[3] Umberto Riva[3]

G Ital Aritmol Cardiostim 2004;1:3-12

[1]UTIC Ospedale di Livorno

[2]Dipartimento di Cardiologia, Ospedale S. Camillo, Roma

[3]Vitatron Medical Italia

Parole chiave: follow-up del pacemaker, vita residua dello stimolatore cardiaco, parametri telemetrici, impedenza elettrocateteri, sensori.

Il problema della longevità degli stimolatori impiantati è stato di primaria importanza nei primi impieghi clinici dell'elettrostimolazione. A tutt'oggi, dopo che oltre 2 milioni di pacemaker sono stati impiantati in tutto il mondo, la durata del dispositivo e l'elaborazione di strategie atte a ridurre i consumi rivestono un ruolo centrale.

Nei primi anni Sessanta, agli albori dell'elettrostimolazione, la sorgente d'energia e la circuiteria elettronica non idonea a garantire bassi consumi costituivano i principali fattori limitanti la durata dei dispositivi. I pacemaker erano alimentati da batterie a mercurio-zinco, per le quali era stata ipotizzata una durata di circa 5 anni. Le prestazioni effettive, tuttavia, si dimostrarono rapidamente molto al di sotto delle aspettative: i dispositivi avevano una vita media variabile dai 6 ai 18 mesi, frequentemente con diminuzioni brusche della tensione d'uscita e *défaillances* imprevedibili.

Le sostituzioni di pacemaker, nel lavoro dell'impiantatore, rivestivano la stessa importanza dei primi impianti e comportavano spesso la necessità d'interventi d'urgenza.

Diverse strategie furono adottate per migliorare la performance delle sorgenti d'energia: nuovi disegni della cella mercurio-zinco, impiego di batterie al nichel-cadmio ricaricabili per via transcutanea, utilizzo di batterie nucleari. Ciascuno di questi sistemi comportava una serie di svantaggi che li rendeva impraticabili su larga scala. Un impulso decisivo all'incremento di longevità dei dispositivi impiantati è stato dato negli anni Settanta dall'uso della batteria al litio-iodio, secondo l'idea sviluppata inizialmente da Greatbatch e in seguito rivista e corretta in differenti versioni. Inoltre, i progressi delle tecnologie costruttive hanno quasi del tutto eliminato i guasti, che nei primi anni della cardiostimolazione rappresentavano una causa non indifferente di sostituzione del generatore. Al giorno d'oggi, per molti dei pazienti che all'atto dell'impianto hanno un'aspettativa di vita di 6 o 7

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

anni, si può ragionevolmente prevedere che non sarà necessario sostituire il generatore.

Tuttavia non si può ancora affermare di aver realizzato interamente la previsione di Greatbatch, che auspicava per ciascun paziente un unico pacemaker per tutta la durata della vita. La necessità di sostituire il generatore può essere legata a molti fattori, quali l'eventuale malfunzione degli elettrocateteri, l'aumentata sopravvivenza dei pazienti impiantati e l'allargarsi delle indicazioni, con patologie che evolvono nel tempo e richiedono l'impiego di nuovi algoritmi o di nuove modalità di stimolazione. L'esaurimento delle batterie rappresenta, a tutt'oggi, il motivo più frequente di sostituzione del generatore.

Rispetto agli anni Sessanta e Settanta vi è stata una progressiva diminuzione delle dimensioni fisiche degli stimolatori, sia in termini di volume sia in termini di peso, fino ad arrivare a ordini rispettivamente di 10 cm^3 e 20 grammi, con associata riduzione delle complicanze chirurgiche. Tuttavia, il rapporto tra batteria e circuiti elettronici interni è rimasto costante, occupando la batteria circa metà dello spazio disponibile.[1,2]

Nel corso degli ultimi due decenni la tecnologia Cmos (circuiti integrati) ha consentito una netta riduzione dei consumi circuitali. Tuttavia, la stessa tecnologia, consentendo una miniaturizzazione dei singoli elementi, ha reso possibile addensare molti più transistor nello stesso spazio: complessivamente, dunque, il bilancio dei consumi è rimasto invariato.

Volendo semplificare al massimo il quadro delle componenti di consumo di uno stimolatore, possiamo distinguere tre categorie (Figura 1):

1) consumi dovuti alla stimolazione (Cs), che dipendono da fattori quali l'ampiezza e la durata degli impulsi di stimolazione, l'impedenza all'interfaccia tessuto-elettrodo, la percentuale e le frequenze di stimolazione;
2) consumi del circuito inibito (Ci), dovuti alla totalità delle funzioni che il pacemaker espleta indipendentemente dalla stimolazione: logiche di funzionamento e logiche basate sul sensing, funzioni di memoria, funzioni diagnostiche, funzioni speciali (ad es., algoritmi di prevenzione della fibrillazione atriale, funzione di autocattura);
3) consumi dei sensori (Csen).

Il consumo totale (Ctot) sarà dunque la somma di queste tre componenti:

Ctot = Cs + Ci + Csen [micro Ampère] (1)

Ctot: consumo totale
Cs: consumi dovuti alla stimolazione
Ci: consumi del circuito inibito
Csen: consumi dei sensori

Ricordiamo che all'interno dei manuali dei dispositivi sono sempre dichiarati i seguenti due parametri: la capacità disponibile della batteria, vale a dire quella effettivamente utilizzabile (espressa in Ampère Ora [Ah]), e il consumo del circuito inibito. Al fine di prevedere la vita utile dello stimolatore occorre conoscere entrambi i parametri.

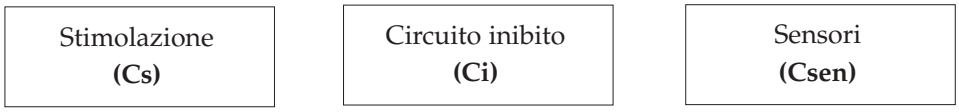

FIGURA 1 Componenti del consumo di un pacemaker.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

I pacemaker monocamerali hanno un circuito di sensing, un circuito per gestire la logica del pacemaker e un circuito di stimolazione.

I pacemaker bicamerali hanno due circuiti di sensing per atrio e ventricolo rispettivamente, un circuito di logica per coordinare i due canali e due circuiti di stimolazione, con una frequenza dipendente dalla frequenza atriale e dalla conduzione atrioventricolare: il drenaggio di corrente aumenta in modo corrispondente.

Nei pacemaker rate-responsive, ai suddetti circuiti si aggiunge quello per i sensori: a parità di impostazioni, l'attivazione dei sensori determina un aumento dei consumi, legato all'alimentazione stessa dei sensori, in aggiunta al consumo determinato dall'eventuale aumento di frequenza di stimolazione.

I circuiti logici consumano energia, così come quelli di sensing e pacing: ogni nuova funzione aggiunge ulteriore drenaggio di corrente.

I consumi legati alla funzione di pacing sono quelli con i quali il medico ha più familiarità perché, storicamente, sono stati i primi a essere direttamente controllabili attraverso la programmazione dell'ampiezza e/o durata dello stimolo.

Matematicamente, essi possono essere espressi attraverso la seguente formula, valida per il singolo canale di stimolazione (atriale o ventricolare):

$$Cs = \frac{A^2}{2,5} \times \frac{1}{Z} \times \frac{t}{RR} \times \%P \times 10^6 \qquad (2)$$

Cs: consumo legato alla stimolazione
A: ampiezza dell'impulso [Volt]
Z: impedenza elettrocatetere [Ohm]
t: durata dell'impulso [ms]
RR: ciclo di stimolazione [ms]
%P: percentuale di stimolazione [0-1]

Al fine di aumentare la longevità del pacemaker impiantato, è buona strategia cercare di ridurre l'energia dell'impulso, naturalmente mantenendo idonei margini di sicurezza per la cattura. I valori di uscita nominali dei generatori (dell'ordine di 3,5/4 V e 0,4 ms) sono infatti generalmente in eccesso rispetto alle esigenze della maggioranza dei soggetti impiantati. Con elettrodi di recente sviluppo, le misure della soglia di stimolazione costituiscono il presupposto per un'adeguata programmazione dei valori di uscita. La soglia di stimolazione tende ad aumentare nei giorni successivi all'impianto per poi stabilizzarsi a distanza di tempo. La riduzione dell'uscita va effettuata a soglia stabilizzata, in genere al secondo controllo del pacemaker, a qualche mese dall'impianto. L'impiego di elettrodi a rilascio di steroide, oggi disponibili in ampia gamma di prodotti, riduce l'incremento postimpianto della soglia di stimolazione e consente di effettuare la riduzione di uscita in tempi più precoci, eventualmente anche al primo controllo ambulatoriale. Viene in genere considerato adeguato un margine di sicurezza pari al doppio della soglia in ampiezza e pari al triplo della soglia in durata: ad esempio, con una soglia in ampiezza di 1,5 V a 0,5 ms è adeguata una programmazione a 3 V e 0,5 ms; con una soglia in durata di 0,15 ms a 2,5 V è adeguata una programmazione a 2,5 V e 0,45 ms. Maggiore cautela è adoperata per l'uscita ventricolare nei soggetti pacemaker-dipendenti, o quando siano in corso modifiche delle terapie farmacologiche potenzialmente in grado di modificare la soglia, mentre è legittima una maggiore disinvoltura nei pazienti con abbondante ritmo spontaneo e terapia stabilizzata. Dalla formula (2) si deduce che il consumo legato alla stimolazione è direttamente proporzionale alla durata dell'impulso e al quadrato dell'ampiezza dell'impulso. Ciò implica che ai fini del consumo legato alla stimolazione, l'ampiezza dello stimolo è il fattore più importante. Nelle scelte dei parametri di programmazione conviene pertanto, quando possibile, ridurre l'ampiezza piuttosto che ridurre la durata. Per contro, se si deve aumentare l'energia di stimolazione, conviene raddoppiare la durata piuttosto che raddoppiare l'ampiezza.

Sono attualmente in commercio vari dispositivi dotati di controllo automatico della soglia ventricolare con algoritmi di programmazione automatica dell'uscita che stimolano poco al di sopra della soglia, emettendo un impulso di back-up in caso di mancata cattura. Tale controllo può essere effettuato su base battito-battito oppure periodicamente. Il sistema è volto a garantire al tempo stesso il minor dispendio energeti-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

co e la massima sicurezza per il paziente. Anche i sistemi di gestione automatica della cattura non esimono però dall'opportunità di periodici controlli ambulatoriali. Infatti, se il sistema rileva problemi di cattura o battiti di fusione (i quali non sempre corrispondono a effettivi aumenti di soglia), il dispositivo può posizionarsi su valori di sicurezza che comportano consumi elevati.[3,4,5]

Analoga cura va posta, nel corso del follow-up, alle misure di soglia e all'ottimizzazione dell'uscita del canale atriale. Se è vero che un'eventuale perdita di cattura atriale non è minacciosa per la vita, non vanno però trascurati i potenziali effetti sfavorevoli legati alla perdita del sincronismo atrioventricolare o all'insorgenza di tachicardie mediate da pacemaker. Inoltre, per il canale atriale il sistema di gestione automatica della cattura (basato non sulla detezione della depolarizzazione indotta, bensì su algoritmi logici) è attualmente implementato solo su pochi modelli, con un'esperienza d'uso estremamente limitata. Nella quasi totalità dei casi il controllo della soglia atriale e la relativa programmazione devono essere effettuati manualmente in sede di controllo.

Nei pacemaker bicamerali (due canali di stimolazione), il consumo legato alla stimolazione, Cs, può essere il doppio rispetto ai pacemaker monocamerali (un solo canale di stimolazione) (Figura 2). Di fatto, si hanno consumi inferiori nei soggetti con nodo del seno integro che funzionano prevalentemente in modalità atrioguidata. Nei soggetti con malattia del nodo del seno o malattia aritmica atriale, in cui l'atrio è prevalentemente indotto e sono attivi la funzione rate-responsive o gli algoritmi di prevenzione della fibrillazione atriale, il consumo legato alla stimolazione atriale può essere maggiore di quello ventricolare, sia per l'alta percentuale di stimolazione atriale sia per la soglia atriale spesso elevata in questa popolazione di pazienti.

Nell'ottica di una riduzione dei consumi legati alla stimolazione, è opportuno effettuare programmazioni o attivare algoritmi, come ad esempio l'isteresi dell'intervallo AV, che favoriscano la conduzione atrioventricolare spontanea: evitare, se possibile, la stimolazione ventricolare destra, può essere una scelta emodinamicamente favorevole, oltre che vantaggiosa in termini di risparmio energetico.[6-9]

Un discorso a parte è rappresentato dalla stimolazione biventricolare, in cui ai fini emodinamici, è importante che i ventricoli siano sempre stimolati. La disponibilità di canali separati per i due ventricoli facilita l'ottimizzazione dei consumi.

La formula (2) mette in evidenza il ruolo dell'impedenza degli elettrocateteri, che è inversamente proporzionale al consumo di stimolazione. Se le scelte relative alla programmazione dell'uscita, delle frequenze di stimolazione e dell'intervallo atrioventricolare sono effettuabili in sede di controllo ambulatoriale, il fattore impedenza deriva da scelte effettuate in sede d'impianto. L'impiego di elettrocateteri ad alta impedenza può determinare un allungamento significativo della durata della batteria: semplificando e dando nuovamente uno sguardo alla Figura 2, se consideriamo che il consumo Cs è inversamente proporzionale all'impeden-

Stimolazione 100% a 60 bpm, 0,4 ms e 500 Ohm

DDD	Ca	Cv	Cs = Ca+Cv	VVI	Cs = Cv
1,2 V	0,46	0,46	0,92	1,2 V	0,46
2,5 V	2,00	2,00	4,00	2,5 V	2,00
3,8 V	4,62	4,62	9,24	3,8 V	4,62
5 V	8,00	8,00	16,00	5 V	8,00
7,5 V	18,00	18,00	36,00	7,5 V	18,00

Cs, consumo di stimolazione [micro Ampère]; Ca, consumo canale atriale [micro Ampère]; Cv, consumo canale ventricolare [micro Ampère].

FIGURA 2 Consumi di stimolazione in funzione delle uscite programmate.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

Consumo medio in inibito di un pacemaker moderno

DDD	Ci	VVI	Ci
1,2 V	11	1,2 V	8
2,5 V	11	2,5 V	8
3,8 V	11	3,8 V	8
5 V	11	5 V	8
7,5 V	11	7,5 V	8

FIGURA 3 Consumo in inibito (Ci) negli attuali pacemaker monocamerali e bicamerali alle varie uscite programmate.

za Z, un'impedenza di 1000 Ohm dimezzerà il consumo.[10,11]

Per ciò che riguarda i consumi legati al circuito inibito è importante porre l'accento sui seguenti aspetti:

1) ai fini del consumo totale dello stimolatore, al giorno d'oggi essi generalmente rappresentano nel lungo termine la componente di maggior rilievo;
2) diversamente dalla componente legata alla stimolazione, le differenze nei consumi tra pacemaker monocamerali e bicamerali non sono legate da un rapporto 1 a 2;
3) vi è una quota di consumo non trascurabile anche durante il periodo di immagazzinamento pre-impianto.

I primi pacemaker monocamerali salvavita avevano circuiti semplici con funzioni logiche e di memoria minime; in tale contesto il consumo legato alla stimolazione era nettamente prioritario (Ci pari a 2 micro Ampère). Oggi, la presenza di un numero sempre maggiore di funzioni speciali e automatiche (ad es., il test di sensing e di soglia, il controllo delle impedenze dei cateteri, il riconoscimento delle aritmie), insieme alle elevate capacità diagnostiche e di memoria dei dispositivi stessi hanno determinato un progressivo aumento della componente Ci, la quale ovviamente è indipendente dall'uscita programmata (Figura 3).

Nel complesso quindi un pacemaker bicamerale non consuma il doppio di uno monocamerale: ciò è vero solo per la parte riguardante la componente di stimolazione.

Una considerazione particolare merita il problema della registrazione e della memoria degli episodi aritmici, che sono divenuti requisito indispensabile non solo nei defibrillatori, ma anche nei pacemaker più sofisticati di ultima generazione. Questo tipo di diagnostica non è a costo zero. Alcuni dispositivi avvertono, all'attivazione della funzione, che essa comporterà un consumo aggiuntivo. Bisogna distinguere a questo proposito il consumo, relativamente limitato, prodotto dalla registrazione di marker ECG, da quello, ben più consistente, prodotto dagli EGM.

L'attuale tendenza è quella di implementare nella stimolazione antibradicardica un numero sempre maggiore di funzioni speciali e funzioni diagnostiche, che inevitabilmente portano a un aumento del consumo inibito. In quest'ottica, tutte le soluzioni che permettano una riduzione della componente Cs possono essere utilizzate dalle aziende costruttrici al fine di mantenere in pari il bilancio complessivo dei consumi. Di pari passo si svolge una ricerca per mettere a punto tecnologie di integrazione elettronica a più basso consumo intrinseco.

Non va infine trascurato il consumo legato all'immagazzinamento.Tutti i pacemaker, fin dall'uscita dalla catena di produzione, consumano corrente; pertanto, quanto meno vengono lasciati nel magazzino, tanto più la capacità della batteria potrà essere messa a disposizione per un uso "attivo" dello stimolatore. Considerando un deposito medio di 6 mesi dalla data di produzione a quella dell'impianto, una capacità di-

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

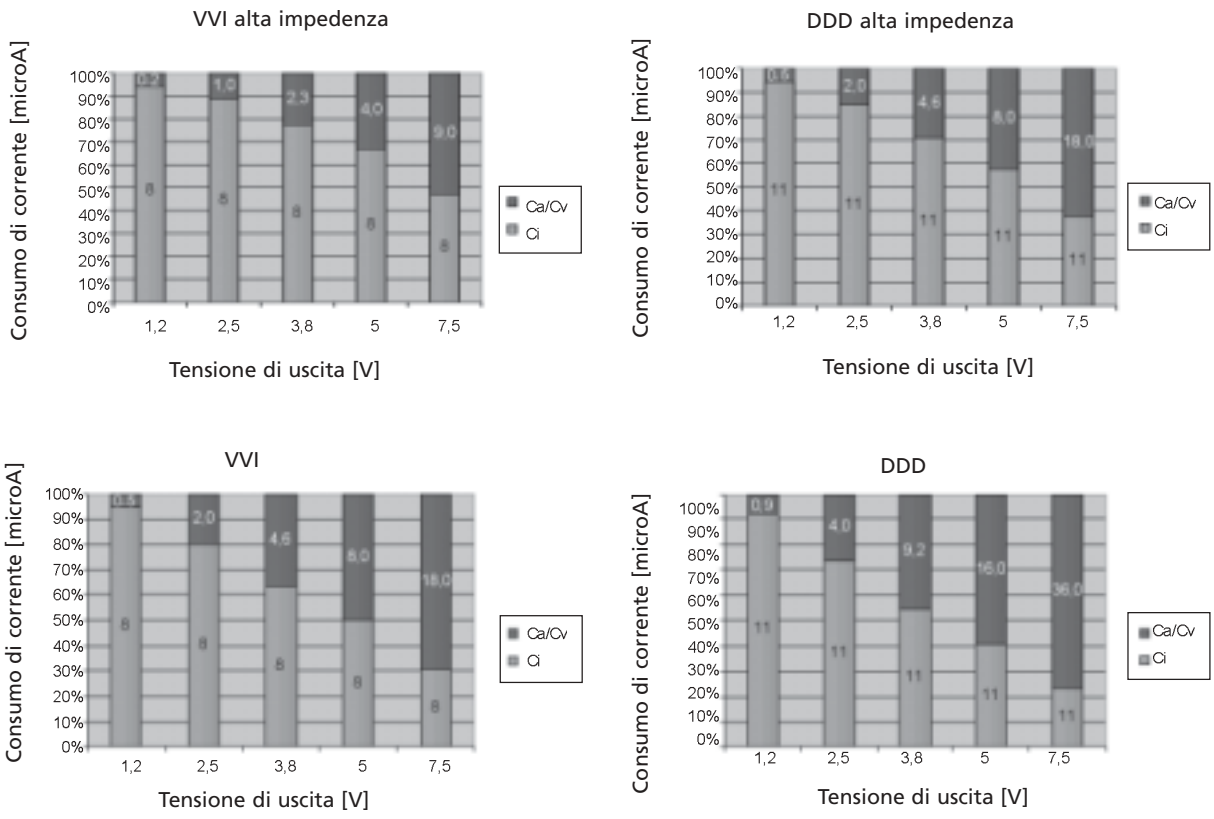

FIGURA 4 Peso relativo dei consumi di stimolazione e di inibizione al variare delle ampiezze dell'impulso. I due grafici in alto si riferiscono a elettrocateteri ad alta impedenza; quelli in basso a elettrocateteri a impedenza standard.

sponibile della batteria di 1 Ah e un consumo a circuito inibito di 8 e 11 micro Ampère rispettivamente per pacemaker monocamerali e bicamerali, il risultato sarà che avremo "sprecato" il 3-4% della capacità disponibile.

È responsabilità dell'impiantatore e del personale di sala gestire le scorte in modo da ridurre al minimo i tempi di giacenza e utilizzare sempre i dispositivi più datati.

Dalla Figura 4 si evince che il peso del consumo in inibizione è maggiore per basse uscite programmate. Quindi, programmare ampiezze al di sotto di 2,5 V produce un risparmio energetico trascurabile, a fronte di una possibile riduzione del margine di sicurezza per il paziente. Ciò è ancor più evidente se si utilizzano cateteri ad alta impedenza, che riducono i consumi della stimolazione.

È importante comunque non lasciare a lungo l'uscita programmata alle impostazioni nominali di fabbrica: queste infatti sono solitamente più alte di quelle che le aziende utilizzano per il calcolo della previsione di vita dello stimolatore e in genere in eccesso rispetto alle effettive esigenze del paziente.[12]

Per quanto riguarda la componente dei consumi legata ai sensori, anch'essa riveste un ruolo non trascurabile. Oltre che determinare un innalzamento della frequenza e della percentuale di stimolazione, i sensori richiedono circuiti logici più complessi e in genere

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

anche una catena di amplificazione dei segnali da essi elaborati. In pratica tutto ciò si traduce in maggiori consumi.

Per guidare le cadenze dei controlli e facilitare le scelte di programmazione atte a ottimizzare la longevità del dispositivo è stato sviluppato un programma che consente di calcolarne la vita residua, secondo i parametri che determinano i consumi:

1) *parametri di produzione* – capacità disponibile della batteria e consumo del circuito inibito;
2) *parametri telemetrici* – percentuale di stimolazione atriale e/o ventricolare, impedenza di stimolazione atriale e/o ventricolare;
3) *parametri programmati* – ampiezza e durata degli impulsi atriale e/o ventricolare, frequenza di stimolazione.

In caso di funzioni automatiche di adattamento dell'uscita è sufficiente considerare il valore medio dell'uscita autoimpostata per eseguire il calcolo di vita residua. Capacità della batteria e consumo in inibito vengono forniti per ciascun modello in scheda tecnica. Impedenza degli elettrodi e percentuale di stimolazione sono desumibili dalle misure telemetriche e dalle memorie del generatore.

Il programma tiene conto dei consumi dello stimolatore dal momento dell'uscita dalla linea di produzione (BOL) fino al raggiungimento del tempo di sostituzione elettiva (ERT). Servendoci di un'analogia, possiamo pensare alla capacità residua della batteria come al livello di acqua presente all'interno di un contenitore (Figura 5).

A ogni controllo è così possibile non solo stabilire quale sia stato il consumo effettivo del pacemaker, ma anche avere una previsione della longevità residua sulla base delle impostazioni correnti di programmazione oppure in condizioni diverse, prendendo in considerazione uno scenario peggiore in termini di consumo (ad esempio una stimolazione 100%).

Per chiarire l'utilità del programma, riportiamo i due seguenti esempi:

ESEMPIO 1

Pacemaker VVI con catetere bipolare

Configurazione UNI: Z = 400 Ohm; soglia: 1,2 V a 0,4 ms

Configurazione BI: Z = 900 Ohm; soglia: 2,3 V a 0,4 ms (in questa particolare situazione la configurazione a

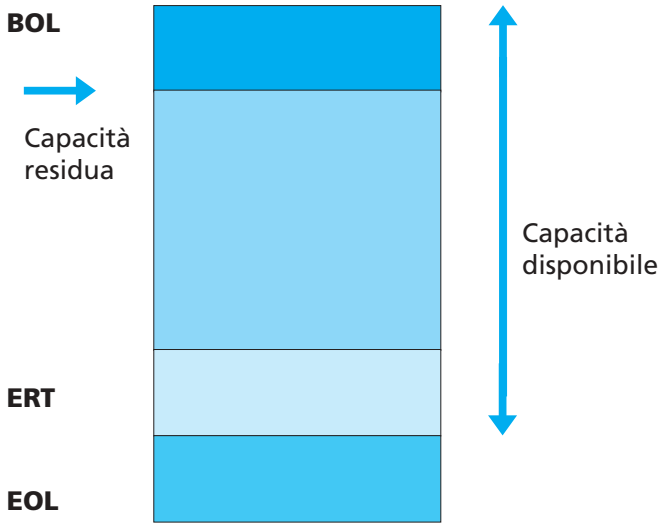

FIGURA 5 BOL, inizio vita; ERT, tempo sostituzione elettiva; EOL, fine vita.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

soglia più bassa è quella che ha l'impedenza più bassa).

Rispettando i margini di sicurezza il pacemaker potrebbe essere programmato a 2,5 V in unipolare o a 5 V in bipolare.

Con la programmazione a 2,5 V UNI, il programma prevede un consumo di 11,10 micro Ampère e una durata residua di 9 anni (100% stimolazione; 60 bpm; Capacità disponibile: 0,91 Ah; Ci = 8,6 micro Ampère); con la programmazione a 5 V BI, invece, il consumo sale a 13,04 micro Ampère e la durata scende a 7 anni e 7 mesi (100% stimolazione; 60 bpm; Capacità disponibile: 0,91 Ah; Ci = 8,6 micro Ampère).

Dunque possiamo scegliere, a parità di sicurezza, la programmazione meno dispendiosa in termini di consumi.

ESEMPIO 2

– Giorno 01/12/2003: impianto PM bicamerale

Dalla scheda tecnica del dispositivo risaliamo alla capacità disponibile della batteria (1 Ah) e al consumo del circuito inibito (Ci: 11 micro Ampère).

Dalla scatola di confezionamento risaliamo alla data di produzione del dispositivo, **01/06/2003**.

Le uscite nominali A e V sono entrambe 3,8 V e 0,4 ms; la frequenza base è 60 bpm.

Inserendo i dati nel programma e ipotizzando 100% di stimolazione con impedenze standard di 500 Ohm, ci accorgiamo innanzitutto che la vita residua è passata da 5 anni e 9 mesi a 5 anni e 5 mesi (la quota di consumo durante il periodo di immagazzinamento pre-impianto è stata di 4 mesi).

Al termine dell'impianto, entrambe le uscite A e V vengono riprogrammate a **5 V** e **0,4 ms**.

L'impedenza dell'elettrocatetere atriale misurata è **500 Ohm**, mentre quella ventricolare è **1000 Ohm** (catetere ad alta impedenza).

La frequenza base viene lasciata a **60 bpm**.

Se facessimo una previsione sulla vita residua con tale programmazione, ci si accorgerebbe di una drastica riduzione: 4 anni e 9 mesi con stimolazione al 100% in A e V.

– Giorno 01/06/2004: 1° follow-up

Interroghiamo il pacemaker e dalla telemetria otteniamo i seguenti valori:

stimolazione A: **73%**
stimolazione V: **56%**
impedenza A: **550 Ohm**
impedenza V: **1000 Ohm**

Compatibilmente con i margini di sicurezza riprogrammiamo le uscite A e V a **2,5 V** e **0,4 ms.**

Con questi valori possiamo risalire alla capacità della batteria utilizzata nei primi 6 mesi (0,08 Ah) e di conseguenza ricalcolare la vita residua del pacemaker. Ipotizzando analoghe percentuali di stimolazione e impedenze otterremo una durata prevista di 7 anni e 10 mesi; supponendo invece una percentuale di pacing del 100% la durata prevista scenderà a 7 anni e 2 mesi.

– Giorno 01/12/2004: 2° follow-up

Interroghiamo il pacemaker e dalla telemetria otteniamo i seguenti valori:

stimolazione A: **80%**
stimolazione V: **60%**
impedenza A: **550 Ohm**
impedenza V: **950 Ohm**

A seguito di un innalzamento della soglia ventricolare, dobbiamo riprogrammare l'uscita V a **3,8 V a 0,4 ms**.

La frequenza base viene innalzata a **70 bpm**.

Il programma è in grado di stabilire quale è stata la capacità della batteria utilizzata (0,06 Ah), sottrarla a quella disponibile e ricalcolare la durata residua dello stimolatore: 7 anni con analoghe percentuali di stimolazione (6 anni e 2 mesi nell'ipotesi di 100% di stimolazione).

I calcoli possono essere ripetuti a ogni follow-up, monitorando in tempo reale lo stato di carica della batteria e tenendo sempre conto degli eventuali cambi di programmazione.

Il programma è di veloce e agevole utilizzo e può essere impiegato con qualsiasi pacemaker. L'inserimento dei dati è agevolato da una maschera sviluppata con il comune foglio di lavoro Excel. L'elaborazione dei dati con la visualizzazione della durata prevista è immediata. L'intero processo richiede non più di un minuto per paziente.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

Da quanto esposto si comprende l'importanza del follow-up nella gestione dello stimolatore, non solo in termini di ottimizzazione delle funzioni ai fini clinici ed emodinamici, ma anche in termini di ottimizzazione dei consumi. È chiaro che non ha senso limitare i consumi a scapito dei margini di sicurezza o a scapito di algoritmi che consentono migliori funzioni diagnostiche e terapeutiche. È però atteggiamento responsabile da parte del medico quello volto a evitare sprechi di energia inutili. Ciò ha un suo significato sia nell'ottica del contenimento dei costi protesici, sia nell'ottica di evitare al paziente reinterventi precoci non del tutto esenti da complicanze. Se una quota di consumi dipende da fattori difficilmente modificabili o da scelte effettuate a monte (condizioni cliniche, soglie di stimolazione, tipo di dispositivo, caratteristiche dei cateteri, durata del periodo di immagazzinamento, ecc.), è altresì vero che buona parte dei consumi può essere favorevolmente influenzata da una gestione consapevole in corso di follow-up. È difficile proporre schemi di follow-up universalmente validi per i portatori di pacemaker, in quanto cadenze dei controlli e tempo da dedicare a ogni singolo controllo dipendono da una gran varietà di fattori (clinici, organizzativi, geografici, legati alle caratteristiche del dispositivo, pacemaker dipendenza, ecc.). Di regola è consigliabile effettuare un controllo tecnico prima della dimissione, per valutare la corretta performance delle funzioni di base e attivare eventuali funzioni diagnostiche. Il primo controllo ambulatoriale andrebbe eseguito 4-6 settimane dopo l'impianto, per verificare le soglie di pacing e sensing, leggere le diagnostiche, ottimizzare l'eventuale programmazione rate-responsive e attivare eventuali funzioni speciali o algoritmi di prevenzione antiaritmica. In linea di massima andrebbe programmato un ulteriore controllo entro i primi sei mesi dall'impianto, in cui rivedere eventualmente le precedenti scelte di programmazione, controllare la corretta performance di eventuali funzioni automatiche ed effettuare, se possibile, la riduzione di uscita. I successivi controlli, da un punto di vista squisitamente tecnico, potrebbero avere una cadenza annuale nei primi 4-5 anni di vita dello stimolatore, per poi assumere cadenza semestrale e infine quadri- o trimestrale all'approssimarsi degli indicatori di sostituzione elettiva. Di fatto, buona parte dei portatori di pacemaker ha al giorno d'oggi una patologia di base complessa, che richiede una gestione combinata, clinica, farmacologica e tecnica, a cadenze più frequenti. In pratica nei nostri centri la maggior parte dei portatori di pacemaker bicamerali vengono controllati in media due volte l'anno. Certamente lo sviluppo tecnologico ha consentito di automatizzare molte delle funzioni del follow-up, prime fra tutte le soglie di stimolazione e di sensing. Inoltre la maggior parte dei dispositivi di ultima generazione presenta le diagnostiche in formato facilmente accessibile e può fornire consigli relativi alla programmazione, permettendo di risparmiare tempo prezioso. Tuttavia, un controllo pacemaker accurato richiede da parte degli operatori disponibilità e tempi che non possono essere facilmente compressi, non solo per la complessità dei dispositivi e delle loro funzioni, ma soprattutto perché la maggior parte dei pazienti necessita di una gestione unitaria, in cui le problematiche cliniche e quelle più strettamente tecniche sono interdipendenti e non scindibili.

Bibliografia

1. Ohm O, et al. Improvements in pacemaker energy consumption and functional capability: Four decades of progress. *PACE* 1997;20(I):2-9.
2. Warren J. Past and future technologic developments for rhythm and conduction disturbances. *Am J Cardiol 2000*;86:119K-125K.
3. Shuchert A, et al. A Randomized Study on the Effects of Pacemaker Programming to a lower Output on Projected Pulse Generator Longevity. *PACE 2001*;24:1234-1239.
4. Shuchert A, et al. Diurnal variations of the ventricular pacing threshold in patients with cardiac pacemakers are not related to changes in autonomic tone. *Am J Cardiol* 2000;86(15):226-229.
5. Shuchert A, et al. Low settings of the ventricular pacing output in patients dependent on a pacemaker: Are they really safe? *Am Heart J* 2002;143:1009-1011.
6. Nielsen JC, et al. A randomized comparison of atrial and dual-chamber pacing in 177 consecutive patients with sick sinus syndrome. *J Am Coll Cardiol 2003*;42:614-623.
7. Gelvan D, et al. Effect of modern pacing algorithms on generator longevity: a predictive analysis. *PACE* 2003;26:1796-1802.
8. Neuzner J, et al. Pacemaker automaticity. *Am J Cardiol* 2000;86:104K-110K.
9. Huikuri H. Effect of stored Electrograms on management in the paced patient. *Am J Cardiol* 2000;86:101K-103K.
10. Clementy J, et al. High impedance leads and safety margin.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.92 Tue, 15 Jul 2025, 00:35:18

Electrical considerations based on a simplified expression of the paradigm. *Europace* 2002;4:121-128.
11. Danilovic D, et al. Clinical use of low output settings in 1.2 mm^2 steroid eluting electrodes: Three years of experience. *PACE* 1998;21:2606-2615.
12. Israel C, et al. Current status of dual-sensor pacemaker systems of correction of chronotropic incompetence. *Am J Cardiol* 2000:86:86K-94K.

Indirizzo per la corrispondenza
Marina Pauletti
UTIC, Ospedale di Livorno
Viale Alfieri, 36
57100 Livorno
Tel.: 0586/223387
Fax: 0586/223300
E-mail: roberto_bini@tin.it