

Manuale per il tecnico di fisiopatologia cardiocircolatoria

 **CULTURA
CARDIOLOGICA**

Luciano Gabrielli

aVL

Elettrostimolazione cardiaca

aVF

volume I

Il controllo strumentale dei Pacemakers

con il contributo di

GUIDANT
IT'S A GREAT TIME TO BE ALIVE™

Edizioni grafiche Manfredi

Manuale del Tecnico di Fisiopatologia Cardiocircolatoria
e Perfusionazione Cardiovascolare

ELETTROSTIMOLAZIONE CARDIACA

Volume I

***IL CONTROLLO STRUMENTALE DEL
PAZIENTE PORTATORE DI PACEMAKER***

Luciano Gabrielli

Indice

Prefazione	pag.	7
1. Il circuito elettrico nella stimolazione cardiaca	pag.	9
2. Misure all'impianto del Pacemaker	pag.	14
3. Le attrezzature del laboratorio	pag.	19
4. Il controllo strumentale del paziente portatore di PM	pag.	25
a. Obiettivi	pag.	25
b. Linee Guida	pag.	25
c. Sequenza di valutazione	pag.	27
d. L'ECG nel paziente portatore di pacemaker	pag.	30
e. Funzioni terapeutiche, programmabilità	pag.	39
f. Misure e Test del circuito di elettrostimolazione	pag.	56
g. Funzioni diagnostiche	pag.	65
h. Stimolazione Programmata Non Invasiva (NIPS)	pag.	67
5. Interferenze elettromagnetiche	pag.	68
6. Elettrocardiogrammi in cui sono presenti difetti e malfunzionamenti del circuito di stimolazione	pag.	74

Prefazione

La figura del tecnico di Cardiologia, nata intorno agli anni '60 negli Istituti Universitari e quindi in un numero limitato, trova ora un momento di crescita sempre maggiore in quanto l'applicazione sempre più presente della tecnologia nel settore cardiologico, rende indispensabile la presenza di personale altamente qualificato per l'espletamento di attività diagnostiche e terapeutiche.

In questi ultimi anni si sono andati moltiplicando i laboratori di Cardiologia in cui vengono espletate attività diagnostico-terapeutiche invasive e non, con l'utilizzazione di strumenti ad alta tecnologia e che richiedono la presenza di personale adeguatamente preparato.

Basti pensare alle procedure di studi elettrofisiologici, impianti pacemaker e di defibrillatori, studi emodinamici, angioplastiche e valvuloplastiche per parlare di tecniche invasive, ma anche Holter, ecocardiogrammi, follow up di pazienti portatori di pacemaker e defibrillatori.

Per tutte queste procedure oggi vengono utilizzate strumentazioni a livello tecnologico molto elevato il cui uso, messa a punto e manutenzione, possono essere espletati soltanto da personale competente.

Per non parlare poi dei sistemi informativi ormai diffusi ovunque e che richiedono anch'essi personale preparato.

In questa ottica la figura del Tecnico riveste un ruolo chiave, a mio parere fondamentale.

La maggior parte di queste funzioni vengono attualmente svolte da personale medico o da personale infermieristico, che per buona volontà e per iniziativa personale ha acquisito un sufficiente bagaglio culturale nel settore.

Con il Decreto del 02.04.01, pubblicato il 05.06.01 viene resa operativa la riforma universitaria relativa alla Determinazione delle classi delle lauree universitarie delle professioni sanitarie.

Pertanto a partire dall'anno Accademico 2001-2 le Università potranno attivare il corso di laurea in "Tecnico della fisiopatologia cardiocircolatoria e perfusione cardiovascolare".

In particolare nell'ambito della professione sanitaria, competono a questo personale compiti di natura tecnica, coadiuvando il personale medico nella diagnostica invasiva e non, al trattamento terapeutico nell'ambito dell'apparato cardiocircolatorio in senso emodinamico ed elettrofisiologico.

Nell'attesa che questa figura entri a far parte dell'organizzazione delle Unità Operative di Cardiologia, questo manuale si rivolge a tutti coloro che svolgono compiti di natura tecnica nell'ambito dei Centri di Cardiolazione, che quotidianamente devono affrontare le diverse problematiche legate al "**Controllo Strumentale del Pacemaker**".

Questo manuale nasce dall'esperienza di anni di lavoro del nostro personale Tecnico che quotidianamente coadiuva il Medico nell'attività ambulatoriale del controllo strumentale del pacemaker. Pertanto il manuale vuole essere uno strumento di guida e consiglio per il personale tecnico, infermieristico e per quanti si affacciano per la prima volta al controllo del paziente portatore di pacemaker.

Il manuale dopo una breve introduzione su elementi di fisica ed elettricità, del generatore, dell'elettrocatteter, e delle attrezzature di un Laboratorio, dedica un capitolo alle misure all'impianto del pacemaker. La parte centrale del manuale è riservata al controllo strumentale del paziente portatore del pacemaker, e si articola in tre parti: Obiettivi, Linee Guida e

Sequenza di valutazione. Il manuale termina con le interferenze elettromagnetiche e la presentazione di alcuni casi, rilevati durante l'attività quotidiana del controllo PM, in cui dal monitoraggio ECG si evidenziano delle problematiche di funzionamento e le soluzioni che sono state avviate.

Per la sua semplicità e chiarezza, per la completezza delle informazioni, ritengo che questo manuale possa essere di grande utilità sia per chi si affaccia per la prima volta o svolga in modo non continuativo il compito del controllo del paziente portatore di pacemaker, ma anche per coloro che già hanno esperienza in questo settore.

Prof. Paolo ZECCHI

Professore Associato di Cardiologia

Dirigente Medico di II Livello

Policlinico Universitario "A. Gemelli" - Servizio di Cardiologia

Università Cattolica S. Cuore - Roma

1. IL CIRCUITO ELETTRICO NELLA STIMOLAZIONE CARDIACA

ACCENNI DI FISICA E DI ELETTRICITÀ

La materia costituente i corpi non è un insieme omogeneo e compatto, ma è costituita da piccolissimi granuli chiamati *atomi*.

Ognuno di questi atomi è costituito a sua volta da due elementi elettrici diversi tra loro:

- *protoni*, con carica elettrica positiva, in numero limitato e strettamente legati tra loro e formano un'insieme chiamato *nucleo*.
- *elettroni*, con carica negativa, in numero più o meno grande e ruotano intorno al nucleo.

Nucleo ed elettroni sono vincolati tra loro da forze elettriche e formano un sistema del tutto simile al sistema solare, dove il nucleo occupa il posto del sole e gli elettroni quello dei pianeti.

Nei fenomeni elettrici si considerano in genere i soli elettroni, i quali possono svincolarsi più facilmente, specie quelli periferici, dalla materia. Quando uno o più elettroni si staccano dall'atomo l'equilibrio cessa e ciò che rimane assume segno positivo (*ione positivo*), mentre se elettroni si aggiungono ad un atomo esso assume segno negativo (*ione negativo*). Pertanto la carica positiva di un corpo è dovuta a scarsità di elettroni, mentre quella negativa all'abbondanza di elettroni.

Per il fenomeno di attrazione o repulsione tra cariche elettriche, rispettivamente opposte o uguali, accade che gli elettroni vengano respinti dalle cariche negative ed attratti da quelle positive.

È in base a questo principio, che se applichiamo ai capi di un conduttore elettrico, o ad un circuito elettrico chiuso, due cariche elettriche opposte, si sviluppa in esso una *corrente*, cioè uno spostamento di elettroni dal polo negativo (-), al polo positivo (+).

La corrente elettrica è caratterizzata da due elementi che sono la *tensione* e l'*intensità*.

La tensione, simbolo **V**, è la differenza di potenziale elettrico esistente ai capi di un conduttore connesso ad una determinata sorgente, nel nostro caso la batteria. Detta tensione, dovuta alla sorgente stessa, obbliga gli elettroni a muoversi in maggiore o minore quantità a seconda dell'ostacolo che la materia, di cui è composto il conduttore, offre a questo movimento. Tale ostacolo assume il nome di **resistenza elettrica**, simbolo **R**, del conduttore.

La quantità di elettroni circolanti nell'unità di tempo, attraverso la sezione del conduttore, rappresenta l'**intensità** della corrente elettrica, simbolo **I**.

Una delle Leggi elettriche fondamentali, la **Legge di Ohm** ci dice che: *la corrente circolante in un circuito elettrico (chiuso) è direttamente proporzionale alla tensione applicata ed inversamente proporzionale alla resistenza del circuito.*

Da cui la relazione: $I = V / R$, oppure $V = I \times R$, oppure $R = V / I$.

Il concetto di resistenza di un conduttore o di un circuito implica che ci siano delle forze da vincere in esso perché la corrente possa attraversarlo. Tali forze sono vinte con un consumo di energia da parte della sorgente elettrica (batteria). La stessa energia si trasforma poi in calore nella resistenza.

Da ciò trae origine la **Legge di Joule**: *in un circuito elettrico la dissipazione di energia è direttamente proporzionale al quadrato della corrente, alla resistenza del circuito ed al tempo.*

Da cui la relazione **J (Joule) = $I^2 \times R \times t$** .

Per energia si intende la capacità a compiere del lavoro, quella elettrica a produrre ad esempio luce, calore, movimento, ecc. La potenza è la quantità del lavoro prodotto nell'unità di tempo. In un circuito elettrico, quando la differenza di potenziale mette in movimento una certa quantità di elettroni, vi è sviluppo di potenza.

La **potenza elettrica**, simbolo **P**, è il prodotto tra la tensione (**V**) e la corrente (**I**), da cui (**P** = **V** x **I**). Moltiplicando la potenza per il tempo in cui essa si è sviluppata si ha la misura dell'**energia elettrica** erogata.

Le unità di misura dei fenomeni elettrici sopra descritti sono:

- **Tensione (V)** si misura in Volt, sottomultiplo millivolt (**mV**).
- **Corrente (I)** si misura in Ampere, sottomultiplo milliampere (**mA**), microampere (**uA**).
- **Resistenza (R)** si misura in Ohm, multiplo kilohm (**K**)
- **Potenza (P)** si misura in Joule, sottomultiplo micro joule (**uJ**).

Circuito di elettrostimolazione

Come abbiamo visto al fine di far circolare corrente elettrica occorre che si formi un circuito elettrico chiuso. Gli elementi che costituiscono il **circuito di elettrostimolazione** sono:

a) **Generatore d'impulsi (PM)**, il quale risulta composto da una **sorgente di energia** (batteria) e da una serie di circuiti elettronici che caratterizzano le funzioni del PM.

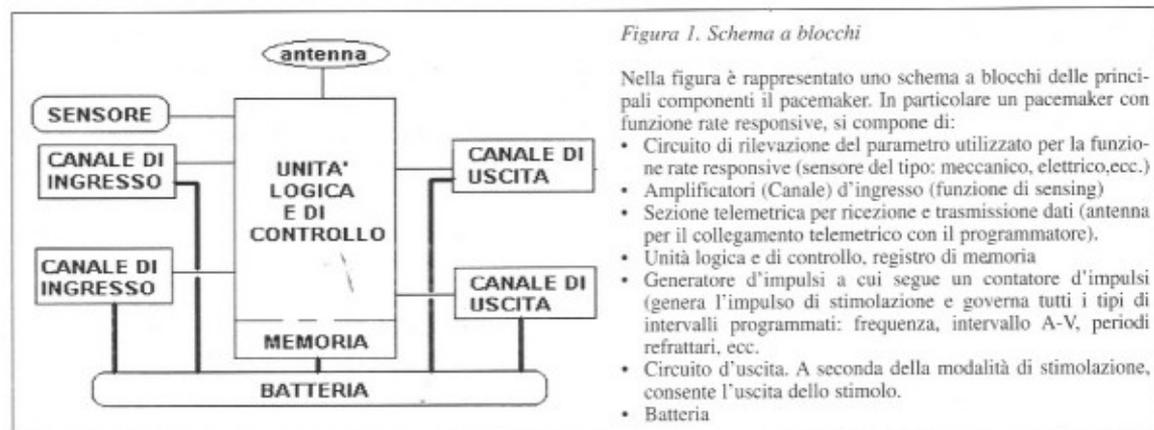
b) **Elettrocattetero** (conduttore ed elettrodo/i), che consente di trasferire l'energia prodotta dalla batteria e dal PM al cuore e di trasferire le informazioni del cuore al PM.

Nella stimolazione unipolare, oltre all'impedenza offerta dalla superficie di contatto tra l'elettrodo distale, (polo negativo) e l'endocardio, avremo anche l'impedenza offerta dai tessuti degli organi che vengono attraversati dalla corrente fino a raggiungere la cassa del PM, (polo positivo). Mentre nella stimolazione bipolare, l'impedenza è la risultante tra la superficie di contatto tra i due elettrodi posti nella stessa cavità a circa 1-2,5 cm: elettrodo distale polo negativo, elettrodo prossimale polo positivo.

Oltre alla superficie di contatto e alla conducibilità del tessuto miocardico, un altro elemento che gioca un ruolo importante è l'effetto di polarizzazione degli elettrodi. Questo elemento in realtà gioca un ruolo molto importante nella rilevazione del segnale elettrico spontaneo.

a) Generatore d'impulsi (Pacemaker)

Per meglio comprendere come è costituito un pacemaker, che si compone di una complessa circuiteria elettronica i cui componenti risultano essere altamente affidabili, si rende necessario dividere il funzionamento del pacemaker in uno schema a blocchi.



Sorgente di energia

La batteria è composta da una o più celle. La cella è composta da due sostanze conduttrici diverse, le quali se immerse in una soluzione conduttrice (elettrolita) sviluppa una differenza di potenziale tra i due elettrodi.

Nelle batterie dei pacemaker, al fine di sviluppare una grande quantità di energia per unità di volume della cella, mantenendo volumi ridotti, vengono impiegati due metalli, uno alcalino (litio) ed uno alogeno (iodio). I due metalli, messi in contatto tra loro, sviluppano il litio-iodio (LiI), il quale aderisce al litio formando uno strato che funziona da elettrolita, impedendo quindi il contatto diretto tra i due metalli. Questo tipo di batteria è in grado di produrre una differenza di potenziale di 2,8 V. Questo valore rimane praticamente costante per tutta la durata della vita della batteria. Il valore di 2,2 V, viene considerato il valore sotto il quale il Pacemaker potrebbe non rispondere alle specifiche tecniche.

Lo strato di LiI (litio-iodio) man mano che la batteria fornisce corrente, si ingrossa tanto da determinare un aumento della resistenza interna della cella della batteria.

Ad inizio vita della batteria (B.O.L.) la resistenza interna della stessa è di qualche centinaio di ohm, mentre a fine vita della batteria (E.R.I.) abbiamo diverse decine di migliaia di ohm.

Nella recente **modalità di stimolazione biventricolare**, il pacemaker sta subendo delle variazioni sia circuitali che nell'aspetto esteriore. Tali innovazioni sono il risultato di un nuovo modo di affrontare il problema dello scompenso cardiocircolatorio in quei pazienti che possono giovare di una sincronizzazione della funzione contrattile del cuore. Per ottenere questo risultato risulta necessario stimolare oltre al ventricolo destro anche il ventricolo sinistro. L'attività atriale, qualora sia utilizzabile ai fini dell'elettrostimolazione, assenza di FA, sarà la camera che guiderà la stimolazione biventricolare.

Attualmente abbiamo due pacemaker che consentono una stimolazione biventricolare. Tutte e due presentano tre attacchi per i rispettivi cateteri elettrodo: atriale, ventricolare destro e ventricolare sinistro.

I primi modelli di pacemaker per questa stimolazione, hanno utilizzato il canale di uscita e d'ingresso per collegare tutte e due i cateteri ventricolari con il risultato, dal punto di vista elettrico di realizzare un collegamento cosiddetto in "parallelo".

Indubbiamente la capacità di governare alcune problematiche elettriche, con questo sistema, sono molto limitate.

Di recente sono stati prodotti pacemaker con canali separati, sia per l'uscita dell'impulso di stimolazione, che per l'ingresso del segnale spontaneo. Oltre al notevole vantaggio di gestire uscite e ingressi separatamente (risparmio di energia, funzione di sensing ottimale), risulta possibile realizzare un leggero sfasamento, cioè un leggero ritardo di pochi millesimi di secondo tra i due ventricoli, tutto questo a beneficio di una migliore risincronizzazione della contrattilità di ambedue le camere ventricolari.

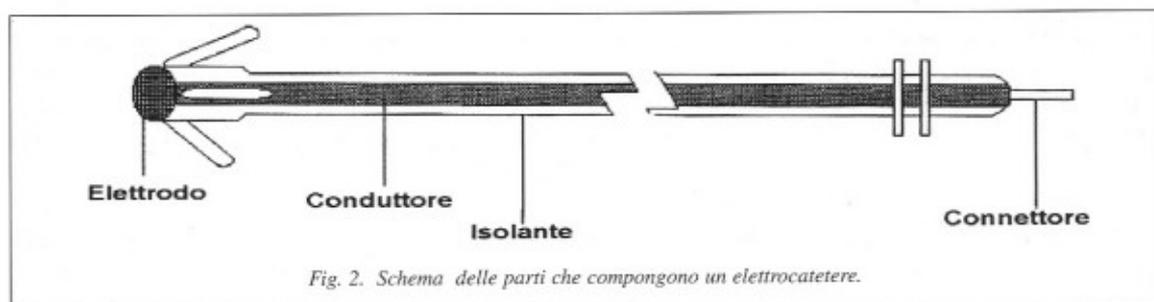
b) Elettrocatteteri

L'elettrocatteteri collega elettricamente il generatore d'impulsi alle camere cardiache: atrio e ventricolo.

Le sue funzioni principali sono quelle di trasferire:

- l'impulso di stimolazione dal generatore al cuore;
- le informazioni elettriche generate dal cuore (attività spontanea) al pacemaker.

Una breve descrizione per rammentare alcuni aspetti importanti di questo strumento. L'elettrocateretere è costituito da uno o due elettrodi il cui materiale ha una elevata conducibilità elettrica ed è stabile nel tempo. E' costituito da un conduttore elettrico ricoperto di materiale isolante ed un connettore. Figura 2.



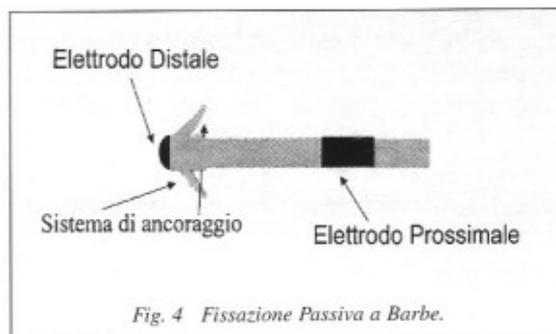
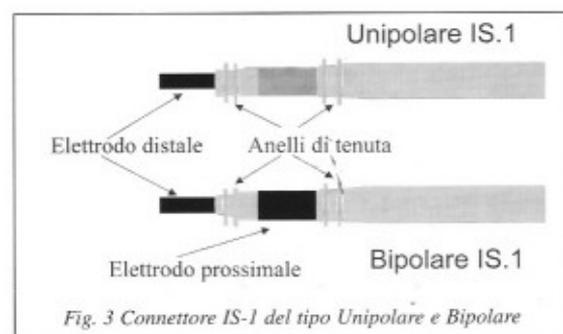
Al fine di rendere compatibili gli elettrocateretere con i generatori è stato uniformato il tipo di connettore secondo uno standard internazionale denominato IS-1 Unipolare (UNI) o Bipolare (BI). Figura 3.

Prima di questo standard esistevano diversi tipi di connettori i quali risultavano compatibili solo con il modello di PM che accettava quel tipo di connettore. Altre compatibilità potevano essere raggiunte grazie all'uso di adattatori realizzati appositamente. Questa problematica si può presentare durante le sostituzioni di vecchi generatori, in questo caso occorre verificare preventivamente le compatibilità del connettore dell'elettrocateretere, con i nuovi generatori.

Alcuni elettrocateretere presentano la caratteristica di avere l'elettrodo distale con un serbatoio in grado di rilasciare dello steroide (desametonazione sodio fosfato, 1 mg). Tale caratteristica consente di ridurre la formazione di tessuto fibrotico sulla superficie di contatto dell'elettrodo.

I sistemi di ancoraggio possono essere del tipo a fissazione passiva, cioè presentano delle appendici di materiale isolante, barbe, poste ai lati dell'elettrodo distale; oppure a fissazione attiva, il sistema di ancoraggio è costituito da una vite che può essere del tipo: fissa oppure retrattile. Figure 4 e 5.

Per il catetere atriale, normalmente viene utilizzato un modello che presenta una morfologia, nella parte terminale dell'elettrocateretere, che assume la forma di un uncino. Tale forma è stata



denominata a "J". Tale morfologia consente di mantenere la posizione nell'atrio destro, in particolare nell'appendice atriale. Figura 6.

In genere i cateteri a fissazione attiva sono indicati per l'uso in cui un elettrocatetere non raggiunge una posizione ritenuta stabile nell'atrio o nel ventricolo, oppure a causa di un intervento a cuore aperto in cui l'appendice atriale, a seguito dell'intervento in CEC, non offre più un sicuro ancoraggio.

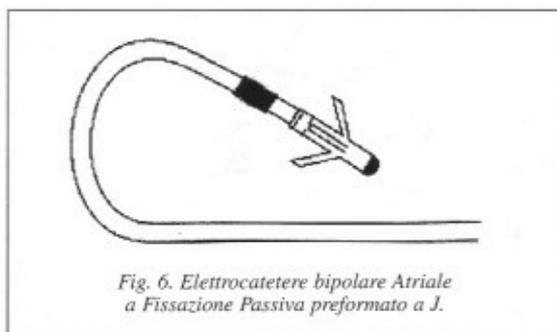
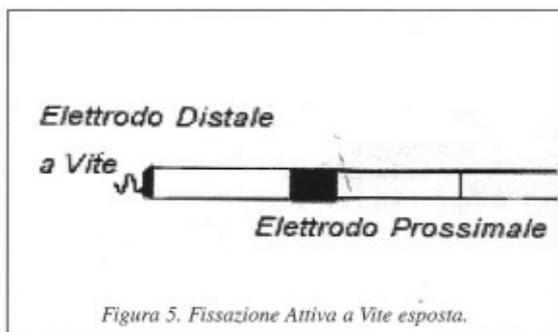
Per i cateteri a fissazione attiva, non è raro trovare valori di soglia elevati a causa del traumatismo che la vite produce nel tessuto endocardico, una volta introdotta. Prima di procedere ad un nuovo riposizionamento, è bene attendere da 5 a 10 minuti, quindi si ripetono le misurazioni, molto spesso è sufficiente attendere questo tempo per verificare che il valore di soglia è rientrato tra quelli ritenuti idonei.

Sin dall'inizio dell'elettrostimolazione cardiaca, l'elettrocatetere ha rappresentato uno dei maggiori punti critici del circuito di elettrostimolazione. Esso deve sopportare tutte le sollecitazioni a cui il movimento del cuore lo sottopone, oltre al fatto di essere immerso nel torrente circolatorio. Lo sviluppo di nuovi materiali, le capacità tecnologiche di una produzione affidabile hanno consentito di realizzare gli attuali elettrocateteri.

L'obiettivo che tutti i produttori si prefiggono è quello di ottenere un elettrocatetere dalle caratteristiche ideali, quali:

- **elevate caratteristiche elettriche**, volte a stabilire e mantenere una bassa soglia di stimolazione con un basso consumo di corrente della batteria, unitamente alla capacità di rilevare l'attività elettrica spontanea del cuore.
- **elevate caratteristiche meccaniche**, volte ad assicurare la più ampia resistenza alla torsione, flessione e trazione a cui il cuore lo sottopone, garantendo una manovrabilità ed un sicuro sistema di ancoraggio nel cuore.
- **biocompatibilità dei suoi materiali**, volti ad assicurare una non trombogenicità, stabilità elettrica e meccanica nel tempo.

L'insieme di queste caratteristiche devono consentire all'elettrocatetere di resistere nel tempo in modo permanente, a differenza del pacemaker che a causa della scarica della batteria interna si è costretti a sostituire.

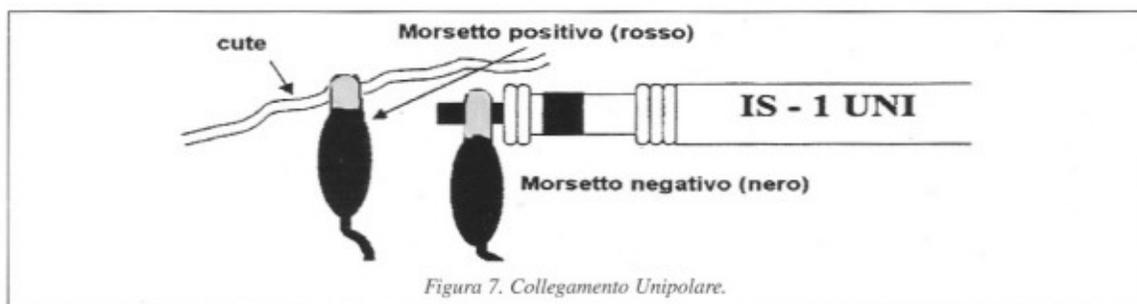


2. MISURE ALL'IMPIANTO DI PACEMAKER

a) Collegamento del PSA (analizzatore di soglia) all'elettrocatteteri/i:

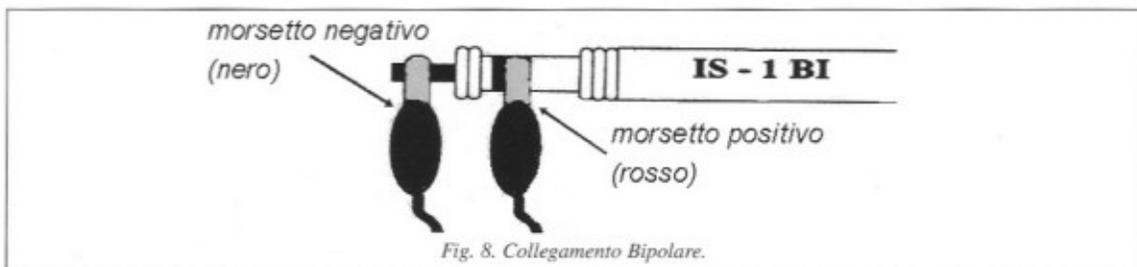
- Unipolare

- Collegare il morsetto **negativo (-)**, di norma di colore nero, del cavo di collegamento dell'analizzatore di soglia, al **perno del connettore** (acciaio inossidabile) dell'elettrocattetero che corrisponde all'elettrodo posto sulla punta dello stesso.
- Collegare il morsetto **positivo (+)**, di norma di colore rosso, del PSA su un oggetto metallico (manico bisturi, pinza chirurgica, ecc.) posto nella tasca del PM, oppure pinzato direttamente sulla cute della tasca del PM.



- Bipolare

Collegare il morsetto **negativo** come per l'unipolare, e il morsetto **positivo sull'anello del connettore** (acciaio inossidabile) dell'elettrocattetero, che corrisponde all'elettrodo prossimale dello stesso.



b) Misurazione del Sensing

Questa misura è possibile effettuarla in presenza del ritmo spontaneo. E' bene effettuarla per prima evitando così di effettuare una stimolazione competitiva.

Nel caso in cui una stimolazione prolungata dovesse inibire l'attività spontanea, la misura del sensing sarebbe già stata effettuata.

Questa misura risulta essere molto importante, in quanto il comportamento del PM dipende dalla capacità di sentire correttamente l'attività spontanea.

Valori ritenuti accettabili di sensing:

- onda P > 2 mV
- onda R > 5 mV

Valori diversi possono essere accettati valutando la programmabilità del PM di selezionare valori di sensing adeguati al valore rilevato, e della possibilità di stabilire la polarità di sensing dell'elettrocatteter.

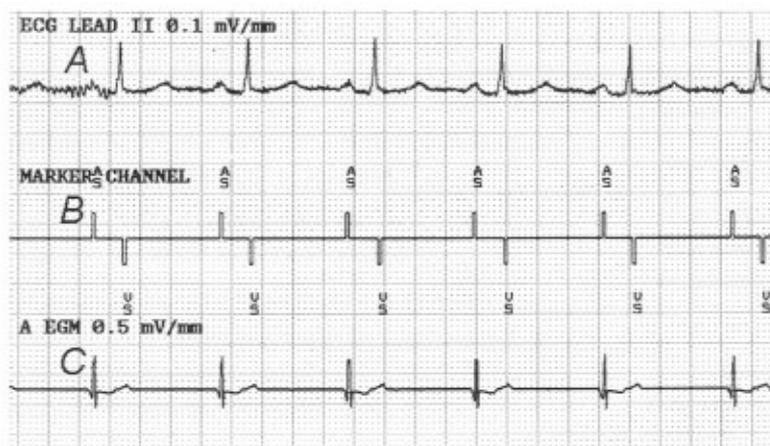


Figura 9.

Sul canale C, rilevazione del sensing atriale, onda "A", registrato in modo bipolare, da un modello di PSA. ECG di superficie (A) e i marker di riferimento (B), completano la rilevazione grafica. La rilevazione del sensing può essere effettuata anche sotto forma numerica. In genere questa procedura è la più utilizzata.

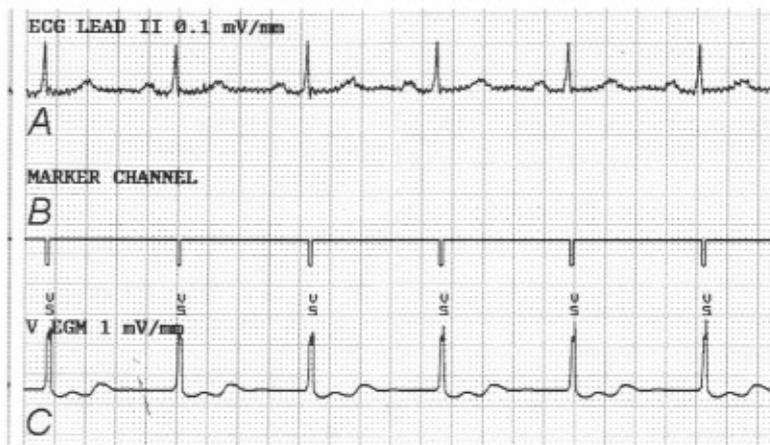


Figura 10.

Esempio di rilevazione grafica del potenziale elettrico ventricolare, onda "V", canale C, rilevato con lo stesso PSA. ECG di superficie (A) e marker (B) completano la rilevazione grafica. Come per l'atrio anche per il ventricolo, la rilevazione del sensing ventricolare, può essere eseguita in forma numerica.

c) Misurazione dello SLEW RATE

Qualora non potessero essere raggiunti valori di sensing adeguati, è possibile effettuare la misurazione del parametro dello slew rate, cioè la rapidità di insorgenza del segnale elettrico.

Valori ritenuti accettabili sono:

- onda P > 0,50 V/s
- onda R > 0,75 V/s

d) Misurazione della Soglia di stimolazione.

- Sequenza:

- 1) Selezionare la modalità di stimolazione nei PSA predisposti.
- 2) Selezionare il valore della frequenza di stimolazione almeno 10 bpm superiori alla frequenza spontanea massima.
- 3) Selezionare il valore di uscita della tensione superiore a 3V, di norma 5V.
- 4) Selezionare il valore della durata dell'impulso a 0,5 ms.
- 5) Accensione della stimolazione e cominciare a scendere con il valore dei V, con passi grandi (1V) fino al valore di 1,5 V, poi si scende con piccoli passi (0,1V), fino ad ottenere la mancata cattura della camera stimolata.
- 6) Trovato il valore di mancata cattura si può risalire di uno step e valutare la stabilità della cattura. **Questo è il valore della soglia di stimolazione.**

Valori ritenuti accettabili:

- Atrio < 1,5 V
- Ventricolo < 1,0 V

N.B.: Valori diversi, non necessariamente debbano essere considerati come un non buono posizionamento dell'elettrocattetero, diverse possono essere le cause di valori di soglia più alti. Tali valori possono essere accettati considerando il margine di sicurezza che il generatore può erogare, e la vita teorica che la batteria può offrire.

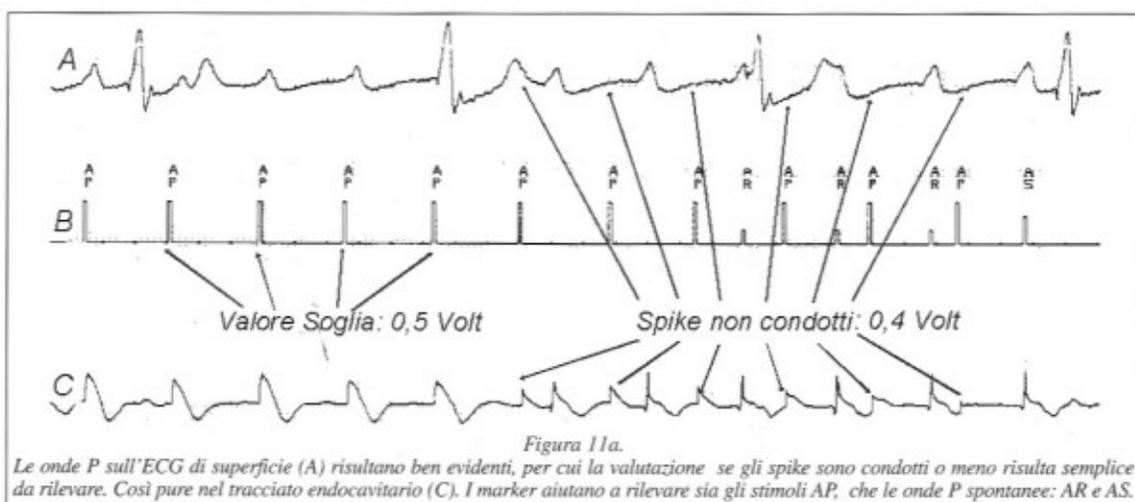
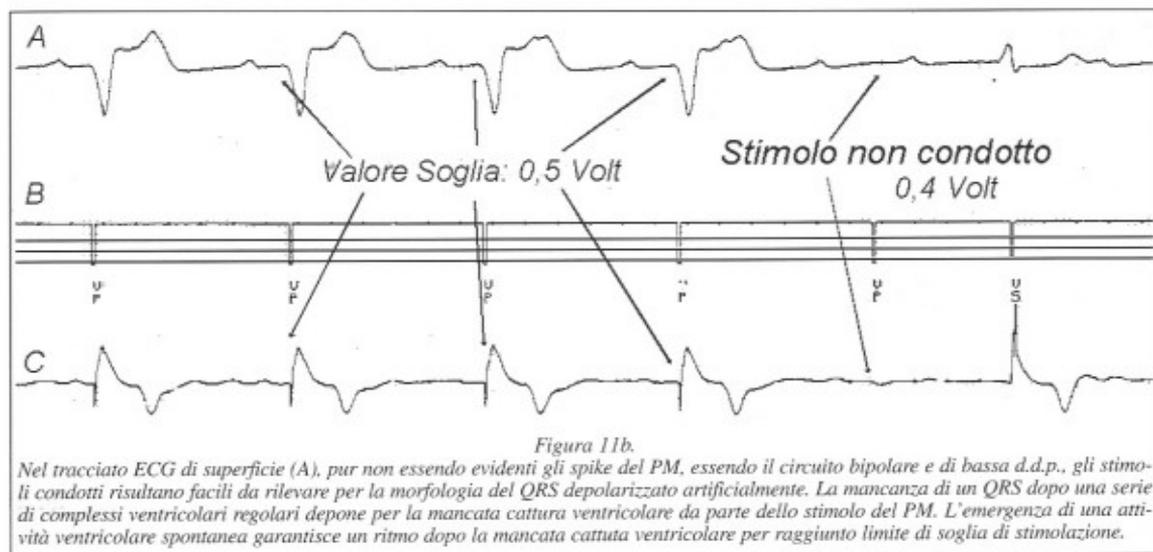


Figura 11a.

Le onde P sull'ECG di superficie (A) risultano ben evidenti, per cui la valutazione se gli spike sono condotti o meno risulta semplice da rilevare. Così pure nel tracciato endocavitario (C). I marker aiutano a rilevare sia gli stimoli AP, che le onde P spontanee: AR e AS.



e) Misura dell'Impedenza dell'elettrocatteter (circuito di elettrostimolazione)

Con questa misura si intende conoscere il valore di impedenza del circuito di stimolazione, cioè la "resistenza" offerta dal circuito al passaggio di corrente: $R=V/I$.

Per ottenere tale scopo occorre stimolare ad una d.d.p. di 5 V, oppure 3,5 V o una tensione che sia poi quella programmata come uscita sul PM. Per uniformità di misura si possono impostare i parametri sul PSA con una tensione a 5 V e una durata a 0,5 ms. Il valore di impedenza ottenuto dovrà essere compreso tra i 300 e i 1000 Ohm, con i cateteri ad alta impedenza di recente introduzione si possono avere valori fino a 1500 Ohm. La variabilità di misura dell'impedenza dipenderà molto dalla stabilità degli elettrodi.

Nei manuali dei PM, il costruttore, al fine di indicare la vita presunta della batteria del PM, ipotizza un consumo del circuito di stimolazione con una impedenza di 500 Ohm.

Pertanto il valore di impedenza del circuito che sarà raggiunto ad impianto cronico, sarà quello che, a parità di energia di uscita erogata, determinerà il consumo della batteria e quindi il calcolo della sua longevità.

f) Misura di Corrente.

Questa misura non risulta avere un interesse particolare sulla soglia di stimolazione, ma può risultare utile per valutare la stabilità dell'elettrodo. Una variazione eccessiva della corrente, al di sopra di 0,5 mA, ci fornisce una indicazione di micro-dislocazione che non può essere valutata dalle immagini fluoroscopiche. In questo caso può risultare utile effettuare delle piccole manovre di fissaggio delle barbe nelle trabecole: rotazione, regolazione dell'ansa del catetere ventricolare, variazione della geometria del catetere atriale.

Tutte le misure sopra elencate possono essere riunite in un unico formato di stampa. Figura 12 e 13. Esempio di stampa di un impianto Bicamerale con indicate le misure di sensing (onda P e R ed i rispettivi Slew Rate), di stimolazione (Soglia, Impedenza e corrente). In questo caso la polarità del circuito era bipolare.

Valori elettrocatetere atriale		Raccolti: 09.07.01	
Valore			
Polarità			
Onda P	5.8	mV	
Slew Rate	2.2	V/s	
Impedenza	392	ohms a 5.0 V	
Valore soglia ampiezza	0.6	V a 0.50 ms	
Corrente	1.9	mA	

Figura 12

Valori elettrocatetere ventricolare		Raccolti: 09	
Valore			
Polarità			
Onda R	12.2	mV	
Slew Rate	2.2	V/s	
Impedenza	722	ohms a 5.0 V	
Valore soglia ampiezza	0.6	V a 0.50 ms	
Corrente	1.1	mA	

Figura 13

g) Test di Retroconduzione.

Questo test serve a valutare se in presenza della stimolazione ventricolare, l'atrio può essere attivato in modo retrogrado.

In fase d'impianto anche attraverso l'uso del monitoraggio ECG, in cui sia possibile evidenziare più tracce dove l'onda "p" sia ben visibile, si può avere una indicazione di presenza o meno di retroconduzione (incisura anomala sull'onda "T", mancanza assoluta nella parte della linea isoelettrica di una onda "p", anche in presenza di variazioni della frequenza di stimolazione nella parte alta). In presenza di retroconduzione occorre scegliere un'altra posizione.



Figura 14.

Tracciato elettrocardiografico di superficie: D1, D2, D3. Nelle derivazioni D2 e D3 è evidente sulla onda T, il potenziale elettrico dell'onda P, il quale risulta sempre costantemente distante dallo stimolo ventricolare, ad un intervallo di 200 ms.

h) Test per la Stimolazione del muscolo diaframmatico

Non è improbabile che stimolando il cuore si possa avere una stimolazione del muscolo diaframmatico, in particolare nell'impianto del catetere per la stimolazione ventricolare sinistra. Una volta avviata la stimolazione al valore di 5V, è sufficiente questa ampiezza per rilevare tale fenomeno. Una ulteriore verifica può essere fatta aumentando l'uscita in Volt del PSA fino ai valori massimi che un PM può erogare: 7,5- 9 V.

3. LE ATTREZZATURE DEL LABORATORIO

Il Laboratorio per il Controllo del paziente portatore di PaceMaker (PM) e del Defibrillatore Automatico Impiantabile (DAI), deve essere attrezzato con alcuni strumenti indispensabili, quali: elettrocardiografo, programmatori dei diversi produttori di PM, DAI e un magnete. Oltre a questi strumenti, altri risultano utili per completare un Laboratorio di controllo strumentale del pace-maker e del defibrillatore automatico impiantabile. Questi sono: misuratore elettronico dell'impulso di elettrostimolazione, oscilloscopio, l'archivio delle cartelle di impianto e follow up (F.U.), che può essere oltre che cartaceo anche di tipo informatico e un monitor defibrillatore. Quest'ultimo per un semplice controllo di routine non risulta indispensabile, mentre lo è qualora si decida di effettuare degli studi elettrofisiologici non invasivi, attraverso il PM (NIPS), o altre procedure che prevedono la possibilità di indurre di aritmie.

L'ELETTROCARDIOGRAFO

L'elettrocardiografo deve possibilmente possedere i seguenti requisiti:

- Preferibilmente tre canali di registrazione la cui combinazione delle derivazioni elettrocardiografiche possono essere scelte dell'operatore.
- Stampante a modulo continuo con velocità della carta variabile.
- Segnale rilevato modificabile in ampiezza e frequenza di risposta
- Stabilità della linea isoelettrica e possibilità di inserimento di filtri adeguati ad eliminare le interferenze, mantenendo inalterata la risposta in frequenza.
- Monitor (cristalli liquidi) di grande ampiezza e buona qualità di definizione del segnale.

MISURATORE ELETTRONICO

Il misuratore elettronico ci consente di valutare con assoluta precisione l'impulso di stimolazione nella sua durata e negli intervalli di tempo che il temporizzatore del generatore di impulsi emette, quali: Frequenza espressa in b/m., mentre l'intervallo della frequenza di stimolazione, l'intervallo A-V e la durata degli stimoli sono espressi in ms.

Questi parametri ci consentono di valutare indirettamente lo stato di carica della batteria, in quanto in tutti gli attuali modelli la diminuzione della frequenza di stimolazione, indica una riduzione nella tensione della batteria, che con questo metodo non è misurabile. Sono ancora in circolazione modelli impiantati circa un decennio fa in cui, l'indicazione di scarica della batteria, prima che si manifesti con la riduzione della frequenza di stimolazione, la durata dell'impulso andava progressivamente aumentando. Come abbiamo visto, con questo strumento, la durata dell'impulso è un parametro facilmente misurabile, quindi un elemento di facile osservazione per valutare la scarica della batteria del PM con largo anticipo.

La misura della frequenza di stimolazione è indispensabile che venga effettuata nella modalità di stimolazione in modo magnetico: AOO, VOO oppure DOO, questo affinché la frequenza di stimolazione non sia influenzata da inibizioni dovute all'attività spontanea o da altri fattori. Inoltre in ogni modello di PM viene indicata dal Costruttore l'indicazione di scarica della batteria nella modalità a frequenza magnetica. Il semplice e rapido confronto ci indica immediatamente lo stato di carica del PM.

Gli strumenti che consentono di effettuare la misura elettronica dell'impulso di stimolazione, sono basati sulla rilevazione dello spike attraverso un preamplificatore di segnale del tipo elettrocardiografico. In commercio esistono vari modelli, tra quelli più diffusi e semplici da usare

merita una menzione il "mini clinic" cioè quello strumento che ci ha accompagnati per decenni in questo lavoro, si presenta per dimensioni e forma simile ad un pacchetto di sigarette, presenta quattro elettrodi di rilevazione posti sulla parte posteriore della cassa, mentre sulla parte anteriore un grosso display a cristalli liquidi ci consente di visionare, in alcuni modelli il segnale elettrocardiografico unitamente ai valori di frequenza, intervallo di stimolazione, durata dell'impulso, se bicamerale anche l'intervallo A-V e la durata di un secondo stimolo, mentre in altri modelli il display rappresenta solo le misure rilevate, la cui sequenza viene comandata manualmente da un selettore di misura.

La misura viene effettuata facendo aderire i quattro elettrodi, posti sulla cassa del retro del miniclinic, al torace del paziente al fine di rilevare lo spike del PM. Con una leggera pressione dello strumento sul torace si fa in modo tale da rendere minore la resistenza tra elettrodi e cute, ciò consentirà di avere un lettura costante dei dati, quindi si potrà poggiare la calamita sul PM al fine di attivare il "Reed Switch" e quindi effettuare la misura che ci interessa nella modalità di stimolazione in modo magnetico.

Oltre questo semplice strumento tascabile, vi sono degli strumenti da Laboratorio che ci consentono gli stessi tipi di misure, su un solo ciclo di stimolazione o su più cicli, alcuni ci consentono di visualizzare anche l'impulso di stimolazione.

Comunque in tutti gli ultimi programmatori sono oramai presenti dei programmi di misura che qualora risultasse necessario effettuare questo tipo di misura, ciò si otterrebbe attraverso l'uso del programma di rilevazione del segnale ECG di superficie a cui viene applicato il programma di analisi dell'impulso di stimolazione

Tale programma, proprio perché solo di analisi dell'impulso di stimolazione, può essere applicato a qualunque paziente portatore di PM di cui non conosciamo modello e marca del Costruttore

OSCILLOSCOPIO

Questo strumento ha fatto parte della storia del controllo strumentale del PM, per tale motivo ne accenno l'uso che ne è stato fatto.

Negli anni '60 questo strumento ci consentiva di effettuare quelle misura che il misuratore elettronico ci consente di fare con semplicità. Tale strumento risiedeva e risiede attualmente nei Laboratori di elettronica, consente di visualizzare forme d'onda di segnali elettrici, di misurarne la lunghezza d'onda effettuare delle misure di ampiezza e di tempi con assoluta precisione, è lo strumento di precisione per antonomasia.

I tecnici elettronici ne conoscono profondamente l'uso, quindi sono stati loro i primi a proporre e suggerire come utilizzare uno strumento di un laboratorio di misure elettroniche, in uno strumento da impiegare nel Laboratorio per il controllo PM.

Varie caratteristiche tecniche di questo strumento, quali: scansione del pennello elettronico (velocità di scorrimento), amplificazione adeguata a visualizzare e mantenere nello schermo l'intero impulso di stimolazione, trigger per mantenere costante sullo schermo la forma d'onda del segnale, sistema di congelamento dell'immagine, unitamente ad altre regolazioni, ci consentono di memorizzare su uno schermo a fosfori l'immagine dell'impulso di stimolazione (spike). Quindi risulta possibile misurare la durata dell'impulso e variando la velocità di scorrimento del pennello elettronico, misurare con assoluta precisione l'intervallo di tempo, quindi la frequenza di stimolazione.

In qualche caso è possibile rilevare dall'analisi della forma d'onda dello spike, alcuni malfunzionamenti del circuito di elettrostimolazione, quali: fratture e microfratture dell'elettrocate-

tere (impedenza circuitale alta o elevata) oppure perdita dell'isolamento dell'elettrocattetero (impedenza molto bassa).

L'uso di questo strumento non è indicato per effettuare delle misure di ampiezza dell'impulso di stimolazione una volta che il PM è stato impiantato, in quanto tra il circuito di elettrostimolazione e gli elettrodi di misura collegati all'ingresso dell'oscilloscopio, si frappongono le resistenze offerte dalla cute e dai tessuti del corpo umano. Quindi il motivo della mancata precisione nel rilevare l'ampiezza della tensione (V) dell'impulso di stimolazione, risiede nell'impossibilità di collegare direttamente il PM con l'ingresso dell'amplificatore dell'oscilloscopio.

Infatti la differenza di potenziale (V) dell'impulso di stimolazione, giunge all'oscilloscopio attraverso l'impedenza del corpo umano e con degli elettrodi posti sulla sua superficie, quindi nel migliore dei casi (circuito unipolare), mentre la cassa del PM (polo positivo) è alloggiata nella tasca sottocutanea, a pochi millimetri di distanza, il polo negativo invece si trova nelle cavità cardiache, quindi distante dagli elettrodi di rilevazione dell'oscilloscopio. Pertanto il segnale risulta influenzato da troppe variabili per considerarlo attendibile come misura ripetitiva nel tempo.

Oggi è possibile effettuare questa misura con precisione, in quanto rilevabile direttamente all'uscita dello stimolatore da dei circuiti di misura posti direttamente nel PM. Il dato misurato viene poi trasmesso telemetricamente al programmatore.

PROGRAMMATORE

Il programmatore è in grado di comunicare con il pacemaker attraverso la telemetria a radiofrequenza. Tale metodo consente al programmatore di intraprendere un vero dialogo con il PM tanto da ricevere tutte le informazioni presenti nel PM, comunicare gli ordini per modificare o aggiungere parametri e/o funzioni in modo stabile o temporaneo. Per questo motivo tale strumento è insostituibile e assolutamente indispensabile nel controllo del paziente portatore di PM.

Qualunque cosa noi vogliamo conoscere del PM, quali sono i suoi parametri programmati e quali possono essere quelli programmabili, quali sono i dati e gli eventi rilevati nel tempo intercorso dall'ultimo controllo, le misure in tempo reale della carica della batteria, del modo di funzionamento del PM anche attraverso l'uso dell'EGM ed i relativi marker, queste e altre possibilità il programmatore ci offre.

Sta a noi utilizzarlo nel modo migliore, per personalizzare le funzioni del PM e quindi rendere la stimolazione elettrica del cuore, la più aderente alle necessità del paziente.

Ogni Costruttore di PM ha il suo programmatore, di norma l'ultimo programmatore consente di programmare anche i modelli precedenti, ma non sempre questo avviene ecco perché i Laboratori di elettrostimolazione hanno moltissimi programmatori. Negli ultimi tempi l'acquisizione da parte di alcune Società di altre Ditte produttrici ha prodotto come risultato che un solo programmatore può programmare PM di marchio diverso, in quanto facente parte dello stesso Gruppo Finanziario. Tale fenomeno scaturito dalla necessità di contenimento nei costi di produzione ha fatto sì che finalmente il numero dei programmatori si sta riducendo. L'ideale sarebbe che un solo programmatore, su cui installare programmi applicativi diversi, potesse svolgere tutte le funzioni necessarie per tutti i diversi tipi di PM.

I programmatori di questi ultimi anni sono dei PC personalizzati che hanno nel software già installato il programma di funzionamento di tutti i modelli di PM in commercio, oppure presentano delle schede hardware con installati dei programmi per gruppi di prodotti, il cambiamento della scheda determina il cambiamento del programma del prodotto.

Il programmatore è essenzialmente divisibile in tre parti:

- a) il PC, cioè un sistema informatico su cui sono installati i programmi applicativi dei PM e dei DAI, un monitor a cristalli liquidi, tasti funzione presenti sullo schermo che possono essere attivati attraverso un cursore, il quale può essere mosso da tastiera, con un puntatore o un mouse o un trackball. Due tasti molto più evidenti degli altri, con cui è possibile effettuare due importanti operazioni, quali: Interrogare, e Programmare il PM; alle volte questi tasti sono sul dispositivo di antenna del programmatore. Tutti i programmatori per PM hanno un tasto di emergenza che abilita il PM ad una stimolazione SSI con valori di energia elevati. Nota. Tali valori rimangono programmati in modo definitivo, quindi per ripristinare il programma originale, occorre riprogrammare il PM ai valori desiderati.) Nel programmatore del DAI vi è la possibilità di erogare uno shock comandato dal programmatore, una volta che il sistema di telemetria è in funzione, agendo manualmente o su un tasto meccanico molto ben evidenziato o su un tasto funzione sul monitor. Per ottenere questo risultato di norma deve essere premuto una seconda volta, a conferma della volontà e comunque dopo che viene visualizzato il messaggio di erogazione dello shock.
- b) da una antenna, comunemente denominata testa di programmazione, su cui alcuni produttori vi hanno collocato dei segnalatori (Led) che indicano che l'antenna è in un campo magnetico idoneo a colloquiare con il dispositivo, mentre in altri programmatori l'indicazione luminosa è presente sul pannello frontale o sul monitor, oppure non risulta alcuna indicazione. Ogni produttore ha realizzato il dispositivo di antenna, come del resto il programmatore, in modo personalissimo. Il raggio di azione di norma è entro pochi centimetri, massimo 10-15 cm.
- c) da un sistema per la registrazione dei dati sia in formato stampa che su supporto magnetico (floppy disc). I dati sono stampati in forma numerica o grafica, mentre i segnali elettrocardiografici sia di superficie che endocavitari oltre ad essere visualizzati sul monitor possono essere stampati su carta sia in tempo reale che differiti. In alcuni programmatori è possibile esportare su un comune elettrocardiografo anche l'EGM.

La varietà dei programmatori fa sì che occorre continuamente aggiornare le proprie conoscenze, questo al fine di conoscere pienamente tutte quelle funzioni che la programmabilità temporanea o definitiva ci mette a disposizione. Alle volte solo grazie ad alcune funzioni programmabili è possibile rilevare o modificare alcuni funzionamenti del PM, e quindi renderci utili, coadiuvando il Medico, nel contribuire a risolvere alcune problematiche.

MAGNETE

Questo semplice strumento non deve mai mancare in un Laboratorio di elettrostimolazione. Il magnete risulta indispensabile per effettuare un semplice e rapido controllo del PM qualora siamo in presenza di un elettrocardiogramma con ritmo spontaneo, o alternato a battiti stimolati. In questi casi il magnete applicato sulla cassa del PM, determina una stimolazione, in modo magnetico, asincrona e a frequenza diversa da quella programmata.

In particolari circostanze il magnete non produce alcun cambiamento, questo quando siamo in presenza di PM, in cui è possibile programmare escludendo la funzione magnetica.

MONITOR DEFIBRILLATORE

Questo strumento è indispensabile al momento in cui si vuole effettuare una stimolazione temporanea di studio elettrofisiologico attraverso il PM con l'ausilio del programmatore. E' uno strumento che conosciamo bene perché si trova nella Sala di Elettrofisiologia e Impianto PM.

Nel caso di Studi Elettrofisiologici Non Invasivi (NIPS), le piastre adesive monouso per l'erogazione dello shock, facilitano l'uso dello strumento, rendendo l'intervento semplice, immediato e sicuro.

ARCHIVIO

In ogni Centro di Cardioritmo esiste un archivio di tutti i pazienti che sono stati sottoposti ad impianto di PM, o che vengono a controllarsi presso il Centro pur avendo il PM impiantato in altra Sede. Come è facile immaginare la conservazione dei dati di impianto del tipo di PM e degli elettrocateretri impiegati, risultano fondamentale per qualunque tipo di intervento risulti necessario effettuare sul PM o sull'elettrocaterete/i, in particolare nelle sostituzioni del PM, o in un adeguamento dell'impianto a diverse modalità di stimolazione, ecc.

A tale scopo la **Tessera Europea del Paziente Portatore di Pace Maker** (Figura 15) è lo strumento in cui sono indicati tutti i dati necessari ad identificare con precisione i dati:

- Dati Paziente.
- Dati del Centro di Cardioritmo.
- Data di impianto e dati del Generatore (PM) e degli Elettrocateretri.
- Data del Follow-Up e dati dei parametri di funzionamento.
- Allegata alla Tessera occorre sempre fornire uno stampato di tutti i parametri programmati, delle misure e dei test effettuati.
- Con questa documentazione il Paziente potrà recarsi tranquillamente presso qualunque Centro di controllo e ricevere una immediata assistenza.

I dati della Tessera dovrebbero poi essere trasmessi al Centro di riferimento Nazionale, per confluire poi nel Registro Europeo.

Il monitoraggio dell'andamento nel tempo dei diversi parametri di funzionamento, unito allo stato clinico del paziente ci offre un quadro completo sia del funzionamento del PM che dello stato clinico del paziente.

4. IL CONTROLLO STRUMENTALE DEL PACEMAKER

Terminato l'impianto di pacemaker inizia una nuova fase, quella del controllo del PM, che individua tra i suoi obiettivi; ottimizzazione delle funzioni del circuito di stimolazione, identificazione di eventuali problematiche connesse al PM o agli elettrocatereteri, correzione delle stesse attraverso l'uso della programmabilità, identificazione della scarica della batteria al fine di definire i tempi di sostituzione del PM.

Al fine di conseguire questi risultati occorre prevedere dei controlli cadenzati nel tempo, che tengano conto delle diverse fasi post impianto: pre-dimissione (fase acuta), prima visita-controllo post-dimissione e periodo di mantenimento (fase cronica), controllo intensificato per scarica della batteria.

Durante questi controlli occorre mettere in atto una serie di azioni volte ad assicurare l'ottimizzazione delle funzioni del sistema di stimolazione, il mantenimento delle stesse per tutto il periodo di attività del PM e monitorare la scarica della batteria.

A) OBIETTIVI

Gli obiettivi che il F.U. si propone sono:

- **Ottimizzazione delle funzioni** del circuito di stimolazione (PM-catetere/i).
- **Identificazione** di eventuali problemi del circuito di stimolazione, che non si manifestano come sintomi rilevati dal paziente, ma che risultano presenti nella diagnostica del PM, oppure sull'ECG o ECG Dinamico.
- **Identificazione** delle problematiche del circuito di stimolazione, che determinano episodi sintomatici.
- **Correzione** dei problemi attraverso l'uso della programmabilità del modo e dei parametri di funzionamento del PM.
- **Monitorare e identificare**, con largo anticipo, il momento di sostituzione del PM per esaurimento dell'energia prodotta dalla batteria.

B) LINEE GUIDA

Al fine di standardizzare il controllo del PM, l'Associazione internazionale NASPE, ha emanato delle Linee Guida per il FU, che prevedono sia le cadenze nei controlli che le necessarie procedure da effettuare.

Tali linee Guida prevedono varie fasi:

1) Pre-dimissione. Il primo controllo deve essere effettuato prima di dimettere il paziente dall'ospedale, tale momento viene definito come fase acuta.

Le procedure di FU prevedono:

- Verifica lo stato della tasca del PM e medicazione.
- Controllo Elettrocardiografico con e senza magneti.
- Misura del valore della soglia di stimolazione, del sensing e verifica del margine di sicurezza di pacing e sensing.
- Verifica telemetrica dell'elettrogramma endocavitario (EGM) e dei rispettivi marker.
- Verifica della corretta modalità di stimolazione in relazione alla patologia del paziente.
- Istruzioni al paziente o famigliari, sul funzionamento del PM e delle possibili interferenze elettromagnetiche. Consegna della tessera del portatore di PM e della modalità di come comunicare con il Centro di Cardioritmo e con i suoi operatori. Tale fatto tranquillizza il paziente e i suoi famigliari.

- Viene fissato il prossimo controllo dopo 6/8 settimane e annotato sulla tessera.
- Nei casi in cui occorre rimuovere i punti di sutura esterni o verificare la tasca del PM, si programma un successivo controllo, per questi motivi, dopo 8/10 giorni. Durante questo controllo si effettua anche un controllo elettrocardiografico.

2) **Prima visita-controllo post-dimissione** dopo 6/8 settimane.

Questo controllo si colloca alla fine della fase acuta, quindi ha inizio la fase definita cronica dell'impianto, durante tale controllo vengono effettuate, oltre allo stato clinico del paziente, una serie di procedure:

- ECG con e senza applicazione del magnete.
- Interrogazione telemetrica dei parametri di funzionamento del PM
- Determinazione del valore di soglia con la verifica dei valori di programmazione di uscita (Volt e mA) e d'ingresso (mV,) assicurandosi del rapporto che tali valori devono avere, con il margine di sicurezza. Ottimizzazione dei parametri d'uscita e d'ingresso
- Presenza del ritmo spontaneo e annotazione del valore di frequenza.
- Controllo telemetrico:
 - a) – Valori del circuito di stimolazione (impedenza elettrocateri; tensione, durata e energia dell'impulso/i di stimolazione; tensione e impedenza interna della batteria; indicazione dello stato della batteria; ecc..)
 - b) – Lettura delle funzioni diagnostiche (contatori; istogrammi; dati delle misure automatiche sul circuito di stimolazione e sensing; dati delle rilevazioni automatiche delle aritmie e degli interventi ad essi connessi; rilevazione e stampa degli EGM memorizzati; ecc.)
- In presenza di dubbi sul corretto funzionamento del circuito di cardiostimolazione, o in presenza di sintomi riferiti dal paziente, anche di brevissima durata (pochi secondi), che lascino pensare a qualche problematica addebitabile al PM o al circuito, occorre mettere in atto quelle azioni, quali: manovre posturali, contrazione dei muscoli pettorali, atti respiratori profondi, ecc., volti a far ripetere il sintomo descritto dal paziente.
Se necessario si procede all'applicazione della registrazione dell'ecg dinamico sec. Holter.
- Verifica della retroconduzione nei PM monocamerale e bicamerale. Per quest'ultimo attivare i sistemi di riconoscimento e trattamento del TMP.

3) **Periodo di mantenimento** (ogni 6 mesi), fino alla durata della garanzia del PM.

Il controllo consiste nel ripetere tutti i punti del precedente controllo.

4) Al momento in cui gli **indicatori di scarica della batteria** del PM, segnalano un cambiamento della carica della batteria, ma non ancora il punto di controllo intensificato, con la diminuzione delle frequenza magnetica, oppure con l'aumento considerevole dell'impedenza interna della batteria, ecc., la cadenza dei controlli può essere ravvicinata ad esempio 3-4 mesi.

5) Al momento di **segnalazione di controllo intensificato** con le sigle ERT o IFI, indicazione telemetrica fornita dal programmatore al momento di interrogazione del PM, occorre effettuare un monitoraggio della carica della batteria ogni mese. Va sempre eseguito un protocollo di controllo come i precedenti.

6) Con il raggiungimento degli **indicatori di fine vita della batteria**, quali: frequenza con e senza magnete, messaggio telemetrico: ERT, ERI, ISE, ecc. indicazione del voltaggio della batteria inferiore a (valore in) Volt, occorre procedere alla valutazione se il paziente è pacemaker dipendente o meno, quale margine di sicurezza ai fini dell'energia della stimolazione è possibile ottenere, e in presenza del ritmo cardiaco, qual'è il valore della frequenza. Con queste importanti valutazioni si predispose il paziente alla sostituzione del PM.

C) SEQUENZA DI VALUTAZIONE

Al fine di esser certi di aver effettuato tutte quelle operazioni utili e indispensabili alla valutazione del circuito di stimolazione e delle funzioni del PM, occorre procedere seguendo una **sequenza di valutazione** ben definita, che a nostro avviso deve prevedere i seguenti atti:

- 1) Come primo atto occorre verificare dalla **tessera del paziente portatore di PM e dall'Archivio del Centro**, il tipo di cardiostimolatore (produttore e modello del PM), il modo di funzionamento, nonché i parametri programmati. E' bene verificare che tra i dati della Tessera e del Centro vi sia rispondenza.
- 2) **Monitoraggio elettrocardiografico** (possibilmente con un elettrocardiografo a tre derivazioni e con un monitor) volto a verificare il corretto funzionamento del PM, sia nella modalità programmata che nella modalità magnetica. Questo semplice ma efficace controllo fornisce una prima e immediata indicazione sul funzionamento corretto o meno del PM.

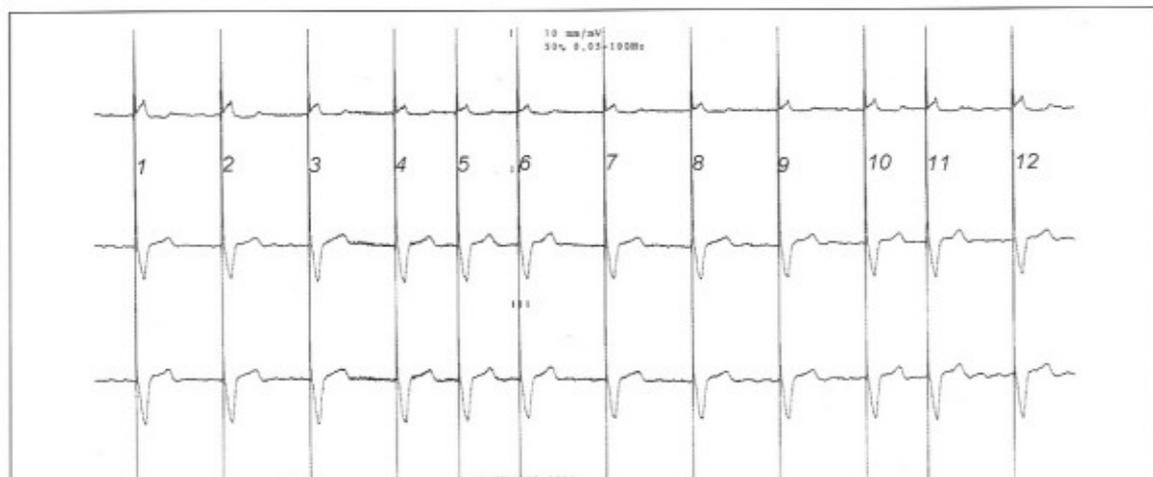


Figura 16.

Dopo aver verificato, dalla Tessera Europea e dal nostro archivio, che siamo in presenza di un paziente con un PM bicamerale programmato in modo DDD, si rileva l'ECG, che documenta: presenza di onde di fibrillazione atriale seguite da stimolazione ventricolare, la cui frequenza varia da circa 60 a 120 b/m (frequenza base e MTR). Nel complesso 10 è presente anche la stimolazione atriale. Questi fenomeni documentano: funzione Switch Mode non attivata e sensing atriale discontinuo.

- 3) **Interrogazione iniziale.** Con questo termine si intende la prima interrogazione che viene effettuata con il programmatore della Società Produttrice, vista la non compatibilità telemetrica tra i diversi prodotti. In questi ultimi anni, alcuni Produttori hanno acquisito marchi e prodotti di PM presenti sul mercato. Tale operazione ha prodotto, pur in presenza di linee commerciali diverse, l'accorpamento in un unico programmatore di linee di prodotti di PM diversi. L'innovazione tecnologica non poteva non interessare anche questo prodotto. Infatti con i programmatori di ultima generazione è possibile effettuare, oltre all'interrogazione dei parametri, anche avviare una sequenza di controllo automatico di controllo di alcuni parametri legati allo stato della batteria e del circuito di stimolazione. Tale operazione può essere avviata in modo automatico, cioè guidati dal programmatore, oppure in modo manuale, effettuando i vari controlli secondo le diverse necessità.

Guidant	Pulsar Max II		
Ospedale	11-LUG-01 12:57		
Paziente	POLICLINICO GEMELLI UCSC		
Modello	1280 S/N	508178	Programmatore Software 2891: 010002 1.15

Parametri Bradi			
Modalità	Iniziale Valore DDD	Attuale Valore DDD	
Limite freq. inferiore	60	60	min-1
Freq. max trasc.	120	120	min-1
Frequenza max. sensore	--	--	min-1
Ritardo AV (stim.)	150 -->	220	ms
ATRIALE			
Durata di impulso	0,40	0,40	ms
Ampiezza	3,5	3,5	V
Sensibilità	0,75	0,75	mV
Refrattario(PVARP)	250	250	ms
VENTRICOLARE			
Durata di impulso	0,40	0,40	ms
Ampiezza	3,5	3,5	V
Sensibilità	2,5	2,5	mV
Refrattarietà	250	250	ms

Ritardo AV			
	Iniziale Valore	Attuale Valore	
Ritardo AV dinamico	OFF	OFF	
Ritardo massimo	--	--	ms
Ritardo minimo	--	--	ms
Compensaz. rit. AV Rilev.	-30 -->	-20	ms
Isteresi ricerca AV			
Ricerca intervallo	OFF	OFF	cicli
Aumento AV	--	--	%

Figura 17.

Esempio di stampa dell'interrogazione di un PM bicamerale. Sono presenti i dati dei parametri programmati: Parametri Bradi, Ritardo AV, Refrattarietà, Risposta tachi-atriale. I dati del Sensore non essendo attivato non vengono mostrati. Al momento dell'interrogazione, a seconda di come è predisposto il programmatore, viene richiesto di effettuare anche delle misurazioni alcune automatiche: test di impedenza degli elettrocateretri e stato della batteria; altre misurazioni, quali: misurazione dell'ampiezza intrinseca del segnale atriale e ventricolare (valore dell'onda "P" e "R"), Test di Soglia nelle due camere, devono essere confermate dall'operatore prima di essere eseguite.

Comunque la sequenza dei vari controlli deve prevedere la verifica del:

- 4) **Modo di funzionamento**
- 5) **Parametri di funzionamento:** temporizzatori delle frequenze, dei periodi refrattari e degli intervalli AV; parametri di stimolazione: polarità, ampiezza e durata; parametri di rilevamento: polarità e sensibilità; presenza di funzioni automatiche attivate o meno; parametri di funzionamento del sensore.

- 6) **Valori misurati del circuito di stimolazione:** impedenza elettrocatteter/i, tensione di uscita effettiva, corrente d'uscita, energia dell'impulso.
- 7) **Valori misurati della batteria:** impedenza, tensione, corrente.
- 8) **EGM** endocavitario e annotazioni dei rispettivi marker.
- 9) **Test della soglia di stimolazione e del sensing**, e verifica del margine di sicurezza di stimolazione e sensing
- 10) **Rilevazione dei dati diagnostici**, quali: contatori di intervento del PM e dell'attività rilevata, presenza di attività aritmiche (frequenze atriali e/o ventricolari al disopra di una soglia di allarme predisposta), memorizzazione EGM di eventi che hanno superato o i limiti di frequenza di allarme impostati e/o l'attivazione di alcune funzioni automatiche terapeutiche.
- 11) **Valutazione di intervento del sensore** ed eventuale personalizzazione.
- 12) **Azzeramento dei dati diagnostici** dopo aver stampato e/o duplicato sui diversi supporti previsti dai programmatori.
- 13) Se necessario programmazione finale, comunque interrogazione per la verifica dei parametri di funzionamento del PM e delle variazioni effettuate.

Codice di identificazione Internazionale per la Cardistimolazione

Al fine di consentire in modo universale l'identificazione delle **modalità di funzionamento di Pacemaker**, è stato realizzato dalle Associazioni: North American Society of Pacing end Electrophysiology e British Pacing end Electrophysiology Group (**NASPE/BPEG**), un **codice a cinque lettere**.

Esse identificano nella:

- | | | |
|------------|-----------|---|
| I | posizione | la camera cardiaca stimolata (pacing) |
| II | posizione | la camera cardiaca rilevata (sensing) |
| III | posizione | la Risposta al rilevamento (comportamento) |
| IV | posizione | la Programmabilità e la Risposta in frequenza (R) |
| V | posizione | le Funzioni Antitachicardiche. |

Il formato del codice del modo di funzionamento del PM, è riassunto nella seguente tabella:

I Camera Stimolata	II Camera Rilevata	III Risposta al Rilevamento	IV Programmabilità/ Risposta in frequenza	V Funzioni Antitachicardiche
V = Ventricolo	V = Ventricolo	T = Aziona la stimolazione al rilevamento	P = Programmabile	P = Stimolaz. Anti-tachi
A = Atrio	A = Atrio	I = Inibisce la stimolazione	M = Multiprogrammabile	S = Shock
D = Bicamerale	D = Bicamerale	D = Inibisce ed Aziona	C = Trasmissione Dati	D = Doppio (P + S)
S = Monocamerale	S = Monocamerale	O = Nessuna	R = Frequenza Variabile	O = Nessuna
O = Nessuna	O = Nessuna		O = Nessuna	

Esempi di come interpretare il codice:

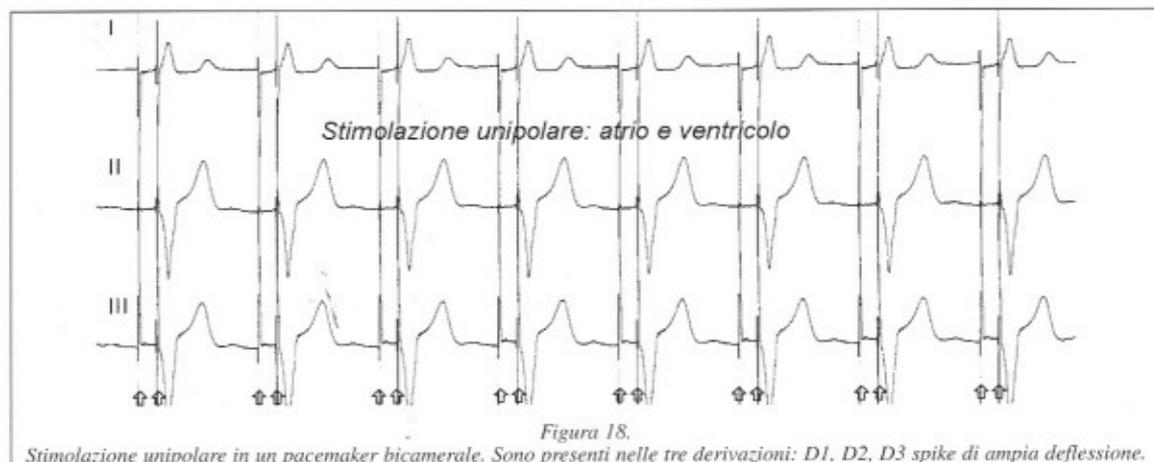
- 1) **VVI.** Prima lettera **V**: Stimolazione in ventricolo.
Seconda lettera **V**: rilevazione in ventricolo.
Terza lettera **I**: In presenza del ritmo spontaneo la stimolazione viene inibita.
- 2) **DDD.** Prima lettera **D**: Stimolazione sia in atrio che in ventricolo.
Seconda lettera **D**: Rilevazione sia in atrio che il ventricolo.
Terza lettera **D**: Stimolazione inibita, in presenza dell'attività spontanea, sia in atrio che in ventricolo.
- 3) **VDD.** Prima lettera **V**: Stimolazione solo in ventricolo.
Seconda lettera **D**: Rilevazione sia in atrio che il ventricolo.
Terza lettera **D**: La stimolazione viene inibita in ventricolo, visto che è l'unica camera stimolata.
- 4) **VVIR o DDDR o VDDR ecc.**

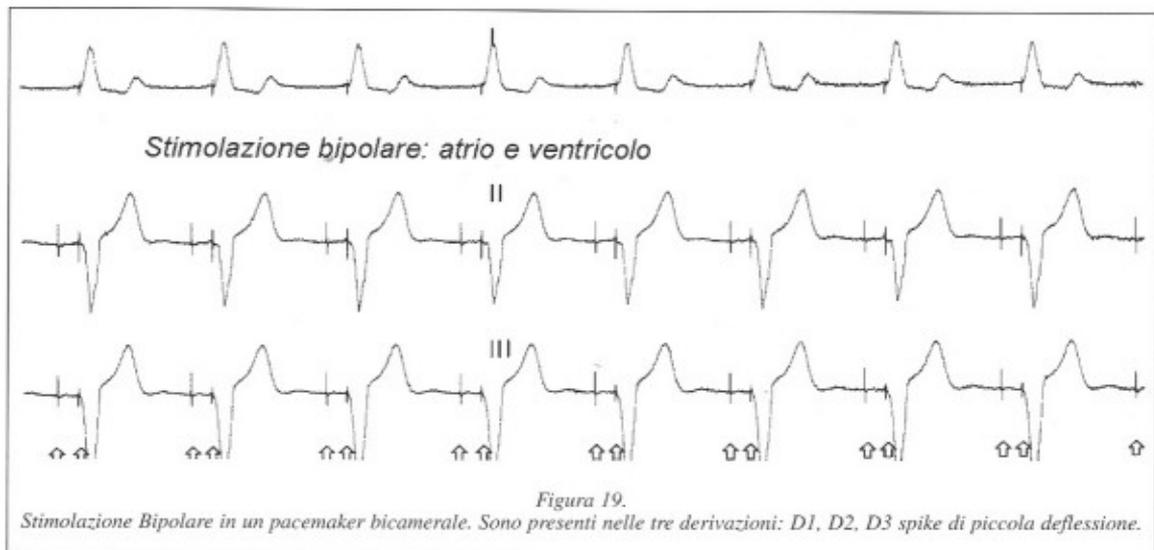
Alla modalità di funzionamento delle prime tre lettere, la quarta lettera "R", sta ad indicare la variazione della frequenza guidata dal sensore.

D) L'ECG NEL PAZIENTE PORTATORE DI PACEMAKER

Per verificare il Modo di funzionamento del Pacemaker è indispensabile conoscere in che modo la stimolazione del pacemaker interferisce con il segnale elettrocardiografico. L'elettrocardiogramma nel paziente portatore di pacemaker si contraddistingue per la presenza di un artefatto che si presenta come una linea verticale che precede l'onda P e/o il QRS. Tale artefatto assume il nome di "spike". La caratteristica dello spike è quello di avere una maggiore o minore ampiezza, essendo lo spike strettamente correlato all'ampiezza del circuito di stimolazione e alla differenza di potenziale (V) avremo che:

- nella stimolazione unipolare, essendo il circuito elettrico molto ampio (elettrodo = polo negativo, cassa del PM = polo positivo) lo spike si presenta con grandi deflessioni che può occupare anche tutta l'ampiezza del canale elettrocardiografico;
- nella stimolazione bipolare, essendo il circuito molto piccolo (elettrodo distale = polo negativo, elettrodo prossimale = polo positivo) lo spike si manifesta con piccole deflessioni.





Dall'elettrocardiogramma è quindi possibile definire la presenza di uno stimolatore, in quale modalità in quel momento sta funzionando, se presenta un circuito unipolare o bipolare e se sono presenti anomalie di funzionamento del PM.

Dall'elettrocardiogramma (figura 20) è possibile ricavare, senza alcun strumento di misura, il valore della frequenza cardiaca. Tre sono i diversi metodi di misura:

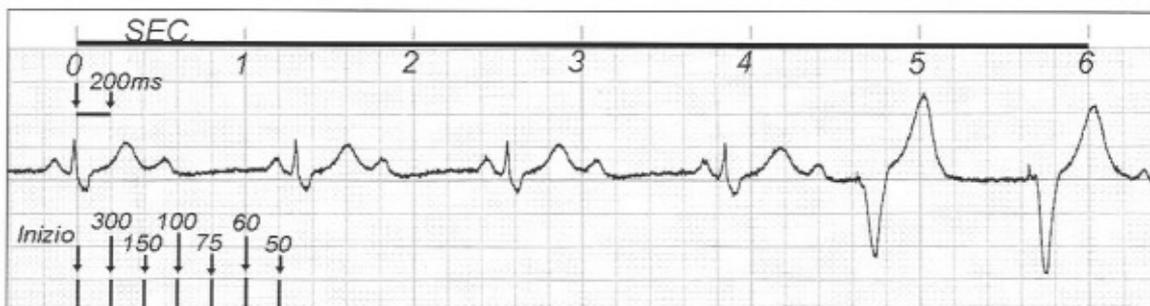


Figura 20

- 1) Devono essere contati il numero dei complessi QRS presenti in una striscia di ECG di 6 sec., quindi moltiplicare questo numero per 10. Esempio, nella figura sono presenti 5 complessi più un certo tempo tra il 5 e il 6 complesso, che possiamo assimilare a circa $\frac{1}{2}$ complesso, quindi abbiamo 5,5 complessi che moltiplicati per 10 ci indicano in 55 la frequenza cardiaca espressa in b/m.
- 2) Questo metodo è basato sul calcolo della frequenza noto come da "riquadro a riquadro". Il metodo consiste nell'identificare due complessi QRS, magari il primo sceglierlo che coincida con l'inizio di un riquadro grande (5 mm), e contare quanti riquadri grandi intercorrono tra i due. Il conteggio avviene sapendo che al primo riquadro la frequenza è di 300b/m, nel secondo di 150, nel terzo di 100, nel quarto di 75, nel quinto di 60 e nel sesto è di 50 b/m. Nella figura il primo complesso presenta una frequenza inferiore a 50 b/m (più di 6 riquadri), mentre l'ultimo complesso dista dal penultimo 60b/m (5 riquadri).
- 3) Questo metodo consiste nel determinare i millesimi di secondo che intercorrono tra due complessi QRS e applicare la formula: $60.000 / \text{numero dei ms.} = \text{b/m}$. Nella figura il tempo intercorrente tra i primi due complessi è di 1.300 ms., applicando la formula: $60.000 / 1.300 = 46 \text{ b/m}$.

Stimolazione monocamerale:

Modalità: AAI - VVI

In questa modalità il PM, in assenza di attività spontanea, stimola alla frequenza programmata. Mentre in presenza di essa la stimolazione viene inibita.

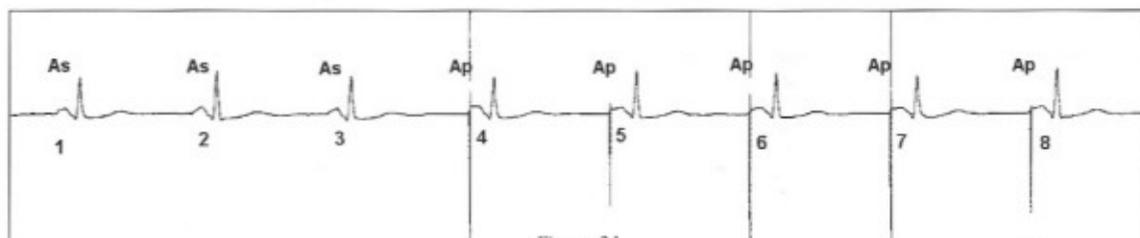


Figura 21

Modalità AAI. 1,2 e 3 sensing atriale (As) per la presenza di onde P spontanee. 4,5,6,7 e 8 pacing atriale (Ap) a 65 b/m

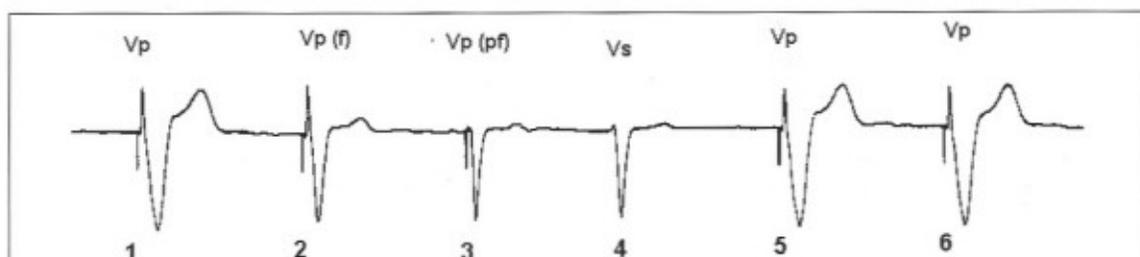


Figura 22

Modalità VVI, 70 b/m. Il complesso 1 risulta elettrostimolato (Vp), dopo un intervallo di 875 ms (70 b/m), il PM eroga lo spike che si fonde con il battito spontaneo (Vpf). Il 3° complesso, pseudofusione, il PM non fa in tempo ad inibirsi perché il battito spontaneo emerge allo stesso intervallo di frequenza programmata. Il 4° complesso è un battito spontaneo, quindi il PM sentendolo si inibisce. Il 5° e 6° complesso risultano elettrostimolati.

Modalità: AOO - VOO

In questa modalità il PM può solo stimolare alla frequenza programmata, la funzione di sensing è spenta.

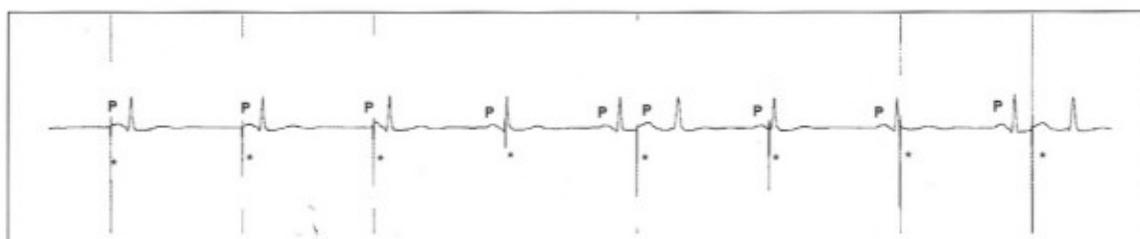


Figura 23

Modalità AOO. Il tracciato ecg presenta onde P spontanee ed elettroindotte, generando una irregolarità nel ritmo cardiaco, in quanto in questa modalità non è prevista la funzione di sensing atriale, di conseguenza il comportamento di inibizione come il precedente AAI. Il pacemaker stimola ad una frequenza fissa di 65 b/m. Quando lo stimolo elettrico casualmente capita a breve distanza dopo una depolarizzazione spontanea dell'atrio e se lo stesso viene condotto, si produce un allungamento dell'intervallo PQ. Nella figura lo stimolo elettrico è contrassegnato dal simbolo (*). Questo tipo di modalità può produrre aritmie sopraventricolari.

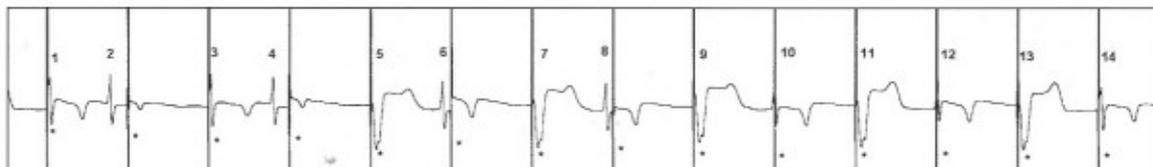


Figura 24

Modalità VOO. Nella figura lo stimolo elettrico è contrassegnato dal simbolo (*). Anche in questo caso è presente una irregolarità del ritmo cardiaco dovuto a questa modalità di stimolazione che non prevede il sensing, ma una stimolazione fissa a 65 b/min. Il complesso QRS 5,7,9,11 e 13 sono elettroindotti, mentre 1,3,10,12 e 14 risultano essere QRS spontanei pur in presenza dello stimolo ventricolare che casualmente coincide con l'avvenuta depolarizzazione ventricolare spontanea. Il complesso QRS spontaneo 2, 4, 6 e 8 sono seguiti da uno stimolo che non produce depolarizzazione elettroindotta perché cadono nel periodo refrattario ventricolare. Questa modalità di stimolazione può produrre aritmie importanti ventricolari.

Modalità: AAT – VVT

In questa modalità il PM stimola sempre, anche in presenza del ritmo spontaneo, in quanto lo stimolo non viene inibito ma si sincronizza (triggerato) sul ritmo spontaneo. In assenza del ritmo spontaneo stimola alla frequenza programmata.

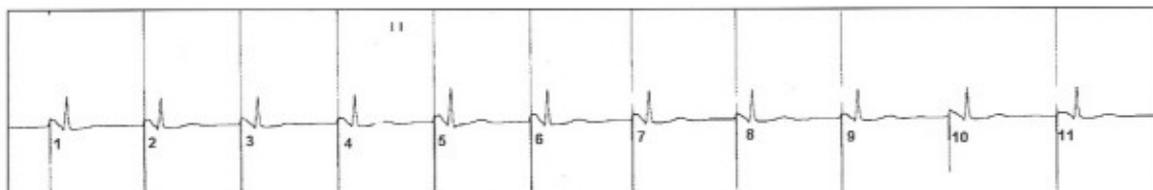


Figura 25

Modalità AAT. L'elettrocardiogramma presenta sempre la presenza dello spike in coincidenza dell'onda P. La variabilità dell'intervallo del ciclo è data dal nodo seno atriale, il pacemaker seguirà la variazione dell'intervallo A-A (P-P) fino al valore di frequenza massima programmata, al superamento della quale seguirà l'onda P nella modalità Wenckebach. Mentre quando l'intervallo del ciclo si allunga, il pacemaker stimolerà al valore della frequenza base programmata.

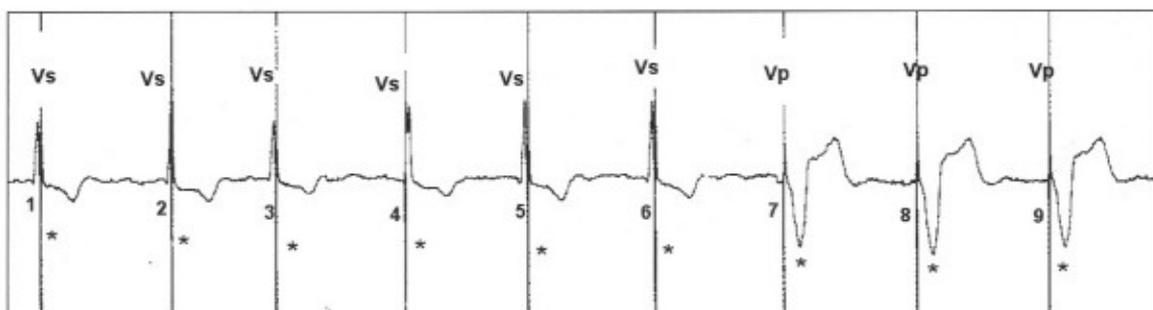


Figura 26

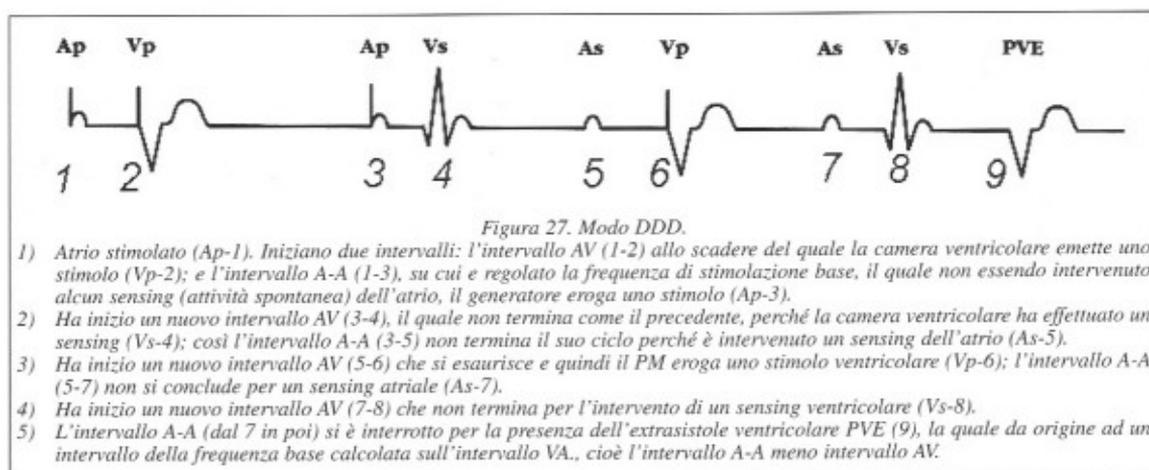
Modalità VVT. I complessi QRS: 1,2,3,4,,5 e 6 sono espressione dell'attività spontanea ventricolare (Vs) sentiti dal PM, il quale ad ogni evento sentito eroga uno stimolo (*) sincronizzato (trigger). Tale comportamento viene tenuto fino al valore di frequenza massima programmata, dopo di che il PM continuerà a sincronizzarsi secondo la modalità Wenckebach. Al momento in cui l'attività spontanea rallenta fino a raggiungere il valore della frequenza base programmata, l'impulso di stimolazione continuerà ad essere erogato provocando una depolarizzazione elettroindotta (7, 8 e 9).

Stimolazione bicamerale:

Modalità: DDD

In questa modalità il PM stimola nelle due camere: atrio e ventricolo, sente nelle due camere e si inibisce in presenza del ritmo spontaneo. La frequenza di intervento dello stimolatore è regolata dalla presenza o meno dell'attività atriale, entro i valori di programmazione della frequenza base e frequenza massima di trascinamento. Pertanto in questa modalità si mantiene il sincronismo atrio-ventricolare fino alla frequenza massima oltre la quale il sincronismo AV avviene nel modo di Wenckebach. Dopo l'intervento atriale sia stimolato che sentito, ha inizio l'intervallo atrio ventricolare (AV). La camera ventricolare interviene a stimolare solo se durante questo periodo non è emersa alcuna attività ventricolare spontanea.

L'eventuale attività ventricolare, non preceduta dall'atrio (extrasistole), interrompe il contatore dell'intervallo A-A e dà inizio ad un nuovo intervallo V-A (intervallo A-A meno intervallo A-V).



Modalità: VDD

In questa modalità il PM può solo stimolare la camera ventricolare, ma è in grado di sentire sia l'atrio che il ventricolo. Come nella modalità DDD in cui la presenza dell'attività atriale spontanea, entro i valori programmabili di frequenza base e frequenza massima, dà il via all'intervallo AV, e quindi mantiene il sincronismo atrio-ventricolare, in assenza dell'attività atriale spontanea il PM interviene stimolando il ventricolo alla frequenza base, di conseguenza non viene mantenuto il sincronismo A-V. Mentre se la frequenza atriale spontanea supera il valore di frequenza massima programmata, il sincronismo A-V avviene nel modo Wenckebach.

Il contatore della frequenza è pertanto regolato sulla camera ventricolare, la quale da inizio all'intervallo V-V. Tale intervallo viene interrotto sia se interviene un sensing atriale a cui segue l'intervallo A-V, che un sensing ventricolare non preceduto dall'atrio: extrasistole.

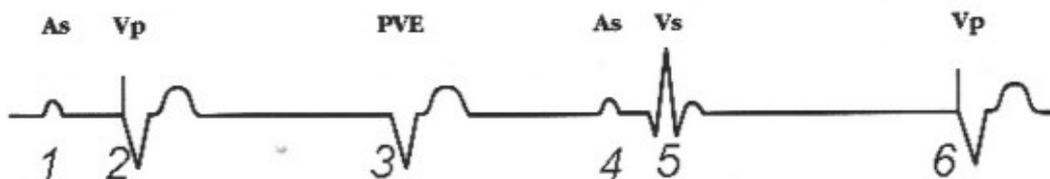


Figura 28. Modo VDD.

- 1) Atrio spontaneo (As-1). Ha inizio l'intervallo AV (1-2) terminato il quale il PM eroga un pacing ventricolare (Vp-2). Dal ventricolare ha inizio l'intervallo della frequenza base di stimolazione.
- 2) Dopo lo stimolo ventricolare (Vp-2) ha inizio l'intervallo VA, se durante tale periodo non si ha un sensing dell'atrio, il contatore termina il suo ciclo e da inizio all'intervallo AV, la somma dei due intervalli è l'intervallo V-V. In questo caso è intervenuta una extrasistole ventricolare (PVE-3) che azzerò il contatore ventricolare dando inizio ad un nuovo ciclo.
- 3) Dopo l'extrasistole ha inizio un nuovo ciclo di VA (3-4), l'attività atriale viene sentita (As-4) quindi ha inizio un intervallo AV (4-5), durante tale periodo si ha una depolarizzazione ventricolare spontanea (Vs-5) che interrompe tutti i contatori.
- 4) Con il sensing ventricolare (Vs-5) ha inizio un nuovo ciclo, in cui esaurito l'intervallo VA per mancanza dell'attività atriale spontanea, ed esaurito l'intervallo VV, il generatore ventricolare eroga uno stimolo (Vs-6).

Modalità: DVI

In questa modalità il PM stimola in tutte e due le camere ma sente solo il ventricolo. Il sincronismo AV viene mantenuto solo al valore della frequenza programmata, in quanto allo scadere dell'intervallo programmato, se non è intervenuto alcun sensing ventricolare, si ha uno stimolo atriale a cui segue un intervallo AV alla cui fine, sempre che non sia intervenuto un sensing ventricolare, verrà emesso lo stimolo ventricolare. La presenza di attività atriale spontanea non dà inizio ad alcun intervallo AV, ma il ciclo si concluderà soltanto o in presenza di attività spontanea ventricolare, la quale darà inizio ad un nuovo intervallo VA oppure con la stimolazione atriale a cui farà seguito un intervallo AV. L'attività spontanea ventricolare viene regolarmente sentita e inibisce il contatore per l'avvio di un nuovo intervallo VA.

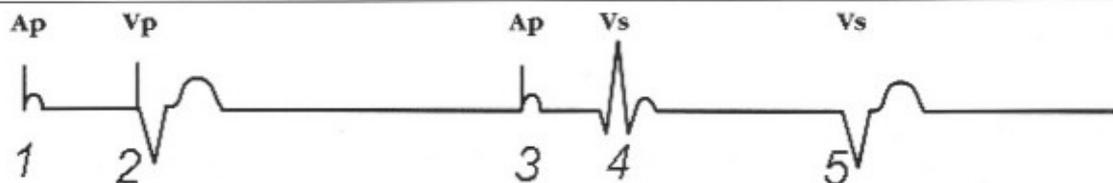


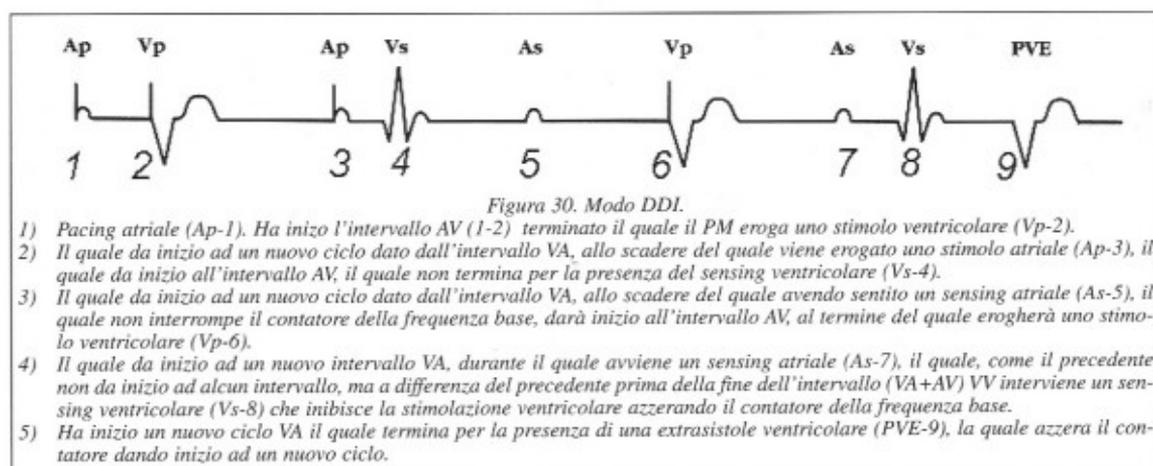
Figura 29. Modo DVI

- 1) Pacing atriale (Ap-1). Ha inizio l'intervallo AV (1-2), terminato il quale il PM eroga uno stimolo ventricolare (Vp-2).
- 2) Il quale da inizio un nuovo ciclo VA, durante il quale se non interviene un sensing ventricolare, il generatore eroga uno stimolo atriale (Ap-3), il quale da inizio ad un intervallo AV che non si esaurisce per l'inibizione dovuta alla presenza del sensing ventricolare (Vs-4).
- 3) Il quale da inizio ad un nuovo ciclo VA che si interrompe per la presenza di un sensing ventricolare dovuto ad una extrasistole (PVE-5). L'extrasistole da inizio ad un nuovo intervallo VA.

MODALITÀ: DDI

In questa modalità il PM è in grado di stimolare e sentire sia l'atrio che il ventricolo, ma il sincronismo A - V viene mantenuto solo se la frequenza intrinseca atriale, è inferiore o uguale al valore di frequenza programmato. Per valori di frequenza atriali superiori, il PM pur sentendo l'atrio non avvia immediatamente l'intervallo A-V, ma attende che si completi il ciclo dell'intervallo.

lo A-A a cui farà seguire l'intervallo A-V e solo allo scadere dell'intervallo A-V, avvierà la stimolazione ventricolare se nel frattempo non vi è stata un'attività intrinseca ventricolare. Se durante l'intervallo A-A o l'intervallo A-V il ventricolo avvertisse un'attività spontanea, inibirebbe la stimolazione ventricolare dando inizio ad un nuovo intervallo V-A.



Modalità: DOO

Il PM esercita la sola funzione di stimolazione, non essendo in grado di sentire in nessuna delle due camere. Pertanto il tracciato ECG documenta la sola stimolazione atrio-ventricolare a frequenza fissa, quella programmata. Questa funzione non viene mai utilizzata in modo definitivo, ma può essere utilizzata in alcuni Test di analisi: impedenza elettrocateri, stato batteria, test al magnete.

Stimolazione Biventricolare:

Nelle indicazioni alla cardiostimolazione non era presente fino a qualche tempo fa, il trattamento dello scompenso cardiaco. Questo modo di stimolare il cuore in modo contemporaneo sia il ventricolo destro che sinistro, si propone di ristabilire il sincronismo dell'attività contrattile dei due ventricoli, in quei pazienti che unitamente ai problemi contrattili presentano un ritardo nella conduzione ventricolare sinistra (BBS con QRS > di 120 ms). Il ripristino del sincronismo contrattile delle pareti ventricolari unitamente al setto interventricolare migliora la funzione emodinamica del cuore.

Per ottenere ciò, oltre al catetere posto in ventricolo destro, ne viene posizionato un'altro, attraverso il seno coronarico, nella regione della parete laterale o postero-laterale del ventricolo sinistro.

Qualora l'attività elettrica atriale sia conservata, è possibile associare alla stessa la stimolazione biventricolare.

Le Case Costruttrici sulla base di queste necessità hanno sviluppato nuovi tipi di cateteri per il seno coronarico, i quali hanno subito rapidissimi cambiamenti in poco tempo sfruttando quelle tecniche di introduzione e di posizionamento tipiche delle procedure di angioplastica coronarica (PTCA). Allo stesso tempo sono stati realizzati dei pacemaker con attacchi sia per il catetere atriale che per i due ventricolari, portando quindi a tre gli alloggiamenti dove devono essere fissati i connettori degli elettrocateri.

Il trattamento per la terapia elettrica dello scompenso cardiaco, sarà oggetto di un nuovo capito-

lo che integrerà questo manuale.

Il modo di funzionamento di questi nuovi PM, al momento, risponde agli stessi criteri degli altri. In alcuni casi a secondo del modello del PM, delle sue caratteristiche costruttive, e del suo impiego si possono trovare alcune difficoltà di interpretazione del modo di funzionamento.

Le modalità di funzionamento di una stimolazione biventricolare, risultano essere:

Monocamerale, Modo VVI.

Questa modalità viene utilizzata solo in presenza di una FA cronica. Tale circostanza ha abilitato all'uso di una stimolazione biventricolare quei pacemaker bicamerali DDD che hanno un intervallo AV programmabile fino a 0 (zero) ms. In questo caso il PM avrà collegato alla presa atriale (circuito d'ingresso e d'uscita), il catetere ventricolare sinistro e alla presa ventricolare (circuito d'ingresso e d'uscita), il catetere ventricolare destro.

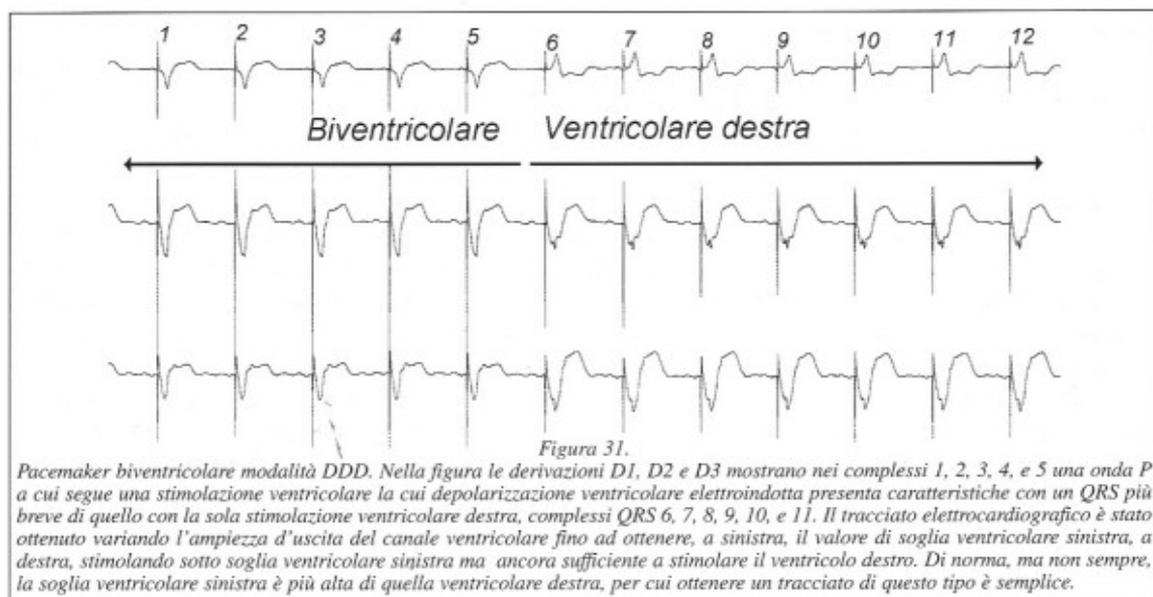
In questo caso la programmazione in DDD del pacemaker produrrà una stimolazione analoga a quella del VVI. Il vantaggio di questo tipo di utilizzo risiede nell'uso di due circuiti d'ingresso e d'uscita separati tra loro e quindi programmabili secondo le diverse necessità. Un problema, solo di interpretazione dei segnali endocavitari, marker e delle diagnostiche memorizzate nel PM, è rappresentato dal fatto che tutto quello che viene presentato come atrio in realtà è un ventricolo.

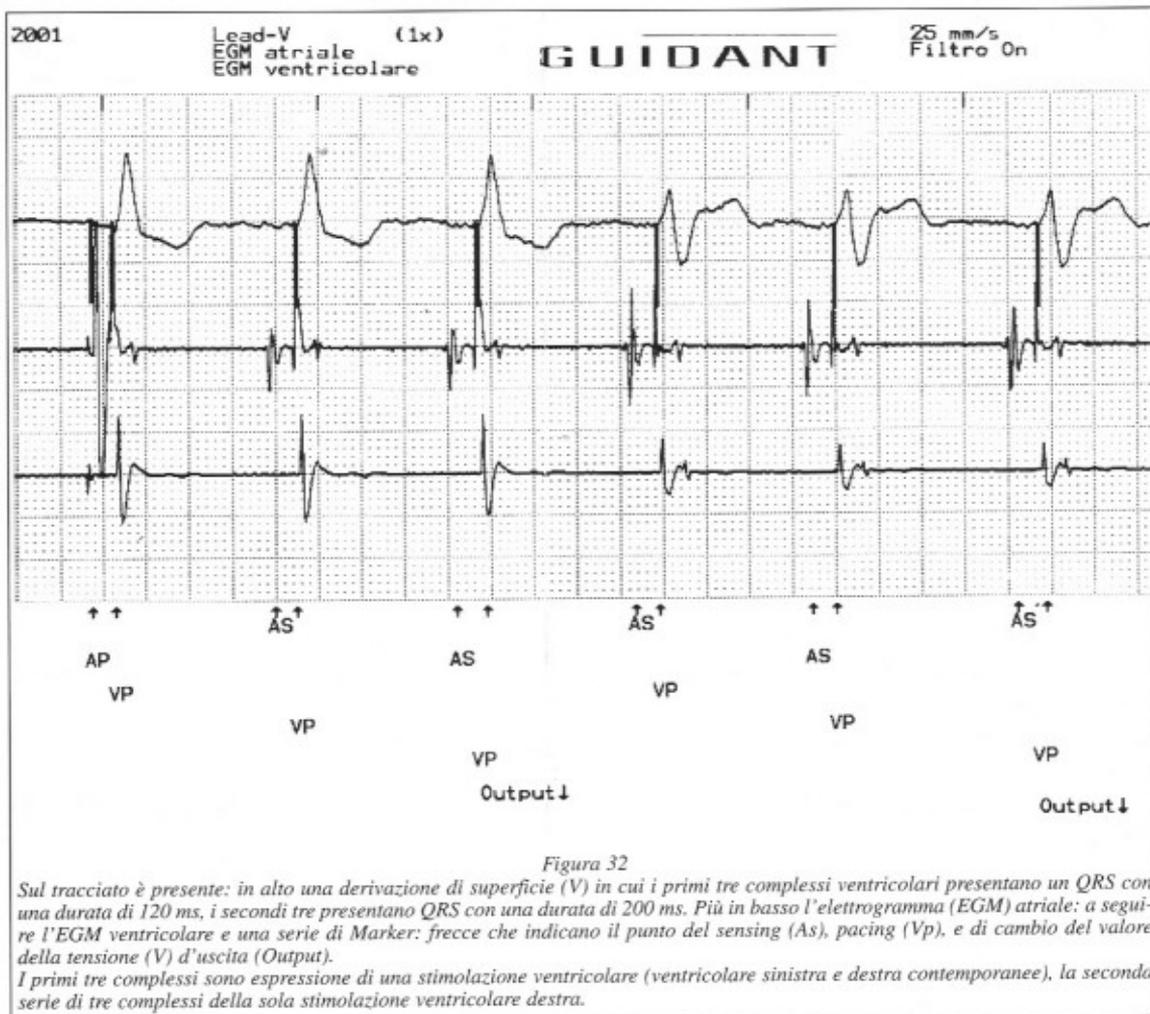
Bicamerale, Modo: DDD - DDI

In questa modalità viene utilizzato un PM con tre accessi, uno per l'atrio e due per i due ventricoli, quest'ultimi elettricamente collegati allo stesso circuito, sia d'ingresso (sensing) che d'uscita (stimolazione).

In questo caso il comportamento del PM è esattamente uguale a quello della modalità programmata.

Di seguito vengono presentati due esempi di tracciati ECG: il primo di superficie; il secondo una derivazione ECG, EGM atriale e ventricolare e rispettivi Marker.





Stimolazione Rate Responsive (R)

Il PM Rate Responsive è dotato di un sensore che può misurare grandezze di ordine meccanico e/o fisiologiche, quali: il movimento associato alla attività fisica, ventilazione minuto, contrattilità, intervallo QT, dp/dt, etc. Questi sensori che rilevano costantemente i segnali di tali grandezze, sono in grado, dopo un opportuno trattamento, di guidare la variazioni della frequenza di stimolazione, in funzione delle necessità metaboliche del paziente.

Quando in un PM viene indicata attiva la funzione R, sia che si tratti di un monocamerale che bicamerale, il comportamento che il PM dovrà avere sarà quello indicato dalla prime tre lettere della modalità di stimolazione. La funzione R interviene nel modificare l'intervallo della frequenza di stimolazione, che potrà quindi raggiungere valori di frequenza più elevata, fino al valore programmato di frequenza massima di stimolazione indicata per il sensore. Nel PM bicamerale tale frequenza, può essere diversa dalla frequenza massima di trascinamento atriale.

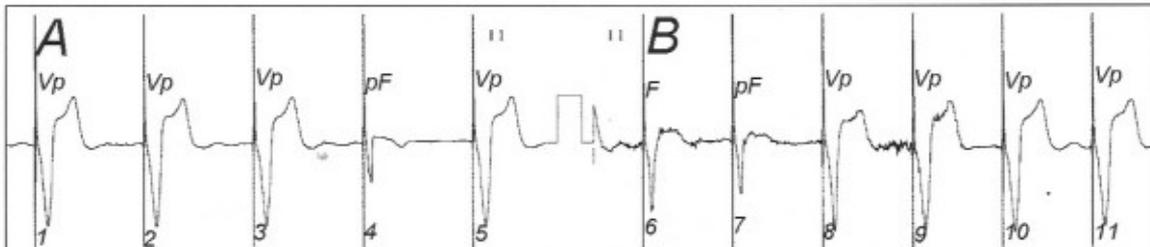


Figura 33

Modalità di stimolazione VVIR. Il tracciato elettrocardiografico (D2) documenta due momenti di intervento del PM diversi, in quello di sinistra il paziente è a riposo, mentre in quello di destra la registrazione è stata effettuata dopo una passeggiata a passo svelto:

- Nel tracciato di sinistra è presente una stimolazione ventricolare a 65 b/min, i complessi: 1-2-3-5 inducono una depolarizzazione elettroindotta (Vp), il complesso 4 un battito da pseudofusione (pf).
- Nel tracciato di destra la frequenza di stimolazione risulta a circa 80 b/min. L'incremento di frequenza è dovuto all'attività svolta dal paziente a cui è corrisposta un aumento della frequenza di stimolazione (R). Infatti sono presenti due battiti di fusione ventricolare (Fus-6-7) che indicano anche un aumento dell'attività spontanea a seguito di uno sforzo, ma che non ha continuità, e battiti elettrostimolati (Vp 8-9-10-11).

E) FUNZIONI TERAPEUTICHE, PROGRAMMABILITÀ

Telemetria

La necessità di variare il modo di funzionamento e i parametri di programmazione del PM, al fine di adeguare la cardiostimolazione alle necessità del paziente, ha prodotto un sistema in grado di effettuare queste operazioni in modo non invasivo, utilizzando la trasmissione delle informazioni con il sistema di radiofrequenza codificata.

Questo sistema, chiamato **telemetria**, ha subito nel corso di questi anni una serie di cambiamenti.

I metodi utilizzati sono stati diversi:

- a) Telemetria unidirezionale. Il sistema consiste nell'inviare degli impulsi magnetici dal programmatore al PM, ma di non ricevere alcuna risposta. In quanto il dispendio di energia per il PM sarebbe notevole.
- b) Telemetria bidirezionale. Come è facile comprendere le comunicazioni avvengono nelle due direzioni. Due sono i metodi, il primo consiste nel trasferire le informazioni dal programmatore al PM, il quale risponde trasmettendo i dati utilizzando l'energia della batteria. Il secondo metodo, quello attuale, consiste nelle trasferire le informazioni dal PM al programmatore, utilizzando la riflessione del segnale a radiofrequenza generato dal programmatore e modulato dalla sezione di trasmissione dati del PM. L'energia maggiore, che è quella di stabilire una via di comunicazione tra i due elementi, è a carico del programmatore, quindi la carica della batteria del PM non subisce consumi significativi tanto da incidere sulla longevità del PM.

Come possiamo facilmente immaginare siamo quotidianamente immersi in campi magnetici, quindi in onde radio che potrebbero involontariamente comunicare con il PM e quindi modificare o alterare la programmazione del modo di funzionamento. Per evitare ciò ogni produttore ha inserito nel sistema di comunicazione a radiofrequenza, un sistema di codificazione del segnale, il quale in linea di principio è costituito da:

- a) codice di accesso
- b) indirizzo, dove l'informazione deve essere memorizzata

- c) istruzioni, valori dei parametri, del modo, etc.
- d) controllo, congruità del messaggio
- e) verifica, tempo stabilito per l'accettazione di messaggio.

Tale metodo si è rilevato abbastanza sicuro, ma non infallibile, infatti il PM se interessato da forti campi magnetici che possono seriamente disturbarlo, può attivare una funzione di sicurezza che consiste nel programmare il PM con modalità di funzionamento e parametri, che il costruttore definisce sicuri per la vita del paziente, ad esempio: VVI, 60 b/m. Al momento dell'interrogazione con il programmatore un messaggio ci indicherà immediatamente questa modalità di sicurezza, indicandoci che ciò è avvenuto per forti interferenze elettromagnetiche. E' per tale motivo che occorre dare delle precise informazioni ai pazienti circa l'uso di alcune apparecchiature che potenzialmente potrebbero disturbare il funzionamento del PM.

Questo tipo di problema merita maggiore approfondimento, infatti è oggetto di un capitolo a parte.

Interrogazione del PM

Al fine di conoscere le modalità e i parametri di funzionamento del PM, dobbiamo realizzare la comunicazione telemetrica tra il programmatore, attraverso l'antenna o dispositivo di comunicazione, e il PM. Visto che non esiste un programmatore unico per tutti i tipi di PM, ma ogni Società produttrice ha il proprio, risulta fondamentale conoscere quale PM o dispositivo andiamo ad "interrogare", quindi quale programmatore utilizzare.

In alcuni casi occorre predisporre il programmatore con dispositivi software intercambiabili, che contengono il programma del PM.

Per qualche modello di programmatore occorre richiamare il programma del tipo di PM, prima di procedere a qualsiasi operazione, con altri modelli questa operazione viene eseguita automaticamente dal programmatore una volta stabilita la comunicazione telemetrica. Il contatto di avvenuta comunicazione, il programmatore lo può rendere visibile attraverso delle indicazioni di "spie"(leed) luminose o di messaggi sul display del programmatore.

Per poter procedere al contatto telemetrico tra i due dispositivi, in genere è sufficiente porre l'antenna del programmatore sopra al PM, o nelle sue immediate vicinanze circa 15 cm. A contatto stabilito, si procede all'interrogazione del PM, che può essere fatta automaticamente dal programmatore o manualmente dall'operatore. Come risultato dell'avvenuta interrogazione abbiamo sul display del programmatore una serie completa di dati, che riguardano il modello e numero di serie del PM, le funzioni terapeutiche, quali: modo di funzionamento e parametri programmabili. Inoltre è possibile accedere ad un serie di menù per le funzioni diagnostiche e i dati amministrativi.

Dati amministrativi

Come già detto, al momento dell'interrogazione il PM viene riconosciuto come modello e n° di serie, a questi dati, nei PM degli ultimi anni, è possibile aggiungere e memorizzare sul PM una serie di altre informazioni definite di tipo amministrativo, quali:

- a) Identificativi del paziente: nome, data di nascita, indirizzo e n° telefonico, ecc
- b) Identificativi del PM e dei cateteri :produttore, modello e n° di serie
- c) Data di impianto PM e data impianto elettrocateteri
- d) Valori di soglia, di impedenza e dell'ampiezza dell'onda a/v
- e) Centro di Cardiostimolazione e Medico di riferimento
- f) Una serie di altre informazioni, quali: indicazione all'impianto, tipo di ecg, ecc.

FUNZIONI TERAPEUTICHE

La programmabilità dei parametri di funzionamento di un PM consente di ottimizzarne le funzioni volte ad ottenere una cardiostimolazione adeguata alle necessità fisiologiche del paziente.

Dato che il modo di funzionamento definisce il tipo di stimolazione e la reazione che lo stimolatore deve avere nei confronti della presenza dell'attività cardiaca spontanea di una o ambedue le camere cardiache, la programmabilità dei diversi tipi di parametri deve essere volta all'ottimizzazione della modalità di funzionamento.

Visto che la modalità di funzionamento di un pacemaker è basata in quali camere cardiache si stimola, in quali si sente l'attività spontanea e quale tipo di reazione deve avere il pacemaker, ed eventualmente se a queste modalità viene associata la funzione rate responsive, il primo parametro che deve essere preso in considerazione è il "Modo" di funzionamento. Alla modalità di funzionamento sono associate delle funzioni tipiche, mentre altre sono comuni..

Modalità di funzionamento del PM (Modo)

Il primo parametro preso in considerazione è la modalità di funzionamento del pacemaker, che possiamo dividere in modalità di funzionamento:

1) Monocamerale

VVI – AAI, definito anche come modo inibito. In questa modalità il PM è in grado di inibirsi in presenza di una attività spontanea, oppure di stimolare in mancanza di essa, al valore dell'intervallo (frequenza) programmato.

VVT – AAT, definito come modo sincronizzato o triggerato. Come il precedente in assenza dell'attività spontanea il PM stimola al valore della frequenza programmata. Mentre in presenza di attività spontanea lo stimolo non viene inibito ma, il generatore, emette un impulso di stimolazione che si sincronizza sull'evento sentito. In questa modalità il PM stimola sempre.

VOO – AOO, modo di funzionamento definito asincrono. Questa modalità non è in grado di sentire alcuna attività cardiaca spontanea e quindi non assume nessun comportamento in presenza di essa. L'unica funzione attiva è una stimolazione fissa alla frequenza programmata.

OOO, questa modalità che prevede la **non stimolazione** può essere attivata per scopi diagnostici, sia in modo permanente che temporaneo. Tale modalità deve essere utilizzata per scopi particolari, quali quello, per pochi secondi, per valutare la presenza di ritmo spontaneo in un paziente che presenta l'elettrocardiogramma sempre stimolato, oppure per scopi particolari.

2) Bicamerale

DDD, questa modalità prevede:

- a) La stimolazione in tutte e due le camere cardiache.
- b) Di inibire la stimolazione in presenza dell'attività spontanea in entrambe le camere.

- c) Di mantenere un rapporto atrio-ventricolare, intervallo AV, entro il valore di frequenza massima programmata.
- d) La frequenza di stimolazione è regolata dall'attività atriale (nodo del seno), entro i valori di frequenza minima e massima programmata.
- e) In presenza di un'attività ventricolare non preceduta dall'atrio, extrasistole, si interrompe l'intervallo di frequenza regolata dall'atrio, dando origine ad un nuovo intervallo VA.

DDI, questa modalità prevede:

- a) Stimolazione in tutte e due le camere.
- b) In presenza dell'attività spontanea, inibizione della stimolazione nelle due camere.
- c) L'intervallo AV non risulta costante in quanto l'attività atriale sentita inibisce la stimolazione atriale ma non avvia il contatore dell'intervallo AV, il quale inizia solo dopo che è terminato l'intervallo V-V.
- d) La frequenza di stimolazione è regolata dall'attività ventricolare.

DVI, questa modalità prevede:

- a) Stimolazione in tutte e due le camere
- b) In presenza dell'attività spontanea nelle due camere, si inibirà la stimolazione solo nella camera ventricolare.
- c) L'intervallo AV viene mantenuto solo alla frequenza base programmata.
- d) La frequenza di stimolazione è regolata dall'attività ventricolare.

VDD, questa modalità prevede:

- a) Stimolazione nella sola camera ventricolare.
- b) Inibizione solo in presenza dell'attività spontanea ventricolare.
- c) Intervallo AV costante fino al valore della frequenza massima impostata.
- d) La frequenza di stimolazione viene regolata dal ventricolo da un valore base ad un massimo programmato.

DOO, questa modalità prevede:

- a) Stimolazione in tutte e due le camere.
- b) Nessuna forma di inibizione o altro è presente per la mancanza della capacità del PM di sentire l'attività spontanea.
- c) L'intervallo AV risulta costante solo in assenza di una qualsiasi attività spontanea nelle due camere.
- d) La frequenza di stimolazione risulta fissa.

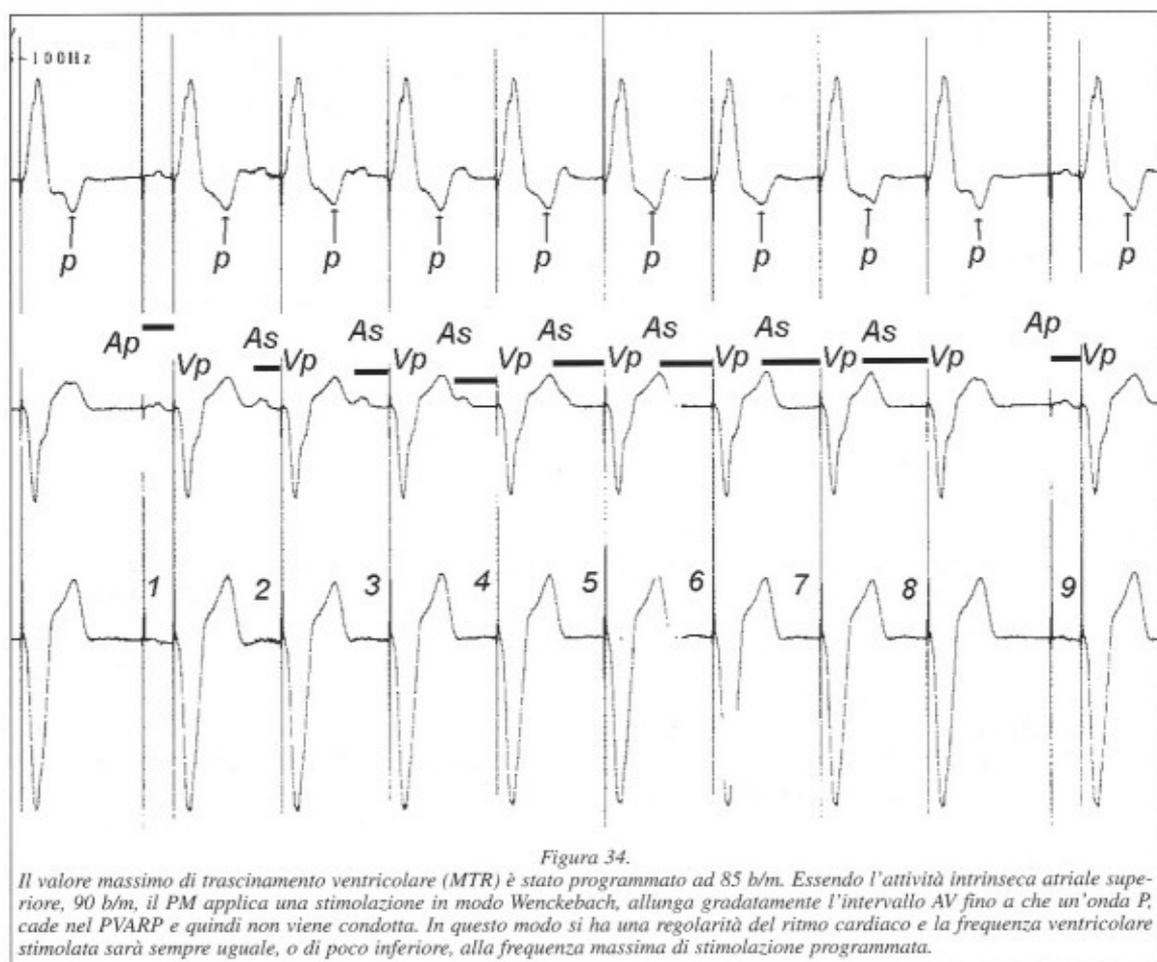
Frequenza

La programmabilità di questo parametro consente di definire il valore della frequenza di stimolazione, che può essere scelta generalmente, in una ampia gamma di valori, da 30 a 150-180 b/min., con diversi passi di programmabilità ad esempio da 1 a 10 b/min. Nelle modalità con stimolazione inibita, il valore della frequenza definisce il valore minimo sotto il quale la frequenza cardiaca non può scendere, in quanto interviene il PM a stimolare il cuore. Nella modalità fissa questo valore determina la frequenza di uscita dello stimolatore, indipendentemente dalla presenza di attività spontanea.

Frequenza massima di trascinamento (MTR)

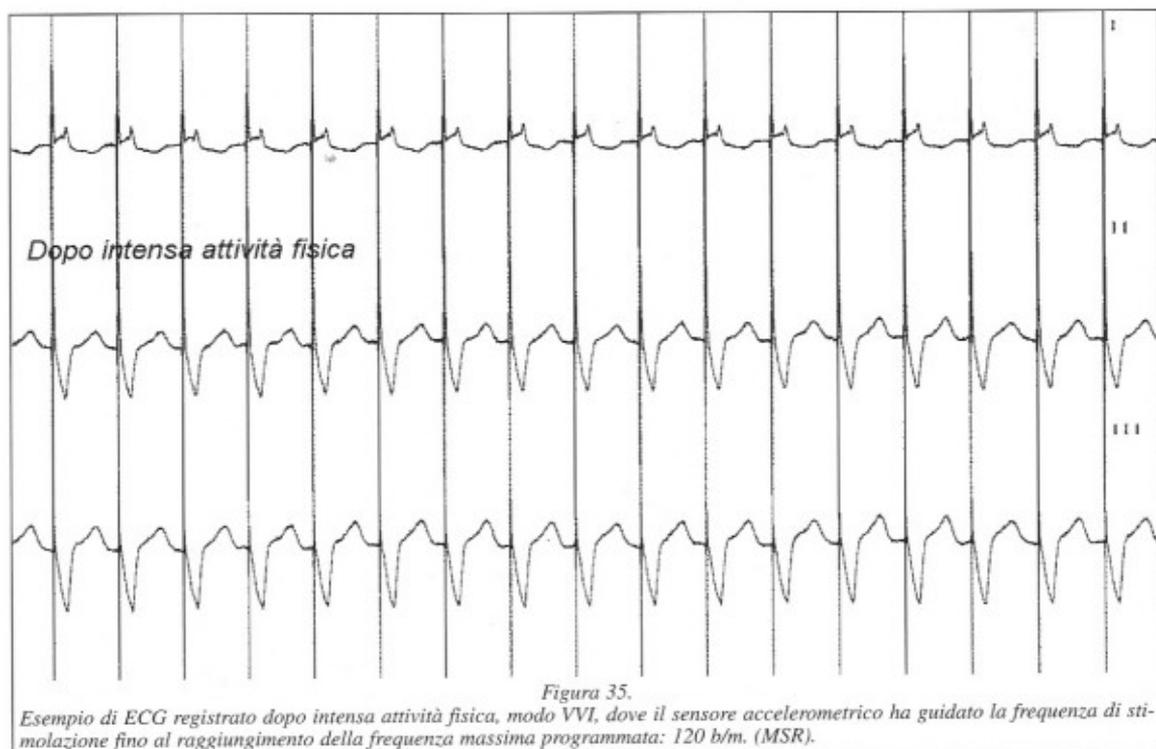
Con questo parametro, nelle modalità: DDD(R) e VDD, si limita il valore massimo di trascinamento entro cui ad un evento atriale sentito, deve far seguito uno stimolo ventricolare.

Frequenze atriali superiori verranno condotte in modo Wenkebach. Tale valore deve essere anche indicato nelle modalità monocamerale definite triggerate: AAT e VVT. In questo caso eventi spontanei: atriali AAT, o ventricolari VVT, superiori al valore massimo programmato, saranno triggerati con stimoli che si succederanno al di sotto del valore massimo.



Frequenza massima del sensore (MSR)

Con questo termine si intende il valore massimo della frequenza di stimolazione, che può essere raggiunta guidata dal sensore. Questo parametro è presente nel modo di funzionamento **Rate responsive (R)**, e può avere valori inferiori, uguali o superiori alla frequenza massima di trascinamento.



Isteresi

Nelle modalità: AAI, VVI, DDD, VDD e DDI l'intervallo base di frequenza di intervento del PM, dopo un evento spontaneo verrà prolungato di un determinato valore programmabile chiamato isteresi. Esempio: frequenza programmata 60 b/m, isteresi 50 b/m, oppure riduzione del valore di frequenza di 10 b/m, l'intervallo di frequenza di stimolazione dopo un evento spontaneo si allungherà da 1000 ms. (60 b/m) a 1200 ms. (50 b/m) per poi stimolare al valore della frequenza programmata. L'attivazione di questo parametro ha lo scopo di mantenere più a lungo il ritmo spontaneo. Nelle stesse modalità ma con funzione di adattamento di frequenza (R), la frequenza di isteresi sarà calcolata in modo dinamico abbassando la frequenza indicata dal sensore.

Ricerca Isteresi

Questo parametro cerca di ristabilire il ritmo spontaneo dopo una serie di eventi stimolati. Il numero di eventi consecutivi stimolati può essere programmato, ad esempio da 250 a 4000 cicli. Dopo il numero di cicli previsti, il temporizzatore della frequenza di stimolazione allungherà uno o più intervalli (programmabili) di stimolazione, al valore di frequenza di isteresi.

Frequenza notturna

Questo parametro consente di ridurre la frequenza minima di stimolazione durante le ore del sonno. Occorre quindi programmare un valore di frequenza "notturna", che può ridurre la frequenza minima da 5 a 30 b/m. Per ottenere questo scopo, visto che il PM dispone di un orologio interno è sufficiente programmare l'ora in cui il paziente dichiara di andare a dormire e l'ora in

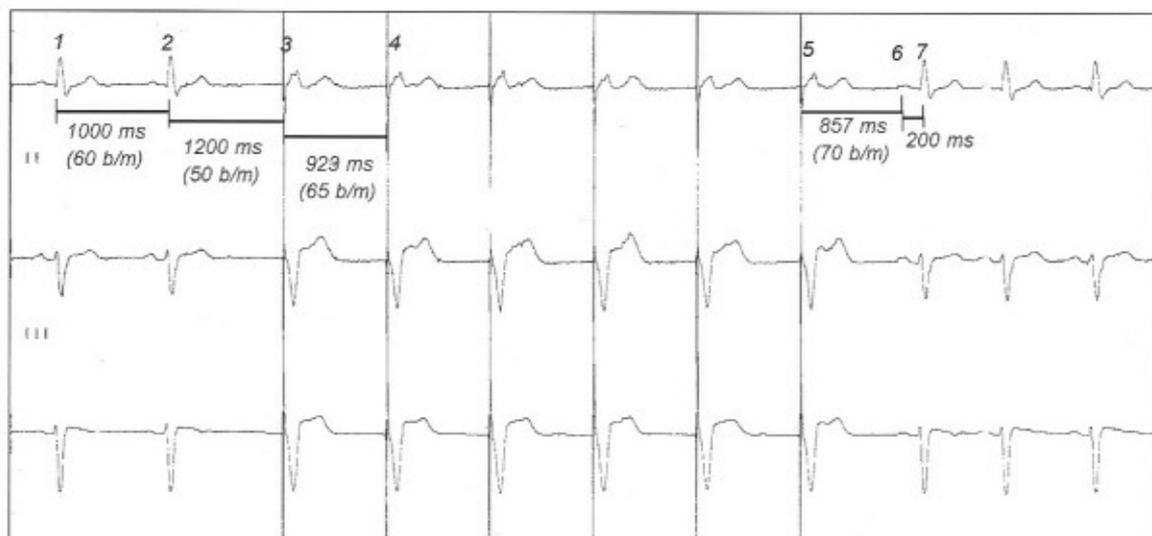


Figura 36.

Nel tracciato ECG, esempio di isteresi, in cui è presente una modalità di funzionamento del PM in VDD, il complesso 1-2 documenta un'attività spontanea a circa 60 b/m (1.000 ms.); il successivo, complesso 2-3, presenta un intervallo più lungo che viene interrotto da una stimolazione ventricolare, questo intervallo a frequenza di 50 b/m (1.200 ms.), viene chiamato intervallo di Isteresi. Il PM da questo momento, per inibirsi, attende un evento atriale o ventricolare, con un intervallo più breve del valore della frequenza base di stimolazione programmato. Atteso tale tempo il PM stimola il ventricolo, con un intervallo di 65b/m (923 ms.), complesso 3-4. Tale stimolazione si mantiene fino al complesso 5. Il successivo intervallo di tempo V-A (5-6) risulta più breve, 857 ms. (70 b/m) per cui si inibisce la stimolazione e inizia l'intervallo AV (6-7). A questo punto, ripristinata l'attività spontanea, ha inizio un nuovo intervallo di Isteresi, per l'intervento di stimolazione del PM.

cui abitualmente si sveglia. Il PM all'orario fissato comincerà a ridurre lentamente, ad esempio in un'ora, il valore della frequenza di stimolazione che manterrà durante l'intero periodo notturno, per poi cominciare a risalire al valore di frequenza base programmata all'ora prevista per il risveglio.

N.B. Qualora il PM sia un Rate Responsive il valore di frequenza notturna non inciderà la variazione in frequenza imposta dal sensore. Ad esempio se durante la notte il paziente non va a riposare, oppure se smette di riposare e inizia una qualsiasi attività, la frequenza di stimolazione sarà quella indicata dal sensore.

Frequenza di riposo

Questo parametro è presente nei PM con modulazione di frequenza [R]. In questo caso il calo della frequenza di stimolazione, avviene quando il sensore non riconosce lo stato di attività e quindi riduce gradatamente la frequenza al valore di riposo impostato.

Periodi refrattari

Il periodo refrattario sta ad indicare quell'intervallo che segue un evento stimolato o rilevato, durante il quale il PM, pur in presenza di segnali rilevati non svolge alcuna funzione di inibizione o di trigger. Al fine di evitare sincronizzazioni e inibizioni non desiderate sono stati realizzati diversi periodi refrattari:

- **Periodo refrattario atriale (PRA)**

Questo periodo refrattario nei PM monocamerale atriali (AAI, AAIR, AAT) indica quel-

l'intervallo di tempo che interviene immediatamente dopo un evento sentito o stimolato dell'atrio, durante il quale un'eventuale sensing dell'atrio non dà origine ad alcuna inibizione o sincronizzazione.

- **Periodo refrattario atriale post ventricolare (PVARP)**

Nei PM bicamerali, questo intervallo di tempo sul canale atriale (PVARP) interviene dopo un evento ventricolare sentito o stimolato. Durante tale periodo un evento atriale sentito non darà origine alla inibizione del contatore atriale, di conseguenza non si attiverà alcun intervallo AV. La possibilità di programmare questo intervallo di tempo, risulta molto utile nell'evitare una rilevazione di conduzione retrograda dell'atrio dopo uno stimolo ventricolare. Questo fenomeno di retroconduzione può dare origine ad una tachicardia mediata dal pacemaker (TMP). Pertanto un intervallo più lungo del PVARP rispetto al tempo di retroconduzione VA non dà origine alla TMP.

Al fine di non limitare nei modi: DDD(R) o VDD, il raggiungimento di frequenze elevate, e quindi ridurre il fenomeno di Wenkebach o di blocco 2:1, è stato realizzato un PVARP di tipo dinamico. Per ottenere ciò occorre programmare due valori di PVARP minimo e massimo, all'aumentare della frequenza il PVARP si ridurrà in modo lineare, mentre si allungherà al diminuire della frequenza. Questo metodo può ridurre la possibilità di avere stimoli atriali competitivi e tachicardie mediate dal PM (TMP) a frequenze basse, mentre occorre fare attenzione a non programmare il valore minimo del PVARP più basso del valore di conduzione VA.

Un'altra possibilità per non avere una PMT, è la programmazione del prolungamento del PVARP in presenza di una extrasistole ventricolare, oppure in presenza di uno stimolo ventricolare non preceduto dall'atrio (modo VDD: attività intrinseca atriale inferiore al valore minimo di frequenza programmato).

- **Periodo refrattario ventricolare (PRV)**

Durante questo intervallo di tempo nei PM in cui è presente la rilevazione o lo stimolo della camera ventricolare, non dà origine ad alcuna inibizione né ad una sincronizzazione. Nei PM bicamerali, la programmazione di questo valore deve essere più breve del PVARP, al fine di non creare delle incompatibilità che possono generare una stimolazione competitiva con il ventricolo. Nel caso in cui il PRV sia più lungo del PVARP, un evento atriale sentito alla fine del PVARP a cui segue un evento ventricolare spontaneo che però ricade nel PRV e quindi non sentito dalla camera ventricolare, darà origine alla fine dell'intervallo AV, ad uno stimolo ventricolare determinando una competizione ventricolare.

Diversi programmatori non consentono programmazioni di valori di frequenza, periodi refrattari e quanto altro li possa mettere in conflitto, mostrando parametri e valori di conflitto ed eventualmente offrendo delle spiegazioni.

PERIODO DI BLANKING E FINESTRA DI RILEVAMENTO CROSS TALK

Il fenomeno di Cross talk consiste nel rilevamento da parte di un canale del PM dell'impulso erogato nell'altro canale, fenomeno denominato "diafonia". L'aspetto preoccupante di tale fenomeno, consiste nella possibilità che lo stimolo generato nell'atrio, possa essere sentito in ventricolo. Ciò determinerebbe una inibizione della stimolazione nella camera ventricolare.

Per prevenire tale fenomeno nel canale d'ingresso (Ventricolo), opposto al canale di uscita dello stimolo (Atrio), ha inizio un periodo di Blanking. Tale periodo consiste nel disabili-

tare per un breve periodo di tempo il circuito di ingresso, ciò si traduce nella incapacità totale di quel canale di sentire qualunque tipo di segnale elettrico. Tale periodo viene compreso tra i 10 e i 50 ms., in alcuni PM l'intervallo di Blanking risulta programmabile.

Un fenomeno di competizione tra un evento ventricolare spontaneo e un immediato stimolo ventricolare, può verificarsi in presenza di un Blanking molto lungo. Una attività ventricolare spontanea, onda R, che precocemente interviene dopo uno stimolo atriale durante un periodo di Blanking lungo, può non essere sentita. Pertanto al termine dell'intervallo AV verrà erogato uno stimolo ventricolare, che risulterà competitivo con quello spontaneo non rilevato. Nella figura 37 complesso 6, viene mostrato tale fenomeno. In senso opposto qualora il periodo di Blanking dovesse essere molto breve, potrebbero risultare dei fenomeni di far field ventricolare, cioè una inibizione della stimolazione ventricolare, figura 38.

Per evitare tale fenomeno e realizzare una stimolazione in sicurezza, ad un periodo di Blanking breve, si associa una **finestra di rilevamento di Cross talk**.

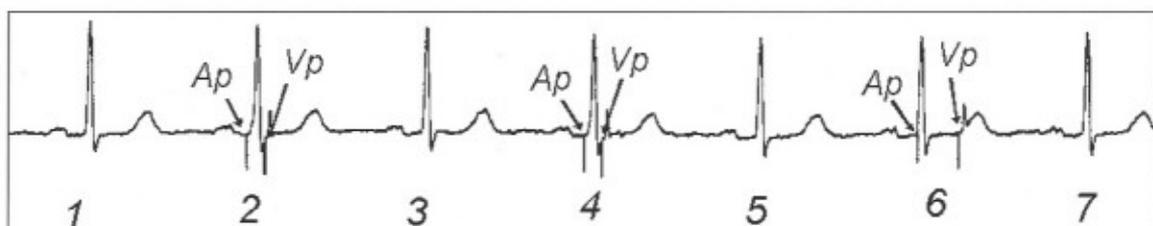


Figura 37.

Modo DDD, freq. 60 - 120 b/m, AV 250, sens. A 1 mV. Il Tracciato ECG presenta un difetto di sensing atriale nei complessi 2, 4 e 6. A causa di ciò nel complesso 6 la stimolazione atriale avviene contemporaneamente al complesso spontaneo ventricolare, il quale non viene sentito perché presente durante il periodo di Blanking ventricolare, quindi, esaurito l'intervallo AV, il PM eroga l'impulso ventricolare. Tale impulso non viene condotto perché cade nel PRV.

Nei complessi 2 e 4 la stimolazione atriale, a causa del mancato sensing atriale, cadendo nel periodo di Cross talk attiva una stimolazione ventricolare di sicurezza, intervallo AV breve.

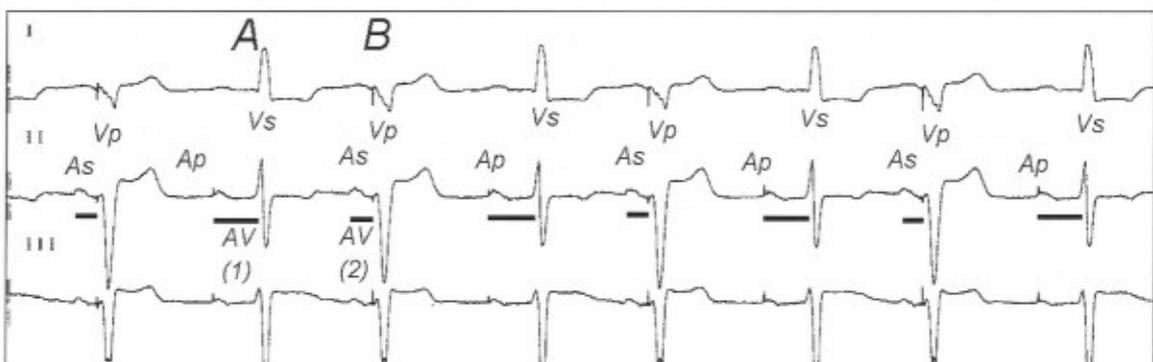


Figura 38.

PM bicamerale Modo DDD, freq 60 - 120 b/m., Intervallo AV (2) di sens. 150 ms., AV (1) di pacing 180 ms.

Nei complessi di tipo A (pacing atriale e sensing ventricolare) è presente la stimolazione del canale atriale (Ap), a cui segue, dopo un intervallo AV di 340 ms. (intervallo AV programmato 180 ms.), un complesso ventricolare spontaneo (Vs). Il mancato intervento della stimolazione ventricolare è dovuto ad un sensing del canale ventricolare.

Tale fenomeno di sensing dello stimolo atriale, che viene percepito sul canale ventricolare (diafonia tra canali) a causa di molteplici fattori, viene riconosciuto dal PM come se fosse un'attività spontanea del ritmo ventricolare. Tale fenomeno, denominato Far field, inibisce l'attività di pacing ventricolare, anche se durante l'intervallo AV non emerge alcuna attività spontanea ventricolare. Nel complesso di tipo B (sensing atriale e pacing ventricolare), a seguito di un sensing atriale (As) scatta l'intervallo AV, alla fine del quale il PM eroga lo stimolo ventricolare (Vp).

Durante tale periodo, qualora il canale ventricolare dovesse sentire una qualsiasi attività elettrica, il PM erogherà uno stimolo ventricolare, il cui intervallo AV risulterà più breve di quello programmato. Tale fenomeno viene denominato: **intervallo di stimolazione ventricolare di sicurezza**. Figura 39.

I primi PM con modalità DDD avevano questo intervallo a 110 ms., nel modo comune di descrivere tale fenomeno esso viene descritto come il "fenomeno dei 110 ms."

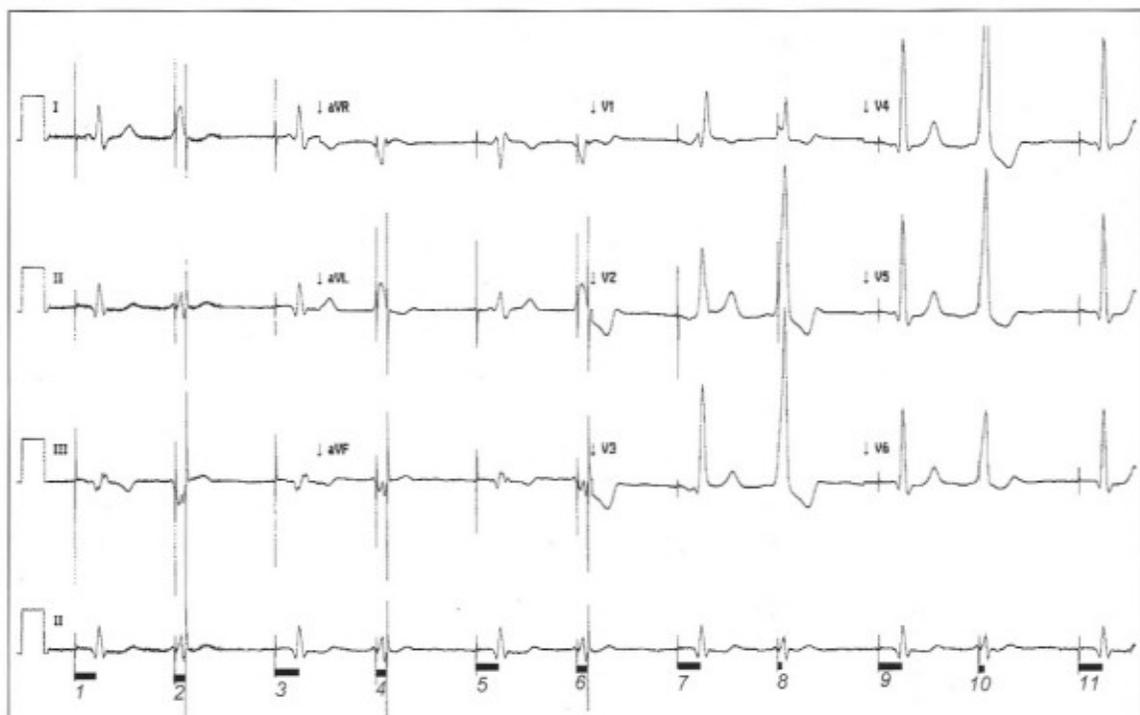


Figura 39.

Il tracciato ECG presenta ritmo da PM bicamerale nella modalità DDD. Il ritmo si presenta con un bigeminismo ventricolare con cui il PM interagisce con modalità diverse. In tutti i complessi è presente una stimolazione atriale, la quale avvia un intervallo AV a cui seguono comportamenti diversi. E' proprio il bigeminismo ventricolare, il cui intervallo di scappamento è quasi uguale all'intervallo VA, a far determinare tali comportamenti. Analizzando il ritmo si può dire che nei complessi: 1, 3, 5, 7, 9 e 11, dopo la stimolo atriale, segue il complesso ventricolare spontaneo, che inibisce lo stimolo ventricolare. Mentre nei complessi 2, 4 e 6, dopo lo stimolo atriale interviene lo stimolo ventricolare il cui intervallo AV risulta molto breve: 100 ms. Tale fenomeno denominato: "Intervallo di stimolazione ventricolare di sicurezza", interviene quando il canale ventricolare durante il periodo di Cross Talk effettua un sensing in questo caso una Extrasistole.

Questo evento non deve essere scambiato per un mancato sensing ventricolare.

Nei complessi 8 e 10 invece il sensing avviene al di fuori del periodo di CrossTalk, per cui il PM inibisce la stimolazione ventricolare.

CIRCUITO (CANALE) D'USCITA E D'INGRESSO

Il circuito d'uscita e d'ingresso possono avere un collegamento con l'elettrocatteter sia di tipo Bipolare che Unipolare. Questo può essere reso possibile, a seconda del tipo di catetere elettrodo utilizzato e della programmabilità della polarità dei due circuiti.

Il circuito d'uscita si caratterizza per la programmabilità dell'impulso di stimolazione: **ampiezza e durata**.

Il circuito d'ingresso per la programmabilità del valore di **sensibilità** necessaria a sentire l'attività elettrica spontanea del cuore.

Ambedue i circuiti consentono, oramai nella maggior parte dei pacemaker, di programmare separatamente per ogni camera cardiaca, la **polarità** del circuito di stimolazione e del sensing, compatibilmente con il tipo di elettrocattetero utilizzato.

Ampiezza

Con questo termine viene indicato il valore in Volt (V) del generatore d'impulsi, cioè l'ampiezza dell'impulso di stimolazione. La programmabilità di questo parametro consente la variazione dell'ampiezza da valori compresi, in genere, tra 0,1 V e 8 V, con incrementi sia di piccoli passi 0,1V che di passi diversi, es. 0,5V-1-2,5V.

La programmabilità di questo parametro è molto importante sia per effettuare una stimolazione con il giusto margine di sicurezza, che per far risparmiare energia alla batteria. L'energia emessa è proporzionale al quadrato dell'ampiezza, il doppio dell'ampiezza si traduce nel quadrato dell'energia.

Nella modalità bicamerale essendo i canali per l'atrio e il ventricolo separati, è possibile programmare valori di uscita in modo differente tra loro, soddisfacendo così i criteri di risparmio dell'energia.

Già da diversi anni è in uso un automatismo per la rilevazione della soglia di stimolazione della camera ventricolare, che consente di autoregolare l'ampiezza dell'impulso di stimolazione, rispettando i criteri di sicurezza e autoprogrammando l'uscita al doppio del valore di soglia rilevato. Tale metodo è in grado di rilevare per ogni battito stimolato la depolarizzazione indotta dallo stimolo, quindi riducendo progressivamente l'impulso di stimolazione, tale automatismo, è in grado di rilevare la soglia di stimolazione. Al momento in cui lo stimolo non produce una depolarizzazione, dopo pochi ms. interviene uno stimolo di supporto al valore di uscita massima che garantisce il ritmo del cuore.

Altri metodi sono basati sulla rilevazione automatica delle soglie di stimolazione, ne rilevano l'andamento e ne fissano i valori nella memoria del PM.

Durata dell'impulso

L'impulso di stimolazione emesso dal generatore ha una durata programmabile, in genere, da 0,1 a 2 ms., con passi di 0,1ms. Anche questo parametro è legato al consumo di energia, un valore doppio dell'impulso di stimolazione raddoppia il consumo di energia.

Un'appropriata programmazione di questo valore unitamente a quello dell'ampiezza garantisce un adeguato margine di sicurezza e un consumo minimo dell'energia.

Sensibilità

Questo parametro consente di rilevare il segnale intrinseco della camera cardiaca. Il valore programmato consente di rilevare tutti quei segnali che superano tale valore, mentre non consente di rilevare quelli inferiori a tale valore. A seconda di quale camera cardiaca si vuole rilevare i valori di massima sensibilità sono diversi:

- Atrio: da 0,1 mV (massima sensibilità) a 7-10 mV, con incrementi di 0,5 – 1 mV.
- Ventricolo: da 0,5/1 mV (massima sensibilità) a 10 mV, con incrementi di 0,5-1 mV.

Oltre alla programmazione fissa del valore di sensibilità, possiamo avere un sistema automatico in grado di modificare ad ogni ciclo cardiaco il proprio livello di sensibilità. Tale automatismo definito come: **autosensing** o **rilevazione automatica**, consente di mantenere il livello di sensibilità ad un valore che garantisca il rapporto segnale/sensibilità di 2:1.

Polarità

La polarità dell'elettrocattetero può essere programmata a seconda del tipo utilizzato: unipolare o bipolare. Occorre quindi programmare in fase d'impianto o in predimissione la polarità dell'elettrodo. Con un elettrocattetero unipolare non è possibile effettuare alcuna programmazione della polarità, mentre con un elettrocattetero bipolare la programmazione della polarità può essere articolata per funzioni di pacing e sensing in modo separato ed indipendente tra loro. Pertanto si possono ottenere per la stessa camera soluzioni che prevedono, ad esempio: una stimolazione unipolare ed un sensing bipolare o viceversa, oppure ambedue le funzioni unipolari o bipolari.

Una importante funzione, se presente, è quella della commutazione in sicurezza. Tale funzione sulla base dei valori rilevati dell'impedenza del circuito di stimolazione, sia se troppo alti che troppo bassi, commuta la configurazione della polarità di stimolazione e sensing, da bipolare a monopolare.

INTERVALLO (RITARDO) ATRIO-VENTRICOLARE (AV)

Questa funzione programmabile nei pacemaker bicamerali: DDD(R), DDI(R), DVI(R), VDD è quell'intervallo di tempo che inizia dopo un evento atriale spontaneo o stimolato e al cui interno, il circuito d'ingresso ventricolare del pacemaker, attende un evento ventricolare spontaneo, scaduto il quale il circuito d'uscita del ventricolo eroga lo stimolo. Ciò può essere definito

Intervallo AV fisso

Al fine di ottenere una migliore funzione emodinamica e quindi di riempimento delle camere ventricolare, è importante che il sincronismo atrio-ventricolare sia mantenuto nel modo più fisiologico possibile. Pertanto sono stati applicati all'intervallo AV alcuni criteri per ottenere la migliore funzione emodinamica. Questi sono:

- **Intervallo AV dinamico**

Il ritardo AV dinamico tende a simulare la funzione del nodo AV, il quale in funzione del rallentamento o dell'incremento della frequenza cardiaca, rispettivamente aumenta o diminuisce l'intervallo AV. Allo stesso modo, attivando la funzione "AV dinamico" e impostando i valori dell'intervallo AV massimo e minimo, il PM varierà l'intervallo AV all'interno dei valori minimo e massimo impostati, a seconda dell'intervallo A-A. Quindi in presenza di un nodo del seno efficiente con un incremento dell'attività atriale spontanea (MTR), oppure con un nodo del seno con incompetenza cronotropa ma con un pacemaker con funzione di adeguamento della frequenza cardiaca (R) e quindi con una stimolazione dell'atrio tra i valori di minima e massima frequenza guidata dal sensore (MSR), l'intervallo AV si adeguerà in modo lineare a seconda dell'intervallo A-A precedente.

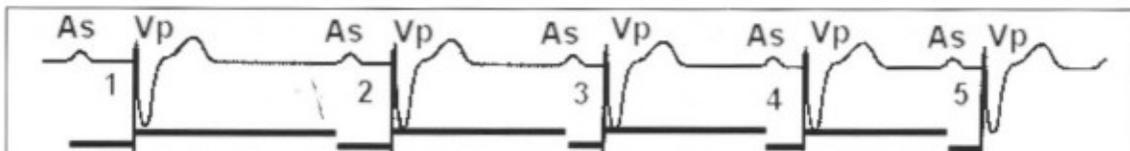
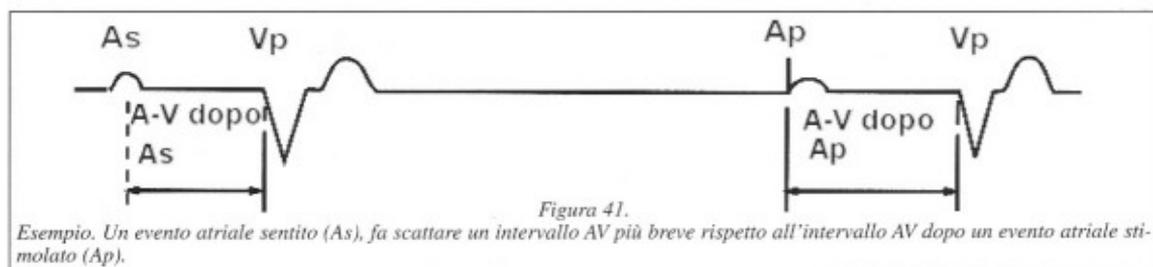


Figura 40.

Esempio. Nel complesso 1 l'intervallo AV è di 200 ms., quasi pari al valore massimo di intervallo AV programmato, in quanto la frequenza rilevata A-A è prossima al valore-minimo di frequenza programmata. Man mano che l'intervallo A-A diminuisce (complessi 234), l'intervallo AV si accorcia fino a raggiungere l'intervallo AV più breve programmato 100 ms. (complesso 5).

- Intervallo AV differenziale o compensazione ritardo AV

Questa funzione differenzia l'intervallo AV a seconda se l'atrio è stimolato o sentito. Nel caso in cui l'atrio sia stato rilevato, verrà applicato un ritardo AV più corto dell'intervallo AV impostato. La programmazione prevede due possibilità, la prima presenta un accorciamento fisso del valore AV, di norma 40-50 ms., la seconda offrendo la programmabilità di questo accorciamento dell'intervallo AV tra valori mediamente compresi tra 30-60 ms. Il metodo dell'intervallo AV dinamico non presenta alcun conflitto con questo metodo, anzi i due si completano.



- Ricerca dell'intervallo AV – Ricerca isteresi Intervallo AV

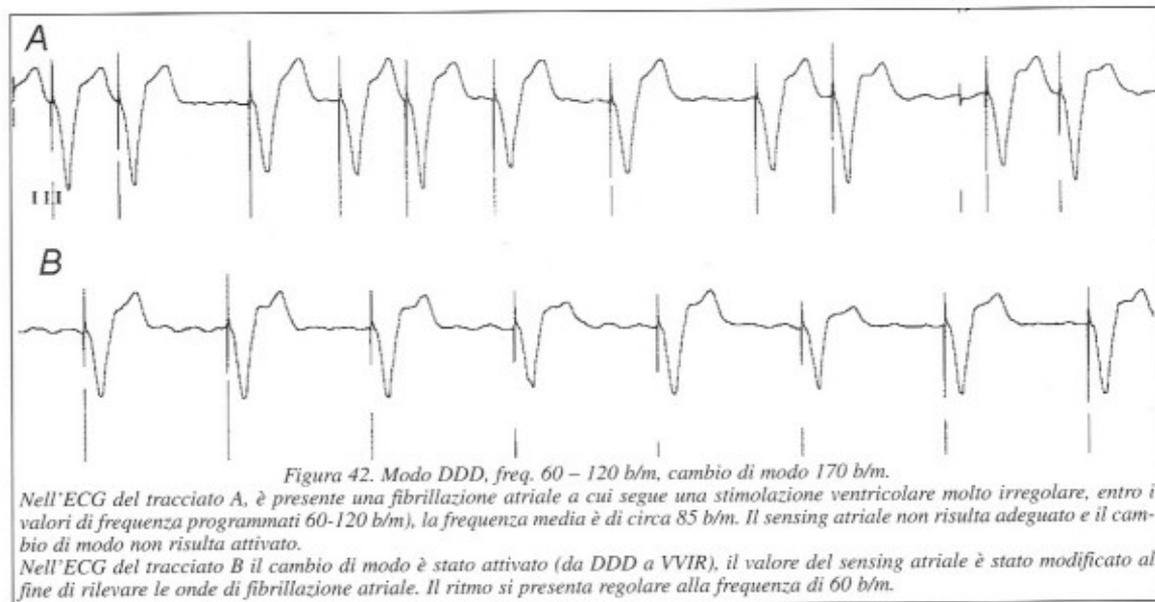
In quei pazienti in cui la conduzione AV intrinseca presenta blocchi parossistici o blocchi dipendenti dall'aumento della frequenza atriale, può risultare utile attivare la funzione di isteresi del ritardo AV, al fine di favorire un'attività del nodo AV e quindi risparmiare energia evitando una stimolazione ventricolare che altrimenti sarebbe quasi sempre attiva. Per ottenere ciò il PM dopo un periodo continuo di stimolazione del ventricolo, allunga, per un certo numero di intervalli AV consecutivi lo stesso intervallo fino ad un massimo di 300 ms., al fine di far emergere l'attività spontanea ventricolare. Se ciò non accade l'intervallo AV torna ai valori programmati, predisponendosi, dopo il solito periodo previsto di stimolazione continua ventricolare ad un nuovo ciclo di ricerca dell'AV spontaneo.

RISPOSTA AUTOMATICA IN PRESENZA DI EVENTI ARITMICI SPONTANEI

Cambio di Modo. In presenza di un'aritmia atriale: tachicardia, fibillazione e flutter, il PM la riconosce e commuta la modalità di stimolazione. Il cambio di modo permane fino a che l'aritmia atriale è presente, cessata la quale la modalità di funzionamento torna alla modalità originale. Per poter fare questo anche quando il PM funziona nella modalità monocamerale, l'atrio continua ad effettuare il sensing. Diversi sono i criteri che i costruttori hanno utilizzato, sia per il riconoscimento dell'aritmia che del ripristino della modalità originale di stimolazione. Per cui non vale una regola fissa ma ogni PM presenta delle diverse modalità di applicazione:

- Da DDD a VDI o VDIR. Il riconoscimento dell'aritmia avviene solo se l'attività atriale spontanea supera i valori, programmabili, di frequenza (ATR) e durata (numero dei cicli) della tachicardia. Al cessare dell'aritmia, il ritorno alla modalità DDD avviene attraverso una riduzione graduale dell'allungamento dell'intervallo di stimolazione, fino al valore della frequenza base o del ritmo spontaneo. E' anche possibile programmare un limite di frequenza inferiore (ATR) dopo la fine della tachicardia, che può essere superiore alla frequenza base programmata.

- Da DDD a DDI. Il criterio di cambio di modo si basa sul rapporto X/Y. Dove per Y sono il numero di cicli consecutivi atriali, per X il numero di cicli con durata della tachicardia. Il PM monitorizza costantemente gli intervalli degli ultimi n° (programmabile) cicli (Y), se all'interno di esso rileva n° (programmabile) cicli con durata del valore (programmabile) della tachicardia e il rapporto X/Y è soddisfatto, avviene la commutazione in DDI. Questa modalità viene mantenuta fino a che il criterio del rapporto X/Y viene soddisfatto. La commutazione, al modo originale avviene solo in mancanza di questo criterio.



FALLBACK, ATTENUAZIONE IN SALITA DELLA FREQUENZA DI STIMOLAZIONE

Nella modalità bicamerale, in presenza di tachiaritmie atriali al fine di evitare il trascinarsi ventricolare a frequenze elevate, il PM memorizza l'intervallo A-A, precedente a quello preso in esame. Se un evento con un intervallo A-A (programmabile) entra in questa finestra che possiamo definire di "prematività", lo stimolatore ignora questo evento e non dà seguito all'intervallo AV. In presenza di tachicardia atriale il PM può avere diversi comportamenti, a seconda dell'algoritmo di intervento: sincronismo AV 2:1, allungamento intervallo AV, Rate Smoothing.

RATE SMOOTHING, ATTENUAZIONE IN DISCESA DELLA FREQUENZA DI STIMOLAZIONE

In presenza di una stimolazione ventricolare atrioguidata, in cui il ritmo atriale si riduce bruscamente, al fine di evitare una immediata e brusca variazione della frequenza di stimolazione, il PM allunga gradatamente l'intervallo di stimolazione, valore di decremento programmabile, sino a raggiungere il valore di frequenza base impostato.

TACHICARDIA MEDIATA DAL PM (TMP)

Quando un evento atriale sentito precocemente dopo un evento ventricolare stimolato, l'intervallo VA viene rilevato e confrontato con il precedente. Se l'intervallo rimane costante per più



periodi consecutivi, anche in presenza o meno di variazione dell'intervallo AV che il PM applica, tale evento viene riconosciuto come di "retroconduzione". Il PM a questo punto applica il prolungamento del PVARP per uno o più cicli, facendo capitare l'evento atriale retrocondotto dentro tale periodo, quindi, non sentendo più l'atrio, attiverà il canale atriale di stimolazione alla frequenza programmata, dando inizio ad un intervallo AV.

PARAMETRI CHE REGOLANO LA MODALITÀ A FREQUENZA VARIABILE (R)

Sensori, brevi nozioni.

La necessità di variare la frequenza di stimolazione in funzione delle necessità metaboliche si

è realizzata con l'introduzione nel PM di sensori in grado di rilevare le variazioni di diversi parametri fisiologici, i quali risultano connessi alle variazioni delle esigenze metaboliche. I segnali rilevati e opportunamente trattati, a seconda del tipo di sensore, sono poi utilizzati per la variazione della frequenza di stimolazione.

La relazione tra i segnali trattati e la risposta della frequenza di stimolazione, segue un andamento dettato dal tipo di curva di risposta della frequenza, che può essere del tipo: lineare, logaritmica o complessa.

Nel corso degli anni sono stati prodotti molti tipi di sensori, quelli in uso più comune sono: Accelerometro, Vibrazioni muscolari, Ventilazione Minuto, Frequenza Respiratoria, Intervallo QT indotto, Contrattilità miocardica.

Le caratteristiche principali di un sensore sono: sensibilità al riconoscimento del parametro, specificità al riconoscimento, proporzionalità tra variazione del parametro e risposta della frequenza di stimolazione, stabilità e affidabilità.

Identificare in un sensore tutte queste caratteristiche sarebbe aver realizzato il sensore ideale, ognuno dei sensori oggi in uso presentano caratteristiche ottime in uno o due parametri ma non in tutti, per aumentare il numero dei parametri con ottime risposte, si è proceduto ad utilizzare due sensori contemporaneamente. Il doppio sensore viene impiegato tra quelli che utilizzano i parametri fisiologici e che presentano un ritardo nel riconoscimento dell'attività fisica: Ventilazione Minuto, Frequenza Respiratoria e Intervallo QT, per cui abbinati ai sensori di attività che invece riconoscono immediatamente l'attività fisica, quali: Accelerometro e Vibrazioni muscolari, presentano una risposta valida alle richieste metaboliche del paziente.

PROGRAMMAZIONE DELLA FUNZIONE RATE RESPONSIVE

L'attivazione nella modalità Rate Responsive determina una programmabilità di una serie di parametri che possono essere diversi a seconda del tipo di sensore utilizzato. Per alcuni sensori possono essere richieste delle misure o delle procedure che facilitano l'uso e lo personalizzano al paziente. Alcuni programmatori guidano l'utente nella valutazione dei parametri rate responsive, personalizzandone l'impiego.

Un tentativo di descrivere alcuni parametri programmabili comuni, sono:

- **Fattore di risposta.** Con questo termine si intende la possibilità che il PM vari la frequenza di stimolazione, al di sopra del limite inferiore di frequenza programmata, in rapporto all'attività del paziente. Prendendo come riferimento l'attività svolta dal paziente, possiamo ottenere per quel tipo di attività differenti risposte nella frequenza di stimolazione:

- veloce se è stato scelto un fattore di risposta rapido;
- bassa se è stato scelto un fattore di risposta basso.

Tutti i fattori di risposta possono raggiungere il valore massimo della frequenza di stimolazione programmata (MSR), ma con attività molto differenti. Di norma questo parametro consente programmazioni che vanno da un fattore di risposta lenta = 1, ad un fattore di risposta rapida = 10-16.

Differenti possono essere gli incrementi di frequenza per quel tipo di sforzo, a seconda se la curva di risposta è lineare, logaritmica o complessa.

Per la risposta lineare e logaritmica è sufficiente impostare i valori di frequenza base e di massima frequenza del sensore.

Per adeguare la stimolazione ad uno sforzo in modo diverso dalle precedenti risposte, è stata realizzata una risposta a curva spezzata che divide il fattore di risposta in due curve, la prima più rapida e quindi una stimolazione prontamente adeguata allo sforzo, la seconda più lenta, che parte dalla fine della prima, e che raggiunge la frequenza di stimolazione massima in un tempo più

lungo rispetto a quello che avrebbe raggiunto con un'unica curva. Per ottenere ciò è indispensabile fissare la frequenza intermedia che divide le due curve.

Possono essere attivati fattori di risposta automatici, personalizzati sul paziente, i quali rispondono a criteri che si basano sul rilevamento continuo dei dati del sensore e individuano il fattore di risposta più adeguato per il paziente.

Per i sensori basati sull'attività, occorre programmare una serie di altri parametri:

- **Soglia di attività.** Tale parametro si basa sull'intensità minima dell'attività che può attivare la risposta in frequenza. I valori possono essere scelti tra vari livelli che variano da un'attività molto bassa ad una attività molto alta. A seconda del parametro di attività programmato, avremo l'inizio o meno di incremento della frequenza di stimolazione, se l'attività che il paziente svolge a raggiunto il valore di soglia di attività o meno.
- **Tempo di reazione.** Al momento in cui si rileva un'attività al di sopra del valore di soglia, la frequenza di stimolazione aumenta, la rapidità con cui essa aumenta viene determinata dal tempo di reazione.
- **Tempo di recupero.** Questo parametro risulta indispensabile sui sensori meccanici, in quanto al cessare dell'attività il sensore, non rilevando più la stessa, farebbe diminuire drasticamente la frequenza di stimolazione fino al valore di frequenza base. Pertanto non essendo il sensore in grado di guidare la discesa della frequenza in modo regolare e graduale, occorre programmare delle curve del tempo di recupero, le quali presentano in genere una scelta tra un valore minimo, basso tempo di recupero e massimo, alto tempo di recupero.

I parametri sopra descritti rappresentano un comune denominatore per molti tipi di sensori, alcuni invece necessitano di misure o rilevazioni proprie del sensore utilizzato, quali quelli che si basano sul:

- a) parametro respiratorio del volume minuto (VM) o della frequenza respiratoria
- b) intervallo del QT indotto;
- c) contrattilità miocardica, basata sulla variazione dell'impedenza, o sulla rilevazione del dp/dt della pressione ventricolare destra.

La programmabilità dei parametri di questi sensori spesso viene guidata da procedure presenti nei programmatori, che prevedono una rilevazione automatica volta a personalizzare tali parametri.

Doppio Sensore. Tra i pacemaker che utilizzano tali procedure ci sono sicuramente i pacemaker con doppio sensore. Il motivo di utilizzare due sensori è basato sul principio che non essendoci un sensore, che possa sostituire completamente il nodo seno-atriale, si è pensato di utilizzare due sensori contemporaneamente, al fine di sfruttare le caratteristiche migliori di entrambi, le quali saranno prese in maggiore e prevalente considerazione durante il mancato o tardivo riconoscimento di uno dei due.

Le più comuni associazioni sono: tra un sensore meccanico (accelerometrico) e respiratorio (volume minuto); sensore meccanico (piezoelettrico) e rilevazione dell'intervallo QT.

I pacemaker con doppio sensore presentano delle scelte di programmazione sull'uso del sensore, ad esempio: si possono utilizzare i due sensori separatamente, oppure i due sensori possono essere miscelati con differenti percentuali di utilizzo. Al fine di facilitare l'impiego dei due sensori per una corretta modulazione della frequenza, i produttori hanno realizzato dei sistemi automatici, i quali sono in grado di rilevare e adattare continuamente il fattore di risposta.

F) MISURE E TEST DEL CIRCUITO DI STIMOLAZIONE

RISPOSTA AL MAGNETE

In alcuni PM è possibile programmare la risposta al magnete, cioè è possibile definire il modo di funzionamento magnetico: Asincrono, Spento, Attivazione EGM.

- **Asincrono.** Normalmente questa funzione risulta attiva, e il modo di funzionamento del PM, durante l'applicazione del magnete, risulta in V00 o A00 se monocamerale, oppure D00 se bicamerale.

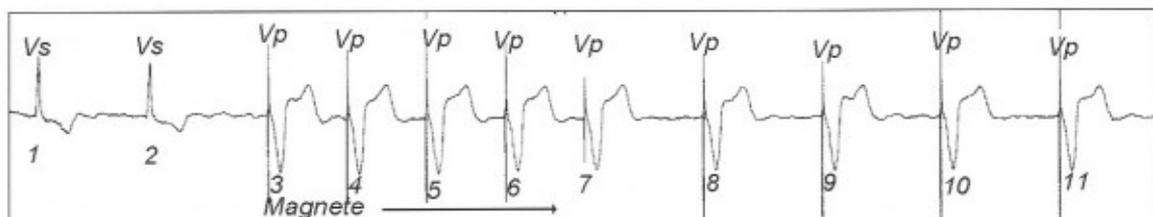


Figura 44.

Esempio di tracciato elettrocardiografico di un paziente, in fibrillazione atriale, portatore di PM. Modalità di funzionamento: VVI. Una volta applicato il magnete, sopra al PM, il campo magnetico attiverà il "reed switch" che commuterà la modalità da VVI a VOO. Diversi sono i modi di funzionamento alla modalità magnetica che le diverse Case Produttrici utilizzano. In questo caso il pacemaker presenta una caratteristica propria di questi modelli. I complessi 1 e 2 sono l'espressione di una attività ventricolare spontanea (Vs); 3,4,5,6, e 7 sono complessi elettrostimolati ad una frequenza di 100 b/min, inoltre il complesso 7 presenta una riduzione della durata dell'impulso di 1/3 del valore programmato. I complessi 8,9,10 e 11 sono elettrostimolati ad una frequenza di 65 b/min.

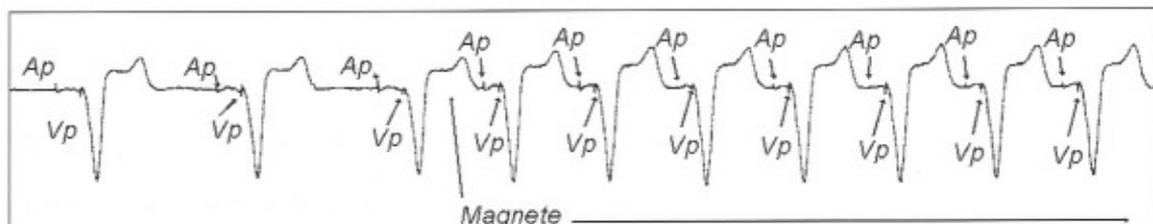


Figura 45.

Esempio di un tracciato ECG di un PM bicamerale Modo DDD. L'applicazione del magnete determina un aumento della frequenza di stimolazione 90 b/m, riduzione a 100 ms dell'intervallo AV e la modalità di funzionamento in DDO.

- **Spento (OFF).** Se programmata in questa modalità la funzione magnetica risulta non funzionante all'applicazione del magnete.
- **Attivazione EGM.** Durante tale funzione risulta attiva la funzione di memorizzazione dell'EGM all'applicazione del magnete. Tale funzione può risultare utile qualora il paziente in presenza di sintomi sia in grado di applicare sul PM il magnete.

EGM endocavitario e marker

Al momento in cui occorre effettuare delle misure sul circuito di stimolazione e sensing è importantissimo, in alcuni casi indispensabile attivare l'EGM con i marker. In particolare i markers rappresentano tutte le operazioni che il pacemaker compie, eventi sentiti e stimolati, interventi di automatismi o indicatori di funzioni particolari. I marker si rivelano degli strumen-

ti indispensabili nel capire il motivo del comportamento del pacemaker, sia di intervento appropriato che di un intervento inappropriato, o mancato intervento.

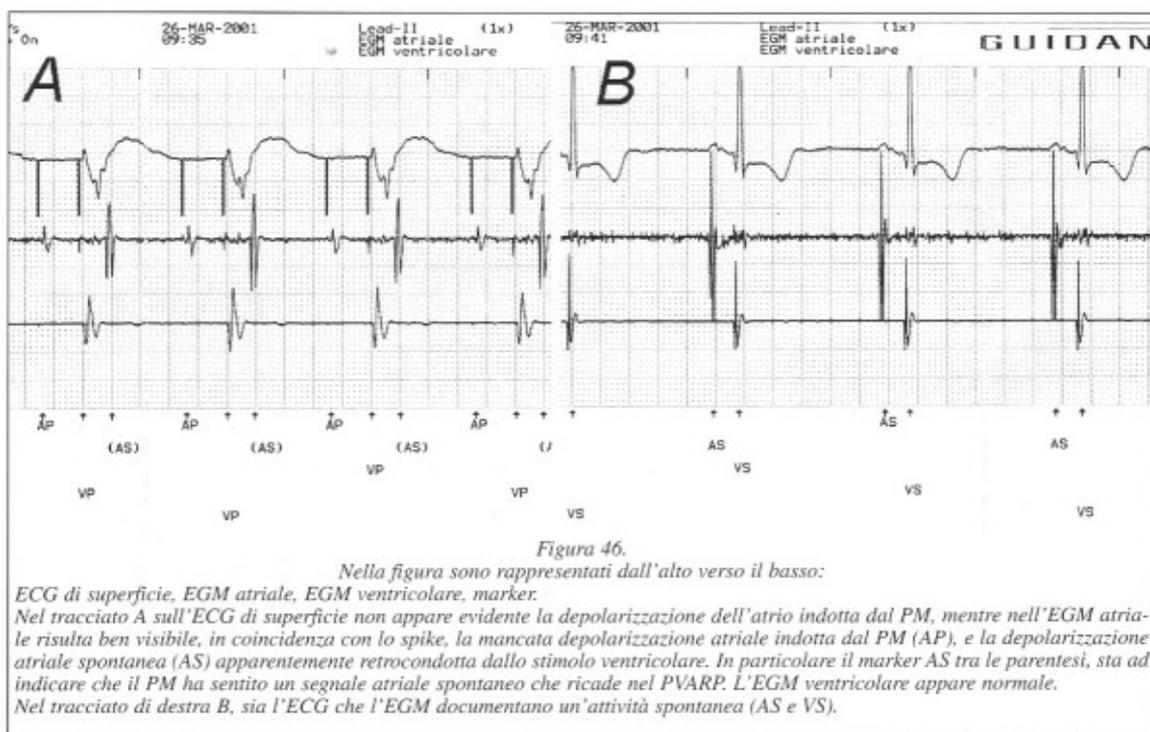


Figura 46.

Nella figura sono rappresentati dall'alto verso il basso:

ECG di superficie, EGM atriale, EGM ventricolare, marker.

Nel tracciato A sull'ECG di superficie non appare evidente la depolarizzazione dell'atrio indotta dal PM, mentre nell'EGM atriale risulta ben visibile, in coincidenza con lo spike, la mancata depolarizzazione atriale indotta dal PM (AP), e la depolarizzazione atriale spontanea (AS) apparentemente retrocondotta dallo stimolo ventricolare. In particolare il marker AS tra le parentesi, sta ad indicare che il PM ha sentito un segnale atriale spontaneo che ricade nel PVARP. L'EGM ventricolare appare normale. Nel tracciato di destra B, sia l'ECG che l'EGM documentano un'attività spontanea (AS e VS).

MISURE DELLA BATTERIA E DEL CIRCUITO DI STIMOLAZIONE E SENSING

Durante il controllo vanno effettuati una serie di rilevazioni di dati che risultano essere i test di misura della batteria, del circuito di stimolazione e sensing. E' bene ricordare che tutti i test vengano effettuati sotto il diretto controllo elettrocardiografico, per alcuni di questi, oltre all'ecg di superficie, va associato l'EGM con i rispettivi marker.

Il test di misura della batteria è il primo in genere che viene attivato, in quanto risulta essere quello più immediato di facile applicazione. Il test si effettua telemetricamente dal programmatore avviando, in genere, la misura della batteria e del circuito di stimolazione. Questo test di norma comprende un'insieme di dati:

Batteria

- **Stato della batteria.** Il messaggio visualizzato indica di norma tre stati: Buona, Bene, Ok, ecc.; ERT – IFI (tempo di sostituzione elettiva); EOL (fine vita).
- **Tensione della pila.** Di norma il valore è oltre i 2,7 V all'inizio vita, di 2,5 V o poco meno, il punto di sostituzione consigliabile. Mentre 2,2 V è il punto di fine servizio.
- **Corrente media della pila.** Valore in microA.
- **Impedenza della pila.** Valore espresso in Kohm.
- **Ampiezza e durata** dell'irimpulso di stimolazione in V e ms.

- **Corrente d'uscita** in mA
- **Energia erogata** in microJ
- **Stima della durata residua** al 100% della stimolazione, espressa in anno/mesi.

Stato batteria			
	Precedente	Attuale	
Data ultimo test	23-LUG-2001		
Stato batteria	BUONA	BUONA	
Freq. effettiva magnetica	100	100	min-1
Durata residua		>5,0	anni

Figura 47.
Esempio di stampa dello stato della batteria

Circuito di stimolazione e sensing:

- **Configurazione degli elettrocateri:** unipolare, bipolare. La programmabilità di questo parametro ora può essere la più ampia possibile, questo in presenza di elettrocateri bipolari in tutte e due le camere, qualora avessimo dei cateteri unipolari come è comprensibile, la scelta risulta obbligata. Prima di effettuare una programmazione della polarità degli elettrodi in modo bipolare, occorre avere la certezza che essi siano bipolari, altrimenti si va incontro ad un isolamento del circuito sia d'ingresso che d'uscita. Quindi assenza della funzione di stimolazione. Alcuni PM, se hanno attivata la funzione di riconoscimento di apertura o chiusura del circuito di stimolazione, attraverso la misura del valore dell'impedenza dell'elettrocatero che deve risultare superiore al valore massimo impostato, sono in grado di autocommutarsi sulla configurazione minima, cioè passare da una configurazione bipolare a quella unipolare. Le configurazioni possibili possono quindi essere molteplici, l'uso della programmabilità della polarità degli elettrocateri può aiutarci moltissimo in alcune situazioni: oversensing, undersensing, stimolazione del muscolo pettorale se PM impiantato in sede pettorale, oppure addominale se impiantato in quella sede. Qualora il PM sia del tipo rivestito, cioè ricoperto di un isolante tranne per una porzione che funziona da polo positivo del circuito, possiamo ad esempio effettuare una configurazione della polarità degli elettrocateri nel seguente modo: bipolare il sensing e unipolare il pacing. Ciò consente di avere il sensing sufficientemente protetto da inibizioni esterne (miopotenziali) e di vedere in modo molto evidente lo spike del PM sull'elettrocardiogramma.
- **Impedenza dell'elettrocatero.**, valore espresso in ohm, entro un certo range, al di fuori può essere indicata: bassa, < 100 ohm, alta, > 2500 ohm.

Test di misura della soglia di stimolazione e di sensing.

Il **test di soglia** serve a valutare il valore minimo di energia necessaria ad ottenere una contrazione cardiaca. Il test si effettua predisponendo la modalità e la frequenza di stimolazione; il valore della tensione è quella di esercizio. A questo punto si può dare inizio al test decrementando il valore della tensione d'uscita in Volt o della durata in ms. Il decremento può essere effettuato manualmente dall'operatore, oppure il decremento può essere eseguito dal pro-

Dati misurati- Impedenza elettrocat

Data ultimo test	Atriale		Ventricolare		
	Precedente	Attuale	Precedente	Attuale	
Impedenza		520		500	Ω
Ampiezza		3,5		3,5	V
Durata di impulso		0,40		0,40	ms
Corrente		7		7	mA
Config.elettr.(stim)		BIPOLAR		BIPOLAR	
Energia		9,4		9,8	μ J

Figura 48.

Esempio di rilevazione dei dati misurati relativi al circuito d'uscita dei due canali: atrio e ventricolo.

grammatore che automaticamente diminuisce gradualmente l'uscita dello stimolatore. Per la modalità automatica il valore di mancata cattura della camera stimolata, deve essere indicata dall'operatore, questo al fine di memorizzare il valore del test di soglia allo step immediatamente precedente a quello indicato di mancata cattura. Questa operazione deve essere fatta per tutte le camere stimolate. In presenza di un PM bicamerale, oltre a programmare una frequenza di stimolazione atriale più alta di quella intrinseca, occorre programmare un intervallo AV adeguato ad ottenere una stimolazione ventricolare non competitiva, quindi impostare un intervallo AV breve.

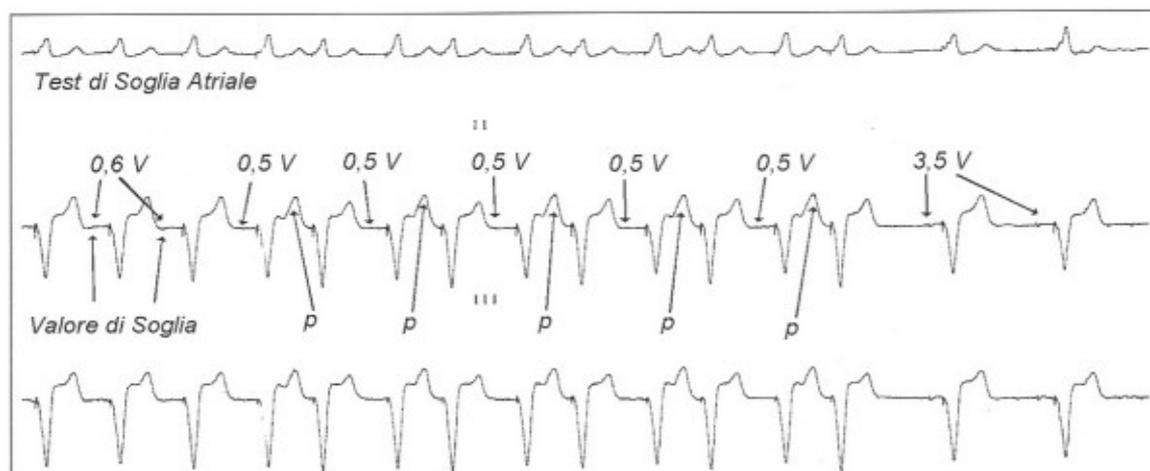


Figura 49.

Test di soglia di stimolazione atriale, eseguita in telemetria con il programmatore.

Sull'ecg di superficie viene documentato, durante un test di soglia atriale, la presenza di una retroconduzione dell'atrio dopo che uno stimolo atriale non è stato condotto, in quanto sotto il valore di soglia (0,5 V). La presenza di spike bipolari e un'onda P scarsamente visibile, rendono difficile la valutazione del valore di soglia atriale.

La presenza di retroconduzione atriale, dovuta alla mancata depolarizzazione dell'atrio a causa del valore di Volts applicati, (sotto soglia 0,5 V) a cui segue, dopo l'intervallo AV lo stimolo ventricolare, determina una irregolarità nel ritmo che facilita la comprensione di aver raggiunto e superato il valore di soglia atriale.

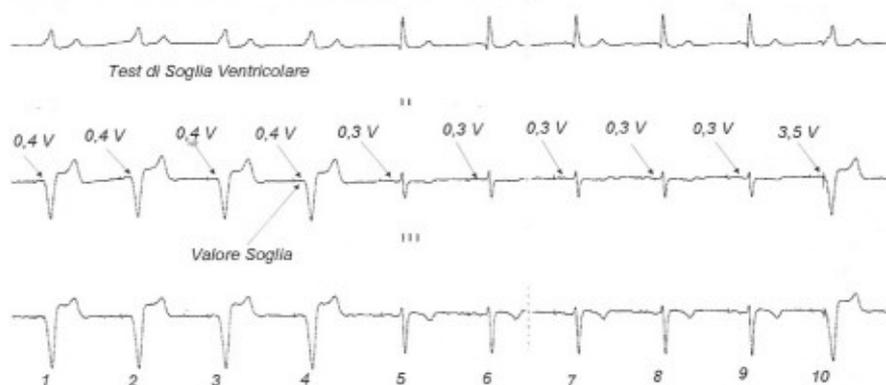


Figura 50.

Test della soglia di stimolazione ventricolare.

Sull'ECG di superficie viene documentato il valore di soglia ventricolare (0,4V), mentre il valore di 0,3V non determina la depolarizzazione ventricolare indotta dallo stimolo, che invece avviene spontaneamente.

Resoconto test di soglia							
Camera verificata: Atrio							
Risultati test di soglia							
TEST	TIPO	MODO	FREQUENZA	RIT. AV	AMP.	D. I.	CONFIGURAZIONE
1	AMP-A	DDD	90	150	0,5	0,40	BIPOLAR
2							
3							
4							
5							
6							

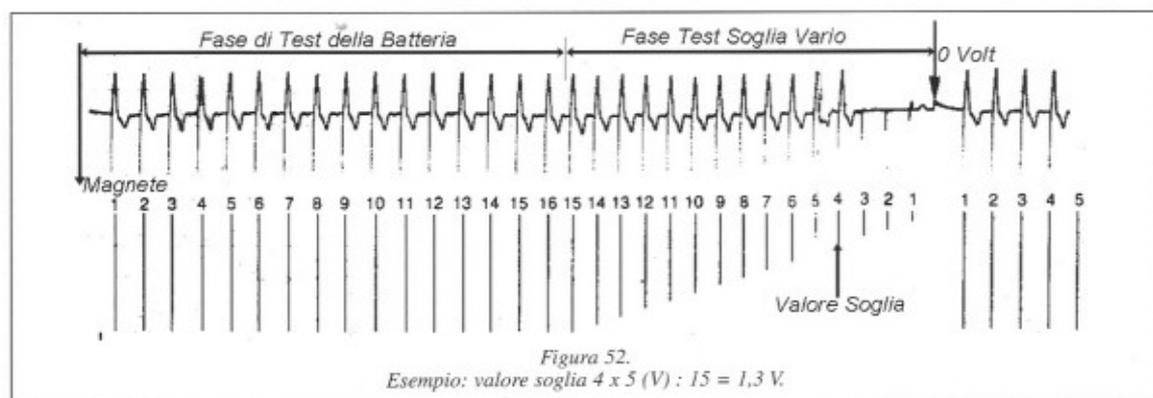
Resoconto test di soglia							
Camera verificata: Ventricolare							
Risultati test di soglia							
TEST	TIPO	MODO	FREQUENZA	RIT. AV	AMP.	D. I.	CONFIGURAZIONE
1	AMP-V	DDD	60	100	0,4	0,40	BIPOLAR
2							
3							
4							
5							
6							

Figura 51.

Esempio del resoconto dei valori dei Test di Soglia nelle due camere cardiache. Nel tabulato sono indicati i test effettuati nelle camere cardiache, in quale modalità e con quali valori di programmazione, i valori di uscita riscontrati al test.

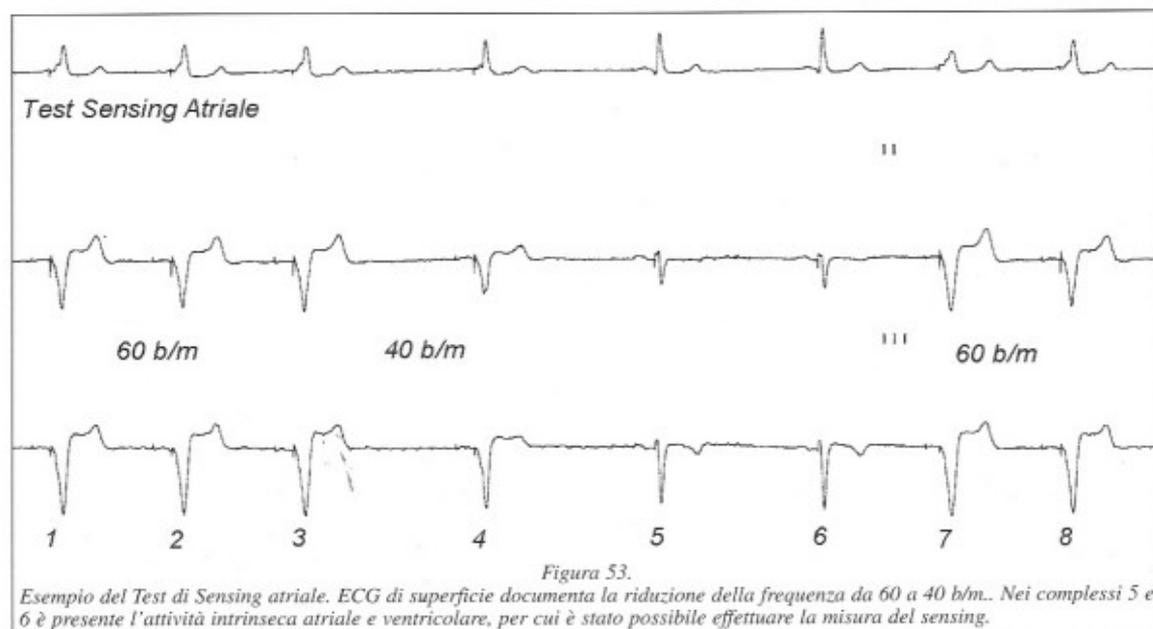
È possibile effettuare su alcuni tipi di PM anche il test di soglia, senza servirsi del programmatore e quindi della telemetria. Questo Test denominato "Vario" si effettua applicando il magnete sul PM, quindi si rileva sull'elettrocardiogramma la frequenza magnetica. I primi 15 impulsi effettuano il test al magnete e quindi verificano in modo indiretto lo stato della batteria, i successivi 15 impulsi effettuano il test di soglia, riducendo ad ogni impulso il valore della tensione fino al valore di 0 Volt. Per conoscere il valore di soglia occorre numerare gli impulsi da sinistra

verso destra, quindi identificare l'ultimo spike che stimola il cuore, moltiplicare questo numero per il valore di tensione (V) con cui è stata programmata quella camera e dividere per 15 (numero degli impulsi).



Test di sensing, cioè di misura dell'ampiezza del segnale intrinseco.

Questo test serve a valutare l'ampiezza del segnale spontaneo. Nella modalità monocamerale per rilevare il segnale spontaneo occorre diminuire la frequenza di stimolazione fino a far emergere il ritmo spontaneo. Durante questo test è possibile raggiungere valori di frequenza di stimolazione al limite di 30-40 b/m. Nella modalità bicamerale sono interessati l'atrio e il ventricolo. Per rilevare l'onda "P" e l'onda "R", occorre predisporre il valore della frequenza di stimolazione e dell'intervallo AV, cercando di far emergere il ritmo spontaneo atriale e ventricolare.



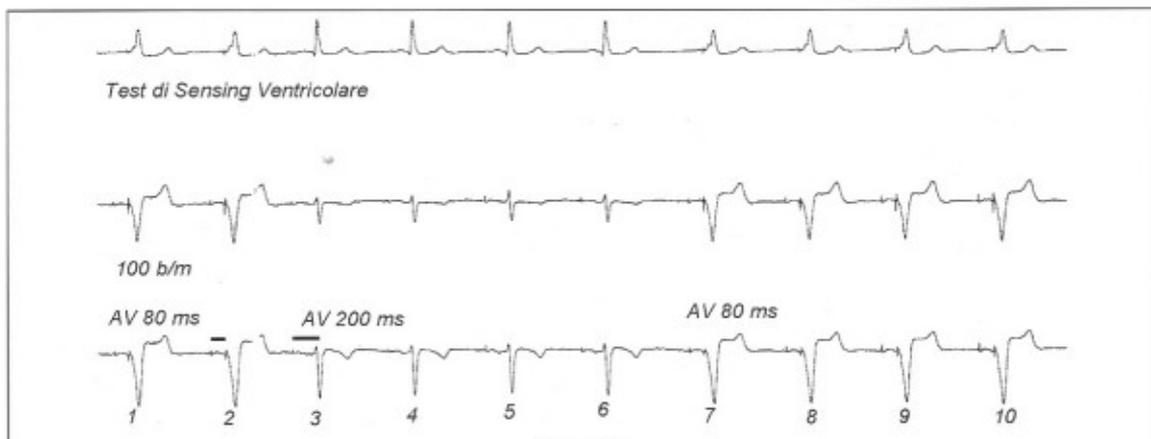


Figura 54.

Esempio di Test di Sensing ventricolare. A differenza del test di sensing atriale, la frequenza viene aumentata, in questo caso a 100 b/m, si allunga l'intervallo AV a 200 ms. o oltre, si verifica se questa impostazione è sufficiente a far emergere il ritmo intrinseco ventricolare. Nel caso contrario agendo su frequenza e intervallo AV, l'attività spontanea può essere rilevata. Una ulteriore possibilità per ottenere tale scopo è quella di utilizzare una diversa modalità di funzionamento, ad esempio VVI.

Dati misurati- Ampiezza intrinseca		
	Precedente	Attuale
Data ultimo test		
Camera verificata	Atrio	
Ampiezza misurata		2,8 mV
Config. elettroc. (rilev.)		BIPOLAR

Dati misurati- Ampiezza intrinseca		
	Precedente	Attuale
Data ultimo test		
Camera verificata	Ventricolare	
Ampiezza misurata		18,2 mV
Config. elettroc. (rilev.)		BIPOLAR

Figura 55.

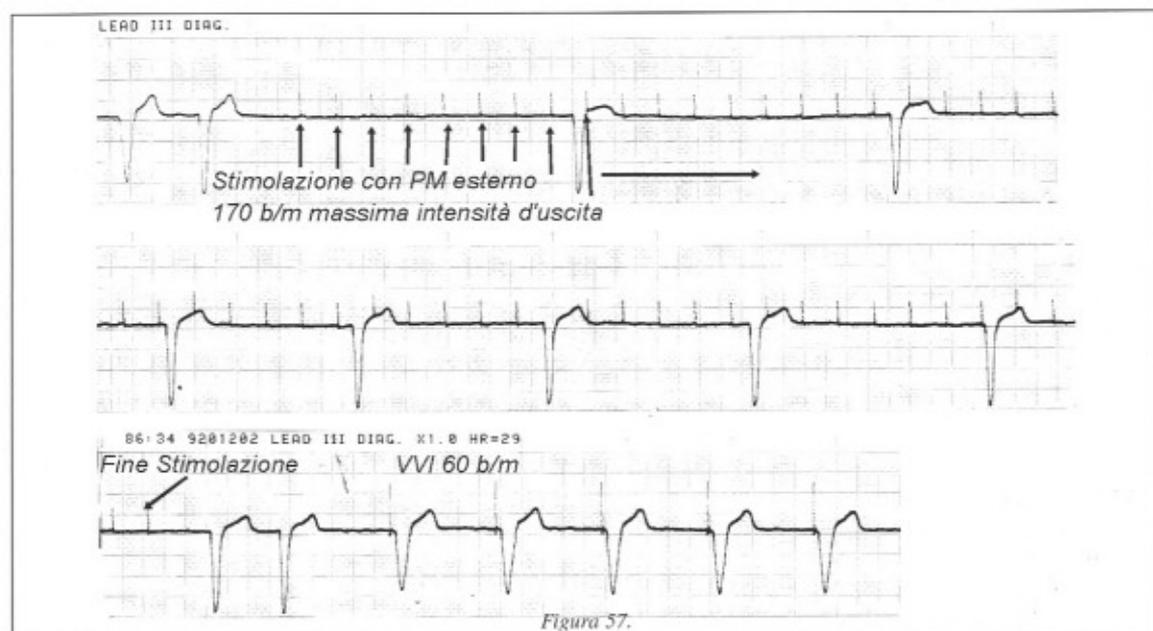
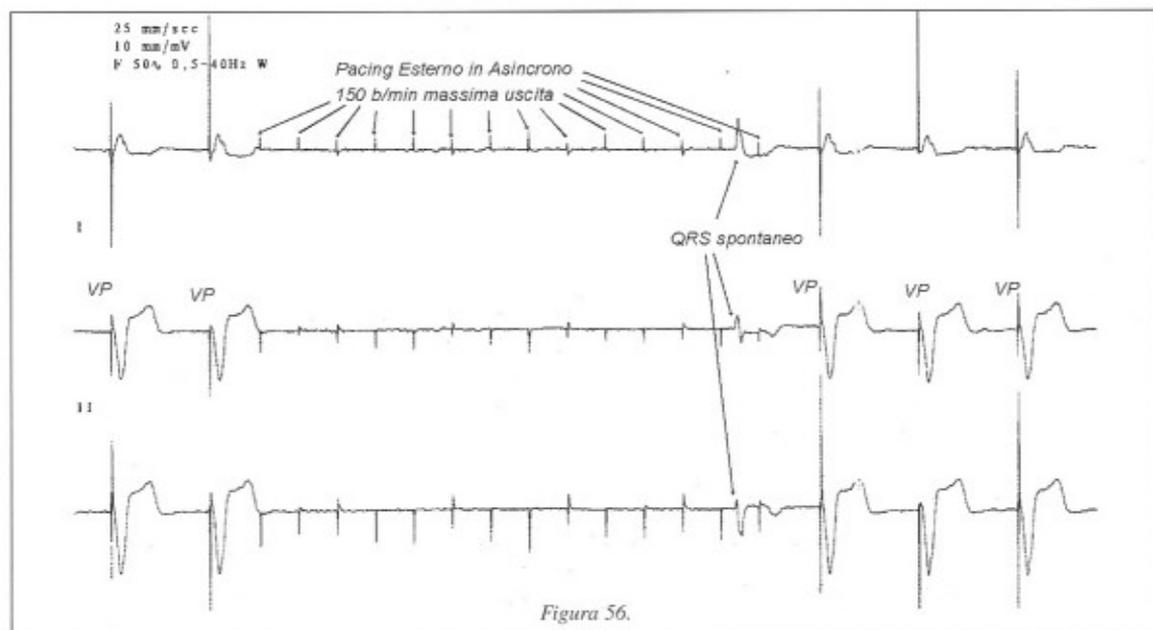
I risultati dei Test di Sensing vengono mostrati sul programmatore, un resoconto dei valori di ampiezza del ritmo intrinseco dell'atrio e del ventricolo, possono essere stampati.

Test di ricerca del ritmo intrinseco

Qualora non si riesca a valutare la presenza del ritmo intrinseco con il test di sensing (limite della frequenza base 30-40 b/min), si può procedere al test di inibizione temporanea nella modalità 000. Tale modalità si attiva e si disattiva manualmente. Qualora non sia presente il test di inibizione e occorre procedere alla valutazione se è presente un ritmo spontaneo al di sotto del valore di 30-40 b/m, si può tentare di effettuare una stimolazione toracica con un PM esterno. E' sufficiente programmare il PM con la polarità dell'elettrodo in unipolare, verificare che il PM non sia programmato in modo "triggerato" in tal caso va programmato in modalità "inibito", quindi si procede all'applicazione di due elettrodi adesivi, uno sulla cassa del PM, l'altro sull'emittatrice sinistro nella posizione tipo V4 o V5 dell'ECG. Collegati due cavi dall'uscita del PM agli elettrodi si procede alla stimolazione impostando i parametri della frequenza ad un valore almeno il doppio di quello programmato del PM, l'uscita al valore più alto e la stimolazione in modo asin-

crono. L'avvio manuale della stimolazione ci deve consentire di interromperla quando vogliamo.

Nella figura 56 e 57 viene effettuato il Test di ricerca del ritmo intrinseco. Nella prima figura, la stimolazione esterna viene mantenuta per un breve periodo, in quanto il paziente avverte vertigini. Mentre nella seconda figura, il tempo è più prolungato in quanto il paziente non avverte particolari sintomi legati alla bassa gittata.



Test per la retroconduzione VA.

Questo test serve per valutare la presenza o meno di una retroconduzione. Si stimola il ventricolo e si rileva l'intervallo ventricolo-atrio. Qualora il rapporto VA rimane sempre costante abbiamo accertato una retroconduzione, quindi occorre intervenire per prevenire una tachicardia mediata dal PM.



Figura 58.

Stimolazione VVI, freq. 80 b/m. Presenza di onda P retrocondotta visibile sull'ECG di superficie dal pacing ventricolare, il rapporto VA rimane costante per tutta la stimolazione. I pazienti in genere avvertono immediatamente tale disturbo.

Test di interferenza o inibizione da miopotenziali

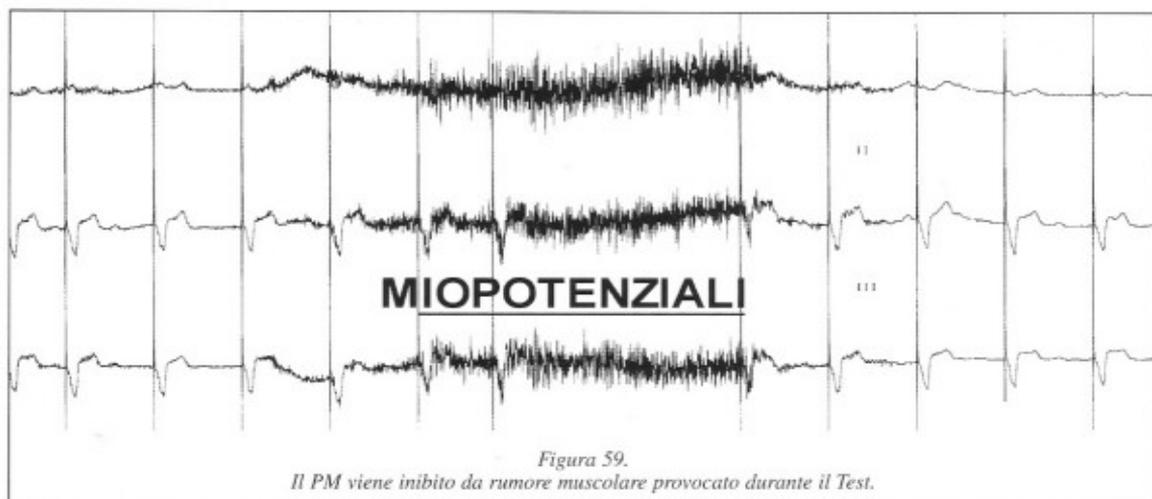
Alcune volte ci troviamo di fronte a dei pazienti che accusano dei lievi malori in coincidenza con alcune manovre o posizioni che assumono. Occorre prestare molta attenzione a queste indicazioni in quanto possono nascondere dei brevi e momentanei malfunzionamenti del PM, in particolare se siamo in presenza di una stimolazione unipolare. In questi casi occorre far ripetere al paziente, nei limiti del possibile tali manovre, monitorizzando continuamente l'ECG. Un'altra manovra è quella che definisco a "braccio di ferro", che consiste nel far usare il braccio del lato dove è collocato il PM, e quindi, chi effettua il controllo fa a braccio di ferro con il paziente, cercando di provocare la maggiore intensità di sforzo del muscolo pettorale al fine di verificare inibizioni da miopotenziali. Altra manovra è quella di far premere al paziente pugno contro pugno esercitando il massimo dello sforzo. Queste due manovre in genere sono sufficienti a svelare le inibizioni da miopotenziali. Dopo aver verificato con il Test di Sensing l'entità del segnale spontaneo, e verificati i margini di sensing 2:1, si può agire sul valore della sensibilità programmata, facendo poi ripetere le manovre.

In alcuni casi può essere utilizzato il cambio della modalità di comportamento da Inibito a Triggerato, (es. VVI in VVT). Tale comportamento fa sì che in presenza di sensing da miopotenziali il PM stimoli sull'evento sentito.

Nel caso ci fosse una piccola lesione nell'isolamento dell'elettrocattetero all'altezza della tasca e comunque prima che si immetta nella vena succlavia, anche piccole manovre possono provocare inibizione da miopotenziali. Non necessariamente, proprio perché piccole, le lesioni sull'isolamento del catetere provocano una riduzione dell'impedenza dell'elettrocattetero.

Il segnale dell'EGM può aiutarci ancor meglio a vedere i potenziali indesiderati, in quanto risulta possibile vederli sulla traccia del canale interessato, senza che questi producano inibizioni, in quanto non raggiungono il valore di sensing impostato.

Di seguito un esempio di inibizione da miopotenziale.



G) FUNZIONI DIAGNOSTICHE

Questo è il campo di maggiore interesse che viene svolto durante il controllo strumentale del pacemaker. Nelle funzioni diagnostiche sono riversati i vari dati delle misurazioni del circuito di stimolazione, gli eventi rilevati del modo di funzionamento del PM e gli eventi che hanno determinato attivazioni di funzioni automatiche. In alcuni PM il paziente può essere abilitato ad attivare la funzione di registrazione dell'EGM in presenza di un sintomo.

Le funzioni diagnostiche le possiamo raggruppare nei seguenti modi:

1) CONTATORI DEGLI EVENTI.

Questa funzione registra il numero degli eventi rilevati e stimolati nelle camere cardiache.

- a) Nella modalità monocamerale, **numero degli eventi stimolati e rilevati**. Nella modalità Rate Responsive, si possono diversificare i valori di funzionamento alle varie frequenze, immettendoli in gruppi (serbatoi) di frequenze (quattro o più gruppi), divisi tra il valore minimo e massimo di stimolazione.
- b) Nella modalità bicamerale si possono avere gruppi di **varie modalità di funzionamento**: atrio e ventricolo rilevato, atrio rilevato e ventricolo stimolato, atrio stimolato e ventricolo rilevato, atrio stimolato e ventricolo stimolato.
- c) **Battiti ectopici**: atriale; ventricolare singola, doppia e tripla; tachicardia atriale e ventricolare.
- d) **Commutazione della modalità** di funzionamento. Oltre al numero delle commutazioni anche la durata totale e dell'evento di più lunga durata.
- e) Numero delle volte di intervento per la **terminazione delle TMP**.
- f) **Altri dati** possono essere rilevati, qualora siano state attivate funzioni particolari, ad esempio: ricerca dell'isteresi di frequenza, ricerca dell'isteresi dell'intervallo AV, livellamento della frequenza incrementale e decrementale, variazione dell'intervallo ventricolare.

2) ISTOGRAMMI.

Questa funzione grafica i valori degli eventi rilevati e stimolati raccolti nei diversi serbatoi di frequenze. Nel modo bicamerale anche le diverse modalità di funzionamento dell'atrio e del ventricolo se rilevato o stimolato.

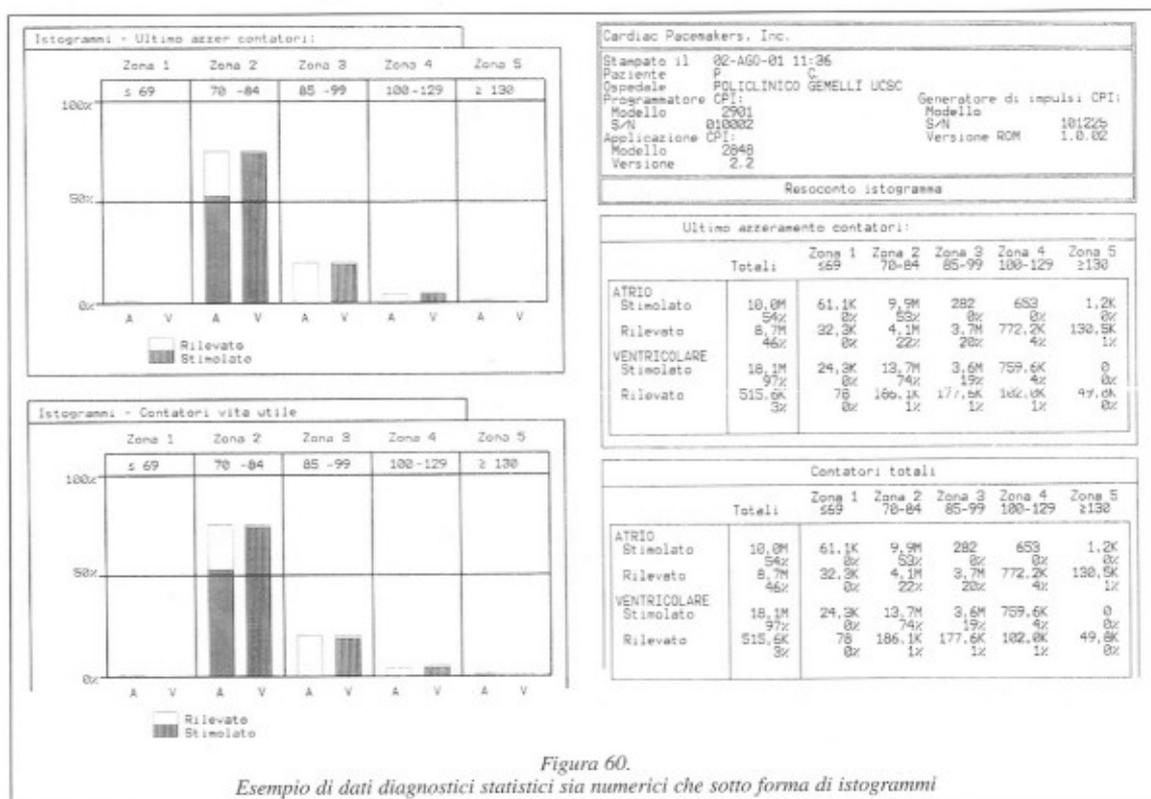


Figura 60.

Esempio di dati diagnostici statistici sia numerici che sotto forma di istogrammi

3) AUTOMATISMI NELLA MISURA:

- **Misurazioni dell'ampiezza intrinseca.** Questo tipo di misurazione sia della camera atriale che ventricolare può avvenire una volta al giorno, secondo metodi di misura che non alterano il funzionamento del PM. Per consentire di mantenere i dati misurati per un lungo periodo, alcuni PM memorizzano il dato settimanale minimo e medio e lo mantengono per un lungo periodo.
- **Misurazione dell'impedenza dell'elettrocatteter.** Anche per questo parametro viene effettuata una misura giornaliera sia nella camera atriale che ventricolare. Dopo sette giorni effettua una media dei valori giornalieri e li memorizza per un periodo lungo.
- **Misurazione della soglia di stimolazione.** In alcuni PM abbiamo il controllo della stimolazione attraverso la rilevazione del battito evocato dallo stimolo, se uno stimolo non provoca un battito evocato, il PM emette, dopo un piccolo intervallo, uno stimolo al valore massimo dell'energia. Il controllo del valore di soglia avviene decrementando il valore d'uscita di step in step, trovato il valore di soglia il PM stimola con un margine di sicurezza impostato. Altri PM rilevano la soglia una volta al giorno la memorizzano, dopo una settimana man-

tengono in memoria il valore di soglia più alto rilevato e lo mantengono per un lungo periodo.

4) RILEVAZIONE E MEMORIZZAZIONE DELL'EGM.

Questa funzione si comporta come un monitor di aritmia, in cui sono stati predisposti sia i limiti di allarme per il riconoscimento delle diverse aritmie, che le modalità di memorizzazione degli eventi:

- a) **Tachicardia atriale.** Un evento che supera il valore di frequenza e di durata impostata, viene riconosciuta come tachicardia atriale e quindi memorizzata in un apposito registro.
- b) **Tachicardia ventricolare.** Come per la tachicardia atriale lo stesso avviene per la tachicardia ventricolare, valore e durata programmati determinano il riconoscimento e quindi la memorizzazione.
- c) **Tachicardia ventricolare non sostenuta.** Criteri particolari di riconoscimento determinano la memorizzazione dell'evento.
- d) **Tachicardia mediata da pacemaker (TMP).** Tale memorizzazione avviene quando è stata attivata la funzione anti-tachicardia mediata dal pacemaker.
- e) **Risposta bradi improvvisa.** Anche in questo caso la memorizzazione avviene se attiva la funzione.
- f) **Risposta tachi-atriale.** La memorizzazione avviene durante il cambio del modo di funzionamento del PM.
- g) **Memorizzazione da paziente (attivazione del magnete).** In alcuni PM il paziente viene fornito di magnete al fine di attivare un registro di memorizzazione EGM, al momento del sintomo il paziente può attivare questa funzione mettendo il magnete sul pacemaker, il quale non determinerà la funzione magnetica bensì la memorizzazione dell'EGM.

H) STUDIO ELETTROFISIOLOGICO (N.I.P.S.)

Questo metodo consente al Medico di indurre o terminare delle aritmie utilizzando il PM come uno stimolatore programmabile di un Laboratorio di Elettrofisiologia. Le funzioni che possono essere applicate sono quelle tipiche per uno studio elettrofisiologico:

- a) **Definire la camera** a cui va applicato lo studio: atrio, ventricolo.
- b) **Impostare i valori** di uscita del PM: voltaggio e durata.
- c) **Stimolazione programmata non invasiva.** Definire un intervallo base: S1-S1 e il numero degli impulsi, definire l'intervallo S1-S2 per un extrastimolo ed eventualmente S2-S3, e S3-S4 se si vuole applicare 2 o 3 extrastimoli. Di norma possono essere inseriti fino a 4-5 extrastimoli. Il decremento degli intervalli di accoppiamento, possono essere definiti in modo automatico stabilendo il valore di decremento, ad esempio di 10 ms..
- d) **Stimolazione di backup.** Durante una stimolazione atriale è possibile avere una stimolazione ventricolare di supporto. Per questa necessità è possibile programmare parametri, quali: frequenza, ampiezza, durata, sensibilità e periodo refrattario, diversi da quelli programmati.
- e) **Burst.** Stimolazione di un treno di impulsi con intervallo costante. Selezionare l'intervallo degli impulsi di norma in ms. (tra 100 e 1000). A questo punto il Burst si attiva a comando manuale, sempre manualmente si interrompe.

Nella figura 61 e 62, esempi di interruzione di una TVS e una FA.

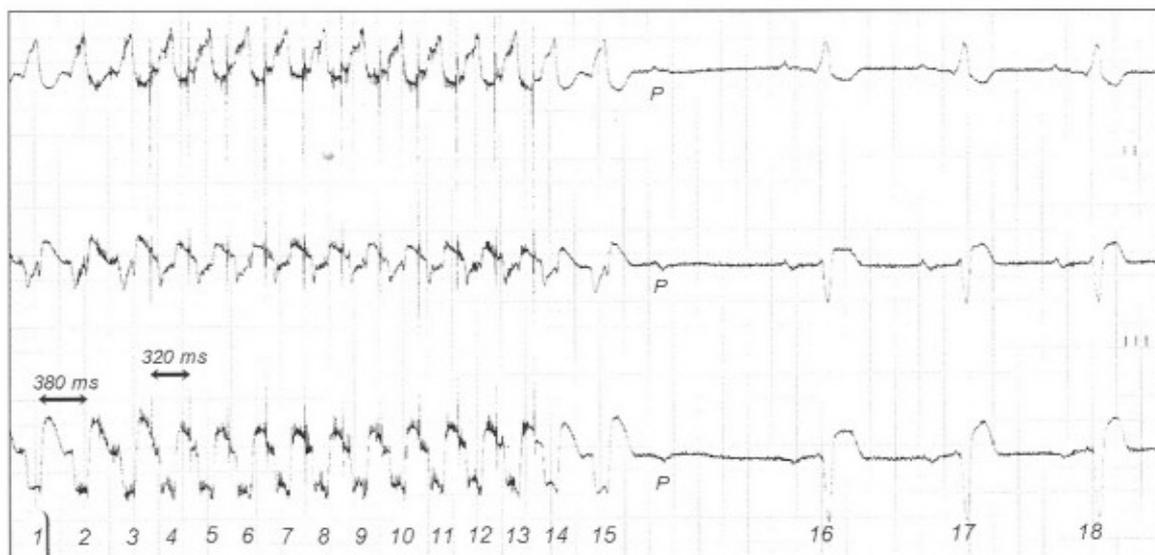


Figura 61.

Esempio di un paziente in TV sostenuta a 380 ms, circa 160 b/m, si è tentato di sbloccare la tachicardia con un Burst ventricolare di 10 stimoli con un intervallo di 320 ms. La stimolazione è entrata nel ciclo della tachicardia, alla sua interruzione dopo un battito spontaneo è emersa una breve pausa di circa 2 sec, al cui interno è comparsa un'onda P non condotta, mentre la seconda viene regolarmente condotta al ventricolo. Si ristabilisce un ritmo sinusale a circa 55 b/m.

5) INTERFERENZE ELETTROMAGNETICHE (EMI)

Con questo termine si intende un'interferenza o un disturbo del normale funzionamento del pacemaker, dovuto ad una interferenza elettromagnetica ambientale. I pacemaker sono stati e vengono progettati per evitare o ignorare segnali elettrici non cardiaci. Tuttavia alcuni fonti elettromagnetiche non possono essere ignorate, a seconda del tipo di interferenza il pacemaker può avere dei comportamenti diversi: temporanee inibizioni, malfunzioni, cambio di programmazione in modalità di sicurezza, ecc..

I disturbi causati dalle EMI ambientali si possono dividere in due grandi gruppi:

Ospedaliere

L'uso di apparecchiature mediche per il trattamento o la diagnostica, quali: risonanza magnetica, diatermia, elettrobisturi, radioterapia, litotripsia, defibrillazione, neurostimolatori, ablazione a RF, ventilatori meccanici, non sempre a priori possono essere esclusi o utilizzati senza il controllo necessario della funzione cardiaca e dei presidi necessari per un intervento di emergenza cardiologica.

a) *Risonanza magnetica.* I pazienti PM dipendente non devono essere sottoposti a questo esame, qualora risulti assolutamente indispensabile effettuare tale esame occorre predisporre una stimolazione temporanea e verificare costantemente la funzione cardiaca. A fine prestazione il pacemaker dovrà essere controllato in quanto molto probabilmente avrà riportato una programmazione nella modalità di sicurezza, ma non è esclusa la possibilità di un danno permanente.

b) *Diatermia.* Non debbono essere utilizzati questi apparecchi in prossimità del pacemaker e degli elettrocaterteri. Qualora risulti necessario l'applicazione va fatta lontano dal PM e dal torace. l'attività cardiaca deve essere monitorata.

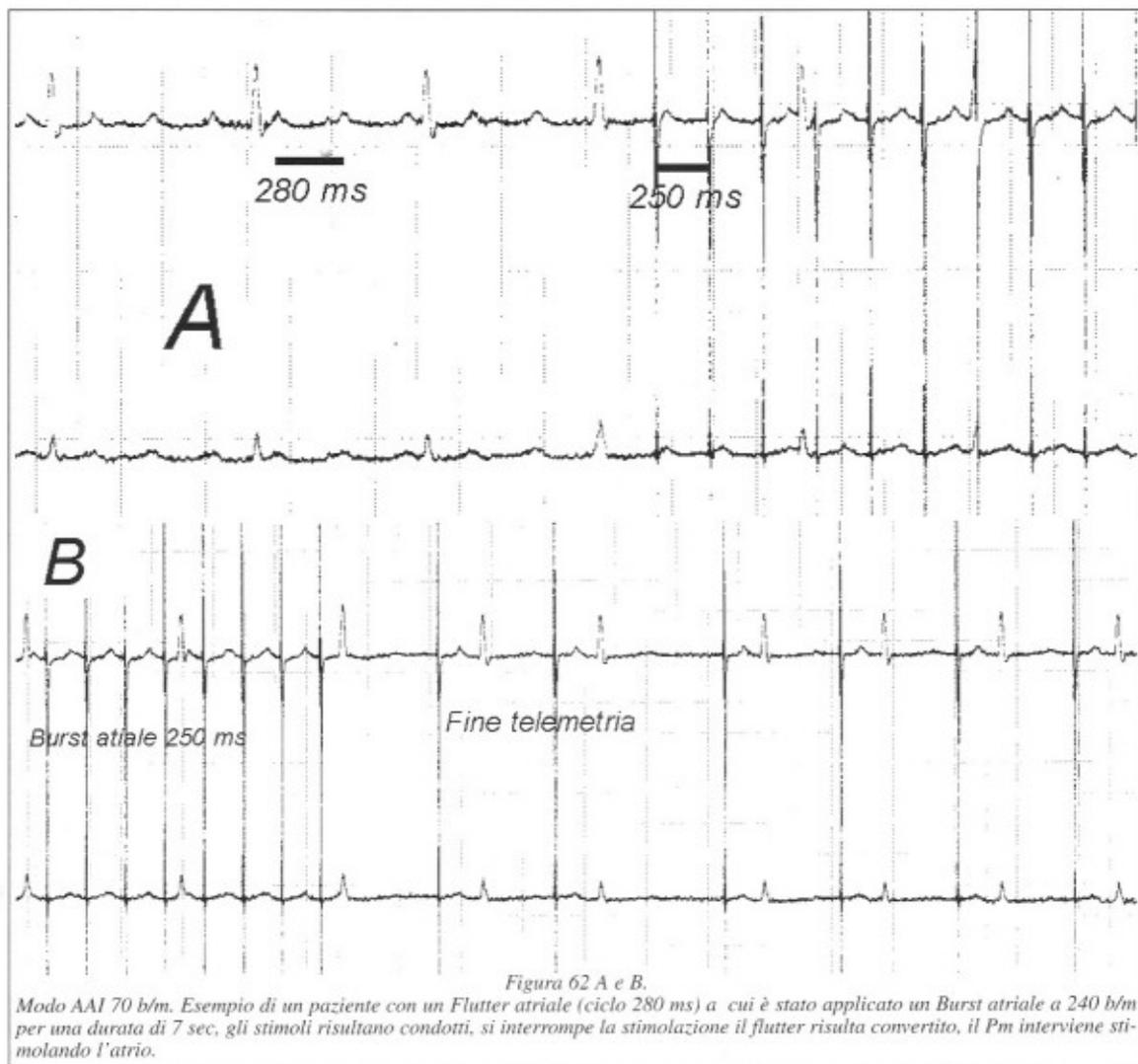


Figura 62 A e B.

Modo AAI 70 b/m. Esempio di un paziente con un Flutter atriale (ciclo 280 ms) a cui è stato applicato un Burst atriale a 240 b/m per una durata di 7 sec, gli stimoli risultano condotti, si interrompe la stimolazione il flutter risulta convertito, il Pm interviene stimolando l'atrio.

- c) *Radioterapia.* Tale trattamento produce disturbi transitori del funzionamento, ma non è escluso anche un danneggiamento definitivo. Il PM va protetto con schermature antiradiazioni. Qualora la zona di intervento dovesse essere nelle vicinanze del PM, è opportuno prendere in considerazione il trasferimento dell'impianto in altro sito. Durante il trattamento è necessario monitorare la funzione cardiaca. E' opportuno procedere ad un monitoraggio anche per più settimane in quanto, gli effetti causati dalle radiazioni, possono non essere immediatamente rilevabili.

Esempio di un paziente da trattare con radioterapia:

per un paziente portatore di Pacemaker che deve essere sottoposto ad un trattamento radioterapico con tecnica "Total Skin Electron Therapy" (TSET), poiché secondo le indicazioni della casa costruttrice il Pacemaker non deve essere irradiato, la procedura è la seguente:

in un paziente sottoposto all'irradiazione con sei fasci duali di elettroni da 6 MeV alla distanza di 2,5 metri con l'interposizione di un filtro degradatore di perspex, dall'esame della curva di Dose Percentuale in Profondità relative al fascio duale da 6 MeV, si evidenzia che la radiazione ionizzante è praticamente nulla dopo due centimetri di spessore di H₂O. Quindi è possibile schermare il Pacemaker del paziente con due centimetri di cera equivalente in densità a quella dell'acqua.

- d) *Elettrobisturi*. L'uso di questo strumento sicuramente provoca una inibizione del PM nella modalità inibito, mentre nella modalità triggerato potrebbe andare alla frequenza massima di stimolazione, non è comunque esclusa una possibile programmazione con stimolazione di riserva in presenza di una forte interferenza, oppure anche un suo danneggiamento definitivo. Comunque qualora sia indispensabile l'uso di questo apparecchio, occorre procedere ad alcune precauzioni: elettrocauterio bipolare oppure ridurre il campo elettrico il più possibile (piastra-elettrobisturi), allontanare il più possibile l'elettrobisturi dal PM, regolare l'intensità di erogazione dell'energia la più bassa possibile e utilizzarlo per l'indispensabile. Durante l'uso il monitoraggio della funzione cardiaca è indispensabile, all'occorrenza qualora durante l'uso dell'elettrobisturi il PM risulti inibito (non stimola) è possibile convertire, se possibile, in modalità di funzionamento asincrono, applicando un magnete sopra al PM solo per il momento dell'inibizione, mantenendo così una stimolazione asincrona a frequenza magnetica.
- e) *Litotripsia*. Evitare di mettere il fuoco vicino al PM. Nella modalità bicamerale o atriale il PM potrebbe mostrare sensibilità atriale alle interferenze e quindi avere dei comportamenti legati al modo di funzionamento. Pertanto una programmazione in modo ventricolare può aiutare ad effettuare il trattamento. Tuttavia il trattamento deve essere effettuato in modo sincrono con la stimolazione. Rimane comunque che occorre avere personale e attrezzature, in grado di effettuare interventi di emergenza cardiologia.
- f) *Defibrillazione*. Avere l'accortezza di non porre le piastre di defibrillazione sopra al PM, una distanza superiore ai 15 cm può essere considerata appropriata, unitamente ad una intensità di shock adeguata, ma che non necessariamente deve essere la più alta. Una eventuale programmazione in riserva o sicurezza non può essere esclusa. Pertanto qualora le condizioni lo consentono (cardioversione) occorre prima della procedura interrogare il PM, memorizzare i dati di funzionamento, e ad intervento effettuato ricontrollare e se necessario riprogrammare il PM.
- g) *Neurostimolatori elettrici*. L'uso di questi stimolatori in prossimità del PM e dei cateteri, può produrre diversi tipi di effetti: alterato funzionamento, commutazione in sicurezza o riserva. Durante l'uso è necessario monitorare la funzione cardiaca.
- h) *Ablazione a RF*. L'uso dell'energia a radiofrequenza per interventi di ablazione può produrre alterato funzionamento. Durante le procedure di ablazione il catetere ablatore, durante l'emissione a radiofrequenza, non deve venire a contatto o nelle immediate vicinanze con gli elettrocateteri del PM. La tensione d'uscita del PM può essere aumentata.
- i) *Ventilatori meccanici*. Un pacemaker che utilizza il sensore della ventilazione minuto come Rate Responsive, può venire influenzato dal ventilatore meccanico, pertanto una sua programmazione che escluda questo sensore non comporta alcuna limitazione.

Domestico e ambientale

L'ambiente domestico di per se non presenta interferenze elettromagnetiche tali da agire direttamente sul PM.

Elettrodomestici tradizionali non causano interferenze durante l'uso. Un loro eventuale danneggiamento, che si traduce in una dispersione di intensità di corrente relativamente alta, unitamente ad un mancato o inappropriato collegamento a terra, qualora il portatore di PM dovesse venire a contatto con questa situazione potrebbe, la C.A., essere interpretata come un segnale elettrico e quindi interferire sul funzionamento del PM. Questa situazione in realtà è molto più pericolosa per i portatori di defibrillatore automatico impiantabile.

Trasmettitori radio e TV, trasmettitori radar, centrali elettriche, micro onde, sistemi di controllo elettronico, saldatori ad arco, ecc. possono provocare delle interferenze soltanto in presenza di energie molto alte e se gli strumenti non sono schermati. Detto ciò alcune piccole raccomandazioni: non avvicinarsi troppo a questi strumenti, se si avvertono dei sintomi allontanarsi fino a che i sintomi siano scomparsi. Queste semplici precauzioni fanno sì che il PM anche se inizialmente coinvolto in queste interferenze, torna al suo normale funzionamento una volta che ci si è allontanati dalla interferenza.

Telefono cellulare. Sono state documentate interferenze dovute all'uso del cellulare in prossimità del PM. E' stato sufficiente allontanare di oltre 15 cm il cellulare per non registrare alcuna interferenza. Pertanto il consiglio che viene dato è quello di usare il cellulare con l'orecchio del lato opposto a dove è collocato il PM, non riporlo (acceso) sul taschino sopra al PM o sulla cinta se il PM è con impianto addominale.

Sistemi di antifurto dei negozi possono provocare alterazione nel funzionamento del PM, pertanto occorre non sostare nelle immediate vicinanze delle antenne, che in genere sono posti ai lati delle uscite, quindi è bene e transitare al centro senza fermarsi. Non si esclude comunque che una forte interferenza possa programmare in sicurezza o riserva il PM.

In conclusione possiamo dire che i PM hanno dei criteri di costruzione che tengono conto delle interferenze elettromagnetiche ambientali, ma che per la natura del segnale elettrico spontaneo del cuore non è possibile andare oltre. Pertanto in presenza di un dubbio che il paziente manifesta circa il non perfetto funzionamento del PM dopo un certo episodio, è bene procedere ad un controllo per verificare, se lo stesso, si sia venuto a trovare in un campo di interferenza che il PM ha identificato come tale.

A conclusione di questo capitolo voglio presentare due casi di interferenza da elettrobisturi, durante un intervento di sostituzione del PM.

1° Caso.
Monitoraggio ECG: D2. Ritmo sinusale, frequenza 75 b/m.

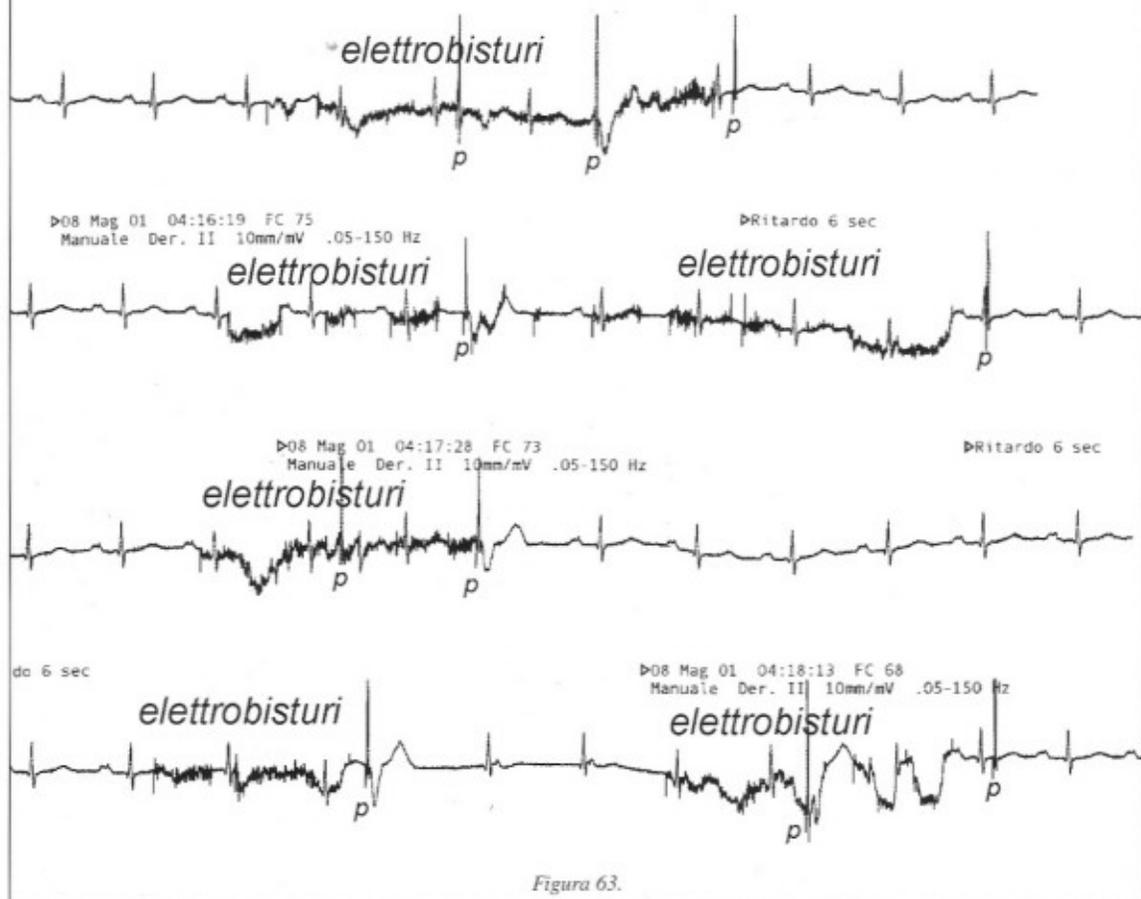


Figura 63.

Durante l'uso dell'elettrobisturi per pochi secondi, il PM modalità VVI, 50 b/m, anziché inibirsi data l'interferenza a radiofrequenza e come di solito si è abituati a vedere, il PM stimola al valore di frequenza in modo asincrono, conducendo quegli spike che si trovano fuori del PRV.

2° Caso.

ECG di monitoraggio: A e B derivazione ECG: D1; C e D derivazione ECG: D2.

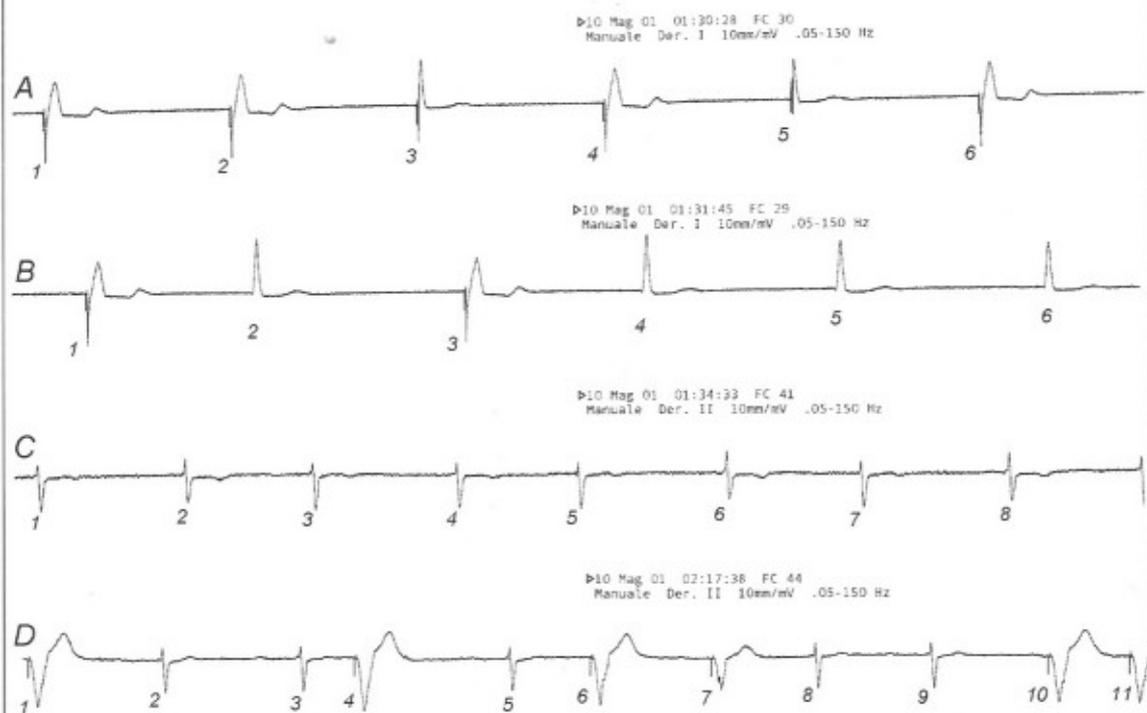


Figura 64.

Al fine di consentire la sostituzione del PM scarico, si è cercato il ritmo spontaneo riducendo l'intervallo di stimolazione a 30 b/m.

Nel tracciato A sono presenti spike che inducono la cattura ventricolare (1,2,4,6), altri (3,5) complessi di pseudofusione, la frequenza è di 30 b/m.

Nel tracciato B, dopo poco più di 1', solo due complessi risultano da PM (1,3) gli altri sono spontanei.

Nel tracciato C, dopo circa 3', l'elettrocardiogramma si presenta con una attività spontanea ad una frequenza di poco superiore a 40 b/m.

A questo punto viene aperta la tasca del PM. Durante questa fase risulta necessario l'utilizzo dell'elettrobisturi per un'emostasi.

Il tracciato D, presenta una stimolazione ventricolare a frequenza variabile nettamente superiore alla frequenza programmata (30 b/m). L'interferenza della radiofrequenza dell'elettrobisturi ha avviato la stimolazione di emergenza: VVI, 65 b/m.

L'intervento del PM non si presenta regolare, in quanto le manovre di rimozione dello stesso dalla tasca (perdita di contatto-circuito aperto), provocano la perdita momentanea del contatto del polo positivo (cassa del PM, nel circuito con elettrodo unipolare), quindi la mancanza di sensing dell'attività spontanea.

6) ELETTROCARDIOGRAMMI IN CUI SONO PRESENTI DIFETTI E MALFUNZIONAMENTI DEL CIRCUITO DI STIMOLAZIONE

CASO N° 1

Paziente portatore di PM: VVIR; freq. 60 – 120 b/m; Uscita: 3,6V, Dur. 0,40 ms; Sens. 2,5mV; Polarità di Stim. e Sens.: unipolare.

Il paziente giunto al controllo, fa presente che da qualche tempo avverte i seguenti sintomi: in alcune circostanze leggera sensazione di vertigine, polso irregolare, scarsa resistenza allo sforzo.

Viene eseguito controllo elettrocardiografico e interrogazione del PM.

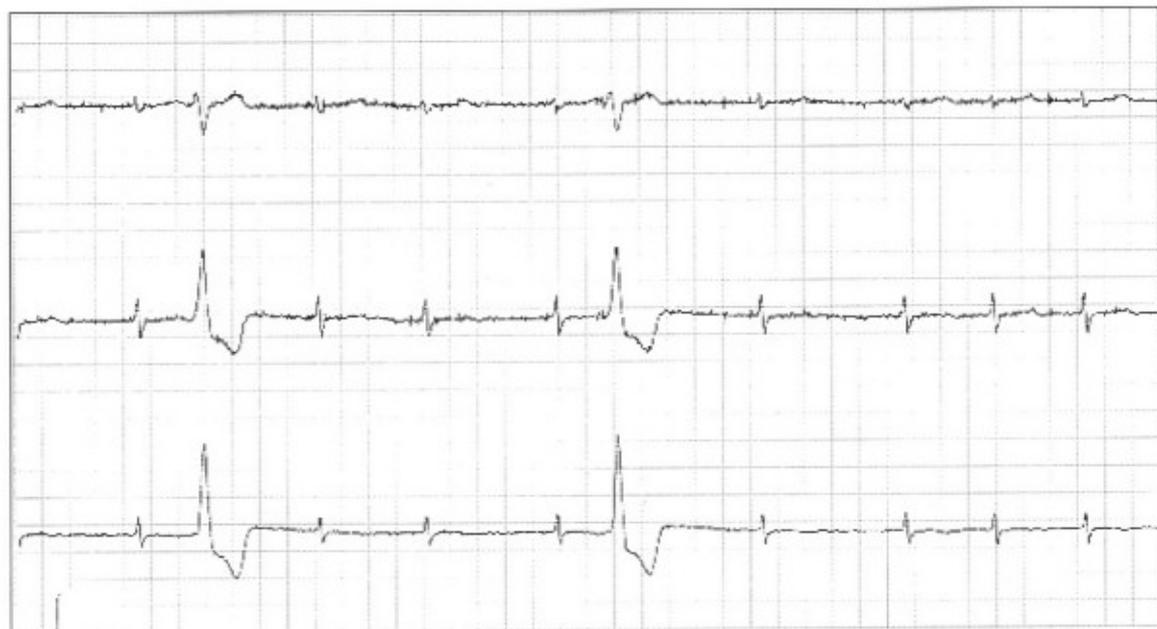


Figura 65.

Il monitoraggio ECG a riposo: D1, D2, D3, documenta: FA, frequenza ventricolare media di circa 68 b/m, interrotta da due extrasistoli ventricolari. L'intervallo post extrasistolico della seconda extrasistole è di 1.100 ms. Anche altri complessi presentano intervalli di circa 1.000 ms.

L'applicazione del magnete non determina l'uscita degli spike, né alcuna variazione dell'ECG.

Si procede all'interrogazione e alle misure del circuito di stimolazione del PM. In particolare le misure documentano:

- stato della batteria: ok; tensione 2,79V; corrente 8 microA; impedenza 200 ohm.
- circuito d'uscita: non si rilevano dati di tensione, corrente ed energia; il valore dell'impedenza dell'elettrocattetero risulta superiore ai 3.200 ohm.

Si effettua la rilevazione dell'EGM (figura 66) il quale documenta:

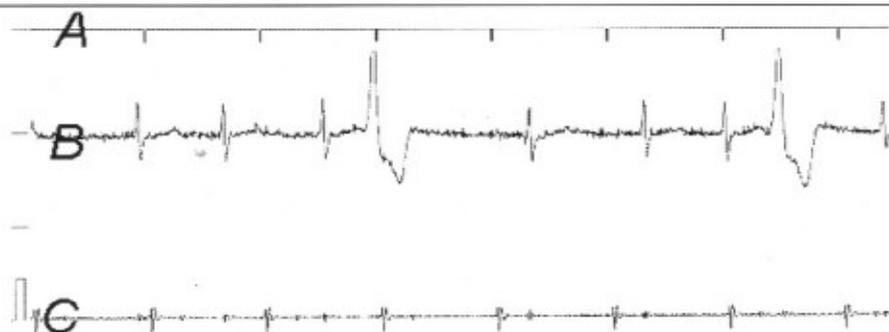


Figura 66.

Canale A: presenza continua di marker di stimolazione a 60 b/m, assenza di marker del ritmo intrinseco.

Canale B: ECG di superficie con attività intrinseca ventricolare con frequenza media di circa 70 b/m.

Canale C: sull'EGM non appare il tracciato endocavitario, ma sono presenti piccole deflessioni in corrispondenza degli spike e piccolissime deflessioni in corrispondenza delle onde R.

Conclusioni: mancato collegamento elettrico tra i canali d'uscita e d'ingresso, con l'elettrodo unipolare.

Pertanto si può ipotizzare:

- frattura completa dell'elettrocatteter;e;
- difetto nel sistema di fissaggio della spina dell'elettrocatteter;e;
- guasto del PM.
- L'accertamento viene rimandato al momento della revisione dell'impianto.

CASO N° 2

Paziente, con protesi artificiale mitralica, portatore di PM: VVI; Freq. 70 b/m; Amp. 5V; Dur. 0,49; Sens. 2,5 mV. Polarità di Stim e Sens.: Unipolare.

Catetere elettrodo epicardico: Unipolare.

Il paziente da un qualche tempo avverte astenia, affaticamento, leggera vertigine, praticamente gli stessi sintomi prima dell'impianto del PM.

Si effettua il monitoraggio elettrocardiografico: D1, D2 e D3,(figura 67) che documenta:

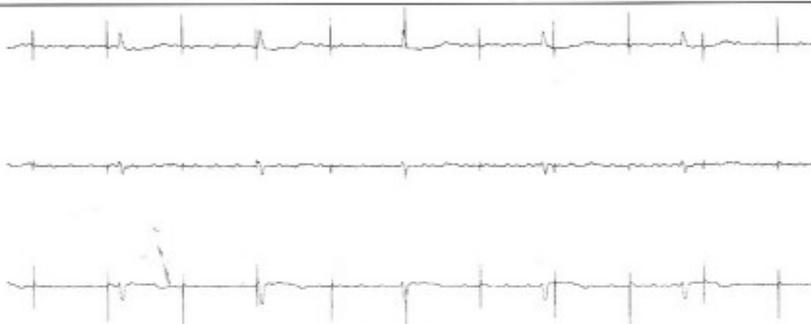


Figura 67.

- FA, frequenza media ventricolare di circa 40 b/m.

- Attività del PM: presenza costante e regolare di spike non condotti a frequenza 70 b/m, presenza di attività spontanea non rilevata dal circuito d'ingresso.

Si procede all'interrogazione del PM e alle misure telemetriche che documentano:

- stato della batteria: buona; impedenza dell'elettrocatteter: 1.800 ohm.

Modifiche di programmazione dei valori di uscita e di sensibilità, non modificano ne la soglia di stimolazione, ne il sensing.

Conclusioni:

- problematiche legate all'elettrocatteter, l'aumento dell'impedenza, circa 1300 ohm, fa sospettare: frattura non completa all'elettrodo; perdita di buona parte della superficie di contatto elettrodo-epicardio.
- guasto al generatore.

Il tipo di generatore (vecchio modello) non consente l'EGM.

L'accertamento dello stato del catetere e del generatore, si concluderà in sede di revisione impianto.

CASO N° 3

Paziente portatore di PM bicamerale: DDD; freq 60-150; Sens. Atriale 1mV; Sens. Ventr. 2,5 mV; Int. AV dinamico 150-80; stimolazione e sensing: unipolare.

Il paziente giunto al controllo denuncia, in alcuni casi quando lavora manualmente, brevi momenti di palpitazione.

Si effettua il monitoraggio ECG (figura 68), che documenta:

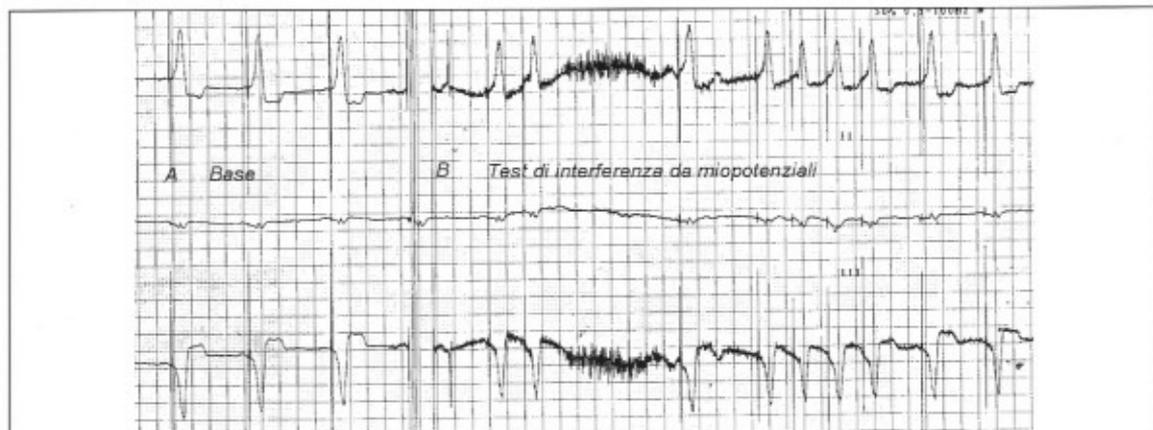


Figura 68.

- A. Base, posizione di riposo: attività regolare con stimolazione ventricolare atrioguidata a 65 b/m.
- B. Si effettuano i Test di interferenza da miopotenziali che documentano:
 - Oversensing ventricolare con inibizione della stimolazione per 1,5 sec;
 - Oversensing atriale che determina un trascinarsi ventricolare a 150 b/m (MTR).

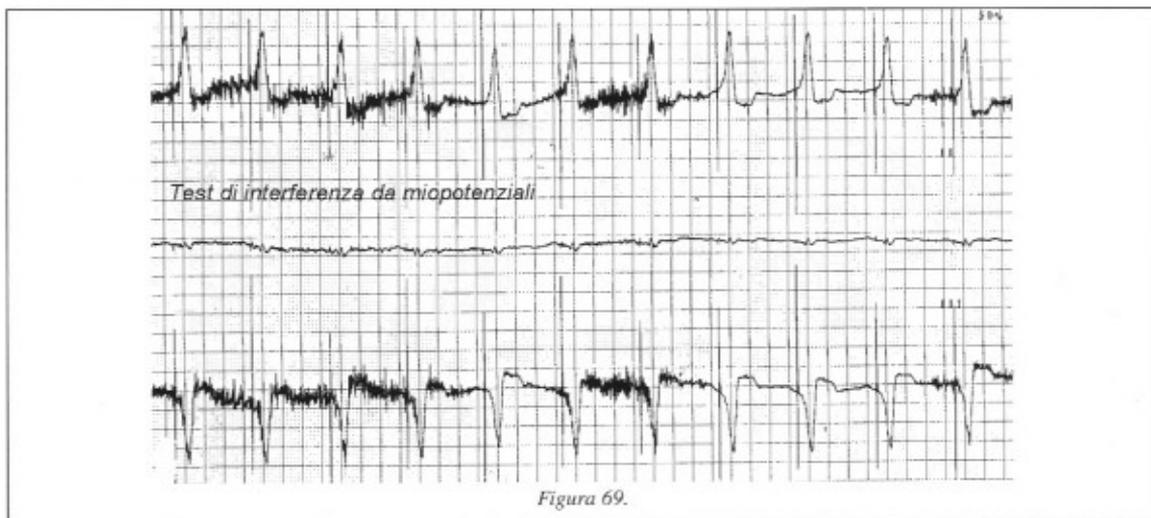
Si procede al test di sensing nelle due camere, che rilevano: 7-8 mV nel ventricolo; 2,5-3 mV nell'atrio.

Si procede alla modifica del valore di sensing, al fine di rendere meno sensibile sia la camera ventricolare che atriale, dopo varie prove del Test di interferenza da miopotenziali a diverse sensibilità, vengono scelti i seguenti valori di sensing:

- ventricolo: 3,5mV;
- atrio: 1,5 mV.

Il Test di interferenza da miopotenziali (Figura 69) a queste sensibilità documenta:

- frequenza regolare di circa 75 b/m;
- assenza di oversensing atriale e ventricolare.



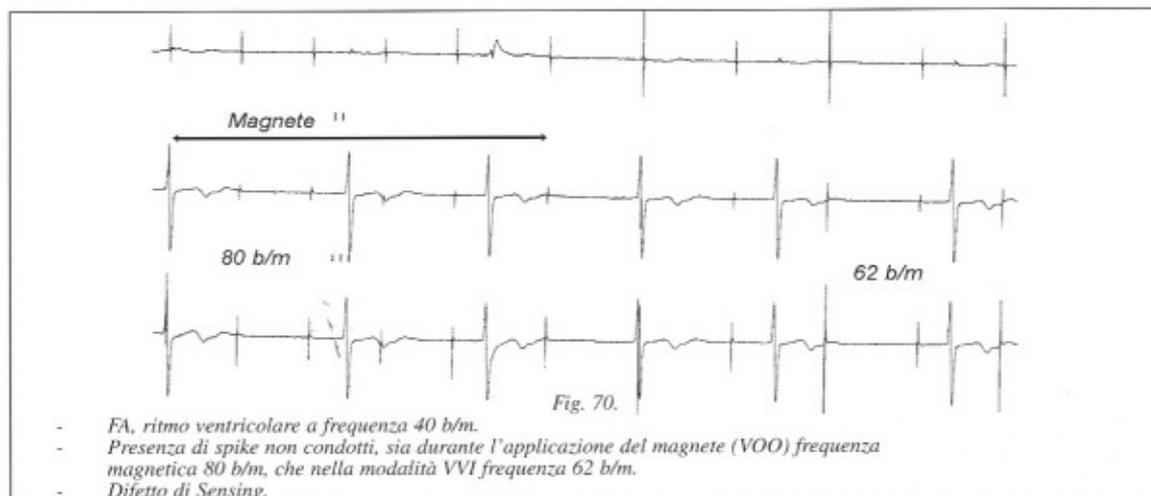
In conclusione è stato sufficiente riprogrammare il livello di sensibilità delle due camere: da 2,5 mV a 3,5 mV per il ventricolo, da 1 mV a 1,5 mV per l'atrio, per eliminare i disturbi accusati dal paziente, mantenendo allo stesso momento il livello di sensing adeguato alle necessità e alla sicurezza.

CASO N° 4

Paziente portatore di PM monocamerale ventricolare: VVI; freq. 70 b/m; uscita 3,5 V; sens 2,5 mV; stimolazione e sensing: unipolare.

Il paziente non effettuava controlli regolari, l'ultimo controllo era stato effettuato da più di un anno (16 mesi).

Al momento del controllo il monitoraggio ECG (Figura 70) documenta:



Si procede all'interrogazione del PM e alle misure telemetriche:

- Stato della batteria: messaggio di fine vita: ERT; freq magn. 80 b/m.
- Impedenza dell'elettrocatteter: 2.000 Ohm.

In queste condizioni di scarsa alimentazione ai suoi circuiti, il Pm non consente di effettuare altre misure o rilevazioni.

Già dal valore della frequenza di stimolazione base che da quella magnetica, si può dire che siamo in presenza di un generatore la cui batteria si è esaurita. Infatti i due valori sono quelli indicati dalla Casa Produttrice come fine vita della batteria.

Conclusioni:

- scarica della batteria documentata;
- il valore dell'impedenza dell'elettrocatteter di 2.000 Ohm, potrebbe far pensare anche ad un problema dello stesso. Considerando però il valore notevolmente ridotto di tensione e corrente della batteria, si può ragionevolmente pensare che il valore misurato dell'impedenza dell'elettrocatteter, sia falsato dalla scarsa alimentazione della batteria ai circuiti di misura. Particolare attenzione allo stato del catetere, per quello che risulta possibile, e alle misure dello stesso, devono essere effettuate durante la sostituzione del generatore.

L'intervento di sostituzione del PM, documenta:

- stato del catetere (connettore e porzione di catetere): apparente buono stato;
- valori delle misure effettuate:
- impedenza elettrocatteter 430 ohm;
- soglia 0,7 V;
- onda R: 9 mV.

CASO N° 5

Paziente portatore di PM monocamerale ventricolare: VVI, freq.70 b/m; Elettrodo Unipolare; Usc. 3,5V; Sens 2,5 mV.

Il paziente riferisce che, da poco tempo, avverte una irregolarità del ritmo.

Si procede al monitoraggio ECG (figura 71), che documenta:

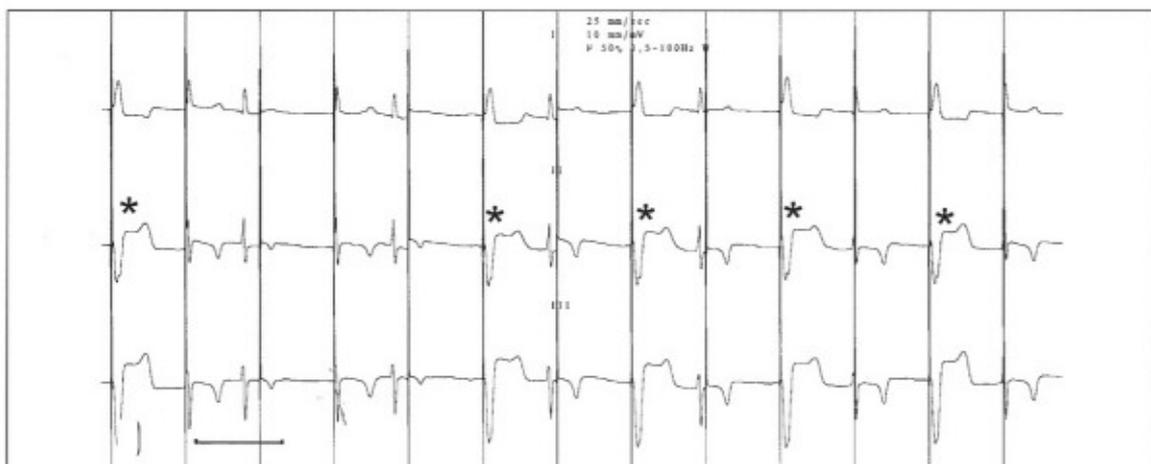


Figura 71.

- comportamento del PM come se programmato in VOO, pertanto si rileva;
- presenza costante e continua di spike, i quali risultano condotti (*) soltanto quando sono oltre il PRV;
- assenza di sensing.

Misure: Stato della batteria: vita presunta 20 mesi; impedenza elettrocatteter 670 ohm.

Dato il tipo di PM e del programmatore (vecchi modelli) non è stato possibile effettuare la misura del valore dell'onda R. Conclusioni:

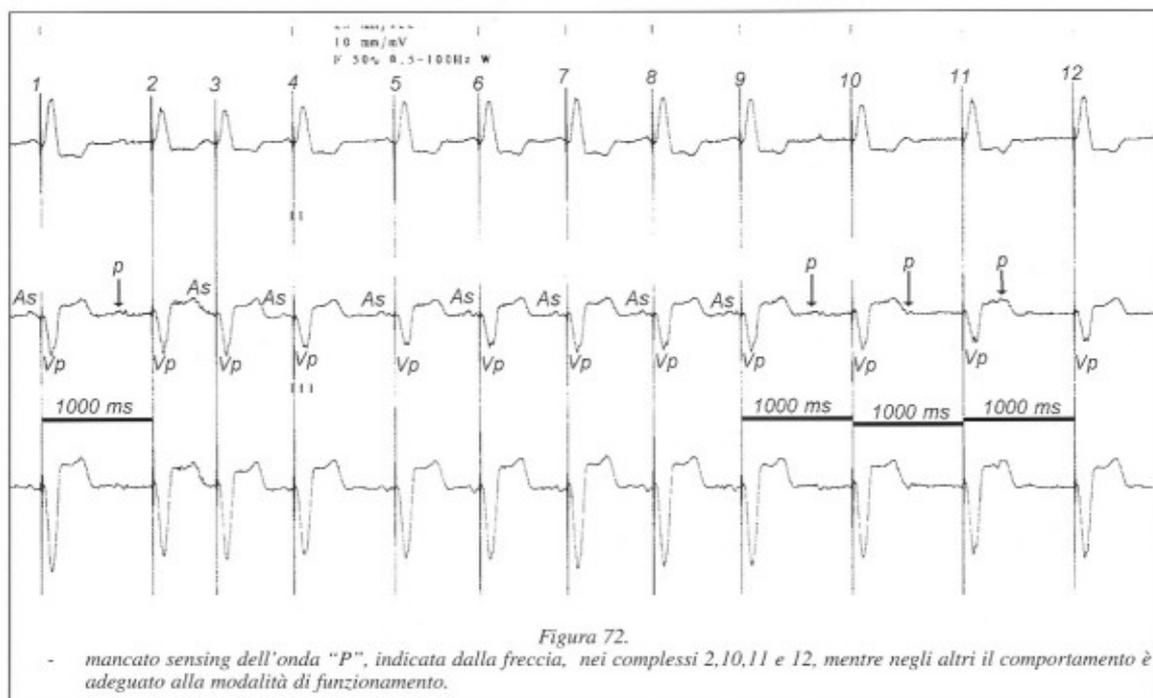
- Si procede alla modifica del valore di sensing a 1,5 mV, il quale risulta efficace per la funzione di sensing e quindi della relativa inibizione della stimolazione.
- Il Test di inibizione da miopotenziali, documenta l'assenza di inibizione.
- Per una maggiore valutazione viene effettuata la registrazione dell'ECG Dinamico sec. Holter.

CASO N° 6

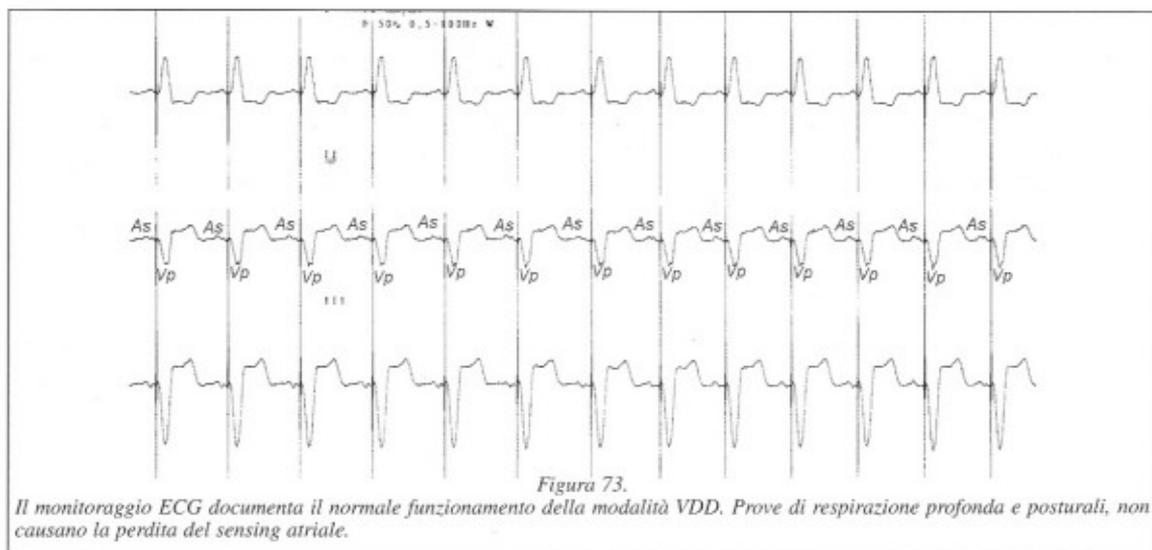
Paziente portatore di PM bicamerale-monocatteter: modo VDD; freq. 60-120 b/m; int. AV 150 ms ; sens. 0,3 mV.

Il paziente riferisce irregolarità nel ritmo e scarsa adattabilità allo sforzo.

Il monitoraggio ECG (Figura 72) documenta:



Le misure del Test di sensing dell'atrio, si presentano molto variabili: valori da 1,2 a 0,2 mV. Conclusioni: modifica del valore di sensibilità atriale: da 0,3 mV a 0,15 mV

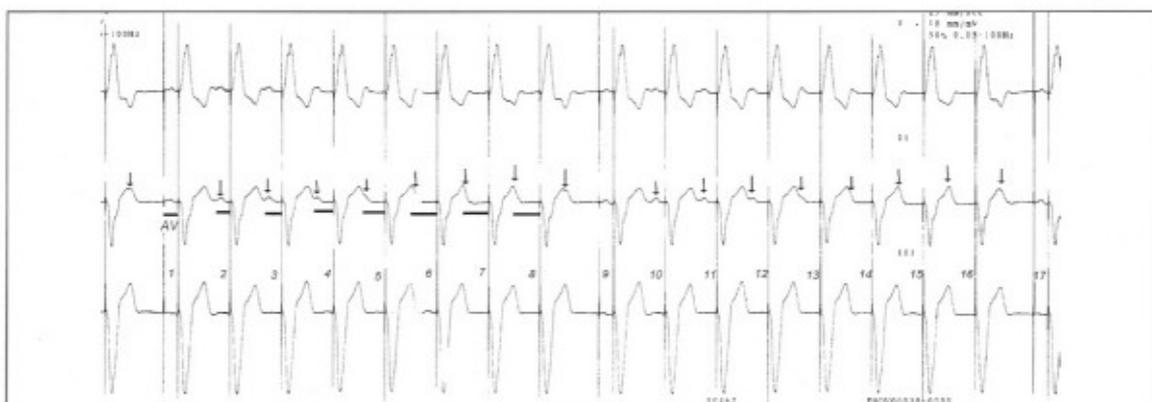


CASO N° 7

Paziente portatore di PM bicamerale: DDD; freq. Base 60 b/m; freq. MTR 85 b/m; interv. AV 200 ms ; sens. Atriale 1,5 mV.

Il paziente riferisce scarsa adattabilità allo sforzo.

Viene eseguito monitoraggio ECG, che documenta:



Ritmo da PM bicamerale caratterizzato da complessi ventricolari stimolati, preceduti sia da stimolazione atriale, che da sensing atriale. In questo caso l'intervallo AV risulta variabile.

In particolare si rileva:

- Andamento ciclico di sensing e stimolazione, il ciclo inizia con pacing atriale e si esaurisce con lo stesso. (Un ciclo, dal complesso 1 a 8, dal 9 al 16 e così di seguito)
- I complessi 1,9 e 17 risultano caratterizzati dalla stimolazione atriale e ventricolare;
- I complessi 2 e 10 presentano un intervallo AV regolare mentre i complessi a seguire: 3-11, 4-12, 5-13, 6-14, 7-15 e 8-16 presentano un'apparente dissociazione atrio-ventricolare, in quanto l'intervallo AV risulta variabile ma costante nell'allungamento, fino al complesso 9 e 17.

Le misure di Sensing e Pacing risultano ottimali.

Conclusioni:

- Il motivo di questo comportamento non è legato al mancato sensing atriale, altrimenti avremmo una stimolazione atriale, ma ad una programmazione della frequenza massima di trascinamento (MTR) il cui valore di 85 b/m, risulta inferiore all'attività atriale intrinseca che è di 90 b/m.
- In questo caso al fine di mantenere una frequenza ventricolare regolare, il PM applica il prolungamento dell'intervallo AV fino a che un'onda P non cade nel PVARP, non sentita, quindi esaurito l'intervallo base produce uno stimolo atriale, (comportamento Wenkebach).



Figura 75.

Una nuova programmazione del frequenza massima di trascinamento a 120 b/m, regolarizza l'attività cardiaca.

CASO N° 8.

Paziente portatore di PM bicamerale: DDD; Freq. 60-120 b/min; Sens. Atr. 1,5 mV ; Sens. Vent. 2,5 mV ; Uscita Atr. e Vent, 3,5 V; Interv. AV Din. 80-250 ms; AV Diff. -30 ms; PVARP 400 ms.

Il paziente riferisce di avere raramente delle palpitazioni che iniziano improvvisamente, e allo stesso modo si interrompono.

Viene eseguito monitoraggio ECG (Fig. 76) che documenta:

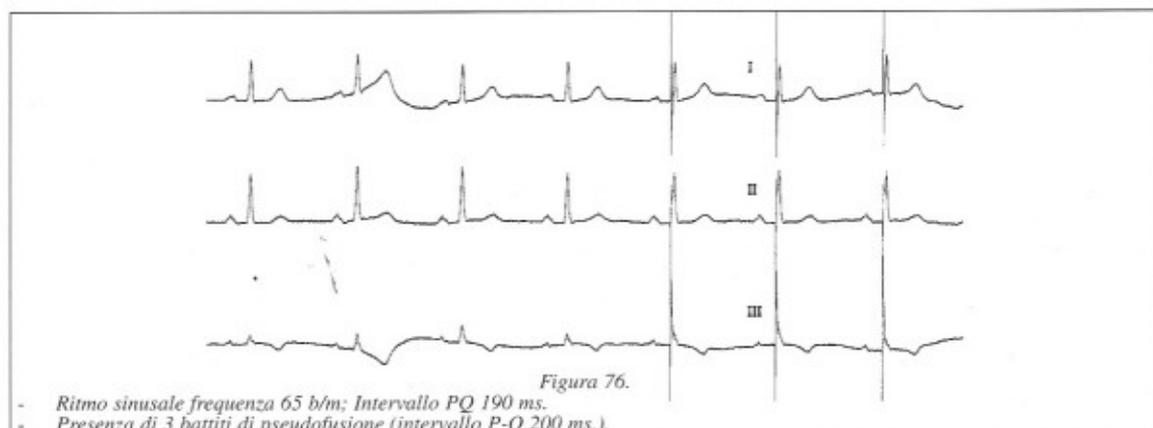


Figura 76.

- Ritmo sinusale frequenza 65 b/m; Intervallo PQ 190 ms.
- Presenza di 3 battiti di pseudofusione (intervallo P-Q 200 ms.).

Il controllo prosegue con l'interrogazione iniziale dei parametri di funzionamento, delle misure e dei Test.

Misure:

- Impedenza elettrocatereteri: A = 360 ohm; V = 420 ohm.
- Batteria: Buona

Test di Sensing e di Soglia:

- Sensing: A = 4,5 mV; V = >9 mV
- Soglia: A = 0,7 V; V = 0,3 V.

Da questo momento il paziente riferisce di provare gli stessi sintomi dichiarati di palpitations.

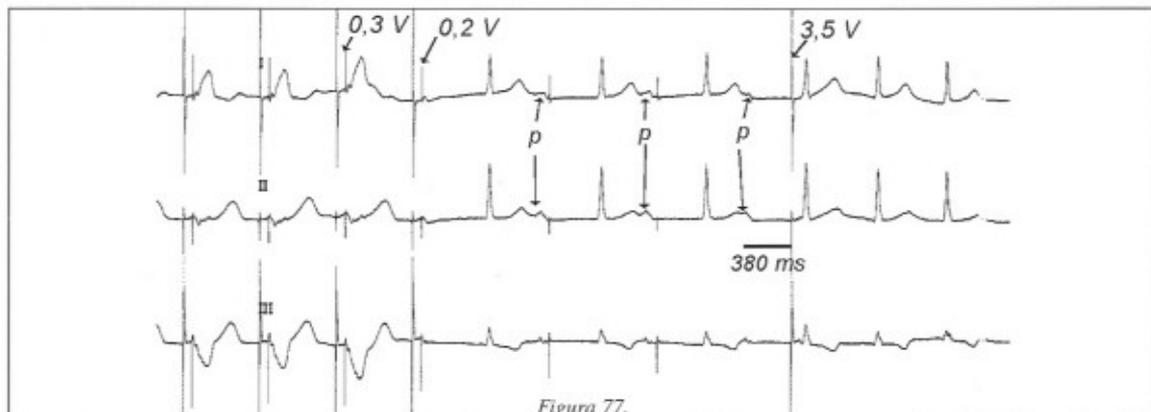


Figura 77.

Il Test di soglia ventricolare viene eseguito ad una frequenza di stimolazione di 90 b/m e con un intervallo AV di 100 ms. (Fig. 77). Dopo aver raggiunto il valore di 0,3V (soglia), ed essere scesi a 0,2 V, in cui lo stimolo non risulta efficace, ha termine il test di soglia. Il periodo intercorrente tra la cattura ventricolare e il termine del Test, circa 4 sec., è presente, verosimilmente, un blocco AV di 1° estremo (520 ms.), a questo punto riprende la stimolazione di base programmata, con la presenza dello stimolo atriale che casualmente, ad un intervallo di 380 ms, dall'onda P, provoca l'induzione di una TPSV con un intervallo di 610 ms. (96 b/m).

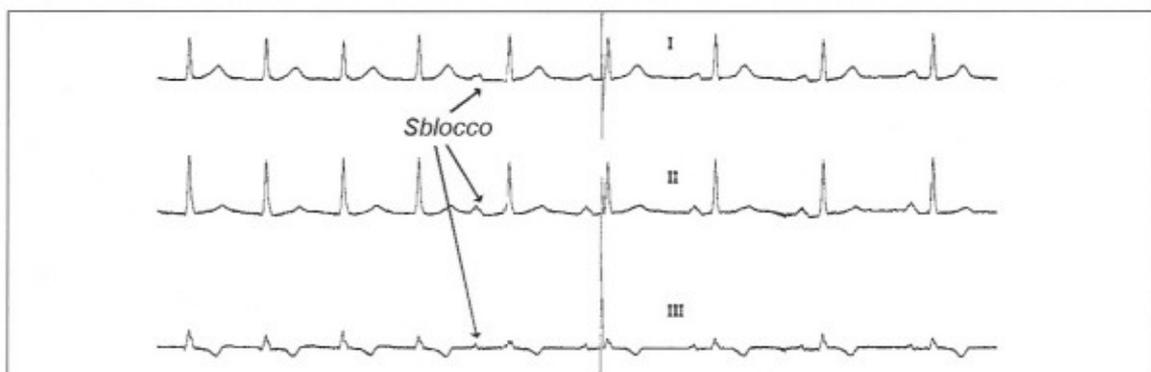


Figura 78.

Nella figura 78 viene documentata, dopo circa 30 sec. dall'insorgenza della TPSV, l'interruzione spontanea della stessa, il cui complesso di sblocco si presenta con un intervallo di 680 ms. Il complesso successivo, in cui è presente uno spike ventricolare di pseudofusione, l'intervallo PQ risulta normale. I successivi complessi ECG risultano uguali a quelli di base.

Il paziente riferisce la scomparsa delle palpitations.

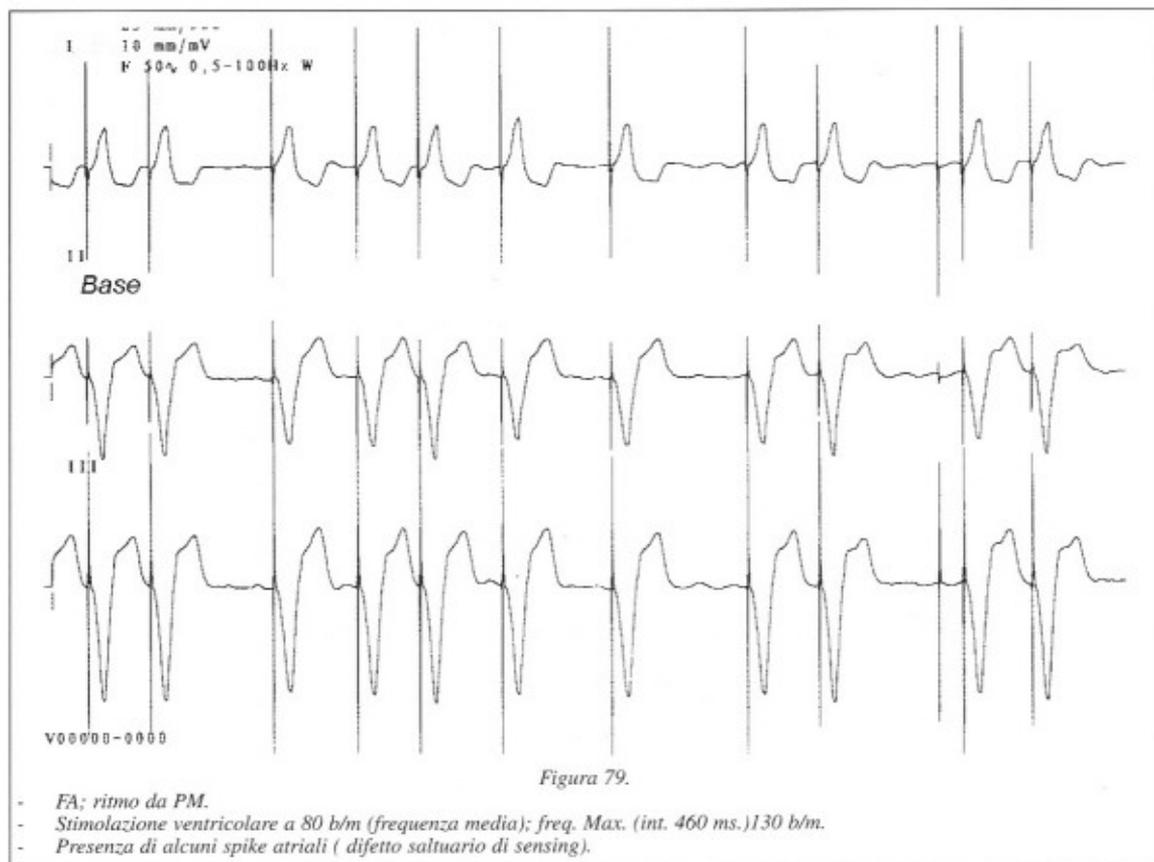
Si procede alla riprogrammazione del PVARP da 400 ms. a 360 ms.

CASO N° 9

Paziente portatore di PM bicamerale: DDD; Cambio di Modo: spento; Freq.: 60-130 b/m; Inter. AV: 200 ms.; Sens.: A 1mV ; Sens V 2,5 mV ; Polarità di Sens e Pacing : Unip.

Il paziente, a cui è stato sostituito il PM presso un altro Centro, riferisce irregolarità nel ritmo e scarsa attitudine allo sforzo.

Si esegue monitoraggio ECG (Figura 79) che documenta:



Il controllo prosegue con l'interrogazione del PM, le misure e l'esecuzione dei Test.

Misure:

- Elettrocateri: A = 440 Ohm; V = 540 Ohm.
- Batteria: Buona, Freq. Magn. 100 b/m, durata residua: 4 anni

Test di sensing e soglia:

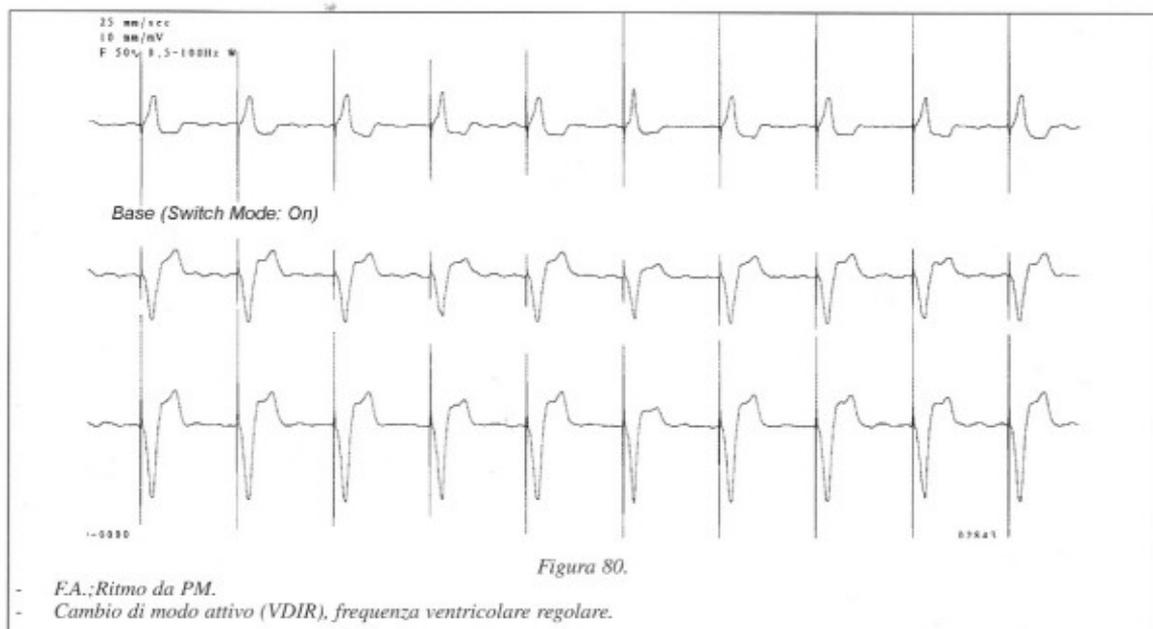
- A: 1,2 mV, alcune volte non rilevabile (N.R.)
- V: > 9mV

Viene modificata la programmazione del PM nei seguenti parametri:

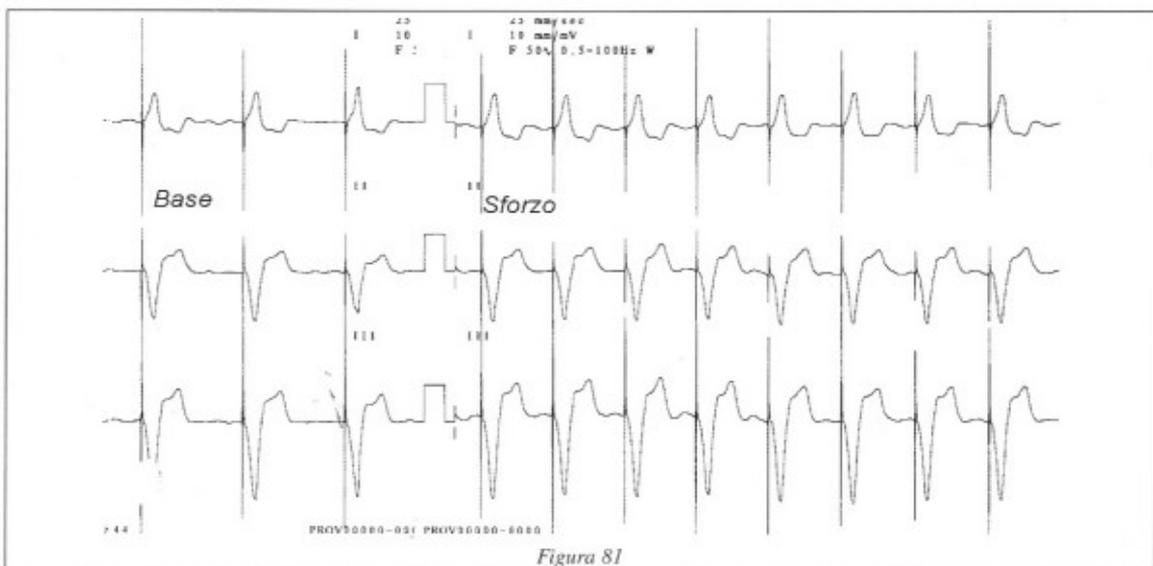
- Modo da DDD a DDDR
- Attivato il Sensore (accelerometrico) con parametri Standard

- Sensibilità atriale da 1 mV a 0,75.
- Cambio di Modo: On (acceso)

Si esegue monitoraggio ECG a riposo (Figura 80), che documenta:



Al fine di verificare la risposta del sensore all'attività fisica, si esegue uno sforzo.



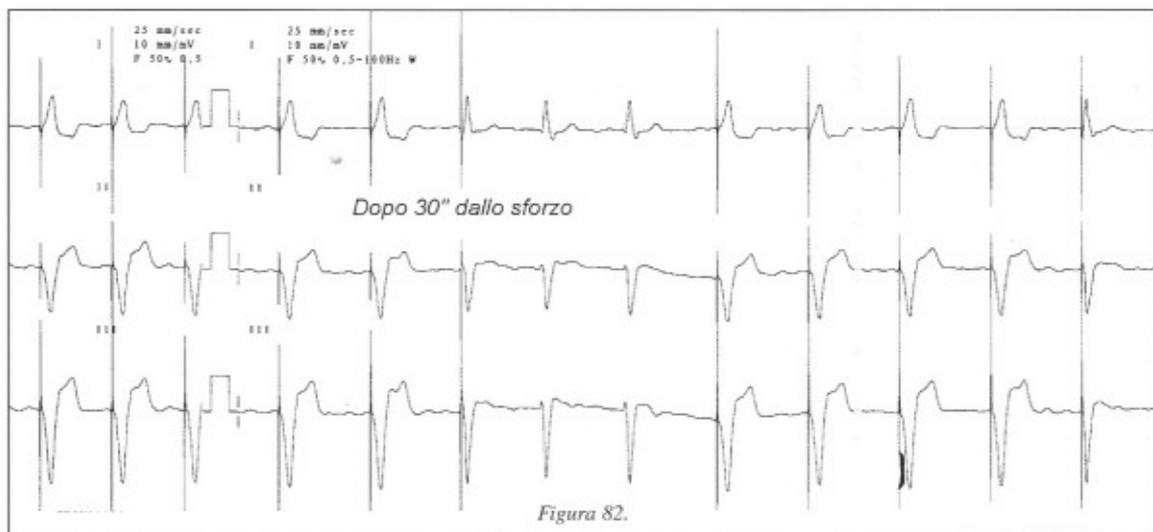


Figura 82.

L'ECG documenta un aumento della frequenza di stimolazione, guidata dal sensore(figura 81) e il recupero alla frequenza di base. In quest'ultimo tracciato è presente anche un'attività ventricolare spontanea regolarmente sentita.(figura 82).

Il paziente riferisce la scomparsa dei sintomi di irregolarità del ritmo e soprattutto, la mancanza dell'affanno durante e dopo sforzo.