



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1278

ANNO: 2014

A P P U N T I

STUDENTE: Arlotta

MATERIA: Dispositivi Impiantabili Attivi - manuali, Prof. Knaflitz

Il presente lavoro nasce dall'impegno dell'autore ed è distribuito in accordo con il Centro Appunti.

Tutti i diritti sono riservati. È vietata qualsiasi riproduzione, copia totale o parziale, dei contenuti inseriti nel presente volume, ivi inclusa la memorizzazione, rielaborazione, diffusione o distribuzione dei contenuti stessi mediante qualunque supporto magnetico o cartaceo, piattaforma tecnologica o rete telematica, senza previa autorizzazione scritta dell'autore.

**ATTENZIONE: QUESTI APPUNTI SONO FATTI DA STUDENTIE NON SONO STATI VISIONATI DAL DOCENTE.
IL NOME DEL PROFESSORE, SERVE SOLO PER IDENTIFICARE IL CORSO.**

a.a.2013-2014

Dispositivi Impiantabili Attivi

Francesca Arlotta
LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

La compensazione può avvenire grazie a stimolazione atriale, ventricolare, atrio-ventricolare sequenziale. Inoltre, il pace maker può fornire prestazioni di tipo diagnostico: il ritmo cardiaco è monitorato automaticamente, le condizioni di bradiaritmia vengono trattate (sempre in modo automatico). Questo dispositivo è classificato come macchina di ultima generazione: l'home monitoring dà la possibilità al medico di gestire la terapia in ogni momento. Allo stato attuale il pace maker potrebbe anche essere programmato in modalità remota: il pace maker è in grado di comunicare i suoi dati al comunicatore, sarebbe anche possibile rendere attiva la programmazione grazie al comunicatore.

Si parla di system overview perché il pace maker è da considerarsi come la parte più importante di un sistema, costituito come minimo da cateteri e programmatore e comunicatore, nel caso di home monitoring. Il programmatore è lo strumento usato dal cardiologo per interrogare e programmare il pace maker. Il comunicatore è il dispositivo sul comodino del paziente e che, nottetempo, comunica con il pace maker e invia i dati ricevuti dal pace maker, tramite linea telefonica o telefonia cellulare al centro servizi.

sono molto ripidi e l'impulso è breve per cui il case si comporta come un condensatore.

Il pace maker può essere impiantato sottocutaneo o al di sotto del muscolo grande pettorale, in base al soggetto e alle decisioni del medico. Il problema della stimolazione al grande pettorale ci può essere in entrambi i casi ed è tenuto in considerazione in fase di progetto.

4

Per avere un sistema compatibile con la RMN, i cateteri sono ricoperti di silicone biocompatibile, possono essere disponibile cateteri con fissazione attiva o passiva. Sono impiantati usando un sistema di introduzione che fa parte del sistema del pace maker. Ci sono cateteri coperti in poliuretano per avere maggiore scorrevolezza del catetere nel vaso. Ne esistono di coperti di steroidi (prednisone o altri corticosteroidi) per diminuire il processo infiammatorio nell'intorno del catetere.

Il progetto frattale dei cateteri tratta di fornire delle soglie di stimolazione basse, alta impedenza di stimolazione e piccolo rischio di oversensing. Tutti gli stimolatori cardiaci si comportano, in stimolazione, come dei generatori di tensione, con impedenza interna molto bassa. Quindi la corrente che scorre nel circuito esterno (quindi nei tessuti e nei cateteri) dipende prevalentemente dal circuito esterno, a parità di tensione di stimolazione.

Se decido di stimolare con una tensione di 2 V, se il circuito esterno ha impedenza 1 KOhm, la corrente sarà 2 mA; se invece il circuito esterno ha impedenza 500 Ohm, la corrente sarà di 4 mA. Da questo punto di vista, avere un'impedenza del catetere alta non è positivo perché quella che veramente produce la stimolazione è la corrente e se ho un'impedenza del catetere troppo alta, a parità di tensione, non ho corrente a sufficienza.

Rimanendo con cateteri in grado di produrre una corrente sufficientemente intensa

funzionare come AAIR o VVIR a seconda di dove è impiantato il catetere. Tutti i modelli hanno la possibilità di avere l'adattamento nella frequenza.

In un dispositivo impiantabile attivo, le indicazioni di sostituzione sono estremamente importanti.

Il pace maker inizia a verificare se per caso ha raggiunto l'ERI (istante):

- Dopo 24 mesi di immagazzinamento (anche se continua ad essere in magazzino) perché le batterie hanno un'auto scarica;
- O dopo una auto inizializzazione;

Questo pace maker tiene sotto controllo l'impedenza vista ai cateteri. Normalmente se non è collegato ai cateteri, vede impedenza infinita. Mantiene vivo l'orologio per vedere quanto tempo è passato dalla inizializzazione in fabbrica e continua questa verifica. Se viene collegato, farà alcune verifiche. Se queste vanno a buon fine, inizierà a funzionare come programmato e a stimolare. Questa è l'auto inizializzazione.

8

Come so se sono nell'intervallo ERI?

1. Con il programmatore: quando si collega il pace maker al programmatore (si posiziona la testa di programmazione sulla cute al di sopra del pace maker) se il pace maker è in condizione di ERI è la prima cosa che mi comunica (e mi dice anche da quanto è in questa condizione);
2. Diminuendo il ritmo base e diminuendo il ritmo con il magnete.

Il ritmo base è quello che posso verificare sempre quando il pace maker lavora in modalità asincrona; quello con il magnete lo verifico dopo aver posizionato il magnete sul pace maker.

Quando si raggiunge l'ERI, il pace maker si mette in condizione di sicurezza poiché il passo successivo è raggiungere l'EOS, momento a cui non devo arrivare.

se l'impedenza misurata è stabile e la polarità è corretta, si inizializza e inizia con le operazioni normali. Questa avviene quando l'impedenza misurata è inferiore a 2.5 KOhm: le impedenze più solite vanno da 300 Ohm a poco più di 1 KOhm.

La fase di conferma dipende dal numero di cateteri collegati: con due cateteri monopolari può durare anche una ventina di minuti.

Programmazione

Il dispositivo può essere programmato sia prima che dopo l'impianto. Per far risparmiare tempo in sala di emodinamica, spesso si programma il dispositivo mentre viene preparato il paziente (quindi in un tempo di circa 10-15 minuti).

10

cardiaco, la clonassia è dell'ordine del $1/1.5$ ms, quindi sto stimolando a molto meno. Stimolando in corrispondenza della clonassia ho 1.4mA . Sono sicura che questo stimolo sia sotto soglia e non riesco a stimolare il ventricolo;

2. Dato che con i sistemi biologici non c'è nulla di sicuro, si prende anche un'altra precauzione. Si osserva il ventricolo e si suppone che ad un certo punto ci sia un evento ventricolare (sentito o stimolato). Dal momento in cui c'è questo evento, tipicamente il ventricolo o l'atrio hanno un periodo refrattario assoluto di 120-140-150 millisecondi. Do l'impulso all'interno periodo refrattario del ventricolo, in particolare lo do a 90 millisecondi dopo l'evento. Se lo dessimo troppo presto non riesco a leggerne l'effetto; non devo lasciarne passare troppo altrimenti esco dal periodo refrattario.

12

Dato che devo avere la certezza relativa di dove do l'impulso, devo darne uno solo per ciclo cardiaco. Il che sta a significare che per ogni ciclo cardiaco posso avere una sola misura di impedenza.

Come si effettua la misura? Si effettua perché ho il generatore di corrente, chiuso sul catetere: so qual è la forma d'onda della corrente ottenuta e la tensione sarà data da $R \cdot I$.

Conosco I perché è il pace maker che la genera, misuro V e facendo il rapporto ottengo R . Ad ogni battito cardiaco faccio una misura.

Se ho un dispositivo bicamerale, che è la situazione più complicata, la misura delle impedenze viene fatta su 4 battiti cardiaci successivi. Perché quando si inizia la misura si considera primo il catetere atriale in modalità bipolare, quindi si misura la corrente tra elettrodo di punta e quello ad anello del catetere atriale. Questa è una impedenza. Poi si misura il catetere atriale in modalità unipolare, ovvero l'impedenza tra elettrodo di punta e cassa. Si misura quindi catetere ventricolare in modalità bipolare e poi il ventricolare in modalità unipolare.

quindi inibisco lo stimolo. In corrispondenza dell'attività ventricolare sentita e della fine del vecchio intervallo base, inizia il nuovo intervallo base.

- Variazioni di potenziale ancora legate alla depolarizzazione degli atri;

non traggano in inganno in pace maker facendogli rivedere un'attività atriale in un intervallo refrattario. L'ARP inizia con l'inizio dell'intervallo base: se la modalità è atrioguidata, inizia anche l'intervallo AV, che normalmente termina prima dell'ARP. In questo modo se dovesse esserci stimolazione del ventricolo, questa cadrebbe ancora in ARP: un eventuale potenziale, dovuto all'impulso di stimolazione, condotto per conduzione di volume in atrio, confondibile con un evento atriale, se sono in ARP sono sicuro che non verrà considerato. Ci potrebbero essere altri segnali non voluti, dovuti a concetti di tipo diverso. L'ARP non è lo stesso fisiologico (che è una caratteristica fisiologica del tessuto cardiaco) ma gli va vicino: questo è impostato in fabbrica o dal medico.

16

Dopo l'ARP troviamo in PVARP dove PV sta per Post Ventricular: la prima differenza ARP-PVARP è che l'ARP inizia con l'attività atriale, sentita o stimolata, mentre il PVARP è il periodo refrattario atriale ma che inizia in corrispondenza di attività ventricolare. Se sono in modalità atrioguidata, inizia solo per attività ventricolare stimolata; se la modalità è ventricolo guidata, l'inizio è dato da attività ventricolare qualsiasi.

Siccome stiamo parlando di modalità DDD, inizia dopo attività stimolata o extrasistoli, dove è più lungo. Molti pace maker, quando rilevano un'extra sistole, fanno partire un PVARP allungato perché la depolarizzazione e ripolarizzazione dei ventricoli durante un'extra sistole è più imprevedibile di una contrazione per normale conduzione del ventricolo, dato che è generata in un punto casuale.

Ci sono delle differenze di sincronizzazione tra intervallo base, ARP; PVARP e altri intervalli dovuto all'intervallo AV. L'AV può avere una durata fissa decisa dal medico ma anche variabile per avere un andamento più fisiologico: se misuro l'AV durante attività fisiche diverse scopro che tende a diminuire con il crescere della frequenza cardiaca. Infatti l'AV può variare in due modi:

- a) Decisione del medico;

L'ARP garantisce protezione per un certo intervallo; dal momento in cui stimolo il ventricolo, inizia di nuovo il PVARP e faccio partire la FFFp.

La terza possibilità è che AV sia particolarmente breve, in particolare è minore di [225 ms - la durata dell'intervallo FFFp]. C'è attività atriale sentita, partono l'ARP, l'intervallo base e l'AV. All'interno dell'ARP termina l'AV o c'è stimolazione del ventricolo: con la stimolazione, partono PVARP, UTI e FFFp.

18

La differenza è solo la durata di AV: ho maggiore sovrapposizione di PVARP e ARP. Il problema è che so quanto dura e quando parte l'ARP ma non so a priori quando ci sarà la stimolazione del ventricolo all'interno dell'ARP perché può capitarvi sia all'interno che all'esterno: se capita all'interno va meglio sotto il punto di vista della PMT. Ecco perché la PVARP è la precauzione fondamentale nella PMT. Va fatta attenzione al fatto che se PVARP è troppo breve allora neanche questo basta a garantire una protezione: non posso farlo durare troppo perché non posso permettermi di tenere l'atrio sordo per troppo tempo. La scelta del PVARP deve rispondere a due criteri:

1. Deve essere abbastanza lungo da dare certezza maggiore di non avere PMT;
2. Non può essere eterno perché c'è la possibilità che l'atrio diventi sordo per un tempo troppo lungo che non mi permetterebbe di vedere un'eventuale attività spontanea.

Oggi il PVARP è regolabile in modo automatico: se il pace maker si rende conto che ha luogo una PMT, per un certo numero di giorni, allunga il PVARP di 50-60 ms per mettersi in condizione di essere ancora più protettivo rispetto alla PMT.

L'UTR (o UTI) viene avviato dopo attività ventricolare spontanea o stimolata. Se sono in modalità atrioguidata, se in atrio si genera un tachicardia atriale, questa viene trascinata ai ventricoli. L'UTR impedisce per tutta la sua durata la ristimolazione dei ventricoli: stimolo il ventricolo, so che per un certo intervallo, qualunque cosa accada, non posso dare altre stimolazione. Questo intervallo è

Può diminuire in tre modi diversi:

1. Relativamente poco all'aumentare della frequenza;
2. Di più da 180 a 100 ms;
3. Ancora di più da 180 a 75 ms.

È importante per rendere la contrazione cardiaca il più possibile fisiologica. Con i pace maker attuali funzionanti in una modalità abbastanza performante, il soggetto è in grado di fare attività sportiva e non compromette nessuna attività quotidiana: questo implica però un funzionamento molto simile a quello fisiologico.

20

C'è un altro intervallo, quello AV di sicurezza. Un problema che si può avere è quello di uno stimolo atriale che viene sentito a livello di ventricolo. Stimolando gli altri, ne modifico il potenziale: quando modifico il potenziale in un punto qualunque del corpo, dato che i tessuti sono conduttori, vado a modificare il potenziale in tutto il corpo, soprattutto nelle zone vicine. Questo impulso di stimolazione che può essere letto a livello degli altri, può essere letto anche nei ventricoli, portando ad un problema di oversensing. Questo oversensing ventricolo può portare all'inibizione della stimolazione ventricolare, cioè alla perdita di un battito o rallentamento.

Il problema è andare a sentire a livello ventricolare una stimolazione dell'atrio perché se questa avviene, inibisce la stimolazione del ventricolo. Allora nel momento in cui stimoliamo l'atrio, viene fatto partire un intervallo AV non solito ma che prende il nome di AV di sicurezza: alla fine di questo intervallo, il pace maker stimola il ventricolo. Se l'intervallo AV dovesse essere più breve di quello di sicurezza in certe modalità la stimolazione del ventricolo avviene al termine dell'intervallo AV.

La modalità può essere atrio o ventricolo guidata. Può capitare in tutte le modalità in cui ventricolare è inibita. Siccome l'intervallo AV di sicurezza è scelto sufficientemente breve da garantire che non possa avvenire conduzione tra atri e

ventricolo. È un'evenienza trattata con una misura precauzionale simile ma diversa perché quelli partono in attività spontanee.

In attività stimulate c'è un problema ancora maggiore: il sistema di stimolazione usa lo stesso catetere usato per prelevare il segnale. Quando stimoliamo applichiamo al tessuto una differenza di potenziale di qualche Volt, quando preleviamo all'interno delle camere preleviamo segnale con ampiezza di al più una decina di mV: è tra le 100-1000 volte meno ampio.

La situazione è la seguente: ho due elettrodi che devono funzionare sia per la stimolazione che per il prelievo. Una possibilità è avere dei commutatori elettronici collegati rispettivamente al circuito amplificatore e al circuito di stimolazione. Quando sono in posizione 1 entrambi gli elettrodi sono collegati al circuito di amplificazione del segnale e lo stimolo non può essere erogato. Quando deve essere erogato lo stimolo, poche decine di micro secondi prima, il commutatore passa in posizione 2, collegando gli elettrodi allo stimolatore, che eroga lo stimolo. Dopodiché, prima di tornare in posizione 1 si aspetta la fine dell'intervallo di blanking. Questo significa che fino alla fine del blanking, gli elettrodi non sono fisicamente in grado di rilevare alcunché.

24

Un'altra soluzione è tenere sempre collegato all'amplificatore, che però invece di 100 amplifica mille volte di meno (0.1) in modo che non saturi. Abbassando di così tanto non vedo più i potenziali di depolarizzazione non sono più visibili, quindi il risultato finale non è cambiato rispetto al metodo precedente.

Ci sono altri 7/8 contatori che svolgono compiti simili agli ultimi esposti.

Modalità DDI

A differenza di VVI, la DDI è ventricolo guidata: l'intervallo base inizia con attività ventricolare Vs o Vp. L'intervallo VA inizia con l'intervallo base. Dal punto di vista del funzionamento del cuore, l'intervallo VA non ha molto senso: è il periodo tra la depolarizzazione ventricolare del ciclo N-1 e la depolarizzazione degli altri del ciclo N, che avviene grazie al nodo seno atriale che non sente feedback dalla depolarizzazione dei ventricoli. VA ha una certa durata programmata ma non ha significato fisiologico.

26

In VA il pace maker osserva l'attività dell'atrio: quella ventricolare c'è stata, quindi controlla che ci sia il passo successivo.

I casi sono quindi due, c'è o non c'è attività.

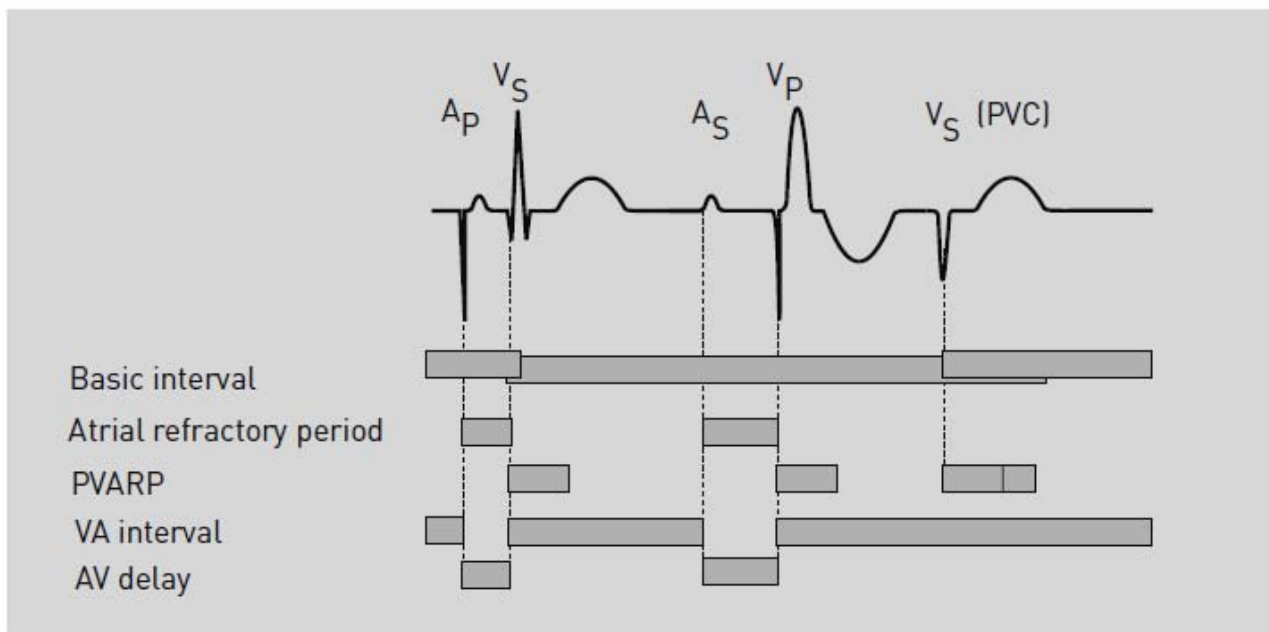
Nel caso in cui non ci sia attività, al termine dell'intervallo VA c'è un impulso di stimolazione dell'atrio. Dopodiché parte un intervallo AV durante il quale viene osservato il ventricolo per vedere se c'è o meno stimolazione spontanea in AV. Se non ci fosse, al termine di AV ci sarà Vp e un nuovo intervallo base; se ci fosse stata Vs, l'intervallo base sarebbe terminato prematuramente, ripartirebbe assieme a AV e si avrebbe un nuovo ciclo cardiaco.

Questo vuol dire che c'è sincronizzazione? No perché da Vs al nuovo evento atriale (se fosse sentito) entra in gioco il nodo senoatriale. Fin qui non c'è nessuna differenza dalla modalità DDD. L'unica differenza è: supponiamo di far partire il nostro intervallo base e di avere VA che inizia, quindi c'è stato o Vs o Vp, nel caso ci sia attività atriale, Succede che va non termina prematuramente ma per far partire AV si aspetta la fine di va. Quindi da As al prossimo Vs/Vp, non c'è

Se all'interno di VA c'è As:

1. Se ho scelto bene la durata di Va è verso la fine di va e non ha effetto (ed è la cosa più frequente);

2. La contrazione spontanea dell'atrio arriva sufficientemente in anticipo rispetto a Ap in modo che cada prima della ripolarizzazione degli atri. Se lo stimolo arriva sugli atri in corrispondenza della fase vulnerabile può innescare fibrillazione atriale. È poco probabile ma possibile: non succede nulla di particolarmente grave ma predispone alla trombosi. Dopo 6/8 ore di fibrillazione atriale, la probabilità di formazione di un trombo incomincia ad essere rilevante. I pace maker delle ultime generazioni sono in grado di rendersi conto della fibrillazione atriale.



ventricolare al di fuori del periodo refrattario. Non c'è inibizione: viene erogato un impulso nella camera rispettiva.

Dato che non c'è inibizione, in queste modalità non ha più senso parlare di AV di sicurezza.

Se sono sentiti eventi atriali/ventricolari in periodo refrattario, non vengono considerati. Se sono sentiti al di fuori, non esiste inibizione ma viene erogato immediatamente impulso di stimolazione in camera rispettiva. Se ho eventi ventricolari sentiti durante il ritardo atrio ventricolare l'intervallo base non viene fatto ripartire in modalità DDI/T e DDD.

30

Modalità VDI

Deriva da VVI si stimola solo in ventricolo in inibita e si osserva anche l'attività dell'atrio. La differenza è che, siccome sto considerando anche l'atrio, ne posso registrare gli eventi.

Questa modalità viene utilizzata dal cardiologo per verificare se c'è conduzione retrograda: stimolo ventricolo e vedo attività in atrio. Da questo punto di vista è una modalità sicura: l'attività negli atri non serve per decidere della stimolazione ma solo per registrazione. Si usa per migliorare, tramite programmazione, le prestazioni del pace maker.

Modalità OFF

Non vengono erogati impulsi di stimolazione né all'atrio né al ventricolo. C'è in realtà un'eccezione ed rappresentata dalla possibilità che il pace maker ci da quando è controllato dalla testa di programmazione: metto in OFF, non eroga impulsi di sua volontà ma solo quando lo impongo con il programmatore esterno. È una modalità usata in studi di tipo elettrofisiologico. Serve a valutare il ritmo intrinseco del paziente senza l'interferenza del pace maker o, nel caso imponga uno stimolo dall'esterno, per valutare come reagisce allo stimolo del dispositivo.

Isteresi

Avere un funzionamento il più fisiologico possibile significa preservare per quanto possibile il ritmo spontaneo: una larga parte dei pace maker è impiantata in pazienti con ritmo spontaneo nella maggior parte del tempo. Un'eccessiva stimolazione del ventricolo favorisce la comparsa nel tempo di scompenso cardiaco.

Come si limita la stimolazione al minimo? Si può scegliere un intervallo base lungo, ossia una frequenza di stimolazione bassa. Se il paziente ha ritmo intrinseco basso (50-55 bpm), il pace maker normalmente è regolato per avere un ritmo base più alto (65-70 bpm) e prende il sopravvento. Stimola sempre.

32

Se potessi scegliere un ritmo base del pace maker minore, avrei la possibilità di lasciar instaurare il ritmo intrinseco. È meglio tendere alla bradicardia che all'ipertensione. Va scelto un ritmo base del pace maker che sia un buon compromesso tra garantire un ritmo sufficiente al paziente e usare il ritmo intrinseco.

Si è cercato di ovviare all'inconveniente: isteresi della frequenza. Con "isteresi" si intende differenza della frequenza dal ritmo base.

Il concetto è questo: ho un intervallo base che ha una certa durata, supponiamo 800 ms, e supponiamo anche di essere in modalità DDT (atrio guidato). C'è un evento atriale stimolato, parte l'intervallo base con la sua durata. Poco prima del termine dell'intervallo base, c'è un evento atriale spontaneo: questo vuol dire che il ritmo intrinseco è superiore al ritmo base programmato dallo stimolatore.

Il pace maker dovrebbe far partir un nuovo intervallo base: lo fa partire però di durata maggiore. Aggiunge all'intervallo base un certo intervallo di tempo, che è l'intervallo di isteresi. Tra gli eventi atriali sono passati poco meno di 800 ms. Se dessi tempo abbastanza, potrebbe essercene uno spontaneo. Quindi ne lascio passare di più. Se in quegli 850 ms vedo un altro evento atriale spontaneo, parte un nuovo intervallo allungato dell'intervallo di isteresi. Finché c'è attività spontanea, allungo l'intervallo base con l'intervallo di isteresi. Si preferisce un'attività spontanea un po' più lenta ad una stimolata a frequenza più alta.

Il fine ultimo di queste tipologie di isteresi è preservare, in modo diverso, il ritmo spontaneo.

C'è attività atriale sentita. In corrispondenza di As viene fatto partire l'intervallo AV; al termine non vi è attività Vs, per cui si eroga Vp.

Dal momento che in questo ciclo cardiaco non c'è stata conduzione intrinseca sufficientemente veloce, allora al ciclo cardiaco successivo, in corrispondenza di As (o Ap), parte nuovamente l'intervallo AV. Questa volta viene sentita attività Vs in AV: questa conduzione intrinseca è stata sufficientemente veloce. Ipotizzando che quindi la conduzione intrinseca ci possa essere, anche un po' più lenta, allunghiamo l'intervallo AV. Ora Av dura

36

[AV + l'isteresi di AV]

In questo nuovo intervallo allungato c'è Vs. Se mi ritrovo a non avere Vs, verrà stimolato Vp e si ritornerà ad avere l'intervallo AV.

Anche nel caso dell'intervallo AV c'è isteresi ripetitiva e scansione di isteresi.

Può capitare che, in presenza di un certo numero di cicli cardiaci successivi all'interno dei quali è presente conduzione intrinseca, in un ciclo non sia più presente in AV esteso. Qui manteniamo l'intervallo l'AV esteso per un certo numero di cicli che possiamo programmare (in genere da 2 a 10). Ci sono dei cicli durante i quali la conduzione non ha luogo in AV esteso. Prima che sia terminato il numero massimo di cicli durante i quali ripeto l'estensione dell'intervallo AV, compare nuovamente un situazione in cui As è seguito da Vs in AV esteso. Il contatore viene azzerato e tutto ricomincia normalmente.

Nel caso di isteresi ripetitiva, non è richiesto che ci sia stata conduzione intrinseca per 180 cicli.

C'è anche qui la scansione di isteresi. Deve riportare in una condizione di conduzione intrinseca un ritmo nel quale tale conduzione non è presente. Ha luogo solo nel momento in cui c'è una conduzione non intrinseca. Dopo 180 cicli di conduzione ciclica stabilmente assente (As-Vp), l'intervallo AV viene esteso per un certo numero di cicli programmabile, da 1 a 10. Se conduzione di AV esteso, allora

La stimolazione del ventricolo destro è necessaria se non c'è attività ventricolare ma è utile minimizzarla nel momento in cui non serve.

Può portare problemi. Si trovano in letteratura un certo numero di studi su pazienti portatori di pace maker e ICD (nei quali ci può essere un pace maker). La stimolazione a bassa energia del ventricolo destro è presente tanto nei portatori di pace maker quanto in quelli di ICD. Si è visto che la stimolazione ripetitiva è in qualche modo legata all'incremento della probabilità che il paziente vada incontro a insufficienza cardiaca congestizia e a fibrillazione atriale, che sono effetti a lungo termine della stimolazione cardiaca.

38

Se il paziente ha una conduzione atrio-ventricolare intatta, il medico non prescrive un bicamerale ma un monocamerale che viene fatto funzionare solo sull'atrio. La modalità AAI viene utilizzata in paziente in cui c'è la conduzione intatta e il problema è una generazione di depolarizzazione degli altri. Il cardiologo raramente prescrive un monocamerale. Più dell'80% dei pazienti nell'arco della vita di un pace maker sviluppa quella situazione.

Se ho impianto un bicamerale e lo programmo da AAI, monocamerale, se dovesse aver bisogno della bicamerale, il pace maker non sa cambiare da solo la modalità. Il paziente diventa sintomatico o è sotto costante visita, il cardiologo se ne accorge e cambia modalità, tipo DDD. Sarebbe più comodo se il pace maker se lo facesse da solo questo cambiamento. Una buona parte di quell'80% di pazienti ha questo problema in modo reversibile (magari hanno bisogno di stimolazione bicamerale per solo 2/3 mesi) poi tornano a vivere benissimo con stimolazione monocamerale. Esiste un modo di funzionamento che è la **DDD ADI**: ADI vuol dire che la stimolazione è monocamerale ma vengono osservati entrambi e si lavora in inibita. AAI e ADI sono equivalenti per la stimolazione; la differenza è che in AAI non so cosa fa il ventricolo. Posso ottenere il cambio automatico di modo per adattarsi al bisogno del paziente.

La macchina funziona in modalità DDD ADI e l'intervallo AV ha il valore programmato, dell'ordine dei 120-200-220 ms, un valore fisiologico o leggermente più breve.

Il problema di questo test è che non tutti i pazienti tollerano un intervallo AV di 450 ms, è eccessivo: l'efficienza di pompa del cuore diminuisce. Si fa il primo tentativo a 30 secondi dallo switching, poi allungo l'AV. Se dà come risultato che non c'è continuità, lo ripeto dopo 1 minuto. Se dopo un minuto non c'è continuità, ripeto il test dopo 2 minuti e poi raddoppio sempre la durata fino a 128 minuti. Il fastidio al paziente diventa via via meno frequente man mano che procedo. Se dopo 128 minuti non c'è continuità, ripeto dopo 20 ore.

Dato che sono in atrioguidata, in tachicardia atriale la DDD ha lo svantaggio di trascinarla ai ventricoli e non riesco a controllarla. La via di uscita è quella di consentire, in presenza di attività atriale tachicardica che riesco a vedere, sia in ADI che in DDD, lo switch in modalità DDI, che è molto più protetta.

Supponiamo di avere una modalità DDD: l'intervallo base inizia con As/Ap. Dopo inizia l'intervallo AV, durante il quale osservo il ventricolo per vedere se c'è Vp, per il quale faccio terminare prematuramente l'intervallo VA. In assenza di Vp, stimolo il ventricolo. Da questo momento in poi parte VA e osservo l'atrio per vedere se c'è attività As. Se ci fosse termina VA e parte AV.

In DDI, l'intervallo base inizia con attività ventricolare Vs o Vp, in corrispondenza dei quali parte VA e guardo se c'è attività atriale. Se ci fosse in modo prematuro non succede nulla: VA va a termine naturale, dopodiché parte l'intervallo AV, dove osservo il ventricolo. Non vedo un'altra attività dell'atrio. L'intervallo base non termina finché non vedo attività ventricolare (Vp se alla fine, Vs se prima). È estremamente improbabile trascinare il ventricolo in tachicardia.

Arrivo alla DDI sia da ADI che da DDD ma terminata la tachiaritmia atriale, torno in DDD.

continua finché la risposta non c'è più: a questo punto è stata individuata la soglia minima di stimolazione. Torno un passo indietro e tengo quella soglia.

Va bene come idea base ma solo sull'atrio: se perdo ogni tanto la contrazione dell'atrio non succede nulla. Non si contrarrebbe in seguito allo stimolo ma un pochino dopo. Dal punto di vista emodinamico, perdere o ritardare uno stimolo atriale non è un problema.

Questa misura viene fatta a step fissi quindi l'ideale sarebbe ripeterla più volte al fine di calcolarne un valore medio.

A livello ventricolare, se perdo più battiti, non è il meglio.

Un tempo si usavano gli stessi algoritmi sia per atrio che per ventricolo, oggi si usano due algoritmi diversi. Quelli per l'atrio tengono conto che non importa perdere una contrazione, quelli ventricolari cercano di non perderli.

Come funziona

C'è un algoritmo che permette di calcolare la soglia di cattura atriale: dopo averla misurata, automaticamente si può selezionare un'ampiezza di stimolazione degli atri che sia sicura rispetto a quella misurata aggiungendovi una certa tensione.

Il concetto base resta lo stesso detto prima: si stimola l'atrio con impulsi ad ampiezza decrescente finché l'atrio non risponde più.

Ci sono due modi diversi per accorgersi se l'atrio non risponde più:

1. Vedo As decisamente ritardata rispetto a quella che mi aspettavo dopo lo stimolo. Vedrò attività atriale al di fuori dell'ARP;
2. Vedo, a livello dell'atrio, attività (ancora più ritardata) dovuta alla contrazione del ventricolo; c'è conduzione retrograda della polarizzazione del ventricolo in atrio.

Non ho bisogno di analizzare l'ECG endocavitario: ci si basa sull'analisi solita del pace maker che assegna ad ogni evento possibile un marker. Se dopo uno stimolo, compare un marker As vuol dire che lo stimolo non ha avuto effetto.

Devo avere la certezza che sia il pace maker a dare il ritmo atriale per poter sfruttare questa funzione. Non devo avere ritmo competitivi. Bisogna controllare di avere **overdrive pacing** e le condizioni sono:

1. Il ritmo atriale di base è più alto della frequenza di stimolazione programmata; la frequenza di stimolazione programmata non deve superare i 180 bpm perché l'algoritmo non avrebbe tempo sufficiente per funzionare. Quindi non posso programmare un ritmo maggiore di questo. Per avere la sicurezza di poter fare overdrive, se ho un atrio che va a 65 bpm, quando faccio il test lo faccio andare a $65+20\%=78$ battiti al minuto. Si ha la certezza di aver preso il sopravvento;
2. Il ritmo atriale è minore della frequenza di stimolazione programmata, quindi si sta stimolando l'atrio: per poter fare overdrive aumenta di un altro 20% la frequenza di stimolazione.

A questo punto si effettua il test. Se si è in DDD la conduzione retrograda può indurre PMT, allora si fa in DDI, che è più robusta per le PMT.

Bisogna anche scegliere un intervallo AV estremamente breve. Si sceglie un AV intorno ai 50 ms, in corrispondenza dell'AV parte anche un intervallo di blanking atriale di 150 ms, durante il quale non osservo l'attività atriale. Al termine del blanking non posso vedere la risposta dell'atrio né quella del ventricolo, che è stato stimolato 50 ms dopo l'atrio. Posso solo vedere As o attività ventricolare ricondotta dell'atrio per conduzione retrograda.

Algoritmo di ricerca

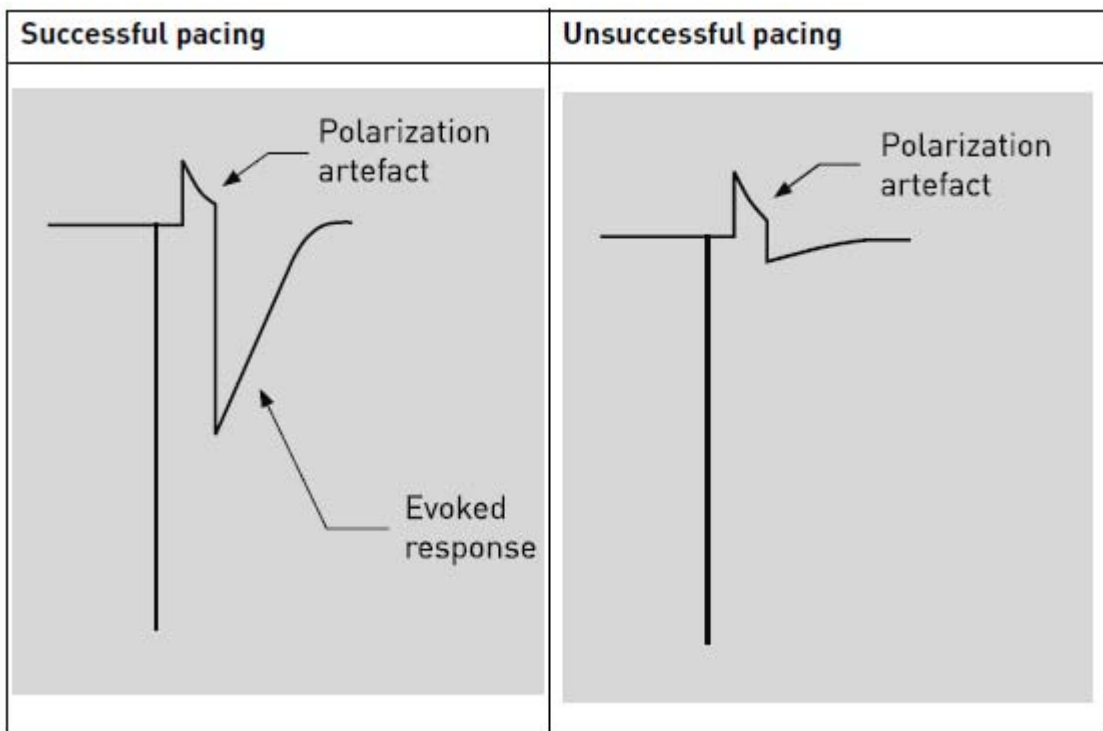
L'algoritmo di ricerca si basa sulla diminuzione dell'ampiezza dello stimolo. Si parte da una ampiezza che è dovrebbe dare sempre certezza di stimolazione, di default impostata a 3 V. A questo punto si riduce per decrementi di 600 mV. Per ogni valore di ampiezza si eseguono 5 tentativi.

Può capitare che l'adattamento automatico dell'ampiezza di stimolazione atriale non avvenga. I motivi sono i seguenti:

- Perché è stato disabilitato;
- Perché ho un ritmo intrinseco o stimolato al di sopra dei 108 bpm: il microcontrollore non ha tempo abbastanza per effettuare tutte le operazioni necessarie;
- Perché ho delle interferenze generate da apparecchi elettrici esterni: in questo caso la cattura mi darebbe risultati errati. In caso si stia usando un elettrodo monopolare si disabilita la cattura automatica perché è molto più sensibile alle interferenze esterne.

Cosa succede nell'ECG endocavitario?

La linea retta è lo stimolo: questo è seguito da un artefatto dovuto ad un accoppiamento capacitivo che ha origine tra elettrodo e ventricolo. È una risposta che si ottiene anche se non c'è risposta allo stimolo. Se c'è risposta, l'artefatto di polarizzazione è seguito poi dalla risposta evocata (depolarizzazione e ripolarizzazione del ventricolo).



Dato che la distinzione è morfologica bisogna avere una buona qualità del segnale.

Algoritmo di analisi del segnale

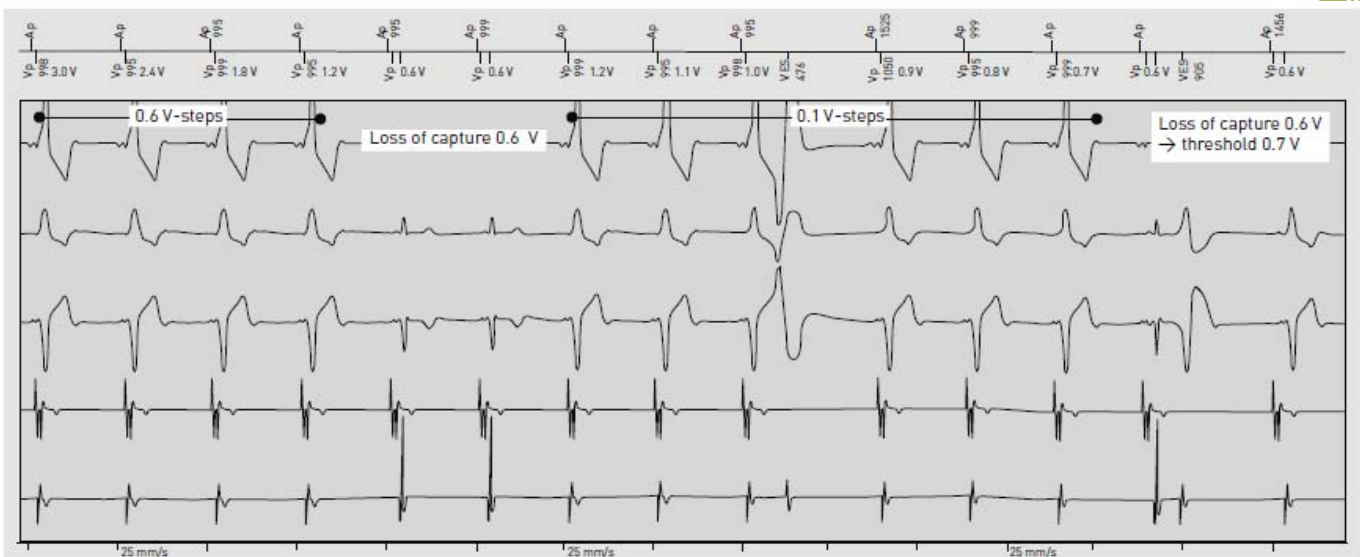
Per cinque cicli il dispositivo stimola alla massima ampiezza di stimolazione. In questo caso si è sicuri di avere risposta ventricolare. Il ritardo AV è accorciato a 50 ms.

Dopo questi primi cicli, viene ripetuta la stessa sequenza con la stessa ampiezza di stimolazione ma si dà un secondo impulso di stimolazione, 100 ms dopo

Misura della soglia di stimolazione

L'ampiezza è ridotta prima ad incrementi maggiori e poi a decrescere per cercare alla soglia in modo rapido ma preciso. Si guarda la risposta su 5 stimoli.

L'algoritmo è sempre lo stesso con i passi di 600 mV e poi 100 mV. Quando uno stimolo è inefficace interviene lo stimolo di backup (130 ms dopo lo stimolo inefficace).



Quando si è in modalità di ricerca automatica della soglia di stimolazione atriale/ventricolare, si stimola il ventricolo con un impulso di durata breve, pari a 400 ms. Dopo l'evento atriale seguente intervallo AV e poi l'erogazione dell'impulso di stimolazione ventricolare, che può essere efficace o no. In questo caso, è seguito dall'artefatto di polarizzazione ma non è efficace per far partire la depolarizzazione dei ventricoli: in corrispondenza dell'impulso erogato sul ventricolo, parte un intervallo di blanking ventricolare per evitare di sentire lo stesso impulso di stimolazione che stiamo erogando, mandando in saturazione l'amplificatore. Durante questi 20 ms c'è la maggior parte dell'artefatto di polarizzazione.

C'è poi un intervallo della durata di 60 ms all'interno del quale ci si aspetta di vedere la risposta evocata: se ci fosse inizierebbe all'incirca dopo l'artefatto da stimolazione. Finito il blanking ventricolare, in questo nuovo intervallo il pace maker sta osservando il ventricolo per rilevare l'eventuale presenza di

Rate Adaptive

In tutti i pace maker rate adaptive, si adatta la frequenza grazie all'uso di un accelerometro, che può essere bi o tri assiale. Biotronik presenta due modalità, DDD-CLS e VVI-CLS, dove CLS sta per Closed Loop Stimulation.

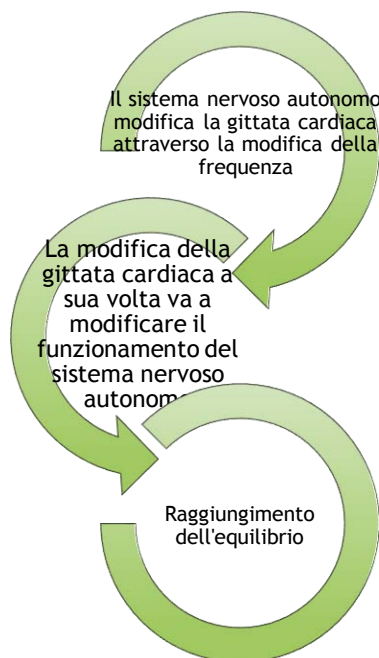
Closed Loop Stimulation

La gittata cardiaca è controllata prevalentemente da due fattori:

- La frequenza cardiaca;
- Il volume di eiezione.

A loro volta, questi due fattori sono controllati dal sistema nervoso autonomo che da un lato agisce sul nodo seno-atriale, determinando la frequenza di attivazione del nodo seno-atriale (meccanismo detto cronotropia); il sistema nervoso autonomo influisce però sul miocardio, quindi sulla muscolatura cardiaca,

andandone a modulare l'intensità di contrazione (inotropia). Questo va a determinare la pressione arteriosa media: un certo numero di sensori, quali i barocettori carotidei, influenzano il comportamento del sistema nervoso autonomo e questo è un sistema retro azionato.



Il generatore che sfrutta la CLS va a rilevare una variazione dell'iotropia del miocardio misurando l'impedenza del tessuto e, in base alla variazione dell'iotropia, va a determinare in modo opportuno il ritmo cardiaco.

Verifica la presenza di stress a livello cardiaco



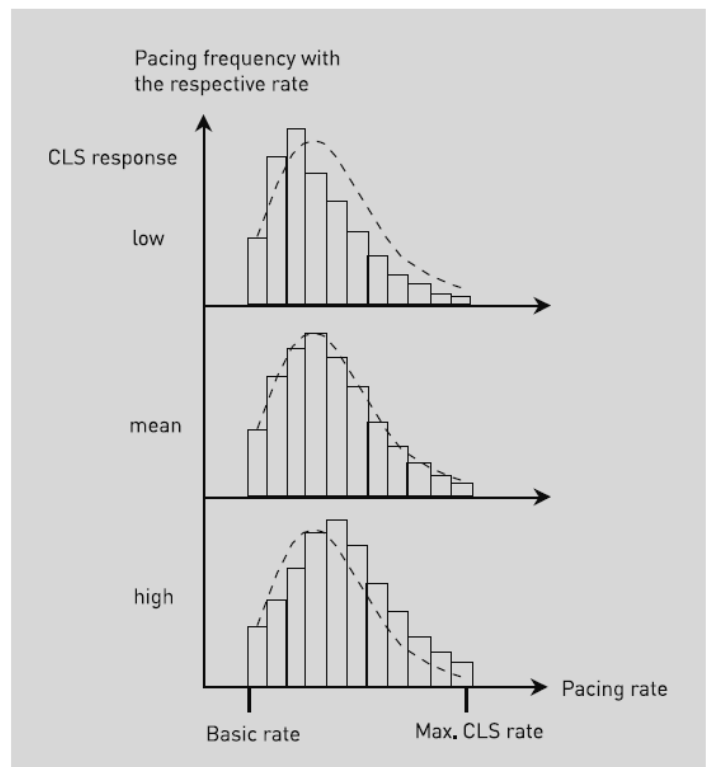
adatta la frequenza cardiaca

54

La CLS non richiede delle regolazioni: è in grado di auto-adattarsi al paziente senza richiedere l'intervento del medico, necessario invece per il sensore. Da questo punto di vista, la CLS sembrerebbe più sicura dato che si adatta in pochi minuti al bisogno del paziente. Durante il funzionamento del pace maker, se è attivata una delle modalità CLS, il sistema continua ad adattarsi al bisogno del soggetto: questo funziona bene nella media dei pazienti. Nel caso di pazienti molto attivi o molto poco attivi, bisogna modificare le prestazioni del sistema.

Si può individuare un ritmo base che va sempre tenuto e un ritmo massimo che non deve essere mai superato.

La modalità CLS non si utilizza se non è inizializzata o se si è in presenza di un cambio di modo.



Supponiamo di aver programmato questo valore massimo a 100 bpm: dal momento in cui il paziente inizia l'attività cardiaca, la frequenza cardiaca aumenta lentamente fino al raggiungimento della frequenza massima consentita. A questo punto rimane costante finché il sensore rileva che il soggetto sta eseguendo esercizio fisico. Quando il sensore capisce che il soggetto ha terminato di svolgere esercizio fisico, tornando quindi in condizione di riposo, la frequenza di stimolazione torna lentamente al valore iniziale.

56

La velocità con la quale la frequenza cardiaca aumenta è maggiore di quella con cui la frequenza diminuisce. È quello che avviene fisiologicamente: il cuore è abbastanza rapido ad adattarsi al bisogno ma quando l'esercizio fisico termina torna più lentamente al comportamento di base.

Se svolgo esercizio fisico per un tempo relativamente breve, la frequenza cardiaca inizia a salire e, prima di aver raggiunto il valore massimo, inizia a scendere più lentamente.

Guadagno del sensore

Un problema è fare in modo che il sistema riesca a riconoscere la condizione di attività fisica dalla condizione non attività.

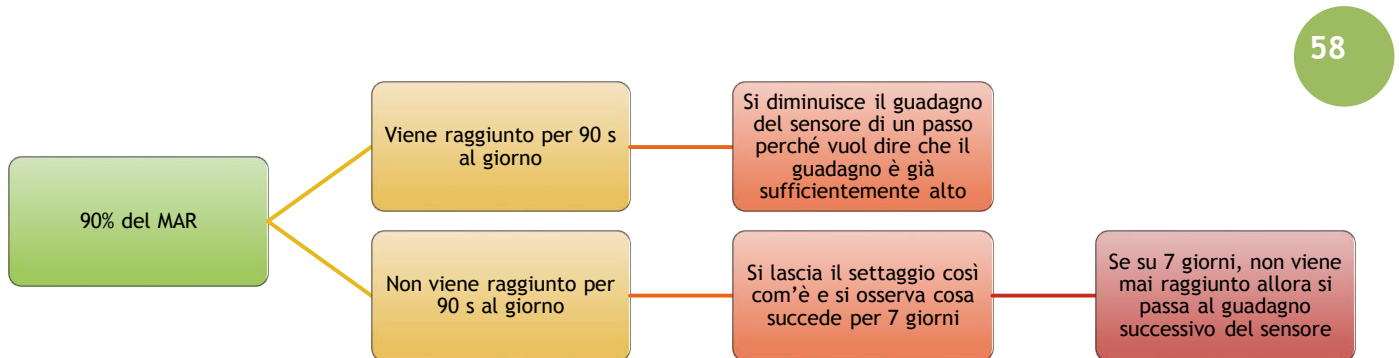
Con **attività fisica** si intende un'azione per cui c'è bisogno di aumentare la frequenza cardiaca.

Il sensore deve quindi essere in grado di discriminare tra quelle attività che richiedono un aumento della frequenza (una corsa) e quelle che non ne necessitano (movimenti durante il sonno). Questo dipende molto dal soggetto e dal suo stile di vita.

Bisogna quindi selezionare il guadagno del sensore, ovvero l'amplificazione che viene applicata al segnale elettrico generato dal sensore accelerometrico. È un aspetto estremamente critico. L'idea è quella di fare in modo che il guadagno del sensore consenta non solo di discriminare lo stato di riposo da quello di attività ma anche di raggiungere la massima frequenza cardiaca impostata a fronte di quella che si pensa essere la massima attività fisica che il soggetto potrà svolgere. Quando

Come funziona

Questo algoritmo verifica continuamente se giornalmente si raggiunge il 90% della massima attività che è stata individuata come tale per il paziente e che corrisponde alla frequenza più alta impostata per quel paziente.



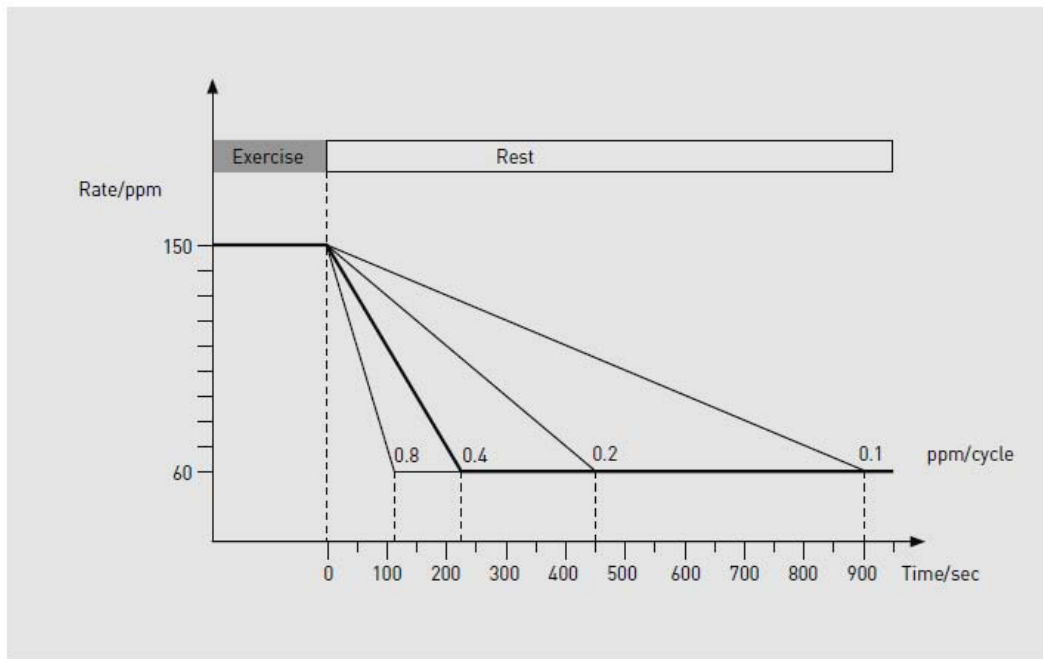
Oltre al guadagno del sensore c'è un altro parametro da individuare: la soglia che deve essere superata dal segnale del sensore affinché venga rilevata attività fisica. Se si sceglie una soglia troppo bassa, il soggetto risulta sempre in attività: anche per piccole variazioni dell'attività del soggetto, si avranno variazioni nella frequenza di stimolazione. Se è troppo alta, prima che il dispositivo cambi la frequenza, il soggetto deve raggiungere un livello di sforzo fisico estremamente importante. Un criterio ragionevole è porre il soggetto in una condizione considerabile di riposo (ovvero sta svolgendo attività per quali non è chiesto aumento della frequenza cardiaca): sceglierò una soglia sufficientemente alta da non far variare la soglia di stimolazione. Scelgo così il limite inferiore per la soglia.

Va in coppia con il guadagno del sensore. Il risultato finale sarà l'effetto congiunto di:

1. Quanto ho amplificato il segnale del sensore;

cardiaca ci metterà solo più 45 cicli. È possibile adeguare in modo più o meno rapido a seconda delle attività fisiche del soggetto.

Andare a scegliere un massimo incremento della frequenza cardiaca ha effetto unicamente sulla frequenza del sensore. Se il soggetto stesse sfruttando il ritmo intrinseco in una modalità atrioguidata, non starebbe usando il sensore e l'incremento non verrebbe tenuto in conto.



La stessa cosa vale nel momento in cui cessa l'attività fisica. Il decremento è 10 volte più lento del incremento: in corrispondenza dell'incremento più lento, che era stato di 1 bpm/ciclo, qui si ha il decremento più lento che è di 0,1 bpm/ciclo.

Simulazione del sensore

Quando si programma il pace maker, bisogna porsi il dubbio se una certa scelta di programmazione per l'adattamento della frequenza cardiaca sia adeguata al paziente oppure no. Se si stimola il paziente senza adattamento per qualche giorno, non succede nulla e si possono sfruttare questi pochi giorni per simulare l'andamento con il sensore.

Statistiche

Le statistiche che il dispositivo è in grado di considerare sono le seguenti:

- Temporizzazione del dispositivo;
- Aritmie atriali;
- Aritmie ventricolari;
- Relative al sensore;
- Relative al sensing;
- Relative al pacing.

62

Il dispositivo è in grado di conservarle fino a 8 mesi, quindi sono comode al cardiologo nei diversi controlli, per adattare il funzionamento del pace maker.

Come vengono visualizzate

Il pace maker memorizza in un archivio gli episodio che vanno a formare le statistiche. Nel momento in cui viene interrogato, il programmatore permette di rappresentare le statistiche: è il software del programmatore che permette di vedere un contatore di eventi. Questi vengono rappresentati sotto forma di diagrammi a barre con indicatore numerico. Un'altra modalità sono gli istogrammi e poi ci sono i trend.

Siccome registrare statistiche costa in termini energetici, questa attività si interrompe per preservare la vita del dispositivo (ovvero quando entra in condizione di ERI) oppure quando viene utilizzato il magnete o la testa di programmazione. Quando si usa il magnete si modifica la modalità di funzionamento, con la testa di modifica la programmazione. Si potrebbe fare un test elettrofisiologico e quindi si inquinerebbero le statistiche.

EPISODI

Gli eventi qui considerati sono:

- As-Vs: è stata sentita attività dell'atrio sentita da attività del ventricolo. Vuol dire che è stato un ciclo cardiaco normale;
- As-Vp: c'è stato sensing dell'atrio ma con stimolazione del ventricolo. La conduzione intrinseca non è andata a buon fine;
- Ap-Vs: stimolazione dell'atrio seguita da contrazione spontanea del ventricolo, quindi la conduzione atrioventricolare è corretta;
- Ap-Vp: ho dovuto stimolare tanto l'atrio quanto il ventricolo;
- Vx-Vx: evento ventricolare seguito da un altro evento ventricolare (che può essere Vs-Vs senza sentire As, o PVC o Vp).

64

TREND SULLE 24 ORE

Un esempio è il trend della frequenza cardiaca in bpm, che mi permette di sapere come evolve la frequenza cardiaca in 24 ore o la percentuale di stimolazione (ora per ora, per quanti cicli c'è stata stimolazione e per quanti sia stato spontaneo). Questo è diviso per atrio e ventricolo.

240-DAY RATE TREND

Anche qui si può avere l'informazione relativa alla frequenza cardiaca e alla percentuale di stimolazione sugli ultimi 240 giorni.

ISTOGRAMMI

Mi danno la possibilità di sapere qual è la frequenza di una certa frequenza cardiaca per ciclo.

impostato nel dispositivo che serve a identificare un HVR. Gli episodi di questo tipo sono ininfluenti per il dispositivo ma è importante vengano riferiti in vista in un impianto di ICD.

Statistiche del sensore

Istogramma del sensore

Rappresenta in 16 classi le frequenze del sensore, da meno di 40 a più di 180 bpm, e ha un barra corrispondente ad ogni classe. L'ampiezza della barra dice per quanto tempo è stata raggiunta quella frequenza del sensore. Serve per capire, ad esempio, se il guadagno del sensore è stato settato correttamente oppure no: se è spostato ad alte frequenze, il guadagno è troppo alto.

66

Activity report

Riportano tre informazioni:

- La percentuale di attività;
- La percentuale di non attività;
- La frequenza massima del sensore, per quanto tempo viene raggiunta.

Normalmente ci sono delle linee guida che dicono ad esempio:

- Che la frequenza massima non deve essere raggiunta per una percentuale troppo elevata di tempo;
- Che la suddivisione attività e non attività deve essere confrontata con la vita del paziente.

Statistiche del sensing

- In queste statistiche ci sono un certo numero di funzioni che sono:
- Il trend dell'onda P e dell'onda R: sugli ultimi 240 giorni, rappresentano l'ampiezza media delle onde giorno per giorno. Se vedessi una diminuzione progressiva di una delle due onde, una spiegazione; potrebbe essere uno spostamento progressivo del catetere;

Uso in risonanza magnetica

Un problema importante è l'uso del dispositivo in presenza di esami di risonanza magnetica. Questo dispositivo può essere usato in MRN a patto che:

1. Sia stato impiantato utilizzando i cateteri che la ditta garantisce come utilizzabili in MRN per quel dispositivo;
2. L'apparecchio di risonanza magnetica abbia un certo numero di caratteristiche. La più importante è che l'intensità del campo sia fino a 1.5 T.

68

In passato gli apparecchi di risonanza magnetica erano sempre controindicati per i pazienti portatori di pace maker: è solo dall'inizio degli anni 2000 che sono disponibili stimolatori cardiaci utilizzabili in questo tipo di esame diagnostico.

Se i requisiti e le condizioni sono raggiunti, la MRN può essere condotta su un paziente che utilizza un generatore Biotronik e i cateteri pensati per questo. I rischi residui sono minimizzati nel momento in cui si portano avanti le precauzioni indicate ma non sono mai ridotti a zero.

Campi della MRN e loro effetti sul pace maker

I campi in una risonanza magnetica sono:

1. Campo magnetico statico, che è quello che consideriamo nel calcolare l'intensità in T;
2. Campi per creare gradienti spaziali e temporali: quelli temporali sono a bassa frequenza (pochi Hz);
3. Campo a radiofrequenza, quello utilizzato per stimolare i protoni (alcune decine di MHz).

Questi campi producono diversi effetti sul dispositivo impiantato.

Il campo statico applica delle forze sui materiali metallici, in particolare su quelli ferromagnetici, contenuti nel dispositivo impiantato;

La stessa cosa vale per i campi di gradiente. La differenza è che il campo statico esercita una forza costante, quelli gradiente sono pulsati quindi possono

Condizioni base e precondizioni

Alcune di queste condizioni sono ragionevoli, altre meno.

L'uso sicuro di un dispositivo di RM è possibile solo se si rispettano certi prerequisiti e condizioni, quali:

-
- Il sistema impianto deve essere dato da parti RM conditional separatamente e in combinazione per realizzare un sistema RM conditional, quindi vanno usati i cateteri indicati;
- Non devono esserci altri impianti di tipo metallico o di dispositivi attivi in altre parti del corpo, ad esempio altri pm o ICD;
- Non ci devono essere cateteri non più utilizzati: visto che è pericoloso sfilarli, alle volte non si tolgono;
- Non ci devono essere adattatori tra un catetere e un connettore che non RM conditional o delle prolunghe dei cateteri;
- Il paziente non deve avere la febbre;
- Deve essere alto almeno 1,4 m;
- Il sistema di stimolazione deve essere stato impiantato da almeno 6 settimane così da essere fissato stabilmente all'interno del miocardio;
- Il sistema di stimolazione deve essere in area toracica: succede di impiantare in addome per tasche non più utilizzabili. Con gli artefatti dovuti al pace maker, si perde la possibilità di vedere ciò che c'è in addome;
- La soglia di stimolazione non deve essere superiore a 2 V con 400 ms di impulso;
- L'impedenza deve essere compresa tra 200 e 1500 Oms: il catetere deve essere ben funzionante altrimenti potrei avere correnti indotte troppe alte e danneggiare il tessuto. È preferibile mettere il pace maker in modalità asincrona.
- Deve essere posto in MRi prima dello scan MRN.

Per quanto riguarda l'apparecchio MRN è preferibile che sia con tubo chiuso, con magnete cilindrico e campo magnetico statico di 1,5 T e non superiore. Per quanto riguarda i campi gradiente, lo slew rate non deve superare i 200 T/m/s e non ci devono essere delle bobine di trasmissione locale aggiuntive utilizzate. Ci sono poi una serie di condizioni da seguire durante l'esame. Durante e dopo l'esame, la pressione e la saturazione di ossigeno del paziente devono essere monitorate continuamente: potrei accorgermi se c'è stata una alterazione del ritmo cardiaco dovuta ad un'interazione del dispositivo impiantabile attivo con il sistema di MRN.

72

Quando si esegue la MRN ad un paziente con pace maker è richiesta la presenza di un cardiologo e di un radiologo addetto alla risonanza che abbia già esperienza di questo tipo di MRN.

batterie Li-I è di 1/2 mA mentre nella AG-SVO o Ag-CFx si ha una corrente di scarica maggiore: il telemonitoring lavora a 1.4 GHz e richiede qualche mA, che il Li-I non è in grado di dare.

A dispositivo inibito, consuma 6 microA, indipendentemente dal fatto che sia camera doppia o singola. Quando invece sta stimolando al 100%, consuma 13 mA per la doppia camera e 9 mA per quella singola.

74

Amplitude	Impedance [Ohms]	Pacing					
		10%		50%		100%	
		DR-T	DR	DR-T	DR	DR-T	DR
1.5 V	500	>15	>15	14.3	14.8	12.7	13.0
	1000	>15	>15	>15	>15	14.2	14.7
2.5 V	500	13.4	13.6	12.0	12.1	9.5	9.4
	1000	14.7	>15	13.7	14.1	11.8	12.0
3.0 V	500	12.2	12.1	10.3	10.2	7.6	7.3
	1000	13.8	14.2	12.4	12.7	10.0	10.1
3.5 V	500	11.3	11.1	9.3	9.0	6.5	6.2
	1000	13.1	13.4	11.6	11.7	8.9	8.9
5.0 V	500	7.1	7.8	5.2	5.8	3.2	3.6
	1000	9.6	10.7	7.5	8.7	4.9	5.9

molto alta di convertire una qualunque fibrillazione ventricolare. Superati i 5 impulsi, le probabilità scendono radicalmente.

Essere passati da mono a bi camerali ha quindi portato il vantaggio di evitare le scariche inopportune.

Una scarica può essere poi:

- Efficace: è una scarica opportuna che riesce a favorire la ricomparsa del ritmo sinusale normale;
- Inefficace: è opportuna ma non ha avuto effetto, ad esempio per energia non sufficientemente elevata.

78

L'obiettivo è avere il più possibile scariche opportune ed efficaci. Sono ancora più pericolose le scariche opportune ma inefficaci.

Ci sono situazioni in cui il paziente è affetto da due tachicardie: una sovra ventricolare e una ventricolare. Possono avere quindi contemporaneamente una SVT e una VT: se il dispositivo riconosce la SVT pensa di non dover intervenire ma la VT va trattata. La non distinzione delle doppie tachicardie era uno dei limiti dei primi ICD. I dispositivi dell'inizio degli anni Duemila erano già in grado di distinguere i due eventi tachicardici.

Sistema di cateteri

Il connettore è a 4 ricettacoli, i due si sinistra sono quelli a doppio cerchio e sono IS1 per il catetere atriale e ventricolare, per la stimolazione a bassa energia. Per la stimolazione ad alta energia ci sono due cateteri, uno collegato al ventricolo destro e un altro ad un catetere nel seno venoso coronarico ma il SVC potrebbe anche non esserci se, per defibrillare, fosse sufficiente la scarica tra ventricolo destro e contenitore dell'ICD. A sinistra della tabella c'è l'indicazione con riferimento all'anatomia, c'è poi il tipo di connettore DF-1 alta energia, IS1 bassa energia. Per distinguere l'alta dalla bassa energia, quelli ad alta sono detti HVX (normalmente inserito nel seno venoso coronarico), HVB (nel ventricolo destro), HVA (cassa attiva dell'ICD).

Dal punto di vista dell'impulso, la forma d'onda più usata è quella bifasica: ha una certa polarità nella prima metà dell'impulso, poi viene invertita (stessa

modo il 10% dell'energia che immagazzino: 3 J si dissipano in calore durante la scarica nei condensatori e nel circuito di scarica.

Il compito più delicato dell'ICD è quello di rivelare correttamente la frequenza della tachiaritmia ventricolare: se non è rivelata correttamente, non si può fornire correttamente la scarica ad alta energia. Il pace maker faceva questa scelta su due parametri: l'amplificazione (per essere il più possibile adattivo alla variazioni del ritmo del paziente) e la scelta automatica di una soglia. Da questo punto di vista l'ICD ha un comportamento abbastanza simile.

80



Ci sono diversi tipi di rivelatori di tachiaritmia a seconda di quale tipo vada rivelato. La risoluzione del riconoscimento è risolto usando in cascata due rivelatori. Il secondo rivelatore è detto *rivelatore a doppia soglia*.

Rivelatore a soglia singola

Si basa sul seguente principio: individuo un livello di soglia in qualche modo. Dopodiché la decisione è presa in questo modo:

- Se è al di sopra della soglia individuata, allora l'evento cercato è presente;
- Se è al di sotto, non c'è evento.

La prima cosa che si può pensare di fare è di prendere l'elettrogramma endocavitario (che sarebbe il segnale) è sottoporlo ad un confronto con una soglia. Ad un certo punto passa sotto e poi di nuovo sopra la soglia: ottengo una doppia rilevazione dell'evento. Alzare la soglia vuol dire rendere *specifico* un rivelatore, ovvero è in grado di rivelare molto bene gli eventi che cerca senza dire che sono presenti quando non è così. Una soglia bassa è molto poco specifica: rileva tanti eventi che non ci sono. Se voglio avere un rivelatore più specifico la soglia va alzata.

Un rivelatore è caratterizzato da due parametri matematici su cui è possibile agire:

1. Sensibilità;
2. Specificità;

Quando un rivelatore è molto specifico è poco sensibile e mentre quando è molto sensibile è poco specifico: bisogna trovare un buon compromesso tra *abbastanza sensibile* e *sufficientemente specifico*.

La soglia costante non è mai una buona scelta. Può essere fatta variare nel tempo: l'idea è quella di avere una soglia molto alta quando è molto improbabile che l'evento ci sia, per proteggere il sistema da false rivelazioni, e diminuire la

soglia ventricolare viene aumentata di 450 microV con una costante di tempo di decadimento di 60 ms. L'atrio non crea problemi perché il dispositivo l'ha stimolato e sa che ci sarà una risposta (quindi non va neanche a cercarla).

A livello ventricolare, se stimolo l'atrio c'è un artefatto che leggo nel ventricolo che ha la durata dell'impulso di stimolazione. In corrispondenza dell'impulso di stimolazione dell'atrio alzo la soglia ventricolare di 450 ms e la tengo più alta di 450 microV per tutto l'impulso di stimolazione. Dopodiché la faccio decadere con una costante di tempo breve (60 ms): la risposta del ventricolo avverrà entro al massimo 150/180 ms quindi deve tornare bassa abbastanza in fretta per non perdere sensibilità sul ventricolo.

Potrei avere un As seguito da Vp. La soglia viene superata e aumentata al 75% del picco e poi inizia il decremento con costante di tempo atriale più breve (200 ms). Se ho Vp non c'è bisogno di osservarlo ma si deve evitare il problema della falsa lettura a livello atriale: c'è un artefatto in corrispondenza dell'impulso di stimolazione sul ventricolo. Dopo un Vp, la soglia atriale viene aumentata a 4 volte il valore programmato con un massimo di 1.8 mV: tiene il valore massimo per 60 ms e poi torna a quello originario e poi scende per evitare di sentire l'impulso.

Dal punto di vista ventricolare c'è stata una stimolazione Vp: dopo la stimolazione atriale ventricolare ci sono dei periodi di blanking. Terminato questo periodo, la soglia viene aumentata ad un valore pari a 4.5*livello minimo, fino ad un massimo di 1.8 e vi si applica la costante di decremento di 450 ms.

La variabile manifestazione è:

- n se ho la presenza di solo rumore;
- S_n se ho segnale, con pedice "n" perché il segnale sarà dato sempre da evento + rumore.

Il problema è dato dal fatto che non so a priori quando c'è n e quando S_n : S_n ed n sono distribuiti casualmente nel tempo.

La manifestazione è una variabile casuale: devo usare la teoria della probabilità e la decisione in questo caso è binaria (o c'è o non c'è).

Supponiamo di avere il rivelatore e di essere in presenza dell'evento (all'ingresso del rivelatore ho S_n), i casi sono due:

1. C'è l'evento = Y;
2. Non c'è = N.

Siccome l'evento c'è e il rivelatore me lo dice, si dice che ho a che fare con un **vero positivo VP**; se invece dice che l'evento non c'è ma invece c'è si ha a che fare con un **falso negativo FN**.

Il rivelatore è statistico: può dire tanto il vero quando il falso!

Se non ho l'evento ma solo rumore e il rivelatore dice che c'è allora ho un **vero negativo VN**. Se l'evento non c'è ma il rivelatore sbaglia e dice che c'è, allora è un **falso positivo FP**.

	VERO	FALSO
YES	VP	FN
NO	VN	FP

Quando ho un evento, questo ha una certa probabilità di essere presente e una certa di non esserlo: prendono in nome di probabilità a priori.

$P(N|n)$ ovvero la possibilità di dire no condizionata dalla presenza di solo rumore

Se l'evento non c'è, o dico si o dico no quindi:

$$P(Y|n) + P(N|n) = 1$$

La prob di dire si in presenza di solo rumore o dirlo in presenza di solo segnale sono sotto il nostro controllo, siamo noi a decidere come costruire il rivelatore. In generale si vuole massimizzare la $P(Y|S_n)$ e minimizzare la $P(Y|n)$.

90

Questa tavola descrive il comportamento del rivelatore. È ottenuta sperimentalmente.

Dal punto di vista matematico, sens e spec sono legate a probabilità condizionate, si possono ottenere dalla tavola di contingenza. In particolare, la sensibilità è la prob di dire si condizionata dalla presenza dell'evento. la sensibilità di fatto può essere stimata come rapporto tra VP e numero totale dei si.

$$P(Y|S_n) = VP/T_s$$

La condizione migliore è quella in cui $P(Y|S_n)$ è uguale a 1. Nel nostro caso, avere una alta sensibilità vuol dire essere in grado di riconoscere le cond di tachicardia in cui queste sono presenti: se la sens è uguale a 1 le riconosco tutte.

La specificità non ha un'unica interpretazione: è intesa come la frequenza dei veri negativi ovvero

$$P(N|n) = VN/T_n$$

C'è un problema concettuale: come faccio a essere certo di un vero negativo?

Se non lo vedo, il rivelatore dà N ma non saprò mai se veramente c'era o meno. Ragione per cui la probabilità dei VN in pratica non è sempre semplice da

un particolare rivelatore. Se la soglia è alta, la sensibilità sarà bassa ma la prob di FP sarà molto piccola.

Se diminuisco la soglia aumenta la probabilità di FP.

In soglia bassa con rivelatore molto sensibile, ho poca specificità, perché la prob di FP è molto alta. Posso ricavare la curva per il rivelatore e in base a cui decidere se mi va bene o meno il comportamento. Se devo scegliere tra rivelatore rosso e rivelatore nero, meglio la rossa: la nera ha un alto numero di FP. (assi tra 0.0 e 1.0)

92

Nel piano della curva ROC c'è una retta ($y=x$) che vale il rivelatore peggiore possibile, perché la sensibilità è uguale alla prob di falso allarme: dire sì in presenza di S_n è uguale a quella di dire sì in presenza di n .

Più somiglia alla curva rossa, tanto meglio funziona il rivelatore.

Una volta definito, si può ottenere sperimentalmente o per simulazione la curva ROC e per un particolare valore dalla soglia so dove mi posiziono sulla curva. Lungo la curva posso mappare i valori della soglia e poi decido cosa fare.

Nel caso a soglia singola c'è una sola soglia che mi permette di definire il comportamento del rivelatore. Sono vincolato strettamente a quella curva ROC e per un certo rivelatore se modifico il valore dalla soglia, otterrò un certo tipo di comportamento.

Cambiare rivelazione vuol dire cambiare regola o modulo di formazione della variabile manifestazione. La regola qui è il superamento o meno della soglia. *26.37*

Il primo blocco è a soglia singola ma siccome questi costanti nel tempo darebbero origine ad una curva ROC troppo sfavorevole allora di mantiene a soglia singola con regola semplice ma la soglia varia nel tempo.

Rivelazione della tachicardia ventricolare

La regola seguita da tutti gli ICD: se l'intervallo tra marker ventricolari è troppo breve allora c'è la tachicardia. Se l'intervallo tra marker ventricolari

I tipi di tachiaritmia che è in grado di riconoscere sono:

- La tachicardia ventricolare VT;
- La tachicardia ventricolare veloce FVT;
- La fibrillazione ventricolare VF.

È importante discriminarle perché tachicardie di tipo diverso richiedono trattamenti di tipo diverso. L'ICD riconosce questi tre diversi tipi in base alla durata dell'intervallo del ritmo, quando si può parlare del ritmo (non nel caso della VF).

94

Quando c'è un episodio di VF non c'è più alcun ritmo: ciascuna fibra si contrae per conto proprio. Quando si parla di dispositivo impiantabile, questo dispone di segnali degli elettrogrammi atriali e ventricolari con elettrodi puntiformi. Per questo motivo, diventa un po' più difficile fare una rilevazione di un segnale che abbia le caratteristiche proprie di un segnale di fibrillazione.

Perché si vuole riconoscere VT e VF? Per terapie differenti. Ma non tutte le VT sono uguali: sono tanto più pericolose tanto più sono rapide. Non è così importante sapere se ho a che fare con una VT, una FVT o una Vf. L'importante è scoprire se c'è un ciclo o uno pseudo ciclo troppo rapido: a questo punto la differenza tra VF e FVT non c'è per il dispositivo. Non c'è una differenziazione fisiologica tra VF molto veloce e VF ma deve riconoscere una VF da un ritmo ventricolare molto veloce che potrebbe non trasformarsi in VF.

Tutti differenziano questi tre tipi di tachiaritmia unicamente in base alla durata dell'intervallo della tachicardia.

L'ICD distingue tra due concetti quali:

- L'evento;
- L'episodio.

Sono due cose ben diverse.

L'evento è il singolo ciclo cardiaco e parlo di un evento VT nel momento in cui la durata del ciclo che sto considerando è all'interno di un intervallo nel quale normalmente classifichiamo le tachicardie ventricolari.