

ALMA MATER STUDIORUM UNIVERSITA' DI BOLOGNA

CAMPUS DI CESENA

SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

ELETTROFISIOLOGIA DEL CUORE E PACEMAKER

Elaborato in
Ingegneria Clinica

Relatore:
Prof. Claudio Lamberti

Presentato da:
Luca Brattoli

Anno Accademico 2016/2017

SOMMARIO

Introduzione	pag.1
Cap.1 Fondamenti di fisiologia cardiaca	pag.7
1.1 Origine e propagazione del battito cardiaco	
1.2 Cellule muscolari cardiache	
1.3 L'elettrocardiogramma	
1.4 I periodi refrattari e loro utilizzo nel cuore	
1.5 Gli eventi meccanici del ciclo cardiaco	
1.6 I disturbi del ritmo e della conduzione	
Cap.2 La stimolazione elettrica del cuore	pag.17
2.1 Elettrofisiologia del tessuto miocardico	
2.2 Canali ionici e potenziale d'azione nel muscolo cardiaco	
2.3 Principi elettrici	
2.4 La soglia di stimolazione	
2.5 Il sensing e la sensibilità	
2.6 Il catetere di stimolazione	
Cap.3 Il laboratorio di elettrofisiologia	pag.23
3.1 Requisiti delle attrezzature e del personale	
3.2 Preparazione del paziente e strumenti necessari	
3.3 Stimolazione e monitoraggio elettrofisiologico	

Cap.4 Il Pacemaker **pag.29**

4.1 I componenti di un pacemaker

4.2 Cosa è un pacemaker e come si impianta

4.3 Tipi di pacemaker

4.4 Le modalità di stimolazione

4.5 Stimolazione monocamerale

4.6 Stimolazione bicamerale

Cap.5 Pacemaker guidato da un sensore **pag.44**

5.1 Attività/vibrazione

5.2 Accelerometro

5.3 Temperatura venosa centrale

5.4 Ventilazione minima

Cap.6 Indicazioni per impianto di pacemaker **pag. 52**

6.1 Tecnica di inserimento

6.2 Decorso post-operatorio

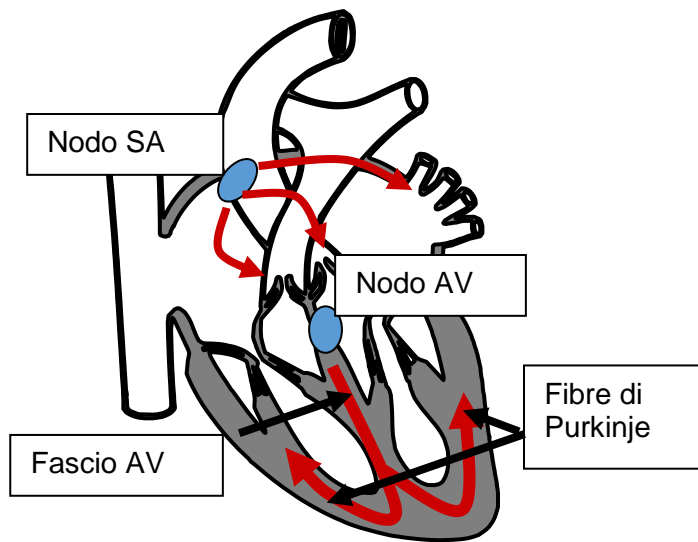
Cap.7 Valutazione dei malfunzionamenti dei pacemaker **pag.59**

Conclusioni **pag.64**

Bibliografia **pag.65**

Introduzione

Il corretto flusso dell'attività elettrica cardiaca in un cuore sano:



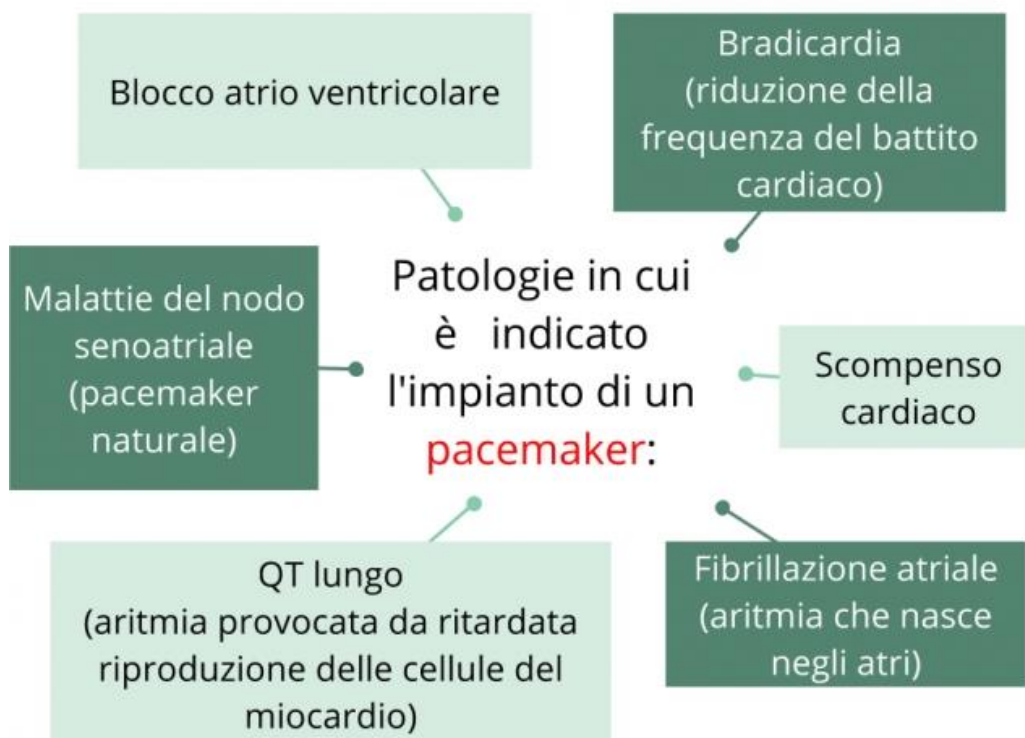
- **Nodo senoatriale (SA):** è incaricato di gestire l'andatura, cioè stabilisce il ritmo cardiaco
- **Muscolo atriale:** che si contrae per fare scorrere il sangue
- **Nodo atrioventricolare (AV):** consiste nel rallentare la

frequenza del Nodo senoatriale (SA), così da far contrarre i ventricoli qualche frazione dopo gli atri.

- **Fibre di Purkinje:** distribuiscono in modo uniforme e in modo rapido lo stimolo
- **Muscoli ventricolari:** si occupano della contrazione

Il **pacemaker artificiale** è un **dispositivo elettromedicale** delle dimensioni di pochi centimetri (6 o 7) che emette degli impulsi elettrici in grado di **stimolare/regolare il battito cardiaco**. Esso viene impiantato quando il sistema di conduzione elettrica del muscolo cardiaco deputato a tale funzione (nodo del seno), non è più in grado di assicurare il fisiologico funzionamento. Frequenze cardiache troppo basse, ma anche troppo elevate, non sono in grado di assicurare la corretta gittata ematica nei tessuti con i gravi problemi che ne conseguono. Il **pacemaker** è costituito da una circuiteria elettronica alimentata da una batteria che è racchiusa in maniera ermetica in una scatola di titanio, e viene posizionato sotto pelle nel torace, in vicinanza del cuore, con un semplice e veloce intervento chirurgico. Gli impulsi generati dall'apparecchiatura devono però essere applicati all'interno delle cavità cardiache e pertanto è dotato di fili, che con linguaggio specialistico, vengono chiamati elettrocateri.

I pacemaker possono essere utilizzati per un periodo transitorio se occorre stabilizzare il battito cardiaco dopo un evento traumatico, come può essere un infarto, o, in maniera permanente, se il cuore non è più in grado di recuperare la fisiologica frequenza. La ragione più comune per cui si rende necessario l'impianto di un pacemaker esterno è una **bradiaritmia del ritmo cardiaco**, ossia una anomalia che altera il fisiologico ritmo con cui il cuore si contrae e rilascia abbassandone la frequenza, processo che determina una riduzione della gittata del sangue e conseguentemente della corretta ossigenazione dei tessuti, ma i motivi (patologici) per cui si fa ricorso all'impianto sono svariati, come vedremo di seguito.



Le più comuni sono:

- **Bradicardia non fisiologica.** E' una riduzione della frequenza del battito cardiaco con valori inferiori alle 50 pulsazioni al minuto. E' tipica degli anziani nei quali è favorita dall'invecchiamento del tessuto muscolare cardiaco.
- **Scompenso cardiaco.** Sindrome clinica (insieme di sintomi e segni) per cui il cuore non riesce ad assicurare la gittata ematica necessaria ad una corretta ossigenazione dei tessuti. Le cause che possono determinarlo sono svariate ma comunque riconducibili a compromissioni della tonaca muscolare del cuore. Un esempio tipico è costituito dall'ipertensione che costringe il muscolo ad un iperlavoro che conduce a sfiancamento delle cavità cardiache e conseguente perdita di elasticità. Condizione che si traduce in una severa compromissione della pompa e quindi della gittata del sangue. L'impianto di un pacemaker atrio biventriolare, in molti casi, aumenta notevolmente l'efficacia della pompa cardiaca compromessa.
- **Fibrillazione atriale.** Aritmia che nasce negli atri. Per il suo effetto gli atri non si contraggono in maniera coordinata ma in maniera assolutamente caotica. Queste contrazioni scoordinate delle fibre atriali fanno sì che l'efficienza della pompa cardiaca risulti compromessa, ne consegue una gittata ematica deficitaria. Nei casi in cui la trasmissione del segnale dagli atri ai ventricoli è compromessa si rende necessario l'impianto di un pacemaker.
- **QT Lungo.** E' una aritmia provocata da un ritardo della ripolarizzazione delle cellule del miocardio durante le contrazioni del cuore. Si manifesta con una sincope provocata da aritmie e segnatamente tachicardie. La più pericolosa delle tachicardie che possono presentarsi è la così detta torsione di punta che interessa i ventricoli. Le cause del problema possono essere squilibri degli elettroliti e intossicazione da farmaci.
- **Malattia del nodo senoatriale.** Sono disfunzioni del nodo senoatriale che è posto nell'atrio destro al di sotto dell'inserzione della vena cava e che è il pacemaker fisiologico del cuore e come tale genera gli impulsi elettrici di contrazione. L'anomalia determina una bradiaritmia che può essere ridotta con l'inserzione di un pacemaker.
- **Blocco atrio ventriolare.** E' una anomalia del sistema di conduzione dell'impulso elettrico di contrazione nella regione tra atri e ventricoli. Per effetto di detta anomalia gli impulsi che provengono dagli atri non raggiungono i ventricoli o durante tale percorso il segnale subisce alterazioni. Ne consegue che atri e ventricoli non battono in maniera sequenziale. In alcuni casi il blocco della conduzione è totale e atri e ventricoli batteranno ognuno con una propria frequenza. Se il problema non è a carattere transitorio l'impianto del pacemaker è essenziale.

Nel campo dei pacemaker si stanno apportando innovazioni sempre nuove ma per concludere ripercorriamo brevemente la storia dei pacemaker. Abbiamo visto che i disturbi del sistema di conduzione elettrico cardiaco danno vita ad aritmie, che vanno ad ostacolare il ruolo del cuore compromettendone la regolare funzionalità. Il **pacemaker**, termine inglese che sta per “segna-ritmo” è un dispositivo in grado di inviare uno stimolo elettrico controllato alla muscolatura cardiaca al fine di mantenere un ritmo cardiaco e una prestazione emodinamica efficace. Alcune indicazioni all’impianto di un pacemaker sono i disturbi legati alla malattia del nodo del seno, il BAV (blocco atrio-ventricolare) ecc.

Il pacemaker è costituito da tre elementi principali:

- **il generatore di impulsi** che fornisce il segnale di uscita;
- **la batteria** che presenta l’energia necessaria per stimolare il cuore;
- **il sistema elettrocatteter** che costituisce la connessione elettrica tra il cuore e il generatore di impulsi; il quale termina con un elettrodo fissato nel muscolo cardiaco.

La **storia del pacemaker** pone le sue radici nel **1958**, ma fu un anno dopo che l’ingegnere **Greatnatch** ed il cardiologo Chardack svilupparono il primo pacemaker completamente impiantabile; esso era in grado di curare pazienti con BAV e stimolava il ventricolo. Il suo diametro era pari a 6 cm con uno spessore di 1,5 cm e un peso di 180 gr. **Greatnatch** fece la sua importante scoperta nel 1956, mentre lavorava a Buffalo e fu il risultato di un errore fortuito. Lavorando su un registratore di ritmo cardiaco, aggiunse erroneamente un componente elettronico non corretto, in modo che il dispositivo produsse impulsi elettrici anziché semplicemente registrarli. Ricordando l'evento più tardi, ha detto: "Ho fissato la cosa incredibile", avendo capito subito che aveva trovato un modo per simulare elettricamente e stimolare un battito cardiaco. Prima di questo momento, i pacemaker erano ingombranti, unità esterne che richiedevano l'uso della rete elettrica, poiché la tecnologia della batteria non era ancora avanzata sufficientemente per consentire l'impianto. Nel corso dei successivi due anni è riuscito a miniaturizzare e confezionare il dispositivo, culminando in una dimostrazione di successo dell'invenzione in un cane, nel maggio 1958. Nel **1960** il pacemaker era stato impiantato nel **primo paziente umano**, un uomo di 77anni , Che ha continuato a vivere per altri 18 mesi. Inizialmente presentava una batteria in mercurio-zinco la

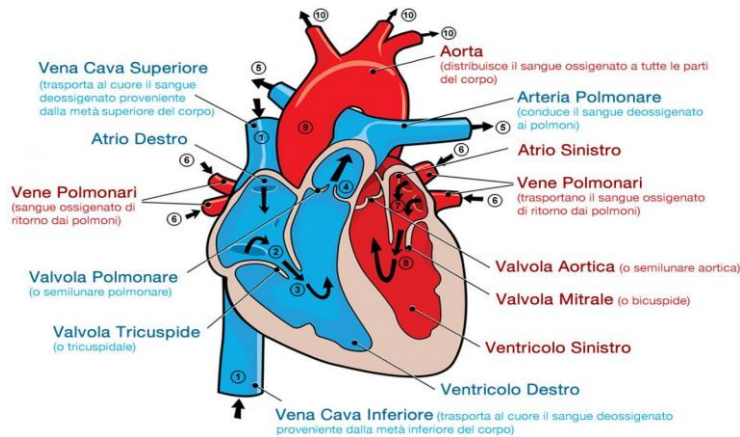
quale era responsabile di molti guasti del pacemaker. Successivamente furono sperimentate batterie biologiche e nucleari ma dal **1972** la maggior parte dei pacemaker usa **batterie litio-iodio**, ad alta densità di energia e ad alta longevità (può durare per più di 10 anni). Il punto debole di tale dispositivo era dato dalla continua stimolazione del cuore (per questo chiamato *fixed-rate* o *asincrono*), senza tenere conto della presenza di una attività ritmica spontanea, andando a determinare una piena competizione tra il dispositivo e l'attività cardiaca, causando qualche volta delle aritmie o addirittura fibrillazione ventricolare. Per questo motivo fu aggiunto **un sense amplifier**, ovvero un amplificatore di rilevamento in grado di riconoscere l'attività di conduzione elettrica cardiaca consentendo la non attivazione del pacemaker se non necessario; ottenendo anche un prolungamento della durata delle batterie del dispositivo. Si ottenne in questo modo un **demand pacemaker** il quale era in grado di fornire una stimolazione elettrica al cuore solo in assenza di un naturale ritmo cardiaco. Tale concetto introdotto da Berkovits **nel 1964** è alla base dei pacemaker moderni. Gli elettrodi cardiaci dei demand pacemaker svolgono la funzione di stimolazione (**pacing**) e una funzione di rilevazione (**sensing**). Il **pacing** viene ottenuto attraverso l'applicazione di un breve impulso elettrico alla parete del miocardio, dove è presente l'elettrodo distale, il quale a sua volta rileva l'attività elettrica distale. Nel **1970** furono introdotti i **dual-chamber pacemaker** ossia i pacemaker bicamerali in grado di rilevare l'attività cardiaca in atrio e/o in ventricolo al fine di stabilire se è necessaria la stimolazione. Esso necessita di due elettrocateretri: uno in atrio e uno in ventricolo e tre elettrodi uno per l'atrio uno in ventricolo e l'altro è neutro. Tali dispositivi sono per lo più utilizzati per i pazienti che soffrono della malattia del nodo seno atriale. Sebbene i demand pacemaker fossero in grado di soddisfare alcune richieste fisiologiche, tali dispositivi non erano capaci di assolvere alle richieste del corpo durante attività di stress come attività fisica. Le ultime innovazioni riguardano i pacemaker **rate-responsive** introdotti nel **1980**, in grado di regolare la frequenza di stimolazione in relazione ad un parametro fisiologico/fisico legato alle necessità metaboliche o all'attività fisica del soggetto. Il sistema sensore presenta un dispositivo in grado di rilevare dei parametri del corpo come ad esempio i movimenti del corpo, la frequenza respiratoria, il pH, la temperatura del sangue, la ventilazione al minuto, la temperatura venosa centrale, l'impedenza intracardiaca ventricolare, ecc.) e un algoritmo capace di adeguare la risposta del pacemaker in relazione al parametro misurato. Il sensore converte la variabile in un segnale elettrico che regola la frequenza di stimolazione artificiale. Si

supera in questo modo l'incompetenza cronotropa del paziente. Nel **2013** si raggiunge un importante traguardo grazie ad un'equipe ceco-statunitense: **il pacemaker senza fili** che è stato il primo pacemaker wireless della storia. Esso è costituito da una piccola batteria e viene impiantato attraverso la vena femorale direttamente in ventricolo senza aggiunta di fili Tale intervento riduce il rischio di infezione derivante dall'impianto del pacemaker tradizionale. La durata della batteria è di gran lunga maggiore, va dai 9 ai 17 anni contro i 5-8 anni di un pacemaker tradizionale. I tempi di intervento sono brevissimi, 28 minuti in media ma **tale dispositivo incontra oggi dei limiti** in quanto capace di curare solo pazienti che hanno necessità di **stimolazione in ventricolo**.

Capitolo 1

Fondamenti di fisiologia cardiaca

1.1 Origine e propagazione del battito cardiaco



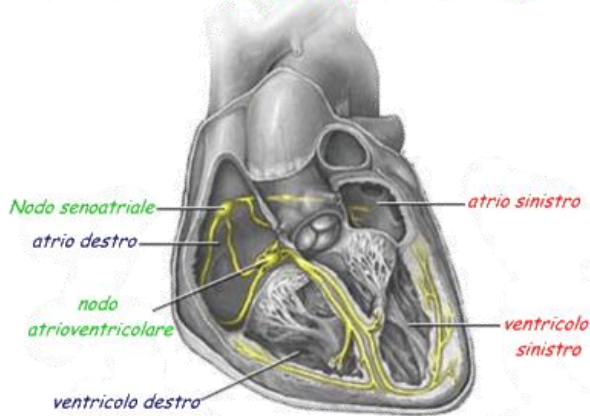
Le parti del cuore battono normalmente in sequenza ordinata: Prima avviene la contrazione dell'atrio (sistole atriale) che è seguita dalla contrazione del ventricolo (sistole ventricolare) e durante la diastole tutte le 4 camere sono rilassate. Il battito cardiaco nasce da un sistema di conduzione cardiaca specializzata

e si diffonde attraverso questo sistema a tutte le parti del miocardio. Le strutture che compongono il sistema di conduzione sono le il nodo senoatriale (nodo SA), i percorsi atriali internodali e il nodo atrioventricolare (nodo AV), il fascio di Hiss e i suoi rami e il sistema Purkinje. Queste diverse parti del sistema di conduzione sono in grado di scaricarsi in modo autonomo. Tuttavia, il nodo SA normalmente scarica più rapidamente rispetto agli altri, con la depolarizzazione che si diffonde da essa alle altre regioni prima di spegnersi spontaneamente. Il nodo senoatriale è quindi il normale pacemaker cardiaco, con la sua velocità di scarico che determina la velocità con cui il cuore batte. Diversamente dagli altri muscoli del corpo la cui attività dipende dal cervello e dal midollo spinale (che è chiamata anche muscolatura 'volontaria' perché è controllabile dalla nostra volontà) il **cuore è autosufficiente** in quanto possiede un proprio stimolatore che genera l'impulso elettrico che determina la contrazione cardiaca (battito). Lo **stimolo che genera la contrazione** è di natura elettrica e si origina involontariamente dai centri di controllo posti nei sistema nervoso centrale nell'encefalo e nel midollo spinale. Esso viene trasportato dal sistema nervoso centrale al cuore attraverso le vie efferenti parasimpatiche e simpatiche.

Questo stimolatore che si chiama **nodo senoatriale** produce l'impulso nervoso che come una scossa elettrica genera la contrazione del cuore. È questa sua proprietà, detta automatismo, di produrre spontaneamente lo stimolo che regola la frequenza cardiaca (**ritmo sinusale**), è un vero e proprio 'segnapassi' (pacemaker) del cuore. È situato nell'atrio destro, vicino allo sbocco della vena cava superiore.

Il **nodo senoatriale** (**nodo SA**) emette ritmicamente un impulso che depolarizza il muscolo cardiaco adiacente, le onde che ne derivano si propagano attraverso gli atri fino a raggiungere la seconda struttura di conduzione specifica

SISTEMA DI CONDUZIONE DEL CUORE



chiamata **nodo atrioventricolare** (**nodo AV**), che si trova nel pavimento dell'atrio destro a sinistra dell'orifizio del seno coronario; la sua estremità è in continuità con il miocardio atriale e con fibre dei tratti internodali. Lo stimolo giunto nel nodo atrioventricolare rallenta in modo che la depolarizzazione dei due atri possa essere completata, successivamente, riacquista velocità diffondendosi attraverso il tessuto specializzato nella conduzione: **fascio di**

His che è la continuazione del nodo atrioventricolare ed è situato nella porzione membranosa e prossimale del setto interventricolare. Perifericamente entrambe le branche del fascio comune si suddividono e formano la rete subendocardiaca delle **fibre di Purkinje**, che si estendono nelle pareti ventricolari in rapporto diretto con le fibre della muscolatura ventricolare. Pertanto, non appena l'impulso elettrico partito dal nodo senoatriale arriva ai ventricoli, il cuore batte ed il sangue scorre a raggiungere tutte le parti del corpo. Lo stimolo che parte dal **nodo del seno** prende il nome di **ritmo sinusale** e propagandosi spegne gli altri centri sussidiari di regolazione del ritmo cardiaco che si trovano lungo il sistema di conduzione che sta a valle del nodo seno atriale. Esiste, inoltre, un ulteriore gruppo di fibre atriali costituito dal **fascio di Bachmann** e dalle vie internodali di conduzione dell'atrio destro. Nelle eventualità in cui ci sia un cattivo funzionamento del nodo del seno, **il nodo atrioventricolare** ne vicaria la funzione e lo stimolo cardiaco da questo punto ha una frequenza più bassa del ritmo sinusale e prenderà il nome di **ritmo giunzionale**.

1.2 Cellule muscolari cardiache

La contrazione delle cellule muscolari cardiache per eiettare il sangue è indotta dai potenziali d'azione che si propagano nelle membrane delle cellule muscolari. Il cuore si contrae ritmicamente grazie ai potenziali d'azione che genera

spontaneamente (**proprietà dell'autoritmicità**). Esistono due tipi specializzati di cellule muscolari cardiache:

- **le cellule contrattili** che costituiscono il 99% delle cellule muscolari cardiache, compiono il lavoro meccanico del pompaggio e non iniziano propri potenziali d'azione;
- il secondo tipo di cellule muscolari cardiache, **le cellule autoritmiche** invece non si contraggono, bensì sono specializzate per iniziare e condurre i potenziali d'azione responsabili della contrazione delle cellule contrattili.

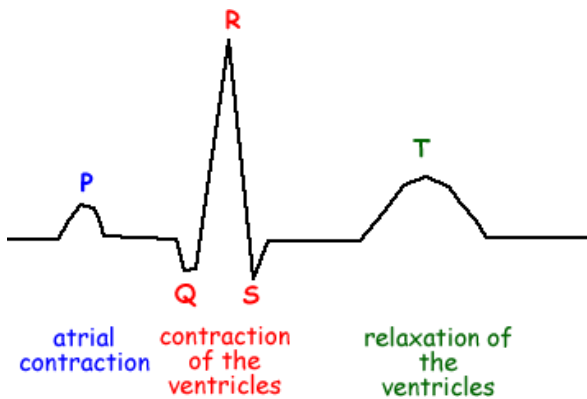
A differenza della membrana delle **cellule autoritmiche**, la membrana delle **cellule contrattili** rimane essenzialmente al potenziale di riposo di circa -90 mV, finché non viene eccitata dall'attività elettrica che si propaga dal pacemaker. Le singole fibre sono separate l'una dall'altra da membrane, ma la depolarizzazione si propaga attraverso esse come se formassero un sincizio (unione tra due cellule a formarne una sola) , per la presenza di giunzioni comunicanti. Il potenziale d'azione delle singole cellule muscolari del cuore, è caratterizzato da una rapida depolarizzazione, da un "plateau" e da un processo di ripolarizzazione lento. La depolarizzazione iniziale è dovuta ad un flusso verso l'interno di Na^+ attraverso canali per il Na^+ a rapida apertura. L'entrata di Ca^{2+} attraverso canali per il Ca^{2+} a più lenta apertura produce la fase di "plateau"; la ripolarizzazione invece è dovuta all'efflusso di K^+ . Le cellule autoritmiche non hanno un potenziale di riposo, presentano invece attività pacemaker, cioè, il loro potenziale di membrana si depolarizza lentamente tra potenziali d'azione consecutivi, finché non viene raggiunto il potenziale di soglia, momento in cui la membrana diventa sede di un potenziale d'azione. Attraverso cicli ripetuti di depolarizzazione e scarica, queste cellule autoritmiche iniziano ciclicamente potenziali d'azione che poi si propagano in tutto il cuore per indurre il battito ritmico senza stimolazione nervosa.

Del potenziale pacemaker sono responsabili vari meccanismi ionici: la prima metà del potenziale è dovuto alla chiusura dei canali K^+ (diminuisce l'efflusso di K^+ e la membrana si depolarizza gradualmente), mentre la seconda metà è dovuta all'apertura dei canali del Ca^{2+} di tipo T (transitori). Una volta raggiunto il potenziale di soglia, la fase crescente del potenziale d'azione è dovuta all'apertura dei canali del Ca^{2+} di tipo L (di lunga durata) producendo l'impulso caratteristico di queste cellule, mentre la fase decrescente è come al solito, dovuta all'apertura dei canali del K^+ (le cellule cardiache autoritmiche, a differenza delle cellule nervose e

delle cellule muscolari scheletriche, non hanno canali del Na⁺ voltaggio dipendenti). La somma dell'attività elettrica di tutte le fibre muscolari cardiache, registrata extracellularmente, costituisce l'ECG.

1.3 L'elettrocardiogramma

Poiché i liquidi del corpo sono buoni conduttori, le fluttuazioni di potenziale, che rappresentano la somma algebrica dei potenziali d'azione delle singole fibre miocardiche, possono essere registrate extracellularmente. La registrazione di queste fluttuazioni di potenziale, durante il ciclo cardiaco, costituisce l'elettrocardiogramma (ECG):



- L'**onda P** dell'elettrocardiogramma di superficie corrisponde alla depolarizzazione di entrambi gli atri. Il fronte di attivazione raggiunge il nodo AV, l'unica via di conduzione tra gli atri e i ventricoli e assume il ruolo di sincronizzarne la contrazione. (la scarica del nodo SA non genera attività elettrica sufficiente per

raggiungere la superficie del corpo, dunque non viene registrata dall'ECG);

- l'**intervallo PR** indica il ritardo del nodo atrioventricolare; l'attività elettrica del nodo AV e del fascio di His non è visibile sull'elettrocardiogramma di superficie ed è compresa **nell'intervallo PR**;
- il **complesso QRS** è prodotto dalla depolarizzazione ventricolare (gli atri si ripolarizzano simultaneamente);
- l'**onda T** rappresenta la ripolarizzazione ventricolare;
- **durante l'intervallo TP** i ventricoli si rilassano e si riempiono;
- l'**onda U** è un reperto incostante, attribuito ad una lenta ripolarizzazione dei muscoli papillari.

1.4 I periodi refrattari e loro utilizzo nel cuore

Come gli altri tessuti eccitabili, anche il muscolo cardiaco ha **un periodo refrattario**, durante il quale non può essere iniziato un secondo potenziale d'azione finché la

membrana eccitabile non ha recuperato dal precedente potenziale d'azione. Il muscolo cardiaco ha un lungo periodo refrattario della durata di circa 250 ms a causa della fase di plateau prolungata del potenziale d'azione. Essa è quasi tanto lunga quanto il periodo di contrazione iniziato dal potenziale d'azione; la contrazione di una fibra muscolare cardiaca dura in media 300 ms. Di conseguenza, il muscolo cardiaco non può subire stimoli finché la contrazione non è quasi terminata, precludendo le due contrazioni si sommino e la contrazione tetanica (una contrazione massima prolungata, dovuta alla stimolazione ripetuta rapidamente che non permette alla fibra muscolare di rilasciarsi tra stimolazioni consecutive) del muscolo cardiaco. Questo è un utile **meccanismo protettivo**, in quanto il pompaggio del sangue richiede periodi alterni di contrazione/svuotamento e rilasciamento/riempimento. Una contrazione tetanica prolungata sarebbe letale: le camere cardiache non potrebbero riempirsi e svuotarsi di nuovo. Il principale fattore responsabile del lungo periodo refrattario è l'inattivazione, durante la fase prolungata di plateau, dei canali del Na⁺ che sono stati attivati durante l'afflusso iniziale di Na⁺ della fase crescente.

1.5 Gli eventi meccanici del ciclo cardiaco

Gli eventi meccanici del ciclo cardiaco (contrazione, rilasciamento e conseguenti variazioni del flusso sanguigno) sono determinati dalle variazioni ritmiche dell'attività elettrica del cuore. L'ordinato processo di depolarizzazione provoca infatti un'onda di contrazione che si propaga per il miocardio. Nelle singole fibre miocardiche, la contrazione comincia subito dopo la depolarizzazione e dura fino a circa 50 ms dopo il completamento della ripolarizzazione. La sistole atriale comincia dopo l'onda P dell'ECG e la sistole ventricolare verso la fine dell'onda R, terminando subito dopo l'onda T. La contrazione produce una sequenza di variazioni della pressione e del flusso nelle cavità cardiache e nei vasi sanguigni. Il ciclo cardiaco è costituito da periodi alternati di sistole (contrazione e svuotamento) e diastole (rilasciamento e riempimento). La contrazione è dovuta alla propagazione dell'eccitazione attraverso il cuore, mentre il rilasciamento è dovuto alla successiva ripolarizzazione della muscolatura cardiaca. Gli atri e i ventricoli percorrono cicli separati di sistole e diastole. Il ciclo cardiaco si divide in: **1) Fase finale della diastole, 2) sistole atriale, 3) sistole ventricolare, 4) prima parte della diastole.**

Ora le analizzeremo più nel dettaglio:

- 1) Fase finale della diastole:** Nella parte terminale della diastole, le valvole mitrale e tricuspidale (situate tra gli atri e i ventricoli) sono aperte, mentre le valvole aortica e polmonare sono chiuse. Il sangue affluisce al cuore durante tutta la diastole, riempiendo gli atri e i ventricoli. Con l'aumentare della distensione dei ventricoli, la velocità alla quale essi si riempiono diminuisce, mentre, specie se la frequenza cardiaca è bassa, le cuspidi delle valvole atrioventricolari si muovono verso la posizione di chiusura. La pressione nei ventricoli rimane bassa.
- 2) Sistole atriale:** Durante la sistole atriale, la contrazione degli atri spinge un po' di sangue nei ventricoli, ma più del 70% del riempimento ventricolare si compie passivamente durante la diastole.
- 3) Sistole ventricolare:** All'inizio della sistole ventricolare, le valvole mitrale e tricuspidale si chiudono. La muscolatura ventricolare inizialmente si accorcia relativamente poco, ma la pressione intraventricolare aumenta bruscamente appena il miocardio comprime il sangue contenuto nei ventricoli. Questo periodo di contrazione ventricolare isovolumetrica dura circa 0.05 s, fino a quando la pressione nei ventricoli sinistro e destro supera la pressione nell'aorta e nell'arteria polmonare causando l'apertura delle valvole corrispondenti. Durante la contrazione isovolumetrica le valvole AV fanno venire negli atri, provocando un piccolo ma netto aumento nella pressione atriale. Quando le valvole aortica e polmonare si aprono, inizia la fase di eiezione ventricolare. Ciascuno dei due ventricoli espelle nella sistole 70-90 ml di sangue, in condizioni di riposo. Il volume di sangue ventricolare telediastolico è circa 130 ml. Quindi, circa 50 ml di sangue restano in ciascun ventricolo alla fine della sistole (volume ventricolare telesistolico), e la frazione di eiezione, ovvero la percentuale del volume ventricolare telediastolico che viene spinto fuori ad ogni sistole, è di circa il 65%.
- 4) Prima parte della diastole:** Una volta che il miocardio ventricolare ha raggiunto il massimo dell'accorciamento, la pressione intraventricolare, già in discesa, scende più rapidamente. Dopo la chiusura delle valvole aortica e polmonare, la pressione ventricolare continua a scendere e si ha il periodo di rilasciamento ventricolare isovolumetrico, che termina non appena la pressione intraventricolare cade sotto quella atriale e le valvole AV si aprono, permettendo ai ventricoli di riempirsi. Il riempimento è rapido all'inizio, ma poi rallenta man mano che ci si avvicina alla sistole successiva. La pressione

atriale continua a salire, dopo la fine della sistole ventricolare, fino all'apertura delle valvole AV, quindi cade per poi lentamente risalire fino alla successiva sistole atriale.

Ora approfondiamo il discorso sulla **durata di sistole e diastole**: il miocardio ha la particolarità di contrarsi e di ripolarizzarsi tanto più rapidamente quanto più elevata è la frequenza cardiaca. La durata della sistole in effetti, decresce da 0.27 s alla frequenza di 65/min, a soli 0.16 s alla frequenza di 200/min. Questo accorciamento è dovuto principalmente ad una diminuzione nella durata dell'eiezione sistolica. Tuttavia, la durata della sistole è molto più fissa di quella della diastole, e quando la frequenza cardiaca aumenta, la diastole si riduce in proporzione molto maggiore. Questo fatto ha importanti implicazioni fisiologiche e cliniche.

È durante la diastole che il muscolo cardiaco si riposa e ha luogo il riempimento ventricolare. A frequenze fino a 180/min, il riempimento risulta adeguato se il ritorno venoso è grande, e la gittata per minuto cresce al crescere della frequenza cardiaca. Ma a frequenze più elevate, il riempimento può essere compromesso con diminuzione della gittata e sintomi di insufficienza cardiaca. Avendo un lungo potenziale d'azione, il miocardio rimane refrattario, e non si contrae in risposta ad un secondo stimolo, fino quasi alla fine della contrazione. Pertanto, il miocardio non può essere tetanizzato come i muscoli scheletrici. La frequenza massima alla quale teoricamente i ventricoli possono contrarsi è di 400/min, ma nell'adulto il nodo AV non conduce più di 230 impulsi/min circa, per il suo lungo periodo refrattario. Una frequenza ventricolare superiore a 230/min si osserva soltanto nella tachicardia parossistica ventricolare.

1.6 I disturbi del ritmo e della conduzione

Poiché l'attività elettrica cardiaca induce l'attività meccanica cardiaca, i pattern elettrici anormali sono tipicamente accompagnati da attività contrattile anormale. Perciò, **l'analisi dei tracciati ECG** può fornire utili informazioni sullo stato del cuore. Le principali deviazioni dalla norma che si possono determinare mediante l'ecografia sono: (1) le **anormalità della frequenza cardiaca**; (2) le **anormalità del ritmo cardiaco**; (3) le **malattie del miocardio**:

- 1) **Anormalità della frequenza cardiaca**: La frequenza cardiaca può essere determinata in base alla **distanza tra due complessi QRS consecutivi** sulla carta millimetrata usata per registrare un ECG. Una frequenza cardiaca

elevata, superiore a 100 battiti/min è detta **tachicardia**, mentre una frequenza inferiore a 60 battiti/min è detta **bradicardia**. Quando un soggetto ha una frequenza cardiaca anormalmente bassa, come nell'insufficienza del nodo senoatriale o nel blocco cardiaco, gli si può impiantare un **pacemaker artificiale**, che genera ritmicamente impulsi che si propagano in tutto il cuore per eccitare sia gli atri che i ventricoli alla frequenza tipica di 70 battiti/min. Accade talvolta che una regione del cuore, quale una fibra del Purkinje, diventi eccessivamente eccitabile e si depolarizzi più rapidamente del nodo senoatriale. Questa regione anormalmente eccitabile, detto focus ectopico ("localizzato in posizione anormale"), inizia un potenziale d'azione prematuro che si propaga in tutto il resto del cuore prima che il nodo senoatriale sia in grado di iniziare un potenziale d'azione normale. Un impulso anormale saltuario, generato da un focus ectopico ventricolare, produce una **contrazione ventricolare prematura** (PVC), cioè l'extrastistole. Se il focus ectopico continua a scaricare alla sua frequenza più elevata, l'attività pacemaker si sposta dal nodo senoatriale al focus ectopico.

La frequenza cardiaca subisce bruscamente un grande aumento e si mantiene a questo livello anormalmente elevato per un intervallo di tempo variabile, finché il focus ectopico non è ritornato alla norma. Queste regioni eccessivamente irritabili possono essere associate a una cardiopatia organica, ma più frequentemente insorgono in risposta all'ansia, alla mancanza di sonno, o all'assunzione eccessiva di caffeina, nicotina o alcol etilico.

- 2) **Anormalità del ritmo cardiaco:** Con il termine ritmo cardiaco si designano la regolarità o gli intervalli delle onde elettrocardiografiche. Ogni anomalia rispetto al ritmo e alla sequenza di eccitazione normali del cuore è detta **aritmia**. L'aritmia può essere causata da foci ectopici, alterazioni dell'attività pacemaker del nodo SA o da interferenza con la conduzione. Le **extrasistole** (o PVC) che hanno origine da un focus ectopico, sono deviazioni comuni dal ritmo normale. Altre anomalie del ritmo facilmente identificabili su un elettrocardiogramma comprendono: il **flutter atriale**, **la fibrillazione atriale**, **la fibrillazione ventricolare** e il **blocco cardiaco**. Il **flutter atriale** è un'alterazione del ritmo cardiaco caratterizzata da una sequenza rapida, ma regolare, di depolarizzazioni atriali a una frequenza di $200 \div 380$ battiti/min. I ventricoli raramente riescono a contrarsi all'elevata frequenza degli atri. Poiché il periodo refrattario del tessuto conduttore è più lungo di quello del muscolo atriale, il nodo AV è incapace di rispondere a ogni impulso che converge su di esso provenendo dagli atri. Il fatto che non tutti gli impulsi

atriali raggiungano il ventricolo è importante perché preclude una frequenza ventricolare elevata, superiore a 200 battiti/min. Una frequenza così elevata non assicurerebbe un tempo adeguato per il riempimento ventricolare tra battiti consecutivi. In tal caso, la gittata cardiaca si ridurrebbe in misura tale da provocare la perdita di coscienza o persino la morte, a causa della diminuzione dell'irrorazione sanguigna dell'encefalo. La **fibrillazione atriale** è caratterizzata da depolarizzazioni rapide, irregolari e non coordinate dagli atri, senza onde P definite. Di conseguenza, le contrazioni atriali sono caotiche e asincrone. Poiché gli impulsi raggiungono il nodo AV in modo irregolare, è molto irregolare anche il ritmo ventricolare. I complessi QRS hanno una forma normale, ma insorgono sporadicamente. Per il riempimento ventricolare sono disponibili intervalli di tempo variabili tra battiti ventricolari consecutivi. Alcuni battiti ventricolari si producono a distanza così ravvicinata che tra battiti consecutivi può avvenire soltanto un modesto riempimento. Quando lo riempimento è minore, la contrazione successiva è più debole. Durante una fibrillazione ventricolare, la muscolatura ventricolare presenta contrazioni non coordinate e caotiche. Molteplici impulsi si propagano in modo irregolare in tutte le direzioni attorno ai ventricoli.

Nelle **fibrillazioni ventricolari** il tracciato ECG è altamente irregolare e non vi si può distinguere alcun pattern o ritmo. Quando le contrazioni sono così disorganizzate, i ventricoli sono pompe inefficienti. Se la circolazione non viene ripristinata entro 4 minuti mediante la compressione cardiaca esterna o la defibrillazione elettrica, si produce un danno encefalico irreversibile e la morte è imminente. Un altro tipo di aritmia, il **blocco cardiaco**, si origina da difetti nel sistema di conduzione del cuore. Gli atri continuano a battere regolarmente, ma i ventricoli talvolta non vengono stimolati e quindi non si contraggono dopo la contrazione atriale. Gli impulsi tra gli atri e i ventricoli possono essere bloccati a vario grado. Il blocco cardiaco completo (o di terzo grado) è caratterizzato dalla dissociazione completa fra l'attività atriale e l'attività ventricolare: gli impulsi provenienti dagli atri non si trasmettono affatto ai ventricoli. Il nodo SA continua a governare la depolarizzazione atriale, ma i ventricoli generano propri impulsi a una frequenza molto minore di quella degli atri. Sull'ECG, le onde P presentano un ritmo normale. Anche il complesso QRS e l'onda T sono regolari, ma la loro frequenza è molto minore di quella delle onde P e il loro ritmo è completamente indipendente da quello delle onde P. Il blocco può essere dovuto a malattia del nodo AV (blocco

nodale AV) dove il tessuto nodale residuo diventa l'avviatore e la frequenza del ritmo idioventricolare è di circa 45 bpm. Quando la conduzione tra gli atri e i ventricoli è rallentata, ma non completamente interrotta, si ha un blocco cardiaco incompleto. Nella forma detta blocco cardiaco di primo grado tutti gli impulsi atriali raggiungono i ventricoli, ma l'intervallo PR è abnormemente lungo. Nel blocco di secondo grado non tutti gli impulsi atriali sono condotti ai ventricoli. Nel fenomeno di Wenckebach si hanno ripetute sequenze di battiti nelle quali l'intervallo PR diventa progressivamente più lungo, finché un battito ventricolare viene a mancare; l'intervallo PR del ciclo cardiaco successivo è di solito normale o solo un po' più lungo. Talvolta si interrompe la conduzione in una delle due branche del fascio di His (blocco di branca destra o sinistra). In questi casi, l'eccitazione si propaga normalmente attraverso la branca del lato intatto, mentre dal lato bloccato raggiunge il ventricolo attraverso il miocardio comune. La frequenza ventricolare rimane dunque normale, ma il complesso QRS risulta prolungato e deformato.

3) Malattie del miocardio: Le onde elettrocardiografiche anormali sono importanti anche nell'identificazione e nella valutazione delle **malattie del miocardio**. L'ischemia miocardica è una riduzione dell'apporto di sangue ossigenato al tessuto cardiaco. La necrosi miocardica, la morte effettiva delle cellule muscolari cardiache, ha luogo quando un vaso sanguigno che irrorava quella regione del cuore si occlude o si rompe. Questa condizione costituisce l'infarto miocardico acuto, comunemente detto attacco cardiaco. Quando una parte del muscolo cardiaco diventa necrotica, sull'ECG compaiono onde QRS anormali.

Capitolo 2

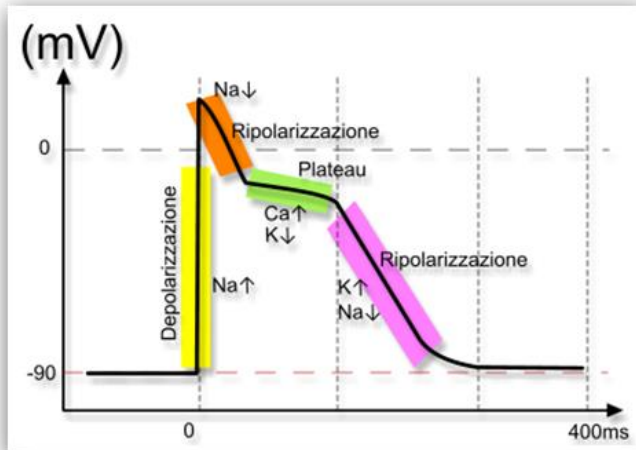
La stimolazione elettrica del cuore

2.1 L'elettrofisiologia del tessuto miocardico

Essendo costituito da muscolo striato il **tessuto cardiaco** è una struttura elettricamente attiva ed eccitabile come ogni tessuto muscolare e del sistema nervoso, ciò dipende dalla sua caratteristica fondamentale (assieme alla possibilità di contrarsi): la polarizzazione delle cellule. La membrana cellulare del tessuto miocardico presenta una differenza di potenziale elettrico tra la superficie esterna e quella interna, dovuta alla sua capacità di accumulare cariche di segno opposto e di mantenerle separate, generando quindi un gradiente elettrico: può essere per questo paragonata ad un condensatore elettrico. Quando le viene applicato uno stimolo elettrico, si genera un potenziale d'azione. Applicando una corrente di sufficiente intensità, al di sopra della soglia di depolarizzazione, l'attivazione si propaga per contiguità all'intero miocardio, dando luogo al fenomeno della **contrazione**. Per tale motivo la stimolazione cardiaca richiede la formazione di un campo elettrico localizzato e transiente, in modo che un limitato numero di cellule in prossimità dell'elettrodo vengano depolarizzate. Questo ruolo è garantito dal sistema di stimolazione che è composto da una batteria collegata a un circuito elettronico, che eroga corrente al miocardio per mezzo di un catetere. Alla sua estremità è presente un elettrodo posto a contatto con l'endocardio o l'epicardio. Il **pacemaker** (generatore di impulsi) eroga stimoli che attivano la contrazione del miocardio ed è in grado di "sentire" l'attività intrinseca del cuore. I circuiti elettronici modulano l'attività del pacemaker in funzione della sua programmazione e dell'attività elettrica spontanea del cuore. I circuiti elettronici e la batteria di alimentazione sono contenuti in una cassa costruita con lega di titanio o in acciaio inossidabile. Il catetere solitamente è formato da un conduttore multi filare bidirezionale (in cui il segnale elettrico passa dal generatore al cuore e viceversa) con isolamento in silicone e poliuretano, da un connettore che si interfaccia al generatore, e da uno o più elettrodi posti a contatto con il tessuto endocardico. Tramite il catetere, il generatore può stimolare il cuore e allo stesso tempo "sentire" la sua attività spontanea.

2.2 Canali ionici e potenziale d'azione nel muscolo cardiaco

Le cellule miocardiche a riposo sono normalmente polarizzate, con un potenziale transmembrana che dipende dall'attività delle pompe ioniche poste all'interno della membrana stessa. L'attività di tali pompe determina una differenza di



concentrazione di ioni sui due versanti della membrana cellulare. Così, gli ioni Na^+ sono più concentrati sul versante esterno delle cellule mentre gli ioni K^+ sono più concentrati sul versante interno. La differenza di potenziale che ne deriva è di circa 90 mV (potenziale di membrana a riposo), e questo valore rimane stabile nel tessuto miocardico durante tutta la fase di

riposo. A seguito di una stimolazione cellulare, quale che sia la natura dello stimolo e se il potenziale di riposo è portato alla soglia di depolarizzazione, si verifica un'improvvisa inversione del potenziale. Questa inversione del potenziale è il risultato di un improvviso flusso di ioni: un massivo ingresso di ioni Na^+ all'interno della cellula (nel grafico quando è evidenziata in arancione e supera il livello 0) e un ingresso di ioni Ca^{2+} seguito dall'uscita di ioni K^+ . Questo comporta che il potenziale di membrana aumenti spontaneamente fino al raggiungimento della soglia di depolarizzazione (punto più alto nel grafico). Nell'ambito della **stimolazione permanente**, il sito di stimolazione è l'elettrodo negativo, che è in contatto col miocardio. Il polo positivo, invece, può essere sia il polo prossimale, nel caso di un elettrodo bipolare, o, in caso di **stimolazione unipolare**, la cassa del generatore stesso. L'elettrodo indifferente può essere collocato a distanza dall'elettrodo stimolatore, generando un campo esteso nel caso di una **stimolazione unipolare**. Altrimenti può essere localizzato sullo stesso conduttore, a breve distanza dall'elettrodo stimolatore, inducendo un campo di dimensioni minori e una stimolazione definita bipolare. Dal momento che l'elettrodo negativo è posto nello spazio extracellulare, lo stimolo elettrico può modificare la concentrazione ionica solo all'interno di quello spazio, probabilmente provocando un consistente flusso di ioni Na^+ verso l'elettrodo stesso e di conseguenza una riduzione del potenziale transmembrana nelle cellule più vicine. Non appena viene raggiunta la soglia di depolarizzazione, nelle cellule a contatto dell'elettrodo si genera un potenziale

d'azione, che conseguentemente si propagherà per contiguità. L'impulso di stimolazione viene più comunemente erogato tramite cateteri transvenosi, denominati elettrocateri, che prendono contatto fisico con la superficie miocardica. L'approccio trans venoso, al prezzo dell'invasività, risulta più efficiente in quanto ha la possibilità di ottenere la depolarizzazione miocardica usando una quantità di energia decisamente minore.

2.3 Principi elettrici

L'impulso di stimolazione è caratterizzato da una ampiezza e da una durata. Il voltaggio così prodotto dal generatore produce un flusso di corrente verso il cuore. **L'energia**, espressa in microjoule (μJ), **erogata durante ogni impulso** è definita dalla seguente formula: $E=V*I*t$ e dalla legge di Ohm $V=R*I$ troviamo **$E=(V^2*t)/R$** . L'energia liberata varia proporzionalmente al quadrato del voltaggio e alla durata dello stimolo. Il voltaggio si riduce nel tempo a causa del fenomeno della polarizzazione dell'elettrodo. Nella stimolazione cardiaca, l'impedenza della corrente elettrica è sia resistiva che capacitiva. Sia il catetere che trasporta gli elettroni, che i tessuti biologici, offrono una quota di resistenza. Il catodo, che è a contatto con l'endocardio, è caricato negativamente dagli elettroni, così che l'elettrodo viene rapidamente circondato da ioni positivi a loro volta stratificati da ioni negativi. Di conseguenza, i due strati di ioni agiscono come un accumulatore che si oppone al passaggio di cariche elettriche dell'elettrodo. L'effetto di capacitanza della polarizzazione aumenta per tutta la durata di applicazione dello stimolo, raggiungendo il picco alla fine dell'emissione dell'impulso e riducendosi subito dopo. È per questo che il voltaggio reale applicato al miocardio si riduce durante l'emissione dello stimolo; l'energia dispersa durante il fenomeno della polarizzazione contribuisce ad accelerare la scarica della batteria. Per ridurre la polarizzazione è necessario programmare una durata di stimolo relativamente corta.

2.4 La soglia di stimolazione

La **soglia di stimolazione** è definita come lo stimolo minimo capace di provocare una depolarizzazione cardiaca in diastole, quando questo viene emesso al termine di tutti i periodi refrattari. Può essere espressa in termini di carica, energia o voltaggio. Classicamente la soglia si esprime in corrente (mA), che risulta essere indipendente dalla resistenza che si crea a livello dell'interfaccia elettrodo-tessuto.

Analogamente, la carica di corrente (mC) è un parametro valido per esprimere la soglia in quanto la sua unità (corrente/tempo) è la stessa che viene utilizzata per determinare la carica del generatore (ampere/ora). Il voltaggio è una misurazione meno soddisfacente per esprimere la soglia, in quanto si riduce nel tempo durante l'erogazione dello stimolo, per il fenomeno della polarizzazione. In ogni caso, per convenienza la soglia viene espressa in termini di voltaggio. Questi differenti valori variano tutti in funzione della durata dell'impulso sulla base di diverse relazioni matematiche. Quella più conosciuta è la curva voltaggio-durata, conosciuta anche come cronassia-reobase, che descrive la relazione tra voltaggio alla soglia di stimolazione e durata dell'impulso. La curva non è lineare. L'ampiezza dell'impulso alla soglia di stimolazione aumenta significativamente con la riduzione della durata. Tutti i punti definiti da determinati valori di durata e voltaggio situati al di sopra della curva sono associati a una depolarizzazione miocardica, mentre il contrario si verifica per i punti al di sotto della curva. La reobase è il voltaggio minimo necessario per depolarizzare il cuore a una durata infinita dell'impulso. La cronassia è la durata dell'impulso più breve richiesta per depolarizzare il cuore ad un voltaggio pari al doppio del reobase.

2.5 Il sensing e la sensibilità

L'altro elemento basilare della stimolazione, è il **sensing**, cioè la capacità del dispositivo di riconoscere l'attività intrinseca del cuore. Mentre la forza dello stimolo è espressa in volt, l'ampiezza del segnale sentito è espressa in millivolt. Il sensing è di vitale importanza per un pacemaker poiché permette di inibire la stimolazione quando non necessaria. Il pacemaker dunque "sente" attraverso gli elettrodi nella porzione distale dell'elettrocattetero posizionato nell'endocardio. Quando il muscolo cardiaco si depolarizza (si contrae) si crea un segnale elettrico che viene percepito dagli elettrodi e trasmesso al pacemaker. Il sensing di un pacemaker è legato alla

sensibilità (mV), un parametro programmabile che adatta i segnali in ingresso al dispositivo in modo da definire l'ampiezza del segnale a cui il pacemaker deve rispondere. Il dispositivo deve essere abbastanza sensibile da sentire e rispondere appropriatamente all'attività intrinseca cardiaca, dall'altra dovrebbe essere programmato in modo da non percepire attività estranea al muscolo cardiaco, come ad esempio il rumore muscolare (miopotenziali) o altra attività elettrica (interferenze elettromagnetiche). Il sensing viene generalmente valutato al momento dell'impianto e poi periodicamente durante il followup. L'unico modo per effettuare una valutazione del sensing è programmare temporaneamente il PM a una frequenza di stimolazione inferiore alla frequenza intrinseca in modo da riuscire a valutare l'ampiezza del segnale intrinseco. Nei pazienti che possono tollerare l'inibizione temporanea della stimolazione, la frequenza del PM è programmata in modo da consentire al ritmo spontaneo di emergere.

2.6 Il catetere di stimolazione

Il catetere di stimolazione è composto da un connettore che consente il contatto col pacemaker e un conduttore, ora multifiliare ed elicoidale, offre molta flessibilità e una maggiore resistenza meccanica. Prima fatto di acciaio inossidabile, ora si preferisce usare il platino-iridio, carbonio o elgyloy (una lega di cobalto, nichel, molibdeno, manganese, cromo e ferro) che offre una migliore resistenza meccanica nel lungo periodo. La resistenza elettrica dei moderni cateteri è molto bassa, nell'ordine dei 10 Ohm. Il materiale di isolamento del catetere deve essere biocompatibile, perfettamente stabile per lunghi periodi di tempo sia da un punto di vista meccanico che chimico, e non deve essere trombo genico. L'elettrodo è la parte del catetere che va a contatto con l'endocardio. Al fine di minimizzare il fenomeno della depolarizzazione dell'elettrodo e migliorare il sensing, la superficie dell'elettrodo è porosa. L'elettrodo in carbonio è microporoso per natura; quando si utilizzano altri materiali viene reso poroso artificialmente tramite laser, o applicando sulla superficie delle microsferiche di platino o di elgyloy, oppure una rete di fibre metalliche. In ogni caso, i vantaggi offerti da un elettrodo con superficie porosa sono una bassa polarizzazione, una minor reazione fibrotica, una migliore penetrazione dell'elettrodo nell'endocardio, una più bassa impedenza di sensing e una migliore soglia di stimolazione. I cateteri per la stimolazione possono essere sia unipolari che bipolari. In caso di catetere unipolare, l'elettrodo è il polo negativo (catodo) mentre

la cassa del generatore è il polo positivo (anodo), o polo "indifferente". Nella configurazione bipolare, il polo negativo è localizzato all'estremità del catetere, mentre il polo positivo è costituito da un anello in posizione prossimale, a 10-25 mm rispetto al polo negativo. Sia il polo negativo che quello positivo sono all'interno del cuore, mentre nel sistema unipolare il campo elettrico si estende dall'elettrodo distale fino alla cassa del generatore, attraverso il torace e i muscoli pettorali. Nella configurazione unipolare gli spike della stimolazione sono facilmente riconoscibili sull'ECG di superficie, mentre con cateteri bipolari si possono creare problemi interpretativi a causa delle dimensioni molto ridotte degli spike stessi. La configurazione bipolare per contro, ha il vantaggio di creare un campo elettrico esclusivamente intracardiaco che non attraversa il torace come nel caso unipolare. Di conseguenza, segnali di origine muscolare non possono virtualmente causare interferenze con il sensing bipolare. Il rischio di inibizioni o attivazioni del pacemaker da parte di segnali di origine muscolare è minimo e pochi sono i rischi di interferenze da parte di sorgenti esterne. Le contrazioni muscolari e diaframmatiche provocate dalla stimolazione unipolare sono praticamente inesistenti con i sistemi bipolari.

Capitolo 3

Il Laboratorio di Elettrofisiologia



3.1 Requisiti delle attrezzature e del personale

Le attrezzature che si possono trovare in un laboratorio di elettrofisiologia sono:

- **Il tavolo radiografico** su cui è posizionato il paziente è mobile per permettere la rotazione e analizzare diversi angoli, permette anche l'inclinazione a testa in giù.
- **L'intensificatore dell'immagine** consente prospettive fluoroscopiche oblique sinistre e destre e consente anche l'inclinazione cranica e caudale. Ai fini degli studi diagnostici dell'elettrofisiologia, può essere sufficiente un **semplice intensificatore di immagine** per consentire il posizionamento del catetere. Tuttavia, per le procedure di ablazione complesse che possono richiedere una prolungata fluoroscopia, le attrezzature moderne a braccio fisso sono le migliori; questo consente l'acquisizione di immagini digitali e fornisce schermature ottimali, riducono lo spargimento (scattering) e la fluoroscopia pulsata per ridurre l'esposizione per il paziente e il personale. Tutto il personale è vestito con appropriati indumenti protettivi e dosimetri di radiazioni, in modo da controllare la quantità di radiazione che viene a contatto con il corpo. Lo spostamento del personale è limitato durante la procedura, quindi per proteggere l'esposizione possono essere utilizzati scudi supplementari che non sono eccessivamente invadenti.

- **Apparecchiature EP specializzate:** stimolatore cardiaco e sistema di acquisizione / monitoraggio dati, una gamma di cateteri diagnostici e di mappatura, generatore di energia a radiofrequenza (RF).
- **Ossimetria dell'impulso** per monitorare la respirazione nel paziente sedato
- **Apparecchiature di monitoraggio emodinamico:** apparecchiature automatiche non invasive per la pressione sanguigna e / o trasduttori per il monitoraggio invasivo
- una **pompa per infusione endovenosa** e una **gamma di liquidi endovenosi e di farmaci**, tra cui: agenti sedativi e analgesici, antiemetici; Antistaminici e corticosteroidi, e farmaci elettrofisiologicamente attivi
- **un defibrillatore esterno**
- **Un pacemaker temporaneo**, come back-up per il stimolatore cardiaco e nel caso in cui un paziente debba essere trasferito dal laboratorio elettrofisiologico mentre è ancora sotto stimolazione cardiaca.

Le procedure EP vengono eseguite da un team specializzato, che potrebbe variare da laboratorio a laboratorio, ma che svolge i seguenti compiti:

- **invasive task** (inserimento di guaine percutanee, posizionamento di cateteri elettrodi intracardiaci e manipolazione dei cateteri di mappatura)
- **Operazione di apparecchiature EP** (lo stimolatore, il sistema di acquisizione dati e il generatore di ablazione)
- **assistenza diretta del paziente** (ad esempio assistenza infermieristica, monitoraggio dello stato emodinamico, vie aeree, saturazione dell'ossigeno)

In un **centro didattico**, è comune per un tirocinante eseguire un compito invasivo, mentre l'elettrofisiologo osserva e dirige la procedura. La somministrazione di farmaci IV e la cura del paziente sono responsabili di un'infermiera e / o un anestesista, che è abilitata nell'uso del defibrillatore ove necessario. In un **istituto privato**, l'elettrofisiologo gestisce tipicamente i cateteri e può azionare il generatore di ablazione usando il pedale. Dirige un tecnico che gestisce lo stimolatore e l'apparecchiatura di registrazione e regola le impostazioni del generatore di ablazione. Ancora una volta, la cura generale del paziente e la somministrazione di farmaci sono responsabilità di un'infermiera o di un anestesista. Il movimento della tavola e il posizionamento dell'apparecchiatura fluoroscopica vengono generalmente eseguiti dall'operatore del catetere o da un altro personale presente. Tuttavia, la presenza di un radiografo è utile e può essere un requisito legale in alcuni paesi.

3.2 La preparazione del paziente e gli strumenti necessari

Lo scopo e i benefici della procedura elettrofisiologica sono spiegati al paziente e alla loro famiglia, ma sono anche avvisati delle potenziali complicazioni, che possono essere suddivise in quattro categorie:

- **complicanze vascolari comuni a tutte le procedure invasive cardiache:** circa il 1-5% dei pazienti sviluppano marcati lividi nella formazione di ematomi palpabili. La complicanza più grave (trombosi venosa, occlusione arteriosa, formazione di fistole o falsi aneurismi) seguono <1% delle procedure.
- **Importanti, ma curabili, complicazioni di procedure cardiache invasive sono in particolare pneumotorace e tamponamento cardiaco:** queste complicazioni non si verificano in più dell'1% dei casi e se vengono subito riconosciute e trattate non comportano nessun tipo di effetto successivo permanente
- **complicanze specifiche delle procedure EP:** i pazienti devono essere avvertiti che alcune procedure EP presentano particolari rischi:
 - **danni al nodo atrioventricolare che richiedono pacemaker permanenti:** "slow pathway" ablation per la reintroduzione del nodo atrioventricolare porta un piccolo rischio di danno permanente al nodo atrioventricolare , anche se questo può essere superiore o inferiore in base all'aggressività dell'approccio
 - induzione dell'aritmia:** la fibrillazione atriale può complicare fino al 10% degli studi EP per tachicardia sopraventricolare. Mentre l'aritmia è di solito auto-terminante, se rimane per molto tempo può impedire la conclusione della procedura e quindi la cardioversione (procedura medica che si esegue in presenza di una aritmia, al fine di ripristinare il normale ritmo cardiaco)può essere necessaria.
 - Complicazioni tromboemboliche:** le ampie procedure di ablazione RF nell'atrio sinistro (come l'ablazione lineare) utilizzando la tecnologia attualmente disponibile hanno un rischio significativo di tromboembolia e l'ablazione RF nei confronti delle vene polmonari può causare una stenosi irreversibile che porta all'ipertensione polmonare.
- **Pericolo di vita, complicazioni irreversibili:** Studi di EP e ablazione catetere delle tachicardie sopraventricolari, se attentamente eseguite da praticanti adeguatamente istruiti, sono tra le procedure cardiache invasive più sicure. Il rischio di morte, infarto miocardico o ictus è circa dello 0.5% ed è più alto nei pazienti con malattie cardiache strutturali e negli anziani.

Ora passiamo ad analizzare la **preparazione del paziente** vera e propria. I **farmaci antiaritmici** dovrebbero essere interrotti, per far in modo di diminuire l'emivita (tempo in cui decade del 50% la biodisponibilità), per la maggior parte dei farmaci, 2-3 giorni, prima di qualsiasi procedura EP, con la possibile eccezione dell'ablazione del nodo AV. È necessaria una decisione caso per caso in merito alla sospensione di farmaci per quei pazienti sia su amiodarone (ha tempi di emivita molto lunghi) o con gravi sintomi aritmici fuori dai farmaci. Come per qualsiasi procedura invasiva, i farmaci anticoagulanti dovrebbero essere sospesi e per quanto riguarda i regimi di farmaco ipoglicemizzanti, potrebbe essere necessario che siano regolati o interrotti. Le procedure EP sono spesso eseguite dopo un adatto **periodo di digiuno** (generalmente 6 ore, solitamente durante la notte). A causa della conseguente disidratazione, i pazienti possono tollerare tachicardie sostenute e un'infusione di liquidi per via endovenosa può essere utile per procedure prolungate. **L'accesso per via endovenosa** deve essere ottenuto prima che il paziente arrivi nel laboratorio elettrofisiologico, poiché le reazioni vasovagali sono abbastanza comuni durante la strumentazione del paziente. Non appena il paziente arriva nel laboratorio elettrofisiologico vengono attaccati **elettrodi superficiali** per l'acquisizione dell'elettrocardiogramma a 12 comandi. Un bracciale non invasivo della pressione sanguigna è attaccato a meno che non sia previsto un monitoraggio invasivo. Dovrebbe anche essere eseguita un'ossimetria impulsiva continua (misurazione quantità di ossigeno) se si devono somministrare farmaci sedativi. La pratica differisce tra i vari casi di studio elettrofisiologico riguardo all'opportunità di premedicazione, sedazione e anestesia. L'anestesia generale è raramente necessaria per gli studi elettrofisiologici. Per quanto riguarda gli **strumenti necessari** ci occuperemo dei **cateteri ad elettrodi** e la loro composizione. I **cateteri ad elettrodi diagnostici** sono di solito 5F o 6F e portano almeno due coppie di elettrodi per consentire la stimolazione simultanea (tramite la coppia distale a contatto con l'endocardio) e la registrazione (tramite la coppia prossimale) o per consentire la registrazione a più di un luogo. I **cateteri per la mappatura e l'ablazione** sono di solito 7F o 8F e sono disponibili con una varietà di forme di punta deflessibili. I più comuni hanno una punta di 4 mm attraverso la quale viene erogata l'energia RF e tre elettrodi ad anello. I cateteri degli elettrodi sono quasi sempre inseriti utilizzando la tecnica Seldinger in anestesia locale.

Alcuni centri utilizzano esclusivamente le vene femorali, ma l'accesso attraverso l'approccio subclaviano o giugulare può essere utile, in particolare per la cannulazione del sinusale coronarico. Esistono vari tipi **di cateteri ad elettrodo**:

- **Atrio alto destro:** un catetere quadripolare a forma di 5-5-5 mm è inserito da una vena femorale e viene messo a contatto con la parete atriale destra. Idealmente, la punta dovrebbe essere sulla parete laterale, vicino alla vena cava superiore / giunto atriale destro.
- **Apice ventricolare destro:** un catetere quadripolare con 5-10 mm di spazio è inserito dalla vena femorale e collocato con la punta più vicino possibile all'apice ventricolare destro.
- **Seno coronarico:** il seno coronarico è posizionato in modo utile lungo l'anulare mitrale, permettendo la registrazione di elettrocardiogrammi dall'atrio sinistro e dal ventricolo senza necessità di foratura arteriosa. È disponibile una gamma di cateteri multipolari per la registrazione del sinusale coronarico. La variazione anatomica richiede una certa flessibilità di approccio. Di solito è più facile entrare nel cuore attraverso la vena cava superiore, ma l'approccio femorale di solito ha successo se viene utilizzato un catetere sterzante.

3.3 Stimolazione e monitoraggio elettrofisiologico

Lo stimolatore, che può essere separato o integrato al sistema di monitoraggio EP, è in grado di fornire impulsi costanti di stimolazione di corrente. Con posizionamento soddisfacente dei cateteri ad elettrodi, soglie di corrente inferiori a 3 mA per l'atrio e 2 mA per il ventricolo possono essere normalmente ottenute con una larghezza di impulso di 2 ms. Le soglie più alte possono essere accettate in alcune circostanze, ad esempio dove il miocardio è malato, se si passa in posizione insolita (ad es. Il seno coronarico) o in presenza di farmaci antiaritmici. L'uscita dello stimolatore è convenzionalmente impostata a due volte la soglia diastolica misurata per ogni posizione. Lo stimolatore è in grado di varie modalità: **pacing semplice** (inibito o fisso); **rapida stimolazione** (a velocità di 300 bpm e oltre); consegna di extrastimuli singoli e multipli temporizzati a seguito di battiti sensibili (ritmo sinusale o tachicardia). Queste stimolazioni hanno più di un canale, anche se l'equivalente di stimolazione a doppia camera è raramente richiesto nelle procedure EP di routine. I **segnali fisiologici** acquisiti tramite elettrodi superficiali e intracardiaci sono tipicamente <10 mV in ampiezza e richiedono pertanto una notevole amplificazione prima che possano essere digitalizzati, visualizzati e memorizzati. L'eliminazione di segnali estranei nella fase di ingresso dell'amplificatore è indispensabile: tutte le apparecchiature elettriche devono essere controllate per evitare perdite di corrente

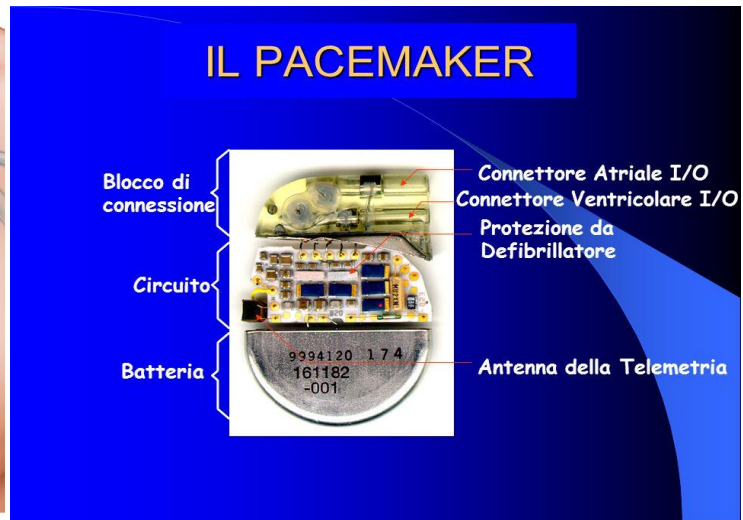
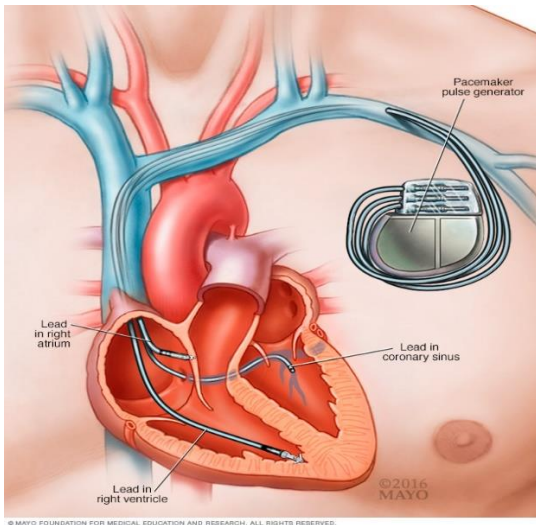
e devono essere collegati a terra e schermati. Occorre prestare attenzione anche alla preparazione della pelle per gli elettrodi superficiali. Quando si crea un nuovo laboratorio elettrofisiologico, potrebbe richiedere molto tempo intracciare le fonti di rumore, ma questo tempo è ben investito. I filtri (oggi, generalmente digitali) vengono utilizzati per eliminare componenti indesiderati di un segnale, ne esistono di 3 tipi:

- **Filtri passa - alto:** eliminano i componenti sotto una determinata frequenza. Nella superficie dell'elettrocardiogramma, componenti come l'onda T sono di frequenza relativamente bassa e filtro passa - alto attorno a 0,05 Hz viene utilizzato per preservare questi componenti pur eliminando la deriva del basale. D'altra parte, con l'elettrocardiogramma intracardiaco, i componenti ad alta frequenza sono di maggiore interesse (gli elettrofisiologi sono essenzialmente interessati al timing di questi segnali piuttosto che alle loro vere morfologie) e il filtraggio di passa - alto di 30-50 Hz viene utilizzato per eliminare i componenti a bassa frequenza.
- **Filtri passa - basso:** Il filtro passa - basso elimina i componenti sopra una determinata frequenza. Esistono essenzialmente nessun segnale intracardiaco di interesse molto superiore a 300 Hz. Per eliminare il rumore a frequenze più alte, i filtri passa - basso sono generalmente impostati a circa 500 Hz per segnali intracardiaci o 200 Hz per l'elettrocardiografia superficiale.
- **Filtri elimina - banda:** eliminano i segnali ad una frequenza specifica. I filtri elimina - banda più comuni sono impostati per eliminare le interferenze di rete, vale a dire 50 Hz in Europa e 60 Hz in Nord America. Poiché queste frequenze costituiscono una componente importante dei segnali intracardiaci, i filtri elimina banda inevitabilmente causano un certo grado di distorsione. È importante riconoscere l'effetto del filtraggio su segnali fisiologici per evitare errori di interpretazione.

Dopo l'amplificazione, i **segnali vengono digitalizzati e filtrati** da un sistema informatico di acquisizione dati. Questo sistema scrive i dati su un disco rigido e / o un'unità ottica, contemporaneamente visualizzando i segnali su un tubo a raggi catodici. Il sistema ideale offre una scelta versatile di configurazioni di visualizzazione; una vasta gamma di velocità di spazzamento (fino a 200 mm / s) e la possibilità di accendere e spegnere ogni canale e di regolare le sue dimensioni e altre caratteristiche. Oltre al display in tempo reale, è prezioso un secondo monitor che fornisce un'analisi offline che include cursori multipli per una misurazione precisa degli intervalli.

Capitolo 4

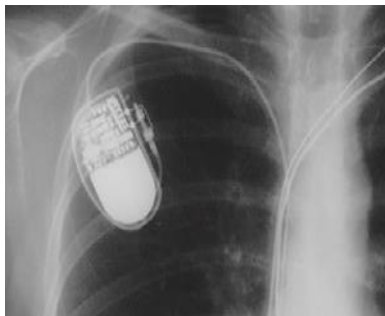
Il Pacemaker



4.1 I componenti di un pacemaker

I componenti di un pacemaker sono:

- **la batteria:** la fonte di energia primaria per i pacemaker permanenti e si è evoluta da batterie chimiche brevi e non affidabili, a quelle di lunga durata



che usiamo oggi. Un errore comune è che quando la batteria è esaurita viene cambiato solo questo componente. In realtà, il pacemaker è una saldatrice a tenuta ermetica senza alcuna disposizione per la sostituzione di singoli componenti. Quando la batteria è esaurita o quando

qualsiasi componente del pacemaker non funziona correttamente, l'intero dispositivo viene sostituito. Le **pile di zinco** del mercurio sono state usate nei **pacemaker precoci**, i quali non potevano essere sigillati ermeticamente, poiché queste batterie producevano nel tempo gas che richiedevano lo sfiato, ciò ha causato perdite di fluidi nel pacemaker che hanno causato cortocircuito elettrico e insuccesso precoce del dispositivo. Le batterie di zinco del mercurio hanno una vita utile abbastanza breve e hanno un brusco calo di tensione quando si esauriscono, ciò rende difficile prevedere quando avviene l'errore nelle batterie. Nessun dispositivo di questo tipo è attualmente in uso.

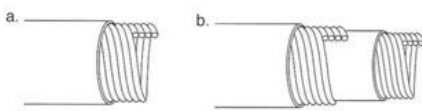
I **pacemaker nucleari** utilizzano una **quantità molto piccola di plutonio** ad alta tossicità e radioattività per generare calore, che viene convertito in elettricità da una termocoppia. Sebbene questi dispositivi avessero vita molto lunga (alcuni sono stati garantiti per 72 anni), erano grandi e creavano problemi quando si viaggia tra Stati e paesi a causa della presenza del loro combustibile radioattivo. Devono essere rimossi al momento della morte e restituiti per un corretto smaltimento. Le fonti di energia nucleare sono diventate obsolete quando sono state sviluppate le batterie di litio a lunga durata. Sebbene i pacemaker a potenza nucleare non siano più venduti ci possono essere ancora un piccolo numero di dispositivi nucleari che rimangono in uso. I **pacemaker ricaricabili** utilizzano una batteria al nickel-cadmio che deve essere caricata ogni settimana. La ricarica viene eseguita usando un metodo conosciuto come "accoppiamento induttivo". Una bobina è posta sulla pelle oltre il pacemaker che trasferisce energia a una bobina all'interno del dispositivo tramite onde elettromagnetiche. Lo **iodio di litio** è attualmente la fonte di alimentazione predominante utilizzata oggi nei pacemaker. Questa chimica offre una lunga durata e un'alta densità di energia (può contenere un sacco di energia in un piccolo spazio). Il **solfuro di litio di Cupric** è stato utilizzato in alcuni pacemaker fabbricati dalla Cordis Corporation a causa della sua eccellente densità di energia. Tuttavia, a causa della natura corrosiva di questo composto, nei pacemaker si sono verificati molti errori improvvisati quando i prodotti chimici della batteria hanno corrosa la superficie della batteria entrando in contatto con il corpo umano. Il solfuro di litio di Cupric non è più utilizzato nei pacemaker, e praticamente tutti i dispositivi realizzati con questo composto dovrebbero essere fuori servizio. Lo **iodio di litio** ha due altre caratteristiche che lo rendono un'eccellente fonte di energia. In primo luogo, il tasso di auto-scarica è molto basso che porta a una lunga durata. In secondo luogo, ha una tensione stabile per gran parte della sua vita utile, poi si abbassa in modo graduale e prevedibile. Quindi misurando la pressione e la tensione interna si può studiare quando avverrà il calo di tensione e intervenire.

- **I circuiti:** I nuovi dispositivi sono ora sistemi molto complessi e integrati a microprocessore. Sono essenzialmente piccoli computer con RAM e ROM. Ciò ha comportato una notevole riduzione della dimensione, del peso e del consumo energetico. C'è stato anche un enorme aumento delle caratteristiche, dell'affidabilità, della flessibilità e della longevità. I dispositivi più recenti hanno grandi capacità di memorizzazione dei dati per monitorare

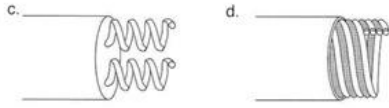
la funzione del dispositivo e diversi parametri del paziente. I più recenti dispositivi hanno la capacità di memorizzare gli elettrogrammi intracardiaci e funzionano come monitor di eventi con la possibilità di riprodurre gli eventi stimolati o sensati. I defibrillatori impiantabili di generazione corrente così come i pacemaker "high end" sono in grado di registrare efficaci strisce cardiografiche durante un episodio sintomatico. Queste registrazioni sono estremamente utili nella diagnosi della causa dei sintomi del paziente in relazione ai ritmi cardiaci.

- **Blocco connettore:** è indicato anche come "header" ed è il mezzo con cui il pacemaker è collegato al circuito pacemaker, ci sono molte dimensioni e stili diversi di blocchi di connettore. Tutti i tipi hanno in comune un metodo per fissare il filo al pacemaker e un metodo per realizzare una connessione elettrica sicura. Se il tipo di blocco del connettore è errato, il filo potrebbe non essere inserito correttamente, il filo potrebbe allentarsi o la connessione elettrica potrebbe non essere effettuata. Ciascuna di queste può causare un sistema di stimolazione non funzionante. La maggior parte dei pacemaker usa le viti di fissaggio per entrambi, cioè attaccare il cavo al pacemaker e rendere la connessione elettrica la migliore possibile allo stesso tempo. Se si desidera realizzare una connessione bipolare (negativa e positiva sullo stesso cavo), può esistere una vite di fissaggio per l'anodo e un altro per il catodo. Possono essere presenti fino a otto viti di fissaggio in un sistema ICD biventricolare a doppia camera. Un altro tipo di connettore utilizza una vite di fissaggio per il perno distale e un connettore a molla per l'anello sul conduttore. Infine, alcuni connettori non utilizzano viti di fissaggio. Questi hanno connettori a molla per tutti i collegamenti elettrici e un meccanismo per bloccare il corpo di piombo per tenerlo in posizione. Il vantaggio di questo ultimo sistema è che rende la connessione elettrica "automatica" e non si basa sul medico per fare una connessione sicura con una vite.
- **I conduttori:** I conduttori del pacemaker sono più che semplici "fili". Sono dispositivi complessi e altamente progettati che sono costituiti da molti componenti. La figura sotto mostra alcuni dei diversi tipi di cavi che si sono studiati nel tempo per ridurre la dimensione e aumentare l'affidabilità di questo componente di pacing molto critico. Ogni parte del piombo è altamente specializzata e verrà indirizzata individualmente sotto.

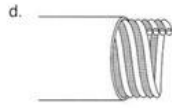
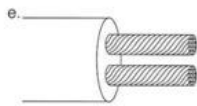
a) disegno unipolare con una singola bobina coperta da un isolante.



b) Il disegno bipolare coassiale utilizza due bobine concentriche separate da uno strato di isolamento.



c) Il disegno bipolare parallelo è simile ad un cavo elettrico con i due conduttori affiancati.



d) Il disegno bipolare bobina rivestita isola ogni singolo filamento in modo da poter essere avvolto insieme dando l'aspetto e un tocco di un cavo unipolare.

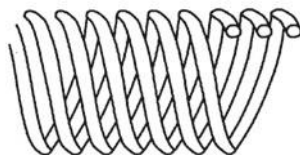
e) Il disegno del cavo non ha lumen per lo stiletto. Deve essere posizionato tramite un sistema speciale di distribuzione delle guaine, tuttavia può essere molto più sottile di altri cavi

- **Elettrodo:** Tutti i pacemaker e i cavi ICD hanno una o più superfici elettricamente attive, denominate come elettrodi. Lo scopo dell'elettrodo è quello di fornire uno stimolo elettrico, rilevare l'attività elettrica cardiaca intrinseca o entrambi. La composizione, la forma e la dimensione di un elettrodo variano notevolmente da un modello all'altro. Molti elettrodi moderni usati per la stimolazione sono stati progettati per eluire un farmaco antinfiammatorio. È stato dimostrato che eluire un tale farmaco sulla superficie dell'elettrodo riduce la quantità di infiammazione acuta e quindi la quantità di fibrosi nell'interfaccia del miocardio dell'elettrodo. Meno fibrosi permette all'elettrodo di rimanere in contatto più stretto con le cellule miocardiche eccitabili. Questo fornisce una maggiore densità di carica e ha l'effetto di ridurre la quantità di corrente elettrica necessaria per stimolare il muscolo. Il risultato è un più basso drenaggio della batteria e una maggiore longevità del pacemaker consentendo la riduzione dell'uscita del pacemaker. L'anodo (anch'esso chiamato anche "l'elettrodo dell'anello") è più grande del catodo alla fine del cavo ed è posizionato di circa 1 cm o più di ritorno dal catodo. Le variazioni della distanza tra questi due elettrodi possono influenzare la funzione di rilevamento, con distanze più strette che riducono al minimo i sovraccarichi di segnali elettrici provenienti da altre sorgenti. Altri elettrodi, come bobine lunghe, vengono utilizzate per fornire l'energia shock da un ICD.
- **Isolamento:** Uno dei componenti più importanti di qualsiasi sistema di piombo è l'isolamento. L'isolamento impedisce il cortocircuito elettrico tra le bobine dei conduttori all'interno del cavo, impedisce il pacing di tessuti diversi dal

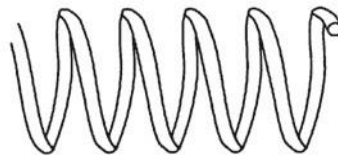
cuore e consente un facile passaggio del cavo nella vena. Il mancato rispetto dell'isolamento può comportare una serie di problemi diversi, il più importante dei quali è il mancato ritardo. I cavi ICD che presentano questo tipo di guasto di isolamento possono presentare un errore di sensazione di tachicardia o generare segnali falsi che causano uno shock inutile per il paziente. Diverse centinaia di migliaia di stimolatori sono in attesa o richiamati a causa di un elevato tasso di guasto di isolamento. Questo risultato è stato più diffuso nei cavi che utilizzavano argento nella bobina del conduttore. È fondamentale che i pazienti con questa bassa affidabilità siano identificati e seguiti in modo appropriato.

- **Bobina del conduttore:** La parte metallica del filo che porta l'impulso elettrico dal pacemaker al cuore e il segnale che ritorna dal cuore indietro al

a. multi-filar design



b. single-filar design



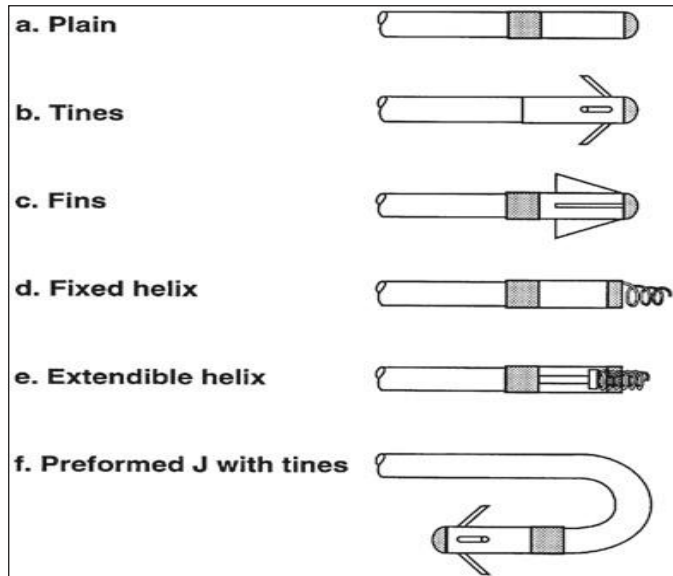
pacemaker è la **bobina del conduttore**. La maggior parte delle bobine sono

costituite da componenti multi-filar (diversi filamenti) o single-filar (unico filamento), come mostrato nella figura sopra. I componenti multi-filar fornisce resistenza e flessibilità rispetto al single-filar (ad esempio un gancio di cappotto è un single-filar mentre un cavo di lampada è multi-filar). Poiché le bobine dei conduttori sono costantemente flesse nel cuore e intorno al cuore, nonché sotto il clavicola, si possono verificare fratture. Ciò può portare ad una perdita completa o intermittente del pacing. Molte bobine di conduttori possono essere presenti in un cavo e più sono le bobine presenti, più complessa sarà la costruzione di piombo e quindi (in generale) meno affidabile. Sono stati utilizzati alcuni più recenti disegni del conduttore che consistono in un cavo come un filo piuttosto che una bobina. Questi sono molto comuni nei disegni ICD e ora stanno facendo la loro strada nei pacemaker.

- **Fissazione:** una volta che il cavo è posizionato, di solito è presente un tipo di meccanismo di fissaggio per impedire che il cavo si disloca. I disegni di piombo precoci non avevano un meccanismo di fissazione e spesso venivano definiti come "kerplunk" dal momento che erano pesanti e rigidi così cadendo in posizione. I nuovi cavi hanno un meccanismo passivo che impiglia il cavo nella

trabecola, o un elica che può essere avvitato nel miocardio. L'elica può essere allungabile e retrattile oppure può essere fissata alla fine del cavo.

Tipi di fissaggio: a) I cavi semplici non avevano alcun dispositivo di fissaggio e



sono tenuti in posizione dal loro peso e rigidità.

b) Le viti sono state aggiunte per agire come "gancio di grappling" per ridurre lo sfasamento.

c) I fini sono una variazione delle pinze. Con questi è meno probabile entrare nella valvola.

d) La fissazione attiva dell'elica fissa porta la vite nel miocardio ruotando all'intero del piombo.

L'elica è sempre fuori. Alcuni produttori impregnano l'elica con una sostanza inerte e rapidamente dissolvibile (come uno zucchero) per proteggere l'elica durante l'inserimento.

e) I cavi di elica estensibili hanno un meccanismo per estendere e ritirare la vite.

f) Preformato "j" per il posizionamento atriale semplificato.

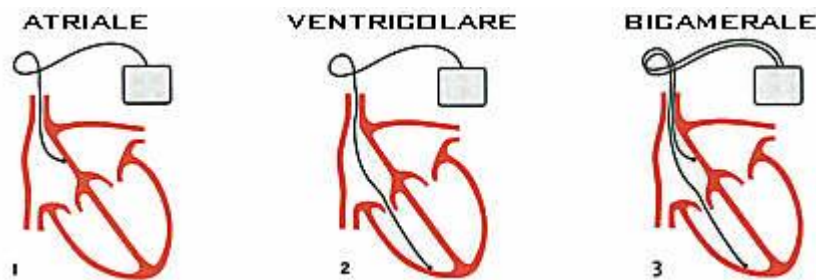
- **Connettore:** La parte del cavo che lo collega al pacemaker è conosciuta come il connettore. Esistono molti tipi di connettori e quindi la possibilità di confusione e di disadattamento esiste. È indispensabile che il medico di impianto capisca le differenze e le questioni che coinvolgono i connettori. È stato proposto uno standard ancora più recente e conosciuto come IS-4. Questo connettore consente di collegare fino a 4 conduttori tramite un singolo connettore (ad esempio, cavi quadripolari). Tali disegni sono stati resi necessari a causa dei cavi ICD che presentano entrambe le caratteristiche di stimolazione e defibrillazione nello stesso cavo. Alcuni dispositivi di prova hanno sensori incorporati nei cavi che richiedono anche conduttori aggiuntivi. Il design IS-4 semplifica le connessioni e minimizza la dimensione del blocco connettore sul dispositivo.

4.2 Cosa è un pacemaker e come si impianta

Il sistema è composto da un generatore di impulsi (in inglese, “**Pacemaker**”) e da uno o due fili (detti “**elettrocateri**”) che lo connettono al cuore. Se il cuore batte troppo lentamente il pacemaker emette deboli segnali elettrici che vengono trasmessi al cuore attraverso gli elettrodi e lo fanno battere più velocemente. Le impostazioni del pacemaker possono essere modificate utilizzando un dispositivo di programmazione. La comunicazione tra il pacemaker ed il dispositivo di programmazione avviene appoggiando una testina magnetica sulla cute in prossimità del pacemaker stesso. Grazie al costante sviluppo tecnologico esistono vari tipi di PM disponibili per le diverse esigenze dei pazienti. Una distinzione fondamentale è quella tra i **dispositivi monocamerale** e **quelli bicamerale**: nei **pacemaker monocamerale** la punta dell’elettrodo è collocata nell’atrio o nel ventricolo destro (a seconda del tipo di patologia); nei **pacemaker bicamerale** gli elettrodi sono collocati uno nell’atrio destro e uno nel ventricolo destro. Tale distinzione comporta anche una differenza in termini di durata del dispositivo: infatti un dispositivo monocamerale, dovendo stimolare una sola camera cardiaca, dura generalmente 9-10 anni, invece un dispositivo bicamerale mediamente 7-8 anni. L’impianto del pacemaker richiede un intervento in anestesia locale. Con una piccola incisione cutanea fatta immediatamente sotto la clavicola il medico introduce l’elettrodo nel cuore passando attraverso la vena succlavia o cefalica. La procedura viene monitorata attraverso raggi X. Una volta identificata la corretta collocazione, l’elettrodo viene fissato alla parete del cuore e connesso al pacemaker. Il pacemaker viene poi inserito in una tasca sottocutanea nella zona del muscolo pettorale. A seconda del metodo di fissaggio alla parete intracardiaca, gli elettrodi si distinguono in **elettrodi “a barbe” o “a vite”**: i primi presentano sulla punta del catetere delle alette che consentono di stabilizzare il catetere fissandolo sulle trabecole della parete cardiaca, i secondi presentano invece una vite di 2-3 mm che si fissa direttamente avvitandosi alla parete cardiaca. Normalmente tale vite è retrattile, cioè è contenuta all’interno del corpo del catetere e viene fatta fuoriuscire nel momento in cui l’elettrocaterere è all’interno del cuore. Un’ ulteriore distinzione tra gli elettrocateri è quella tra “**monopolare**” e “**bipolare**”. I primi erogano l’impulso di stimolazione facendo circolare una corrente elettrica tra la punta dell’elettrodo e la cassa del dispositivo stesso. I secondi hanno invece un dipolo sulla punta del catetere e quindi la corrente di stimolazione circola tra la punta e un anello conduttore posto a circa 10mm dalla punta.

I cateteri bipolari possono essere utilizzati anche come monopolari attraverso un'opportuna programmazione del dispositivo. In passato i **cateteri monopolari** (contenendo un solo filo conduttore) risultavano più sottili di quelli bipolari e venivano quindi preferiti; oggi la tecnologia permette di costruire cateteri bipolari sottili e di conseguenza l'utilizzo di cateteri monopolari sta via via scomparendo. La differenza principale tra i due modi di stimolazione si nota all'ECG di superficie: la stimolazione monopolare presenta degli impulsi ("spikes") visibili sul tracciato, viceversa gli impulsi bipolari si presentano di ampiezza molto ridotta e talvolta non risultano visibili (in particolar modo all'Holter).

4.3 Tipi di pacemaker



I pacemaker (PM) sono comunemente suddivisi in tre grandi famiglie in relazione alle camere cardiache con le quali interagiscono. Vi sono

pertanto:

- **pacemaker monocamerale** che, in virtù di un singolo elettrocatteter (EC), possono agire in atrio destro (AD) o in ventricolo destro (VD);
- **pacemaker bicamerale** connessi con due EC posizionati rispettivamente in AD e VD;
- **pacemaker tricamerale** in cui gli elettrocatteteri sono tre e permettono di intervenire in AD, VD e in ventricolo sinistro tramite il terzo EC collocato nel seno coronarico.

I sistemi monocamerale e bicamerale, a loro volta, sono classificati sulla base della sede e della modalità di stimolazione da loro erogata. Questa classificazione segue un codice proposto dalla NASPE (North American Society of Pacing and Electrophysiology) e dal BPEG (British Pacing and Electrophysiology Group), ormai universalmente accettato, il quale utilizza una serie di 5 lettere dell'alfabeto diversamente posizionate.

- La **prima lettera** indica la camera cardiaca stimolata: nel caso di un PM monocamerale, questa potrà essere A (atrial) o V (ventricular) oppure D (dual) se è riferita a un sistema bicamerale. In alcuni PM (principalmente a scopo diagnostico) è possibile spegnere ogni attività. In questo caso, viene indicata con la lettera O (off) tale disponibilità.
- La **seconda lettera** definisce la camera cardiaca “sentita”, ovvero dove viene rilevata l’attività intrinseca del cuore.
- La **terza lettera** identifica il tipo di risposta erogata dal PM in relazione all’evento “sentito”. La lettera I (inhibited) caratterizza la mancata emissione dell’impulso di stimolazione in presenza di un’attività intrinseca spontanea. La lettera T (triggered) indica che l’impulso di stimolazione del PM viene emesso in sincronia con l’evento sentito realizzando una sorta di battito di fusione.
- La **quarta lettera** indica la disponibilità di parametri aggiuntivi programmabili. La più usata in pratica è la R (rate-responsive), che rivela la capacità del PM di adeguare la frequenza di stimolazione alle richieste metaboliche dell’organismo.
- La **quinta lettera** ci informa dove è possibile la stimolazione multisito e sfrutta le lettere specificate in precedenza (O, A, V, D)

4.4 Le modalità di stimolazione

La condivisione generale di un codice semplice, anche se generico, permette di facilitare la comunicazione per caratterizzare il tipo e la modalità di stimolazione di un PM.

- **Singola camera:** **VVI** (ventricolare inibita)
VVT (ventricolare ventricolo-sincrona)
AAI (atriale inibita)
AAT (atriale atrio-sincrona)
- **Doppia camera:**
VDD (ventricolare atrio-sincronizzata) :Nella modalità VDD, il PM stimola esclusivamente il VD, mentre “sente” sia l’AD sia il VD e quindi può essere inibito sia dall’atrio sia dal ventricolo spontanei. Quando l’AD spontaneo è sentito, dopo l’intervallo AV programmato, il PM eroga lo stimolo in VD. Questa modalità di stimolazione ha avuto un certo grado di successo e diffusione, in quanto associata all’impiego di un singolo EC capace di

produrla in virtù di un elettrodo bipolare collocato nella parte intra-atriale del corpo dell'EC ventricolare.

DDI (atrio_ventricolare sequenziale non atrio-sincrona)

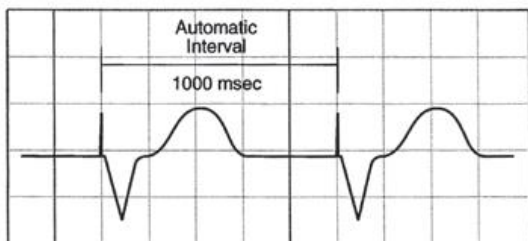
DDD (AV sequenziale inibita) In modalità DDD permette la stimolazione e l'inibizione in entrambe le camere cardiache (AD e VD) associate al sincronismo AV.

Per completare l'elenco è necessario ricordare le modalità **VOO**, **AOO** e **DOO**, con le quali si ottiene la stimolazione ventricolare, atriale o bicamerale in assenza di inibizione da parte dell'attività cardiaca spontanea. Questo evento si verifica temporaneamente con la sovrapposizione sul PM di un magnete o della testa di alcuni programmatori. Tale tipo di programmazione può essere utile nei pazienti PM-dipendenti, ovvero sprovvisti di una minima attività ventricolare spontanea in caso di esposizione a campi magnetici quali l'elettrocauterio e l'elettrobisturi. Il rischio di ritmi competitivi nei pazienti con un'attività cardiaca intrinseca propria ne sconsiglia l'applicazione nella pratica clinica.

4.5 Stimolazione monocamerale

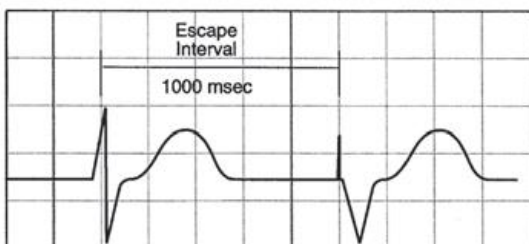
Per comprendere il timing di base di un pacemaker bisogna capire la terminologia comunemente utilizzata per descrivere gli eventi che si verificano. Tutti i pacemaker a camera singola hanno tre eventi temporali fondamentali:

- **Intervallo automatico:** Il periodo di tempo tra due battiti stimolati (**paced beats**) sequenziali ininterrotto da un battito avvertito (**sensed beats**). Viene anche indicato come intervallo di stimolazione base e può essere convertito in bpm (usa la "Regola di 60.000")



ed è espresso come **velocità di pacing di base**.

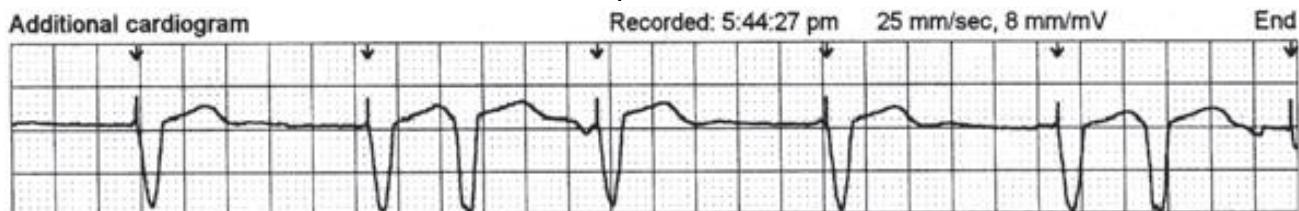
- **Intervallo di fuga:** il periodo di tempo dopo un evento rilevato fino a quando si verifica un intervallo stimolato. L'intervallo di fuga è generalmente uguale all'intervallo automatico. Può essere diverso se è abilitata



una funzione chiamata "isteresi".

- **Periodo refrattario:** è un periodo di tempo dopo un evento stimolato o avvertito durante il quale il rilevamento del pacemaker è disabilitato (cioè il pacemaker è refrattario agli stimoli esterni). Un evento che si verifica durante un periodo refrattario non verrà rilevato o sarà "taggato" dal pacemaker come un evento sensato refrattario e usato dal dispositivo per valutare eventuali ritmi anomali (ad esempio fibrillazione atriale). Il motivo per avere un periodo refrattario in un pacemaker ventricolare è quello di impedire il rilevamento dell'onda evocata QRS e T che si verifica subito dopo l'evento stimolato. Nei pacemaker atriali il periodo refrattario impedisce anche il rilevamento dell'onda R a largo campo o dell'onda T.

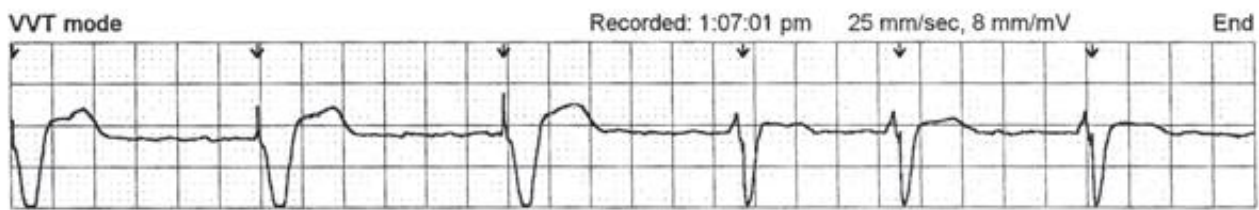
L'uso di periodi refrattari non necessariamente lunghi può impedire il rilevamento di un battito intrinseco precoce come un PAC o un PVC.



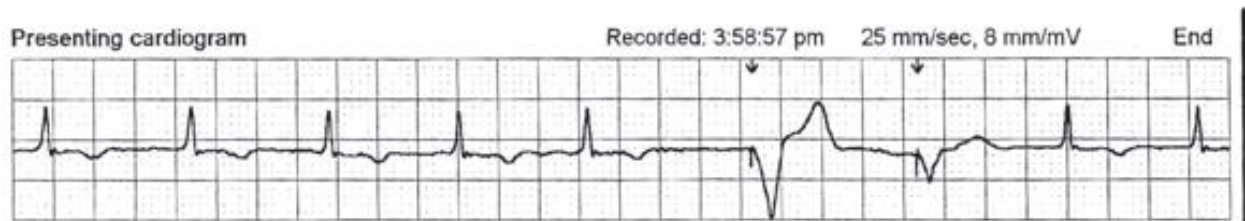
In alcuni dispositivi la prima parte del periodo refrattario può essere un "periodo di spegnimento" regolabile, durante il quale non si verifica alcuna sensazione, seguito dal resto del periodo refrattario durante il quale il rilevamento avviene solo a scopo diagnostico. La più comune modalità a camera singola è la modalità VVI (ventricolare inibita). Come descritto dal codice NBG il ventricolo è stimolato, il ventricolo viene rilevato e quando viene rilevato un battito intrinseco il dispositivo impedirà l'uscita e ripristinerà il ciclo di temporizzazione.

I **primitivi pacemaker** venivano costruiti per **stimolare ad una frequenza fissa** e non erano in grado di sentire l'attività della camera cardiaca cui erano connessi, pertanto i modi di stimolazione possibili erano unicamente VOO (se connesso in ventricolo) o AOO (se connesso in atrio). **L'azione "T" (trigger)** è un modo di funzionamento usato molto raramente nei PM monocamerale e consiste nella modalità per cui il pacemaker, qualora senta l'attività intrinseca del cuore, sincronizzi il suo stimolo su quella stessa attività. Per esempio: **modalità VVT**, ad ogni contrazione del ventricolo, il pacemaker eroga una stimolazione che viene

quindi a sovrapporsi alla contrazione cardiaca.



I modi di stimolazione monocamerale sono caratterizzati principalmente da un parametro: la **Frequenza minima** (o "Lower rate"), cioè quella al di sotto della quale il pacemaker interviene. In altre parole, un pacemaker programmato in VVI con frequenza minima a 60 bpm, controlla che ciascun battito sia almeno alla frequenza di 60 bpm rispetto al precedente, cioè permette che tra un battito ventricolare e l'altro trascorrono al massimo 1000ms. Al termine di questo intervallo, se non è stata sentita un'attività ventricolare, il ventricolo viene stimolato.



La quarta lettera della codifica internazionale è opzionale ed è "R" (Rate Response) qualora il dispositivo sia in grado di variare autonomamente la frequenza di stimolazione per cercare di mimare le fisiologiche variazioni di frequenza che sono presenti nel soggetto sano quando compie sforzi o effettua esercizio fisico. Solo alcuni PM presentano tale modalità di funzionamento: sono quelli che contengono un sensore (generalmente, accelerometrico) che è in grado di percepire i movimenti del paziente. In presenza di movimenti aumenterà la frequenza di stimolazione per fare fronte ai bisogni del paziente, la ridurrà poi quando il soggetto tornerà ad essere fermo. L'utilizzo di tali pacemaker (e dei modi di stimolazione Rate-Responsive) è raccomandato in presenza di insufficienza cronotropa. Tutti i defibrillatori in commercio sono dotati di tale funzione.

4.6 Stimolazione bicamerale

4.6.1 DDD

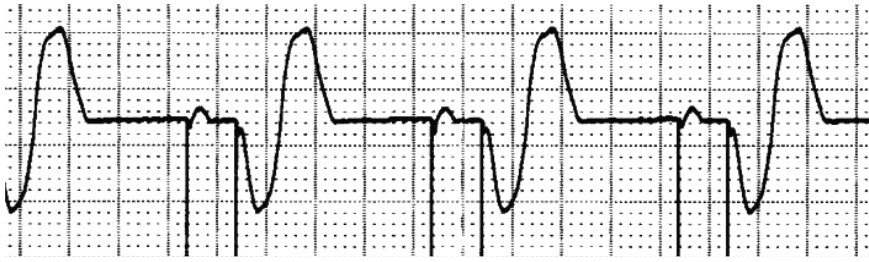
Quando si utilizzano **pacemaker bicamerale**, connessi con un elettrodo all'atrio ed uno al ventricolo, alle modalità di stimolazione monocamerale che sono ancora disponibili (un dispositivo bicamerale può essere normalmente programmato in modalità VVI o AAI) si aggiungono le **modalità bicamerale**. Per rendere il funzionamento del pacemaker più fisiologico possibile, le modalità bicamerale permettono di sincronizzare la stimolazione ventricolare in base a ciò che avviene in atrio. In particolare, viene programmato dal medico un opportuno intervallo AV (atrio-ventricolare) in modo tale che l'attività ventricolare avvenga sempre con un ritardo prestabilito rispetto all'attività atriale. Nella pratica, quando il pacemaker stimola in modalità DDD esso monitora costantemente sia le attività delle due camere cardiache sia il loro reciproco ritardo:

- **controlla l'atrio**: se esso non si attiva autonomamente, lo stimola (come in modalità AAI); tale stimolazione avviene alla frequenza minima programmata (per es., 60 bpm) oppure alla frequenza imposta dal sensore accelerometrico (in caso di modo DDDR, se presente il sensore).
- **a seguito della contrazione dell'atrio** (autonoma o indotta dal pacing), il pacemaker controlla che avvenga l'attivazione del ventricolo entro l'intervallo AV programmato, se ciò non avviene, stimola il ventricolo. In questo senso la terza lettera della sigla è "D" perchè il pacemaker è in grado, a seguito della contrazione atriale, sia di inibirsi (se appare il ventricolo) sia di triggerare una stimolazione ventricolare al termine dell'intervallo AV.

Negli esempi successivi sono riportate le **quattro possibili combinazioni di funzionamento del modo DDD.**



L'atrio si attiva autonomamente; il pacemaker stimola il ventricolo al termine dell'intervallo AV



L'atrio non si attiva e quindi viene stimolato, al termine dell'intervallo AV anche il ventricolo non si è attivato e quindi viene stimolato



L'atrio si attiva autonomamente ed il ventricolo si attiva autonomamente entro il termine dell'intervallo AV: il PM non interviene



L'atrio non si contrae e quindi viene stimolato, il ventricolo invece si attiva autonomamente entro il termine dell'intervallo AV, quindi non viene stimolato

È fondamentale notare che nei **modi monocamerale** (VVI, AAI) il pacemaker varia il suo funzionamento in base alla sola frequenza intrinseca del cuore del paziente: se la frequenza è elevata (al di sopra della frequenza minima programmata), il pacemaker non stimola; se invece la frequenza è minore di quella minima, il paziente avrà un ritmo stimolato dal pacemaker. Nei **modi bicamerale**, il pacemaker varia il suo funzionamento non solo in base alla frequenza del paziente ma anche in base all'intervallo P-R intrinseco: in presenza di un intervallo P-R corto (minore dell'intervallo AV programmato) il ventricolo non sarà stimolato ma si contrarrà autonomamente; in presenza di un intervallo P-R lungo o in presenza di blocco atrio-ventricolare, il ventricolo sarà sempre stimolato dal pacemaker.

4.6.2 VDD

Esistono alcuni modelli di Pacemaker che sono in grado di sentire l'atrio ma non di stimolarlo, perchè utilizzano uno speciale catetere ventricolare che contiene anche un dipolo in prossimità dell'atrio. Tale dipolo, quando l'elettrodo si trova nella sua posizione finale, si viene a trovare "flottante" in atrio destro ed è generalmente in grado di sentire l'attività atriale pur senza essere agganciato alla parete cardiaca. La modalità di stimolazione è quella VDD: può stimolare cioè solamente il ventricolo e tale stimolazione avviene quando a seguito dell'attività atriale è trascorso l'intervallo AV senza comparsa dell'attività ventricolare. Tale tipologia di pacemaker ha un utilizzo numericamente significativo, pur se limitato, per il beneficio di poter sincronizzare l'attività ventricolare in base a quella atriale senza dover impiantare due distinti elettrocateteri. L'atrio si attiva autonomamente; il PM stimola il ventricolo al termine dell'intervallo AV. L'atrio non si attiva e quindi viene stimolato; al termine dell'intervallo AV anche il ventricolo non si è attivato e quindi viene stimolato. L'atrio si attiva autonomamente ed il ventricolo si attiva autonomamente entro il termine dell'intervallo AV: il PM non interviene. L'atrio non si contrae e quindi viene stimolato, il ventricolo invece si attiva autonomamente entro il termine dell'intervallo AV, quindi non viene stimolato. Dall'altra parte è necessario che il paziente abbia un'attività atriale autonoma perchè, se ciò non avviene, il PM non sarà in grado di stimolare l'atrio e funzionerà come se fosse un PM monocamerale (cioè in VVI).

Capitolo 5

Pacemaker guidato da un sensore

Quando il **primo pacemaker è stato impiantato nel 1958**, i pacemaker sono stati utilizzati principalmente nei pazienti con blocco AV completo, cioè in completa assenza di conduzione atrio-ventricolare. I dispositivi erano letteralmente salvavita per questi pazienti. Poiché i pacemaker sono migliorati, ora questi pacemaker sono più usati per pazienti con la malattia del nodo del seno che per il blocco AV. Ciò è dovuto all'invecchiamento della popolazione e all'uso diffuso di betabloccanti, che vengono utilizzati principalmente come antiaritmici, come antipertensivi e antianginosi. Proteggono il cuore dagli effetti catecolaminergici tossici. Più recentemente, l'uso di tecniche di ablazione del catetere a radiofrequenza applicato a pazienti con fibrillazione atriale cronica ha creato una popolazione di pazienti in grado di adeguare adeguatamente le proprie frequenze cardiache. L'importanza del corretto battito cardiaco diventa evidente nel riesame dell'equazione di uscita cardiaca:

Gittata cardiaca = Frequenza cardiaca × Gittata sistolica

Nei pazienti con contrazione cardiaca normale, il volume del colpo aumenta fino al suo punto massimo quando è stato raggiunto solo il 40% dello sforzo massimo. Pertanto, aumentare la frequenza cardiaca è molto importante durante l'esercizio per essere in grado di raggiungere la massima gittata cardiaca. I pazienti con piccola gittata sistolica come quelli con cardiomiopatia dilatata, non sono in grado di aumentare efficace la loro produzione cardiaca in seguito a cambiamenti di contrattilità. Devono fare affidamento interamente sui cambiamenti della frequenza cardiaca per aumentare la gittata cardiaca. La necessità di modificare la frequenza di pacing in proporzione alle esigenze metaboliche è diventata essenziale per normalizzare la risposta emodinamica (cambiamento di ossigeno nei capillari) per quanto possibile. I pazienti che non sono in grado di modificare le proprie frequenze cardiache per soddisfare le richieste metaboliche, sono considerate "incompetenza cronotropa". Una persona che ha fibrillazione atriale e blocco completo atrioventricolare avrebbe l'incompetenza cronotropa assoluta. Al contrario, un paziente che ha una normale frequenza cardiaca di riposo, ma può raggiungere solo il 50% della sua frequenza cardiaca stimata (220 anni in anni) ha una relativa incompetenza cronotropa. Per i pazienti con incompetenza cronotropa, l'uso di un pacemaker standard DDD, VVI o AAI non fornisce le variazioni dinamiche di velocità

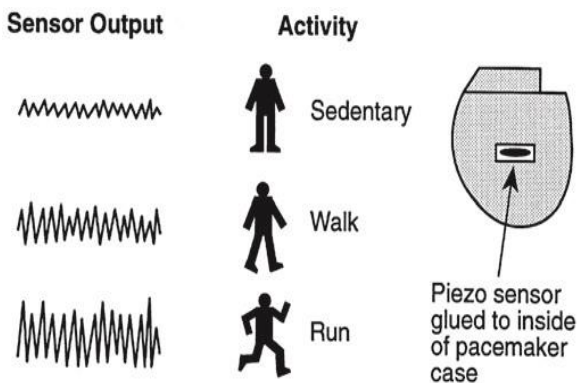
necessarie per raggiungere o superare le esigenze emodinamiche delle attività quotidiane. Pertanto, sono stati sviluppati **sensori artificiali** per compensare questa mancanza di risposta cardiaca normale che il normale nodo del seno normalmente fornisce.

Alcuni dei sensori che sono stati studiati per fornire la modulazione della frequenza cardiaca sono:

- Vibrazione
- Accelerometro
- Temperatura venosa centrale
- Minima ventilazione

5.1) Attività/vibrazione

Questo metodo di aggiustamento della frequenza di stimolazione utilizzando un sensore è stato il primo ad essere approvato dalla "Food and Drug Administration" degli Stati Uniti. Un **crystallo piezoelettrico** che genera un segnale elettrico quando vibrato o stressato è legato all'interno del pacemaker. Quando il paziente cammina, le vibrazioni del corpo vengono trasmesse attraverso il pacemaker provocando una generazione elettrica dal crystallo.



Queste **vibrazioni** di solito si verificano durante e in proporzione al livello di attività fisica del paziente. L'uscita elettrica del sensore è proporzionale alle vibrazioni. La risposta del pacemaker alla vibrazione del corpo viene regolata programmando una soglia di soglia e di pendenza, nonché una velocità minima e massima. Possono essere

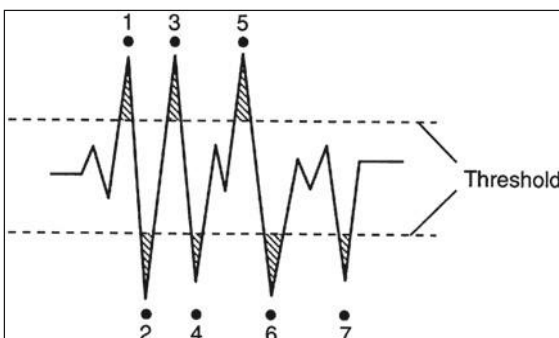
programmate altre regolazioni come il tempo di reazione e di recupero (anche denominato tempo di accelerazione e decelerazione). Gli ultimi dispositivi possono regolare in modo autonomo questi parametri. Il **grande vantaggio** della stimolazione a vibrazioni è la semplicità. Una tecnica standard di impianto, l'uso di conduttori unipolari o bipolari standard, un basso scarico di corrente e l'uso diffuso di questo tipo di sistema sono i **punti di forza dei sensori di attività**. Nuoto e bicicletta sono

due delle attività più comuni che i dispositivi a base di vibrazioni non gestiscono bene.

La risposta può essere migliorata se il dispositivo è programmato per essere più sensibile alla vibrazione, ma poi risponderà alla normale camminata. I ciclisti affrontano l'ulteriore problema delle risposte paradossali del sensore, infatti quando il ciclista inizia ad andare su per una collina, il tasso di pedalata rallenta e le vibrazioni diminuiscono. Ciò comporta un rallentamento della frequenza stimolata in un momento in cui è necessaria una velocità maggiore. Abbiamo insegnato ad alcuni dei nostri ciclisti di raggiungere con una mano e toccare il pacemaker per causare il sensore ad aumentare la velocità di stimolazione. Questa tecnica può essere utilizzata anche per pazienti con ipotensione ortostatica (brusco calo della pressione sanguigna in seguito all'improvviso passaggio dalla posizione seduta o sdraiata (clinostatismo) a quella eretta (ortostatismo)). Prima che il paziente sale dalla posizione supina, può toccare il pacemaker causando un aumento della velocità di stimolazione. La frequenza cardiaca più elevata aiuta ad aprire la caduta della pressione sanguigna quando il paziente si muove verso la posizione eretta.

La **programmazione di un dispositivo di vibrazione** può essere piuttosto complessa. In un dispositivo che non dispone di funzioni automatiche o algoritmi basati su programmatori per aiutare a impostare questi parametri, è necessario regolare manualmente tutti questi parametri. Anche su alcuni dispositivi dotati di algoritmi automatici, le risposte appropriate non vengono sempre raggiunte. Su tutti i **pacemaker a sensore i primi parametri da impostare sono la frequenza inferiore e superiore**. La modifica di uno di questi dopo l'impostazione degli altri parametri può modificare significativamente la risposta del pacemaker. La prossima impostazione da affrontare è la soglia.

Questo imposta il livello più basso di uscita dal sensore (o il livello più basso di attività che il pacemaker può riconoscere) che causerà il tasso di stimolazione in aumento. Tutti i segnali del sensore che superano il livello di soglia saranno contati e utilizzati per regolare la frequenza di stimolazione. Le impostazioni della **soglia**



possono essere numeriche (i numeri più bassi riflettono una soglia inferiore e più reattiva), o descrittivi (ad esempio basso, medio e alto). Per scegliere la soglia giusta si fa fare al paziente una passeggiata lungo un corridoio in modo normale e regolare la

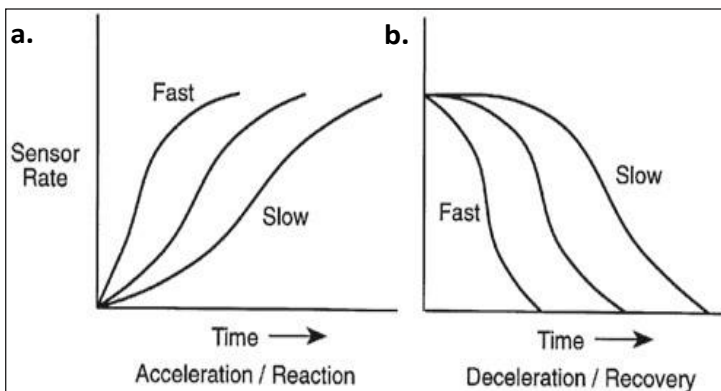
soglia in modo che ad una ragionevole risposta del sensore si verifichi una risposta. Se non si verifica una risposta del sensore, è necessario abbassare la soglia. Se si verifica una risposta eccessiva, la soglia è aumentata.

Dopo la regolazione della soglia, viene impostato **la pendenza**. Questo parametro è responsabile del pacemaker che raggiunge una velocità desiderata per una data quantità di attività. Può rispondere al numero di "conteggi" del sensore che superano il valore di soglia o può utilizzare l'integrale delle aree generate dall'attività del sensore sopra la soglia.

In entrambi i casi, aumentando la pendenza si otterrà un aumento della frequenza di pacing per la stessa quantità di attività. La risposta del pacemaker dipenderà anche dalla **forma della pendenza utilizzata** in un pacemaker particolare. Alcuni utilizzano un algoritmo lineare mentre altri usano uno che è curvilineo.

L'uso di **un tempo di reazione e di recupero** è necessario su dispositivi basati su vibrazioni. Ciò è dovuto al fatto che quando il paziente inizia a camminare la risposta del sensore passa da zero ad un valore aumentato. Uno non vuole che la frequenza cardiaca "salti" al tasso di destinazione in un paio di battiti.

Il **tempo di reazione / accelerazione** consente un graduale aumento della velocità di pacing al nuovo tasso di destinazione. Al contrario, quando il paziente si arresta, il tasso di vibrazione e l'uscita del sensore penzolano a zero. Poiché non sarebbe fisiologico per la caduta improvvisa della frequenza cardiaca, viene programmato un **tempo di recupero / decelerazione** per facilitare la velocità fino al limite di velocità più basso. Alcuni algoritmi del tempo di recupero consentono una diminuzione della frequenza cardiaca proporzionale alla durata del tempo in cui il paziente era attivo. Sebbene molti pazienti fanno bene le impostazioni "out of the box" per questi due parametri, i pazienti con scarso output cardiaco possono beneficiare di tempi di



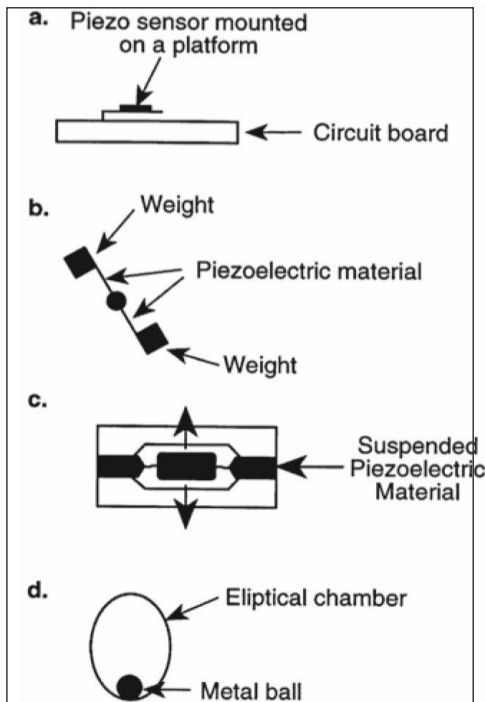
reazione più rapidi e tempi di recupero più lunghi.

a) **Tempo di accelerazione/reazione:** una volta determinata la frequenza cardiaca target, il tempo di accelerazione determinerà quanto velocemente verrà raggiunta questa nuova velocità.

b) **Tempo di decelerazione/recupero**: quando l'attività viene interrotta, il tempo di decelerazione determinerà quanto tempo richiederà la frequenza stimata per ritornare alla base.

5.2) Accelerometro

Una variazione sui sistemi basati su vibrazioni è l'**accelerometro**. Questo può essere basato su un cristallo piezoelettrico legato ad una piattaforma che viene poi collegata alla scheda del pacemaker o un componente specializzato progettato per rispondere al movimento. Questi dispositivi dispongono di tutte le **stesse caratteristiche e i vantaggi** dei dispositivi basati sulle vibrazioni, ma **meno probabilità di avere risposte spurie**. Sebbene sia più sensibile a movimenti diversi



da quelli della camminata e che funzionano meglio rispetto a dispositivi a vibrazione, l'errore di rispondere in modo inappropriato a determinati tipi di attività (come andare in bicicletta) rimane un problema. **La programmazione di questi dispositivi è sostanzialmente uguale a quella con il tipo di vibrazione del sensore.**

a) **Piezoelettrico montato sulla piattaforma.**

b) **Cristallo piezoelettrico a sbalzo.**

c) **ponte sospeso a tre strati di silicio.**

d) **Sfera metallica in camera ellittica.**

La figura sopra mostra quattro tipi di sensori di accelerometro, noi ne analizzeremo alcuni:

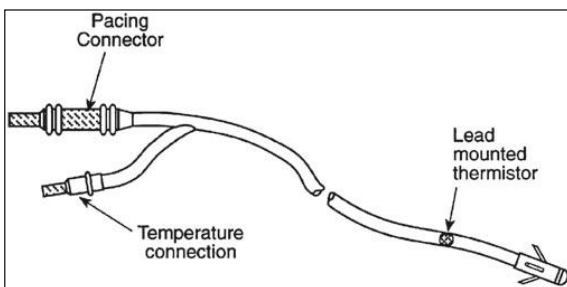
- Un tipo **mette un cristallo piezoelettrico su una "piattaforma di immersione"** montata sulla scheda a circuito piuttosto che direttamente sul pacemaker. Questo isola il cristallo dalla maggior parte delle vibrazioni, ma permette di essere flesso con movimento avanti e indietro.
- Un altro tipo utilizza **materiale piezoelettrico e lo pone tra due pesi**. Mentre il paziente si muove, i pesi flettono il materiale che genera segnali elettrici. Una

variante di questo utilizza un **peso sospeso da catene** in modo che si muova avanti e indietro con il movimento del corpo.

- Infine, una **piccola sfera di metallo** che si muove all'interno di una camera ellittica quando il paziente si muove disturba un campo elettrico e fornisce i segnali necessari per modulare la velocità di stimolazione.

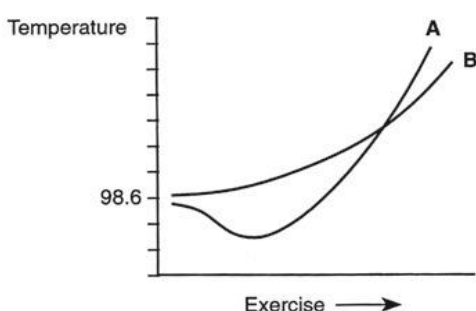
5.3) Temperatura centrale venosa

Il primo vero sensore metabolico approvato per l'uso negli Stati Uniti si basava sulla misurazione della **temperatura del sangue nel ventricolo destro**. Questa metodologia è diventata solo di importanza storica, in quanto non viene più prodotta. Quando il paziente diventa fisicamente attivo, l'attività muscolare genera calore che riscalda il sangue. Poiché questo sangue torna alla circolazione centrale, un termistore nel pacemaker provoca l'aumento della temperatura.



Il tasso di stimolazione è quindi aumentato proporzionalmente all'aumento della temperatura. Sono programmati una frequenza minima e massima, nonché una pendenza e una frequenza intermedia. Altri parametri possono richiedere anche la

programmazione. I sistemi basati sulla temperatura a volte sono lenti per rispondere a causa di una caduta iniziale della temperatura del sangue all'inizio dell'esercizio. La goccia è causata da sangue che era circolato lentamente (e quindi raffreddamento) nelle estremità che tornano al cuore all'esercizio fisico. Il sangue fresco di ritorno effettivamente causerà una caduta iniziale della temperatura del sangue venoso centrale e ritarda la risposta del sensore. I migliori algoritmi approfittano della caduta di temperatura iniziale per segnalare l'esordio dell'esercizio fisico. La goccia causerà il pacemaker ad aumentare la frequenza di stimolazione al tasso intermedio. Attenderà quindi la temperatura inizia a salire. Se non si verifica un aumento, la velocità ritornerà al limite inferiore. Come si vede nella figura a lato che mostra il grafico della temperatura venosa centrale rispetto all'aumento



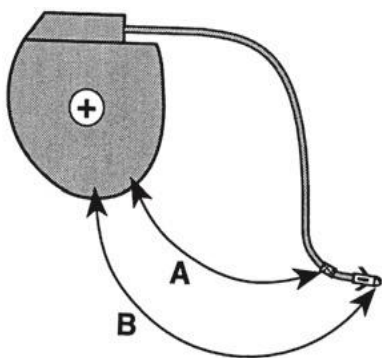
del'esercizio nel tempo. Con questo tipo di sistema un aumento della temperatura venosa centrale porta ad aumentare la velocità di

stimolazione. La **curva A** è di un paziente con **cardiomiopatia dilatata e insufficienza cardiaca** congestizia che mostra la caduta iniziale della temperatura quando il sangue fresco torna alla circolazione centrale. La **curva B** è di un **paziente con un ventricolo normale**. La caduta è più pronunciata nei pazienti con insufficienza cardiaca povera. Anche se questo sistema è basato su un parametro metabolico può rispondere in modo inappropriato ai cambiamenti di temperatura causati da febbre, bagni e ad avere assunto liquidi caldi. L'affidabilità non è stata altrettanto buona quanto con i dispositivi in cui il sensore si trova all'interno del pacemaker.

5.4) Ventilazione minima (Cambiamento di impedenza della parete del torace)

L'individuazione delle variazioni della frequenza respiratoria e della profondità è diventata un parametro metabolico affidabile da utilizzare per il pacing. La **ventilazione minima** è strettamente connessa in modo lineare alla velocità di lavoro e all'assorbimento di ossigeno. I pacemaker che utilizzano la **ventilazione minima come sensore** sono in grado di determinare un'approssimazione della ventilazione minima utilizzando la tecnica della misura della resistenza del torace (**pletismografia dell'impedenza toracica**).

- **Percorso A:** questa tecnica utilizza piccoli impulsi di corrente elettrica forniti tra il pacemaker e l'elettrodo anulare (anodo) del cavo . Questi non sono abbastanza forti o abbastanza a lungo per stimolare il cuore, essendo nell'intervallo di 1mA in forza e 15 microsecondi in durata. Il pacemaker misura quindi le variazioni di tensione tra il pacemaker e la punta del cavo (catodo)



- **Percorso B:** Il sistema utilizza la quantità nota corrente erogata e la tensione misurata per calcolare i cambiamenti di impedenza (resistenza)

attraverso la parete toracica utilizzando una riformulazione della legge dell'Ohm (Resistenza = Voltaggio / Corrente).

La frequenza di variazione della resistenza è uguale alla velocità respiratoria e il grado di variazione è proporzionale al volume respiratorio. Questo produce una approssimazione del volume ventilatorio al minuto. Mentre il volume ventilatorio al

minuto aumenta la velocità di stimolazione aumenta proporzionalmente. Sono impostati i tassi minimi e massimi, nonché una pendenza. Il vantaggio di questo tipo di sistema è **l'utilizzo di un vero parametro metabolico per modificare le variazioni di velocità**. Lo svantaggio è la **necessità di un cavo bipolare e la reazione lenta all'esercizio fisico**. Tuttavia, è molto preciso durante la fase di recupero. Le sole controindicazioni per l'utilizzo di questo sensore sono in pazienti che possono superare 60 respiri al minuto. Inoltre non è raccomandato per gli impianti dove il pacemaker è posto in una tasca addominale. Questo tipo di sensore risponde bene ad una grande varietà di esercizi e di esigenze emotive in quanto è legata a un vero parametro metabolico.

Capitolo 6

Indicazioni per impianto di pacemaker permanenti

Le indicazioni per la stimolazione sono suddivise in tre grandi categorie.

- Le indicazioni di **Classe I** sono generalmente concordate e supportate da dati necessari per il paziente.
- Indicazioni di **Classe II** sono quelle per le quali c'è qualche disaccordo e meno dati per sostenere l'impianto di un pacemaker. I pacemaker sono spesso impiantati per le indicazioni di classe II.
- La **Classe III** è per situazioni in cui la stimolazione non è indicata o non è stata dimostrata di alcun beneficio. È generalmente considerato inappropriato impiantare un pacemaker per una situazione di Classe III.

L'ulteriore controllo (**follow-up**) dei pacemaker impiantati è una parte essenziale e critica della cura del paziente. La mancata assicurazione del follow-up o l'esecuzione inappropriata possono causare l'usura precoce della batteria, l'insuccesso di fornire il supporto di stimolazione quando necessario e il mancato riconoscimento dei problemi con il pacemaker prima che comportino conseguenze gravi per il paziente. Idealmente, il **follow-up** del pacemaker dovrebbe essere eseguito da personale qualificato di assistenza sanitaria che sia a conoscenza sia dello stato medico del paziente sia del dispositivo impiantato. L'uso di un "rappresentante commerciale" per eseguire questa funzione in un ambiente non monitorato non dovrebbe essere considerato accettabile. Tuttavia, una persona che ha preso e superato l'esame NASPE per la competenza in stimolazione e defibrillazione (NASPExAM) è probabilmente non solo competente, ma ha anche un interesse specifico. La logica per le **valutazioni cliniche** regolarmente pianificate è la seguente:

- Consentire l'**utilizzo massimo della fonte di alimentazione** del pacemaker senza compromettere il paziente. Ciò si ottiene programmando il pacemaker all'uscita più bassa che fornisce ancora un margine di sicurezza sufficiente per consentire eventuali variazioni periodiche nella soglia di cattura. Può anche essere ottenuto verificando il corretto funzionamento degli algoritmi automatici di regolazione dell'uscita.
- Individuare le **anomalie del sistema pacemaker** attraverso l'utilizzo delle funzioni di telemetria e delle capacità di autodiagnosi del pacemaker prima che si verifichino sintomi o guasti del dispositivo.

- Permettere la **diagnosi della natura delle anomalie** del dispositivo prima di rioperare e consentire la correzione non invasiva se possibile.
- Consentire la **valutazione e la regolazione dei pacemaker guidati da sensori** utilizzando istogrammi, grafici di tendenza e esercizio in ufficio (ad es. passeggiate nelle sale) per assicurare che sia presente una risposta appropriata del dispositivo tra le valutazioni.
- Servire al paziente un **contatto periodico con il sistema sanitario** per quei pazienti che altrimenti non saranno seguiti da un medico.
- Ottenere informazioni aggiornate relative alla posizione del paziente e ai dati correlati al pacemaker, se ci sarà un richiamo o un avviso per il pacemaker.

Una **semplice clinica per il pacemaker** è costituita da una stanza con capacità di monitoraggio dell'ECG, un defibrillatore, un'apparecchiatura di programmazione appropriata e un magnete pacemaker. **Centri più sofisticati** con servizi pacemaker dedicati avranno una selezione di diversi programmatori per molte marche e modelli di dispositivi e avranno inoltre apparecchiature per misurare la durata dell'impulso dell'uscita del pacemaker e la capacità di visualizzare una visione ingrandita dell'arte del ritmo. I database basati su computer per seguire il paziente e memorizzare dati ECG sono ampiamente utilizzati. Quest'ultimo può facilitare le ricerche per trovare un paziente con un dispositivo specifico o un gruppo di pazienti quando si verifica un richiamo.

6.1 Tecnica di inserimento

Un pacemaker è un dispositivo elettronico che viene impiantato in modo permanente nel busto di una persona per aiutarla a regolare il suo battito cardiaco. E' generalmente impiantato chirurgicamente in persone che hanno avuto problemi di cuore, come aritmie o attacchi di cuore. Ci sono tre tipi di pacemaker permanenti e in base alle condizioni di ogni persona, il suo cardiologo determinerà quale tipo è necessario.

Il dispositivo pacemaker che viene impiantato nel petto ha le dimensioni di una moneta, ma più spesso, con uno o due fili per il corretto funzionamento. Questi fili sono chiamati cavi e gli elettrodi all'estremità sono responsabili della stimolazione, attraverso piccole elettriche scariche, del cuore. Questa stimolazione porta il cuore a pompare la sangue. Il pacemaker è tipicamente costituito da un materiale che non causerà problemi nel corpo, in modo che il sistema immunitario non cerchi di respingerlo. Pacemaker moderni sono spesso realizzati in titanio.

Inizialmente quando furono introdotti, alcuni di questi dispositivi sono stati collegati alla parete per essere ricaricati, ma con il passare del tempo, tuttavia, sono stati utilizzati con batterie più efficienti pacemaker più piccole e più sicure. Una batteria al litio è spesso utilizzata nella maggior parte dei pacemaker permanenti. Anche all'interno è presente un sensore che monitora il battito cardiaco del paziente e un dispositivo che produce piccoli impulsi elettrici.

L'inserimento di un pacemaker consiste nel fare un piccolo taglio sulla parte superiore del torace del paziente, di solito appena sotto la clavicola.

Nella tecnica endocardica transvenosa, la procedura viene eseguita in tre fasi chirurgiche:

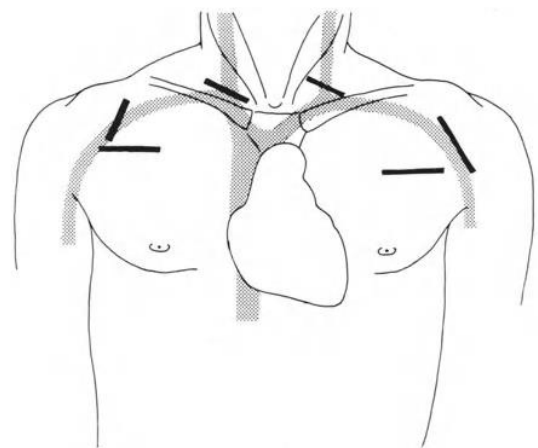
- Esposizione chirurgica della vena
- Introduzione dell'elettrodo
- Applicazione e impianto del generatore del pacemaker.

6.1.1 Esposizione chirurgica della vena

La procedura viene generalmente eseguita in anestesia locale, il paziente si trova in posizione supina su una speciale tabella operativa trasparente ai raggi X. Dopo la disinfezione di un'area adeguatamente ampia di pelle, il paziente viene coperto nel modo consueto con tende sterili, mantenendo il campo di funzionamento più piccolo possibile.

Le seguenti vene si sono rivelate idonee per l'introduzione dell'elettrodo endocardico:

1. La vena giugulare esterna destra o sinistra
2. La vena giugulare interna destra o sinistra
3. La vena cefalica destra o sinistra
4. La vena sovrascapolare destra o sinistra
5. La vena succlavia destra o sinistra
6. La vena cubitale destra o sinistra.



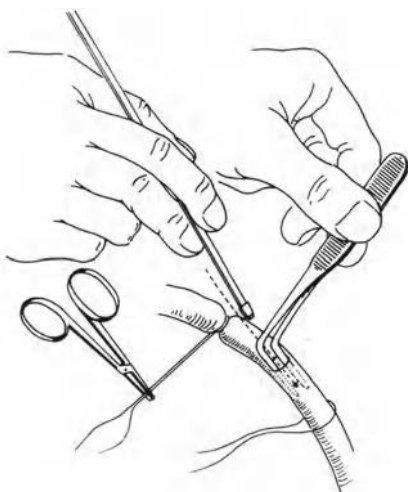
Ad eccezione della vena succlavia, tutti gli altri vasi sono esposti chirurgicamente per mezzo di un taglio, mentre la vena succlavia può essere perforata direttamente attraverso la pelle.

Viene a formarsi una “tasca” sotto la pelle e il grasso per il pacemaker. Per impiantare gli elettrocateri ed elettrodi, i chirurghi devono individuare una vena importante, tipicamente la vena succlavia. Questa vena viene trafitta, e l'utilizzo di una piccola telecamera, i cavi vengono guidati attraverso di essa, nel cuore. L'estremità di ciascun conduttore è impiantato in una delle camere del cuore, e l'altra estremità è collegata al dispositivo pacemaker permanente. Questo dispositivo viene quindi analizzato dal cardiologo per assicurarsi che funzioni correttamente. Il pacemaker è nascosto nella tasca fatta nel petto, e alla fine di tutto viene ricucita. In generale, questa procedura non dura più di un'ora o due.

- Un pacemaker monocamera ha un solo conduttore, che viene inserito in una sola delle camere del cuore.
- Un pacemaker a doppia camera è un po 'più costoso, ma si pensa ad imitare un battito cardiaco naturale più efficace. Questi pacemaker hanno due conduttori, ciascuno dei quali è posto in una diversa camera del cuore.
- Un altro tipo di pacemaker è un tasso di pacemaker reattivo. Questo dispositivo è in grado di regolare il battito cardiaco del paziente in relazione alla quantità di attività fisica che si sta facendo in quel momento.

6.1.2 Posizionamento intracardiaco dell'elettrodo del pacemaker

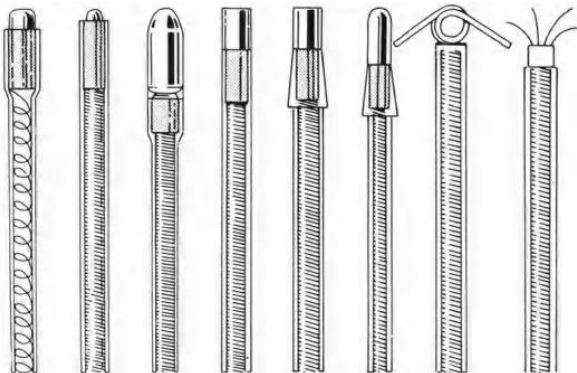
Come possiamo notare dalla figura a lato, una volta che abbiamo inciso la vena, questa viene legata e occlusa distalmente rispetto all'incisione. L'incisione è piuttosto allungato e ingrandito con l'aiuto di una pinza o di un morsetto a punta liscia. Poi, sotto controllo fluoroscopico, l'elettrodo del catetere viene fatto avanzare lungo la vena delicatamente e senza applicare alcuna forza.



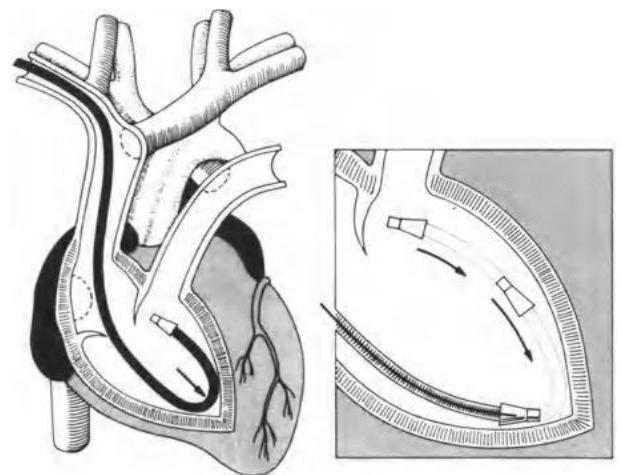
Al fine di migliorare il controllo del catetere, viene inserito un filo guida (stylet) prima della sua introduzione nella vena. Questo filo guida è leggermente angolato - fino a circa 25 gradi- nella

punta. Di norma, il catetere può essere manovrato facilmente nell'atrio destro tramite la vena cava superiore sotto il controllo fluoroscopico. Di tanto in tanto, tuttavia, questa procedura può risultare molto difficile.

Vari tipi di elettrodi per Pacemaker



introduzione dell'elettrodo del pacemaker nel ventricolo destro



6.1.3 Applicazione e impianto del generatore del pacemaker

Se l'elettrodo è ben posizionato, la soglia di stimolazione entro i limiti tollerabili e la fissazione del catetere in stabile vena, la prossima fase è la formazione di una "tasca" all'interno del corpo per inserire il pacemaker. Il posizionamento del pacemaker dipende dalla vena utilizzata per l'elettrodo. Se è stata selezionata la vena giugulare interna o esterna, o la foratura succlavia, è necessario eseguire un'incisione separata per il posizionamento del pacemaker. Se è stata scelta la vena cefalica o sovrascapolare, il generatore di impulsi può essere posizionato sotto il pettorale muscolare o sotto la fascia del maggiore pettorale. In generale, è necessario raccomandare un posizionamento profondo in quanto il generatore di impulsi è un estraneo che è ad un particolare rischio di infezione. Un nostro parere, un posizionamento subcutaneo dell'elettrodo a lungo termine, insieme all'impianto del pacemaker in una tasca adatta alla pelle dell'abdo o alla parte anteriore del mantello del muscolo addominale non è da raccomandare.

7.2 Decorso post operatorio.

Per alcuni mesi dopo l'intervento chirurgico, al paziente è spesso

consigliato di non utilizzare troppo l'arma o la spalla o partecipare ad attività vigorose. Dopo questo, sarà spesso consigliato dal suo cardiologo di stare lontano da zona ad alta tensione, forti campi magnetici e le radiazioni, poiché tutte queste cose potrebbero causare malfunzionamento del pacemaker. I telefoni cellulari sono considerati sicuri, purché siano tenuti lontani dalla zona in cui il pacemaker è stato implantato. Quando il pacemaker ha dei malfunzionamenti, il paziente può sentire un cambiamento nel suo ritmo cardiaco o vertigini. In caso si abbiano questi sintomi è consigliato di sedersi e controllare il proprio battito cardiaco. Se non torna alla normalità nel giro di pochi minuti, è necessario il trattamento medico di emergenza.

Il **controllo del pacemaker** viene eseguito ad intervalli prestabiliti, in genere ogni sei mesi; solitamente si esegue presso il centro in cui è stato impiantato, ed è finalizzato ad ottenere informazioni sul funzionamento dello stimolatore, variazione dei parametri di stimolazione in base alle esigenze cliniche, controllo della carica della batteria, la cui scarica è prevedibile con molti mesi di anticipo. Usualmente un generatore di impulsi ha una durata compresa tra i cinque ed i dieci anni, quando risulterà che la pila è entrata nella fase di scarica, si programmerà la sostituzione dello stimolatore che potrà essere effettuata nelle settimane successive con un intervento molto più semplice e rapido del primo impianto.

Il medico comunica con il pacemaker attraverso un programmatore che è costituito da un computer dotato di una sonda che ha la funzione di inviare segnali radio al pacemaker. La procedura è indolore, e durante il controllo si possono raccogliere informazioni utili circa il comportamento dello stimolatore e su eventuali aritmie presentate dal paziente.

Il paziente può presto ritornare ad una vita normale senza sostanziali limitazioni, vi sono comunque **delle precauzioni da adottare**. Comunicare sempre al personale sanitario di essere portatore di un pacemaker; non indossare vestiti troppo aderenti che possano irritare la cute sovrastante lo stimolatore; evitare sport violenti che comportino traumi sulla regione ove è situato il pacemaker o attività che comportino forti vibrazioni (autoscontro, equitazione). Per quanto riguarda le interferenze elettriche non ci si deve preoccupare per l'uso di dispositivi elettrici purché siano ben funzionanti e con una adeguata messa a terra (spine tripolari); tuttavia bisogna prestare attenzione per possibili interferenze elettromagnetiche che potrebbero alterare il funzionamento dello stimolatore cardiaco. Mantenere i telefoni cellulari ad una distanza minima di 15 cm. Non sostare tra i rilevatori di sistemi di antifurto all'uscita dai negozi. Per quanto riguarda i rilevatori di metalli

all'ingresso di banche ed aeroporti (metal detectors), presentare la tessera di portatore di pacemaker al personale addetto. Apparecchiature per risonanza magnetica, radiazioni ionizzanti terapeutiche, terapie ad ultrasuoni, diatermia, stimolazione nervosa o cutanea (TNS): in genere sono procedure diagnostiche o terapeutiche controindicate; informarne tuttavia il medico che deve eseguirle. Non sostare nelle vicinanze e non toccare apparecchi elettrici difettosi, trasmettitori o ripetitori radiotelevisivi, radar, linee ed apparecchiature ad alta tensione, attrezzature industriali quali saldatrici elettriche ad arco, forni elettrici. Non attraversare aree sulle quali è apposto il simbolo "DIVIETO PER I PORTATORI DI PACEMAKER" Consultare il proprio medico prima di sottoporsi a diatermia, elettrochirurgia, elettro cauterizzazione, cardioversione elettrica, litotripsia.

6.2 Decorso post operatorio

E' necessario rimanere ricoverati per una notte in ospedale, in modo che gli infermieri possano controllare il battito cardiaco e accertarsi che il pacemaker funzioni correttamente. Inoltre è consigliato chiedere a qualcuno di riaccompagnare a casa il paziente, perché probabilmente il medico gli vieterà di guidare. Per alcuni giorni o settimane dopo l'intervento la zona in cui è stato impiantato il dispositivo potrà far male, essere gonfia o dare fastidio. Il dolore di solito non è intenso e può essere alleviato ricorrendo ai farmaci da banco. Prima di assumere un qualsiasi antidolorifico, però, chiedete consiglio al vostro medico. Il chirurgo consiglia di evitare gli sforzi fisici e di non sollevare pesi per circa un mese dopo l'intervento. La maggior parte dei pazienti può ritornare alle normali attività entro alcuni giorni dall'intervento.

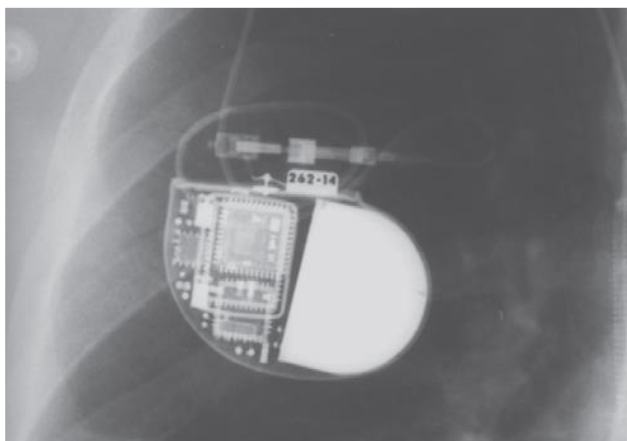
Capitolo 8

Valutazione dei malfunzionamenti dei pacemaker

Il primo passo nella valutazione del malfunzionamento del pacemaker è determinare se la funzione del dispositivo è veramente anomala o se si sta solo vedendo una normale funzione del dispositivo. Di gran lunga il maggior numero di consulenze che vediamo per i pacemaker mal funzionanti sono per i dispositivi che funzionano correttamente. Con l'avvento di tante "caratteristiche speciali", è facile anche per una persona esperta con pacemaker di interpretare erroneamente il normale funzionamento di un pacemaker. Prima che uno spenda molto tempo cercando di risolvere il problema di un pacemaker, è indispensabile capire la normale funzione del pacemaker. Ciò si può ottenere prendendo alcune informazioni di base sul paziente, sui dispositivi impiantati e sui parametri programmati come ad esempio:

- Produttore e modello pacemaker
- Numero di serie del pacemaker
- Modello di piombo utilizzato
- Numero di serie principale
- Data dell'impianto
- Programmazione attuale
- Dati misurati
- Impedenza di piombo
- Tensione di batteria e / o impedenza
- Indicazione per la stimolazione
- Radiografia del torace (se necessario o indicato)

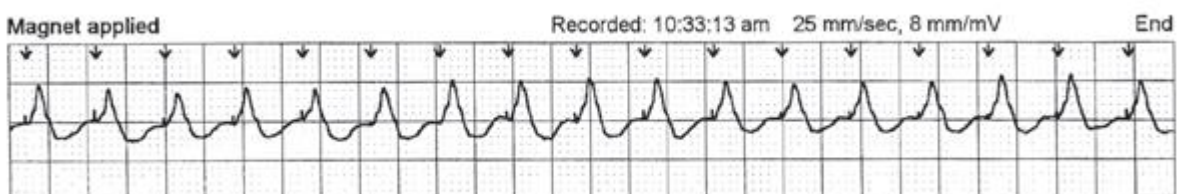
Molti pazienti hanno una carta d'identità che contiene le informazioni relative ai dispositivi impiantati. Però può capitare che i pazienti perdono occasionalmente la



loro carta o non la portano con loro. Se non è disponibile alcuna informazione, è possibile prendere **una radiografia del torace** per identificare il dispositivo. I pacemaker hanno un logo, un codice o uno scheletro radiografico distinto che può essere abbinato ad un testo di riferimento. Se il produttore può essere identificato, una chiamata al

dipartimento di registrazione del paziente del produttore può fornire le informazioni di base necessarie.

Come per qualsiasi problema medico, la storia del paziente è solitamente la chiave per fare una diagnosi, o almeno per ridurre significativamente le opzioni diagnostiche. Se il problema o il reclamo si verifica **poco dopo l'impianto**, si deve sospettare che la causa sia la dislocazione del cavo, viti di fissaggio insufficienti, un disallineamento di un cavo nel blocchetto di connettore o un cattivo collo di piombo. Nel periodo iniziale l'esaurimento della batteria o la frattura di piombo sarebbe estremamente improbabile. Al contrario, un paziente che presenta un problema relativo a **un dispositivo più vecchio** è più probabile che sia correlato all'insuccesso o all'esaurimento della batteria piuttosto che a problemi di dislocazione del cavo o di connessione. La presenza o l'assenza di sintomi è molto importante. Ciò determinerà se è necessaria un'azione urgente o se il lusso di un approccio più snello alla soluzione dei problemi è appropriato. Il **primo passo** in un paziente gravemente sintomatico è stabilire un ritmo cardiaco stabile. Può essere necessaria una stimolazione temporanea se il paziente ha bradicardia sintomatica e il programmatore del pacemaker non è disponibile o le modifiche di programmazione al dispositivo sono inefficaci. Se necessario, la stimolazione esterna può essere utilizzata fino alla determinazione del pacing transitorio. Se si utilizzano pastiglie esterne, questi devono essere posizionati in posizione anteriore-posteriore o, se non possibile, i cuscinetti dovrebbero essere lontani dal dispositivo impiantato possibilmente. Una tachicardia guidata dal pacemaker presenta una situazione più difficile. Nella maggior parte dei casi l'applicazione di un magnete o una modifica di programmazione interromperà il ritmo rapido. In rari casi il pacemaker non risponde a queste semplici misure e può essere richiesto un intervento chirurgico urgente per **"pacemaker fuggitivo"**.



Questo mal funzionamento non comune è causato da un errore principale del componente nel circuito di stimolazione. Un dispositivo DDD o VDD che controlla la fibrillazione atriale o la palpitazione provoca la grande maggioranza dei tassi di stimolazione rapida. Il pacemaker cercherà di monitorare la velocità atriale rapida al limite massimo di velocità del pacemaker se la commutazione di modalità non è

abilitata o non risponde in modo appropriato. Il posizionamento di un magnete sul dispositivo ridurrà la frequenza di stimolazione alla velocità del magnete del dispositivo fino a quando non è possibile riprogrammarsi in modalità non trascinante come DDI o VVI. I dispositivi guidati dal sensore possono causare anche la stimolazione rapida. **Una volta stabilita la condizione del paziente**, viene ottenuta la storia ottenuta ed i dati iniziali relativi al dispositivo, viene valutata l'ECG.

Ora analizziamo alcune cause che potrebbero portare a malfunzionamenti del pacemaker:

- **Magnete:** Se il pacemaker entra a contatto con un magnete, il pacemaker si programma temporaneamente in modalità asincrona, cioè in AOO/VOO se sono monocamerale, in DOO se sono bicamerale. Inoltre vanno alla frequenza fissa di 85 bpm se la batteria è carica, a 65 bpm se il pacemaker è a fine vita e deve essere sostituito. Tale programmazione rimane attiva fintanto che il magnete è sopra il pacemaker; alla sua rimozione, viene ripristinata la programmazione precedente.
- **Interventi chirurgici e interferenze:** i Pacemaker sono suscettibili alle **interferenze elettromagnetiche** dovute a campi elettromagnetici ambientali o a passaggi di corrente di lieve entità attraverso il corpo del paziente. In particolare, molti interventi chirurgici possono dare luogo a questo tipo di interferenze. Esse generalmente possono essere interpretate dal dispositivo come reali segnali cardiaci (ventricolari o atriali). In queste situazioni, se il dispositivo è un pacemaker, il rischio è che il pacemaker “sentendo” un’attività intrinseca (fittizia), si inibisca. Il paziente, quindi, corre rischi esclusivamente se è **pacemaker-dipendente** e se l’interferenza, e quindi l’inibizione, viene prolungata nel tempo (oltre i 3-4 secondi). Utilizzare un **magnete**, in questo caso, può risolvere con semplicità il problema, perchè il dispositivo si programmerà in un modo asincrono e quindi continuerà a stimolare indipendentemente dai segnali che sente. Di contro, a causa **dell’assenza di effetto sulla stimolazione anti-bradicardica**, tale soluzione non copre il rischio di inibizione del pacing e quindi è sicura solamente in presenza di pazienti non pacemaker-dipendenti. Oltre alle precauzioni da adottare durante gli interventi chirurgici, ci sono altre situazioni in cui la presenza di un device è una eventuale controindicazione, ad esempio in procedure quali:

- Risonanza Magnetica Nucleare
- Terapie con ultrasuoni (in prossimità del device)
- Radioterapia
- Diatermia

A questo proposito, Medtronic ha per prima introdotto sul mercato (2008) il **pacemaker compatibile con la Risonanza Magnetica Nucleare**.

Tramite opportune modifiche ai circuiti interni, alla struttura del dispositivo e alla geometria del corpo degli elettrocatteteri si sono eliminati i possibili effetti pericolosi che una scansione MRI può avere sui pazienti e i loro dispositivi cardiaci impiantabili. E' quindi possibile, con questo nuovo pacemaker, sottoporre il paziente (previa programmazione ad hoc del device) ad una indagine diagnostica con MRI (esclusa la zona compresa tra le vertebre da C1 a T12). Nella vita di tutti i giorni i pazienti portatori di device possono venirsi a trovare in situazioni "a rischio" in cui sono soggetti ad interferenze elettromagnetiche (EMI). Nella tabella che segue vengono indicate le principali problematiche ambientali e legate al luogo di lavoro:

Nessun Problema	Distanza > ½ metro	Attenzione!
Lavatrici, asciugatrici, lavastoviglie, bollitori	Radio amatoriali, CB, altoparlanti potenti	Saldatrici ad arco o resistenza
Aspirapolveri, piccoli elettrodomestici	Trapani e altri utensili elettrici da banco	Forni a induzione o sistemi di riscaldamento elettrici per la fusione di materie plastiche
Sistemi antifurto di banche e negozi (<i>non sostare</i>)	Attrezzi elettrici da giardinaggio	Grossi generatori e centrali energetiche
Telefoni cellulari (<i>tenere a distanza > 10cm</i>)	Magneti di particolare intensità	Trasmittitori radio
TV, riproduttori audio-video, videoregistratori, cuffie		

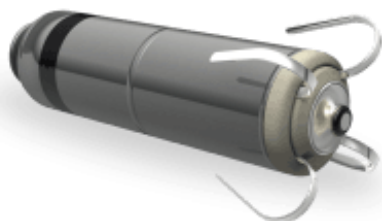
- **Allarmi acustici: I Defibrillatori impiantabili** sono da sempre dotati di allarmi acustici che permettono al paziente di essere allertato in caso di situazioni problematiche. Alcuni defibrillatori hanno introdotto anche una funzione di vibrazione, simile a quella dei cellulari, con il medesimo scopo. Questi allarmi possono essere principalmente di due tipi:
 - **allarmi di integrità del sistema:** come ad esempio la sospetta rottura del catetere, l'esaurimento della batteria o un generico malfunzionamento e **necessitano dell'intervento dell'elettrofisiologo**
 - **allarmi clinici:** insorgenza di fibrillazione atriale, mancato controllo della frequenza durante fibrillazione atriale, possibilità di congestione polmonare e **possono essere usati nella gestione clinica del paziente**

I **primi** suonano in caso di comparsa di problematiche del sistema quali: esaurimento della batteria, problematiche agli elettrocateri (possibili rotture), problematiche ai condensatori (tempi di carica troppo lunghi). E' necessario gestire questi allarmi in tempi brevi perché potrebbero riflettersi sulla sicurezza del paziente.

I **secondi**, invece, sono allarmi che tendono ad allertare il paziente in caso di problematiche cliniche quali la comparsa di congestione polmonare o di fibrillazione atriale oppure il mancato controllo in frequenza di aritmie atriali. Il grado di urgenza di questi allarmi è pertanto minore rispetto ai primi e potrebbe essere gestito anche da un medico non elettrofisiologo, in quanto inerente problematiche cliniche e non tecniche. E' possibile programmare l'orario in cui questi allarmi potrebbero suonare distinguendo gli uni dagli altri (programmando per esempio quello di integrità alle 9.00 e quello clinico alle 15.00). Si consideri, comunque, che la probabilità che il primo tipo di allarme si verifichi è molto ridotta.

Conclusioni

Lo studio del pacemaker sta continuando e portando sempre nuove innovazioni.



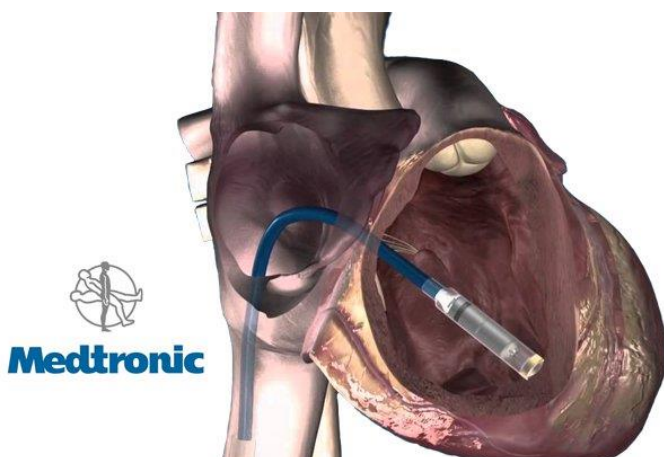
Ci sono nuove conferme per il **più piccolo pacemaker del mondo**, Micra[®] Transcatheter Pacing System (TPS). Con l'approvazione della Food and Drug Administration statunitense, e i risultati di un ampio trial clinico condotto su oltre 700 persone, sembra che il device abbia tutte le carte in regola per portare un vero cambio di paradigma nel trattamento delle aritmie. I risultati più recenti, pubblicati sul *New England*

Journal of Medicine, confermano che si tratta di una vera e propria innovazione, non solo per le dimensioni ridotte ma per essersi dimostrato **sicuro ed efficace in oltre il 98% dei pazienti**.

È poco più grande di una pastiglia e almeno dieci volte più piccolo dei normali pacemaker, **non ha bisogno degli usuali cavi cardiaci per funzionare né di una "tasca chirurgica" sotto la pelle per garantire la terapia**. Proprio grazie alle sue dimensioni, e alla possibilità di un impianto direttamente all'interno del cuore, questa passa attraverso un piccolissimo catetere che contribuisce a inviare gli impulsi elettrici che riportano il muscolo cardiaco alla normalità. Per i pazienti colpiti da bradicardia, una condizione piuttosto comune in cui il battito del cuore è più lento del normale -meno di 60 battiti al minuto-, si tratta di un'alternativa più che sicura ai consueti pacemaker. Ma è anche **in grado di cambiare automaticamente il "ritmo" della terapia** basandosi sui livelli di attività del cuore, e può essere spento in totale sicurezza nel caso il paziente avesse bisogno di un secondo device, che

potrebbe essere impiantato senza il rischio di interazione elettrica. Il **MICRA** ha l'ulteriore vantaggio di essere senza piombo e secondo i cardiologi potrebbe ridurre sensibilmente le infezioni legate all'impianto.

Un altro aspetto positivo è che il **Micra TPS** non si vede e la procedura per l'impianto, poco invasiva, richiede meno di un'ora



BIBLIOGRAFIA

Ph.Ritter, W.Fischer

LA STIMOLAZIONE CARDIACA NELLA PRATICA CLINICA

Ganong, Barret, Barman, Boitano, Brooks

FISIOLOGIA MEDICA

-cap.28 "Origine del battito cardiaco ed attività elettrica del cuore"

-cap.29 "Il cuore come pompa"

Laura Lee Sherwood

FISIOLOGIA UMANA

Valli Guido, 1987

BIOINGEGNERIA DEL SISTEMA CARDIOVASCOLARE

Charles J.Love

CARDIAC PACEMAKERS AND DEFIBRILLATORS

Francis D Murgatroyd, Andrew D Krahn

HANDBOOK OF CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY

M. Schaldach and S. Furman in Collaboration with F. Hein and R. Thull

Engineering in Medicine 1