



centroappunti.it

CORSO LUIGI EINAUDI, 55/B - TORINO

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 2502A

ANNO: 2021

A P P U N T I

STUDENTE: Corrias Janira

**MATERIA: Dispositivi impiantabili attivi - Teoria ed esercizi
svolti 2020/2021 - Prof. Knaflitz**

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

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

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

Dispositivi Impiantabili attivi

7.2.	Tensione di polarizzazione del catetere	53
8.	Pacemaker	58
8.1.	Stadio di uscita del pacemaker	58
Esercitazione 3	Considerazioni energetiche sulla carica di un condensatore non completamente scarico.....	59
		68
8.1.	Manuale del pacemaker	70
8.2.	Misura dell'impedenza del catetere	72
8.3.	Elenco delle modalità di stimolazione	74
	Modalità DDD.....	74
Esercitazione 4	Modalità VDD	75
	Modalità DDI	86
	Modalità DDI	86
8.4.	Risposta al magnete	88
8.5.	Isteresi della frequenza	88
8.6.	Isteresi ripetitiva della frequenza	89
8.7.	Scansione di isteresi della frequenza	90
	Intervallo AV dinamico	91
8.8.	Isteresi dell'intervallo atrioventricolare.....	91
8.9.	Switch automatici del pacemaker	92
	Soppressione della stimolazione ventricolare.....	92
	Cambio di modo in caso di aritmia: da DDD a DDI	94
8.10.	Controllo della cattura atriale e ventricolare.....	95
9.	Pacemaker tricamerale	100
10.	Defibrillatori cardioversori impiantabili.....	101
Esercitazione 5	10.1 Trasformatore ideale	103
		108
10.2	Rivelatore dell'ICD.....	109
	Riconoscimento della fibrillazione ventricolare, VF	112
	Riconoscimento della tachicardia ventricolare, VT	113
	Riconoscimento della tachicardia ventricolare, FVT	113
	Conteggio Combinato.....	114
Esercitazione 6	10.3 Criteri PR logic.....	115
		122
10.4	Criterio di stabilità.....	123
10.5	Trattamento delle tachiaritmie.....	124
	Trattamento delle tachiaritmie con cardioversione.....	126
	Terapie ATP	126
	Smart Mode.....	128
	Calcolo delle energie impiegate nelle terapie ATP.....	130
11.	ICM, monitor del ritmo cardiaco impiantabile	131
	Sistema LINQ	131
11.1	Programmazione del dispositivo.....	132
	Tachicardie riconosciute.....	132

1. Dispositivi Impiantabili attivi

1.1. Introduzione

Per dispositivi impiantabili attivi si intendono quei dispositivi regolati dalla 90/385 oggi inglobata nel *regolamento dispositivi medici 2017/745: qualsiasi dispositivo medico attivo destinato ad essere impiantato interamente o parzialmente mediante intervento chirurgico medico nel corpo umano o mediante intervento medico in un orifizio naturale e destinato a restarvi dopo l'intervento.*

Questo dispositivo funziona nella maggior parte dei casi grazie ad una batteria non ricaricabile, solo nel 10% dei casi devono la loro energia ad una batteria ricaricabile o ad una sorgente esterna, in questo caso parliamo di telealimentazione.

1.2. Cenni alla storia dei DIA

Il primo pacemaker impiantabile viene impiantato in Svezia nel 1958. In questo periodo avevano iniziato ed essere disponibili sul mercato i primi transistori, i **transistori unigiunzione**, oggi non utilizzati praticamente più. Questi permettevano la realizzazione di un oscillatore, e di fatto un pacemaker di quegli anni non era altro che un oscillatore, che ogni **700ms-800ms** andava ad erogare un impulso elettrico al muscolo cardiaco.

Un'altra differenza importante con i pacemaker attuali è che questi portano la stimolazione direttamente all'interno del ventricolo destro del cuore, mentre all'epoca questa tecnica non era ancora stata sviluppata e il primo pacemaker stimolava il muscolo cardiaco grazie a due elettrodi suturati direttamente sul pericardio.

Il paziente a cui venne impiantato il primo pacemaker morì nel 2011, e dopo il primo gli vennero impiantati altri 25 pacemaker. Il paziente in questione aveva un blocco atrioventricolare totale, aveva infatti un'aspettativa di vita molto breve e destinato a passare le giornate seduto o a letto.

Il primo pacemaker aveva un **grosso limite**: gli elettrodi patch erano posti sul pericardio del paziente, era quindi necessaria una *toracotomia*, operazione tutt'altro che banale soprattutto in quegli anni.

Il **miglioramento** consisteva nel collegare il generatore di impulsi elettrici al cuore tramite cateteri che arrivavano all'interno del ventricolo destro per via transvenosa. Per questo impianto si passa dalla vena succlavia, poi nell'atrio destro, e attraverso la valvola tricuspide si arriva al ventricolo destro, evitando in questo modo la toracotomia.

Questa tecnica transvenosa venne applicata nel 1960 e viene utilizzata ancora oggi.

Dopo qualche anno, intorno al **1962-1963**, il pacemaker transvenoso prende piede anche in Francia, e con il tempo si diffonde in tutta Europa. In Italia viene sviluppato in quegli anni il primo pacemaker autosincronizzante. I primi pacemaker stimolavano il ventricolo in modo asincrono rispetto al ritmo del paziente, riuscendo comunque a prendere il controllo del cuore mantenendo una stimolazione con una frequenza abbastanza elevata. Se però il ritmo residuo spontaneo dovesse aumentare di frequenza si potrebbero avere delle situazioni di conflitto tra i due ritmi, questo causerebbe

2. Sorgenti energetiche per Dispositivi Impiantabili Attivi

Un dispositivo Impiantabile Attivo deve essere provvisto di sorgenti energetiche perché essendo attivo necessita di una fonte di energia diversa da quella prodotta dal corpo umano o dalla forza di gravità.

Questi dispositivi possono essere alimentati da energia elettrica in due modi:

- *sorgente energetica interna*, in questo caso si parla di **batterie non ricaricabili**, utilizzate nel 90% dei casi dei dispositivi impiantabili attivi, come ad esempio nei pacemaker.
- *Telealimentazione*, attraverso un sistema di induttori mutuamente accoppiati si trasferisce energia dall'esterno nel momento in cui abbiamo bisogno che il dispositivo funzioni. Questa tecnica può essere utilizzata con dispositivi come un misuratore di pressione all'interno dell'arteria polmonare quando il medico ha bisogno di questa informazione.

Esistono dei criteri che ci permettono di valutare l'alimentazione più opportuna a seconda delle situazioni.

Se si optasse per un accumulatore, ovvero una batteria ricaricabile, si dovrebbe provvedere alla ricarica periodicamente. Questo sistema non può essere utilizzato per dispositivi *life support*, come ad esempio il pacemaker. In passato però è stata utilizzata questa via per i pacemaker, che all'epoca non duravano più di 6 o 7 anni, ma aveva provocato preoccupazione e ansia, causando un sovraffollamento dei centri di impianto dei pacemaker, oltre ovviamente a un peggioramento delle condizioni di vita del paziente stesso.

Inoltre, si vedrà che la durata delle batterie e quindi dei pacemaker in generale, non supera i 10 o 12 anni. Questo non è limitante considerando che la tecnologia è in continua evoluzione e lo sviluppo è ancora importante.

2.1. Telealimentazione e telemetria

Tutti i dispositivi impiantabili moderni possono essere **programmati**, andando a modificare il comportamento del singolo dispositivo a seconda delle esigenze del paziente, infatti c'è la possibilità di trasferire informazione dall'esterno del corpo umano.

È molto importante anche avere la possibilità di trasferire informazione dall'interno del corpo umano all'esterno, fornendo delle informazioni che permettono al medico di valutare il corretto funzionamento del dispositivo, come ad esempio il dato sull'autonomia della batteria. Si tratta in questo caso di un sistema **telemetrico**.

La maggior parte dei dispositivi oggi sfrutta un flusso bidirezionale di informazione, ovvero un sistema che trasmette informazione dall'interno all'esterno e viceversa.

Esiste una modalità che permette la **telealimentazione** e allo stesso tempo permette di trasferire informazioni in ambedue le parti.

2.2. Fonti energetiche interne: batterie

Normalmente nell'alimentazione dei dispositivi impiantabili attivi vengono utilizzate **celle singole**, ma queste vengono comunemente chiamate *batterie*, anche se il significato specifico di batteria è quello di più celle singole messe insieme.

Le batterie per dispositivi impiantabili attivi nascono nel **1958** con la nascita dei primi stimolatori cardiaci. Non si tratta di batterie specifiche, ma di batterie adattate all'utilizzo. Con il tempo cominciano a essere realizzate, intorno agli anni '60, delle batterie apposite per gli stimolatori cardiaci.

All'interno della batteria, tra anodo e catodo è presente l'**elettrolita** che permette il trasferimento degli ioni, gli anioni sono attratti dal catodo, e allo stesso tempo separa anodo e catodo perché se dovessero venire a contatto tra loro non avverrebbero più reazioni di ossido riduzione. Si utilizza una retina o un materiale poroso isolante, che separa anodo e catodo ma consente il passaggio degli ioni.

L'**elettrolita** può essere solido o liquido, gli ultimi consentono correnti di scarica maggiori, ma è più difficile miniaturizzare le batterie che sfruttano questo tipo di materiale. Quello solido consente correnti di scarica minori ma permette la costruzione di batterie più piccole e leggere, quello liquido consente correnti di scarica maggiori ma risulta più difficile miniaturizzare la batteria.

Il catodo può essere:

- solido, con elettroliti liquidi o solidi
- liquido, con elettrolita costituito dallo stesso liquido di cui è costituito il catodo
- gassoso, usa elettroliti gassosi con lo stesso gas disciolto nel catodo

Terminologia delle batterie

Tensione a vuoto: è la differenza di potenziale che leggiamo ai morsetti della batteria a circuito aperto, ovvero quando non è collegato alcun carico.

Tensione a circuito chiuso: differenza di potenziale ai morsetti della batteria quando questa è chiusa su un dato carico. In generale più il carico ha resistenza bassa, maggiore è la corrente che la batteria eroga, minore è la tensione a circuito chiuso che possiamo leggere ai morsetti della batteria.

Capacità: la carica elettrica che la batteria contiene. Dovremmo misurarla in Coulomb, ma quando si parla di batteria l'abitudine diffusa è quella di misurare la capacità di una batteria o di un accumulatore in Ampere ora (1Ah=3600C), capacità che scorre in un conduttore in un ora quando è sottoposto a una corrente di 1 A.

Energia totale: normalmente viene misurata in joule ma nell'ambito delle batterie si misura in Watt ora, si ottiene moltiplicando la capacità della batteria per la tensione a circuito chiuso, che per un utilizzo corretto della batteria non differisce molto dalla tensione a vuoto.

Densità gravimetrica di energia: energia totale relativa ad una cella di massa pari a 1g, espressa in Wh/gr. Misura dell'efficienza della nostra cella rispetto al peso. Preferirò una cella che ha un'elevata densità gravimetrica di energia per un Dia, perché significa che a parità di peso avrà una maggiore quantità di energia.

Densità volumetrica di energia: misura dell'efficienza rispetto al volume, la misuro in Wh/ml.



La batteria è caratterizzata dall'assemblaggio di più celle. Nel caso dei dispositivi impiantabili attivi abbiamo quasi sempre a che fare con delle singole celle e non con delle batterie.

Questo tipo di celle sono in grado di mantenere ai morsetti tensioni che vanno da 2,8V a 3.6V.

Si supponga di avere un generatore lineare, del quale conosciamo il valore di E_0 e R_g . Ci si potrebbe chiedere quanto vale la potenza massima che quel generatore può erogare ad un carico, questa potenza è definita come la **potenza disponibile**. Nell'ipotesi di carico puramente resistivo il generatore può erogare la *massima potenza* quando la resistenza del carico R_l e la resistenza del generatore R_g sono uguali. Se le due resistenze sono uguali, la tensione ai morsetti della batteria risulta essere:

$$V = \frac{E_0}{2} \text{ tensione ai morsetti della batteria quando } R_g = R_l$$

$$I_l = \frac{E_0}{2R_l} = \frac{E_0}{2R_g} \text{ corrente che scorre sul carico } R_l$$

$$P = VI = \frac{E_0}{2} \frac{E_0}{2R_l} = \frac{E_0^2}{4R_l} \text{ massima potenza disponibile}$$

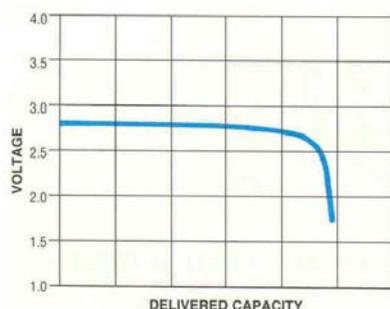
vedi pagina 11 delle slides minuto 40.50 della videolezione

Curva di scarica della batteria

La curva di scarica rappresenta la curva di esercizio, **ovvero la tensione sotto carico in funzione della carica elettrica fornita all'utilizzatore, chiamata anche capacità erogata**.

Sull'asse orizzontale riportiamo la capacità erogata e su quello verticale la tensione ai morsetti della batteria.

L'andamento della curva *dipende dalla corrente erogata*, infatti non esiste una curva di scarica universale per una certa batteria in una qualunque condizione di utilizzo. La curva di scarica è data quando la batteria è chiusa su un certo carico resistivo di valore dichiarato da chi fornisce la curva. Normalmente nei *dia*, le batterie vengono ottimizzate a seconda del dispositivo che devono alimentare in modo da avere una elevata capacità gravimetrica e volumetrica, le condizioni di scarica sono verosimili rispetto al tipo di funzionamento che prevediamo da quella batteria.



Questa curva è un esempio di una particolare cella, la **Li-I**, adatta per l'alimentazione dei pacemaker.

La curva non mostra quando la batteria è scarica, dal momento che questo concetto è strettamente legato al dispositivo che dobbiamo alimentare, e quindi dal tipo di carico a cui vogliamo collegarla.

La curva unita alle caratteristiche del carico permette di dire quale è la capacità massima che quella batteria è in grado di erogare consentendo al carico di funzionare correttamente.

	t	V	I	Q	Q_e
0	t_1	V_1	I_1	$I_1(t_1 - 0) = Q_1$	Q_1
t_1	t_2	V_2	I_2	$I_2(t_2 - t_1) = Q_2$	$Q_1 + Q_2$
t_2	t_3	V_3	I_3	$I_3(t_3 - t_2) = Q_3$	$Q_1 + Q_2 + Q_3$
\vdots					
$i-1$	t_i	V_i	I_i	$I_i(\dots) = Q_i$	$\sum_{i=1}^n Q_i$

Si rappresenta il primo punto della curva di scarica dato dalla tensione V_1 e dalla carica Q_1 . Per rappresentare un secondo punto misuriamo all'istante t_2 la corrente I_2 e riportiamo successivamente la V_2 e la Q_2 , e così via. Il risultato è una curva di scarica prodotta in 12 anni e 7 mesi, tempo calcolato nel riquadro precedente.

Banco di scarica accelerata

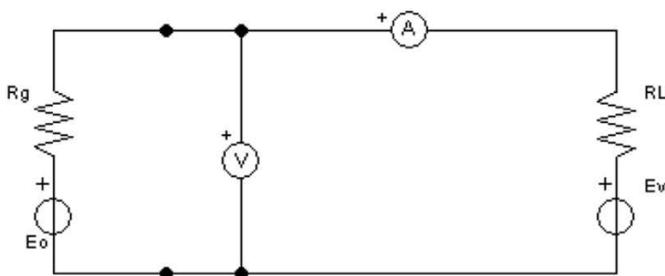
Se si volesse scaricare la batteria in tempi minori, una possibilità potrebbe essere quella di aumentare la corrente di scarica.

Si supponga che R_L sia molto più grande di R_g , nel momento in cui si vuole raddoppiare la corrente di scarica si **dimezza il valore di R_L** , mentre R_g è trascurabile.

Seguendo questa idea si può pensare di scaricare la batteria in un tempo molto breve.

Problema: la batteria è un componente fortemente non lineare, quindi utilizzando una corrente di scarica poco più grande o poco più piccola di quella nominale si ottengono delle correnti simili a quella caratteristica della cella, ma se si utilizza una corrente molto diversa si ottiene una curva di scarica praticamente inutile.

Problema 1: non si può utilizzare la batteria con una corrente superiore a quella di corto circuito.



Si potrebbe pensare di inserire nella maglia, in serie al carico, **un generatore di tensione E_v** , che ha polarità opposta a quella del generatore E_0 .

$$I_l = \frac{E_0 + E_v}{R_g + R_l}$$

Teoricamente modificando in questo modo il circuito si può ottenere una **corrente grande quanto si vuole**, ma la batteria oltre un certo limite non riesce più ad aumentare la corrente di scarica. Questo accade perché il numero di elettroni che vengono generati nell'unità di tempo dalla batteria non è infinito, ma è proporzionale alla superficie delle piastre, ossia alla superficie dell'anodo e del catodo. *La corrente dipende quindi dalla geometria della batteria.*

Tutte le batterie hanno una corrente limite oltre il quale non possono andare, legata alle dimensioni e al peso della stessa.

Si può quindi ottenere in laboratorio una curva di scarica accelerata ma non sarà possibile modificarne le caratteristiche per renderla più vicina a quella reale perché non si conoscono le specifiche della batteria.

Il produttore invece ottiene la curva di scarica accelerata mediante una corrente di scarica decisamente maggiore rispetto a quella che poi verrà utilizzata, e apporta successivamente delle correzioni per renderla teoricamente uguale a quella che avrebbe potuto calcolare se avesse usato la corrente esatta adatta al dispositivo.

Questa corrente è una grandezza utile per quantificare la reazione di ossido riduzione e serve perché permette di sapere se i conti sull'autonomia sono sufficientemente credibili.

Questa corrente si può confrontare con quella che si va a prelevare dalla batteria, e se fossero simili,

ES $Q = 1.1Ah \rightarrow Q = 3960 C$
 CORRENTE DI AUTOSCARICA: $I_a = 5 \mu A$
 CORRENTE DI SCARICA $I_s = 10 \mu A$
 $T = \frac{3960}{(5+10) \cdot 10^{-6}} = 264 \cdot 10^6 s$
 $AUT (anni) = \frac{264 \cdot 10^6}{(60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 \cdot 12)} = 8,48 \text{ anni}$

l'autonomia della batteria sarebbe inferiore a quella che potrei utilizzare. In realtà le correnti di autoscarica sono estremamente piccole, infatti il costruttore non le fornisce.

I fenomeni di autoscarica avvengono sempre, sia quando la batteria non è collegata al carico sia quando lo è, ecco perché dovrei considerarla sempre.

Nel caso della batteria Li-I la **tensione a vuoto** è pari a **2,8V**, questa è una stima molto buona della reale tensione a vuoto, perché varia di pochi mV su 2800mV.

Tutti i costruttori di batterie caratterizzano le loro batterie a 37°C.

La resistenza interna della batteria con il tempo tende a crescere, questo accade in tutte le celle perché con le reazioni tra anodo e catodo va a formarsi uno strato sempre più spesso che crea resistenza. Nel caso della Litio-Iodio si tratta dello strato di Ioduro di Litio, che associamo alla resistenza R_g , con il tempo diventerà sempre più spesso fino a quando risulterà impossibile prelevare corrente.

$2Li + I_2 \rightarrow 2LiI$
 $Li = 6,941 \text{ uma}$
 $I = 126,90447 \text{ uma}$
 $2 \text{ ucci di } LI = 267,69094 \text{ g}$
 ogni atomo di Iodio libera un elettrone, quindi in totale sono 2:
 $2 \times 6,022 \cdot 10^{23} = 1,2044 \cdot 10^{24}$
 carica totale: $1,2044 \cdot 10^{24} \times 1,602 \cdot 10^{-19} =$
 $= 192945 C$
 divido per la massa, 1g di di I generato
 libera: $\frac{192945}{267,691} = 728,9443 C$
 Posso esprimere la carica in Ah:
 $\frac{728,9443}{3600} = 0,20 \text{ Ah}$
 Densità gravimetrica: $0,2 \cdot 2,8 = 0,56 \frac{Wh}{g}$

Nelle batterie con elettrolita liquido capita qualcosa di simile, infatti aumenta la resistenza interna.

Vediamo ora un altro dato importante della batteria: **la capacità stechiometrica**, il valore esatto della carica elettrica che quella batteria sarebbe in grado di generare se fossimo in grado di utilizzarla sinché o l'anodo o il catodo non scompaiono, e quindi fino all'esaurimento completo.

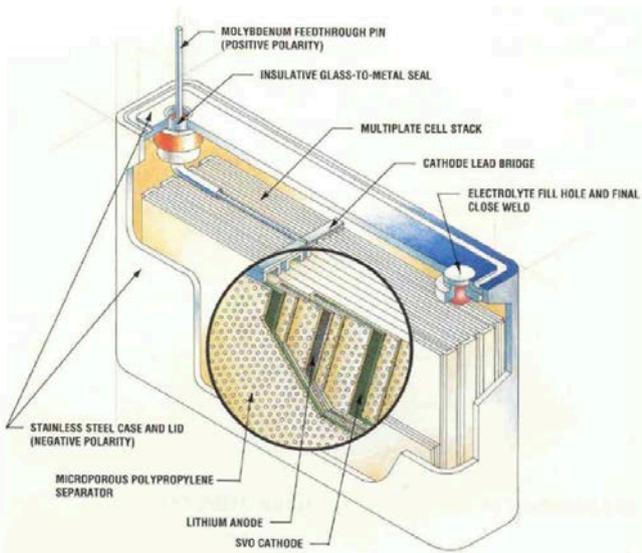
Nella realtà non si ottiene mai il completo consumo in modo contemporaneo dell'anodo e del catodo. La capacità reale è sempre minore di quella stechiometrica, che rappresenta un limite non valicabile.

La massa della batteria non è legata solo all'anodo e al catodo ma anche al contenitore e ad altri fattori.

correnti di funzione dei pacemaker. Se si provasse ad estrarre $300 \mu A$, la batteria funzionerebbe ma si riuscirebbe ad estrarre solo 1,4 Ah.

Se si avesse un dispositivo che necessita di correnti maggiori si potrebbero utilizzare delle celle Litio-iodio, ma non sarebbero più tanto convenienti.

3.2. Batteria Litio-SVO a elettrolita liquido

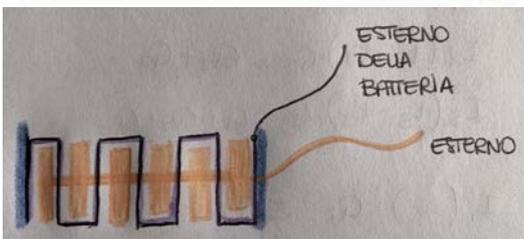


Questa cella ha reso possibile la realizzazione dei **defibrillatori cardioversori impiantabili**, dispositivo che fino a quando si occupa solo dell'osservazione del comportamento del cuore consuma la stessa quantità di energia del pacemaker, ma se deve erogare la scarica, in 5s deve essere in grado di immagazzinare in un condensatore circa 30J.

Questo significa che il condensatore nella fase di carica ha bisogno di potenze dell'ordine dei:

$$P = ??? = 6W$$

6W, quindi si avrebbe a che fare con correnti dell'ordine dell'Ampere.



L'**anodo** è costituito da una piastra di litio piegata a serpentina (come si vede in figura), ma questo materiale non consente una buona flessione meccanica, allora per creare la serpentina si utilizza una piastra di nichel che funge da supporto e fornisce consistenza meccanica, vengono poi applicati due fogli di Litio sulle due facce.

La piastra è collegata a un morsetto, il quale è portato all'esterno della batteria.

Il **catodo** è costituito da SVO, una miscela di diversi materiali che forniscono le caratteristiche per il funzionamento ottimale. Vengono inserite delle piastre leggermente più spesse rispetto a quelle dell'anodo, le quali sono poi collegate mediante un ponte conduttivo che fuoriesce dalla batteria. Le celle sono disposte in parallelo andando ad ottenere una struttura con superficie totale pari a 6 volte la superficie della singola cella, si possono utilizzare anche più celle. Tra anodo e catodo sono inseriti dei separatori realizzati in **polipropilene microporoso**.

L'**elettrolita** in questo caso è liquido, costituito da solventi organici all'interno dei quali sono disciolti dei Sali di Litio. Gli elettroliti liquidi danno la possibilità di avere correnti di scarica particolarmente elevate.

Nella cella Litio-iodio il reoforo che usciva era quello dell'anodo, con polarità negativa, questo reoforo invece è collegato al catodo quindi ha polarità positiva. L'anodo viene a contatto con l'esterno attraverso il contenitore, evidenziato lateralmente in blu.

Questa batteria quindi sfrutta due strategie per avere delle correnti elevate: la disposizione delle celle in parallelo e l'utilizzo di elettroliti liquidi, fornendo delle correnti dell'ordine degli ampere.



Esercitazione 1

Esercizio 1

Sia data una batteria con tensione a vuoto pari a 1,3V e capacità pari a 1,5Ah, che eroga sul carico una corrente di 100 μ A. Determinare l'autonomia espressa in ore.

3 minuti

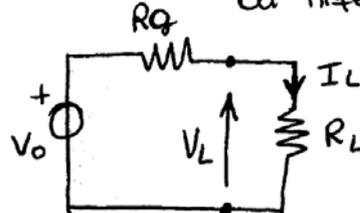
DATI

$$V_0 = 3.1V$$

$$Q = 1.5Ah$$

$$I = 100 \mu A$$

1° passaggio: rappresentare il circuito di riferimento.



Poiché ci viene richiesta l'autonomia espressa in ore, non è necessario che convertiamo la capacità in coulomb.

$$Q = I \Delta t \rightarrow \Delta t = \frac{Q}{I} = \frac{1.5}{100 \cdot 10^{-6}} = 15000 \text{ h}$$

Si può ragionare in termini di energia con i seguenti dati: il carico assorbe una potenza di 305 μ W e la resistenza interna del generatore è $R_g = 500 \Omega$.

3 minuti

$$P_L = 305 \mu W$$

$$R_g = 500 \Omega$$

$$E_{bat} = V_0 Q = 3.1 \cdot 1.5 = 4.65 \text{ Wh} \text{ energia accumulata nella batteria}$$

Nel calcolo dell'autonomia bisogna considerare sia la potenza assorbita dal carico, che quella assorbita da R_g .

$$P_{Rg} = I^2 R_g = (100 \cdot 10^{-6})^2 \cdot 500 = 5 \mu W$$

$$P_{TOT} = P_L + P_{Rg} = 305 \cdot 10^{-6} + 5 \cdot 10^{-6} = 310 \mu W$$

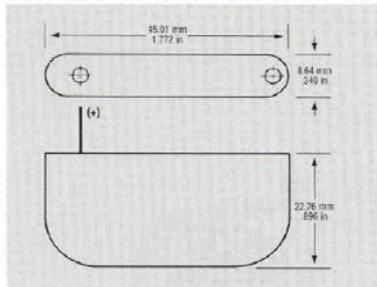
$$AUT = \frac{E_{bat}}{P_{TOT}} = \frac{4.65}{310 \cdot 10^{-6}} = 15000 \text{ h}$$

La potenza erogata dal generatore è maggiore rispetto a quella assorbita dal carico, quindi non bisogna farsi ingannare da questo nel calcolo dell'autonomia. Ragionare in termini di energia è sempre meno immediato rispetto a ragionare in termini di carica. Questo perché in generale la carica si conserva mentre l'energia si dissipa e nei calcoli bisogna proprio tenere conto di questo.

Esercizio 4

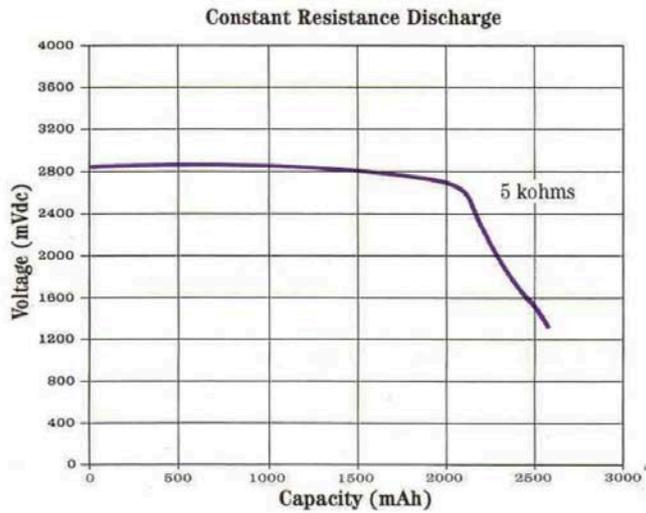
La tensione a vuoto a inizio vita è $V=3,3V$. Stimare il valore della resistenza interna della batteria.

CELL MODEL 9086



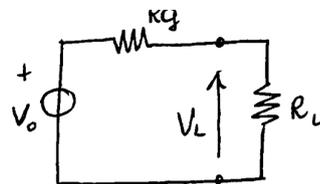
Specifications

Weight	17 gr. nominal
Volume	7.9 cc/48 ci
Capacity	2.5 ampere hours
OCV-BOL	3.3 volts nominal
Operating Temp	-40°C to +60°C
Storage Temp	-40°C to +60°C
Wh/g	(to a 2 volt cutoff under a 10K load) .38
Wh/cc	(to a 2 volt cutoff under a 10K load) .82



Anche qui inizialmente trascuro R_g

$$I_L = \frac{V_0}{R_L} = \frac{3,3}{5 \cdot 10^3} = 0,66 \mu A$$



Dal grafico posso vedere quanto vale la tensione sotto carico.

$$V_L \approx 2,85 V$$

$$I_L = \frac{2,85}{5 \cdot 10^3} = 570 \mu A$$

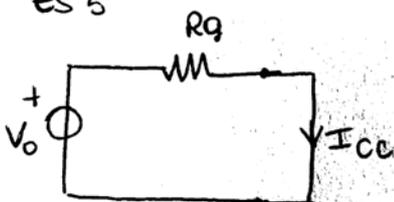
$$V_{Rg} = V_0 - V_L = 3,3 - 2,85 = 0,45 V$$

$$R_g = \frac{V_{Rg}}{I_L} = \frac{0,45}{570 \cdot 10^{-6}} = 789,5 \Omega$$

Esercizio 5

Data la cella 9086 calcolare la corrente di cortocircuito.

ES 5



l'uscita della batteria è chiusa in cortocircuito.

$$I_{cc} = \frac{V_0}{R_g} = \frac{3,3}{789,5} = 4,17 \mu A$$

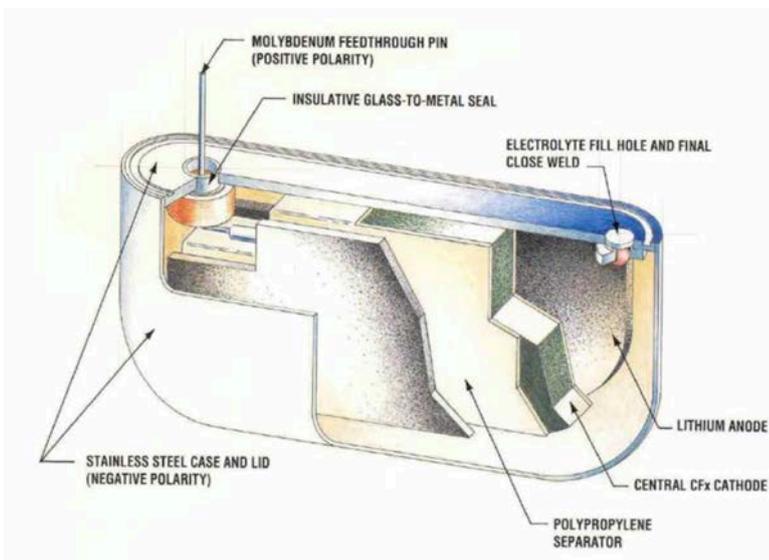
La seconda curva di scarica invece è circa 6 mA.

$$I_2 = \frac{V}{R} = \frac{3.2}{499} = 6 \text{ mA}$$

Questi calcoli dimostrano che questa batteria è in grado di fornire correnti molto più alte di quelle che è grado di erogare una batteria per pacemaker. Può infatti far funzionare dispositivi che assorbono da qualche centinaio di μA fino a correnti dell'ordine dei mA.

3.4. Batteria Li-CFx

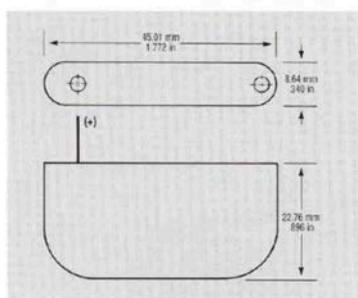
Esistono dei dispositivi con richieste energetiche un po' particolari: tutti i dispositivi che **stimolano elettricamente delle strutture nervose** hanno la caratteristica di richiedere delle correnti di scarica che possono diventare abbastanza importanti.



Il **catodo** in questa batteria è disposto al centro, quindi il morsetto che esce dalla batteria è il morsetto positivo. È costituito da Carbone Fluorinato, una sorta di polvere, miscelata ad un legante e pressata contro una griglia in Titanio, la quale ha il compito di fornire il supporto meccanico e fare da collettore degli elettroni scambiati. Il catodo è avvolto da un **separatore in polipropilene**. L'**anodo** è composto da due piastre disposte ai lati del catodo a contatto con il contenitore, conferendogli così polarità negativa. Anche qui

l'**elettrolita** è liquido, composto da solvente organico in cui sono disciolti dei Sali di Litio.

CELL MODEL 9086

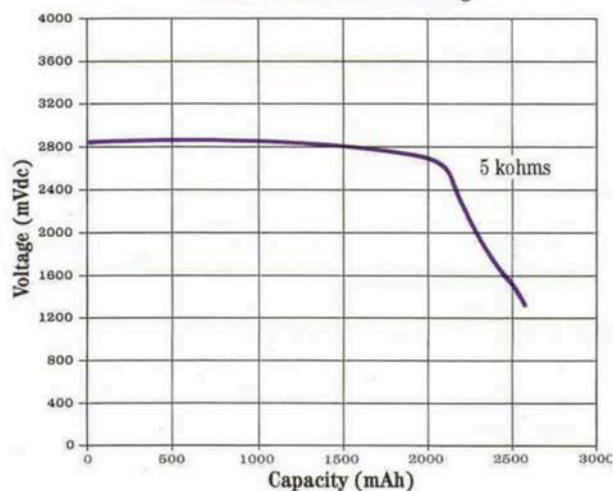


Specifications

Weight	17 gr. nominal
Volume	7.9 cc/48 ci
Capacity	2.5 ampere hours
OCV-BOL	3.3 volts nominal
Operating Temp	37°C
Storage Temp	-40°C to +60°C
Wh/g	(to a 2 volt cutoff under a 10K load) .38
Wh/cc	(to a 2 volt cutoff under a 10K load) .82

Note: Based upon Stoichiometric Capacity

Constant Resistance Discharge



28

La curva di scarica è molto interessante, infatti ha un tratto piatto e si può fare scaricare fino a circa 1,5V ed effettivamente fino a 2,5 Ah. La scarica totale è rappresentata nell'asse x in 5 intervalli, ognuno corrispondente a 500 mAh. Si può vedere che per i 4/5 della scarica la sua tensione sotto

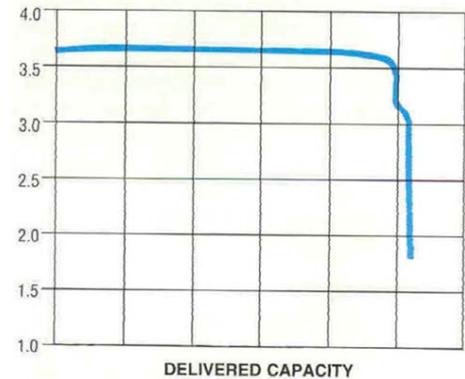
L'**elettrolita** è liquido, costituito di Sali di litio disciolti in cloruro di tionile.

Attenzione perché in questa cella il catodo non è costituito di Cloruro di Tionile, come potrebbe far erroneamente intendere il nome, ma è costituito da Carbone.

Questo materiale fornisce una caratteristica importante al catodo, superficialmente la piastra è molto porosa e questo consente di avere una superficie ampia sulla quale avviene una reazione di riduzione del cloruro di tionile.

La curva di scarica è molto diversa da quelle viste fino ad ora. Nella fase di scarica si riconduce un po' alla Litio-CF_x. La tensione della batteria rimane costante per tutta la vita della batteria, ma quando giunge a fine vita risulta praticamente impossibile determinare la carica rimanente.

Oltre lo svantaggio di non poter determinare la capacità residua, un altro difetto è quello dell'autoscarica che è maggiore rispetto ad altri tipi di celle, quindi riduce notevolmente la vita da scaffale di questo tipo di batterie.



4. Telemetria e Teleprogrammabilità

Fino ad ora si è parlato di celle primarie, ovvero non ricaricabili. È doveroso trattare le celle secondarie, che hanno la caratteristica di essere ricaricabili.

Nei *dia*, come è stato anticipato, queste celle erano state utilizzate molti anni fa nei pacemaker, ma questi aveva creato un certo numero di problemi, soprattutto al paziente che era insicuro sulla durata della batteria. Con la nascita di dispositivi impiantabili attivi che hanno funzioni importanti ma non sono di *supporto alla vita del paziente*, sono tornate le batterie ricaricabili.

I dispositivi impiantabili attivi oggi devono poter essere **teleprogrammati**, perché tutta una serie di funzioni devono essere scelte in modo attento una volta impiantato il dispositivo, a seconda del bisogno del paziente. Si deve avere quindi la possibilità di trasferire informazioni dall'esterno all'interno attraverso un accoppiamento magnetico o un accoppiamento attraverso luce in banda infrarossa (scelta meno frequente).

Il dispositivo che serve per programmare quello interno funziona come un trasmettitore e il *dia* come ricevitore.

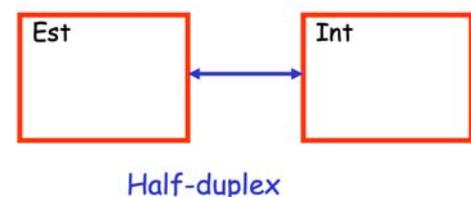
I dispositivi svolgono anche delle funzioni secondarie, il pacemaker ad esempio va a monitorare il comportamento elettrico del cuore studiando il ritmo cardiaco. Sarebbe utile avere delle informazioni provenienti dall'interno del corpo, come l'autonomia residua del dispositivo.

In **telemetria** accade il contrario, il dispositivo impiantato trasmette l'informazione e quindi si comporta da trasmettitore, al contrario raccogliamo i dati attraverso un dispositivo che funziona da ricevitore.

4.1. Modalità di comunicazione

Quando il dispositivo all'interno del corpo umano riceve dei dati, prima di erogare una risposta deve attendere che termini il passaggio di informazioni dall'esterno, in questo caso abbiamo una comunicazione alternata attraverso un unico canale. Si chiama **comunicazione half-duplex**.

I due dispositivi vengono distinti come *dispositivo trasmittente o talker* e l'altro in *dispositivo ricevente o listener*.

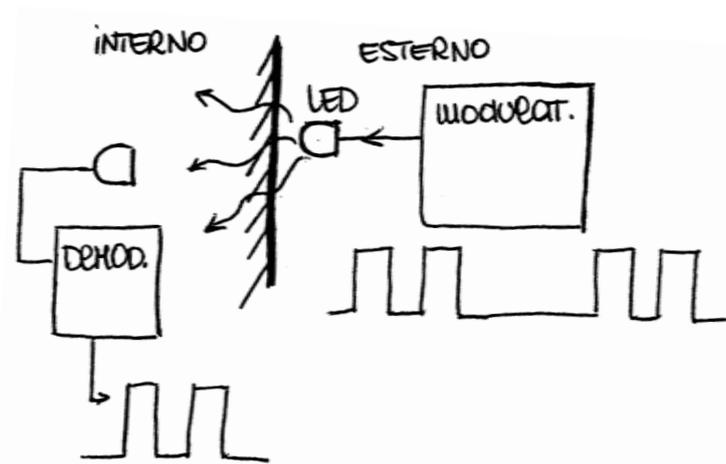


Lavorando a 2,4 GHz, le antenne sono dell'ordine dei 12-13cm se si desidera avere la massima efficienza.

Ad usare frequenze elevate si presenta un altro problema: **tanto più cresce la frequenza tanto più aumenta l'assorbimento da parte dei tessuti.**

Trasmissione luminosa

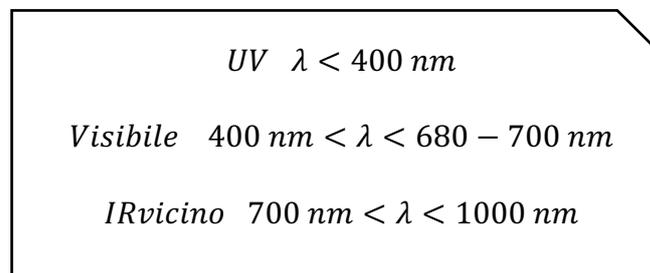
Il modulatore fa funzionare il led, il quale emette energia luminosa. All'interno del corpo è presente



un oggetto in grado di raccogliere l'energia luminosa e convertirla in tensione. All'interno, collegato all'oggetto, è presente un demodulatore, all'uscita del quale si avrà la stessa parola digitale che si aveva in ingresso.

La parte disegnata a sinistra, quella all'interno del corpo umano rappresenta un *fototransistor*, ma potrebbe anche essere un *fotodiodo*, ovvero un oggetto che converte dei fotoni incidenti in una corrente elettrica che fa scorrere in un circuito esterno.

Il problema principale sta nel fatto che **i tessuti non sono permeabili alla radiazione luminosa**, anzi sono normalmente abbastanza opachi dal punto di vista luminoso.



Se siamo al di sotto dei 400 nm la luce viene assorbita dai primissimi strati della cute, ne consegue che la banda dell'ultravioletto non può essere utilizzata. La banda del visibile penetra più di quella dell'UV e quindi si potrebbe pensare che la banda più alta potrebbe essere la migliore visto che viene assorbita meno dai tessuti. In realtà se si superano i 700 nm la luce inizia ad essere assorbita dall'emoglobina, quindi la radiazione non riesce a passare. Nella banda dell'infrarosso vicino i tessuti sono abbastanza trasparenti.

Questo è un trasferimento di informazione unicamente dall'esterno all'interno, si potrebbe fare anche il contrario ribaltando il disegno. Il problema sta nel fatto che i led per funzionare richiedono correnti di 1-2 mA, che è decisamente elevata per un *dia*.

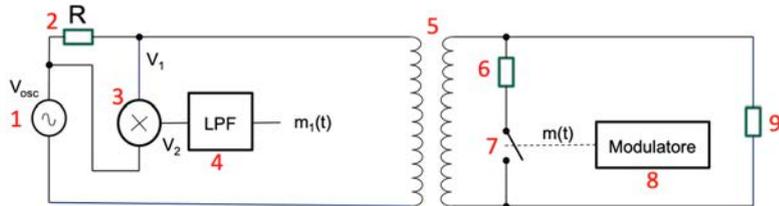
$$P_{pm} = 2.8 \cdot 10 \cdot 10^{-6} = 30 \mu W$$

$$P_{led} = 2.8 \cdot 10^{-3} = 3 mW$$

I consumi sarebbero decisamente troppo alti per essere sostenuti dalla batteria del pacemaker.

idealmente. Quando questo è aperto il carico è percorso da una certa corrente che viene definita $I_L=I_2$. Se invece l'interruttore è chiuso e ci si mette nella condizione in S1 è ON, allora in R scorrerà una corrente pari a V_1/R . Se S1 è chiuso sarà pari a: I_L+I_r .

Nel momento in cui varia I_2 , si ha una variazione anche di V_1 , in particolare si avrà un valore leggermente più basso, più alto nel caso in cui l'interruttore sia aperto. Dall'interno del corpo umano grazie a S1 si può controllare la tensione V_1 . Se è presente un circuito che è in grado di vedere le variazioni di V_1 si può osservare l'informazione proveniente dall'interno del corpo umano.



A sinistra in figura è presente un generatore che genera V_{osc} , una tensione alternata sinusoidale, R è la resistenza interna del generatore.

All'interno del corpo umano occorre un dispositivo che a seconda della

parola trasmessa vada ad attivare l'interruttore tramite un segnale binario $m(t)$, quando questo segnale è uguale a 1 l'interruttore è chiuso, quando è uguale a 0 l'interruttore è aperto. Attraverso il modulatore, facendo variare $m(t)$ si può trasferire un segnale binario all'esterno, andando a modificare la tensione V_1 . Queste variazioni però sono molto piccole, tanto da poter essere confuso con il rumore. Si utilizza un circuito un po' particolare, costituito dai due blocchi 3 e 4, rispettivamente un **moltiplicatore analogico**, un circuito che avendo all'ingresso due tensioni analogiche è in grado di produrre una tensione che è pari al prodotto di V_1 e V_{osc} . Questo prodotto viene portato all'ingresso di un **filtro passa basso**, il quale fa passare la componente continua del segnale e quelle frequenziali fino ad una certa frequenza, la frequenza di taglio, oltre la quale attenua le componenti. In questo modo all'uscita si riesce ad avere un segnale molto simile a $m(t)$, che viene definito come $m_1(t)$.

Si supponga che V_{osc} sia pari a:

$$V_{osc} = V \cos(\omega t)$$

$$V_1 = m(t)V \cos(\omega t) \quad \text{dove } m(t) \text{ è il segnale che porta l'informazione}$$

$$V_2(t) = V \cos(\omega t) \cdot m(t)V \cos(\omega t)$$

$$= K \cdot m(t) \cos(\omega t) \cos(\omega t) = K' m(t) \{ \cos(2\omega t) + 1 \} \quad \text{questo perchè } \cos(\alpha) \cos(\beta) \\ = \cos(\alpha + \beta) + \cos(\alpha - \beta)$$

$$V_2 = K' m(t) \cos(2\omega t) + K' m(t)$$

Si sceglie una frequenza di taglio pari a $F_t = \omega t$ del filtro passa basso. Il primo termine che ha una frequenza doppia rispetto alla frequenza del filtro passa basso scompare. Quindi all'uscita del filtro quello che si ottiene è: $V_2 = K' m(t)$

Problema: V_1 non varia solo a causa di $m(t)$, ma anche a causa del rumore. Le variazioni di $m(t)$ sono variazioni che modulano la componente sinusoidale all'ingresso del trasformatore, ed è in fase rispetto a V_{osc} , quindi le due sono sincrone. Il rumore invece è scorrelato rispetto a V_{osc} , all'uscita del moltiplicatore. Il moltiplicatore e il filtro costituiscono il **rivelatore sincrono**, idealmente insensibile al rumore, a patto che il rumore sia scorrelato rispetto a V_{osc} .

SCHEMA TELEALIMENTAZIONE

* CANALE OTTICO

dall'esterno → all'interno
dispositivo molto vicino

→ LUNGHEZZE D'ONDA VISIBILE: 400 nm - 700 nm

CONSUMO di un LED

1-2 mA → $P_m = VI = 2.8 \cdot 10^{-3} = 2.8 \mu W$

~~• VANTAGGI~~

* CANALE MAGNETICO

• induttori mutuamente accoppiati

* TRASFERIMENTO INFORMAZIONE DALL'INTERNO

• RESISTENZA IN SERIE ALL'INTERUTTORE - VARIAZIONE IMPEDENZA

• VARIAZIONE AL SECONDARIO, [FILTRO + MOLTIPLICATORE]

↳ SI RISPESCHIA IN UNA VARIAZIONE A PRIMARIO

↓
PRINCIPIO DELL'IMPEDENZA RIFLESSA

* TRASFERIMENTO DALL'ESTERNO

• INTERUTTORE

• SCAMBIO DI ENERGIA

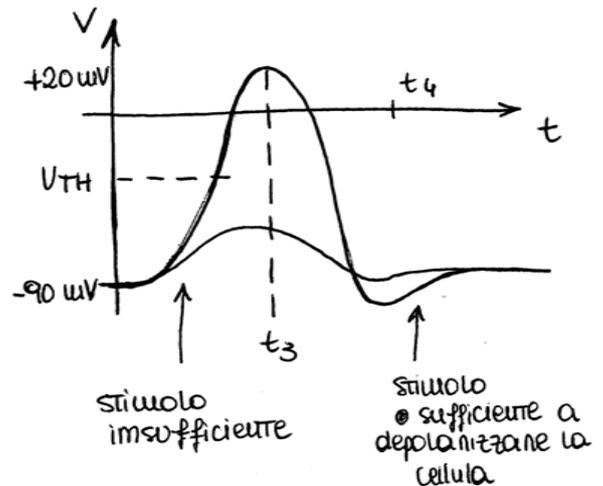
* CANALE ELETTROMAGNETICO

FREQUENZE MAGGIORI → LUNGHEZZE D'ONDA ~~MAI~~ MINORI

• $f = 2-4 \text{ GHz}$

5.2. Generazione del potenziale d'azione

Quando la cellula si trova a riposo capita che il potenziale all'interno della cellula rispetto all'esterno è attorno ai -90 mV. Si supponga ora di perturbare lo stato della cellula andando ad aumentare la conducibilità del canale del sodio. Un tessuto eccitabile può essere eccitato in modo elettrico applicando una corrente che provoca un aumento del potenziale di membrana. Tanto più il potenziale si avvicina allo 0 o lo supera, tanto più si aprono i canali del sodio. Questi possono essere aperti non solo in modo elettrico ma anche in modo chimico.



- In un primo caso non viene raggiunta la V_{th} , ovvero la *tensione oltre la quale si innesca un fenomeno di reazione positiva*, non si riesce a depolarizzare la membrana viene applicata una corrente che fa aumentare la tensione, dopodiché si smette di fornire eccitazione e si torna al livello da cui è partita la cellula.
- Nel secondo caso invece si supera questo limite, i canali del sodio continuano ad aprirsi. Arrivata ad un certo punto si aprono i canali del potassio, andando a ripolarizzare la cellula fino al potenziale di riposo.

La generazione del potenziale d'azione in un certo punto della membrana si sposta lungo la membrana. Nel primo caso la depolarizzazione non riesce a propagarsi.

Dal punto di vista temporale, dall'istante in cui vengono eccitate le cellule, fino a quando non si torna al potenziale a riposo possono passare da 5 ms a 10-15 ms, valore molto variabile anche nello stesso soggetto e nella stessa cellula.

5.3. Curva intensità-durata

Quando si deve stimolare la cellula è necessario capire quale può essere la stimolazione ottimale per ottenere la depolarizzazione.

Viene utilizzata la **curva intensità-durata**, curva che ci permette di sapere, fissata l'intensità di uno stimolo, quale è la minima durata dello stesso per stimolare il tessuto, o anche definire la durata dell'impulso per ricavare il corrispondente valore di intensità di corrente. Questo discorso è valido per *impulsi di tipo rettangolare*, questo perché per ottenere la stimolazione la forma d'onda è abbastanza irrilevante.

Per eccitare la nascita del potenziale d'azione serve che una certa quantità di ioni sodio entrino nella cellula, fino a quando la tensione di membrana non sale oltre una certa tensione. È chiaro che deve entrare dentro la cellula una certa quantità di carica elettrica Q_{th} perché questo avvenga. Si sa che per un impulso rettangolare la carica elettrica Q è data da:

$$Q_{th} = I\Delta t \rightarrow I = Q_{th}/\Delta t$$

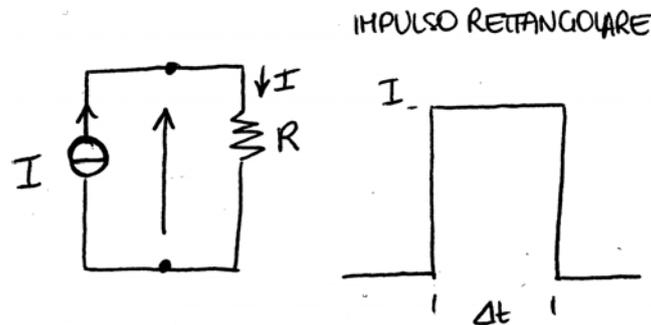
Questa relazione è di tipo iperbolico, nella quale se la durata dell'impulso dovesse tendere all'infinito sarebbe sufficiente una corrente infinitesimamente più grande di zero. Ma questa

Questa durata Δt che è dovuta all'utilizzo di una corrente doppia rispetto alla reobase, si chiama **cronassia**. Si noti che il rapporto $\frac{Q_{th}}{I_{rb}}$ ha una forte dipendenza dal sistema utilizzato, nel momento in cui la dimensione degli elettrodi varia variano entrambi i membri. La cronassia ha la caratteristica di essere indipendente dal sistema di elettrodi, ma è **una misura assoluta dell'eccitabilità, infatti dipende esclusivamente dalle caratteristiche del tessuto**.

Più è breve la cronassia e più sarà eccitabile il tessuto. Quando si ha a che fare con tessuti nervosi la cronassia è compresa tra 120-380 μs , mentre se si considerano le fibre muscolari della muscolatura scheletrica o cardiache la cronassia può andare da 750 μs fino a 2ms, si deduce che le fibre muscolari sono meno eccitabili di quelle nervose.

Tra tutte le coppie $I-\Delta t$ sull'iperbole c'è una curva tale che Δt è pari alla cronassia e $I = 2I_{rb}$ è quella che consente **la stimolazione del tessuto utilizzando l'energia minore**.

Per dimostrare questa affermazione si disegna innanzitutto lo schema elettrico corrispondente:



Per poter ricavare l'energia ceduta a R si deve passare attraverso la formula della potenza.

$$P(t) = I^2(t)R \text{ energia ceduta al carico } R$$

$$E = I^2 R \Delta t$$

$$I = \frac{Q}{\Delta t} + I_{rb}$$

sostituisco questa equazione in quella precedente

$$E = \left(\frac{Q^2}{\Delta t^2} + 2 \frac{Q}{\Delta t} + I_{rb}^2 \right) R \Delta t = \left(\frac{Q^2}{\Delta t} + 2Q + I_{rb}^2 \Delta t \right) R$$

$$\frac{dE}{d(\Delta t)} = \left(-\frac{Q^2}{\Delta t^2} + I_{rb}^2 \right) R \rightarrow \frac{dE}{d(\Delta t)} = 0$$

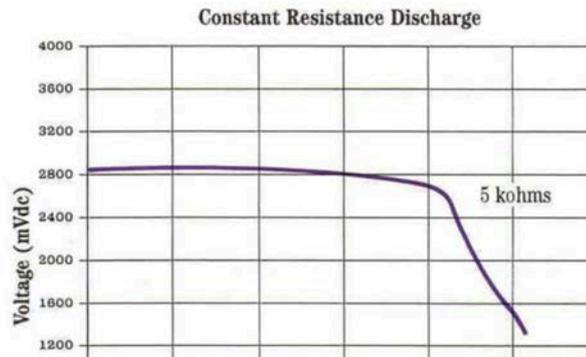
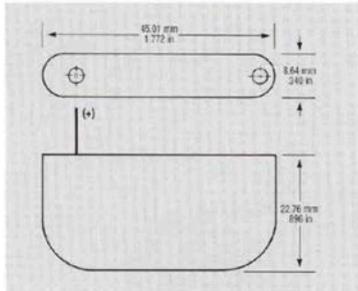
$$\Delta t = \frac{Q}{I_{rb}} = Cr$$

È stato dimostrato che nel momento in cui si utilizza un impulso di corrente pari a 2 volte la reobase e durata pari alla cronassia, lo si eroga con il **dispendio minimo di energia**.

Esercitazione 2

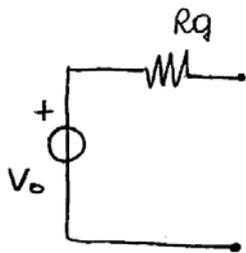
Esercizio 1

CELL MODEL 9086



Tenendo presente la scorsa esercitazione, gli ultimi 2 esercizi. Si determini il valore della massima potenza che la cella può cedere al carico.

ESERCITAZIONE 2



considero i valori ricavati nella precedente esercitazione:

$$V_0 = 3.3V$$

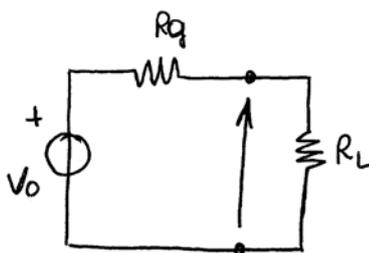
$$R_q = 789.5 \Omega$$

$$P_{dmax} = \frac{V_0^2}{4 R_q} = \frac{(3.3)^2}{4(789.5)} = 3.45 \text{ mW}$$

in condizione di massimo trasferimento di potenza la tensione è troppo bassa, perché è pari a $\frac{V_0}{2}$.

Esercizio 2

Quanto vale potenza ceduta al carico nelle condizioni riportate nel grafico della cella 9086?



$$V_0 = 3.3V$$

$$R_q = 790 \Omega$$

$$R_L = 5 \text{ k}\Omega$$

$$I_L = \frac{V_0}{R_q + R_L} = \frac{3.3}{790 + 5 \cdot 10^3} = 570 \mu A$$

$$P_L = I_L^2 R_L = (570 \cdot 10^{-6})^2 \cdot 5 \cdot 10^3 = 1.62 \text{ uW}$$

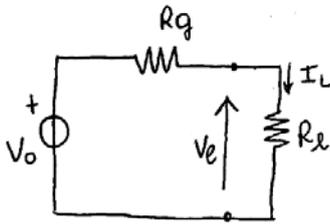
Esercizio 5

Determinare la percentuale di P_{dmax} trasferita al carico in funzione della percentuale della tensione a vuoto che si vuole avere sul carico.

$$\frac{V_L}{V_0} = \alpha$$

Innanzitutto, occorre rappresentare il circuito della batteria chiusa sul carico. Bisogna esprimere la percentuale di potenza trasferita al carico rispetto a P_{max} in funzione del parametro α .

1. Si calcola innanzitutto V_L , il quale è un partitore di tensione.
2. Si scrive l'equazione della potenza massima, tenendo presente che in condizioni di massimo trasferimento di potenza R_L è uguale a R_g .
3. Si scrive la potenza trasferita al carico.
4. A questo punto si fa il rapporto tra la potenza ceduta al carico e la potenza massima.



$$\textcircled{1} \quad V_L = V_0 \frac{R_L}{R_L + R_g} \rightarrow \frac{V_L}{V_0} = \frac{R_L}{R_L + R_g} = \alpha$$

$$\textcircled{2} \quad P_{dmax} = \frac{V_0^2}{4 R_g}$$

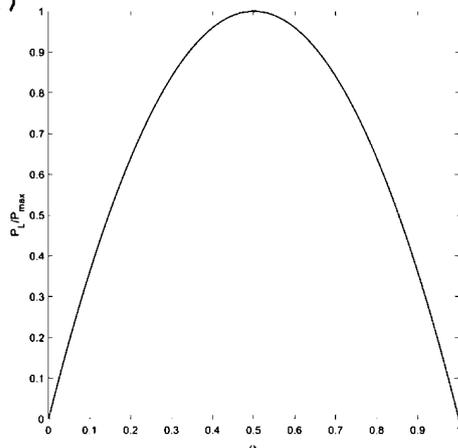
$$\textcircled{3} \quad P_L = I_L^2 R_L = \left(\frac{V_L}{R_L} \right)^2 R_L = \frac{V_L^2}{R_L} = \frac{V_0^2 R_L}{(R_L + R_g)^2} \cdot \frac{1}{R_L}$$

$$\textcircled{4} \quad \frac{P_L}{P_{dmax}} = \frac{V_0^2 R_L}{(R_L + R_g)^2} \cdot \frac{4 R_g}{V_0^2} = \frac{4 R_g}{(R_L + R_g)} \cdot \frac{R_L}{(R_L + R_g)} \Rightarrow \frac{R_g}{R_L + R_g} = 1 - \frac{R_L}{R_L + R_g}$$

$$\frac{P_L}{P_{dmax}} = 4 \alpha (1 - \alpha)$$

L'ultima equazione può essere rappresentata graficamente come una parabola con concavità verso il basso.

$$\frac{P_L}{P_{dmax}} = 4 \cdot \alpha (1 - \alpha)$$



Primo caso limite: $\alpha = 0$ vuol dire che V_L è più piccola di 0, ma vuole anche dire che

$$\frac{R_L}{R_g + R_L} = \alpha$$

Qui il numeratore è più piccolo del denominatore e quindi R_g è molto più grande di R_L .

Secondo caso limite: $\alpha = 1$, allora $V_L = 0$, allora su R_g non c'è caduta,

6 Stimolatori cardiaci

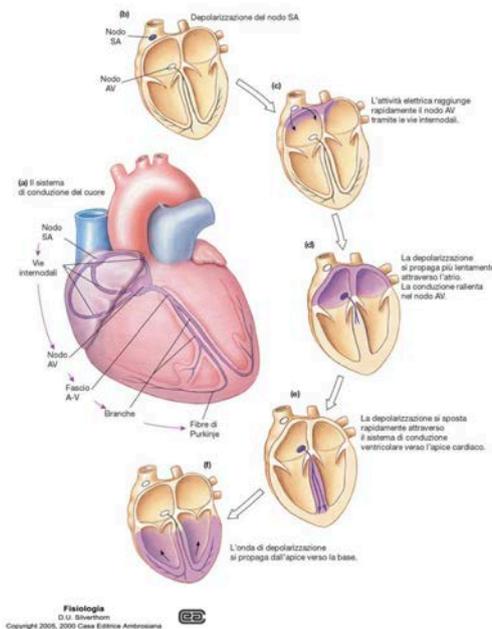
Il primo stimolatore cardiaco viene impiantato nel **1958 in Svezia**, su un paziente che morì nel 2011, fu solo il primo di 25 pacemaker che gli vennero impiantati nel corso della sua vita.

Il pacemaker riesce a stimolare il ventricolo destro grazie ad un catetere che viene inserito nella vena succlavia, che poi scende attraverso alla vena cava discendente, entra nell'atrio destro, attraversa la valvola tricuspide per poi giungere vicino all'apice ventricolo, questo tipo di pacemaker è monocamerale.

L'indicazione clinica specifica per questo tipo di impianto era il **blocco atrioventricolare totale**. La depolarizzazione che provoca la contrazione degli atri e dei ventricoli, nasce a livello del **nodo senoatriale**, situato nella parte alta dell'atrio destro. La depolarizzazione che nasce qui, si propaga attraverso agli atri grazie a delle fibre di conduzione specifiche, le quali portano la depolarizzazione a tutte le fibre muscolari facendo contrarre gli atri. La depolarizzazione viene poi raccolta dal nodo atrioventricolare, posizionato più o meno sul setto al confine tra atri e ventricoli. La propagazione della depolarizzazione del cuore richiede tempi dell'ordine di 120 ms fino a 240 ms.

Dopo che la depolarizzazione si è propagata agli atri e ha raggiunto il **nodo atrioventricolare**, questo fa partire la depolarizzazione che si propaga attraverso delle fibre specifiche nei ventricoli.

Quando i ventricoli si contraggono, la contrazione parte dalla parte vicino all'apice fino alla parte superiore, in modo da spingere il sangue nei vasi che si dipartono dai ventricoli stessi.



Nel **blocco atrioventricolare totale** la depolarizzazione che si propaga attraverso gli atri, non riesce a raggiungere il nodo atrioventricolare, oppure riesce a raggiungerlo ma a causa di una degenerazione delle fibre che trasportano la depolarizzazione non riesce a provocare la contrazione dei ventricoli. In questo caso gli atri si contraggono in modo più o meno normale, i ventricoli però non si contraggono più in corrispondenza della contrazione degli atri, ma riescono comunque a contrarsi. Questo accade perché il nodo atrioventricolare può produrre una depolarizzazione ciclica in modo autonomo, solo con una frequenza più bassa rispetto a quella del nodo senoatriale. Si ha quindi un ritmo disconnesso tra atri e ventricoli, fortemente bradicardico.

Può capitare che anche il nodo atrioventricolare sia danneggiato, i ventricoli si contraggono ancora perché anche il **fascio di His** riesce a provocare la contrazione, solo con una frequenza ancora più bassa rispetto a quella del nodo atrioventricolare.

Si arriva a pazienti che hanno una frequenza cardiaca molto bassa, che non gli consente di svolgere alcuna attività fisica.

L'intuizione negli anni '50 consisteva nel realizzare un oscillatore in grado di generare uno stimolo elettrico che stimolasse i ventricoli ad una frequenza fissa, ad esempio ogni 800ms, con una frequenza di 75 battiti al minuto.

Per parecchi anni la stimolazione riguardava esclusivamente i ventricoli in modo asincrono rispetto al ritmo atriale.

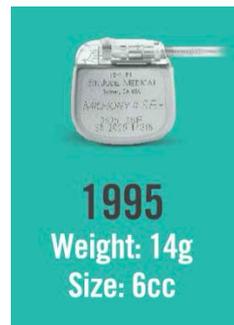
Nascono negli anni '60 gli impianti transvenosi, andando a risolvere in modo pressoché totale la vita dei portatori di pacemaker.

1995

In questo dispositivo c'è una drastica riduzione del peso e del volume, diventando uno dei più piccoli disponibili in quegli anni.

Si tratta di un pacemaker monocamerale, quindi stimola unicamente o gli atri o i ventricoli.

Un'altra caratteristica importante è la loro durata che poteva arrivare fino a 15 anni.



2009



Anche qui si ha un dispositivo bicamerale, leggermente più grande rispetto al precedente e anche più pesante. Questo perché i dispositivi bicamerali hanno bisogno di caratteristiche più avanzate rispetto a un monocamerale, inoltre dava la possibilità di fornire molte più prestazioni rispetto a quelle del dispositivo del 1995.

Per continuare ad avere un'autonomia decente, intorno ai 10-15 anni, era necessaria una batteria più grande rispetto a quella del monocamerale.

Si preferisce un pacemaker con autonomia intorno ai 10 anni, questo perché nell'arco di questo tempo si potrebbero avere delle miglie alle funzioni

proposte.

L'evoluzione dei dispositivi è legata all'evoluzione dell'elettronica, quindi sarebbe impensabile avere un pacemaker che dura troppo tempo.

Se si pensa di diminuire i consumi per fare dei pacemaker più duraturi quindi sarebbe del tutto inutile.

2013



Questo è l'ultimo dispositivo ad essere stato fatto. La sua autonomia è intorno ai 10 anni, sono monocamerale e si utilizzano solo in quei pazienti nei quali non si riesce a impiantare un pacemaker transvenoso.

Oggi gli stimolatori cardiaci hanno la possibilità di stimolare il ventricolo: si entra attraverso la vena cava discendente nell'atrio destro, poi attraverso la valvola tricuspide si arriva al ventricolo. Molti pacemaker stimolano anche gli atri per avere una contrazione cardiaca più efficace e più simile a quella reale. I dispositivi attuali hanno al loro interno anche dei circuiti per il prelievo del segnale elettrocardiografico endocavitario (perché prelevato all'interno della cavità cardiaca).

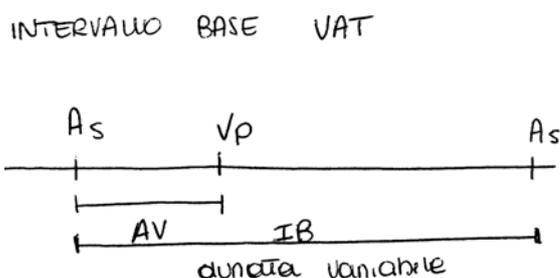
Si può utilizzare il pacemaker per osservare il ritmo cardiaco a livello atriale e ventricolare, e fare intervenire il dispositivo solo quando necessario.

essere 800ms, al termine dell'intervallo eroga un nuovo stimolo al ventricolo dando inizio a un nuovo intervallo base.

Con un paziente che soffre della **malattia del nodo senoatriale**, ovvero una malattia che non garantisce la stimolazione spontanea degli atri, si potrebbe pensare di utilizzare una modalità **A00**, che sfrutta la presenza di cateteri che stimolano esclusivamente gli atri. La differenza con la precedente modalità sta nel fatto che la prima comincia con un evento ventricolare, il secondo comincia con un evento atriale.

Entrambe le modalità vengono chiamate modalità **asincrone** perché non sono sincronizzate in alcun modo con il ritmo cardiaco residuo del cuore. Se non ci fosse il pacemaker il paziente avrebbe comunque un ritmo cardiaco residuo.

VAT: in questa modalità sono stimolati i *ventricoli*, esegue sensing sono dagli atri e trigghera lo stimolo, ovvero sincronizza lo stimolo con l'attività della camera osservata. Questo non significa che lo stimolo viene erogato in contemporanea all'attività atriale, ma il pacemaker fa partire un contatore con una certa durata di tempo dopo il quale verrà erogato lo stimolo al ventricolo.



L'evento che determina l'inizio dell'intervallo base è quello relativo alla camera osservata, quindi in questo caso è un **evento atriale spontaneo**, in conseguenza alla sua rivelazione viene fatto partire un secondo intervallo che può avere una durata di 200 ms, chiamato **intervallo atrioventricolare (AV)**, dopodiché stimola i ventricoli. In questo caso l'IB va da un'attività atriale spontanea a quella successiva.

Mentre prima si aveva una stimolazione a frequenza costante, nella VAT la durata dell'intervallo base è variabile, perché va da un evento atriale **spontaneo** a quello successivo, i quali possono ovviamente variare anche a seconda dello stato del paziente.

Questa modalità viene utilizzata perché la contrazione spontanea del ventricolo avviene molto lentamente o non avviene proprio. Se il ventricolo dovesse contrarsi spontaneamente prima dello stimolo da parte del pacemaker non succedrebbe nulla, perché se l'intervallo AV è stato scelto con cura, lo stimolo del pacemaker ricadrà nel periodo refrattario e non provocherà alcun effetto al paziente.

Se dovesse mancare uno stimolo spontaneo all'atrio non ci sarebbero gravi problemi per il paziente, è chiaro che il medico dovrebbe usare questa modalità in pazienti nel quale il nodo senoatriale funziona correttamente.

VVI: la camera stimolata è il ventricolo destro, si fa sensing nel ventricolo destro e si svolge un'attività di inibizione. Questa modalità originariamente veniva indicata come **modalità a domanda**.

L'evento che dà inizio all'intervallo base non può che essere un evento ventricolare, visto che la seconda lettera indica che stiamo osservando il ventricolo, però può essere stimolato "paced" oppure sentito, e quindi spontaneo. Subito dopo l'inizio dell'IB parte una finestra di osservazione di durata prefissata, che può essere pari a 800 ms durante questa finestra si osserva il ventricolo destro, può capitare che non ci sia attività ventricolare, in questo caso il dispositivo eroga uno stimolo.

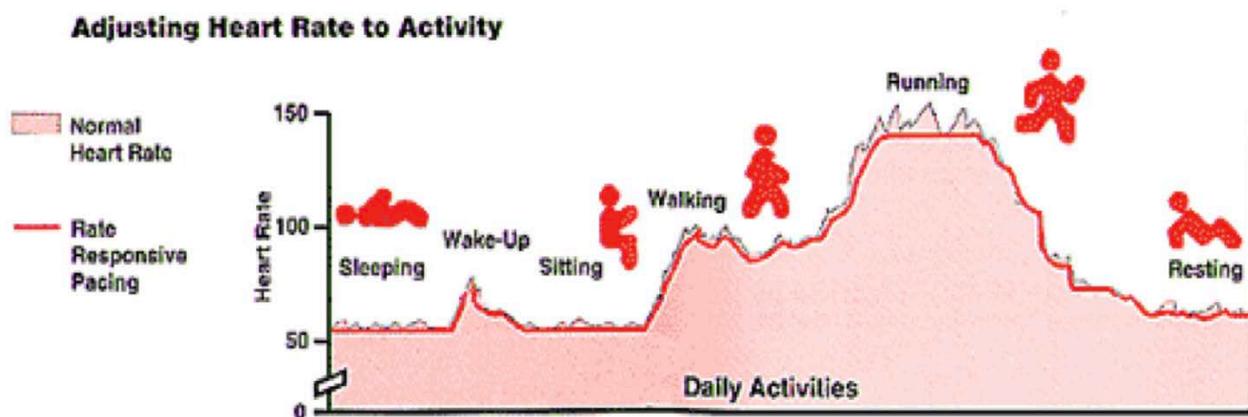
Oggi quella quarta lettera indica la possibilità o meno di far variare la frequenza cardiaca sulla base del fabbisogno del paziente, visto che la programmabilità dei dispositivi è possibile in tutti. All'epoca questo non era possibile per tutti, ecco perché la necessità di specificare questa informazione.

- La *quinta lettera* consentiva di dire se il pacemaker aveva o meno delle funzioni antitachiaritmiche. Il pacemaker serve principalmente per correggere bradiaritmia, ma capita che pazienti bradiaritmico abbiano delle tachiaritmie, ecco perché la necessità di pacemaker in grado di trattare queste situazioni. Questa quinta lettera oggi non viene più utilizzata.

Inizialmente c'era una corrispondenza tra la modalità di funzionamento e l'oggetto fisico, da quando sono stati disponibili dispositivi multi-programmabili, questi possono lavorare in modalità diverse. Oggi si può utilizzare questa codifica per elencare le potenzialità del pacemaker come prodotto, infatti distinguiamo il dispositivo in due famiglie:

- DDI-R: sono in grado di stimolare entrambe le camere cardiache, rilevare il segnale all'interno di entrambe le cariche, e sono in grado di funzionare separatamente in modalità inibita o triggerata o di sfruttare entrambe le funzioni contemporaneamente. Inoltre, possono funzionare con modulazione della frequenza cardiaca.
- SSI-R: sono monocamerale e funzionano in modalità inibita o asincrona.

L'attività cardiaca può variare a seconda delle situazioni in cui ci si trova. La notte mentre si dorme si può avere una frequenza cardiaca abbastanza bassa, come 50-55 battiti al minuto. La frequenza cardiaca tende ad aumentare molto durante una camminata, e ancora di più quando ad esempio si fa uno sforzo fisico maggiore.



il soggetto potrebbe essere nella situazione in cui non è in grado di far variare la frequenza cardiaca, in questo caso si parla di **incompetenza cronotropa**.

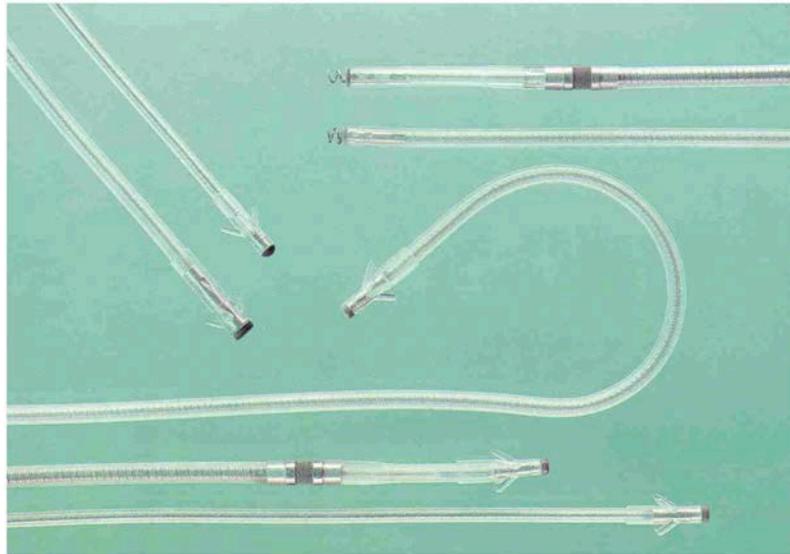
Un soggetto al quale viene impiantato un pacemaker funziona in D00, ovvero una modalità asincrona. Il muscolo cardiaco viene stimolato a frequenza cardiaca costante, lo stimolo avviene sia negli atri che nei ventricoli, comincia con lo stimolo atriale, subito dopo si aspetta che termini l'intervallo atrioventricolare impostato dal medico e si stimola il ventricolo.

Valori ragionevoli dell'intervallo base vanno dai 700-750 ms fino agli 820ms, l'intervallo AV si aggirano attorno 120 ms fino a 200ms. Si sceglie una frequenza cardiaca un po' più elevata di quella che sarebbe sufficiente, se venisse scelta troppo bassa il soggetto verrebbe penalizzato nel momento in cui va a svolgere azioni un po' più impegnative. Questo problema sorge perché la frequenza in questa modalità è fissa e non si può adattare a seconda delle azioni.

- **Valutazione dell'attività fisica:** si utilizzano degli accelerometri in passato mono assiali, oggi biassiali o anche triassiali. In questo modo si possono misurare le accelerazioni del soggetto durante la sua attività fisica, inoltre si può avere un'idea di quando il soggetto è sdraiato o di quando è in piedi. Il vantaggio di questa tecnica è che i sensori accelerometrici sono piccoli, affidabili, costano poco e consumano davvero molto poco.
Anche questa soluzione comporta dei problemi: si ipotizzi di avere un portatore di pacemaker che pedala in una salita. Le accelerazioni misurate a livello del tronco non sono così importanti e il fabbisogno di ossigeno verrebbero sottovalutate, cosa che invece non capiterebbe con la misura della frequenza respiratoria.
Soluzione più semplice: sommando vettorialmente le tre componenti dell'accelerazioni si costruisce il vettore accelerazione. In base ai valori si può modificare la frequenza cardiaca del paziente.
Soluzione più complessa: si tiene conto non solo del modulo dell'accelerazione ma anche delle componenti e si valuta in base a queste l'attività del paziente.
Questa è una soluzione che va abbastanza bene per molti pazienti ma non per tutti, non si esclude però la possibilità che venga utilizzata la prima soluzione nel giro di qualche anno, nel caso in cui si riescano a ridurre ulteriormente i consumi.

7 Cateteri per cardiostimolazione

In figura si possono osservare 5 cateteri per cardiostimolazione ventricolare e 1 per stimolazione atriale (quello piegato al centro).



Il catetere per la stimolazione atriale ha una forma differente rispetto agli altri per adattarlo meglio al posizionamento all'interno del cuore.

Esistono due **tipologie di fissaggio** di elettrodi di stimolazione:

- il primo ha sulla punta del catetere ventricolare una *pastiglietta grigia*, che rappresenta l'elettrodo di stimolazione, c'è poi un piccolo "cavatappi" che si chiama *pig tale* (coda di maiale), ha questa forma per fissare il catetere avvitandolo nell'endocardio. La superficie è circa di 10 mm^2 ed è forata all'interno, il fissaggio è abbastanza stabile da subito.
- La seconda tipologia di terminale dell'elettrodo è costituita da una sfera finale o da una pastiglietta, ognuna ha delle caratteristiche specifiche adatte a seconda delle esigenze. Prima del terminale del catetere sono presenti dei *rialzi di materiale plastico*, sono flessibili ma una volta aperti non permettono al catetere di muoversi. Questo sistema si chiama **fissaggio a barbe**. Il fissaggio in questo caso impiega un po' più di tempo, fino a 2-3 mesi per stabilizzarsi.



Si può osservare che il catetere in alto a destra presenta una differenza rispetto a quello subito sotto, è presente infatti a distanza di circa 20 cm l'**elettrodo ad anello**, ovvero un elettrodo di ritorno per l'elettrodo di punta. Nella cardio stimolazione più tradizionale la corrente si richiude tra la punta del catetere e la cassa del pacemaker, la quale funziona da elettrodo di ritorno.

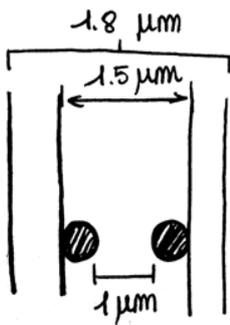
Un catetere con un unico elettrodo ha un unico conduttore che viene collegato allo stadio di uscita del pacemaker, in cateteri in cui sono presenti due elettrodi occorrono due conduttori, infatti si può osservare che questo tipo di catetere ha un diametro maggiore, perché contiene all'interno i due conduttori.

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

Dove:

- ρ è la resistività del materiale, $\rho = 1 \frac{\Omega m}{mm^2}$
- l la lunghezza del catetere,
- S la sezione del catetere.

Il ragionamento che occorre fare è il seguente: si ipotizzi un catetere di 50 cm, quante spire occorrono per avere una molla lunga 50 cm con cavo di circa 200 μm ?



$$num. spire = \frac{50 cm}{200 \mu m} = 2500 spire$$

Ipotizzando un catetere di diametro di 2 mm la lunghezza di ogni spira sarà pari a 6mm. Considerando 2500 spire si avranno:

$$6 \cdot 10^{-3} \cdot 2500 = 15 m$$

Il conduttore avrà sezione pari a:

$$(0,1)^2 \pi = 0.03 mm^2$$

La resistenza del conduttore sarà data da:

$$R = \rho \frac{l}{S} = 1 \frac{15}{0.03} = 500 \Omega$$

7.2. Tensione di polarizzazione del catetere

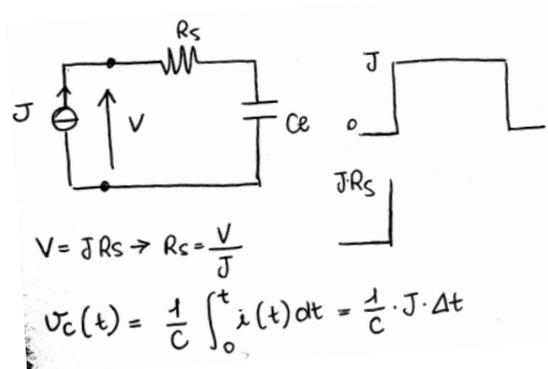
Per quanto riguarda la resistenza e la capacità è più difficile fare delle stime realistiche, il produttore è molto interessato all'aspetto della **tensione di polarizzazione del catetere**, da cui si può ricavare il valore del condensatore.

Si pensi di avere una situazione di questo tipo: si ha un generatore di corrente, il quale genera un impulso rettangolare di durata piuttosto breve, paragonabile a uno stimolo di pochi ms. la resistenza R_e può essere trascurata, la tensione V è particolarmente importante perché definisce la tensione che verrebbe erogata dallo stimolatore.

Inizialmente il condensatore è scarico, quindi ai suoi capi c'è una tensione nulla. Per conoscere V si può misurare l'ampiezza del gradino, conoscendo J allora si arriva al calcolo della resistenza serie.

Nel condensatore viene forzata una certa corrente, la quale fino a quando dura l'impulso, continua a scorrere nel condensatore, quindi si può considerare costante e portare fuori dall'integrale.

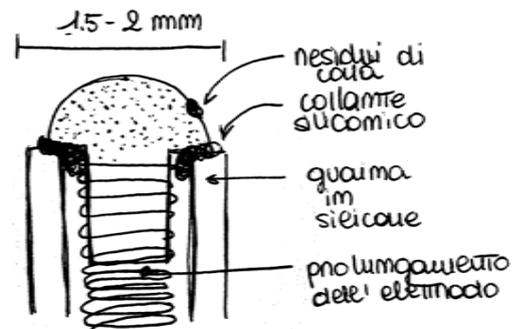
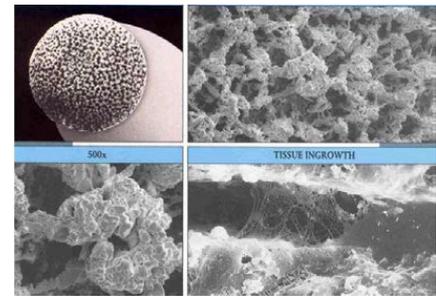
Nel momento in cui si smette di erogare corrente il condensatore manterrebbe la carica indefinitamente, tutto questo sarebbe valido se il generatore fosse ideale. Ma quello che accade nel momento in cui l'impulso si azzera non è importante.



La realizzazione del catetere in figura avviene utilizzando Platino-Iridio. La parte terminale del catetere presenta le barbe ed è montata sulla guaina del catetere lunga da 30cm a 55cm, ma prima viene collegato l'elettrodo al cavetto avvolto su stesso a elica. Tutto il montaggio viene eseguito manualmente date le dimensioni molto ridotte. Una volta terminato il posizionamento dell'elettrodo si utilizza un collante siliconico per fare aderire l'elettrodo al catetere. Nonostante il catetere venga attentamente pulito dopo essere stato assemblato, può capitare che ci siano dei residui di colla sulla superficie dell'elettrodo, questa è molto porosa e i residui potrebbero instaurarsi all'interno. Questo causa una riduzione della superficie attiva dell'elettrodo, facendo sì che la capacità C_e , la quale è proporzionale alla superficie attiva, sia più piccola di quello che ci si aspetterebbe.

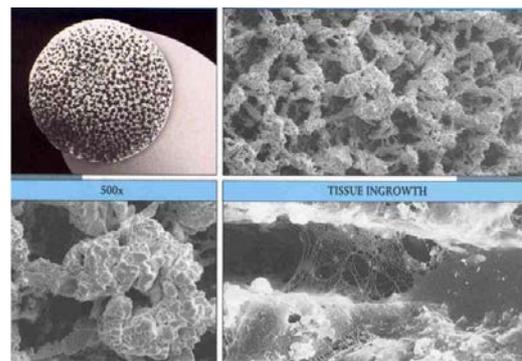
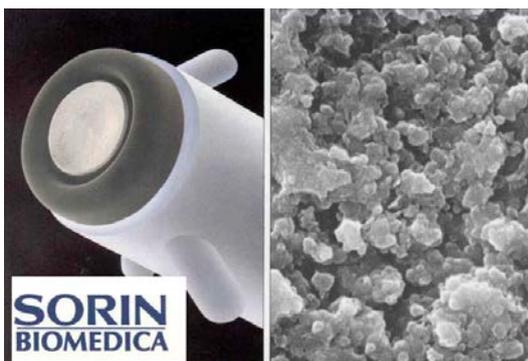
Questa situazione è visibile nella tensione di polarizzazione che sarà più elevata rispetto a quella prevista, evidenziando il fatto che il catetere non funzionerà in modo corretto e quindi verrà buttato.

Il 15/20% dei cateteri prodotti non soddisfano i requisiti voluti, ecco perché costano molto.

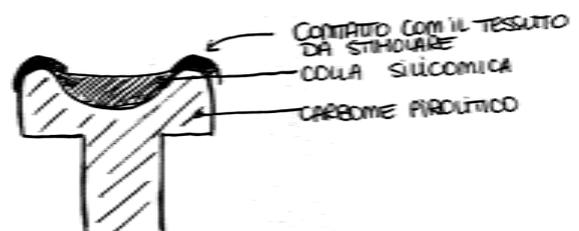


I materiali utilizzati per gli elettrodi sono principalmente:

Carbone Pirolitico	Platino Iridio
Superfici molto levigate	Superfici piuttosto scabre
Materiale estremamente biocompatibile	
Fissaggio più lento	Fissaggio più rapido dovuto a una maggiore irritazione del tessuto



Nel caso dell'elettrodo in **Carbone pirolitico** la morfologia è diversa. Si ha una struttura con un rientro nella parte centrale, nel quale viene inserita colla siliconica che diminuisce la superficie attiva aumentando così la densità di corrente. Il materiale è



Sempre nella stessa immagine è presente un diagramma il quale rappresenta **l'andamento della tensione di soglia in funzione del tempo trascorso dall'impianto**. *La soglia di stimolazione è la più bassa tensione che riesce a fornire la stimolazione della camera cardiaca nella quale il catetere è impiantato, considerando l'impulso rettangolare di stimolazione di una durata prestabilita.*

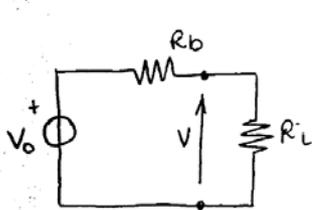
Inizialmente la soglia è poco più bassa di 500 mV, dopo due settimane si vede un aumento del doppio. Il comportamento del catetere è migliore subito dopo l'impianto piuttosto che con il passare del tempo. Dal punto di vista elettrico l'elettrodo si è stabilito in poco più di due settimane, caratteristica molto importante.

Non si può definire un materiale migliore dell'altro, anche in questo caso a seconda delle situazioni si preferisce l'uno o l'altro.

Esercitazione 3

Un dispositivo impiantabile attivo è alimentato da una batteria da 3,2V e 1,2 Ah, con resistenza interna pari a 500 Ohm.

1. La batteria può erogare una potenza pari a 1mW ad un carico resistivo?
2. Qual è la resistenza del carico che consente di trasferire 1mW al carico stesso?
3. Ricavare l'autonomia della batteria che fornisce 1 mW al carico (o, eventualmente, ai carichi) precedentemente determinati.
4. Discutere il rendimento in ognuna delle condizioni di carico individuate.
5. Discutere le possibili condizioni di alimentazione ed individuare quelle valide e quelle eventualmente non valide o convenienti.



DATI

$$V_0 = 3.2V$$

$$C = 1.2Ah$$

$$R_b = 500\Omega$$

1) da batteria può erogare una potenza pari a 1mW ad un carico resistivo?
 Posso verificare quanto vale la potenza massima erogabile dalla batteria, con le condizioni: $R_L = R_b = 500\Omega$

$$P_{uax} = I^2 R_L = \frac{V_0^2}{4R_b} = \frac{(3.2)^2}{4 \cdot 500} = 5.12 \text{ mW}$$

da risposta è quindi sì.

$$P_L = I^2 R_L \quad \text{dove} \quad I = \frac{V_0}{R_b + R_L}$$

$$P_L = \frac{V_0^2 R_L}{(R_b + R_L)^2} = \frac{V_0^2 R_L}{R_b^2 + 2R_b R_L + R_L^2} \Rightarrow P_L (R_b^2 + 2R_b R_L + R_L^2) = V_0^2 R_L$$

$$\cancel{P_L} R_b^2 + 2\cancel{P_L} R_b R_L + \cancel{P_L} R_L^2 - V_0 R_L = 0$$

$$R_b^2 + 2R_b R_L + R_L^2 - \frac{V_0 R_L}{P_L} = 0$$

$$R_L^2 + R_L \left(2R_b - \frac{V_0}{P_L} \right) + R_b^2 = 0 \quad \leftarrow \text{eq. 2° grado}$$

$$R_L^2 - 9240 R_L + 250 \cdot 10^3 = 0$$

$$R_L = \frac{9240 \pm \sqrt{9240^2 - 4 \cdot 250 \cdot 10^3}}{2} = \begin{cases} R_{L1} = 9212.9 \Omega \\ R_{L2} = 27.14 \Omega \end{cases}$$

È POSSIBILE EROGARE 1mW IN QUESTE DUE CONDIZIONI

Esercizio 2

Uno stimolatore cardiaco è alimentato da una batteria Li-I con capacità di 1,1 Ah. Supponendo che lo stimolatore funzioni in modalità asincrona con una frequenza di 75 stimoli al minuto e che, indipendentemente dallo stimolo, assorba continuamente una corrente di 10 μA, calcolare la massima autonomia dello stimolatore espressa in mesi (approssimati all'intero inferiore), commentando i calcoli effettuati. Si sappia che ogni stimolo ha una durata di 0.5 ms e che la corrente di stimolazione ha forma rettangolare con intensità pari a 2,5 mA. Si considerino separatamente i casi di funzionamento monocamerale e bicamerale.

ESER 2

DATI

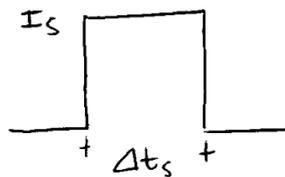
$C = 1.1 \text{ Ah}$

$f = 75 \text{ bpm}$

$I_F = 10 \mu\text{A}$

$\Delta t_s = 0.5 \text{ ms}$

$I_s = 2.5 \text{ mA}$



$Q = 1.1 \cdot 3600 = 3960 \text{ C}$

$Q_F = I_F \cdot \Delta t_{\text{mesi}} = 10 \cdot 10^{-6} (60 \text{ s} \cdot 60 \text{ min} \cdot 24 \text{ ore} \cdot 30 \text{ q}) = 25.92 \text{ C}$

$Q_{\text{stim}} = I_{\text{stim}} (f \cdot \Delta t_s \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30) = 2.5 \cdot 10^{-3} \cdot 75 \cdot 0.5 \cdot 10^{-3} \cdot \frac{2592000}{60} = 4.05 \text{ C}$

$Q_{\text{TOT}} = Q_F + Q_{\text{stim}} = 25.92 + 4.05 = 29.97 \text{ C}$

$AUT = \frac{Q_b}{Q_{\text{TOT}}} = \frac{3960}{29.97} = 132.13 \text{ mesi caso monocamerale}$

$AUT = \frac{Q_b}{Q_F + 2Q_{\text{stim}}} = \frac{3960}{25.92 + 2 \cdot 4.05} = 116.40 \text{ mesi caso bicamerale}$

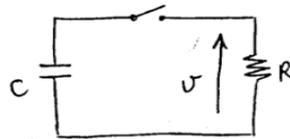
Esercizio 4

Un pacemaker eroga uno stimolo avente energia pari a $4 \mu\text{J}$ della durata di 0.5 ms su un'impedenza puramente resistiva di 850Ω . Sapendo che il condensatore di uscita del pacemaker ha capacità pari a $15 \mu\text{F}$, diagrammare la forma d'onda dell'impulso di tensione sul carico (non vale l'approssimazione ad impulso rettangolare) tarando correttamente gli assi del grafico e riportando i valori notevoli della tensione con accuratezza di 1 mV .

Dati

$E = 4 \mu\text{J}$
 $R = 850 \Omega$
 $C = 15 \mu\text{F}$
 $\Delta t = 0.5 \text{ ms}$

CIRCUITO DI RIFERIMENTO



Lo stadio di uscita del pm è modellizzato attraverso un condensatore.

Il condensatore si scarica su una resistenza che modella un elettrodo. Per scaricarlo si usa un'interruttore, all'inizio aperto, nel momento in cui si vuole erogare lo stimolo si chiude e resta chiuso per Δt .

Il condensatore è inizialmente carico alla tensione V_i ;

$$v(t) = V_i e^{-t/\tau} \quad \text{dove } \tau = RC = 850 \cdot 15 \cdot 10^{-6} = 12.75 \text{ ms}$$

↑ equazione che negla la tensione sul condensatore.

Ho bisogno di calcolare V_i e V_f .

APPROCCIO FISICO:

L'energia erogata al carico è data da $E_c - E_f$:

$$\Delta E = E_c - E_f = \frac{1}{2} C V_i^2 - \frac{1}{2} C V_f^2 = \frac{1}{2} C (V_i^2 - V_f^2) = 4 \mu\text{J} \rightarrow \text{fornito dal TESTO}$$

$$V_f = V_i e^{-t/\tau} = V_i e^{-\frac{0.5}{12.75}} = V_i (0.9615432)$$

$$\Delta E = 4 \mu\text{J} = \frac{1}{2} C (V_i^2 - (V_i (0.9615432))^2) = \frac{1}{2} C V_i^2 (1 - (0.9615432)^2) = \frac{1}{2} C V_i^2 \cdot 0.075434$$

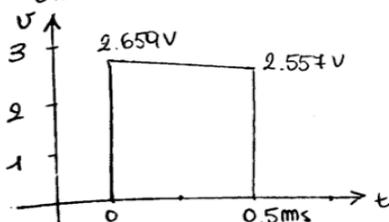
$$V_i = \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta E}{C \cdot 0.075434}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 4 \cdot 10^{-6}}{15 \cdot 10^{-6} \cdot 0.075434}} = 2.659 \text{ V}$$

$$V_f = 2.659 \cdot 0.9615432 = 2.557 \text{ V} \leftarrow \text{accuratezza di } 1 \text{ mV}$$

Per capire se la curva tra V_i e V_f è approssimabile a una retta faccio il rapporto:

$$\frac{\Delta t}{\tau} = 0.04$$

ESSEMIO UN VALORE MOLTO PICCOLO MI DICE CHE POSSO APPROSSIMARE L'ANDAMENTO COME UNA RETTA.



APPROCCIO MATEMATICO:

$$\begin{aligned} E &= \int_0^{\Delta t} v(t) i(t) dt = \int_0^{\Delta t} V_i e^{-\frac{t}{\tau}} \cdot \frac{V_i}{R} e^{-\frac{t}{\tau}} dt = \frac{V_i^2}{R} \int_0^{\Delta t} e^{-\frac{2t}{\tau}} dt = \\ &= \frac{V_i^2}{R} \left[-\frac{\tau}{2} e^{-\frac{2t}{\tau}} \right]_0^{\Delta t} = \frac{V_i^2}{R} \frac{\tau}{2} \left[-e^{-\frac{2\Delta t}{\tau}} \right]_0^{\Delta t} = \frac{V_i^2}{R} \frac{\tau}{2} \left[1 - e^{-\frac{2\Delta t}{\tau}} \right] = \end{aligned}$$

$$= V_i^2 \frac{12.75 \cdot 10^{-3}}{1700} \left[1 - e^{-\frac{1}{12.75}} \right] = V_i^2 \cdot 7.5 \cdot 10^{-6} (1 - 0.92456) =$$

$$4 \cdot 10^{-6} = V_i^2 \cdot 7.5 \cdot 10^{-6} (1 - 0.92456) \rightarrow V_i = 2.659 \text{ V}$$

$$V_f = V_i e^{-\frac{\Delta t}{\tau}} = 2.557 \text{ V}$$

Era stato affrontato precedentemente il problema relativo alla tensione necessaria ad erogare lo stimolo, e la soluzione era stata trovata nell'utilizzo di un "serbatoio", cioè un condensatore in grado di accumulare la tensione necessaria per poi erogarla sul carico.

Un **secondo problema** è quello riguardo alle correnti necessarie, che sappiamo essere limitate dall'utilizzo di una determinata batteria a 1-2 mA. La soluzione sta nell'immagazzinare l'energia che occorre in un condensatore, in intervalli di tempo concessi tra uno stimolo e l'altro, circa 700-800 ms, il condensatore si scarica sul catetere in un tempo molto breve, circa 500 μ s.

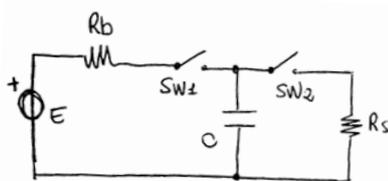
Con i valori a disposizione occorre provare che il meccanismo pensato funzioni correttamente e quindi si deve svolgere *uno studio di fattibilità*.

Nello schema elettrico è riportato il modello più semplice della batteria, costituito dal generatore ideale e dalla resistenza interna. È poi presente il condensatore C, del quale si devono verificare i valori possibili per soddisfare le esigenze dei pacemaker.

Il condensatore può funzionare in due condizioni:

1. Sw1 chiuso e Sw2 aperto: fase di carica in cui il generatore carica il condensatore C
2. Sw1 e Sw2 aperti: fase intermedia in cui il condensatore mantiene la carica fino a quando non si decide di erogare lo stimolo
3. Sw1 aperto e Sw2 chiuso: fase di scarica in cui il condensatore eroga la scarica sull'elettrodo.

A questo punto è opportuno chiedersi se esistono dei valori di C che consentano nella fase di carica di ricaricarsi sino alla tensione voluta nell'intervallo di tempo tra due stimoli.



R_b = resistenza interna della batteria
 E = generatore ideale
 C = condensatore

Sw1 chiuso e Sw2 aperto: fase di carica: $\tau_c = R_b C$

Sw1 aperto e Sw2 chiuso: fase di scarica: $\tau_s = R_s C$

Nella fase di scarica si vuole un impulso il *più possibile rettangolare*, per evitare di avere un esponenziale che continua a scaricarsi all'infinito, purtroppo però l'andamento è proprio quello di un esponenziale decrescente.

Se la differenza di tensione tra un impulso rettangolare e uno

esponenziale è abbastanza piccola, allora si può approssimare l'impulso con una forma rettangolare.

Se si ha una costante di tempo sufficientemente grande si può ottenere che la tensione diminuisca molto poco per evitare il problema dell'andamento esponenziale, allora si fa in modo di avere una capacità abbastanza elevata. **Da un lato** nella fase di carica servirebbe una capacità non troppo elevata, in modo da ricaricarsi velocemente, **dall'altro lato** si vorrebbe avere una capacità elevata.

Iniziamo dalla fase di carica: tanto più è alta la frequenza, tanto minore è il tempo tra due impulsi durante il quale il condensatore si deve caricare. Si sceglie una frequenza cardiaca limite, ad esempio:

$$f_{max} = 180 \text{ bpm}$$

L'esponenziale ha un'evoluzione pari al 95% della sua evoluzione totale in 3 costanti di tempo. La costante di tempo nella fase di carica dovrà essere:

$$\tau_c = \frac{1}{3} \cdot \frac{60}{180} = 110 \text{ ms}$$

Se si vuole che il pacemaker sia in grado di ricaricare il condensatore abbastanza in fretta da sostenere una frequenza pari a 180 bpm, allora la costante di tempo dovrà essere uguale a 110 ms.

$$\begin{array}{c}
 \underbrace{20 \mu\text{F} \leq C}_{\text{FASE DI CARICA}} \leq \underbrace{C \leq 55 \mu\text{F}}_{\text{FASE DI SCARICA}} \\
 \text{Com la soluzione delle capacità raddoppiate:} \\
 C_{eq} = 2C \text{ carica} \\
 C_{eq}' = \frac{C}{2} \text{ scarica} \\
 \Rightarrow 2C \leq 55 \mu\text{F} \Rightarrow C \leq 27.5 \mu\text{F} \\
 \Rightarrow \frac{C}{2} \geq 20 \mu\text{F} \Rightarrow C \geq 40 \mu\text{F}
 \end{array}
 \left. \vphantom{\begin{array}{c} \\ \\ \\ \\ \end{array}} \right\} \text{INCONSISTENTE}$$

Con il circuito ricavato occorre rilassare alcune condizioni sui valori richiesti per avere risultati fattibili. Si riprende in considerazione il discorso fatto prima, e si sceglie di rilassare la specifica V_f , si accetta una diminuzione della tensione del 10%:

$$\begin{aligned}
 V_f &= V_i e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \text{se } V_f = 0.9V_i \\
 \tau_s &\geq \frac{-\Delta t}{\ln 0.9} = \frac{-\Delta t}{-0.1054} = \frac{1 \cdot 10^{-3}}{0.1054} \cong 9.5 \text{ ms} \\
 R_s = 1 \text{ k}\Omega &\Rightarrow R_s C \geq 9.5 \text{ ms} \Rightarrow C \geq \frac{9.5 \cdot 10^{-3}}{1 \cdot 10^3} = 9.5 \mu\text{F} \\
 \Rightarrow \frac{C}{2} &\geq 9.5 \mu\text{F} \\
 C &\geq 19 \mu\text{F}
 \end{aligned}$$

Sarà valida la condizione:

$$19,5 \mu\text{F} \ll C \ll 27,5 \mu\text{F} \text{ soluzione perseguibile}$$

In questo modo si arriva ad avere una tensione di batteria raddoppiata fino a 5,6V, se si ha un catetere con una resistenza serie piccola si possono ottenere correnti abbastanza elevate, fino a 10 mA, però esistono cateteri che per altri motivi hanno una resistenza serie più alta intorno ai 100 Ohm, questi non permettono correnti superiori a 5mA, i quali sono un po' pochi.

Ci si potrebbe chiedere se la tensione di batteria non si potrebbe triplicare o quadruplicare, la soluzione è aggiungere un altro condensatore con la stessa metodologia delle capacità commutate.

Nel pacemaker si hanno due diversi tipi di consumo:

- **Consumo di fondo**, dato dalla corrente continua assorbita dal pacemaker, trascurando gli impulsi di stimolazione, per l'intervallo di tempo durante il quale si considera la carica del pacemaker.
- **Consumo legato alla stimolazione**, dato dal numero di impulsi erogati in un determinato periodo per la carica relativa al singolo stimolo

Dal punto di vista del consumo di fondo assorbe una corrente costante.

Per fornire l'energia ricavata nella formula al condensatore, quanta energia deve essere prelevata dalla batteria?

$$E_B = \int_0^{\infty} E \frac{E - V_F}{R_b} e^{-\frac{t}{\tau}} dt = \frac{E(E - V_F)}{R_b} \int_0^{\infty} e^{-\frac{t}{\tau}} dt = (\tau = R_b C)$$

$$= \frac{E(E - V_F)}{R_b} (-R_b C) \left[e^{-\frac{t}{\tau}} \right]_0^{\infty} = E(E - V_F) C$$

$$\frac{E_B}{E_C} = \frac{E(E - V_F)}{(E^2 - V_F^2)C} Q = Q \frac{E}{E + V_F} = Q \frac{E}{V_F + E}$$

$$\text{Se } 0 \leq V_F \leq E \Rightarrow 1 \leq \frac{E_B}{E_C} \leq 2$$

Evia family The following device variants are available:

Device type	Variant with Home Monitoring	Variant without Home Monitoring
Dual-chamber	Evia DR-T	Evia DR
Single-chamber	Evia SR-T	Evia SR

La variante con la T può funzionare in **telemonitoraggio**, l'altra variante no, queste due possibilità sono dovute al fatto che il telemonitoraggio consuma, quindi il dispositivo che ha questa opzione avrà una autonomia diversa.

Il codice NBG commerciale è **DDDR**, e sia il monocamerale che il bicamerale hanno la possibilità di **rate adaptation**.

Indicazioni per la sostituzione del dispositivo: l'inizio del funzionamento del dispositivo e quindi della batteria è indicato con BOS (beginning of service), il momento in cui risulta essere opportuno sostituire il dispositivo è l'ERI (elective replacement indication), e infine il momento in cui il dispositivo smette totalmente di funzionare è l'EOS (end of service). Queste diverse condizioni sono verificate dal dispositivo stesso, il quale comincia a monitorare lo stato della batteria dal momento in cui viene impiantato.

Il pacemaker potrebbe essere tenuto a magazzino per qualche mese dopo essere stato acquistato dall'azienda ospedaliera, in questo caso la diminuzione della batteria è decisamente limitata, tanto da non modificare le aspettative sulla durata del dispositivo. Dopo due anni di immagazzinamento il dispositivo comincia a monitorarsi per valutare la propria autonomia, cosa che verrà comunicata successivamente prima di essere impiantato.

Come capire quando si raggiunge l'ERI

1. Quando il **programmatore si collega al pacemaker** viene fornita l'informazione relativa allo stato della batteria.
2. Nel caso in cui un paziente si presenti in un pronto soccorso con crisi bradicardica, molto facile da diagnosticare, il medico potrebbe pensare a due diverse cause: è cambiato qualcosa riguardo il funzionamento del dispositivo, rispetto alla programmazione, oppure la batteria del dispositivo è in stato di ERI. Nel pronto soccorso probabilmente non c'è un programmatore dello specifico pacemaker, ma ci si può servire di un **magnete statico**. Qualsiasi pacemaker al mondo è stato costruito facendo in modo che sottoposto a questo tipo di magnete possa modificare il suo funzionamento.

In uno dei modi di funzionamento possibili, quando al pacemaker viene appoggiato sopra il magnete, una delle modalità di risposta è cambiare la modalità di funzionamento in V00 ed utilizzare una frequenza di stimolazione diversa da quella che era stata impostata.

Il manuale dice che aumentando la conduttanza del catetere si ha un'autonomia inferiore. Si voglia studiare l'effetto della variazione della resistenza del catetere impiantato, la quale è praticamente uguale alla resistenza serie. Il picco di corrente durante la stimolazione è pari al rapporto tra

Per maggiore sicurezza l'impulso viene erogato **in modo sincrono al ritmo cardiaco, circa 90 ms dopo evento ventricolare sentito, nonché 90 ms dopo il picco dell'onda R**. Questa strategia viene utilizzata perché dopo il picco dell'onda R le fibre cardiache si trovano in periodo refrattario per 120 ms, quindi non possono essere stimulate.

Vengono eseguite quattro misure nel seguente ordine:

- Catetere atriale, in modalità bipolare
- Catetere atriale, in modalità monopolare
- Catetere ventricolare, in modalità bipolare
- Catetere ventricolare, in modalità monopolare

Se il di dispositivo fosse monocamerale verrebbero eseguite solo due misure. **Questa sequenza in questa macchina viene eseguita ogni 30 s.**

Il problema principale è che per motivi tecnici non è possibile misurare la tensione del gradino iniziale di tensione, ma è possibile effettuarla solo poco dopo, momento in cui la tensione è misurata in modo differente da come sarebbe misurata inizialmente:

MISURA DELL'IMPIEDENZA DEL CATETERE

$V_c(t) = \frac{I \Delta t'}{C}$

$\Delta t' =$ intervallo da quando esquo e' impulso a quando effettuo la misura.

Ipotesi che $R_s = 1k\Omega \rightarrow$ VALORE RAGIONEVOL

$C = 10 \mu F$

$I R_s = 100 \cdot 10^{-6} \cdot 10^3 = 100 \mu V$ TENSIONE IN CORRISPONDENZA DEL FRONTE

Supplico di eseguire la misura a $\Delta t' = \Delta t = 30 \mu s$

$\Delta V_c = \frac{I \Delta t}{C} = \frac{100 \cdot 10^{-6} \cdot 10^{-6} \cdot 30}{10 \cdot 10^{-6}} = 300 \cdot 10^{-6} = 300 \mu V$

Ho trovato la variazione massima di tensione d'errore commesso è: $\frac{100 \mu V}{300 \mu V} \Rightarrow 0.333\%$

momento in cui misuro la tensione

La carica utilizzata per misurare l'impedenza del catetere:

$$Q = I \Delta t = 100 \cdot 10^{-6} \cdot 30 \cdot 10^{-6} = 3 \text{ nC}$$

Per avere un'idea della grandezza di questa carica la si può confrontare con quella utilizzata per erogare lo stimolo:

$$Q_{stim} = I \Delta t = 2 \cdot 10^{-3} \cdot 10^{-3} = 2 \mu C$$

È chiaro che la carica utilizzata per la misura dell'impedenza del catetere è irrilevante rispetto a quella usata per la stimolazione.

Esercitazione 4

Esercizio 1

Un pacemaker utilizza, nello stadio di uscita, un condensatore di capacità pari a 25 microF ed eroga energia su un catetere con resistenza pari ad 1 kOhm. L'impulso di stimolazione ha durata pari ad 1 ms ed il condensatore, inizialmente, contiene un'energia pari a 50 microJ.

Calcolare l'energia ceduta dal condensatore al catetere:

- Considerando l'approssimazione rettangolare dell'impulso di stimolazione
- Considerando la vera forma dell'impulso di stimolazione
- Ricavare l'errore percentuale commesso utilizzando l'approssimazione ad impulso rettangolare.

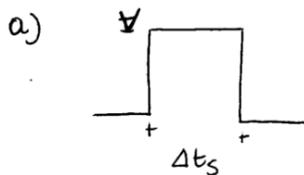
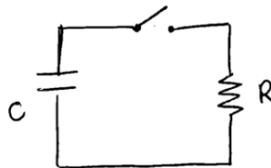
DATI

$$C = 25 \mu\text{F}$$

$$R = 1 \text{ k}\Omega$$

$$\Delta t_s = 1 \text{ ms}$$

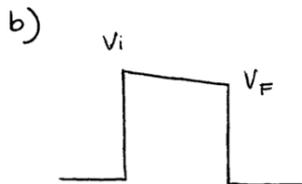
$$E_i = 50 \mu\text{J}$$



$$E_i = \frac{1}{2} C V^2 \rightarrow V = \sqrt{\frac{2E_i}{C}} = \sqrt{\frac{2 \cdot 50 \cdot 10^{-6}}{25 \cdot 10^{-6}}} = 2 \text{ V}$$

$$E_R = QV = (\pm \Delta t) V = \left(\frac{V}{R} \Delta t\right) V = \frac{V^2}{R} \Delta t$$

$$E_R = \frac{2^2}{10^3} \cdot 10^{-3} = 4 \cdot 10^{-6} = 4 \mu\text{J}$$



la legge che regola la tensione:

$$v(t) = V_i e^{-\frac{t}{\tau}}$$

quindi: $V_f = V_i e^{-\frac{\Delta t_s}{\tau}}$

dove $\Delta t_s = 1 \text{ ms}$ e $\tau = RC = 1 \text{ k}\Omega \cdot 25 \mu\text{F} = 25 \text{ ms}$

$$V_f = V_i e^{-\left(\frac{1}{25}\right)} = V_i (0,960789439) = 1,921578878 \text{ V}$$

Adesso che conosco la tensione iniziale e finale calcolo l'energia:

$$E_c = E_i - E_f = \frac{1}{2} C [V_i^2 - V_f^2] = \frac{25 \cdot 10^{-6}}{2} [0,307534615] =$$

$$E_c = 3,8441 \mu\text{J}$$

c)

$$\varepsilon = \frac{4 - 3,8441}{3,8441} = 0,040 \rightarrow 40\%$$

Esercizio 3

Uno stimolatore cardiaco è alimentato da una batteria litio-iodio con capacità di 1,3 Ah, supponendo che lo stimolatore funzioni in modalità asincrona con una frequenza di 82 stimoli al minuto e che, indipendentemente dallo stimolo, assorba continuamente una corrente di 16 microA, calcolare la massima autonomia dello stimolatore espressa in mesi (approssimata all'intero inferiore), commentando brevemente i calcoli effettuati. Si sappia che ogni stimolo ha una durata di 0.6 ms e che la corrente di stimolazione ha forma rettangolare monofasica con intensità massima pari a 3 mA.

Dati

$$C = 1.3 \text{ Ah}$$

$$f = 82 \text{ bpm}$$

$$I_F = 16 \mu\text{A}$$

$$\Delta t_s = 0.6 \text{ ms}$$

$$I_s = 3 \text{ mA}$$

$$Q_{\text{BAT}} = 1.3 \cdot 3600 = 4680 \text{ C} \leftarrow \text{perché si vuole l'autonomia espressa in mesi}$$

$$Q_F = I_F \cdot \Delta t_m = 16 \cdot 10^{-6} \cdot (60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30) = 41.472 \text{ C}$$

$$Q_{\text{STIM}} = I_s \Delta t_s = 3 \cdot 10^{-3} \cdot 0.6 \cdot 10^{-3} = 1.8 \mu\text{C}$$

$$Q_{\text{STIM}'} = Q_{\text{STIM}} \Delta t = 1.8 \cdot 10^{-6} \cdot 82 \cdot (60 \cdot 24 \cdot 30) = 6.38 \text{ C}$$

Caso monocamerale

$$Q_{\text{TOT}} = Q_F + Q_{\text{STIM}} = 41.472 + 6.38 = 47.8 \text{ C}$$

$$A_{\text{UT}_1} = \frac{Q_B}{Q_{\text{TOT}}} = \frac{4680}{47.8} = 97.9 \text{ mesi} \rightarrow 97 \text{ mesi}$$

Caso bicamerale (stimolazione in entrambe le camere)

$$Q_{\text{TOT}_2} = Q_F + 2Q_{\text{STIM}} = 41.47 + 2 \cdot 6.38 = 54.23 \text{ C}$$

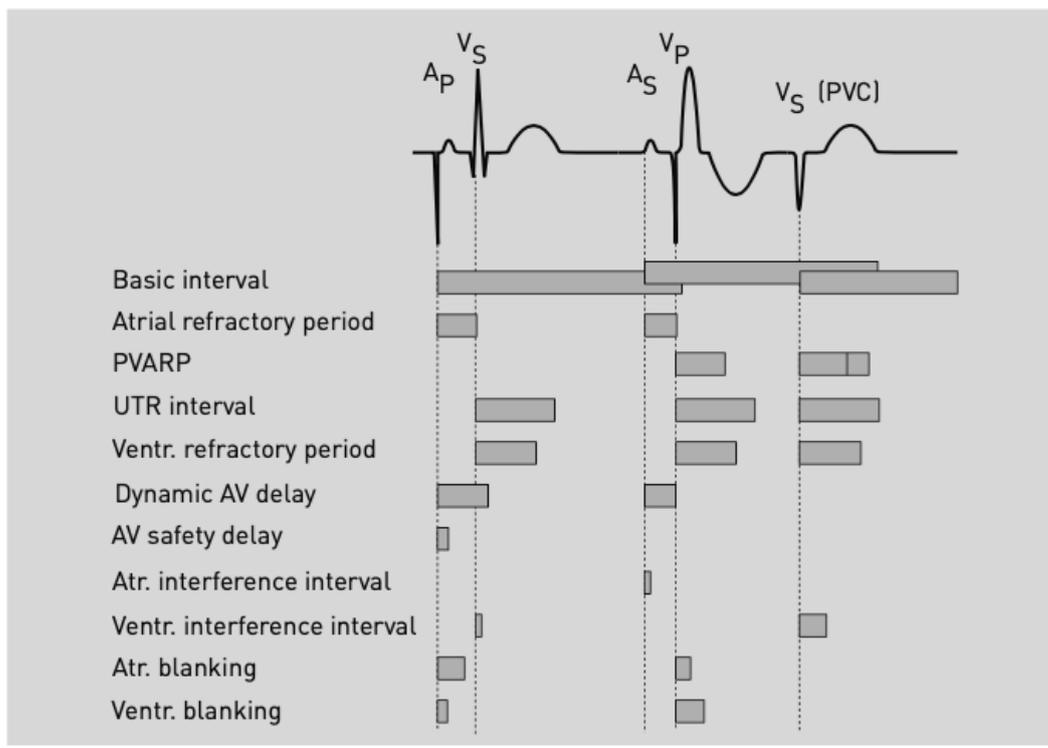
$$A_{\text{UT}_2} = \frac{Q_B}{Q_{\text{TOT}_2}} = \frac{4680}{54.23} = 86.3 \text{ mesi} \rightarrow 86 \text{ mesi}$$

Esercizio 5

Sia dato un catetere da cardiostimolazione ventricolare il cui modello presenta una resistenza serie pari a 500 Ohm, una capacità di elettrodo pari a 10 microF ed una resistenza elettrodo pari a 10 kOhm. Disegnare, quotando gli assi, la forma d'onda della corrente erogata dal generatore di tensione che impone nel catetere un impulso rettangolare di ampiezza pari a 2V e durata pari a 2ms.

Il pacemaker per funzionare correttamente fa molte più cose di quello di cui si è parlato: attività di temporizzazione che il dispositivo attua in modalità DDD.

Start of timing intervals in DDD mode depending on the occurring events



L'intervallo atrioventricolare parte con attività atriale, sia sentita che provocata. Questo intervallo ha un valore massimo di durata, fissato dal medico quando programma lo stimolatore.

AV non è fisso, se la frequenza cardiaca aumenta, l'intervallo tende a diminuire.

AV safety delay (intervallo atrioventricolare di sicurezza): si tratta di una protezione contro l'inibizione non voluta dell'impulso.

Oversensing: credere di sentire un'attività ventricolare (in questo caso) dovuta a crosstalk. Quando si stimola una camera cardiaca si applica un impulso di stimolazione dell'ordine del Volt. Normalmente le ampiezze generate dal cuore sono decisamente più basse, dell'ordine dei 90-100 mV. A livello degli atri, quando si depolarizzano, si genera un campo elettrico che provoca delle differenze di potenziale a livello atriale dell'ordine di una dozzina di mV, questo valore diventa sempre più piccolo tanto più ci si allontana dagli atri. Nel ventricolo destro il catetere aspetta la risposta del ventricolo subito dopo quella dell'atrio, ma quando gli atri si contraggono, per effetto di *conduzione di volume*, legge una differenza di potenziale molto piccola. **Il fenomeno per cui si osserva al ventricolo un'azione avvenuta all'atrio, significa che esiste crosstalk.**

Fin tanto che la contrazione all'atrio è spontanea, il crosstalk non è troppo fastidioso, perché il segnale è decisamente contenuto. Se però si stimola l'atrio, l'impulso di stimolazione genera una differenza di potenziale molto elevata, dell'ordine dei Volt, il segnale letto nel ventricolo per il fenomeno della *conduzione di volume*, avrà un'ampiezza 20-30 volte più grande rispetto a quella che si ha quando l'atrio si contrae spontaneamente. A livello del ventricolo si sentono segnali dell'ordine delle centinaia di microVolt, paragonabile quindi a un segnale ventricolare. Di conseguenza il pacemaker vedendo un segnale ai ventricoli (che in realtà non c'è), inibisce lo stimolo al ventricolo e se non c'è stimolazione spontanea perde un battito cardiaco.

All'interno dell'intervallo atrioventricolare se non compare depolarizzazione spontanea del ventricolo, il pacemaker eroga lo stimolo.

Il periodo refrattario dell'atrio parte in corrispondenza di **attività atriale sentita e stimolata**. Normalmente questo intervallo ha una durata leggermente maggiore rispetto a quella dell'intervallo AV.

Dopo un'attività atriale il dispositivo continua a guardare entrambe le camere, ma durante il periodo refrattario se dovesse esserci un'ulteriore depolarizzazione dell'atrio non verrebbe presa in considerazione perché dal punto di vista fisiologico è impossibile che sia avvenuta. **Il pacemaker all'interno dell'ARP continua a guardare l'atrio ma non tiene conto di eventuali attività registrate nell'atrio.**

In tutte le modalità nel quale è possibile una modifica della frequenza di stimolazione come nella

Setting	Mode
AUTO	DDD(R), DDD-CLS, DDI(R), VDI(R), VDT(R), DDD(R)-ADI(R)
300 ... (25) ... 775 ms	AAI(R), AAT(R), DDT

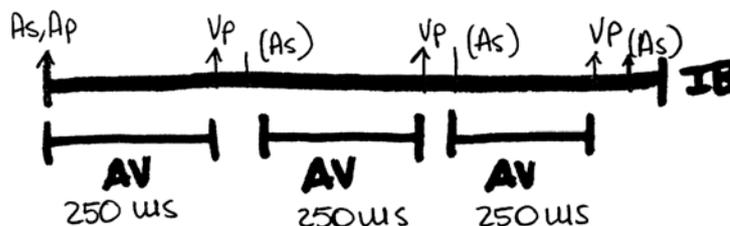
DDDR, DDD-CLS, DDIR, VDIR, VDTR, DDDR-ADIR, l'ARP è scelto in modo automatico dal pacemaker, mentre nelle modalità AAIR, AATR, DDT più semplici l'ARP è scelto dal

medico. Quando la selezione è automatica si può dire che l'ARP è almeno 225 ms, in realtà varia a seconda di come sono stati scelti altri parametri.

La funziona principale dell'ARP è evitare che il pacemaker riconosca ed interpreti come attività atriale spontanea una variazione di potenziale registrata nelle camere atriali all'interno di quello che è più o meno l'ARP fisiologico del soggetto.

PVARP (post-ventricular atrial refractory period): subito dopo la stimolazione del ventricolo Vp, parte questo intervallo. Questo intervallo viene iniziato **solo quando è presente stimolazione ventricolare Vp.**

Il PVARP è introdotto perché **prevenga la pacemaker mediated tachycardia (tachicardia mediata da pacemaker, PMT)**. Può capitare che il campo elettrico generato dal ventricolo nel momento in cui viene stimolato venga letto all'atrio e venga



letto come depolarizzazione spontanea dell'atrio. Se il dispositivo legge una depolarizzazione spontanea degli atri termina l'intervallo base, quell'(As) da inizio a un nuovo IB, e ovviamente assieme all'intervallo base inizia un nuovo AV e se non è presente uno stimolo spontaneo, lo stimolatore eroga un nuovo stimolo al ventricolo Vp. Come prima interpreta il crosstalk nell'atrio come attività atriale spontanea e ricomincia il ciclo con il nuovo intervallo base e intervallo AV. Se non compare l'evento ventricolare spontaneo il ciclo continua sempre con lo stesso intervallo base erroneamente abbreviato, corrispondente all'intervallo AV che può misurare circa 250 ms, provocando un aumento elevato della frequenza cardiaca fino a 240 bpm, questa viene definita **tachicardia mediata da pacemaker.**

$$f = \frac{1}{IB} \cdot 60 = \frac{1}{250 \cdot 10^{-3}} \cdot 60 = 240 \text{ bpm}$$

In corrispondenza della stimolazione del ventricolo si fa partire il PVARP, ovvero un altro intervallo con una certa durata. Durante questo intervallo il pacemaker vedrà (As), ma non la considererà.

È opportuno innanzitutto capire se è presente interferenza o meno, il dispositivo poi deve agire per ridurre al minimo i problemi che potrebbero presentarsi di conseguenza.

L'intervallo di interferenza viene iniziato in concomitanza con l periodo refrattario, e corrisponde ad un periodo refrattario resettabile **della durata di 50 ms.**

Si ipotizzi di aver rilevato la presenza di un evento atriale o ventricolare (la risposta è la stessa), si fa partire un intervallo refrattario molto breve, di 50 ms. Se all'interno di questo intervalli viene sentito un evento nelle camere, allora automaticamente l'intervallo viene resettato e ne comincia uno nuovo. Se si vedono più di **1200 battiti al minuto (se il segnale interferente ha una frequenza superiore a 60 Hz, per 60 s fa 1200 eventi al minuto)** l'intervallo di interferenza è **continuamente inizializzato**. Il dispositivo viene tenuto in modalità refrattario fino a quando non termina l'interferenza e quindi non è sincrono con il ritmo cardiaco. D'altra parte, però in questa modalità il dispositivo non funziona più in modalità DDD ma modifica la sua modalità in presenza di disturbi rilevati grazie a questi intervalli di interferenza.

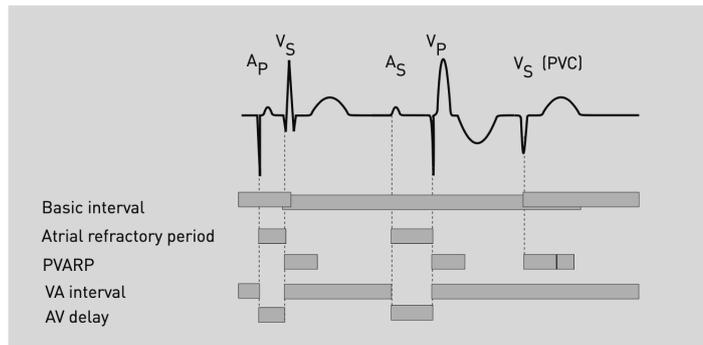
Quando l'interferenza interessa solo una camera, ad esempio l'atrio, si passa da DDD alla modalità più simile, cioè la DVI dove si stimolano ancora atrio e ventricolo guardando il ventricolo. Se l'interferenza fosse sentita nel ventricolo si perde la possibilità di osservarlo, il dispositivo si sposta in DAD. Se invece l'interferenza interessa entrambe le camere allora si passa in una *modalità asincrona*, D00.

Mode	Pacing mode during interference		
	Atrium	Ventricle	Atrium and ventricle
DDD-CLS	DVI-CLS	DAD-CLS	D00(R)
DDI(R)	DVI(R)	DAI(R)	D00(R)
DVI(R)		D00(R)	
VDD(R)	VVI(R)	VAT(R)	V00(R)
VVI-CLS		V00(R)	
VVI(R)		V00(R)	
DDT(R)	DVT(R)	DAT(R)	D00(R)
DDI/T(R)	DVT(R)	DAT(R)	D00(R)
DVT(R)		D00(R)	
VDT(R)	VVT(R)	VAT(R)	V00(R)
VDI(R)	VVI(R)	V00(R)	V00(R)
VVT(R)		V00(R)	

Atrial blanking/ventricular blanking: iniziano entrambi dopo la stimolazione dell'atrio (Ap), e dopo la stimolazione del ventricolo (Vp). Gli elettrodi utilizzati per stimolare le camere cardiache sono impiegati anche per prelevare il segnale.

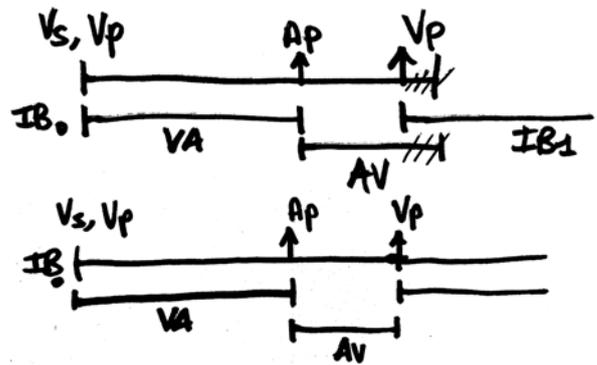
Si ipotizzi di stimolare l'atrio, contemporaneamente è collegato anche l'amplificatore del segnale, questo comporta che nel momento in cui il pacemaker eroga lo stimolo con ampiezza di circa qualche Volt l'amplificatore del segnale vede all'ingresso una tensione 4 ordini di grandezza superiore a quella che lui è abituato a trattare. La conseguenza è che l'amplificatore va in saturazione, impedendo al pacemaker di non vedere più il segnale, questo è un problema perché subito dopo lo stimolo è importante osservare cosa accade nella camera cardiaca stimolata. Per uscire dalla saturazione impiega un certo tempo, fino a 200 ms, ma in generale non è prevedibile dal momento che dipende da una serie di fattori. Durante la stimolazione allora si scollega il canale di ingresso dell'amplificatore per un certo tempo dopo lo stimolo, in questo modo si evita la saturazione dovuta al segnale. Nella realtà non basta scollegare l'ingresso dell'amplificatore durante

In questa modalità se non è presente sensing atriale o ventricolare durante l'intervallo VA ha luogo il pacing atriale al termine dell'intervallo, l'intervallo AV allora comincia con pacing, se invece c'è pacing, la stimolazione atriale è inibita. L'intervallo atrioventricolare non inizia con l'evento sentito ma attende comunque il termine dell'intervallo VA.

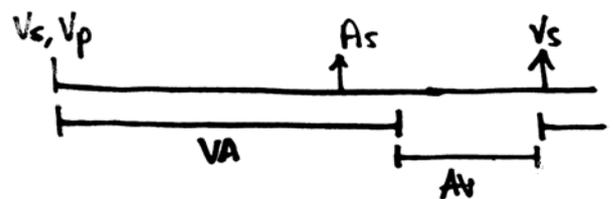


La durata dell'**intervallo base** è scelta dal medico e modificata dal dispositivo nel caso in cui sia previsto. L'intervallo **VA** è **decisamente più lungo dell'intervallo AV** che si era visto nella modalità DDD. A questo punto possono capitare due cose:

- Il pacemaker sta osservando l'atrio, non vede attività spontanea nell'intervallo VA, stimola con Ap. Durante l'intervallo VA non vede attività spontanea del ventricolo, allora al termine di AV viene stimolato il ventricolo con Vp, da questo punto ha inizio il nuovo intervallo base IB1.
- Non vede attività spontanea dell'atrio nell'intervallo VA, allora viene erogato lo stimolo Ap. A questo punto parte l'**intervallo AV** con una durata pari a $IB - VA$, ovvero non è programmata ma è il risultato della programmazione degli atri due intervalli. Durante AV si presenta uno stimolo spontaneo al ventricolo, l'intervallo base allora termina prematuramente e parte il nuovo intervallo. Non c'è stato alcun triggering, infatti il pacemaker non ha sincronizzato attività del ventricolo con quella dell'atrio.



Se invece l'atrio ha attività spontanea durante l'intervallo VA, viene inibito lo stimolo all'atrio, **ma l'intervallo VA non termina prematuramente, perché ha una durata fissa**. Si continua ad osservare il comportamento del ventricolo e si agisce poi di conseguenza.



Questa modalità è estremamente importante in determinate condizioni.

Modalità DVI

Questa modalità deriva dalla DDI, quindi anche questa è **ventricolo guidata**, non c'è sensing atriale. La domanda a questo punto è la seguente: **come si svolge inibizione in una camera se non si pratica sensing?**

L'atrio in questo caso lo si stimola sempre al termine dell'intervallo VA.

Il funzionamento è quindi identico alla DDI, ma se anche ci fosse attività spontanea a livello dell'atrio, il pacemaker non sarebbe in grado di inibire la stimolazione non eseguendo il sensing, quindi al termine di VA a prescindere verrebbe stimolato l'atrio. Questo non presenta un grave problema perché se anche ci fosse stimolo spontaneo, **nel momento dello stimolo da parte del pacemaker l'atrio si troverebbe in periodo refrattario**.

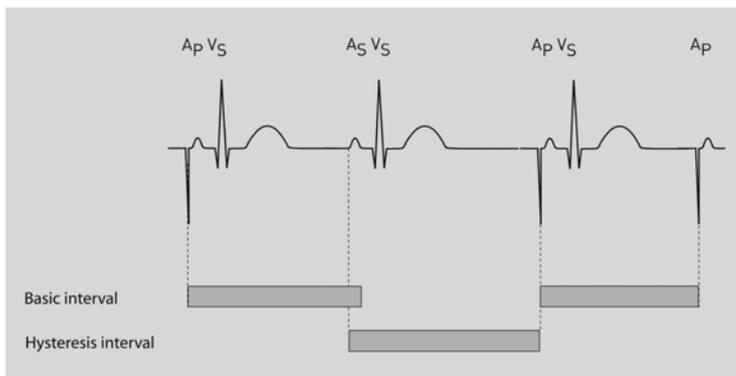
Questa modalità è utile nel momento in cui si lavora in DDI e vengono rilevate interferenze a livello atriale, infatti si potrebbero avere dei problemi, perché rilevando interferenza si andrebbe a inibire

potuta emergere spontaneamente, cosa estremamente utile perché permetterebbe di utilizzare il ritmo spontaneo del paziente.

L'intervallo base però non può essere scelto troppo lungo, perché il ritmo del pacemaker potrebbe andare in contrasto con quello spontaneo.

L'idea è quella che in certe condizioni si aumenti la durata dell'intervallo base, se si ha ragione di pensare che ci sia attività spontanea, come un evento atriale spontaneo, allora nel ciclo cardiaco che inizia con questa attività si allunga leggermente la durata dell'intervallo base, per fare emergere il ritmo spontaneo.

Se non è presente evento spontaneo, il pacemaker eroga lo stimolo e dà il via all'intervallo base. Si ipotizzi che il medico abbia scelto 800 ms, prima che questi termini compare **attività atriale**

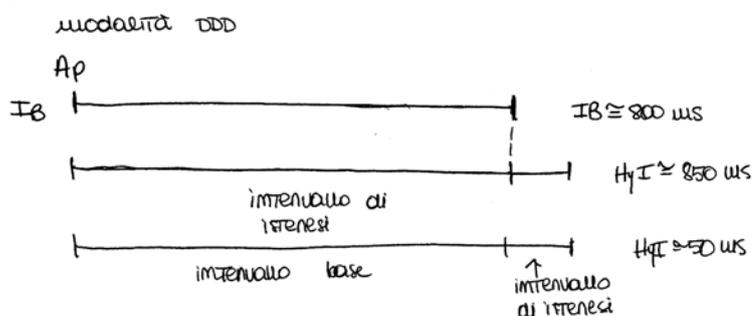


spontanea, allora inizia l'IB successivo. Poiché c'è stata attività atriale spontanea sembrerebbe che il nodo senoatriale conduca bene, allora per favorire il ritmo spontaneo si **aggiunge al nuovo intervallo base un intervallo breve chiamato intervallo di isteresi**. Al termine dell'intervallo base allungato (o intervallo di isteresi) non compare l'evento spontaneo e si deve erogare stimolo, quindi al ciclo successivo si torna all'IB originario.

Se si ha a che fare con una modalità ventricolare il principio è lo stesso, si parte però con lo stimolo al ventricolo.

Nel caso in cui allungando l'intervallo base con l'intervallo di isteresi, nel ciclo successivo compaia stimolo spontaneo l'intervallo base si mantiene allungato fin tanto che è presente conduzione spontanea. Quando invece un ciclo cardiaco termina e si deve stimolare perché non si è presentata nell'intervallo allungato attività atriale spontanea. Il ciclo cardiaco che inizia con stimolazione dell'atrio, inizia con intervallo base non più allungato.

A volte quando si parla di intervallo di isteresi si intende l'intervallo allungato, della durata ad esempio di 850 ms, a volte invece si intende l'allungamento dell'intervallo base, della durata di 50 ms.



L'isteresi della frequenza ha sempre il compito di favorire la comparsa di ritmo cardiaco residuo del paziente.

Si supponga ora che effettivamente applicando il concetto di isteresi della frequenza emerga ritmo spontaneo, un po' più lento del ritmo che il medico aveva pensato impostando l'IB ma almeno è naturale. Se all'interno dell'intervallo base allungato non compare evento spontaneo, si stimola l'atrio e si fa partire un nuovo IB. Se si tornasse subito all'IB più breve si andrebbe a perdere la possibilità di far emergere un ritmo spontaneo che inizialmente presenta discontinuità, allora si utilizza **l'isteresi ripetitiva della frequenza**.

8.6. Isteresi ripetitiva della frequenza

Questa tecnica permette di mantenere il ritmo residuo anche se per alcuni cicli cardiaci potrebbe essere necessaria la stimolazione dell'atrio. L'idea è quella di dare la possibilità al pacemaker di mantenere l'intervallo base allungato anche se ci dovesse essere stimolazione atriale anche se

Intervallo AV dinamico

L'intervallo AV viene scelto dal medico e se non fosse dinamico, il pacemaker utilizzerebbe la stessa durata per qualsiasi situazione, sia a frequenza più elevate che a frequenze meno elevate. A frequenze elevate, un intervallo AV troppo lungo non consente al paziente di fare degli sforzi. Si può fare in modo che il pacemaker modifichi in modo automatico la durata di AV: se si lavora in DDD-R, con una frequenza di 60 bpm, sia che l'intervallo AV dinamico sia stato selezionato su dinamica bassa, media o alta, a 60 bpm la sua durata è sempre uguale e pari a 180 ms. Se si vuole che l'intervallo si adatti in modo meno importante alla variazione della frequenza cardiaca, e questa passa da 60 a 80 bpm, l'intervallo AV passa a 170 ms.

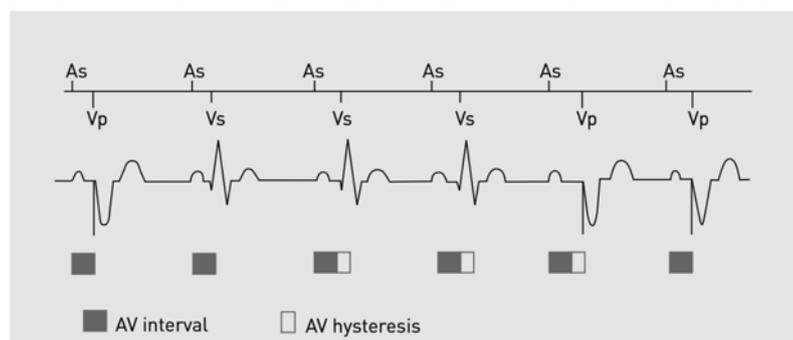
se la frequenza cardiaca cresce al di sopra dei 155 bpm, l'intervallo AV ha già raggiunto la sua durata minima e non può accorciarsi ulteriormente.

Rate range	AV delay (in ms) for programming the dynamic AV delay to		
	Low	Medium	High
at 60 ppm	180	180	180
at 80 ppm	170	160	150
at 100 ppm	160	140	120
at 120 ppm	150	120	100
at 140 ppm	140	100	75
at 160 ppm	140	100	75
Fixed for all rate ranges	180		

8.8. Isteresi dell'intervallo atrioventricolare

L'isteresi dell'intervallo atrioventricolare **non serve per favorire o mantenere il ritmo cardiaco spontaneo del paziente, ma serve per promuovere la conduzione intrinseca del paziente.**

AV hysteresis can be programmed to a low, medium, or high setting to promote intrinsic AV conduction.



Anche in questo caso ci sono tre modalità di funzionamento:

- isteresi dell'intervallo atrioventricolare
- Isteresi ripetitiva dell'intervallo atrioventricolare
- scansione di isteresi dell'intervallo atrioventricolare

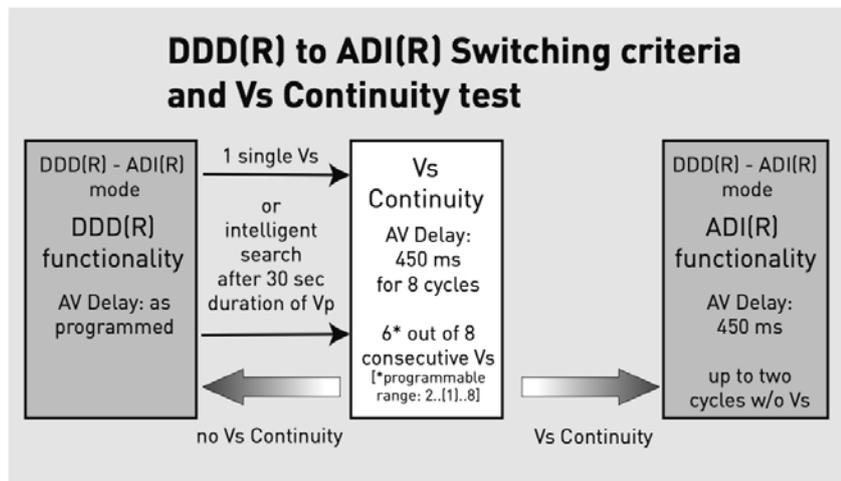
Quando il pacemaker vede un evento ventricolare spontaneo durante l'intervallo AV breve (il secondo in figura), allunga l'intervallo AV *aggiungendo l'intervallo di isteresi*, in questo modo se la conduzione spontanea richiede un po' più tempo per comparire gli viene dato. Nel terzo ciclo c'è Vs, quindi quello successivo avrà di nuovo l'intervallo AV allungato, però nel penultimo ciclo in figura, nonostante l'allungamento dell'intervallo, non compare l'evento spontaneo, allora si stimola il ventricolo e si riaccorcia l'intervallo AV.

Nella modalità ADI per mantenere la conduzione spontanea si utilizza un intervallo atrioventricolare pari a **450 ms**. Una volta in ADI se il pacemaker si rende conto della mancanza del ventricolo per più di due cicli, automaticamente torna in DDD.

Se poi dovesse esserci di nuovo conduzione stabile passerebbe in ADI.

Per passare dalla DDD alla ADI si sfrutta un algoritmo che prende il nome di **algoritmo di ricerca della continuità**. Questo viene avviato in due condizioni:

- È stata rilevata la presenza di un ciclo cardiaco nel quale l'attività ventricolare spontanea è presente, Vs,
- Se è stata rilevata una continua stimolazione del ventricolo Vp per più di 30s.



L'algoritmo funziona così: viene portato l'intervallo atrioventricolare a **450 ms**, per favorire il più possibile la conduzione spontanea, **questo lo si fa per 8 cicli**, perché è una durata molto elevata e alcuni soggetti provano disagio in questa condizione. Il medico può stabilire un criterio, il dispositivo definisce come presente la continuità atrioventricolare se **vengono visti su 8 cicli almeno n cicli**

consecutivi Vs, dove n può essere scelto dal medico.

Può capitare che il ventricolo non risponda, in modalità ADI non c'è stimolazione al ventricolo, ma non capita niente, se non una lieve sensazione di capogiro.

Alcuni soggetti sopportano poco l'intervallo AV di 450 ms, allora per evitare di ripetere questa ricerca ogni 30 s, si utilizza un **algoritmo intelligente** il quale fa il primo tentativo dopo 30s di stimolazione successiva del ventricolo, se però non si attiva una condizione di continuità, il tentativo successivo verrà fatto dopo 1 minuto, se ancora non si vede conduzione spontanea il tentativo successivo verrebbe eseguito dopo 2 minuti, poi dopo 4 minuti, 8 minuti, 16, 32, 64, 128 minuti. Se dopo 128 minuti non è comparsa attività spontanea allora si prova dopo 20 ore, in questo modo si esegue il tentativo in ore diverse della giornata.

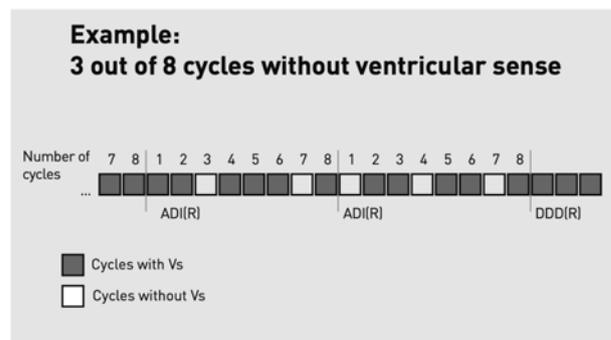
Una volta ottenuta una conduzione stabile spontanea, dopo essere passato in ADI, se:

- Non dovessero essere presenti più di due eventi ventricolari spontanei successivi
- Oppure non ci dovesse essere conduzione spontanea per 2 s

Il dispositivo tornerebbe in DDD.

Il medico può decidere un altro criterio per tornare alla modalità DDD, ad esempio **si considerano 8 cicli e se ci sono più di n cicli senza sensing ventricolare si torna in DDD, senza considerare le altre due condizioni.**

Se il ventricolo smette di contrarsi il paziente inizia ad avere qualche problema dopo 3,5-4 s, dipende da ciò che la persona sta facendo.



8.10. Controllo della cattura atriale e ventricolare

Cattura: lo stimolo cattura l'attività della camera corrispondente

Per essere sicuro che uno stimolo sia efficace, un pacemaker utilizza una coppia intensità durata con un buon margine di sicurezza. In passato questo margine di sicurezza era molto ampio, ma questo metodo aveva degli svantaggi: innanzitutto a **livello energetico**, in secondo luogo creava dei **problemi a livello di crosstalk**, infatti il segnale tanto più è elevato, tanto più può creare sensing nell'altra camera.

A questo proposito è necessario trovare un impulso poco maggiore rispetto alla soglia minima. Il pacemaker ha la possibilità di misurare la soglia di stimolazione ed adattare l'ampiezza dell'impulso di conseguenza. Bisogna ricordare che la soglia varia non solo per problemi di tipo fisiologico, ma anche di tipo tecnico, ad esempio variando la massa di tessuto connettivo attorno al catetere.

Il pacemaker in analisi utilizza due metodi per misura della soglia atriale e della soglia ventricolare. Per misurare la soglia di stimolazione si può lavorare in modi diversi, l'importante è capire quando attraversiamo la soglia di stimolazione o meno.

- 1 Si potrebbe scegliere una **durata dell'impulso di stimolazione**, dopodiché stimolare tramite elettrodi di superficie partendo da un'ampiezza nulla e via via aumentando, finché non mi rendo conto che il muscolo risponde.
- 2 In alternativa, si potrebbe cominciare da un'ampiezza che garantisce lo stimolo con certezza, e poi scendere finché non sparisce la risposta alla stimolazione.

La prima opzione richiede più tempo e inoltre inizialmente il soggetto, fino a quando non si raggiunge un'ampiezza adeguata, perde delle stimolazioni, il che non va tanto bene. Si preferisce eseguire la ricerca della soglia utilizzando inizialmente uno stimolo molto ampio e successivamente abbassando la soglia.

Si impostano due modi differenti di ricerca della cattura, considerando che per gli atri non è un grave problema la perdita di alcuni stimoli, per il ventricolo si.

Misura della soglia atriale

Quando si misura la soglia di stimolazione atriale l'ampiezza dell'impulso è ridotta fino a quando la stimolazione non genera più una risposta. Quando non c'è risposta allo stimolo atriale, il ritmo atriale residuo compare, si genera un marker As, questo significa che lo stimolo non ha avuto effetto. Si deve stimolare con una frequenza abbastanza alta da poter prendere il controllo del ritmo cardiaco sul soggetto. Di conseguenza bisogna svolgere questa ricerca con una frequenza abbastanza elevata, questa condizione si chiama **overdrive pacing**.

Il test valuta tre differenti situazioni per misurare la soglia di stimolazione atriale:

- Il ritmo atriale medio è più alto del ritmo atriale programmato, allora il test per la ricerca della cattura atriale può essere portato avanti con una frequenza pari a alla frequenza atriale spontanea +20% (Se si ha un soggetto con 65 bpm, allora la ricerca della stimolazione si svolge con 78 bpm).
- La frequenza di depolarizzazione dell'atrio è più bassa della frequenza di stimolazione programmata, allora il test viene svolto prendendo il pacing rate intrinseco + 20%
- Se la frequenza atriale spontanea è sopra 108 bpm **non può essere eseguito il test.**

Si da per scontato che la conduzione del nodo senoatriale sia garantita, ma se dovesse esserci blocco del nodo senoatriale gli atri non si contrarrebbero, ci si rende conto che non c'è risposta dell'atrio solo perché si vede segnale di crosstalk dal ventricolo. Il segnale di crosstalk potrebbe dare origine ad una PMT, ecco che la ricerca della soglia si svolge in **modalità DDI**. Inoltre si sceglie un **intervallo**