



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 1150A -

ANNO: 2015

A P P U N T I

STUDENTE: Arlotta

MATERIA: Dispositivi Impiantabili Attivi, temi + esercizi, 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.**

1958: nasce il primo pace maker segnando l'inizio dell'era dei dispositivi impiantabili attivi.

↓
due pacchetti da poco più di 10-12 cm di lato a livello auricolare

Nel 2013 c'è stata un'innovazione importantissima nel campo dei pace-maker: il primo pace maker impiantato direttamente nel cuore!

Il catetere entra dalla femorale, sale in una vena cava ascendente entra in atrio destro e prende nel ventricolo. Viene spruzzato liquido di contrasto per capire dove si è e tramite fluoroscopia.

Ha il volume di 1 ml e una durata di 10 anni.

La progettazione di un DIA è fortemente integrata: va dall'elettronica, all'informatica, ai materiali (anche se altamente standardizzati).

COME SI IMPIANTAVA UN PM?
In una torace cutanea al di sotto della clavicola e collegati al muscolo cardiaco tramite due cateteri dalla vena succlavia in atrio e ventricolo destro.

La definizione deve avere una seguente eleganza, intensa o estesa.

Il pace maker nasce nel 1958 perché si crea il transistore a integrazione; la batteria per PM era, mancava la tecnologia per poterlo realizzare. Oggi spesso c'è la tecnologia ma non la batteria:

LA PRIMA DOMANDA DA PORSI È: MA HO BATTERIA/TECNOLOGIA PER PRODURRE QUESTO DIA?

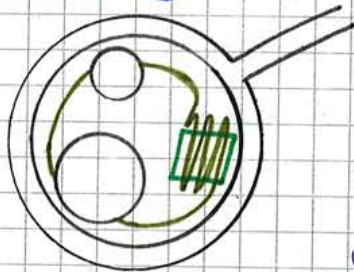
È un particolare transistore che serve a fare oscillazioni a bassa frequenza.

EVOLUZIONE della TECNOLOGIA del PACEMAKER.

Quando si parla di DDA, il dispositivo per aritmia e il pace maker: è stato il primo ed è ancora oggi ad tasso più alto di progresso tecnologico. Sono dispositivi estremamente precisi.

È interessante considerare alcune date.

1958 Segna la nascita del pace maker. All'interno di questo



dispositivo c'è una batteria, un condensatore e dell'elettronica.

In questo dispositivo l'elettronica è
montata in modo tridimensionale, senza

neanche avere il circuito stampato, per guadagnare in affidabilità e in spazio. Questa elettronica è molto semplice: due transistori unijunzione, 4 resistori e 2 condensatori. Il tutto era inglobato in resina epossidica.

Pesava poco più di 73 grammi. Da qui escono due cavi dal catetere per andare a stimolare il ventricolo destro.

Veniva impiantata in una tasca sottoclavicolare; un catetere veniva infilato, attraverso la nuclavia, fino all'atrio destro e poi al ventricolo destro e collegato al cavo che spunta dal pace maker. Aveva un volume di 35 ml.

1981 Il peso è diminuito ma non molto (55g) e il volume è diminuito di un 30% (25cc) ma non totalmente diversi. Il pace maker del 1981 ha due cateteri perché permette di

TELE MONITORING

Mentre il paziente dorme, il dispositivo ha la possibilità di collegarsi con un comunicatore (che sta tipicamente sul comodino), trasferendogli tutta una serie di dati sulle condizioni fisiche del paziente ed elettriche del pace maker. Il comunicatore si mette in contatto, via linea telefonica, con un centro servizi della ditta. Qualora il centro servizi anomale, si mette in contatto con il centro ospedaliero di riferimento per il paziente. Comunicazione tra pace maker e comunicatore (pode consistere di un r) comporta energeticamente a 1/2 giorni completi di stimolazione.

A metà degli anni '90, la vita di un pace maker era stimata intorno ai 14-15 anni. Nel 2009 era a 8-9 anni. In tutta Europa nessuna struttura pubblica fa home monitoring per pacemaker ecou-liche. Alla fine degli anni '90 si pensava che la cosa migliore fosse di lasciare nel tempo la sostituzione del pace maker. Si è poi ambati invece a capire che è inutile un pace maker che dura 15 anni perché ogni 5-6 esce un nuovo DIA con caratteristiche migliori: ti tratto meglio come paziente a questo punto.

Uno dei problemi fondamentali, in pacemaker DIA, è la risposta energetica (in genere elettrica). La risposta era e sempre stata elettrica: negli anni '70, negli USA, furono sviluppati dispositivi a pila atomica e è stata una follia di pochi anni: erano pericolosissimi (data la schematica al Pb) e se il portatore ha un incidente in cui si rompe la custodia, si ha contaminazione iodica. Avevano però durata di una do d'anni.

LE BATTERIE

COME FUNZIONA?

Una generica batteria è costituita da un anodo e un catodo separati per evitare contatto diretto. Nello spazio è contenuto uno elettrolita posto sale per le ricaricabili e non.

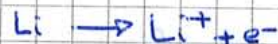
Le ricaricabili differiscono perché mentre le non-ricaricabili trasformano chimica in elettrica attraverso redox (caratteristica comune), nelle ricaricabili consente la reazione inversa, si basano su redox reversibili. La differenza è nella struttura chimica.

L'anodo è tipicamente metallico e, durante il funzionamento, l'anodo si ossida, perde elettroni:



L'atomo dà origine ad uno ione positivo (di valenza n) e un elettrone.

Un atomo monovalente darà:



Ad esempio il Litio darà: 1 Li^+ e 1 elettrone.

L'elettrone rimane impigliato nel reticolo cristallino dell'anodo e resta disponibile per sostenere fenomeni di caricamento.

Lo ione passa nell'elettrolita e raggiunge il catodo, dove si combina con il materiale catodo origine a nuova sostanza che farà parte

- del catodo;
- dell'elettrolita.

Se chiudo il percorso con un cavo resistivo, gli e^- in eccesso all'anodo (che assume potenziale negativo), al catodo

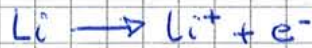
↙
Circuito tra anodo
e catodo

Il catodo può essere solido, liquido o anche gassoso. Il catodo solido si usa con elettroliti liquidi o solidi. Se il liquido usa lo stesso liquido anche come elettrolita. Il catodo gassoso usa elettroliti liquidi in cui è disciolto lo stesso gas del catodo.

La batteria più diffusa nei DIA è quella **Litio-Iodio**

L'anodo è in litio metallo, il catodo in iodio.

La reazione anodica è l'ossidazione del litio monovalente:

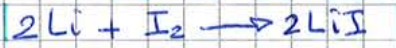


È possibile unicamente da sinistra a destra: è tipico delle **batterie non ricaricabili.**

Al catodo avviene la riduzione dello iodio, dando 2 ioni iodio



La reazione globale della batteria è



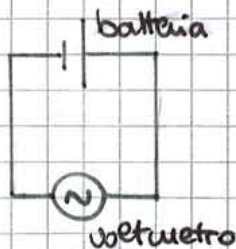
Lo ioduro di litio funge da elettrolita, che liquido è solido.

Va bene per alimentare dispositivi che richiedono correnti molto basse come i pacemaker.

CARATTERISTICHE delle BATTERIE

di
ogni
batteria!

La prima caratteristica è la tensione a vuoto ovvero la differenza di potenziale che posso misurare a circuito aperto la misuro se



collego un voltmetro ideale ai morsetti della batteria.

e che sarà il limite massimo di pella che può erogare all'esterno.

Nei condensatori, la capacità è il rapporto fra carica immagazzinata e tensione ai morsetti del condensatore che corrisponde a Q .

La capacità della batteria si misura in $[C]$, pella del condensatore si misura in $[C/V = F]$.

È lecito, essendo una carica elettrica, misurare in C una riserva Ah (ampere-ora). L'ampere-ora è la carica elettrica che attraversa la sezione di un conduttore percorso dalla corrente di $1 A$ per un tempo pari ad un'ora.

Se la corrente è continua, la carica è il prodotto fra corrente e tempo di percorrenza del conduttore.

Se $1 A$ che scorre per 1 ora:

$$Q = I \cdot \Delta t = 1 A \cdot 3600 s = \\ = 1 Ah = 3600 C = 3,6 kC$$

La batteria è un oggetto che contiene una carica elettrica, che corrisponde ad un'energia ($[J]$ solitamente). Nel caso della batteria si usa il watt-ora come unità di misura.

L'energia totale della batteria si ottiene da:

$$\left[\begin{array}{l} \text{capacità della} \\ \text{batteria} \end{array} \cdot \begin{array}{l} \text{tensione della batteria} \\ \text{a circuito chiuso} \end{array} \right]$$

Se ho una batteria Li-I per PPT con $C = 1 Ah$, ha un'energia totale pari a $2,8 \text{ watt-ora}$. Potrebbe erogare una potenza istantanea di $2,8 W$ in un'ora. Per avere l'equivalente in Joule:

ho una batteria da $2,8 \text{ watt-ora}$, moltiplicho per $3600 s$, quindi circa $10080 J$.

La tensione a circuito aperto
 di una pila alcalina (Zn/Ag) o
 tra 50 anni (una pila)
 2,8 V poiché è data dalla
 chimica della batteria.

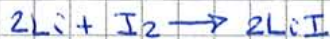
Altri parametri che
 compaiono sono costanti
 della tecnologia per avere
 di valori che assumono (come
 la massa in corrente di scari-

ca, nel dato di progetto della batteria). Passo cambione
peso e volume a parità di energia immagazzinata o
d'energia immagazzinata. Altri parametri vanno
 come: il peso della batteria a suo contenuto e celle
 elettrochimiche.

Posso ottenere l'energia che voglio ma se devo limita-
 re la grandezza della batteria, limito anche
 l'energia.

Oggi posso avere
 celle elettrochimiche
 con peso relativo
 oggi se rispetto a
 20 anni fa. *

La reazione:



tenendo conto di consumo (catodo, l'anodo o entrambi).

Proprietà di una cella con lo stesso volume massa ϕ di anodo e
 massa ϕ di catodo.

Si può calcolare la capacità limite della batteria, detta capacità
stechiometrica.

Data una batteria ideale di massa 1 g (fatto cioè che sta nella
 batteria oltre anodo e catodo e considerato a massa nulla).

Il peso atomico del Litio [6,94 amu] e dello iodio [126,90 amu];

la massa corrispondente a due moli di LiI $\frac{267,68}{140,78}$ grammi.

* anche perché
 fatto che costen-
 tri più leggeri

Batterie di tipo diverso (costituite da materiale diverso) hanno

curve di scarica diverse

riporta la tensione ai morsetti della batteria in funzione della carica ceduta.

Ci dice come varia la tensione man mano che la batteria si scarica.

NON è la curva caduta in funzione ved. t

È utile per due motivi:

1) in fase di progetto conosces le componenti elettroniche e la loro minima tensione di funzionamento (esempio: 2,2 V)

Se conosco la curva di scarica di quella batteria in quel DA,

So individuare la massima energia che la batteria è in grado di fornire e il punto sotto il quale il pule il dispositivo smetterà di funzionare.

la batteria non è in grado di dare più della capacità stoichimetrica ma in realtà non sono in grado di estrarla e sfruttarla tutta.

L'unità definitrice con ambiguità di capacità è quella di CAPACITÀ STOICHIOMETRICA, quella è una sola.

Quando considero una certa cella, questa è fatta da una certa massa di elementi attivi ed è in grado di liberare

una carica elettrica (che sono in grado di calcolare) e

non mi elettronica in più. Terminati gli elementi attivi, la batteria smette di funzionare.

che dipende da fattori quali le caratteristiche della batteria e del carico (che definisce la corrente di lavoro e sul funzionamento effettivo).

COME SOTTIENE LA CURVA DI SCARICA?

Tanto più iniziale si prende la batteria, la si vuol far scaricare su un carico resistivo. Ovviamente questo carico dovrà avere l'opportuno valore.

Qual è? Sarà un valore che metta la batteria in condizione di scaricarsi come farebbe se stesse facendo funzionare il dispositivo. Deve avere una corrente di scarica simile a quella del reale funzionamento.

Se il dispositivo (esempio AT1) assorbe da 10 a 20 μA , la batteria sarà progettata per 50 μA , quindi leggermente superiore in media.

Sapendo che è una batteria Li-I, avrà 2,8 V di tensione a vuoto e se la si carica con il metodo del costruttore, la tensione a vuoto differirà al più di 10-20 mV della tensione a circuito aperto. Per avere una tensione di 50 μA , R sarà di?

Se R volesse 1 k Ω , I sarebbe circa 2,8 μA

10 k Ω , I sarebbe 280 μA

100 k Ω , I sarebbe 28 μA

Questa resistenza sarà tra i 50 e i 100 k Ω , in modo da ottenere la corrente voluta. È inutile avere un valore preciso perché la corrente varia.

Ad un certo punto il valore della tensione inizierà a diminuire e così via. Interpolando i punti, otterrà la curva di scarica. È ovvio che quando la corrente non sarà zero, cioè il doppio di C_1 , C_3 il triplo di C_1 ; ma presto non sarà più vero quando la tensione inizierà a diminuire nel campo successivo a tempo costante.

C'è un problema pratico. Affinché la curva abbia significato deve essere ottenuta in condizioni simili a quelle che saranno le condizioni di lavoro della batteria.

Questo procedimento si fa a fini di controllo. Se io voglio testare la batteria di un pacemaker, le farò fare la prova a 30-40 μA . Ma quanto ci metto a scaricarla? Un pacemaker si scarica in 10 anni quindi la prova dura 10 anni. Dovrà quindi costruire un lotto di batterie oggi, iniziare la caratterizzazione, finire tra dieci anni e tra dieci anni vendere quelle batterie.

Il procedimento appena descritto SIF A non può caratterizzare una batteria ma PER FINI DI CONTROLLO. Se oggi produco una batteria, l'obiettivo è metterla al mercato al più presto un anno. I costruttori di batterie devono rispondere a norme severissime dal punto di vista dell'affidabilità dei loro prodotti. Ci sono quindi procedure seguite in modo estremamente scrupoloso per l'acquisto dei materiali (acquistati solo da produttori certificati), altre molto attente nella fase di

nella batteria per ricomprare le batterie alla casa per fare altri test.

→ Come faccio a ricaricare le cive di scarica rapidamente?

Non ho molte scelte se non aprire sul resistore, far scorrere più corrente in modo da far entrare, nell'unità di tempo, una carica maggiore alla batteria.

Se invece di scaricare la batteria a $50 \mu A$, la scarico a $500 \mu A$, invece di 10 anni ce ne metto mediamente 1 solo.

Tenere delle batterie appena prodotte ferme un anno è già fattibile.

Se volessi ridurmi a 6 mesi, dovrei far scaricare la batteria alla corrente di $1 \mu A$. Con $2 \mu A$ come corrente di scarica mi bastano 3 mesi.

$50 \mu A$	10 anni
$500 \mu A$	1 anno
$1 \mu A$	6 mesi
$2 \mu A$	3 mesi

origine un aumento di temperatura tale da provocare danni ai tessuti. $[45^{\circ}\text{C}$ è già citotossico]

quindi R_S , in un DIA, non deve essere troppo piccola.

La R_S dipende da come realizza la batteria: la Li-I può avere R_S da qualche Ω a qualche $\text{k}\Omega$. Dipende dallo spessore dell'isolante in PVP isolato tra anodo e catodo.

Dato che le batterie per IM devono essere in grado di erogare correnti dell'ordine dei μA , per avere una caduta di tensione piccola rispetto alla tensione a circuito aperto, la R_S deve essere dell'ordine di pochi $\text{k}\Omega$, ovvero $[1-2\text{k}\Omega]$.

la stima della potenza con questa R_S

$$P_0 = \frac{V_0^2}{R_S}$$

$$P_0 = \frac{(2,8)^2}{10^3} = 7,84 \text{ mW}$$

$$\left. \begin{array}{l} V_0^2 \text{ è poco meno di } 9 \\ R_S \sim 1000 \Omega \end{array} \right\} P_0 = 9-10 \text{ mW}$$

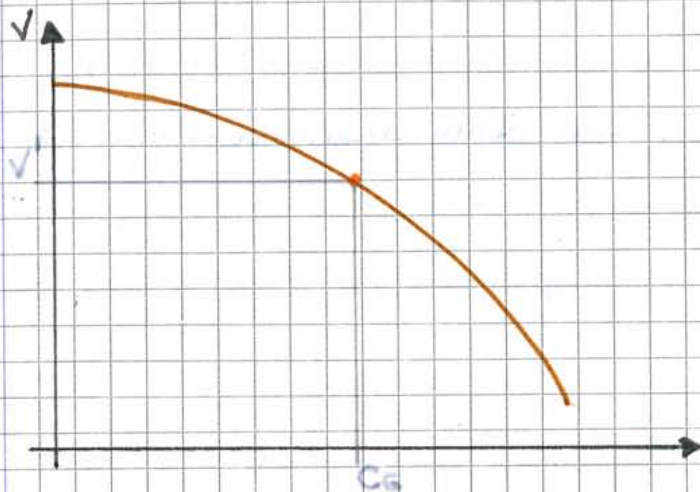
! non creano alcun riscaldamento pericoloso

È chiaro che tanto più

piccola è R_S , tanto meglio è: minore è R_S , maggiore è la parte della tensione a vuoto che riesce ad avere al dispositivo.

Non posso però fare troppo piccola per evitare la necrosi in caso di corto circuito.

Si può abbassare la necrosi, portarne la corrente a $1\text{mA}-2\text{mA}$ ottenendo tempi dell'ordine di pochi mesi. Si può non si può fare: non posso usare correnti maggiori.



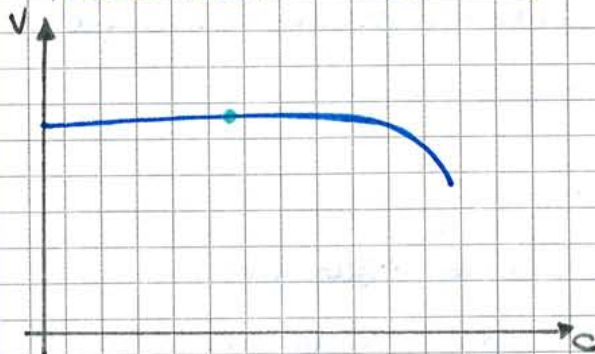
Supponiamo oggi di misurare la tensione V' .
Conoscendo la curva di scarica, posso affermare che se la tensione è V' , la capacità erogata

è pari a C_E . Se so quant'era la carica contenuta inizialmente nella batteria e si sottraggo la carica erogata, ottengo la carica residua C_R :

$$C_R = C_I - C_E$$

So quindi, più o meno, quanto circa ancora la batteria. È indipendente dal sapere quanto tempo fa ho cominciato ad usare il dispositivo.

Per sfruttare questa possibilità, la curva di scarica — va scelta bene. Una curva come quella — va molto peggio: se



leggo una tensione (•), questa corrisponde ad una carica erogata che potrebbe essere quella determinata.

Dal punto di vista del funzionamento, è molto meglio la curva — perché mantiene costante a lungo la tensione ai morsetti del dispositivo.

per il tempo espresso in secondi e trova la carica elettrica assorbita nel tempo. Cerchiamo quindi la carica residua.

Il grafico la stima di CR è accurata ai 15 giorni.

Dal DATA SHEET 8077, troviamo la curva di scarica e le condizioni in cui è stata ottenuta.

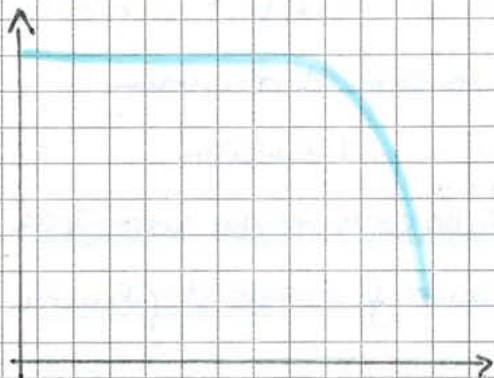
Si un carico costante piuttosto resistivo da 140 KΩ

Ubol dire circa 20 μA.

La corrente di progetto è 50 μA, ovvero quella per cui la batteria è ottimizzata. 20 μA è la corrente che preleva realmente la batteria fosse impiantata in un pacemaker.

Siccome la corrente di scarica è circa 20 μA, possiamo supporre che R_S della batteria può essere stimata come 1,5 KΩ. Effettivamente R_S è dell'ordine di KΩ.

In questo data sheet è data la curva di scarica ma non la capacità. Un pacemaker attuale riesce a sfruttare fino a 1,8 Ah.

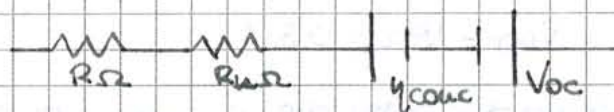


La capacità varia in funzione della corrente di scarica. Siccome la scarica si risolve su una R, la I di scarica varia con il tempo. Per dare questa curva ci si riferisce alla corrente di scarica di inizio vita (I_{50%})

Di pesi dei elementi, le resistenze e i generatori non giustamente non lineari. Quindi usare un modello di punto tipo è un po' complicato non tanto dal punto di vista elettrico ma soprattutto perché ci sono elementi di cui è difficile conoscere il valore. il valore degli elementi ce lo dà, approssimato, il costruttore.

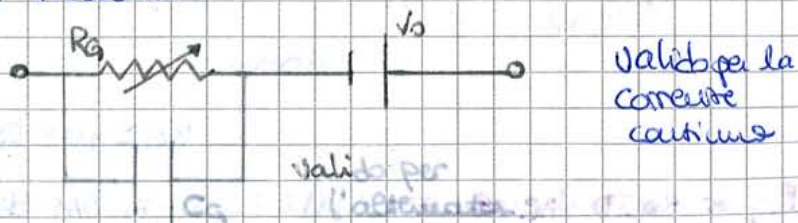
Le due capacità entrano in gioco solo in regime alternato / variabile. Tutti i DIA possono essere pensati come funzionanti in continuazione con delle approssimazioni. l'unico dispositivo in cui è importante il regime variabile è l'ICD, dove però il modello non è più direttamente punto.

Posso in generale far "scompare" i condensatori:



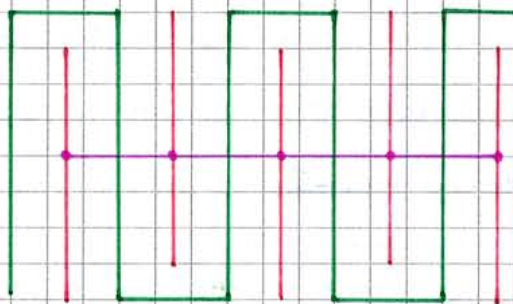
γ_{cond} ha un valore molto piccolo rispetto a V_{oc} , che è dell'ordine di 2,8 V al più. γ_{cond} è dell'ordine delle decine di mV, può quindi essere trascurato.

Allora faccio la serie di due resistori e ottengo il circuito equivalente di Thevenin



Il valore di V_0 è altamente stabile durante la scansione, però i resistori vanno altrettanto pesantemente nel corso della scansione. R_g varia un po' meno che la batteria in

Dopo lo sviluppo del Fe , ci si è anche interessato ad un altro dispositivo, l'LCD ma ne mancava la batteria. La Li-I non va bene: per un LCD serve caricare una 30J in un condensatore in un intervallo di tempo di pochi secondi (3-5 s). Se questo è vero e se il circuito di carica la carica a potenza costante, allora daremmo di sparte di una potenza costante di 10W . La Li-I ha una tensione di lavoro intorno ai $2,8\text{V}$: per lavorare in un LCD daremmo di sparte di correnti di circa $2-3\text{A}$. La Li-I esiga di più dei 10A , mille volte meno. Ci vuole una cella diversa, con una superficie usabile maggiore ma più sempre un'atomizzabile. \rightarrow la cella **Li-SVO** \leftarrow



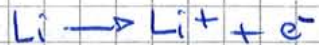
L'idea è quella di prenderne una piastra e piegarla a serpentina e metterle altre piastre nei "uordi". Collega le piastre --- con un ponte conduttivo al di sopra delle piastre --- per non mettere in corto circuito anodo e catodo.

Se contengo la d'umidità messo ad accumulare più piastre e quindi avere più superficie di accumulo.

Si fissano due fogli di litio su una piastra di nichel (perché il litio non è meccanicamente adatto alla piegatura). Si ricorre allo SVO per le piastre: è una polvere. Si prende una retina di quel materiale opportuno (acciaio al Ti), si fa una lamina di SVO a cui aggiungo polvere di carbone (buon conduttore elettrico) e una resina legante. Fanno una pasta adesiva che stendo sulla retina.

REAZIONI CHIMICHE

L'anodo è in Litio e la reazione è la solita



mentre è un po' più complessa la reazione di riduzione al catodo.

Quello che è interessante di queste celle è che la tensione a vuoto è più alta ma non di molto:

$$V = 3,4 \div 3,2 \text{ V}$$

Mentre le batterie Li-I hanno tutte una tensione a vuoto di 2,8 V (estremamente ripetibile da una batteria all'altra), la batteria Li-SiO ha una tensione a vuoto meno ripetibile finché possono variare le concentrazioni di Litio e dei soliti organici usati nell'elettrolita, così come possono variare le concentrazioni di SiO e carbone usate per realizzare il catodo.

È una cella con più parametri di controllo rispetto alla Li-I: poter variare leggermente le concentrazioni dei componenti fa sì che la tensione a vuoto possa un po' variare.

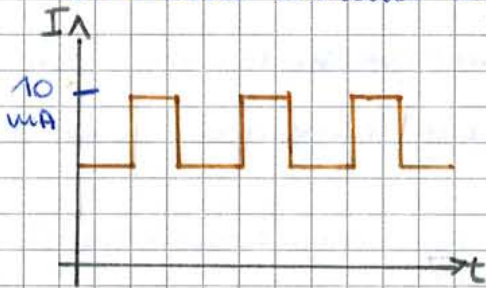
Sono pochi millivolt di differenza ma sono abbastanza nella ottica del funzionamento di un defibrillatore, soprattutto nel circuito di carica (la tensione andrà dovuta per poter caricare il condensatore).

C'è modo diverso di alimentare la unit di ricerca stato

gli
stimolare
neuroni
e
muscoli

Sulla base del grande successo del AIC e dell' ICD sul mercato, nasce l' interesse nello sviluppo di altri DIA, tra cui molti stimulatori elettrici basano generando impulsi maggiori rispetto ai AIC e minori degli ICD, a frequenze di 10-100 Hz. C'è un fatto in ogni caso, una batteria intermedia: non servono le alte correnti dell' ICD ma neanche basse come il pacemaker.

Quando si è in un dispositivo di stimolazione, la corrente assorbita dalla batteria ha l'andamento in figura:



ha un valore di fondo ai cui si appiungono dei picchi di corrente che corrispondono agli intervalli di tempo durante i quali lo stimolatore eroga effettivamente energia ai tessuti. [Il pacemaker funziona allo stesso modo ma ha un andamento più continuo nel tempo]. I valori di picco possono arrivare anche a 10 mA.

Questo livello di fondo è dell'ordine di 5 μ A. Sono consumi 1000 volte più elevati che il pacemaker. Una batteria Li-I non basta; basterebbe la Li-Sb ad elettrolita liquido.

nei
valori
di picco

Ma non va bene per i seguenti motivi:

- l'energia per unità di massa è troppo bassa (è metà della Li-I a parità di energia unitaria di massa coppia);
 - deve mettere in conto un elettronica che sia scagioni il costo circuito (che dovrebbe poter essere dell'ordine della decina di μ W)
- non è che
poi unireva
tutta questa
energia pulita
perché poi
sto inquinando?
- danni nei
al soggetto



la piastra viene avvolta da un separatore (polipropilene microporoso), per evitare cortocircuito anodo-catodo. L'anodo è costituito da due piastre di litio per sfruttare al meglio la capacità.



le piastre in litio vengono fatte aderire al contenitore. La batteria viene chiusa e riempita da solvente organico con sali di Li disciolti come elettrolita.

Non da' correnti troppo alte perché anodo e catodo non lavorano da una sola face e vanno messi in parallelo.

Lo spessore della piastra all'anodo è uguale di quello della piastra al catodo (perché all'anodo ci sono due piastre).

La densità gravimetrica di energia è formata pari alla Li-I;

la densità volumetrica è invece ancora inferiore. le prestazioni non del 20% migliori della Li-I.

la scarica non si esaurisce più con de usabilità.

Questa batteria si scarica con correnti continue; scaricano su carico resistivo anche abbastanza diverso di volta in volta, dato che le applicazioni possono essere diverse in termini di correnti assorbite.

I con valore pari al valore medio della curva per volta

Se ho un resistore da 500 Ω, vuol dire che sto facendo erogare la batteria a 6,5 mA (valore più grande della corrente che uso per caratterizzare la batteria da power maker)

Se cambio la resistenza da 16,5 KΩ, ottengo una corrente 30 volte minore, circa 200 μA. Anche in questo caso, la corrente è maggiore della Li-I.

questi dispositivi consumano di più: oltre al consumo di fondo

per i 4/5 della scarica. Nell'ultimo punto la tensione di univ-
univ-ee in modo molto graduale. Posso prevedere meglio l'esauri-
mento della batteria a fine vita.

Ha una capacità elevata. La densità gravimetrica è elevata,
per una scarica su un carico da 10 K Ω e una tensione di
scarica da 2V. Posso avere la densità pari a 0,38 Wh/g
che per la Li-I era già al limite.

La densità volumetrica è minore della Li-I ma ciò è
sempre vero nel caso in cui abbia l'elettrolita liquido.

Queste celle sono usate soprattutto negli stimolatori di tessuti
neurosi impiantabili.

Per la loro curva di scarica e per la resistenza interna, sono preferite
al Li-Sb dato che, ad esempio, in caso di corto circuito
non sono pericolose.

"Quando possono essere utilizzate" vuol dire che queste batterie
funzionano a corrente in continua 400 μ A e all'impulso non si arriva
oltre a 2/2,5 μ A.

È una batteria molto soddisfacente dal punto di vista della
curva di scarica. (determinazione precisa del fine vita).

Per certi aspetti sarebbe preferibile una curva di scarica nella
quale lo possa arrivare con tensione ragionevolmente costante
primo a fine vita, ma fine fine!

Sono una saccata su un pezzo finito in acciaio che aspetta di essere impiantato. Se è elevato, devo impiantarlo rapidamente.

Tutti i DIA devono essere impiantati entro una certa data dalla produzione ed è data da:

- autoscavica;
- scadenza della sterilizzazione.

Dato che la sterilizzazione dura al massimo due anni, l'autoscavica non è un problema, fatto non si può sterilizzare!. È più importante la scadenza della sterilizzazione.

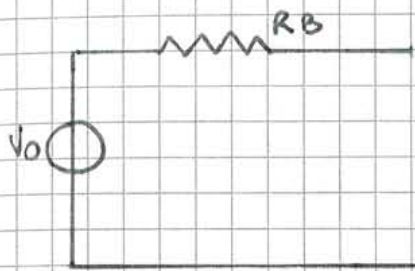
Le batterie litio-cloruro di sodio si usano anche per l'elettronica di consumo: stesse dimensioni delle comuni "pile" ma danno 3,6 V invece di 1,5.

1 DIA
dura
a 3
anni
hanno
autoscavica
limitata!

Sono pile con autoscavica usate in quel settore (consumo) maggiore nel campo dei DIA

I vantaggi sono:

- alta tenuta a vuoto;
- alta tenuta idromeccanica e piezomeccanica.



$$Q = I \cdot \Delta t = 1,8 \text{ A} \cdot \Delta t$$

$\underbrace{\hspace{1.5cm}}$
 dove
 trasformata
 in Coulomb

$$Q = 1,8 \cdot 3600 = 6480 \text{ C}$$

Δt è in secondi ma io voglio l'autonomia in termini di mesi

$$\Delta t = \underbrace{60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 \cdot N}_{\substack{\text{1 min h g mesi} \\ \text{10 secondi per mese}}}$$

$$\Delta t = \frac{Q}{I}$$

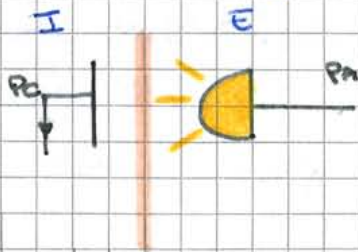
$$N = \frac{Q}{I \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30} = \frac{6480}{20 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30} = 125 \text{ mesi}$$

Poco più di 10 anni!

- Questo calcolo è fatto nel caso "ideale": non ho tenuto conto del consumo di ferro che nella realtà è sempre presente!

E' interessante per il livello di miniaturizzazione.

Si manda energia attraverso irradiazione luminosa.



Pensiamo di avere la superficie

del corpo umano, se cui interno ha una cella fotovoltaica. All'esterno ha un emettitore di luce nella banda caratteristica della cella fotovoltaica.

Così la tele-alimentazione la distanza è virtualmente infinita.

Scego la lunghezza d'onda tenendo conto del tempo tra emettitore e cella.

Devo però considerare l'idea di poter portare l'emettitore a diretto contatto con il tessuto.

I tessuti sottocutanei sono relativamente spacci alla radiazione luminosa, alla IR termica ma trasparenti (relativamente) all'IR tra 750-1000 nm (infrarosso vicino): i fotoni emessi hanno poca interazione con i tessuti e attraversano senza essere assorbiti.

Posso illuminare la cella fotovoltaica, convertendo l'energia dei fotoni ricevuti in energia elettrica, usata per alimentare l'elettronica del DA.

Perché oggi non viene utilizzato?

L'efficienza dei dispositivi, avere il rapporto tra

$\frac{P_{\text{ricevuto}}}{P_{\text{emesso}}}$ } $\frac{\text{potenza assorbita al carico}}{\text{potenza fornita dall'}}$

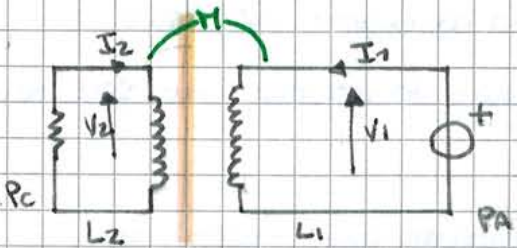
è relativamente bassa e dipende

↳ valori piccoli

I livelli di energia che voglio trasferire sono relativamente bassi, dell'ordine delle centinaia di μW .
NON RISPONDENTE DEI TESSUTI

Un generatore reale non è né di tensione né di corrente

Se considero un dispositivo di questo tipo e che sia chiuso su un generatore reale, allora si genera una corrente I_1 , una tensione V_1 (ai capi del primario). Supponiamo che il secondario sia chiuso su un carico (elettrico resistivo): avrò I_2 e V_2 ai capi del secondario.



preferata dall'alimentatore

trasferimento di energia

So che le tensioni e le correnti sono legate dalle equazioni che descrivono il funzionamento degli induttori mutuamente accoppiati:

$$\begin{cases} V_1(s) = I_1(s)sL_1 + I_2(s)sM \\ V_2(s) = I_2(s)sL_2 + I_1(s)sM \end{cases}$$

Se ho un generatore che causa al primario la comparsa di una tensione V_1 e una corrente I_1 , allora il generatore causa una corrente I_2 al secondario, anche se non chiuso sul generatore.

Ci sono dei limiti. Per avere un'efficienza elevata, definita la potenza prelevata e quella fornita, servono alcune scelte:

10-15%

1) l'efficienza è tanto peggiore quanto più sono induttori mutuamente accoppiati. Se li voglio mutuamente accoppiati, la distanza fisica deve essere piccola; *forza mm

Funziona bene con ϕ di 10-50 mm e distanza di 2-15 mm.

Se i induttori sono due bobine circolari, una all'esterno del capo, la altra (comune) all'interno del capo.

2) l'efficienza dipende anche dalla frequenza di funzionamento. Questa è dell'ordine di 100 kHz per arrivare fino a 500 kHz.

per avere massima accoppiamento.



* Se le bobine sono molto piccole posso tollerare distanze maggiori.

esterno un continuo di mW. Non mi interessa punto dare
emettere la sorgente esterna perché la ricarica prende e il caso.

... QUINDI SI TRASFERISCE AL DIA UN SURPLUS DI ENERGIA PER
GARANTIRE IL COLLEGAMENTO CON IL MONDO ESTERNO, SENZA
SCARICARE LA BATTERIA O COMunque SCARICARLA MOLTO
TEMO.

QUESTI DUE METODI VENGONO ENTRAMBI CHIAMATI

TELEALIMENTAZIONE

• Detto ciò...

... Se volessimo fare un DIA molto piccolo, avremmo

- $\phi = 2/3 \text{ mm}$;

- $l < 10 \text{ mm}$

ossia un cilindretto impiantabile, quale dei due metodi per il
trasferimento di energia è preferibile usare?

In linea di principio e date le ridotte dimensioni, andrebbe
bene entrambi, tenendo conto che nel caso dell'energia
acustica il dispositivo deve essere impiantato molto
in superficie. Se così non fosse, darei nome l'accoppiamento
elettromagnetico.

Il problema è che se usiamo un DIA molto piccolo, l'area all'interno
della bobina sarà piccola e avrà quindi poche linee di forza
che lo attraversano. Il trucco è avvolgere la bobina su un

livello di materiale ferromagnetico con permeabilità altissima, (ferite)
per canalizzare le linee sulla superficie.

Se voglio andare ad una certa distanza, l'unica è l'accoppiamento elettromagnetico; per distanze minori potrei usare l'accoppiamento luminoso ma è problematico a livelli subjets: la sorgente luminosa assorbe una potenza abbastanza rilevante (perché ha una bassa efficienza).

I metodi più utilizzati sono:

- trasferire energia e informazione attraverso ad un

accoppiamento elettromagnetico

↳ ricevitore con $f \sim 1 \text{ GHz}$
 $f \in [1; 3] \text{ GHz}$

✓ Vantaggio: discreta distanza (2-3 m) permettendo il telecontrollo

! possono essere programmati quando gli pare. Il DIA è estremamente sensibile a interferenze elettromagnetiche quindi meglio evitare lunghe distanze e attivare solo con vicinanza.

Usò frequente così: alte per altre antenne piccole
 1 GHz è una $\lambda = 30 \text{ cm}$
 Un'antenna ragionevole è $1/20$ della semilunghezza d'onda (15 cm)
 $\lambda = 16 \text{ cm}$
 $\{ f \gg, \lambda \ll \}$

testina magnetica che attiva la modalità "programmabilità"

- se voglio fare telemetria e programma:

bilista' del dispositivo ma con telecontrollo, posso usare una tecnica basata sul campo elettrico.

✓ usato finora dal punto di vista dell'interferenza (le bobine devono essere molto vicine)

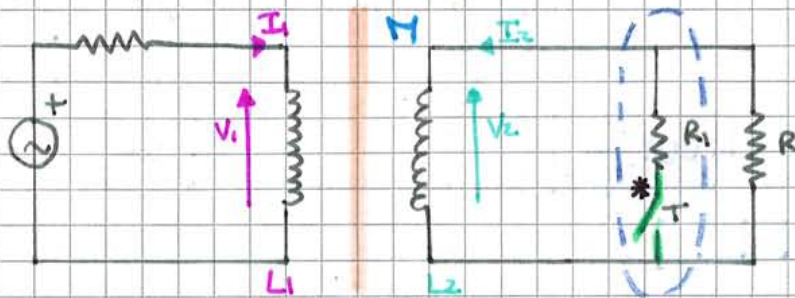
la comunicazione avviene solo se la bobina esterna è piazzata sulla superficie

La corrente al secondario dipende da

$$I_2 \propto V_2$$

$$I_2 \propto R$$

Se io mettessi ad esempio un altro resistore R_1 e un tasto



potrei variare la corrente al secondario agendo sul tasto

Quando il tasto è aperto, il secondario è caricato solo da R e scorre una certa corrente I_2 data da

$$I_2 = \frac{V_2}{R}$$

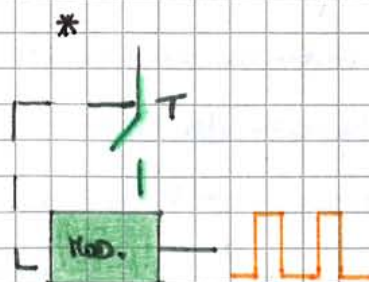
Il tasto ha in ingresso una grande dipendenza

Se chiudo il tasto metto R_1 in parallelo ad R : la resistenza totale vista dal secondario diminuisce e quindi la corrente I_2 tende ad aumentare. Se tende ad aumentare I_2 tende ad aumentare la tensione al primario V_1

Lo stato del tasto all'interno del capo umano modifica la tensione misurabile all'esterno del capo umano.

Posso pensare, all'interno del capo umano, di avere un blocco che chiamo **MODULATORE**, che agisce sul tasto

e mi permette di destrutturare le represenze binarie dell'interno all'esterno. Il modulatore apre e chiude il tasto.



Posso stabilire dei punti celi di comunicazione

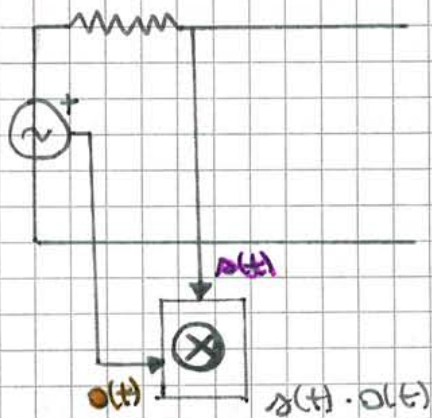
→ tra 1 e 2 il segnale ha valore unitario quindi
sta chiudendo il tasto;

→ da 2 in poi, il tasto è di nuovo aperto.

Finché il tasto è aperto, V_i amba al valore unitario;
quando il tasto si chiude V_i aumenta un di pochissimo.

Il problema è essere in grado di distinghere bene questi due
livelli così vicini. Se fossero molto differenti andrebbe alla
perfezione: ma la "perfezione di funzionamento" implica
che questi livelli siano molto vicini.

Il demodulatore dà un segnale dato dalle variazioni di



$o(t) = V \cos(\omega t)$

$s(t) = u(t) V \cos(\omega t)$

$u(t)$ è il segnale modulante

$s(t)$ è $o(t)$ modulato dalla
apertura e chiusura del
tasto.

Potrebbe esserci una fase ma non crea problemi

V_i è ps una dal generatore
che sceglie le funzioni di
oscillatore con ampiezza costante.

Questi due segnali entrano in
un blocco con funzione di
moltiplicatore analogico

A questa uscita P_o

$s(t) \cdot o(t)$

vorrei riuscire ad estrarre

$u(t)$.

Dal prodotto ottengo

$o(t) \cdot s(t) =$

$= u(t) V \cos(\omega t) \cos(\omega t)$

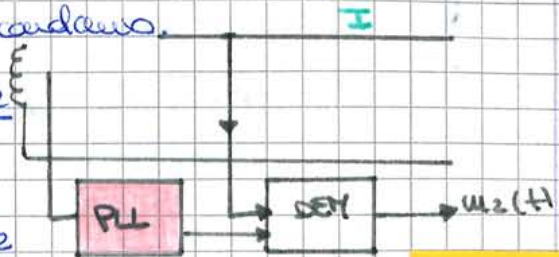
Stacco CARPATO

È uguale a quello in ingresso.

Riceve in ingresso una guida (un segnale modulante $u_2(t)$) e la trasferisce al telefono, riprendendo e dividendo.

Se vale il principio dell'impedenza riflessa, variando il carico al primario, varia la tensione al secondario.

Posso quindi prendere il segnale
secondario e mandarlo ad un
demodulatore, all'interno del prele
vorrei avere $u_2(t)$.



Il problema è: cosa mandare all'altro ingresso del demodulatore?

Dovrei avere un segnale alla stessa frequenza e di ampiezza costante.

Si prende u_2 , lo manda attraverso ad un blocco che mi permette di generare in uscita la stessa frequenza di u_2 ma ad ampiezza costante. Ciò è basato su un blocco chiamato

PLL (Phase Locked Loop)

Reinde in uscita un segnale ad ampiezza
approssimativamente costante, agganciato in fase
con il segnale in ingresso (quindi è isofrequenza-
le).

È utile perché genera un segnale, con la stessa frequenza
di quello in ingresso, ma con una fase non dipendente
da quella dell'ingresso.

Mi ricrea un segnale con le caratteristiche del precedente $0(t)$.

Quindi funziona tutto regolarmente.

PACE-MAKER

Il primo stimolatore cardiaco fu impiantato nel 1958, negli USA. C'è però chi dice che fu impiantato nel 1960.

Il pace maker nasce per curare le bradicardie, quindi con una funzione estremamente precisa.

RITMO CARDIACO

Il ritmo cardiaco è generato

nel nodulo atriale. Questo nodo causa la depolarizzazione degli atrii; questa si propaga lungo la miscolatura atriale e si raccoglie nel nodo atrio ventricolare.

Il cuore batte troppo lentamente

Il nodo AV viene depolarizzato nel momento in cui raccoglie la depolarizzazione atriale e la trasmette ai ventricoli attraverso il fascio di His e le fibre di Purkinje all'interno del setto intra ventricolare e poi attraverso la branca destra e sinistra dei ventricoli.

Se blocca il funzionamento del nodo seno atriale, il nodo AV mantiene la capacità di depolarizzarsi, con una frequenza minore del nodo SA.

Se blocciamo anche il nodo AV, il fascio di His mantiene la capacità di trasmettere, a frequenza ancora minore.

Questo da una certa ridondanza, vantaggiosa per persone con problemi nei al nodo SA: una volta che ha scarso apporto di ossigeno ai tessuti, fa parte fatica a camminare.

Se il nodo AV non depolarizza, lo farebbe il fascio di His, a frequenza minore.

Però capita che, il nodo AV non riesce a raccogliere la depolarizzazione ma se depolarizza per conto suo: i ventricoli sono quindi assicurati.

Genera una contrazione anicrona dei ventricoli.

↳ È causata dal dispositivo indipendente-
mente da un ritmo residuo del cuore o
da un essenziale contrazione degli
atri.

Già all'inizio degli Anni 60 cambia in modo drastico la
vita dei soggetti 20 anni e impiantato.

Ha un successo con grande che lo si inizia a progettare per
persone con patologie diverse, dove la bradicardia può causare
casualmente portando ad una morte.

L'idea di fondo dello stimolatore è quella di assistere i meccanismi
di generazione della depolarizzazione o della trasmissione in
modo tale da consentire un ritmo normale.

Il passaggio dalla I alla II generazione vede miglioramenti

I → II

importanti. Quello più significativo è quello che dà ma-
nifesto la possibilità di stimolare il ventricolo destro e di stimolare
contemporaneamente atri e ventricoli.

Gli stimolatori cardiaci erano MONOCAMERALI

e a sviluppo crescente BICAMERALI in appena

vent'anni; quelli unocamerale richiedevano un solo
catetere, il bicamerale richiede due cateteri:



→ uno che dovrà essere fissato nel ventricolo destro;

→ l'altro nell'atrio destro;

Stimolus
una
della camera
cardiaca.

del uso percutaneo per dare una depolarizzazione con propagazione il più possibile fisiologica anche in pesto caso.

I cateteri di stimolazione sono anche elettrodi di prelievo.

Per arrivare all'interno dell'atrio destro si passa all'interno della vena superiore, si entra in vena cava discendente e da qui all'atrio destro.

Se la stimolazione che si vuole ottenere è atriale si inserisce un catetere vicino; se si vuole stimolare

il ventricolo, il catetere prosegue all'interno del ventricolo e si

posiziona all'apice del ventricolo destro.

PERCHE' SI STIMOLA LA PARTE DESTRA del cuore?



1) È relativamente semplice avere accessi: è la parte venosa ed è semplice accedere all'albero venoso;

2) La differenza di pressione tra atrio e ventricolo è relativamente bassa: questo porta ad una collezione piccola alla valvola atrio-ventricolare destra piuttosto che quella che si ha alla mitralica. La valvola quindi passa particolarmente più che un catetere la attraversi.

Con pesto maggior complessità del pace maker nasce la necessità di definire in modo univoco le modalità di funzionamento.

Mentre i primi lavoravano in modalità ASINCRONA perché imponevano loro un ritmo al cuore in modo automatico da una eventuale attività residua del muscolo, ora ci si può permettere strategie di lavoro più elaborate.

la marcia
a frequenza
maggiore
di 70/75
bpm
al
cuore

contenuto nell'intervallo base.

Un IS inizia sempre con un evento, che può essere atriale

o ventricolare. Se inizia con evento atriale si dice che la modalità è atriale; analogamente se l'evento fosse ventricolare, la modalità è ventricolare.

Nel caso della VAT, dato che la camera osservata è quella atriale, l'IS inizia con un evento atriale: in particolare, in questa modalità, l'evento è atriale sentito.

Un evento (atriale o ventricolare) può essere:

→ sentito (AS, VS dove S sta per sensed);

→ stimolato (AB, VB dove B sta per paced).

Dopo l'evento, il pace marca due fasi: carico della mancata conduzione della depolarizzazione degli atri ai ventricoli: la VAT si può usare solo in pazienti con corretta conduzione degli atri. Il problema potrebbe essere una lenta conduzione del nodo atrioventricolare o del fascio di His o delle fibre di conduzione. Il pace marca osserva un evento sentito ed inizia a contare ms (tra 150 e 250) dopo che chiude il ventricolo, in modo da stimolare la normale conduzione atrio-ventricolare. Quando l'intervallo atrio-ventricolare termina, inizia l'evento ventricolare stimolato. L'IS va avanti finché il dispositivo cerca di osservare attività ventricolare. L'IS termina in cui si osserva una marca AS.

- **VVI** V è stimolato il ventricolo;
 V è osservato il ventricolo;
 I in seguito all'osservazione, sopprime il suo stimolo
 ventricolare non necessario.

È ventricolo guidato. L'IB inizia con un evento che può essere
 VB o VS. Viene definito un IB di una certa durata stabilita
 una volta per tutte.

Dopo l'evento VB/VS, inizia ad osservare l'attività ventricolare
 se, all'interno di un intervallo di durata pari al massimo
 definito come IB, c'è una attività mora e spontanea nel
 ventricolo allora l'IB termina più e di più ne inizia uno
 nuovo.

Se invece nel massimo tempo di IB non si osserva attività
 ventricolare spontanea, il pace maker interviene stimolando
 VB. Dalla stimolazione inizia un nuovo IB.

Si dice che la mortalità è inibita perché non si esegue
stimolazione in caso di VS in IB.

Modalità
 più
 complessa

- **DDD** D non stimolati atrio e ventricoli;
 D non osservati atrio e ventricoli;
 D sceglie sia triggering che elucitazione.

L'IB inizia con AS o AB: è atrio-guidata. Dopo aver
 osservato un evento atriale, deve aspettare al termine
 dell'intervallo atrio-ventricolare, un evento ventricolare
 (come in VAT).

Gli H erano riprogrammabili grazie solo agli Igi sono
 tutti H: quindi presta presta lettera e data per sottintesa

Ma tendevano a diventare tutti multiprogrammabili, si aggiunge
la funzione di rate modulation.

Per tutte le famiglie di pace marker commercializzate in
 Europa hanno dei componenti R.

Per motivi simili: esistono ancora dei non R perché continuano
 a essere. È una scelta ben in limite tecnologico.

La prima lettera nasce dai fatti che, alla fine degli anni '80
 si inizia a pensare che il pace marker possa anche servire
 per controllare alcuni tipi di tachiaritmia, più pericolosa
 perché porta a fibrillazione.

Algoritmi
 complessi;
 maggior
 consumo;
 autonomia
 minore;
 maggior
 costo.

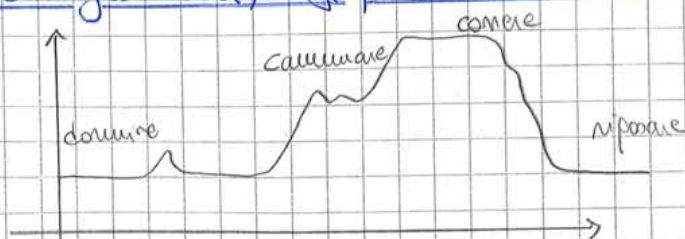
Ci sono effettivamente tecniche per farlo.

Siccome le funzioni tachiaritmiche odierne hanno
 nelle degli anni '80, presta lettera e data in di sotto.

Non conviene TUTTE le tachiaritmie ma solo alcune con
stimolazione a bassa energia.

COE' LA RATE MODULATION?

Nasce dalla seguente osservazione: a seconda delle attività
che svolge nella giornata, la frequenza cardiaca varia.



Da parte codifiche della la NBS commerciale che serve a
descrivere le caratteristiche del pezzo unico (general).

La NBS commerciale non è stata approvata da importanti
enti ma è di fatto usata da tutti i costruttori per descrivere le
caratteristiche generali dei propri prodotti (modalità di funzionamen-
to)

Alla prima lettera si sostituisce una lettera che può essere

- | S una sola
- | (V) entrambe

e indica il numero di camere studiate

Lo stesso vale per la seconda lettera, sempre riferita alle
camere assiate.

La terza lettera può essere

- | I in modalità inibita
- | D triggerata e inibita

Non compare più le indicazioni O: posta codifica ci dice
quali sono i limiti di utilizzazione del dispositivo.

Se la codifica commerciale è SSI indica che è fatto per
stimolare una sola camera, che osserva e che lavora in
modalità inibita. Anzi un unico catetere.

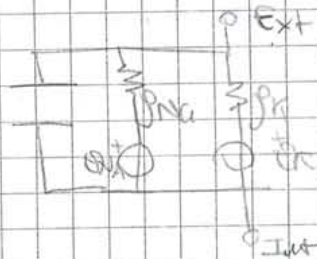
Se è DDD dal punto di vista commerciale non vuol dire
che funziona solo in modalità DDD (NBS tradizionale) ma
che ha grado di osservare e stimolare due camere e lavora
in trigger e/o inibita. È la somma delle possibilità.

queste specie ioniche

La conduttività di membrana è modellata da un resistore di conduttività g .

Il resistore è specifico di un canale quindi ce ne sarà uno per Na, uno per Ca, etc.

Consideriamo per il momento solo i canali di Na e K.



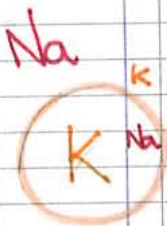
Una prima semplificazione è che resistori di canale e di resistenza sono funzione della tensione applicata ai capi di R stesso.

Si indicano con μ per dire che il valore varia al variare della tensione applicata.



Al momento è la differenza di potenziale tra esterno ed interno della membrana.

Na e K hanno concentrazioni differenti all'interno e all'esterno della membrana: Na è più concentrato all'esterno, K è più concentrato all'interno.



Grazie alla legge di Nernst si dà origine ad una differenza di potenziale tra interno ed esterno, dovuto a specificità specie ionica.

motivo per cui ho due generatori

Una poca conoscenza dei parametri porta ad oscillazioni del sistema

Le cellule del nodo neuromiale sono non ricambiabili a posto matello.

La
conduttività
tra il
canale
sodico e
un po'
di più alta
e porta
alla
depolariz-
zazione

Se ho a che fare con una fibra muscolare ^{la dtp} totale per cui all'interno è in negativo rispetto all'esterno di alcune decine di mV (70 mV). Se la lascio tranquilla, il potenziale rimane costante e va sotto il nome di potenziale di RPOB.

Posso intervenire per alterare quel potenziale: vado a cambiare il quantitativo di ioni Na-K della cellula.

Se voglio rendere meno rigido l'interno rispetto all'esterno, porto all'interno ioni positivi: è più conveniente portare Na perché all'esterno è più concentrato quindi, facendo per diffusione, non consumo energia. Sul modello elettrico non diregno G_{Na} , aumentando la conduttanza (perché riduco la resistenza). Posso agire su G_{Na} chimicamente come fa l'acetilcolina

→ modifica la conduttanza del punto in cui viene immessa) agli ioni Na.

Oppure posso intervenire:

→ per via elettrica;

→ meccanicamente: andando a sottoporre la membrana cellulare ad un certo stress modifico G_{Na} . Posso aumentare G_{Na} fino a provocare un potenziale d'azione;

È quello che si fa stimolando elettricamente un tessuto eccitabile.

→ chimicamente, variando la dtp alla membrana. G_{Na} è non lineare e dipende dalla tensione

Se continuiamo con lo stesso, arriveremo al punto in cui viene superata una tensione di soglia. A questo punto il fenomeno diventa a reazione positiva: aumenta la corrente, aumentando la ddp, che va ad aprire a quella che è la ddp iniziale tra esterno ed interno della membrana. Questo porta ad un ulteriore aumento delle g_{Na} e quindi della corrente. Succede finché il canale non è completamente aperto: a quel punto la ddp tra interno ed esterno prima si annulla e poi diventa positiva perché all'interno ci sono gli ioni potassio.

K

Il canale del potassio si apre partenzialmente durante la fase di attivazione più alta. Quando inizia ad aprirsi, aumenta la diffusione del potassio dall'interno all'esterno: causa una diminuzione di ddp tra interno ed esterno.

Per andare a regime serve il lavoro delle pompe attive, che progressivamente muovono tanto gli ioni Na^+ quanto quelli K^+ contro il gradiente di concentrazione, ripristinando la situazione iniziale.

È la forma d'onda



→ che rende più facili i calcoli;

→ più utilizzata nei fenomeni di stimolazione.

Se Q è la carica da portare per generare il potenziale d'azione, allora

$$I \cdot \Delta t \geq Q$$

Sarebbe utile, posto di riferirsi sempre a stimoli rettangolari caratterizzati da una certa intensità e durata, rappresentare in un piano intensità-durata quegli stimoli che consentono di avere stimolazione e quelli che non lo consentono

$I \Delta t$

$v \cdot t$

Se lo stimolo è caratterizzato da $I = I_1$ e $\Delta t = \Delta t_1$,

lo stimolo è caratterizzato da un punto nel piano.

Per rappresentazione al meglio $I \cdot \Delta t = Q$, sarebbe comodo avere

I in funzione di Δt ; allora

$$I = Q / \Delta t$$

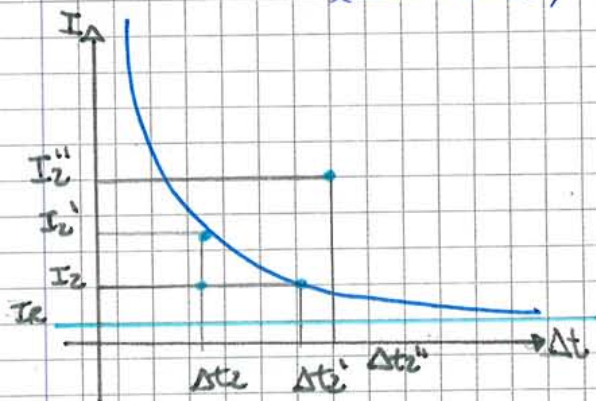
Q dipende dal tipo di tessuto (neurone, cardiaco, ...)

- carica da portare nella cella

Se volessi eccitare il deserto potrei fare una cosa peggio

tre cose:

→ aumentare Δt_z : se lo porto esattamente alla curva non alla condizione limite per stimolare ($\Delta t_z'$);



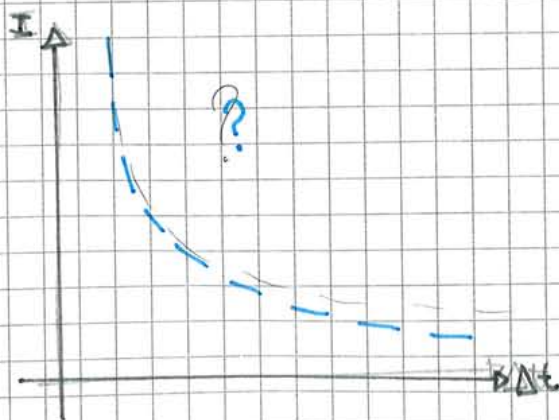
→ a parità di Δt_z , aumentare I_z (ad I_z') e portarmi sulla curva $I-\Delta t$;

→ aumentare entrainabile andare oltre la curva (I_z'' e $\Delta t_z''$)

Conoscere un deserto eccitabile che dico conoscere φ e I_R per quel dato deserto perché posso disegnare la curva interstimolatoria.

φ dipende dal tipo di deserto ma è sostanzialmente indipendente dalla geometria dell'onda di stimolazione.

I_R dipende dal deserto ma anche dalla forma d'onda



Per descrivere questa curva devo essere noti φ e I_R .

Posso individuare un valore di I_R e definirla **RSD BASE**

È quel valore, al di sotto del quale, quel valore di costante,

prolunga ma la durata dello stimolo non posso avere stimolazione del potenziale d'azione.

COME SI DIMOSTRA L'EFFICIENZA della CRONASSIA?

Supponiamo che il carico sia puramente resistivo, e quindi la corrente I (stivolo rettangolare) ai capi del resistore si va a creare una tensione V che ^{ha} la stessa forma della corrente e che la corrente vale, la tensione vale $R \cdot I$.

L'energia E

$$E = \int P dt$$

e la potenza istantanea vale

$$P = \begin{cases} 0 & \text{se } I = 0 \\ V \cdot I & \text{se } I = I \end{cases}$$

L'energia si ricava come integrale in tre intervalli di tempo

$$\begin{cases} \text{prima dell'impulso} \rightarrow E = 0 \\ \text{durante l'impulso} \rightarrow E \neq 0 \\ \text{dopo l'impulso} \rightarrow E = 0 \end{cases}$$

Durante l'impulso la potenza P è costante e quindi

$$E = I^2 R \cdot \Delta t \quad \text{energia ceduta}$$

È funzione di $\Delta t \mapsto E(\Delta t)$

Se $\Delta t = \text{cronamia}$, allora $E(\Delta t)$ è minimo.

CATERI

La cardiostimolazione per atriare in due modalità:



1) MONOPOLARE: la corrente scorre dall'estremo del catetere alla cassa del pace maker; il catetere ha

2) un unico elettrodo che va sotto il nome di elettrodo di punta.

La punta è in carbone
pirotico,
buon
conduttore

Ho della corrente che scorre nell'antitracico sinistro del paziente

- scorre attraverso un volume piuttosto ampio per eccitare tessuti stimolabili che incontra lungo il percorso.

✓ un portatore di pace maker può essere ricoverato in pronto soccorso ed effettuare un ECG: presto fa vedere l'impulso di stimolazione del pace maker.

✓ È semplice verificare se funziona correttamente.

✓ Il catetere per monopolare è più semplice e più piccolo: è meno invasivo per la vena ventricolare destra.

La stimolazione è più probabile che si è maggiore: la punta del ventricolo tocca il digastrico

infiltrazione ad ogni battito o stimolazione del grande pettorale



2) BIPOLARE: nel catetere c'è sia l'elettrodo di punta che quello ad quello la corrente si

chiude tra questi elettrodi e la cardiostimolazione

si genera sotto l'elettrodo di punta (a contatto con

il miocardio). Quello ad quello serve come

returno.

La guaina (in silicone o polietilene) arriva fin contro l'elettrodo di punta.

All'interno c'è un conduttore avvolto a spirale fino all'elettrodo.

Se ho una volla, punta regge meglio le sollecitazioni.

Il core si costruisce tra le 70.000 e le 100.000 volte al giorno. Contraazione e una stimolazione meccanica per il catetere.

Nel caso bipolare c'è una doppia guaina e un doppio conduttore.

Questa maggior risposta è solita: crea maggiore infiammazione localizzata nel punto di contatto e c'è ispessimento "aumentato" della specie.

↳ Questo provoca una crescita di ^{fibroso} connettivo molto rapida.

✓ Diventano stabili meccanicamente in un tempo minore rispetto a pelli in carbone pirolitico.

Pesti non casi estremi: esistono elettrodi in carbone pirolitico più rispondi, alcuni in Pt - Ir meno rispondi del precedente e ne esistono nei due materiali realizzati in entrambe le forme. Il diametro di pesti elettrodi è dell'ordine di 1,5 - 3 millimetri.

CONFRONTO Pt - Pt-Ir

Anche il platino di origine a elettrodi per cardiostimolazione ma si preferisce il Pt-Ir. Pt e Pt-Ir hanno caratteristiche comuni come la polarizzabilità (che evitano la corrosione di ioni metallici nel tessuto).

Il Pt-Ir è però più "rispettoso" del tessuto cardiaco.

Inoltre al tessuto si creano segni di infiammazione e debba-mente propuchi: il Pt-Ir dà però origine a fenomeni infiammatori minori rispetto al solo Pt.

Nel giro di due settimane praticamente raddoppia: questo è
logico conseguenza delle caratteristiche elettriche del
tessuto fibroso che si viene a creare.

Il tessuto connettivo è un buono conduttore di calore
ma ci gradugna in stabilità dell'impianto.

Dopo queste due settimane resta stabile come regola per
tempi molto lunghi (anche entro anni).

Si
stimola
per
una
creata
paragonabile
con
la
clausura
del
tessuto
(~ ms)

La regola viene sempre molto da impianto ad impianto.

La regola, invece che in funzione del voltaggio, si può
valutare in funzione della percentuale di fascetti che
in quella situazione poteva essere stimolata con una
regola 1,5V: vediamo che dopo un anno la frazione
totalità dei soggetti può essere stimolata con 1,5V.

Nell'arco di dodici mesi, resta regola vera in modo
reversibile.

L'autoregolazione della regola fa dare lo stimolo giusto e
anzi una caratteristica di tutti i pacemaker.

! Gli elettrodi in subcutaneo pindito hanno il vantaggio della
ottima compatibilità ma hanno tempi di stabilizzazione
maggiori a quelli in Pt-IR (che però imitano di più).

Un elettrodo per caudo stimolazione va caratterizzato in termini di banda sotto un certo numero di aspetti:

Due li abbiamo già visti:

1. tempo necessario alla stabilizzazione meccanica e di soglia;
2. corrente stimolazione minima (a parità del resto).

In un pace maker c'è un problema: i pace maker consentono di avere tensioni di stimolazione di 5-6 Volt fino a 100mA alimentati da batterie Li-I, che erga ad più 2,8V.

Come stimolo a 5-6 V se ho solo 2,8V a disposizione?

È quindi importante avere a che fare con cateteri che non permettano di stimolare con una soglia bassa.

Da un punto di vista del pace maker il discorso è presto:

il DIA deve imporre una corrente nel miocardio e per misurarla deve applicarla all'elettrodo (che è un cavo misto R-C).

Sarebbe preferibile un elettrodo che può far sentire corrente applicandovi la tensione migliore possibile. Tendo a preferire questo tipo di cateteri per motivi di alimentazione.

Il catetere ha certa resistenza R_s che corrisponde alla resistenza elettrica del conduttore utilizzato (avvolto a dico):

$$R_s \in [100 \Omega; 1k\Omega]$$

C'è poi l'elettrodo eristallico approssimabile con un R/C