



Corso Luigi Einaudi, 55 - Torino

Appunti universitari

Tesi di laurea

Cartoleria e cancelleria

Stampa file e fotocopie

Print on demand

Rilegature

NUMERO: 2012A -

ANNO: 2016

A P P U N T I

STUDENTE: Rossero Martina

MATERIA: Dispositivi impiantabili attivi - 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

Cre cos'è un DIA? È un qualsiasi dispositivo medico attivo destinato ad essere impiantato interamente o parzialmente mediante intervento chirurgico o medico nel corpo umano o mediante intervento medico in un orifizio naturale e destinato a restarvi dopo l'intervento

Direttiva di riferimento: 90/385/CEE modificata da 93/42/CEE e da 93/68/CEE

Il primo DIA è il PACEMAKER. Il primo è del 1958 e in esso vi erano due transistori unificati, due condensatori, due resistori e la batteria. Era adatto a soggetto con blocco atrio-ventricolare totale e aveva un'autonomia di 2,5-3 anni. L'evoluzione con gli anni ha portato a notevoli miglioramenti nel funzionamento, nelle possibilità, nell'autonomia e nella miniaturizzazione del dispositivo.

ENABLING TECHNOLOGY: tecnologia che consente di sviluppare un'altra tecnologia

Sorgenti Energetiche

Un dispositivo attivo è legato per il suo funzionamento ad una fonte di energia elettrica o a qualsiasi altra fonte di energia diversa da quella prodotta direttamente dal corpo umano o dalla gravità

Alimentazione

- **BATTERIE** fonti energetiche interne, si sa esattamente la durata della vita del dispositivo, = adatta a dispositivi life-support
- **TELEALIMENTAZIONE** fornisce energia dall'esterno
- **ACCUMULATORI + TELEALIMENTAZIONE** sorta di batteria ricaricabile (es. per pompa di infusione anche se dovesse scaricarsi possono essere somministrati i farmaci in altro modo)

BATTERIE

Sino al 1970 erano in zinco-ossido di mercurio e avevano durata di 2-3 anni. Avevano problemi rilevanti: stato di carica non determinabile con certezza ed emissione di idrogeno gassoso.

Le batterie trasformano energia chimica in energia elettrica tramite reazioni redox. L'anodo si ossida cedendo elettroni mentre il catodo si riduce acquistando elettroni.

Vi sono due scambi di carica:

- elettroni dall'anodo al catodo attraverso il circuito esterno
- ioni attraverso l'elettrolita

Devo misurare la tensione di esercizio \rightarrow voltmetro in parallelo alla batteria

e la carica erogata, considerando la corrente costante in un intervallo sufficientemente breve

$Q = I \cdot \Delta t$ Δt lo misuro con un cronometro esterno mentre I con un amperometro in serie al carico

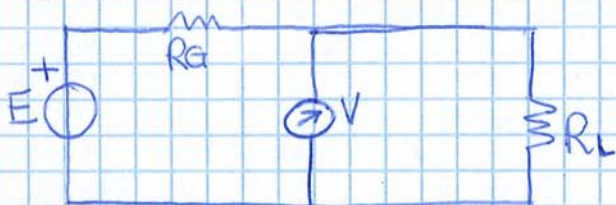
Voltmetro e amperometro sono non ideali (voltmetro non ha R interna infinita e amperometro non ha R interna nulla) però se la R interna del voltmetro è un migliaio di volte più grande di R_L o R_G la più grande delle due e quella dell'amperometro è un migliaio di volte più piccola di R_L o R_G la più piccola delle due si commette un errore solo del $\times 1000$ che sono accettabili

Si realizza una tabella

V_1	I_1	t_1		$\Delta t = t_i - t_{i-1}$
V_2	I_2	t_2	Δt	$Q_2 = I_2 \cdot \Delta t$
V_3	I_3	t_3	Δt	$Q_3 = I_3 \cdot \Delta t$

La carica totale erogata è la sommatoria delle Q_i

In realtà il procedimento è un po' diverso. Il banco di misura reale è



dovendo ricavare la curva di scarica) nelle reali condizioni di utilizzo del dispositivo i valori sono:

$E = 2,8V$
 $R_G = 1-2 K\Omega$
 $I = 20 mA$

supponendo che R_G non ci sia

$R = \frac{E}{I} = 140 K\Omega$

essendo R_G molto più piccola si commette un errore del 1% assolutamente trascurabile

Per automatizzare la misura si utilizza una scheda di conversione analogico-digitale in parallelo con la batteria. Dal momento che conosco R_L , la corrente sarà $\frac{V_i}{R_L}$

Costruisco la tabella:
come prima

	V	I	Q
V_1	I_1		
V_2	I_2	$\Delta t I_2$	

positivo. Il coperchio è poi sigillato con saldatura laser. Anche se non scorre corrente si forma comunque uno strato di ossido di litio. Si parla di corrente di auto scarica.

TENSIONE A VUOTO: 2,8 V

N.B. le batterie per DIA lavorano a 37°C (T corporea)

La capacità di una batteria varia con la corrente di scarica e presenta un punto di massimo per un particolare valore della corrente

DETERMINAZIONE DELL'AUTONOMIA DI UNA BATTERIA

$C = 1,3 \text{ AR}$ $I = 15 \mu\text{A}$
 $Q = 15 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 38,88 \text{ C}$
 $Q_{\text{TOT}} = 1,3 \cdot 3600 = 4680 \text{ C}$
 $A = \frac{Q_{\text{TOT}}}{Q} = 120 \text{ mesi}$

considerando solo i consumi di fondo e non la stimolazione
 ↓
 mantenere attivi i circuiti elettronici del PM

BATTERIA LITIO-LIO

Sono le batterie dei defibrillatori cardioversori impiantabili. Abbiamo già detto che la massima corrente erogabile da una batteria Li-I cioè quella di corto circuito è $\approx 1,4 \text{ mA}$. È importante che sia bassa (cioè che la resistenza interna sia alta) poiché in questo modo la potenza dissipata dalla batteria è bassa ($P = RI^2 = 2000 \cdot (1,5 \cdot 10^{-3})^2 = 4,5 \text{ mW}$) e non provoca troppo riscaldamento dei tessuti.

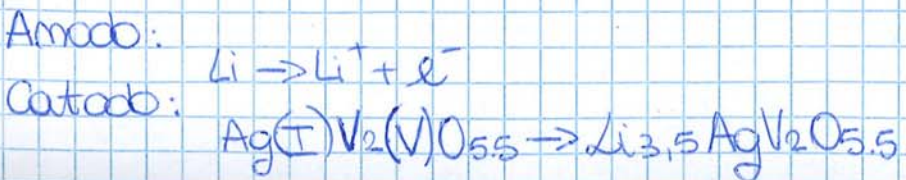
Un defibrillatore richiede correnti di qualche A quindi non va bene la Li-I

Per avere una corrente di scarica elevata debb far scorrere più elettroni nel circuito esterno debb quindi aumentare la superficie delle piastre

Vi sono tante piastre di catodo in ossido d'argento vanadio* collegate tramite un ponte al reagente che quindi ha polarità positiva mentre il contenitore è negativo. Le piastre sono avvolte in un foglio microporoso di polipropilene.

L'incubo è formato da un'unica piastra piegata a serpenti ma costituito da due fogli di litio posti ad due lati di una piastra di nichel. L'elettrolita è liquido ed è costituito da solventi organici e sali di litio.

* carbonio, grafite ed un legante che aderisce ad una rete di titanio



TENSIONE A VOTO: 3.6V molto alta

alta densità volumetrica e gravimetrica, la tensione è pressoché costante per tutta la vita del dispositivo

- Difetti:
- autoscarica maggiore
 - sofferenza del fenomeno del VOLTAGE DELAY
 - scarica improvvisa

TELEALIMENTAZIONE

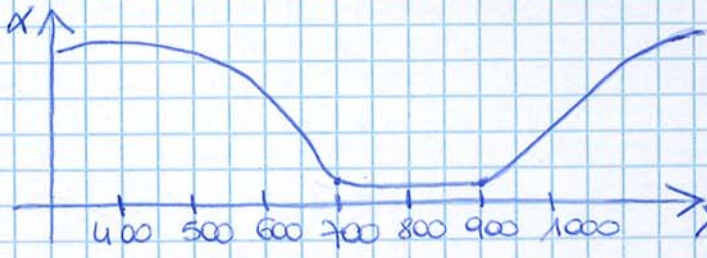
Volendo trasferire energia dall'esterno all'interno del corpo umano si utilizza la radiazione elettromagnetica.

Quali sono i livelli richiesti?
 per es. per un pm se $I = 20 \mu A$ e $V = 2.8V$ la potenza richiesta per il suo funzionamento è di 50-60 μW
 per altri DIA (escluso l'ICD) si arriva a pochi mW

Tanto più la frequenza è bassa tanto più gli oggetti sfruttati per l'accoppiamento magnetico sono grandi però tanto più è alta la frequenza più i tessuti assorbono energia. La frequenza è quindi

$$100 \text{ KHz} \leq f \leq 10 \text{ MHz}$$

Esiste la possibilità di utilizzare frequenze più alte arrivando alle radiazioni luminose!



considerando il coeff di assorbimento dei tessuti α si nota che tra 700-900 nm l'assorbimento è minimo

Si utilizza quindi radiazione nell'infrarosso vicino. L'idea è quella di avere una sorgente luminosa, un LED, all'esterno, mentre all'interno un FOTODIODO che colpito dai fotoni genera una corrente sul carico



L'efficienza cioè rapporto tra potenza ricevuta e potenza prelevata è $\eta = \frac{P_r}{P_t}$ molto bassa dal 1% al 1%

LED e fotodiode devono essere però vicini quindi posso alimentare solo DIA superficiali

Per quanto riguarda l'accoppiamento magnetico invece si hanno due induttori mutuamente accoppiati.

$$\text{ottenendo } v_2(t) = m(t) A_1 \cos(\omega t) A_2 \cos(\omega t) = \\ = K m(t) \cos(0) + K m(t) \cdot \cos(2\omega t)$$

facendo passare questo segnale in un filtro passa basso ottengo un segnale $m_2(t) = K m(t)$

Questo sistema può anche servire per fornire l'energia necessaria alla contemporanea comunicazione dal interno all'esterno.

MODALITÀ di COMUNICAZIONE:

- HALF DUPLEX: bidirezionale, l'informazione però non può essere trasferita contemporaneamente nei due sensi
- FULL DUPLEX: bidirezionale, è possibile il trasferimento contemporaneo nei due sensi

Il principio dell'impedenza riflessa può essere alla base della telemetria ribaltando lo schema e aggiungendo all'interno un blocco detto PL che ricostruisce l'osc

Esiste anche una codifica NAG commerciale che li divide in monocamerale e bicamerale → SSI e DDD

La stimolazione asincrona ha dei problemi:

- Rischio di comparsa di un ritmo residuo, pericoloso perché se lo stimolo viene poi erogato durante la ripolarizzazione del ventricolo (fase vulnerabile) si rischia la fibrillazione ventricolare
- È meglio quindi stimolare a una frequenza alta 85/95 bpm per essere sicuri che il PM prenda il controllo
- non si ha la possibilità di adattare la frequenza in base all'attività

Nasce così modalità VVI in modo da sfruttare il ritmo atriale intrinseco che si adatta all'aumento della frequenza proprio per attuare questa modulazione

La modalità VI nasce invece per quei soggetti in cui il blocco atrio-ventricolare non è totale ma saltuario che però può capitare in situazioni pericolose (es: marfima)

Per tentare di adattare la frequenza di stimolazione all'attività del paziente:

- si può utilizzare la frequenza respiratoria tramite una debole corrente (decine di μA) a \approx 100 KHz fatta scorrere tra la punta del catetere e il contlettore e possibile misurare l'impedenza della gabbia toracica che aumenta con l'inspirazione (se ci si rende conto che la f respiratoria aumenta allora aumenta anche quella cardiaca)
- Tuttavia vi è un problema: si utilizza troppa corrente e dunque si riduce l'autonomia
- si utilizzano accelerometri (mono bi tri assiali) a basso consumo energetico che distinguono l'attività del soggetto

Il codice NAG viene esteso con due lettere:

- PROGRAMMABILITÀ (O, P, M, C, R)
- FUNZIONI ANTI TACHI ARITMICHE

{ codice NASPE }
NAG

CATETERE di STIMOLAZIONE

Il collegamento tramite cateteri è critico poiché devono essere piccoli ma molto resistenti (stress meccanico dovuto ai battiti (100ml al giorno))
Diametro: 850-900 μm / 2 mm

All'estremità vi è un disco di materiale conduttivo in platino-iridio o carbone purificato.

Metodi di fissaggio:

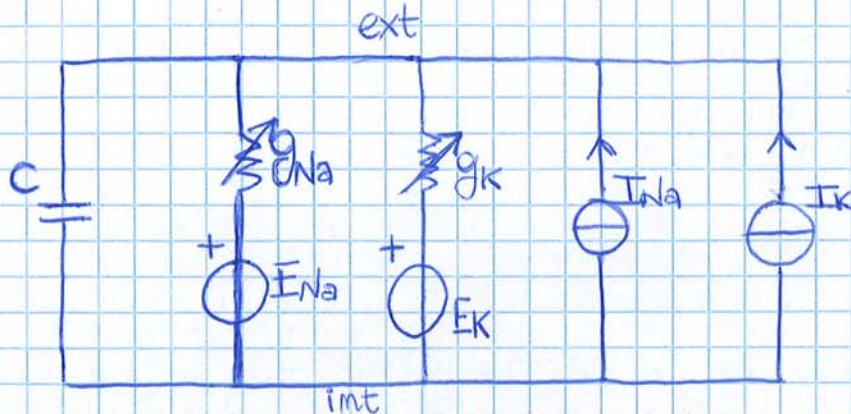
- ATTIVO pig-tale avvitato nella parete cardiaca
- PASSIVO adharbe che si inseriscono nelle trabecole

RICHIAMI SULLA depolarizzazione dei TESSUTI eccitabili

un pacemaker agisce stimolando elettricamente un tessuto eccitabile.

È possibile realizzare un modello della membrana di una cellula eccitabile → MODELLO di HODGKIN-HUXLEY.

La membrana è costituita da un doppio strato di fosfolipidi considerato un isolante, un dielettrico che separa due conduttori, le liquidi intra ed extra cellulare → CONDENSATORE



Dato un certo voltaggio, se esso ha concentrazione maggiore all'interno o all'esterno tende a muoversi secondo il gradiente attraverso la membrana utilizzando i CANALI IONICI. La membrana oppone però resistenza → RESISTORE.

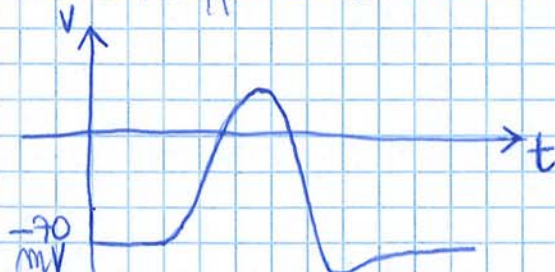
È però un resistore non lineare. Dipende dalla ddp ai suoi capi.

Si crea una ddp poiché ai due lati della membrana vi è concentrazione diversa → GENERATORE di TENSIONE

Per la genesi del potenziale d'azione consideriamo sodio e potassio (potassio maggiore all'interno, sodio all'esterno).

È necessario considerare i fenomeni di POMPA ATTIVA, movimento di ioni contro gradiente, per evitare il raggiungimento dell'equilibrio. → GENERATORE di CORRENTE

Volevo rappresentare la ddp di membrana nel tempo



l'interno in condizioni di riposo è negativo. Se aumenta la conducibilità del sodio all'interno della cellula aumenta la carica positiva quindi il pot.

All'aumentare del pot però aumenta anche g_{Na} , superato un certo valore scatta il fenomeno si autosostiene. Aumenta anche g_K che diventa importante quando il pot è prossimo a 0, diminuisce nuovamente il pot.

Quindi l'eccitazione avviene per apertura del canale del sodio mentre la ripolarizzazione avviene per apertura dei canali del potassio.

ponendo uguale a zero si ottiene $\Delta t = \frac{Q}{I_{RB}}$ che è proprio la cromassia \rightarrow per cui la cromassia è il minimo intervallo di tempo che permette la stimolazione del tessuto con corrente $= 2I_{RB}$ e con il minor dispendio energetico.

La cromassia del tessuto cardiaco è ≈ 1 ms
 La corrente di stimolazione è qualche mA
 La tensione è qualche V
 L'energia è dell'ordine di qualche μJ
 La potenza è dell'ordine di mW

Esempio esercizio

$C_r = 200 \mu s$ stimolazione con il minimo dispendio energetico

$R = 1,2 K\Omega$ del catetere

$E = 5 \mu J$

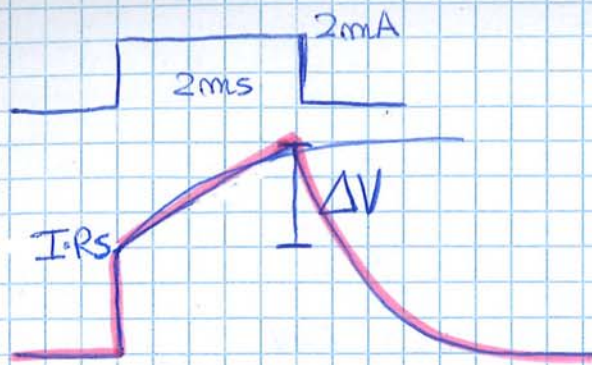
$$E = RI^2 \Delta t$$

$$\Delta t = C_r \quad I = 2I_{RB}$$

$$I = \sqrt{\frac{E}{R \Delta t}} = \sqrt{\frac{5 \cdot 10^{-6}}{1,2 \cdot 10^3 \cdot 200 \cdot 10^{-6}}} = 4,56 \text{ mA}$$

$$I_{RB} = \frac{I}{2} = 2,28 \text{ mA}$$

$$V = RI = 5,47 \text{ V}$$



Il condensatore è scarico si comporta come un corto circuito quindi per $t=0$ si ha un gradino di tensione $V=I \cdot R_s$.
 All'infinito il condensatore è carico \rightarrow circuito aperto quindi $V=I(R + R_s)$

$\tau = RC$ capacità per (oh) resistenza vista da (da) capacità in fase di carica. Dal momento che il gen. ha resistenza infinita interna si ha solo R .
 $\tau = 100 \text{ ms}$

Consideriamo un tratto molto piccolo approssimabile ad una retta (anche perché R può essere trascurato). Terminato l'impulso C si scarica su R quindi V diminuisce esponenzialmente con la stessa τ

ΔV corrisponde alla tensione che ho sul condensatore dopo 2ms

$$\Delta Q = C \Delta V \quad \Delta V = \frac{\Delta Q}{C} = \frac{I \Delta t}{C} \approx 400 \text{ mV}$$

Questo parametro prende il nome di **POLARIZZAZIONE** un catetere è tanto migliore quanto più bassa è la pol. perché il dispendio energetico è minore

$I \cdot R_s + \Delta V$ è la dinamica massima che deve avere il gen. di corrente

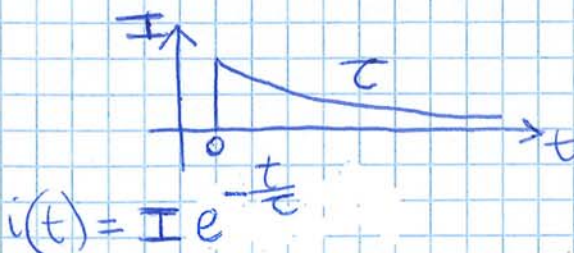
Sui cateteri sono necessarie:

- la misura della pol
- la misura di R_s

lo si fa immergendolo in soluzione fisiologica

La polarizzazione non viene frenata perché è misurata in condizione scelta dal produttore.

Il resistore R in parallelo con C può essere trascurato. Quando vi è l'impulso l'aumento della corrente nel condensatore è

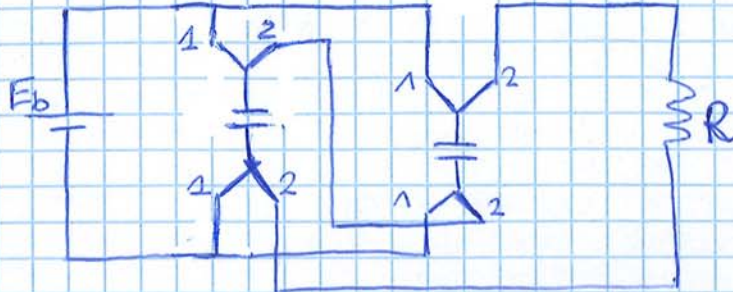


in $t=0$ scorre tutta nel condensatore $i(t) = I$
 in $t=2 \text{ ms}$ $i(t) = I e^{-\frac{2 \cdot 10^{-3}}{100 \cdot 10^{-3}}} = I e^{-0,02} \approx I 0,98$

Al termine dell'impulso il 98% della corrente scorre ancora tutta nel condensatore quindi quel 2% che scorre in R è trascurabile (quindi approssimazione della retta)

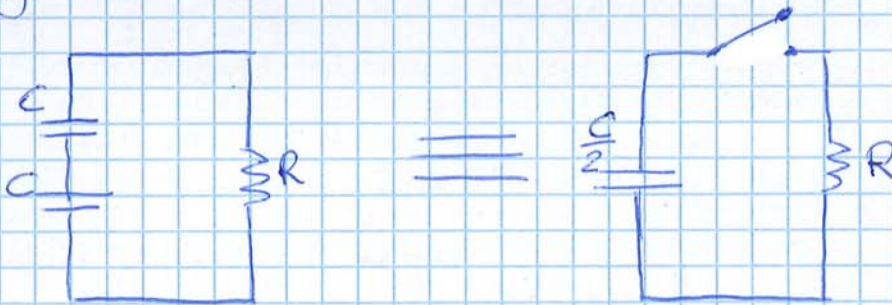


Per la tensione è necessario raddoppiare o triplicare la tensione. Un R/LC converter consumerebbe troppo



CAPACITÀ
COMMUTATE

In una prima fase i condensatori sono in parallelo con la batteria si caricano quindi con E_b .
 In una seconda fase sono invece in serie con il carico - sui VL quindi $V = 2E_b$
 È un sistema molto efficiente dal punto di vista energetico



La tensione su R è un esponenziale decrescente
 con $\tau = \frac{RC}{2}$

Vogliamo durante l'impulso una tensione il più possibile costante questo si ottiene con una τ elevata

$$V_c(t) = \frac{I \cdot \Delta t}{C}$$



$I R_s \approx 100 \text{ mV}$ può il PM rilevare questa tensione?
 Assolutamente sì perché deve essere in grado di captare i segnali atriali e ventricolari che sono dell'ordine delle centomillesimi di mV

Pero la misura può essere effettuata dopo il gradino $I \cdot R_s$ devo controllare che questa scelta arbitraria non influenzi la misura di R_s .

calcolo $\Delta V_c = \frac{I \cdot \Delta t}{C} = \frac{100 \cdot 10^{-6} \cdot 30 \cdot 10^{-6}}{10^{-8}} = 300 \text{ mV}$

e dunque un errore piccolissimo, ottime prestazioni

Questo metodo però ha uno svantaggio: consuma un po' di più ma non eccessivamente.

Vi è un'altra strategia: usare lo stesso impulso della stimolazione.

Svantaggi: meno accurato e vincola la misura al momento della stimolazione
 Strategia poco seguita

MODALITÀ DDD

Simula il funzionamento fisiologico del cuore e evita qualunque stimolazione che non sia effettivamente necessaria.

È ATRIO-GUIDATA

Se vi è un evento atriale A_s o A_p parte l'intervallo AV
 se vi è attività ventricolare viene inibito lo stimolo
 se no al termine di AV viene erogato lo stimolo
 stessa cosa vale per l'intervallo VA



in questo caso ad es non vi è attività atriale né ventricolare

c'è sincronizzazione tra atrio e ventricolo
 Gli intervalli sono o fissi o variabili

Ci sono una serie di CONTATTORI

- APP (periodo refrattario atriale) impedisce al PM di considerare come attività atriale spontanea un'attività sentita in un momento in cui è fisiologicamente impossibile

Il PM può causare la PMT (tachicardia mediata da pace maker). Se il ventr. viene stimolato e l'impulso è dell'ordine dei V quindi è estremamente probabile che venga sentito a livello atriale e scambiato per attività spontanea. Se questo succede viene iniziato un nuovo intervallo base e al termine di AV stimola di nuovo il ventricolo però lo stimolo è troppo prematuro, il cuore batte troppo

Se vi è attività all'interno dell'int di interferenza = 50 ms esso viene interrotto e ne inizia uno nuovo. Dalla durata di questi intervalli accorciati posso risalire alla frequenza dell'interferenza. Se è maggiore di 1200 bpm l'intervallo di interf. viene sempre minimizzato, si rende il canale sempre refrattario, il PM non considera l'attività → a questo punto deve passare in modalità ASINCRONA (Aa)

Posso però pensare a soluzioni intermedie

DDD → DVI se l'interf. è solo nell'atrio } es: depolarizzazione del catetere =
 DDD → DAD se l'interf. è solo nel ventr. } del catetere =

- Intervallo di **BLANKING**, il catetere è utilizzato sia per stimolare che per il sensing. Tuttavia l'impulso è da 1000 a 10000 volte più grande del segnale cardiaco, si rischia quindi la **SATURAZIONE** dell'**AMPLIFICATORE**, condizione dalla quale ci va molto tempo a uscire. Questo intervallo serve proprio a evitare questo, il sistema non preleva il segnale e staccato dal canale di amplificazione **DECINE di ms**

A volte si abbassa semplicemente l'amplificazione

In presenza di stimolazione quindi vengono attivati in entrambe le camere. Dopo quella dell'atrio è più lungo quello ventricolare perché ovviamente si è più vicini al punto di stimolo

MODALITÀ VDD deriva dalla DDD e dunque atrio-guidata semplicemente non si stimola l'atrio

MODALITÀ DDI è ventricolo-guidata



N.B. VA è sempre più lungo di AV
 AV ≈ 180/250 ms
 IB ≈ 700/850 ms
 VA ≈ 800 ms

se non vi è attività spontanea

Se ci fosse stata attività As però, a differenza della DDD, l'intervallo VA sarebbe continuato fino al termine cioè **VA è FISSO**

Non c'è sincronizzazione tra atrio e ventricolo → questo permette alla modalità DDI di essere più sicura rispetto all'insorgenza della PMT

Inoltre anche se insorgesse la PMT avrebbe frequenza minore (3 volte) → un ciclo della durata di VA e non di AV

MODALITÀ DVI ventricolo-guidata non vi è sensing atriale quindi al termine di VA l'atrio viene comunque stimolato

se c'era stata As possono succedere 2 cose:

- lo stimolo cade nel periodo refrattario
- doppia depolarizzazione che non crea troppi problemi

motivi e si tornarebbe all'IB di partenza. Per evitare di perdere il ritmo stabile si utilizza l'**ISTERESI RIPETITIVA** e la **SCANSIONE DI FREQUENZA** cioè prima di tornare all'IB programmato si aspettano un certo numero di eventi (ad es 4). Questo meccanismo lo attiviamo solo se precedentemente il ritmo era stabile (ad es 180 As consecutivi).

Queste 2 funzioni favoriscono quindi il **MANTENIMENTO** di un ritmo spontaneo che però emerge da solo. Se invece si vuole tentare di **FARE EMERGERE** il ritmo intrinseco che è mascherato dalla stimolazione si utilizza la **SCANSIONE di ISTERESI**.

Se vi è un ritmo stimolato stabile (ad es 180 cicli consecutivi), si prova ad allungare l'IB (ad es per 4 cicli) per cercare un ritmo spontaneo.

• **AV è dinamico**

Adatta la lunghezza in base alle variazioni della frequenza. La variazione può essere **BASSA, MEDIA, ALTA**.

N.B. ovviamente se aumenta AV diminuisce

per **MANTENERE** o **FAVORIRE** una conduzione ATRIO-VENTRICO (ARE intrinseca) si utilizza l'**ISTERESI dell'INTERVALLO AV** allungando l'intervallo AV se viene sentita Vs.

Utile anche l'**ISTERESI RIPETITIVA** e la **SCANSIONE di ISTERESI**.

Inoltre vi è anche l'**ISTERESI NEGATIVA**, poiché in alcuni casi può essere meglio supportare la stimolazione del ventricolo (es cardiomiopatia ostruttiva ipertrofica, la contrazione spontanea non è efficace). Si accorcia AV (se è già ≤ 100 ms non si accorcia ulteriormente).

È stato dimostrato che a lungo andare la stimolazione dei ventricoli può portare a:

- cardiomiopatia congestizia
- VF

È quindi meglio ridurre il più possibile sfruttando al meglio i ritmi residui.

L'idea di base era quella di usare un monocamerale in modalità AAI. Oggi si preferisce impiantare i Biceramali quindi si utilizza per la **SOPPRESSIONE di VP** la modalità **AAI** (atrio-guidata).

Questa modalità non è permanente, non potendo garantire la sicurezza del paziente.

Si usa la **DDD-AAI** in cui vi è un cambio automatico tra le due: il PM funziona in DDD che è più sicuro se vi è conduzione passa in AAI, fuo a quando non vi sono più segni di conduzione a questo punto torna in DDD.

N.B. Nella AAI l'intervallo AV è lungo 450ms

CONTROLLO DELLA CATTURA

Cattura: effettiva contrazione in seguito alla stimolazione, erogazione di uno stimolo efficace

Il controllo della cattura permette di adattare automaticamente l'ampiezza di stimolazione in base alla soglia di stimolazione (tra l'altro risparmio energetico)

→ ATRIALE

Controllo periodico (giornaliero)

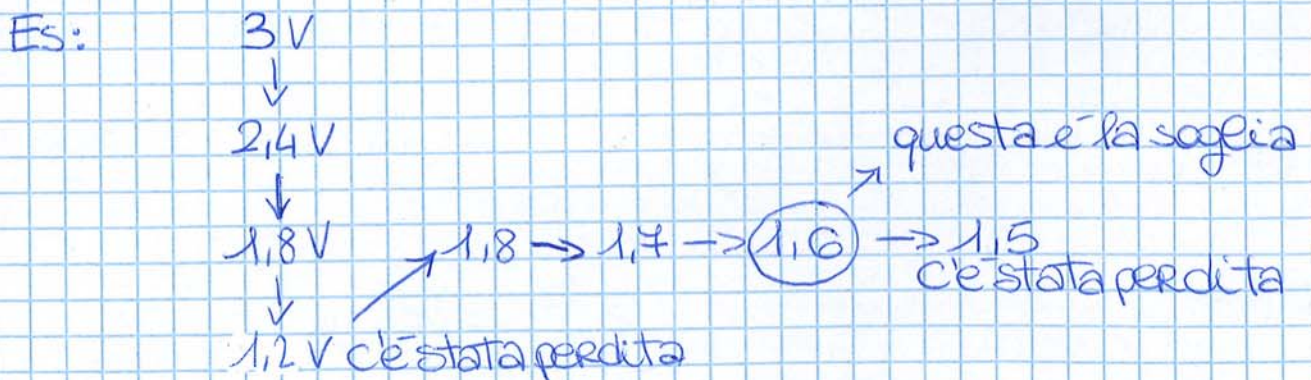
Come si fa: si stimola ad una frequenza elevata in modo da prevedere il controllo sul ritmo intrinseco (OVERDRIVE PACING) e si guarda se vi è o no AS. Se ce n'è non è stata efficace la stimolazione (NON VAUTO QUINDI LA MORFOLOGIA DEL SEGNALE)

OVERDRIVE PACING: si valuta il ritmo intrinseco, media del ritmo istantaneo degli ultimi 4 cicli

- se esso è più alto della f di stimolazione programmata il test viene portato avanti con frequenza = a quella del ritmo intrinseco + 20%
- se esso è più basso della f di stimolazione programmata il test viene portato avanti con frequenza = a quella della f di stimolazione + 20%
- se esso è > di 108 bpm non si può eseguire il test (il PM non ha tempo)

Durante il test la modalità utilizzata è la **DSI** per evitare di vedere onde P retrocombinte (PMT) Impulsi AV e molto brevi = **50 us**

Ampiezza iniziale 3V poi la stimolazione viene ridotta a passi di 600 mV finché non vengono rilevati 2 AS su 5. A questo punto si tornerà al valore precedente e si diminuirà a passi di 100 mV per una ricerca più accurata



Pero finché c'è cattura AV = 50 us ma se non vi è cattura AV sarebbe quello naturale poiché c'è AS → dopo ogni gruppo di 5 cicli si eroga un **IMPULSO di SINCRONIZZAZIONE** che deve ovviamente avere ampiezza efficace:

- se c'è stata cattura e la riduzione è a passi di 600 mV l'impulso è alla stessa ampiezza di quella del test
- se non c'è stata cattura e la riduzione è a passi di 600 mV l'impulso è all'ampiezza di quella del test + 600 mV

Il PM, se attivo il sensing, può registrare alcuni dati importanti dal punto di vista diagnostico (registra fino a 240 giorni poi inizia a sovrascrivere)
 Il software del programmatore permette di visualizzare le STATISTICHE registrate sotto forma di contatori di eventi, istogrammi e trend.

Le STATISTICHE sono:

- TEMPORIZZAZIONE
- ARITMIE ATRIALI E VENTRICOLARI
- ATTIVITA' DELL'ACCELEROMETRO
- SENSING
- STIMOLAZIONE

STATISTICHE DI TEMPORIZZAZIONE

Classificazione	Descrizione
Contatori di eventi	<p>I contatori di eventi sono divisi in due gruppi:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Eventi atriali sentiti (A_s) ed eventi atriali stimolati (A_p) <ul style="list-style-type: none"> - A_s: evento atriale sentito al di fuori del periodo refrattario atriale - A_s (PVARP): evento atriale sentito all'interno del periodo refrattario atriale post-ventricolare; - A_{rs}: evento atriale sentito all'interno del periodo refrattario atriale; - A_p: evento atriale stimolato • Eventi ventricolari sentiti (V_s) ed eventi ventricolari stimolati (V_p) <ul style="list-style-type: none"> - V_s: evento ventricolare sentito al di fuori del periodo refrattario ventricolare - PVC: contrazione ventricolare prematura - V_{rs}: evento ventricolare sentito all'interno del periodo refrattario ventricolare - V_p: evento ventricolare stimolato <p>I contatori di eventi vengono registrati per un certo periodo massimo di tempo (ad esempio 240 giorni) dopo il quale cominceranno ad essere sovrascritti.</p>

Episodi	<p>Gli episodi considerano insieme eventi atriali e ventricolari, mostrandoli in forma percentuale. Gli episodi che vengono memorizzati comprendono:</p> <ul style="list-style-type: none"> • $A_s - V_s$: evento atriale sentito seguito da evento ventricolare sentito • $A_s - V_p$: evento atriale sentito seguito da evento ventricolare stimolato • $A_p - V_s$: evento atriale stimolato seguito da evento ventricolare sentito • $A_p - V_p$: evento atriale stimolato seguito da evento ventricolare stimolato • $V_s - V_s$: due eventi ventricolari consecutivi (V_s, V_p o PVC) non inframmezzati da un evento atriale
---------	---

Trend giornalieri della frequenza cardiaca	<p>Per i dispositivi bicamerali viene distinto un trend per la frequenza in atrio e un trend per la frequenza in ventricolo. I trend riportano</p> <ul style="list-style-type: none"> • la frequenza cardiaca in bpm nelle ultime 24 ore • la percentuale di stimolazione nelle ultime 24 ore
--	---

Trend della frequenza cardiaca sugli ultimi 240 giorni.	<p>Per i dispositivi bicamerali viene distinto un trend per la frequenza in atrio e un trend per la frequenza in ventricolo. I trend riportano</p> <ul style="list-style-type: none"> • la frequenza in bpm negli ultimi 240 giorni • la percentuale di stimolazione negli ultimi 240 giorni
---	--

Istogrammi	Riportano la ricorrenza, in percentuale, di una certa frequenza cardiaca
------------	--

valutata su un arco di tempo di 240 giorni. Un marker evidenzia la massima frequenza cardiaca riscontrata

Statistiche sulle aritmie.

Queste statistiche prendono in esame, separatamente, episodi di aritmia atriale ed episodi di aritmia ventricolare. Per le aritmie atriali vengono tenuti in memoria:

- il numero e la durata di tachicardie atriali;
- distribuzione delle tachicardie atriali nell'arco di 24 ore;
- numero e durata di cambiamenti automatici della modalità di stimolazione.

Per quanto riguarda le aritmie ventricolari vengono tenuti in memoria i casi di contrazione ventricolare prematura che avvengono in sequenza. In particolare si considera il numero di volte in cui si verificano:

- PVC singole;
- 2 PVC di seguito;
- 3 PVC di seguito;
- da 4 a 8 PVC di seguito;
- più di 8 PVC si seguito.

In aggiunta, viene memorizzato il numero di episodi in cui è stata riscontrata una frequenza ventricolare troppo elevata.

Statistiche del sensore accelerometrico.

Il sensore accelerometrico del dispositivo può valutare l'attività fisica del paziente ed effettuare, sulla base di questa, degli aggiustamenti nella frequenza cardiaca.

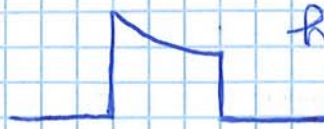
Le statistiche relative al sensore comprendono:

Tipo	Descrizione
Istogramma del sensore	Viene memorizzato il numero di volte in cui è avvenuto l'adattamento di frequenza del sensore all'interno di certi intervalli di frequenza cardiaca. Questi intervalli sono divisi in un certo numero di classi consecutive (comprese tra un minimo di 40 bpm e un massimo di 180 bpm). L'istogramma del sensore riporta il tempo percentuale di attivazione di ciascun intervallo di frequenza ed è molto utile per valutare la correttezza del settaggio del guadagno del sensore
Registro di attività	Viene riportata un'indicazione percentuale dei seguenti criteri: <ul style="list-style-type: none"> • Tempo di attività della frequenza massima del sensore; • Tempo in cui (secondo il sensore) il paziente ha eseguito un'attività fisica; • Tempo in cui (secondo il sensore) il paziente è stato in condizione di inattività.

Statistiche di sensing.

Le funzioni di sensing del dispositivo sono riportate nelle statistiche di sensing.

- L'impulso di stimolazione è un impulso rettangolare attenuato scaricando un condensatore



ha un andamento esponenziale decrescente

- Per la **TELEMETRIA per HOME MONITORING** si utilizza una frequenza di 403,62 MHz, all'interno vi è un induttore (ricevitrasmettitore) di campo magnetico e non elettrico poiché:

- $f \approx 400 \text{ MHz}$ $\lambda \approx 80 \text{ cm}$ con il campo elettrico dovremmo usare antenne di dimensioni $\approx \lambda$ cioè troppo grandi
- l'antenna è contenuta nel PM che costituirebbe uno schermo per il campo elettrico

Potenza emessa $< 25 \text{ mW}$ consumo in corrente per l'HOME MONITORING $P=VI \quad 25 \cdot 10^{-6} = 3 \cdot I \quad I \approx 8 \text{ mA}$

Per un PM con questa funzione non si utilizza una batteria litio-diodo ma beusi (Ag/Sb/CF₃). Perché? Non è un problema di corrente ma di capacità ma beusi di tensione 2,8V \rightarrow 3V partendo da una tensione di inizio vita maggiore si è in grado di caricare la funzione di home monitoring per tutta la vita del dispositivo

ESEMPIO di CALCOLO dell'AUTONOMIA CONSIDERANDO ANCHE LA STIMOLAZIONE

$$I_F = 10 \text{ mA}$$

$$C = 1 \text{ AB}$$

IMPULSO: $V_s = 2 \text{ V}$
 $\Delta t = 1 \text{ ms}$

$$R_s = 1 \text{ K}\Omega$$

MODALITÀ DOO 80 bpm

$$Q_F = 10 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 25,92 \text{ C}$$

consumo di fondo al mese

$$I_s = \frac{V_s}{R_s} = 2 \text{ mA} \quad Q_s = I_s \cdot \Delta t = 2 \text{ nC}$$

$$Q_{smese} = 2 \cdot 10^{-6} \cdot 80 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 13,82 \text{ C}$$

\rightarrow un modalità DOO stimola 2 camere

$$Q_{TOT} = 3600 \text{ C}$$

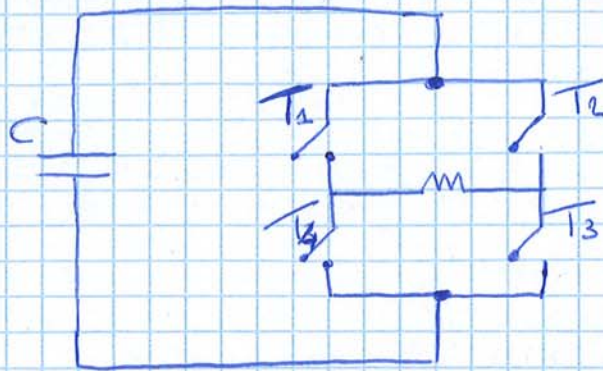
$$A = \frac{Q_{TOT}}{Q_F + Q_{smese}} = 90 \text{ mesi}$$

PACEMAKER TRICAMERALE

(si stimola il ventricolo sx passando da una vena del seno venoso corona-rio)

Permette anche la stimolazione del ventricolo sinistro: un certo numero di patologie causa una disincronia o all'interno del ventricolo stesso o tra ventricolo dx e sx che causa un'inefficiente gittata cardiaca (es. dilatazione cardiaca) \rightarrow PM tricamerale e RESINCRONIZZANTE. Tuttavia questi PM non sono molto diffusi poiché a causa di queste patologie si sviluppano anche tachiaritmie e più diffuso quindi il CRT-D (PM tricamerale + ICD)

Il circuito di scarica diventa quindi:



$T_1, T_3 \rightarrow$

$T_2, T_4 \rightarrow$

Questo circuito è detto PONTE ad H

La scarica completa ha circa durata di 10 μ s (5 μ s a fase).
La tensione sul condensatore, che è anche quella sul carico è:

$$V(t) = V_0 e^{-\frac{t}{\tau}}$$

$$\frac{V_0}{2} = V_0 e^{-\frac{t}{\tau}} \quad e^{-\frac{t}{\tau}} = 0,5$$

$$-\frac{t}{\tau} = \ln 0,5$$

$$\tau = \frac{t}{0,7} \quad \text{la semifase dura } 5 \mu\text{s}$$

$$\tau = \frac{5 \mu\text{s}}{0,7} = 7,1 \text{ ms}$$

$$\tau = RC \quad \text{ipotizzando che } R = 100 \Omega$$

$$C = 72 \mu\text{F}$$

Questo valore garantisce la tempistica ma non è detto che vada bene per la corrente

$$E = \frac{1}{2} CV^2 \quad V = \sqrt{\frac{2E}{C}} \quad \text{supponendo ad es } E = 30 \text{ J}$$

$$V = 912,8 \text{ V} \rightarrow I = 9 \text{ A che va bene}$$

quello che non va bene è la tensione: è troppo alta

È sufficiente alzare la capacità $C = 100 \mu\text{F}$

Quindi l'ICD usa spesso 2 condensatori da 200 μF e 400V in serie

Controllando la tempistica: $\tau = RC = 10 \text{ ms}$
 $t = 7 \mu\text{s}$ scarica più lunga ma accettabile

Per rigenerare il dielettrico da 2 a 4 volte l'anno i condensatori devono essere completamente caricati e poi essere lasciati scaricare.

Esiste una batteria che permetta di erogare un numero abbastanza grande di scariche?

-RAGIONAMENTO ENERGETICO

$$E_{\text{TOT}} = C_{\text{BAT}} \cdot V_B \cdot 3600$$

$T_s = VP + FN$ il segnale è presente

$(S_m, Y) = VP, HIT$

$T_m = FP + VN$ // non è presente

$(S_m, N) = FN, MISS$

$T_y = VP + FP$

$(m, Y) = FP, FA$

$T_n = FN + VN$

$(S_m, N) = VN$

Per caratterizzare un rivelatore ce sono alcuni parametri importanti:

- **SENSIBILITÀ** probabilità che dica di sì condizionata dalla presenza dell'evento

$P(Y/S_m) = \frac{VP}{T_s}$ può variare tra 0 e 1

- **SPECIFICITÀ** probabilità che dica di no condizionata dall'assenza dell'evento

$P(N/m) = \frac{VN}{T_m}$ può variare tra 0 e 1

- **FAISO ALLARME** probabilità che dica di sì condizionata dall'assenza dell'evento

$P(Y/m) = \frac{FP}{FP+VN}$ $FA = 1 - Spec.$

Qual è la probabilità di avere un vero positivo?

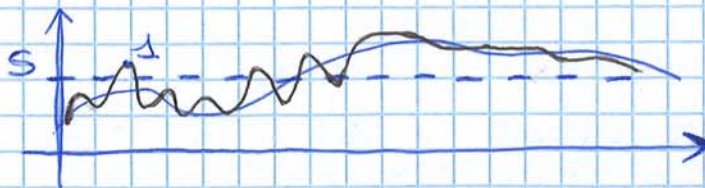
$P(S_m, Y) = P(Y/S_m)P(S_m)$ dipende dalla sensibilità e dalla probabilità che ha l'evento di manifestarsi

È un falso negativo?

$P(S_m, N) = P(N/S_m)P(S_m)$

così anche per falsi positivi e veri negativi

Il comportamento di un rivelatore può essere descritto così:



RIVELATORE A SCELTA SINGOLA: viene scelta una soglia (es. 1) se il segnale è sopra soglia vi è una tachiaratma

Tuttavia vi è rumore sovrapposto al segnale: ad es nel punto ① mi direbbe che la tachiaratma è presente e quando invece non è così il comportamento del rivelatore dipende anche dalla qualità del segnale

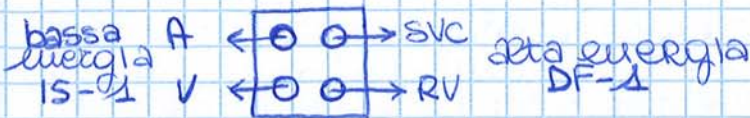
In definitiva il comportamento è descritto da una CURVA

N.B. il rumore è prevalentemente biologico intrinseco

CATETERI

In questo dispositivo vi sono 2 cateteri a bassa energia e 1 o 2 ad alta energia (con impedenza molto minore e superficie conduttiva molto maggiore per evitare surriscaldamento del sangue e thrombi)

La scarica ad alta energia può essere erogata tra elettrodo nel ventr. dx e il CAN (cassa dell'elettrodo) o il contro elettrodo nel seno venoso coronarico.



Si può anche utilizzare per il ventr. dx un unico catetere che all'uscita si divide in due per collegarsi

Ogni tanto gli elettrodi possono direttamente essere suturati sul pericardio.

RICONOSCIMENTO delle TACHIARITMIE

① VF Parametri:

- intervallo VF al di sotto del quale viene riconosciuto l'evento (1° soglia)
- NID iniziale intervalli VF su una certa finestra di osservazione che è necessario osservare per riconoscere un episodio (2° soglia)
- In questa macchina il numero di eventi è sempre i 3/4 della finestra es: 12/16
- NID post-terapia è più breve rispetto al precedente per consentire di capire velocemente se è terminato o no es: 6/8

② VT Parametri:

- intervallo VT al di sotto del quale viene riconosciuto l'evento (1° soglia)
- NID iniziale intervalli VT che è necessario osservare per riconoscere un episodio (2° soglia). Gli eventi devono essere consecutivi e di numero uguale alla finestra di osservazione es: 12/12
- Dal momento che la VT è meno pericolosa si rende così il rivelatore più specifico e meno sensibile
- NID post-terapia è più breve

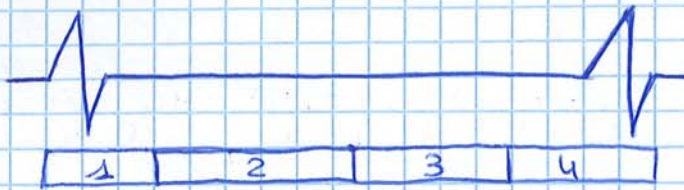
Per la VT si può mettere il riconoscimento in funzione monitoring

③ FVT La rilevazione di una FVT può avvenire via VF o via VT.

Viene anche qui stabilito l'intervallo di riconoscimento al di sotto del quale viene riconosciuto l'evento (1° soglia)

- **VIA VF** si utilizza il NID VF, una volta raggiunto il dispositivo osserva gli ultimi 8 eventi
 - se uno è VF allora l'episodio è VF
 - se tutti e 8 non sono VF allora l'episodio è FVT
- N.B. se sono di riconoscimento devono differire di almeno 40 ms

- 2- ZONA RETROGRADA che normalmente termina al 50% del ciclo
- 3- ZONA ANTEROGRADA
- 4- SECONDA ZONA GIUNZIONALE 80 ms prima della dep.



N.B. Il confine tra zona 2 e 3 può essere programmato

Se l'attività atriale è nella prima zona giunzionale e presente un extrasistole atriale o segnale condotto a causa di una PVC o ritmo giunzionale o fibrillazione atriale o flutter atriale.
 Se invece l'attività è nella zona retrograda è dovuta alla conduzione retrograda di eventi ventricolari.
 Se è nella zona anterograda si ha attività sinusale, fisiologica.
 Eventi atriali nella seconda zona giunzionale hanno lo stesso significato di quelli nella prima

Quindi dopo la rilevazione di attività atriale prima di tutto il dispositivo si colloca nella zona del ciclo poi applica dei criteri di decisione

Il dispositivo non procede al ricambio scemato di un episodio se:

- si raggiunge un NIB iniziale
- un stop PR LOGIC sono verificati
- VV mediano \geq del limite SVT

(se sono presenti contemporaneamente)

N.B. Il PR LOGIC si applica solo al primo riconoscimento

CRITERIO SU FIBRILLAZIONE ATRIALE / FLUTTER ATRIALE è costituito da 2 regole indipendenti

Es: FIBRILLAZIONE ATRIALE

- il contatore dell'evidenza della fibrillazione atriale indica fibrillazione atriale, senza il far-field sensing dell'onda P cioè ci sono eventi nella zona giunzionale e non in quella retrograda
- l'intervallo AA mediano è $<$ del 94% dell'intervallo VV mediano
- il ciclo ventricolare non è regolare (regolarità $<$ 50%)

N.B. non è applicato alle zone di riconoscimento VF

CRITERIO DI STABILITÀ

Come già detto una fibrillazione atriale produce un ritmo ventricolare instabile mentre la tachicardia da trattare ha ritmo regolare.

Questo criterio permette di individuare una soglia di stabilità e quindi di distinguere i due tipi di tachiaritmia. La soglia va da 30 ms a 100 ms ed è intesa come differenza tra due valori successivi del ritmo ventricolare

Come funziona? un intervallo è definito instabile se la differenza tra esso e uno dei 3 precedenti è più

La scarica con l'abuda R. Questo processo dura 900 us se al terminale non riesce scarica lo stesso. Questo si fa perché dal momento che l'ico riconosce le tachicardie solo sulla base della lunghezza dell'intervallo potrebbe aver confuso una tachicardia molto veloce con una VF e scaricando senza sincronizzazione si rischierebbe di farla evolvere in VF.

La conferma della presenza della VF inizia quando i catodi sensori si stanno caricando. Considera 5 intervalli = di conferma uguali all'intervallo VT + 60 ms e li classifica come anormali (se la durata è \leq) o normali. Se 4 su 5 sono normali la terapia viene cancellata.

Dopo la scarica ad alta energia possono esserci parecchi secondi di silenzio elettrico del cuore prima di riprendere un ritmo normale. E quindi molto importante la stimolazione anti-bradicardia.

La soglia di cattura è più alta, i parametri sono diversi.

PARAMETRI POST-SHOCK:

- periodo di blanking 520 us
- stimolazione in modalità VVI a 50 bpm

• Per le VT e le FVT si possono utilizzare le ATP (Antitachycardia pacing).

Sono terapie a bassa energia che, depolarizzando una porzione del ventricolo in un momento opportuno, permettono di creare un periodo refrattario che blocca il circuito di rientro che causa la tachicardia.

PARAMETRI GENERALI ATP:

- Abilitazione ON/OFF
- Tipi di terapie
- Intervallo minimo cioè massima frequenza di stimolazione
- Ampiezza dell'impulso } Es: 8V per 1,6ms parametri
- Durata dell'impulso } salti per assicurare cattura
- blanking ventricolare

TIPICI di TERAPIA:

1) BURST sequenza di impulsi (max 15) erogati con un intervallo pari a una certa percentuale del ciclo di tachicardia.

Si possono avere fino a 10 sequenze e da una all'altra vi è un decremento programmabile espresso in ms dell'intervallo di stimolazione.

2) RAMP simile come principio alla terapia Burst ma da una sequenza alla successiva vi è un impulso in più. Inoltre anche qui vi è un decremento in ms dell'intervallo di stimolazione ma è applicato ad ogni impulso di una stessa sequenza.

3) RAMP+ simile alla RAMP ma si ricerca una maggiore variabilità all'interno di una stessa sequenza. Si definisce l'intervallo R-S₁, poi S₁-S₂ e poi S₂-S_N.

PROBLEMA: c'è una percentuale elevata di pazienti che non rispondono bene alla resincronizzazione poiché la stimolazione del ventricolo con catetere nel seno venoso coronarico è fonte importante anti-fisiologica. Sarebbe necessario variare la posizione del catetere per trovare il punto in cui la stimolazione è più efficace, ma questo non è possibile o comunque comporta rischi per il paziente.

Idea: creare un catetere con 4 elettrodi in modo da combinare i vettori e creare diversi vettori di stimolazione → **STIMOLAZIONE MULTIPUNT**

Non solo si ha la possibilità di scegliere il vettore ma si può anche decidere di stimolare in due punti diversi in due momenti diversi. Si crea quindi un pattern di stimolazione molto variabile: 10 VETTORI e TEORICAMENTE INFINITI = INTERVALLI

Per scegliere la stimolazione migliore si eseguono una serie di prove misurando vari parametri tra cui $\Delta(dp/dt)\%$ (più la stim è efficace più velocemente aumenta la pressione), QRS (meglio se è stretto), tempo totale di attivazione (meglio se breve).

Tuttavia già solo questi 3 parametri porterebbero a 3 scelte differenti. Come scegliere? La programmazione del dispositivo è quindi complicata e diversa per ogni paziente.

SENSING dell'ONDA R

Come già detto il dispositivo non si basa sulla morfologia del segnale ma solo sull'ampiezza dell'onda R per la sua rilevazione.

Prima di tutto si filtra il segnale con un passabanda (pochi Hz - 30 Hz) per eliminare le onde P e T.

Si definisce la SOGLIA di SENSING: l'ampiezza minima che viene riconosciuta come un evento rilevato. La soglia nell'ICM si modifica automaticamente in modo dinamico.



Dopo un'onda R la soglia è impostata al 65% del picco ECG e parte un PERIODO di BLANKING (100-150 ms) che non ha lo stesso senso del PM o ICD, qui serve per evitare un doppio riconoscimento dell'onda R.

La soglia resta così durante il periodo programmabile detto RITARDO DECADIMENTO SOGLIA. Dopo im 45 comincia a diminuire linearmente fino al 30% del picco ECG.

La soglia rimane su questo valore per altri 500 ms e poi cala al 20% del picco ECG.

Infine continua a diminuire finché non viene rilevata un'altra onda R o finché non viene raggiunta la soglia minima.

Quindi si rende il dispositivo più sensibile man mano che diminuisce la possibilità di trovare un'onda R.

È consigliabile programmare la sensibilità su un valore leggermente superiore all'ampiezza dell'onda P.

Blanking troppo alti possono mascherare episodi VT e FVT.

È consigliabile un ritardo decadimento soglia maggiore del blanking.

RICONOSCIMENTO DEGLI EPISODI

I criteri di riconoscimento di FVT, VT e BRADICARDIA si basano sulla durata dell'intervallo ventricolare dell'onda R sospetta e sul numero di tali onde R (durata). Per l'aritmia si basa solo sulla durata dell'evento.

È un RIVELATORE A DOPPIA SOGLIA che riconosce VT, FVT e BRADICARDIE:

- 1° soglia: intervallo ventricolare al di sotto del quale (o al di sopra nel caso di bradicardia) viene riconosciuto un evento
- 2° soglia: numero di eventi su una certa finestra di osservazione per cui viene riconosciuto l'episodio se il numero di riunioni non è eccessivo (intervalli troppo brevi e del conteggio di alta frequenza)

STIMOLATORI

① NERVO FRENICO (PM respiratorio)

Per pazienti con lesione spinale molto alta tetraplegici con perdita della capacità respiratoria o sclerosi laterale amiotrofica in passato si utilizzava una macchina detta POLMONE d'ACCIAIO a PRESSIONE NEGATIVA, poi si è sviluppata la tecnica di RESPIRAZIONE a PRESSIONE POSITIVA con ventilatori che insufflano aria all'interno dei polmoni tuttavia può causare infezioni.

Si è pensato di STIMOLARE LA MUSCOLATURA RESPIRATORIA: quelli intercostali fanno immersione molto sparsa sono quindi difficili da stimolare.

Si pensa allora di sfruttare il DIAFRAMMA stimolando il NERVO FRENICO che lo innerva (emicipola destra e sinistra).

Il sito di stimolazione è sul collo. Si impianta un elettrodo suturato sul nervo mentre la sorgente energetica è all'esterno (due batterie una per ogni emicipola). Accoppiamento magnetico a radiofrequenza.

L'elettrodo, detto CUFF ELECTRODE, è una striscia di materiale plastico morbido o silicone, su cui vi sono delle tracce conduttive. È collegato al ricevitore da un catetere di ca 13-15 cm che contiene due conduttori. L'elettrodo è bipolare.

L'impianto in sede cervicale è più semplice ma ha un problema. Nella stessa zona vi è il Nervo depressore che se stimolato provoca un abbassamento di pressione e una dilatazione della f. cardiaca. Per evitare una stimolazione errata si può pensare di impiantarli a livello del TORACE (mediastimo).

Si stimolano entrambe le cupole poiché la stimolazione del frenico porta a una stimolazione del diaframma non propriamente fisiologica che può causare affaticamento muscolare. Si è pensato allora di stimolare una cupola per volta durante la notte per farlo riposare.

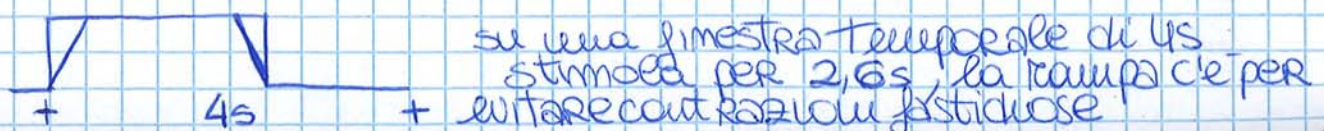
Inoltre se si scarica la batteria o si guasta lo stimolatore di una cupola resta comunque l'altro.

Un piccolo problema sta nel fatto che il dispositivo esterno va sempre portato quindi vi è un problema durante la doccia del paziente.

Vi sono due problemi nella realizzazione di questo dispositivo totalmente impiantabile:

- COSTO di REALIZZAZIONE A FRONTE del NUMERO contenuto di pazienti
- AUTONOMIA

Il ciclo respiratorio dura 3-4s: il 60% per l'inspirazione e il 40% per l'espiazione. Per ottenere la stimolazione:



gravi poiché d'altronde il paziente non ha sensibilità al dolore. Per le donne è ancora più complicato ed è impossibile per i tetraplegici.

IDEA: usare la stimolazione elettrica per ripristinare la funzione urinaria (in più questo tipo di stimolazione può servire anche per lo svuotamento dell'ampolla anale e per il recupero della funzione erettile).

Come avviene la minzione fisiologica?

Tanto più la vescica si riempie, più manda segnali al sistema nervoso centrale attraverso le vie afferenti. Per svuotarsi vi sono 2 reazioni compiute dal sist. nervoso centrale attraverso le vie efferenti: ① attivazione del muscolo detrusore (che riveste esternamente la vescica) che è liscio e lento, comincia a contrarsi e aumenta la pressione nella vescica. L'urina non può uscire però poiché lo sfintere vescicale è contratto. ② Rilassamento dello sfintere che ha muscolatura striata e quindi si rilassa velocemente (abbiamo controllo volontario).

Quindi come funzionano gli stimolatori? A livello delle **RADICI SPINALI** si stimola il detrusore per aumentare la pressione nella vescica. Tuttavia si ha l'effetto non voluto della stimolazione dello sfintere. Per svuotare la vescica si stimola allora in questo modo: per 15-20 s si stimolano le radici sacrali e quindi detrusore e sfintere si contraggono. Quando viene interrotta la stimolazione il detrusore è subito lento mentre lo sfintere che è veloce si rilassa immediatamente lasciando uscire l'urina. Per svuotare completamente la vescica si stimola 3-4 volte.

Basterebbe un canale ma per dargli più versatilità è tri-canale (3 cateteri). Si cerca di ottenere anche le altre due funzioni.

In alcuni pazienti l'aumento della contrazione del detrusore provoca un riflesso a livello spinale che causa l'iperattivazione dello sfintere e quindi il sistema non funziona. Per risolvere il problema si tende a tagliare le radici sacrali posteriori.

La parte impiantata è passiva, piastrina con i 3 coil e cateteri inseriti nello spazio intervertebrale a livello delle radici sacrali anteriori.

La batteria è esterna ed è collegata ad una piastra che ha la stessa forma di quella impiantata sottopelle per permettere l'accoppiamento.

Le metodiche per il passaggio di impianto sono il passaggio per via addominale e l'impianto dei cateteri con l'assistenza (rimozione della lamina vertebrale, cateteri più stabili).

PROBLEMATICA: una è quella già detta riguardante le radici sacrali posteriori, inoltre i cateteri possono spostarsi e muoversi o addirittura le radici sacrali possono diventare insensibili alla stimolazione.

SCREENING

N.B. Obiettivo della stimolazione è ridurre il dolore e non eliminarlo
 Permette anche di aumentare l'attività fisica, poiché si ha meno male e la riduzione dei farmaci assunti
 → MIGLIORE QUALITÀ DELLA VITA

I pazienti sono scelti secondo alcuni criteri, molto specifici e selettivi.

I CATERI SONO:

- PERCUTANEI (meno stabili) non vi è una standardizzazione dei cateteri
- CHIRURGICI

Essi sono diversi da ditta a ditta, per dimensione e per quantità di elettrodi.
 Avere più elettrodi permette di generare vettori di stimolazione diversi.

Durante lo screening test è importante capire il livello in cui inserire gli elettrodi nella colonna in base a dove si trova il dolore

PARAMETRI DI STIMOLAZIONE

Possano essere selezionate forme d'onda monofasiche o bifasiche

$$I = 1-15 \text{ mA}$$

$$\Delta t = 50-300 \text{ ms}$$

$$f = 5-200 \text{ Hz}$$

può essere una stimolazione cont., ma o burst

Si può scegliere la durata della finestra di stimolazione e il DUTY CYCLE $DC = \frac{D_{ON}}{D_{TOT}}$ $\Delta T = 10-20 \text{ s / ORE}$

Si scelgono anche i vettori di stimolazione.

④ ENCEFALICI PROFONDI

PROBLEMA: controllo del tremore
 una delle patologie principali è il morbo di Parkinson che oltre al tremore provoca rigidità del tronco e degli arti inferiori

Nella fase iniziale la patologia è facilmente controllabile con terapia farmacologica. Tuttavia con il tempo peggiora e in più il paziente tende ad assuefarsi al farmaco. Bisogna quindi aumentare la dose ma c'è un limite perché troppo ha una azione collaterale.

È possibile la stimolazione elettrica a livello dei nuclei sottotalamici: vi sono 2 cateteri nell'encefalo e il generatore impiantato nell'emitorace.

Si riduce così di molto la dose del farmaco.

Gli impulsi di stimolazione sono gli stessi degli altri stimolatori elettrici di tessuto molle.

I cateteri hanno più elettrodi (4-8) per creare diversi vettori di

POMPE di INFUSIONE IMPIANTABILI

Per quanto riguarda il controllo del dolore, oltre alla stimolazione elettrica, che ha risposta poco prevedibile, vi sono anche le pompe di infusione impiantabili (intrathecal drug delivery) che somministrano farmaci antalgici, oppiacei, direttamente nel liquido cerebrospinale nel midollo spinale. Si imbisce la trasmissione del dolore al sistema nervoso centrale agendo chimicamente e non elettricamente.

I farmaci oppiacei somministrati per via sistemica hanno molti effetti collaterali (es. occlusione intestinale, depressione della funzione respiratoria) e inoltre vanno aumentati nel tempo.

Somministrandoli direttamente nello spazio epidurale il dolore è molto meno.

È costituita da SERBATOIO, BATTERIA, ELETTRONICA e POMPA PERISTALTICA CIRCOLARE. Forniscono circa 1-2 ml al giorno.

La pompa è fornita dell'energia da un motore a passo-passo che ruota con frazioni di grado discrete. Si sa che ogni impulso fa ruotare di un certo grado e siamo in grado di calcolare il flusso senza misurarlo direttamente.

Contiene dai 20 a 40 ml di farmaco. Dura quindi dalle 2 alle 4 settimane. Va poi riempita con un'apparecchio solo la cura del paziente. La pompa è impiantata in zona addominale.

Nel serbatoio c'è un galleggiante, quando è piena scatta una valvola che ne impedisce l'inserimento ulteriore.

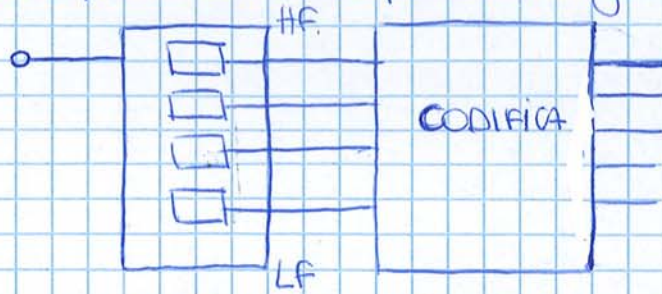
Parametri di programmazione:

- DATA E ORA DELLA PRESCRIZIONE DEL FARMACO
- IDENTIFICATIVO DEL PAZIENTE
- NOME, CONCENTRAZIONE e DOSE DEL FARMACO
- MODO DI INFUSIONE
- VOLUME DEL SERBATOIO E ALLARME RISERVA
- ALLARME BASSA BATTERIA

Ci sono 6 possibili modalità di infusione

- POMPA FERMA (SPENTA)
- BOLO SINGOLO il paziente attiva quando sente bisogno (il medico mette un limite)
- CONTINUA si programma la portata volumetrica giornaliera
- CONTINUA + BOLO SINGOLO
- BOLO PERIODICI
- CONTINUA COMPLESSA varia la portata volumetrica nel corso della giornata.

Dal punto di vista tecnico il microfono è collegato a banche di filtri passa banda per distinguere le frequenze



per bande diverse si possono identificare degli elettrodi e quindi diversi vettori di stimolazione.

L'elettrodo di ritorno è o la parte metallica dell'impianto o un altro elettrodo collegato a un secondo catetere impiantato al di sotto dell'osso mastoideo

② AUTONOMIA DISPOSITIVI

- Uno stimolatore cardiaco è alimentato da una batteria di-I con $C = 2,8 \text{ Ah}$. Supponendo che funzioni in modalità asincrona con $f = 72 \text{ bpm}$ e che il consumo di fondo sia $15 \mu\text{A}$ calcolare la massima autonomia espressa in mesi. Si sappia che ogni stimolo ha durata di 2 ms e la corrente ha intensità massima di 2 mA .

$$Q_{\text{TOT}} = C \cdot 3600 = 10080 \text{ C prelevabile dalla batteria}$$

$$Q_F = 15 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 38,88 \text{ C consumo di fondo in un mese}$$

$$Q_{\text{stimolo}} = I \cdot \Delta t = 4 \mu\text{C}$$

$$Q_{\text{ST}} = 4 \cdot 10^{-6} \cdot 72 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 12,44 \text{ C per la stimolazione in un mese}$$

$$A = \frac{Q_{\text{TOT}}}{Q_F + Q_{\text{ST}}} = 196 \text{ mesi}$$

- Determinare la minima capacità della batteria necessaria per garantire una vita di almeno 96 mesi ad un PM funzionante in modalità DOO con intervallo base = $800 \mu\text{s}$, durata dello stimolo pari a 2 ms e ampiezza pari a $3,5 \text{ V}$. Si sa che l'impedenza $r = 1 \text{ k}\Omega$ e il consumo di fondo è $15 \mu\text{A}$.

$$Q_F = 15 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 38,88 \text{ C consumo di fondo in un mese}$$

$$I = \frac{V}{R} = 3,5 \text{ mA}$$

$$Q_{\text{ST}} = I \cdot \Delta t = 7 \mu\text{C}$$

$$f = \frac{1}{T_B} \cdot 60 = 75 \text{ bpm}$$

$$Q_{\text{stimese}} = 7 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 75 \cdot 24 \cdot 30 = 22,68 \text{ C per la stimolazione in un mese}$$

$$A = \frac{Q_{\text{TOT}}}{Q_F + 2Q_{\text{stimese}}}$$

$$96 = \frac{Q_{\text{TOT}}}{38,88 + 45,36}$$

$$Q_{\text{TOT}} = 8087,04 \text{ C}$$

$$C = \frac{Q_{\text{TOT}}}{3600} = 2,25 \text{ Ah}$$

modality DOO
stimola entrambi
le camere

- Determinare la minima capacità della batteria necessaria per garantire una vita di almeno 36 mesi ad uno stimolatore elettrico bicamerale per il controllo del tremore supponendo che la stimolazione avvenga su entrambi i canali per 8 ore al giorno utilizzando impulsi rettangolari unipolari della durata di $400 \mu\text{s}$, ampiezza $2,8 \text{ V}$ e $f = 120 \text{ Hz}$. L'impedenza catetere è $1,5 \text{ k}\Omega$ e il consumo di fondo è $16 \mu\text{A}$.

$$Q_F = 16 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30 = 41,47 \text{ C consumo di fondo in un mese}$$

$$I = \frac{V}{R} = 1,87 \text{ mA}$$

$$Q_{\text{ST}} = I \cdot \Delta t = 748 \text{ nC}$$

$$Q_{\text{stimese}} = 748 \cdot 10^{-9} \cdot 120 \cdot 60 \cdot 60 \cdot 8 \cdot 30 = 77,55 \text{ C}$$

$$Q_{\text{stanno}} = 400 \cdot 10^{-9} \cdot 125 \cdot 60 \cdot 60 \cdot 10 \cdot 365 = 657 \text{ C} \quad \text{per stimolare annualmente}$$

$$A = \frac{Q_{\text{TOT}}}{Q_F + 4Q_{\text{stanno}}} \Rightarrow Q_{\text{TOT}} = 11899,6 \text{ C}$$

quadrilaterale
(4 elettrodi compositi)

$$C = \frac{Q_{\text{TOT}}}{3600} = 3,3 \text{ AR}$$

• Uno stimolatore del frenico stimola bilateralmente il diaframma. Determinare la minima capacità in grado di garantire un'autonomia di 5 anni considerando stimolazione continua con 12 atti respiratori al minuto (inspirazione = 40% del ciclo respiratorio). Gli impulsi sono rettangolari con frequenza di 25 Hz, della durata di 250 μs , ampiezza di 4,5V e contenuto energetico pari a 4 μJ . Il consumo di fondo è 14,5 μA .

$$Q_F = 14,5 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 365 = 457,27 \text{ C} \quad \text{consumo di fondo annuale}$$

$$Q_{\text{ST}} = \frac{E}{V} = 888,9 \text{ mC}$$

$$Q_{\text{stanno}} = 888,9 \cdot 10^{-9} \cdot 25 \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 365 \cdot 0,4 = 280,32 \text{ C}$$

40% del ciclo

$$A = \frac{Q_{\text{TOT}}}{Q_F + 2Q_{\text{stanno}}} \Rightarrow Q_{\text{TOT}} = 5089,55 \text{ C}$$

stimolatore bilaterale

$$C = \frac{Q_{\text{TOT}}}{3600} = 1,41 \text{ AR}$$

③ ICD

• Un ICD utilizza due condensatori da 200 μF e 500V messi in serie (per una scarica) di 28J. La forma d'onda è bifasica con le caratteristiche di quella vista a lezione. Sapendo che il consumo di fondo è 10 μA e ipotizzando che la batteria abbia una tensione sotto carico di 3V e una capacità di 1,5AR, determinare il massimo numero di scariche erogabile in 5 anni.

$$Q_F = 10 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 365 \cdot 5 = 1576,8 \text{ C} \quad \text{consumo di fondo in 5 anni}$$

$$Q_{\text{TOT}} = C \cdot 3600 = 5400 \text{ C} \quad \text{prelevabile dalla batteria}$$

$$Q_{\text{TOT}} - Q_F = 3823,2 \text{ C} \quad \text{rimanenti per le scariche}$$

28J sono ceduti al paziente ma sono i $\frac{15}{16}$ dell'energia iniziale prelevata dalla batteria

$$E_p = \frac{15}{16} E_i \quad \text{quindi } E_i = \frac{16}{15} \cdot 28 = 29,9 \text{ J} \quad \text{prelevati per ogni scarica}$$

$$C_{\text{eq}} = \frac{C}{2} = 100 \mu\text{F} \quad (\text{due condensatori in serie})$$

• Un ICD è alimentato da una batteria Li-SVO con capacità 1,5AR ($V_b = 3,3V$). Sapendo che il consumo di fondo è $20 \mu A$ calcolare il numero di scariche ad alta energia ($30 J$) che possono essere erogate in 8 anni. Il condensatore è dato dalla serie dei 02 condensatori di $C = 200 \mu F$ e $400V$ lavoro.

$$Q_{TOT} = 1,5 \cdot 3600 = 5400 C$$

$$Q_F = 20 \cdot 10^{-6} \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 365 \cdot 8 = 5045,76 C \text{ consumo di fondo in 8 anni}$$

$$C_{eq} = \frac{C}{2} = 100 \mu F$$

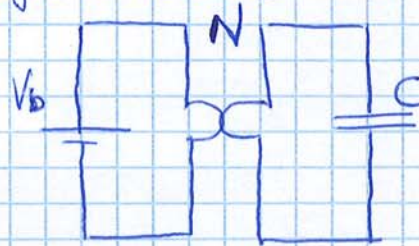
$$E = \frac{1}{2} CV^2 \Rightarrow V = \sqrt{\frac{2E}{C}} = 774,6 V$$

$$E = \frac{1}{2} \frac{Q^2}{C} \Rightarrow Q = \sqrt{2EC} = 77,5 mC$$

per calcolare la carica prelevata dalla batteria per ogni scarica uso il rapporto di trasformazione

$$N = \frac{V}{V_b} = 234,73$$

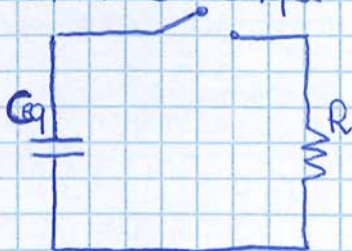
$$Q_b = NQ = 18,2 C$$



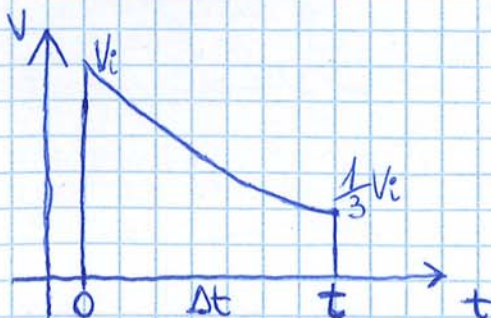
$$SCARICHE = \frac{Q_{TOT} - Q_F}{Q_b} = 19$$

④ ALTRI ESERCIZI

• Un ICD eroga shock monofasici con decremento della tensione applicata dal valore iniziale ad un terzo del valore iniziale. Sapendo che durante lo shock il defibrillatore eroga sul paziente un'energia pari a $30 J$ e che l'energia è immagazzinata in due condensatori da $200 \mu F$ e $450V$ ciascuno in serie, disegnare l'andamento della tensione applicata al coil tracciando il grafico e garantendo un'accuratezza dei punti notevoli di $0,1V$ e $10 \mu s$. La R del coil è 50Ω .



$$C_{eq} = \frac{C}{2} = 100 \mu F$$



$$E_i = \frac{1}{2} CV_i^2 \text{ immagazzinata nel condensatore}$$

$$E_f = \frac{1}{2} CV_f^2 = \frac{1}{2} C \left(\frac{V_i}{3}\right)^2 = \frac{1}{2} CV_i^2 \cdot \frac{1}{9} = \frac{1}{9} E_i$$

$$E_p = \frac{8}{9} E_i \text{ erogati al paziente } E_i = \frac{9 \cdot 30}{8} = 33,75 J$$

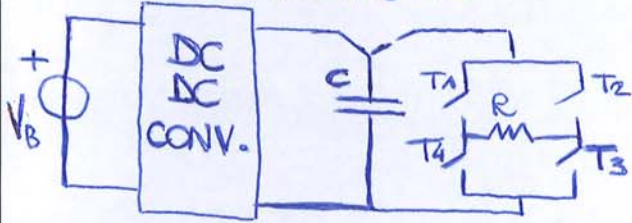
$$V_i = \sqrt{\frac{2E_i}{C}} = 821,6 V \quad V_f = \frac{1}{3} V_i = 273,9 V$$

ICD - RIASSUNTO

• COIL

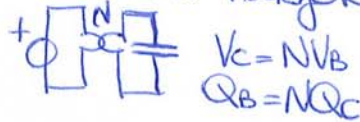
$R = 20 - 200 \Omega$ superficie conduttiva molto maggiore di quelli a bassa energia per evitare surriscaldamento del sangue e trombi

• CIRCUITO COMPLETO



- Batteria: Litio - SV0 $V_B = 3/3,3V$

- DC/DC converter modellizzato con un trasformatore ideale



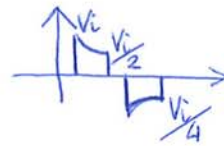
- condensatore: serie di 2 condensatori da $200 \mu F$ e $400V$ a largo tempo di carica $6 - 10s$

$$V_c(t) = V_b e^{-\frac{t}{\tau}} \quad \tau = RC$$

l'energia ceduta al paziente è minore di quella presente inizialmente sul condensatore $E_p = \frac{15}{16} E_i$

- ponte ad H

scarica bifasica, durata decima di ms
zona morta per movimento elettrodi
transistori $200 - 300 \mu s$



ENERGIA: $0,4 - 30 J$

CORRENTE: qualche A

TENSIONE: centinaia di V

una scarica ad alta energia diminuisce l'autonomia di una ventina di giorni

• INTERVALLI di RICONOSCIMENTO

$240 ms < VV < 400 ms$ VT

$200 ms < VV < 240 ms$ FUT

$VV < 200 ms$ VF

• RIVELATORE A DOPPIA SOGLIA

1° soglia: intervallo di riconoscimento al di sotto del quale viene riconosciuto un evento

2° soglia: numero di eventi su una certa finestra di osservazione per cui viene riconosciuto un episodio

• PR LOGIC: non trattare tachicardie ventricolari dovute a SVT (flutter atriale, fibrillazione atriale, tachicardia sinusale, SVT 1:1)