

Esistono anche pm / TRICAMEREN (atrio destro e 2 ventricoli) \rightarrow solo poco usati, in con. postico

CODICE NEG

\rightarrow modalità di stimolazione diverse.

Molto importante negli anni '80 \rightarrow codifica il funzionamento. Oggi sono tutti equivalenti.

\rightarrow non serve a confrontare dispositivi diversi, solo + due classi

X X X

\rightarrow l'evento è il trigger che genera lo stimolo

\rightarrow attività effettuato dal pm dopo il sensing: I imitazione, T trigger, D, O

\rightarrow camera di sensing: A, V, D, O nessuno

\rightarrow l'evento è seguito dalla imitazione \rightarrow se c'è non stimolo

\rightarrow camera stimolata: Atrio, V ventricolo, Dentrante

• primi pm, VOO \rightarrow stimolazione di ventricolo senza sensing, asincrono
pazienti con blocco totale AV: ma l'attività atriale varia in frequenza

• modalità VVI: stimola il ventricolo in seguito al sensing di un evento atriale con un certo ritardo (160-200ms). Sfruttano l'attività atriale autogenerata per stimolare l'attività ventricolare \rightarrow varia la frequenza \rightarrow miglioramento della vita!

Concetto di INTERVALLO BASE \rightarrow devo conoscere l'evento che gli dà inizio, qual sarà gli

A_s V_p A_s

eventi che hanno origine all'interno e le relative temporizzazioni

T_{ONS}

Dopo l'evento, si ha una temporizzazione (ritardo AV)

INTERVALLO BASE

di termine della quale si ha lo stimolo ventricolare, dopo il

quale il pm continua il sensing per un certo periodo di tempo fino all'evento

Passano esseri fino a 10-12 anni temporizzati all'interno della finestra \rightarrow diposizione

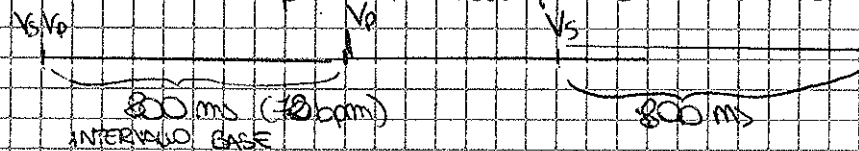
disponibile elettronicamente fino all'inizio degli anni '80 (solo dal 1982 vengono usati i microcontrollori nei pm)

• modalità VVI: imitazione se c'è attività ventricolare spontanea

per garantire una certa freq. non devono esserci più di un certo tempo tra due

eventi ventricolari. Se nella finestra temporale vedo attività spontanea, non

stimola e parte una nuova finestra. Se non c'è l'evento, al termine della finestra stimola



Oggi ci sono modalità più sofisticate di questo \rightarrow es. a solo soggetti in cui ci sono problemi temporanei \rightarrow usando VVI va bene, però stimolo asincronamente.

Oggi si cerca di far intervenire i pm solo ed esclusivamente quando ci sono problemi.

Codice NEG adottato nel 1987 \rightarrow univoco ad essere diverse modalità di funzionamento

Possibilità di scegliere in seguito quale ^{modalità} codice \rightarrow anni '80 stimolazione programmabile

Modifica del codice NEG a 5 lettere (1987):

• IV: per indicare la programmabilità = O non progr, P progr, M multiprogrammabile

C programmabile e comunica con l'esterno, R adattare la frequenza di bisogno del ^{pacemaker} (+ programmi + comunicazione)

Oggi tutti parlano di C o R \rightarrow per ottenere lo R deve avere dei sensori e consumare + energia

* V: per problemi di focalizzazione (anni '80) \rightarrow tecniche a basso intensità

Oggi sono tutti D [o 0]

Dal punto di vista commerciale c'è stata un'ulteriore evoluzione di questo codice

per lo primo e lo secondo lettera: S single chamber \rightarrow sono molto + semplice e normalmente funziona in modalità single (SSI)

\Rightarrow DDD, DDDR, SSI, SSIR \rightarrow 4 modelli per ogni famiglia di pm oggi (tipicamente)

Adeguamento della freq. cardiaca alle attività del soggetto \rightarrow è intrinseca nel VAT, ma invece può essere adattato nel VVI \Rightarrow adattamento della freq. di stimolazione.

La freq. cardiaca cresce molto rapidamente se necessario, ma è + lento a calare

La freq. cardiaca potrebbe essere variata misurando P_a CO_2 nel sangue, ma sono sensori poco duraturi

Si pensò allora di misurare la freq. respiratoria (algoritmi per legarla alla f. cardiaca)

\rightarrow è stata utilizzata. Facendo scorrere corrente ad alta freq. (100 kHz) tra punto del catetere e pm (contattore) si crea una d.d.p che varia con l'impedenza dei tessuti (che varia respirando). Permette di valutare la frequenza cardiaca indirettamente. Il problema è il consumo di energia elettrica.

Un altro metodo è valutare l'attività fisica \rightarrow metodo + usato

Uso dei sensori di movimento che consumano poco \rightarrow metà degli anni '80: uso di accelerometri (piccoli e poco consumo), \rightarrow realizzati con tecniche di microfabbricazione (anni '80)

\rightarrow sono anche degli accelerometri \rightarrow che sono occupati in continuo

\rightarrow accelerometri basati su ossidi \rightarrow segnali da qualche centinaio di mV , come lo batterie

Sono in commercio dispositivi con sensore e senza sensore

\rightarrow consumo e costo di meno

CATERE



stimolazione unipolare: scorre corrente tra P_a punto del catetere e P_a gabbia metallica del pm

Costituito da un materiale che interagisce poco con i tessuti biologici \rightarrow rivestimento di Silicene

o polietilene con dentro un conduttore (deve essere resistenze \rightarrow cavi di stiro \rightarrow elastici) di leghe

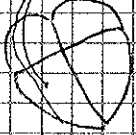
metalliche molto resistenti allo stress meccanico avvolto ad elica. Estremità collegata ad

un elettrodo formato in modi diversi (sistemi di fissaggio) \rightarrow a barbe o con un pezzo di metallo

o cappelli (fishhook pig-tail).

I cateteri duali normalmente sono atri (inseriti con un anello metallico che poi viene steso) \rightarrow datti

Cateteri molto semplici e campo di corrente molto ampio \rightarrow piccoli



stimolazione bipolare: elettrodo che ruota ed uno che si ferma primo \rightarrow datti ad ogni

\rightarrow a sono due conduttori isolati tra di loro la corrente scorre tra questi due elettrodi

Ho un campo di corrente + contenuto, ma il catetere è + complesso (non posso avere catetere troppo grossi \rightarrow + fragili)

Noandimente i pin possono funzionare con entrambi i catetere (ce ne sono di specifici)

I catetere sono anche usati per prelevare il segnale \rightarrow unipolare o bipolare

Questi catetere vengono interamente assemblati a mano (diametro ca 2.5 mm)

\rightarrow c'è uno sbalzo grande a livello di collaudo.

09-03-2012

Catetere bipolare: dallo punto all'elettrodo ad anello (25-30mm dallo punto)

Qualche settimana perché il catetere si fissa \rightarrow il sistema di fissaggio serve per questo perché dopo si forma del tessuto connettivo.

Il fissaggio biologico avviene in modi diversi a seconda dell'elettrodo di punto

\rightarrow differenze per forma e materiale

• catetere piramidico (sinistro): buon conduttore, molto biocompatibile (con sangue e tessuti)
sembra uscia ma è poroso (non molto, ma un po')

• catetere - indio poroso (destra): ottime caratteristiche elettriche, fuorizato facilmente e biocompatibile
a molto + rugoso \rightarrow a molto + poroso

l'elettrodo è la parte scura il guscio bianco è silicone.

La superficie rugosa è utile \rightarrow dà la possibilità di crescere il tessuto connettivo; d'altro
(rimde)

un po' l'impedenza ma lo stabilizza meccanicamente

se usato troppo, creare troppo tessuto
soglia troppo alta

Ma il fatto che sia liscio è utile, perché quando è appena stato fissato si muove, ed irrita di meno i tessuti, ma stimola anche di meno la crescita connettiva.

Dopo l'impianto, l'elettrodo avrà un comportamento elettricamente instabile fino a quando non è ben fissato

3 mesi dopo l'impianto, l'elettrodo piramidico è già completamente fissato \rightarrow però c'è una capsula dove il tessuto è infiammato (è + rosso), ma è uno struscio sottile.

\rightarrow ma la reazione infiammatoria non è strettamente legata allo porosità ma + al materiale

\Rightarrow si scelgono porosi.

Studi su animali (tipicamente su pecore o anche suini)

\rightarrow si impianta lo stimolatore con catetere, o anche solo catetere e si misura la soglia di
 \rightarrow sufficientemente ampio da stimolare

stimolazione nel tempo (impulso rettangolare di 1-3ms) \rightarrow si abbassa l'impedenza fino

a quando i tessuti non reagiscono più \Rightarrow si trova la soglia di stimolazione.

È basso dopo l'impianto e cresce di formarsi del tessuto connettivo \Rightarrow si alzano delle curve

\rightarrow il tessuto inizia a formarsi dopo una settimana (soglia 0.75V) \rightarrow dopo due
settimane è a 1V e da lì rimane pressoché costante \rightarrow dopo due settimane è stabilizzato

la vita dell'elettrodo si spera sia per a 2-3 sostituzioni dello stimolatore

\rightarrow è molto + problematico sostituire l'elettrodo dello stimolatore

Elettrodo in carbone piramidico \rightarrow capsula infiammatoria molto sottile

impulso di stimolazione: 500 us, 3.5V, si guarda qual è la percentuale della popolazione in

in \rightarrow sopra \rightarrow di di sotto di es. 1.5V
 \rightarrow ottimo catetere

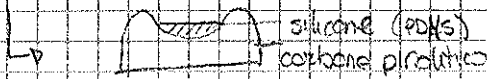
100% di primo giorno, poi 80 percentuale scende (pazienti che non rispondono a 1.5V)

→ cresciuto tessuto un po' + lento che nel primo ciclo. Dopo qualche mese, 80 scende tende a diminuire, perché il tessuto si è formato e l'infiammazione diminuisce.

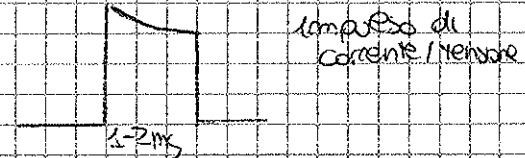
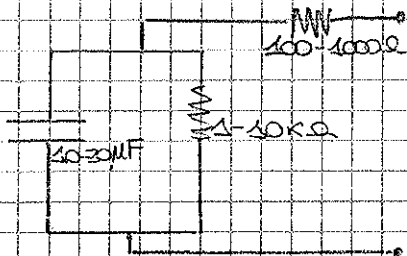
questo coletere maturo in circa 1 anno → prestazioni ottimali dopo 1 anno

Polino-iradio: stabilizza + velocemente, reazione infiammatoria maggiore

Carbono pirolitico: stabilizza + lentamente, reazione infiammatoria minore



Realizzati quasi totalmente a mano. Controllo molto serrato → ci sono molti segreti (requisiti di collaudo stretti)

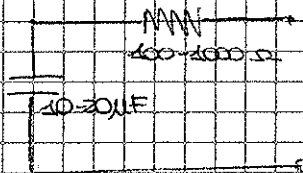


coltore: da 25-30cm a 50cm. Il conduttore è molto + lungo perché è avvolto a spirale non può avere un diametro grande, ma sufficiente per le caratteristiche meccaniche.

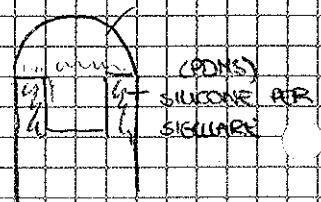
→ si usano leghe con ottime caratteristiche meccaniche, ma scarse elettriche (alta resistività)

considerando il bipolo: $\tau = 90\mu F \cdot 10k\Omega = 900ms \rightarrow 10-300ms$

costante di tempo molto grande rispetto alla durata dell'impulso → posso trascurare il resistore



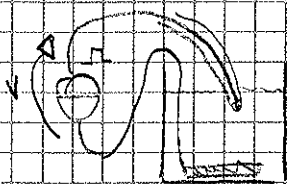
PUNTA DELL'ELETTRODO



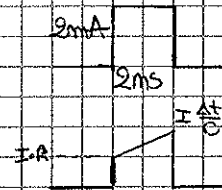
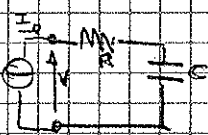
Verifiche del collaudo:

- tenuta stagna del coletere (non devono entrare liquidi)
- resistenza in serie sufficientemente bassa (limite massimo)
- minima superficie di contatto dell'elettrodo al punto (si mette del poro per sigillare → può entrare nei pori e quindi diminuire la superficie di contatto dell'elettrodo) → può migliorare nell'elettrodo → diminuisce la capacità: meno elettrodo

per verificare si misura indirettamente la capacità: si prende un contenitore in vetro con sul fondo una piastra metallica collegata all'esterno. Si mette il coletere nel contenitore, in soluzione salina isotonica (0.9% NaCl in H₂O) → si simula il funzionamento reale del coletere



generatore di corrente → impulso di corrente



$$V_c(t) = \frac{1}{C} \int_0^t i(t) dt \cong \frac{1}{C} \cdot I \cdot \Delta t = \Delta V$$

In questo modo si misura R e C

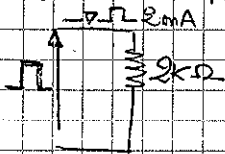
$$\Delta V = \frac{I \cdot \Delta t}{C} \rightarrow \text{polarizzazione del coletere} = 0.2V = 200mV$$

→ si mette un limite superiore alla polarizzazione e anche su R

PROBLEMI LEGATI ALLA STIMOLAZIONE

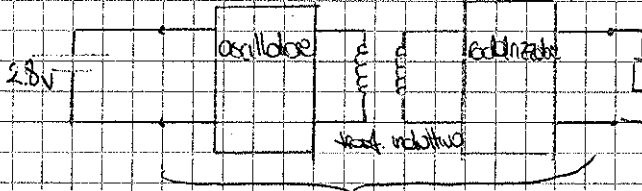
12-09-2012

Il catetero presenta un'impedenza di $200\Omega - 1k\Omega$. Per ottenere stimolazione serve una corrente di qualche mA $\rightarrow 2-3mA$



Impulsi di tensione da applicare di $4-6V$ \rightarrow è un problema perché la batteria all'interno del p.m. è in grado di fornire una tensione di $2.8V$

Per risolvere ci serve una tecnica che garantisca un'alto efficienza energetica



Il problema di questa soluzione è il troppo elevato consumo \Rightarrow non si usa

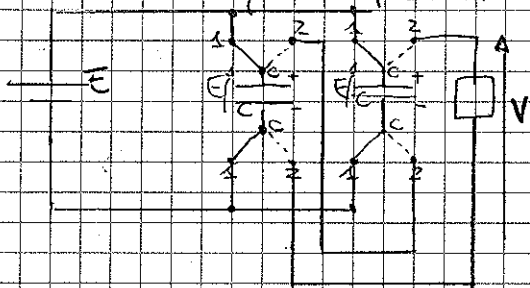
DC-DC converter

Ci sono un certo numero di altre tecniche per aumentare il voltaggio in continuo:

TECNICA DELLE CAPACITÀ COMUTATE

deviatore ad un' o due posizioni

più utilizzato nel p.m. dall'inizio degli anni '70 (prima le batterie davano una tensione maggiore) \rightarrow anche di elettronica serviva un'alta tensione

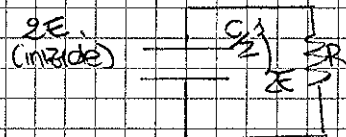


circuiti usati per duplicare/quadruplicare una tensione continua per un impulso

Quando i 4 deviatori sono in posizione due, i condensatori sono in serie \rightarrow sul carico si ha un ddp pari a $2E$

\rightarrow si caricano i condensatori.

Con i deviatori in posizione 1, la tensione sul carico è nulla. Passando in posizione 2, sul carico c'è la tensione



la tensione inizia a diminuire esponenzialmente

$$\tau = \frac{C}{2} \cdot R \approx 30ms$$

I condensatori hanno capacità di $60-100\mu F$; supponiamo $R = 1k\Omega$

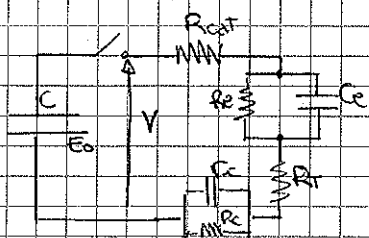
Ma i deviatori rimangono nello stato 2 per $1-2ms$, tornando nello posizione 1 il processo si ripete generando un altro impulso.

In teoria in questo modo non si spreca carico \rightarrow la batteria fornisce unicamente l'energia trasferita al tessuto cardiaco. In realtà ci sono delle perdite (non ideali) ma è ad alta efficienza. I condensatori impiegano un certo tempo a caricarsi, ma è molto piccolo rispetto alla freq. cardiaca.

Estendendo questo circuito si può triplicare/quadruplicare la tensione di batteria

\rightarrow tutti i p.m. in commercio oggi sfruttano questo metodo

Ma nella realtà il modello resistivo del catetero è induttivo

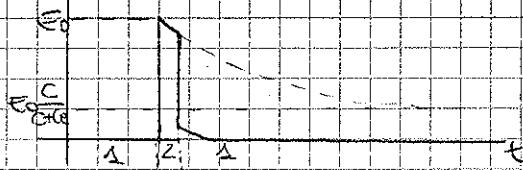
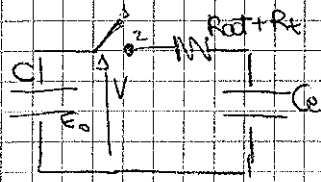


: Resistore - R/C elettrolitico - Resistore - R/C elettrolitico di ritorno

In questo circuito ci sono tre elementi reattivi separati tra di loro \rightarrow SISTEMA DEL TERZO ORDINE: 3 costanti di tempo (difficili da separare)

Ma sappiamo che $R_e \gg R_{ext}$ \rightarrow effetto di R_e trascurabile per impulsi di pochi ms $\rightarrow R_e$ trascurato
 Dato che l'elettrodo di lavoro è molto + grande (in superficie) di quello di punta: $C_c \gg C_e$
 e $R_e \ll R_e \Rightarrow R_e/C_e$ può essere trascurato rispetto a R_e/C_e

Adesso R_{ext} e R_e sono in serie \rightarrow posso considerarle insieme $[R_{ext}: 100\Omega - 2k\Omega \quad R_e: 10 - 100\Omega]$



Il circuito è del 1° ordine (elementi resistivi in serie)

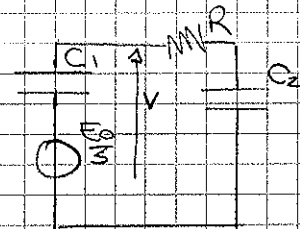
La costante di tempo vale $\tau = (R_{ext} + R_e) \frac{C_1 C_e}{C_1 + C_e}$

Se C_e è infinito, appena attaccato la tensione $V = E_0$ (C_e è in c.c.). All'infinito la tensione sarà $V = E_0 \frac{C_1}{C_1 + C_e} \rightarrow$ posso anche calcolarli nel dominio di Laplace con i teoremi del valore iniziale e del valore finale.

$f(t) \xrightarrow{L} F(s)$: $\lim_{t \rightarrow 0} f(t) = \lim_{s \rightarrow \infty} sF(s)$

$\lim_{t \rightarrow \infty} f(t) = \lim_{s \rightarrow 0} sF(s)$

$V(s) = \frac{E_0}{s} \cdot \frac{R + \frac{1}{sC_2}}{R + \frac{1}{sC_2} + \frac{1}{sC_1}} = \frac{E_0}{s} \frac{C_1(1 + sRC_2)}{sRC_2 + C_1 + C_2}$



facendo i limiti vedo che i resistori tornano

Con $C_1 \approx 60 \mu F$ e $C_e \approx 30 \mu F \rightarrow \tau \approx 20 - 30 ms$

Quando si apre il circuito, C_e tende a scaricarsi su R_e

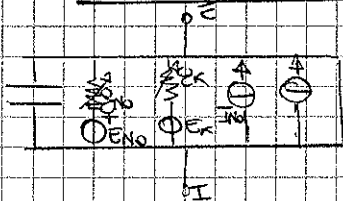
L'impulso che stimola il microworld ha un aspetto quasi rettangolare

All'istante 'iniziale' la corrente vale $\frac{E_0}{R}$ \rightarrow misurando la corrente si riesce a misurare la componente resistiva dell'impedenza del catodo e dei tessuti

\rightarrow se si rompe o si sposta il catodo, varia $R \rightarrow$ posso prevedere queste situazioni

Problema di far nascere un potenziale d'azione sui tessuti eccitabili

MODELLO DI HODGKIN-HUXLEY



membrana di una cellula: doppio strato fosfolipidico \rightarrow condensatore

le cui piastre = Equivali intra ed extra cellulari

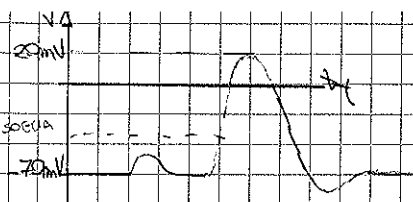
Diffusione di ioni Na^+ e K^+ \rightarrow tendono a migrare per diffusione
(presenti all'interno secondo gradiente)
(presenti all'esterno)

\rightarrow CANALI DEL SOGLIO hanno una certa conduttanza che varia al variare del potenziale di membrana (non lineari) \rightarrow tende ad aumentare quando diminuisce il potenziale di membrana

Equazione di Nernst: differenza di potenziale proporzionale al rapporto logaritmico delle concentrazioni
 \rightarrow generatori di tensione

Ci sono meccanismi per rigenerare la concentrazione ionica \rightarrow POMPA DEL SOGLIO (contro gradiente)

Questo modello è molto simile allo realtà \rightarrow accurato



potenziale di membrana della cellula
 ↳ per qualche motivo

• inizia ad aprire il canale del sodio, → aumento e no aumento il flusso di Na⁺ da fuori a dentro

↳ e' interno diventa meno negativo dell'esterno

Se non si raggiunge lo soglia si torce come prima.

Se si supera lo soglia, si immette il fenomeno che accade ad invertire il potenziale di membrana il canale del Na⁺ e aperto iniziano ad aprirsi i canali del potassio (carica positiva che esce) si chiudono, canali del sodio.

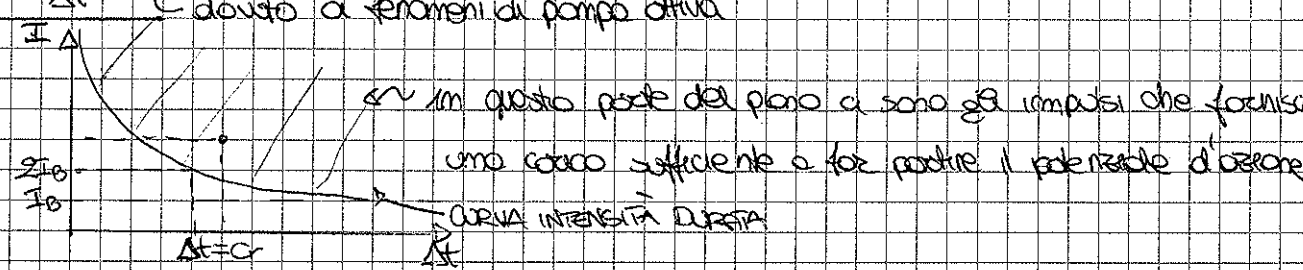
Per far scattare il potenziale d'azione, bisogna portare dentro la cellula una certa carica che porti a superare lo soglia $Q = I \cdot \Delta t$

↳ posso fornire Q tramite uno stimolo chimico o elettrico



$I = \frac{Q}{\Delta t}$ se applico una corrente $\geq I$ riesco a far partire un potenziale d'azione

$I = \frac{Q}{\Delta t} + I_0$ CURVA INTENSITA' / DURATA
 ↳ dovuto a fenomeni di pompa attiva



I_0 : RESORSA ↳ valore d. di sotto del quale non provoca eccitazione qualunque sia la durata dell'impulso

dipende dal tessuto e dalla geometria degli elettrodi di stimolazione

$\Sigma I_0 = \frac{Q}{\Delta t} + I_0$ $I_0 = \frac{Q}{\Delta t}$ $\Delta t = Q / I_0$: CRONASSA non dipende dalla geometria degli elettrodi ma solo dal tessuto

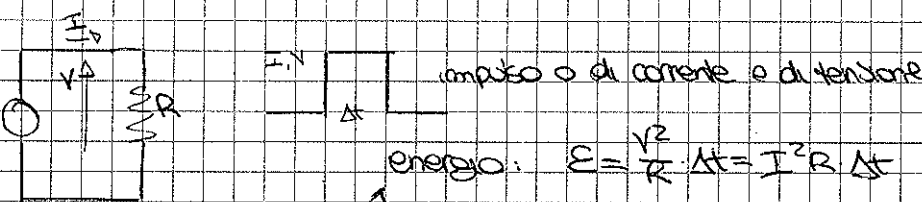
↳ impulso di corrente per o due volte la RESORSA

Per descrivere un tessuto eccitabile si hanno due parametri

$cr = \frac{Q}{I_0}$ ↳ Regola solo il tessuto
 $rb = I_0$ ↳ Regola anche il tipo di elettrodi

es. il tessuto nervoso ha valori di cronassa 50-300 μs

il tessuto muscolare da 1-3ms



energia: $E = \frac{V^2}{R} \Delta t = I^2 R \Delta t$

$E = (\frac{Q}{\Delta t} + I_0)^2 R \Delta t = \frac{Q^2}{\Delta t} + I_0^2 \Delta t + 2Q \cdot I_0$

$\frac{dE}{d\Delta t} = -\frac{Q^2}{\Delta t^2} + I_0^2 = 0$ $\Delta t = \frac{Q}{I_0}$

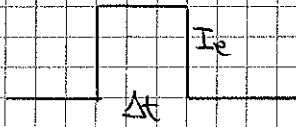
↳ da CRONASSA è la durata dell'impulso per cui si ottiene lo stimolazione o più bassa energia

$C_r = \frac{Q}{I_b} = 1ms$

Q_e ? carica erogata

$r_b = I_b = 1mA$

E_e ?



$\Delta t = C_r$

$\Delta T = 2 \cdot C_r$

$Q_e = I_e \cdot \Delta t$

$E_e = I_e^2 \cdot R \cdot \Delta t$

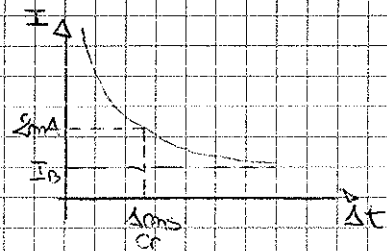
L'impedenza del catetere $R = 1k\Omega$

$I_e = \frac{Q}{\Delta t} + I_b = 2mA$ ($1.5mA$)

impulso almeno pari a questi valori

$Q = I_e \cdot C_r = 1\mu C$

carica di soglia = carica che deve certamente fornire per raggiungere la soglia oltre la quale si scatta il potenziale d'azione.



Da cui ricavavo: $Q_e = 2\mu C$ ($3\mu C$)

$E_e = 4\mu J$ ($9.5\mu J$)

Dal punto di vista energetico è conveniente avere un basso valore di R (sembra influente per la carica, ma bisogna ricordarsi che lo stimolatore stimola in tensione)

↳ è conveniente avere una R bassa

Confrontando i due casi (raddoppio del Δt) si vede che la carica erogata aumenta considerevolmente (50%), mentre dal punto di vista energetico non aumenta troppo (12.5%)

ANALISI DEL MANUALE

È un pace-maker rappresentativo del p.m. 2011 (ultima generazione)

Differenze rispetto alla generazione precedente

(frequenza tipica del catetere: 2.4 Hz)

- può consentire il monitoraggio a domicilio del paziente → trasferisce i dati ad un comunicatore se ci sono problemi il centro servizio avverte il medico del paziente
- compatibile con risonanza magnetica (non tutte, con alcune condizioni) senza che il p.m. si danneggi, i catetere si spostano e si creano degli artefatti

(oggi i connettori dei dispositivi sono standardizzati → ware catetere di produttori diversi non avviene per i p.m. compatibili con risonanza)

- piccoli cambiamenti, raffinamenti degli algoritmi

CONFINA PMS STANDARD ⇒ DDDR

A configurazioni: DR = bicamerale (dual chamber, rate adaptive)

PAG 37-38-39 DR-T = bicamerale con possibilità di telemonitoraggio (T = transmitting)

SR = monocamerale (single chamber, rate adaptive)

SR-T = con telemonitoraggio

⇒ STANDARD VVIR

Modello più utilizzato: DDD, DDI, VVI (e altre modelli sono presenti, ma poco usati)

- DDD = ascolta e stimola due camere, in mod. inibito o triggerato

come il p.m. funziona se non sente nulla.

È intervallo base inizia da un evento attuale (sentito o stimolato): ha una durata che viene decisa dal medico. Insieme all'intervallo base parte un altro contatore che determina lo

durata dell'intervallo atrio-ventricolare (180-200ms) → in questo 'AV delay' il p.m. osserva il ventricolo: se c'è attività ventricolare spontanea non stimola; se invece non riconosce attività eroga lo stimolo, che viene seguito dalla depolarizzazione

Se al termine dell'intervallo base non si è verificata attività atriale, il p.m. stimola gli atria. La modalità DDD è atrio-guidata = l'intervallo base inizia con attività atriale (P-R-T)

Possò essere situazioni anche più complicate: es. extrasistoli ventricolari (battiti fuor di battito) → capitano a tutti i vari volte di spesso → fanno parte anche loro l'intervallo base (caratteristica di tutte le modalità)

Possò essere contatore durante il ciclo → a casa serena e quando viene iniziato

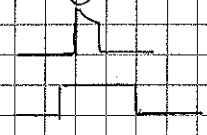
19-04-2012

modalità atrio-guidata
L'intervallo base inizia con attività atriale (stimolata o spontanea) → durata impostata dal medico in modo tale da fornire una frequenza base adatta per il paziente
stimolazione atriale = impulso dell'impulso dell'ordine di qualche volt erogato all'ingresso del catetere → la tensione cade sia sul catetere che sul tessuto cardiaco (dare centinaia di mV)

Lo stesso catetere viene usato per il sensing → gli viene applicato una tensione di qualche volt, ma l'amplificatore ecg del p.m. è disturbato e tensioni dei mV → si ha saturazione → ci va un certo tempo per uscire dalla saturazione → bisogna entrare la saturazione; si fa in modo che la stimolazione non venga portata all'amplificatore
si ha saturazione → ci va un certo tempo per uscire dalla saturazione → bisogna entrare la saturazione; si fa in modo che la stimolazione non venga portata all'amplificatore

→ si scollega per un tempo breve con un interruttore (0-5ms) ⇒ BLANKING ATRIALE
questo intervallo può essere attivato anche dopo stimolazione ventricolare, ma è meno rischioso, perciò è di durata minore di quello dopo stimolazione atriale.

→ il blanking (sia atriale che ventricolare) è un parametro legato al funzionamento del p.m. → non si può modificare dall'utente



in realtà il blanking parte un po' prima dello stimolo (ci va un certo tempo per aprire gli interruttori)

Periodo refrattario atriale: fisiologicamente, dopo una contrazione, l'atrio non è + stimolabile per un certo intervallo di tempo → dopo che è finito il blanking, il p.m. osserva l'atrio, ma non considera ciò che avviene ai fini diretti della stimolazione (ma per es. evitare interferenze elettromagnetiche)

→ può essere modificata dal medico

L'ARP termina comunque con lo stimolo ventricolare (anche se non è ancora finito) → stimolazione del p.m. non spontanea

Periodo refrattario ventricolare: inizia con l'attività del ventricolo (sia spontaneo che stimolato). Anche in questo caso c'è sensing per identificare interferenze elettromagnetiche (es. se c'è troppo rumore il p.m. può passare da modalità sincrona)

Periodo atrio-ventricolare dinamico → può essere tenuto fisso → sempre lo stesso ritardo dopo l'attività atriale arriva lo stimolo del ventricolo) Nello realtà il ritardo AV varia con la frequenza cardiaca (non brevemente) → dinamico

Per quanto riguarda le interferenze ogni costruttore ha strategie proprie (che possono coinvolgere il modello sinuato)

(se è stimolato il blocco bianco tutto)

↳ se l'attività atriale è spontanea mi aspetto un certo andamento dell'attività: si

osserva il segnale per un periodo intermedio di tempo dove ne conosco la forma;

se è diverso potrebbe essere l'interferenza em

↘ è interferenza

La stessa cosa può essere fatta per il ventricolo (anche qui se è spontanea non c'è blocco)

es. fibrillazione atriale, tachicardia

Intervallo UTR (upper tracking): può capitare che la freq. atriale sia particolarmente elevata

(con il p.m. che triggera il sensing atriale e stimola il ventricolo) ma non si vede che sia

anche così alta per i ventricoli (es. per un paziente non superiore a 135 bpm) → si perde in

efficienza meccanica. Il medico indica una massima frequenza per la quale i ventricoli possono essere

tracciati dopo altri → intervallo UTR nel quale anche se c'è attività atriale

non si fa partire l'intervallo base

PAGINA 18

Ritardo AV di sicurezza: è l'impulso di stimolazione dell'atrio genera un impulso che può

essere visto a quello del ventricolo (mentre ha la risposta elettrica degli altri). si introduce

↳ cross-talk

un ritardo nel quale se c'è attività ventricolare è troppo precoce → si dà comunque un

stimolo del ventricolo, almeno non si rischia di far perdere un battito

↳ il medico può sfruttarla o no, scegliendo il valore + adeguato per il paziente

(studiando gli atteggiamenti oppure impiantando il p.m.)

PVARP = Post Ventricular Atrial Refractory Period: considerare un periodo refrattario per l'atrio dopo

l'attività ventricolare stimolata. Dopo stimolo ventricolare (o impulsi ventricolari anomali), il p.m.

crede di vedere attività atriale prematura → se non si fa nulla, il p.m. stimola i ventricoli

prematamente → PMT (= tachicardia dovuta all'azione stessa del p.m.)

↳ si considera perciò un periodo refrattario dell'atrio dopo la stimolazione del ventricolo

↳ viene ignorato l'attività atriale

dopo un impulso ventricolare anormale (ex. asistole)

soluzioni e diagrammi sono spiegati (le scritte sono giuste)

PAGINA 20

• MODALITÀ VDD

L'atrio non è stimolato ma è un modello atrio-guidato. Evento atriale spontaneo: parte l'intervallo

base. Non rileva attività atriale, ma non stimola l'atrio (è VDD). Al termine fa partire il

nuovo intervallo base e dopo l'intervallo. Al stimolo del ventricolo. Se c'è attività atriale

spontanea fa partire l'intervallo base successivo

↳ un velo si poteva mettere sopra spostando i dati

Quo a dire PVARP (tachicardia medica da p.m.) → controllo dell'ARP che parte con l'intervallo

base solo se c'è attività atriale spontanea. In tutti i casi parte il PVARP

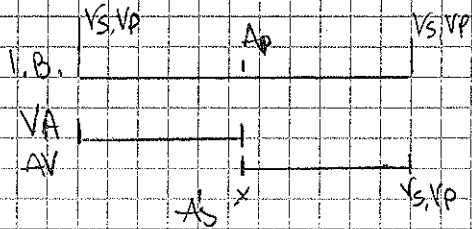
[ogni costruttore ha una sua regione d'essere ed una sua cosa → è comodo, perché hanno anche

comportamenti differenti] → avere soluzioni differenti specifiche

non si può perdere segnale: viene registrato per il cardiologo

↳ fare periodi di blanking il + corti possibile

- Modello DDI : il diagramma è sfasato. È intervallo base inizia col ventricolo
 È intervallo base inizia con un evento ventricolare → ventricolo-guidato
 → intervallo VA: lungo intervallo dopo l'evento ventricolare; inizia con l'intervallo base
 → ritardo VA: è un caso diverso dall'AV. Non con è disegnato bisogna leggerlo di contro
 evento ventricolare sentito o stimolato → stesso dato
 non parte l'intervallo base e VA, gli mi aspetto di veder
 l'evento attuale del ciclo successivo. Se c'è attività attuale spontanea, rimborsa l'impulso
 attuale, ma l'intervallo VA continua; al termine parte il ritardo AV dopo il quale viene
 stimolato il ventricolo. (l'intervallo AV non parte da A_s → si perde il sincronismo)



Questo modello non ha triggering, non ha sincronia

PAGINA 41-42

Non tutte le modalità hanno un punto di vista clinico. alcune sono temporanee per es. problemi di misurazione o studi elettrofisiologici che vuole fare il cardiologo

• Modello DVI

non c'è il sensing attuale. Se c'è l'impulso ventricolare spontaneo vengono
 inibiti tutti; se c'è sensing, vengono stimolati prima atria e poi ventricolo.

la modalità più usata oggi è la DDD, o la modalità unicamente ibrida (DDI, ma soprattutto AAI e VVI) → clinicamente importanti.
 - single chamber

- Modello asincrono: AOO, VOO, DOO → in modo asincrono rispetto al ritmo cardiaco
 (se p.m. continua cmq ad osservare il ritmo cardiaco del paziente: per registrarlo o trovare interferenze)

- Modello OOO: non osserva per stimolare, ma cmq registra l'elettrogramma
 endocavitario (dipende cmq dal costruttore)
 → a sono alcuni che per registrare devi usare IAO - OVO - OOO

PAG 67

26-06-2017

un paziente mantenuto in condizioni di stimolazione del ventricolo destro ha + probabilità di avere altre moestre

↳ con la modalità a domanda la stimolazione viene erogata ^{solo} quando ce n'è bisogno.

es. modalità VDD → frequenza base che può essere leggermente + elevata di quella spontanea

- se medico sceglie una frequenza base bassa, dobbiamo garantire cmq la possibilità di svolgere la max parte delle azioni quotidiane → deve cercare un compromesso
 (senza rate adattative)

Funzione di isteresi della frequenza: se è presente un ritmo spontaneo, numero di avere

la freq. base indicata dal medico, se ne ha una + bassa. Non si applica a tutte le modalità.

Se c'è ritmo intrinseco e intervallo base ristretto prolungato

il ritmo spontaneo prende il controllo quando supera la freq. di stimolazione (base)

(es. frequenza di 80 bpm con isteresi sulla frequenza di 15 bpm)

→ se c'è attività spontanea, è probabile che per un po' si mantenga. si mantiene l'intervallo base lungo (65 bpm)

Il software di programmazione è molto importante → rendere il p.m. gradito al medico
 In 20/30 minuti il p.m. è impiantato → il programmatore invece richiede più tempo (30-60 min)
 → avere un'interfaccia di programmazione il + semplice possibile, non portare a commettere error
 ⇒ dato che le specifiche del p.m. sono eto simili, la concorrenza tra le ditte si gioca soprattutto sull'interfaccia/software di programmazione.

02-05-2012

PROBLEMA: calcolare la capacità che deve avere una batteria per garantire il funzionamento per almeno 7 anni in modalità DDDR

- consumo per mantenere attive le diverse funzioni del PM → misuro consumo di base Q_B
- Consumo causa stimolazione → trasferimento di carica al tessuto; se DDD → impulsi atriale e ventricolare Q_{PA} e Q_{PV}

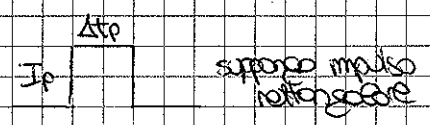
Normalmente ricavati su un mese $t_m = 30$ giorni

ipotesi: le due catode sono uguali → non è realistico, le due catode hanno caratteristiche diverse → lo teniamo valido cmq perché non possiamo fare di meglio

$Q_B = I_B \cdot 60 \cdot 60 \cdot 24 \cdot 30$ non accetto un PM in cui il consumo di fondo sia maggiore di $20 \mu A$

Q_{PA} } $Q_{si} = f_{card} \cdot Q \cdot 24 \cdot 30$
carica singolo impulso
batte di minuto: $f_s = 80$ bpm

$Q_{si} = I_p \cdot \Delta t_p = 2 mA \cdot 1 ms = 2 \mu C$
Lucino dlo cronasso
 Se $R_{int} = 1 k\Omega$ e $V_{app} = 2.3 V \Rightarrow I_p = 1.2 mA$



$Q_{tot} = [Q_{PA} \cdot 2 + Q_B] \cdot \frac{7 \cdot 12}{3600} [A \cdot h]$
per 7 anni

La durata del PM non viene considerata merito di merito dello sceltto → è circo lo stesso per tutti i pm

OTTIMIZZAZIONE dell'ampiezza di stimolazione atriale e ventricolare

Se non lo facesse il pm in automatico, il medico dovrebbe farlo al momento dell'impianto → scegliere una tensione di stimolazione tale da garantire sempre la stimolazione (complesso sufficiente a superare lo sogli)

Problemi legati principalmente al cateter e al suo posizionamento ↳ consumi maggiori! durata di vita minore!

È l'unico possibilità del pm di verificare se c'è risposta allo stimolo → se non c'era il paziente restava bradocardico → inizialmente lo verifica veniva dal paziente stesso. Nel caso in cui non bastasse, il pm aumentava l'intensità di stimolazione

- Sviluppo successivo: misura della soglia di stimolazione; sceltto di uno stimolante intensità poco superiore alla soglia → ottimizzazione!
- Oggi i pm hanno algoritmi che parametrano.

- (B) verifica della corretta risposta della camera cardiaca alla stimolazione (forzando sensing della camera cardiaca per osservare (B) risposta)
- valutazione dello soglia di stimolazione \rightarrow periodicamente, o in modo continuo (dipende dal pm) viene abbassato l'ampiezza dello stimolo e si guarda (B) risposta della camera cardiaca; quando scende sotto soglia (non c'è + risposta) aumento di valore precedente e prova di nuovo ad abbassare ma con una diminuzione minore per avere una miglior risoluzione (100-200 mV)

Lo è un costo energetico: ho bisogno di un microprocessore che faccia i calcoli velocemente

Questo pm ha due algoritmi diversi: uno per gli atri e uno per i ventricoli
 \rightarrow ha tempistiche diverse

Valutazione dello soglia di stimolazione:

- errore di posizionamento del catetere; quando invecchia aumenta
- spostamento dell'elettrodo
- cambiamento patologico dei tessuti vicino al catetere

Vantaggi:

- rendere questa funzione disponibile al follow-up in remoto (per valutare periodicamente se il paziente è stimolato correttamente)
 \rightarrow (B) soglia di stimolazione è uno dei parametri osservati con + attenzione
- sicurezza: evitare un aumento della soglia non seguito da un aumento dell'ampiezza di stimolazione
- longevità: poche stimole con (B) minimo carico necessario

Primo che fossero disponibili tali algoritmi era il cardiologo che ogni 6 mesi / 1 anno valutava lo soglia di stimolazione sufficientemente inferiore all'ampiezza di stim.

Lo ma così non si faceva un uso ottimale dell'energia: minore durata (auto) del pm.

Lo se riesco ad ottenere lo stesso effetto con meno carica, meglio per il paziente

Uso una energia per far funzionare il microcontrollore per gli algoritmi \rightarrow guadagno qualcosa (10-15%) ma non tantissimo.

La misurazione dello soglia avviene diversamente per atri e ventricoli: (B) stimolazione ventricolare è + critica, ha bisogno di un margine di sicurezza + ampio

Lo devo garantire che (B) freq. di stimolazione sia sufficientemente più elevato di quella intrinseca (per provare lo soglia) in modo che il pm prenda il controllo \rightarrow OVERDRIVE

Lo se ho un ritmo atriale spontaneo > stimolato, devo aumentare (B) freq. di stimolazione prendere un valore del 20% più elevato dello ^{freq.} spontaneo medio

• Se ho ritmo atriale spontaneo < stimolato, potrebbe essere + basso ma di poco; scegliere quello programmato aumentato del 20%

• se freq. atriale intrinseca > 108 bpm, non viene fatto (B) supero dello soglia \rightarrow viene rimpolito

La misura dello soglia viene fatta ogni 12/24 ore.

Uso dello modalità DD I durante il test di soglia (passaggio temporaneo a questo modalità)
 Ritardo AV impostato sul tempo + breve possibile, per impedire il sensing atriale di un evento ventricolare (condizione retrogrado). Inoltre cost ha un intervallo di blanking breve \rightarrow questo a vedere lo risposta



ESEMPIO TEST (EVA)

- ampiezza di stimolazione: 3V (x eva, va bene per i cateteri che uso)
 per ogni ampiezza, eroga 5 stimoli e verifica la presenza dello risposta \rightarrow
 (1° stimolo \rightarrow risposta, 2° stim \rightarrow risposta, ...) a 3V vede sempre lo risposta \rightarrow la soglia è + bassa
 poi eroga un 6° impulso di sincronizzazione: non usato per lo risposta, x lo cost
 • abbassa l'ampiezza con step di 0.6V (3V \rightarrow 2.4V) e fa sempre 5 impulsi, se ok 6° di sincronizzazione.
 • 2.4 \rightarrow 1.8 \rightarrow 1.2: tutto ok, siamo sottoglia
 • 1.2 \rightarrow 600mV: decidiamo di essere sottoglia se ci sono almeno 2 impulsi su 5 che non danno risposta.
 • tutto ok di passo precedente e diminuisco e passi di 0.1V
 \rightarrow stesso procedimento; quando non ho 2 impulsi su 5 torno al precedente e impiego quello come tensione di soglia

Dopo almeno 2 su 5 non catturati viene interrotta la sequenza ed erogato l'impulso di sincronizzazione (serve per avere risposta e reimpostare il ritardo AV perso con lo non cattura)
 \rightarrow ampiezza pari a uno di quelle precedenti.

Quando scendo con passo 0.1V, l'impulso di sincronizzazione viene reimpostato ad un'ampiezza 0.5V superiore
 \rightarrow poter avere solo una non cattura per ultimo sul 5° \rightarrow devo avere la certezza del ritardo AV impostato

Il medico può scegliere di aumentare il valore individuato \rightarrow margine di sicurezza
 Per quanto riguarda i ventricoli, la procedura è simile ma con parametri \neq e + vertiche
 \rightarrow se perdo una contrazione atriale non è un problema, mentre se perdo una contrazione ventricolare ho un abbassamento immediato della pressione (con 3-4 perdite \rightarrow SIN)
 \rightarrow verificare ad ogni stimolo che la cattura sia efficiente.

Se il segnale preferito (ventricolare) non ha una qualità sufficiente per lo successo dello pacing, viene rimpiazzato

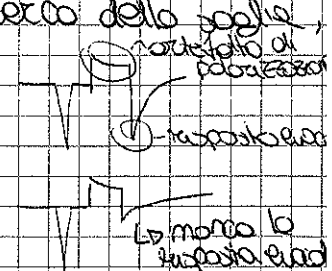
Durante lo stimolo siamo in blanking, ma viene una rappresentazione

l'adattamento di polarizzazione è dovuto allo componente capacitivo dell'interfaccia tra catetere ed tessuto (c'è sempre)

\rightarrow se il catetere è ben posizionato rimane uguale o se stesso a parità di stimolazione

\rightarrow per valutare la qualità, studio l'adattamento di polarizzazione!

Misuro con un'ampiezza di stim. costante il segnale per 5 s, dopo altri 5 s fornisco



un nuovo impulso dallo stesso apparecchio del primo 100ms (durante lo stesso eccitolo no rappe ventricolo)

Lo ha la certezza che non ha risposta del tessuto \rightarrow ISO e artefatto di polarizzazione che non è legato sicuramente alla risposta del tessuto

Possibile \rightarrow media tra le S risposte \rightarrow analisi \rightarrow montaggio per dire se è effettivo o ineffettivo

\rightarrow calcolo \rightarrow media tra i secondi S e i primi S \rightarrow compare il secondo artefatto di polarizzazione

Se lo quanto è basso il pm si mette a stimolare ad un'ampiezza di sicurezza impostata dal medico

Per il ventricolo: mi fermo non appena ho lo percetto di una cattura (non due come l'altro)

Quando si assume che per uno stimolo non c'è risposta, se ne prende nota e si dà uno

stimolo di back-up per garantire una la coniazione (lo stesso compare ca dopo 60ms dall'im
ne considero ancora come poi do il back up

\rightarrow lo stimolo di back-up ha la stessa ampiezza di quello precedente, ma uno durata maggiore

(avendo avendo di 0.6V ^{emalorispone} l'ora di valore precedente - 0.1V)

Segno fisso da parte individuale pu' margine di sicurezza.

Se uso normalmente l'impulso di back-up troppo freq \rightarrow nuova ricerca dello segno

FUNZIONI ANTITACHICARDICHE \rightarrow passive: rendere basso \rightarrow probabilita' che si instaurano
tachicardie a caso del pm

\rightarrow attive: lo modo di stimolazione pu' interrompere tachicardie che si sono verificate

MONITORAGGIO CONTINUO

Se ci sono problemi sub-clinici di dispositivo possono non essere percepiti dal paziente
se non quando ha un episodio bradicardico

\rightarrow invio dati al centro di controllo con una periodicità maggiore \rightarrow trasmettitore a RF

Secondo dispositivo in casa del paziente \rightarrow ricevere i dati dal pm e il invio al centro di monitoraggio
tra le 2 G. G. G. G.

\rightarrow centra messi a disposizione delle ditte: filtro tra i pm e il medico

Il medico definisce con centro in protocollos: deve assumere di un certo paziente

certi dati; se i valori escono dai limiti considerati il medico deve essere avvisato
 \rightarrow definiti dal medico

Normalmente la comunicazione avviene \rightarrow notte

• avviso in caso di fibrillazione atriale che dura + di 6ore (puo' rimanere, ma è
necessario un trattamento anticoagulante)

• stato del colesterolo

• compenso di eventuali aritmie