

Differenziale l'esercizio con configurazione BF/GF con  $C_p = 100 \text{ pF}$   
 $C_n = 1 \text{ nF}$

# STRUMENTAZIONE PER IL PRELIEVO DI BIOPOTENZIALI 15-11-2010

## SENSORI

- 1. Biopotenziali differenziali
  - per gli organi che li generano
  - per caratteristiche morfologiche
- devono però tutti essere preservati sulla superficie del corpo umano
- ↳ **ELETTRODI**: servono per preservare un potenziale su un corpo umano per renderlo accessibile ad un amplificatore
- [CONNETTORI: non hanno a che fare con il corpo umano]
- Electrodo è un TRASDUTTORE = dispositivo che trasforma una forma di energia in un'altra
- Electrodo trasforma l'energia di un flusso di ioni (nel corpo umano) in energia elettrica (flusso di elettroni)
- parte + parte dell'elettrodo: interfaccia elettrodo/cute
- si cerca un modello semplice ed adeguato
- deve un buon rapporto segnale/rumore (generato dall'elettrodo stesso)
- Electrodo deve avere una superficie sufficientemente piana nella banda di interesse

GLI elettrodi sono nella categoria dei SENSORI - sente le variazioni di grandezza  
 ↳ i sensori normalmente sono dei trasduttori: convertono informazioni (es. biologiche) in un segnale che può essere quantificato (fascio elettrico o altro)

**TRANSDUTTORE** = converte una grandezza fisica in un segnale elettrico  
**AMPLIFICAZIONE** = converte un segnale elettrico in un altro fisico

I biopotenziali sono variazioni di segnale elettrico in un essere vivente

Nel corpo umano le correnti sono dovute a flussi di ioni  
 nei metalli conduttori le correnti sono dovute a flussi di elettroni

All'interfaccia ci sono ioni da una parte ed elettroni dall'altra → **INTERFACCIA CUTI/ELETTRODO**  
 → ma consideriamo l'interfaccia tra il metallo ed un elettrolita che ha caratteristiche simili al corpo umano → **INTERFACCIA METALLO/ELETTROLITA** (soluzione fisiologica di Spexlaco di NaCl)

(il potenziale di carica  $z \cdot F \cdot [M^+ \cdot O^-] \rightarrow E_{we} \text{ e } + \text{ complesso}$ )

Non tutti i metalli vanno bene: ~~oro~~

Prostano immerso in soluzione acquosa:  
 nell'elettrodo ci sono elettroni di conduzione  
 nella soluzione ci sono anioni e cationi

Il metallo è costituito da atomi  $M$   
 per uno ione  $M^+$  che passa in soluzione un elettrone  $e^-$  si genera ~~al metallo~~

$M \rightleftharpoons M^+ + e^-$  reazione di ossidazione  
 $A^+ + e^- \rightleftharpoons A$  reazione di riduzione

se lo prostano non è collegato al generatore esterno: alcuni atomi metallici della strato + esterno ionizzano → si genera  $C^+$  ed  $e^-$

Si formano

- una forza elettrostatica: avvicinare la ione alla barriera
- una forza di tipo diffusivo: allontanare la ione dalla barriera

La ione si ferma ad una distanza per la quale le 2 forze sono equilibrate

↳ doppia distribuzione di cariche:  $e^-$  sulla superficie della barriera  
 $C^+$  intorno alla barriera

→ tra queste 2 "fasce" c'è una regione in cui le cariche non ci sono ⇒ condensatore

Ma ce n'è una forza che sottraggono dall'equilibrio termico: dipende dalla temperatura  
 ma ha direzione e verso opposti: alcuni ioni ricadono sulla placchetta e altri ioni si formeranno ⇒ conduzione di EQUILIBRIO DINAMICO

La piastra assume un potenziale negativo rispetto alla soluzione

**POTENZIALE DI SEMICELLA**: potenziale tra barriera e equivo

I buoni conduttori < essere elettrodi sono "metalli" dell'elettrodo di riferimento

↳ ci sono metalli con  $\phi$  di semicella negativo (metallo con tendenza a ionizzare) o positivi

Usa due elettrodi reali uguali e misura la differenza del potenziale di semicella

Electrodo di riferimento deve avere delle buone caratteristiche: tendenza a ionizzare intermedia, deve poter essere facilmente riconducibile in qualsiasi situazione

⇒ IDROGENO: è però gassoso a temp ambiente

**ELETTRODO ALL'IDROGENO**: retino di un metallo con spazzosissima tendenza a ionizzare (retino) si collega ad un cavetto e si fa gascificazione dell'idrogeno

→ si retino di piastra si lega da collettore per gli elettroni liberati dagli atomi di idrogeno

→ per di semicella negativa: tendono a ionizzare più dell'idrogeno  
 per di semicella positiva: tendono a ionizzare meno dell'idrogeno

Si usano i metalli tra  $+1.7V$  e  $+1.7V$

Tra questi metalli però Ag, Zn, Fe non vanno molto bene → tendono molto ad ossidare → generano velocemente le loro caratteristiche chimiche sulla superficie  
 la superficie rimane + stabile + a viazione di Zn  
 Cr, Cd, Ni, Pb non vanno bene perché sono tossici  
 elettrodi di vetro: vanno bene perché è molto presente nel corpo / sol. elettrolita  
 ↳ interstocce molto stabili

in AgCl (argento cloruro) tende a ionizzare + dell'argento  
 ↳ molto simile al corno di mercurio, che però è tossico

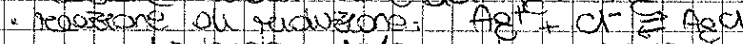
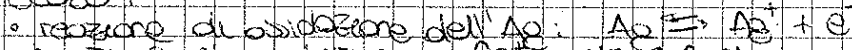
Il rame non è perché tende ad ossidarsi

L'argento è interessante, se in soluzione fisiologica la superficie dell'argento tende a corrivere

Loro ha un interstocce molto stabile, ma tende a ionizzare molto poco

⇒ la soluzione migliore < elettrodi di biopotenziale è l'ARGENTO CLORURATO

Argento → facciamo crescere una superficie clorurata → lo inseriamo in una soluzione con un corno



↳ tende a rafforzare la superficie di corno d'argento

EQUAZIONI DI NERNST

Costruire il modello dell'elettrodo: si osserva, si sottopone a prove di polarizzazione

- ciò che avviene elettricamente all'interfaccia metallo-elettrolita non è lineare  
 → il valore dell'impedenza varia con la densità di corrente che passa all'interfaccia (cresce la corrente, diminuisce l'impedenza di contatto)

Questa proprietà < impedenza si può misurare perché le correnti sono bassissime

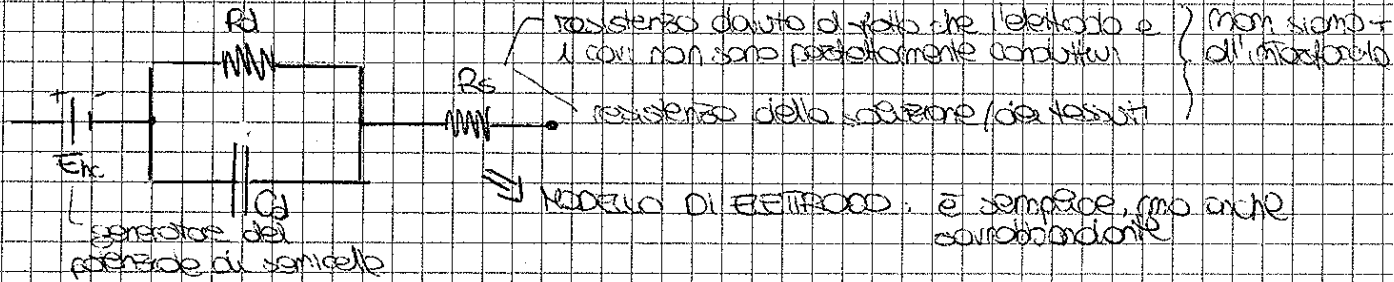
↳ se lo stesso elettrodo è anche usato a fornire potenza, il modello è diverso

- il modulo dell'impedenza varia con la frequenza → non è solo resistiva, ma anche reattiva (capacitiva)
- potenza di semicella che genera tensione
- l'elettrodo è perfetto → resistenza non sono conduttiva ideale

AgCl interfaccia possono avvenire fenomeni di scambio ionico ed elettronico

↳ scorre corrente: corno elettrico netto che attraversa l'interfaccia  
 ↳ all'interfaccia è presente un resistore

↳ se dall'esterno sono portati all'elettrodo degli elettroni, all'interfaccia non c'è scambio di carica → correnti di spostamento  
 ↳ all'interfaccia è presente un condensatore



$E_{hc}$ : valore della t.d.c. → valore a scambio del metallo  
 argento clorurato = 223mV

$R_s$ : dal 10 a 300  $\Omega$  circa

$R_d$  e  $C_d$ : dipendono dal metallo e dalla soluzione elettrolitica  
 bisogna tener conto della superficie di contatto  
 $R_d$  è inversamente proporzionale alla superficie di contatto  
 per lo capacità lo esaltano l'effetto

AgCl:  $S = 1 \text{ cm}^2$   
 $R_d \approx 20 \text{ k}\Omega$   
 $C_d \approx 10 \text{ nF}$

dimesso superficie > raddoppio resistenza  
 dimesso capacità



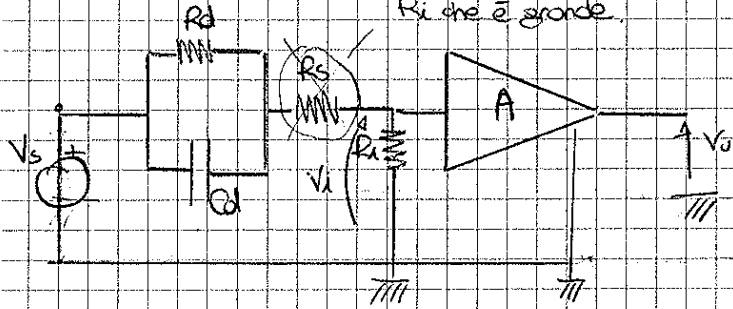
$R_i$ : resistore che non c'è, ma tiene conto della resistenza d'ingresso dell'operatore

Elettrodo ideale usato per misurare il potenziale di un sistema biologico

$A_{Vs} = \frac{V_o}{V_s} = ?$

non metto  $R_s$  perché è in serie con  $R_i$  che è grande

In una formula matematica non si usa il simbolo di parallelo

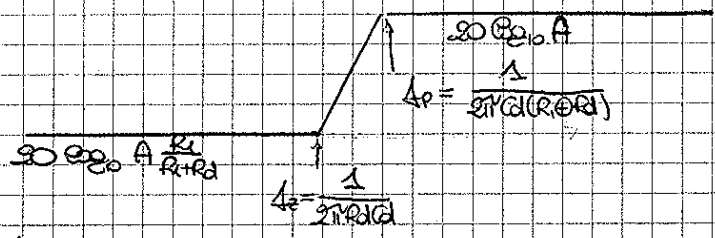


$$V_o = V_i \cdot A$$

$$V_i = V_s \frac{G_d + sC_d}{G_d + G_i + sC_d}$$

$$\frac{V_o}{V_s} = A \frac{G_d + sC_d}{G_d + G_i + sC_d} = A \frac{G_d}{G_i + G_d} \frac{1 + s \frac{C_d}{G_d}}{1 + s \frac{C_d}{G_d + G_i}} = A \frac{G_d}{G_i + G_d} \frac{1 + sC_d R_d}{1 + sC_d(R_i \parallel R_d)}$$

$$= A \frac{R_i}{R_i + R_d} \frac{1 + sC_d R_d}{1 + sC_d(R_i \parallel R_d)}$$



MODULO DI BODE

$f_z = \frac{1}{2\pi R_d C_d}$  non dipende dalla superficie ( $R_d \cdot C_d$  si annullano la superficie)  $\rightarrow$  dipende solo dalla coppia metallo elettrolita che siamo attraversando

Questo non vale per  $f_p \rightarrow$  dobbiamo anche sapere quanto vale la superficie e quanto vale  $R_i$

- Foto:
- $R_i = 10 \text{ k}\Omega$
  - $R_i = 1 \text{ M}\Omega$
  - $R_i = 100 \text{ M}\Omega$

18-11-2010

È una funzione di trasferimento semplice  
 $\rightarrow$  non ha poli o zeri in continuo o infinito

impedenza nulla del ramo serie ( $G_d \parallel R_d$ )  $\rightarrow$  ad una pressione corrispondente a  $U = \frac{1}{C_d R_d}$

Le costanti di tempo associate  
 •  $\tau_c$  costante di tempo del polo dipende da  $R_d$  e  $C_d$ , ma anche da  $R_i$   
 •  $\tau_z$  costante di tempo dello zero non dipende dalla superficie

$\tau_z = R_d \cdot C_d = 20 \cdot 10^3 \cdot 40 \cdot 10^{-3} = 800 \cdot 10^{-6} \text{ s} = 800 \text{ }\mu\text{s}$

Quando operiamo un elettrodo su un corpo umano, le caratteristiche dell'elettrolita variano per moltissimi fattori (soprattutto  $R_d$ )

Se  $R_i = \infty$ , le due costanti di tempo di zero sarebbero uguali  $\rightarrow$  zero e polo sovrapposti  $\rightarrow$   
 $\rightarrow$  la funzione di trasferimento sarebbe una retta  $H(\omega) = 1$

Per non introdurre distorsioni sul potenziale che vogliamo osservare dobbiamo cercare di ottenere l'elettrodo ad un impedenza ideale ( $R_i = \infty$ )  
 $\rightarrow$  è impossibile, ma posso cercare una  $R_i \gg R_d$  così che le  $\tau_z$  e  $\tau_p$  siano quasi sovrapposte

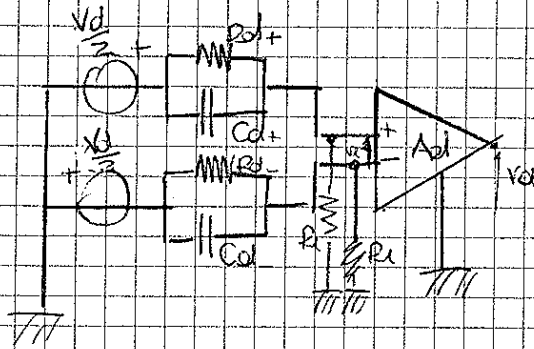
Possiamo prendere un valore di  $\tau_z$  (minutissimo)  $\tau_z = 1 \text{ ms}$

$f_z = \frac{1}{2\pi \tau_z} \approx 160 \text{ Hz}$  per un elettrodo in argento/argento eborato

Per il segnale elettrocardiografico,  $f = 50 \text{ Hz} \Rightarrow$  il segnale è moltiplicato con un coefficiente più piccolo di uno (sono prima dello  $f_z$ ), ma almeno non è distorto.  
 Perché non sia distorto, il segnale deve essere o a sinistra di  $f_z$ , o a destra di  $f_p$   $\rightarrow$  non è distorto  
 $\rightarrow$  messo a destra di  $f_p$  perché è + impedenza

Per un segnale elettrocardiografico di superficie (banda 1 Hz - 400 Hz) non va bene: a  
 sono amplificazioni diverse e variazioni della frequenza  $\rightarrow$  distorsioni

$\Rightarrow$  Gli amplificatori per biopotenziali devono avere un'alta impedenza d'ingresso  
 $\hookrightarrow$  ma è complicato (tecnologicamente) costruire impedenze  $> 1 \text{ G}\Omega$



Ma, nella realtà si usano amplificatori differenziali:

$$V_u = V_+ \cdot A_d$$

$$V_u = V_+ - V_-$$

$$V_+ = \frac{V_d}{2} \frac{G_{d+} + sC_{d+}}{G_+ + G_{d+} + sC_{d+}}$$

$$V_- = -\frac{V_d}{2} \frac{G_{d-} + sC_{d-}}{G_- + G_{d-} + sC_{d-}}$$

$$V_u = \frac{V_d}{2} \frac{G_{d+} + sC_{d+}}{G_+ + G_{d+} + sC_{d+}} - \frac{V_d}{2} \frac{G_{d-} + sC_{d-}}{G_- + G_{d-} + sC_{d-}}$$

Si supponendo i conti in voltari con due poli e due zeri (entrambi dipendenti dall'impedenza d'ingresso)

Nella realtà si cerca di avere piccole differenze che portino cioè  $G_{d+} = G_{d-}$  e  $C_{d+} = C_{d-}$   
 (i due elettrodi sono uguali)

$$V_u = V_d \frac{G_d + sC_d}{G_+ + G_d + sC_d}$$

Tutto ciò che era valido prima per il caso single-ended vale anche per questo caso

Però se  $R_i$  è sufficientemente grande, questi elettrodi vanno bene per qualunque  
 segnale biologico

$\rightarrow$  se i due elettrodi non sono perfettamente identici, si crea un coppia zero-polo  
 che però si cancella (quasi) a vicenda

### INTERFERENZA DI RETE

Quando si registra un potenziale è molto spesso un problema

- progettare amplificatori poco sensibili all'interferenza di rete
- mettere in alta precauzione

Quando posiamo due elettrodi sul paziente, oltre all'amplificazione differenziale c'è  
 anche un'amplificazione di modo comune (per accoppiamento capacitivo)

$\rightarrow$  il generatore applica tensioni alla frequenza di rete dell'ordine delle centinaia o  
 migliaia di mV/secondo

Se  $R_i$  non è abbastanza grande rispetto a  $|Z_d|$

Se  $R_i$  è abbastanza grande rispetto a  $|Z_d|$ ,  $V_+$  e  $V_-$  sono molto simili

$$V_u = A_c \cdot V_c$$

$$CMRR = \frac{A_d}{A_c} \rightarrow \text{senza di fattore di questo: CMRR deve essere alto (20-35 dB)}$$

$$A_c = A_d / CMRR$$

$$V_u = \frac{A_d}{CMRR} \cdot V_c$$

Nei datasheet  
 sono quasi sempre  
 dati  $A_c$  e CMRR

Si conviene confrontare i segnali d'ingresso:

- se l'interferenza di rete fosse dovuta ad un disturbo dato in modo differenziale  
 (che si somma al modo differenziale buono)

$\rightarrow$  basta prendere il segnale d'uscita e dividerlo per  $A_d$

Esempio: CMRR = 80dB  $\rightarrow$  10000

$V_c = 1V$

è adeguato per un segnale elettrocardiografico?

$\rightarrow$  il rumore di rete deve avere un'ampiezza dieci volte minore del segnale elettrocardiografico

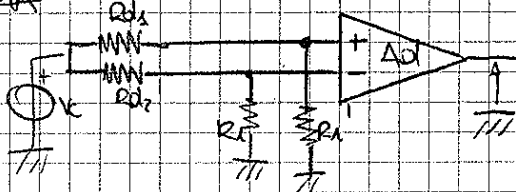
$\hookrightarrow V_{CIR} \leq 10 \mu V$

$V_{CIR} = V_c \frac{1}{CMRR} = \frac{1V}{10000} = 100 \mu V \Rightarrow$  NON VA BENE! è troppo alto, non soddisfa la condizione

il CMRR dovrebbe essere  $CMRR \geq 100dB$

$\rightarrow$  con elettrodi non polarizzabili  $\hookrightarrow$  no condensatore

**TEORIA**



consideriamo solo la parte resistiva x fattore di guadagno

eccitazione di puro modo comune

$V_+ = V_c - V_c$

$V_o = Ad \cdot V_i$

$V_+ = V_c \frac{R_f1}{R_f1 + R_{d1}}$

$V_- = V_c \frac{R_f2}{R_f2 + R_{d2}}$

$V_i = V_c \left( \frac{R_f1}{R_f1 + R_{d1}} - \frac{R_f2}{R_f2 + R_{d2}} \right) = \left( \frac{R_f1^2 + R_f1 R_{d2} - R_f2^2 - R_f2 R_{d1}}{R_f1^2 + R_f1(R_{d1} + R_{d2}) + R_{d1} R_{d2}} \right) V_c = V_c \frac{R_f1(R_{d2} - R_{d1}) / R_f1}{\frac{R_f1^2}{R_f1} + R_f1 \frac{(R_{d1} + R_{d2})}{R_f1} + \frac{R_{d1} R_{d2}}{R_f1}} =$

$= V_c \frac{R_{d2} - R_{d1}}{R_f1 + (R_{d1} + R_{d2}) + \frac{R_{d1} R_{d2}}{R_f1}}$

Se  $R_{d1} \neq R_{d2}$  partendo da una tensione di modo comune ho creato un' eccitazione differenziale

$R_f1 \gg R_{d1} : R_{d1} \approx 10 k\Omega$   
 $R_{d2} \approx 10 M\Omega$  (valore grande ma non troppo)

$\Rightarrow$  possiamo trascurare  $(R_{d1} + R_{d2})$  rispetto a  $R_f1 \rightarrow$  errore 1 per 1000  
 $R_{d1} R_{d2} / R_f1$  rispetto a  $R_f1$

$V_i \approx V_c \frac{R_{d2} - R_{d1}}{R_f1} = \frac{\Delta R_d}{R_f1}$

$V_{CIR} = V_c \frac{\Delta R_d}{R_f1}$  tensione di modo comune riferita all'ingresso

- posso cercare di contenere  $V_c$
  - fare in modo che  $\Delta R_d$  sia il più piccolo possibile  $\hookrightarrow$  fare gli elettrodi il + simili possibile
  - aumentare  $R_f1$
- } per contenere la generazione di modo differenziale dalla tensione di modo comune

Se  $R_{d1}$  e  $R_{d2} = 20 k\Omega \rightarrow \Delta R_d = 20\% = 2 k\Omega$   
 $R_f1 = 10 M\Omega$   
 $V_c = 1V$

$\Rightarrow V_{CIR} = 4 \cdot \frac{2 \cdot 10^3}{10^7} = 2 \cdot 10^{-4} = 200 \mu V \rightarrow$  è molto alto!

[una resistenza d'ingresso oggi è dell'ordine delle centinaia di M $\Omega$ ]

$V_{V_{IR}} = V_{CIR_{CMRR}} \cdot Ad + V_{CIR_{\Delta R}} \cdot Ad$  tensione dell'interferenza di rete

$V_{SDIR} = V_{CIR_{CMRR}} + V_{CIR_{\Delta R}} = V_c \cdot \frac{1}{CMRR} + V_c \cdot \frac{\Delta R}{R_f1}$

$V_{SDIR} = V_c \frac{1}{CMRR} + V_c \frac{\Delta R}{R_f1}$

SARELLA BENE!

- $V_c$  = tensione di modo comune sul paziente  $\rightarrow$  dipende dall'ambiente  
 $\hookrightarrow$  si può intervenire allontanandosi da metallo non collegati a terra.
- $\Delta R$  dipende dall'accuratezza della preparazione del paziente  
 $\hookrightarrow$  preparazione  $\text{E}_0$  cute, detersione  
 $\hookrightarrow$  usare elettrodi di buona qualità non scaduti
- scegliere CMRR e  $R_i$  dati  $\rightarrow$  quanto dati?

$$\text{se } R_i = 10 \text{ M}\Omega \quad \Delta R_d = 2 \text{ k}\Omega \quad \Rightarrow \quad V_c \frac{\Delta R}{R_i} = 200 \mu\text{V}$$

$$\text{se CMRR} = 120 \text{ dB} \quad \Rightarrow \quad V_c \frac{1}{\text{CMRR}} = 1 \mu\text{V}$$

Andare bene anche un CMRR = 100 dB perché tanto c'è 200  $\mu\text{V}$  che è + grande  $\rightarrow$  va anche bene un CMRR = 80

bisogna non scegliere il più alto possibile, ma che abbiano caratteristiche simili, senza spendere troppo su uno dei due (inutilemente (per non  $\text{E}_0$  sfruttato))

Normalmente a certe  $\text{E}_0$  condizioni:

$$\frac{1}{\text{CMRR}} \approx \frac{\Delta R_d}{R_i}$$

per scegliere CMRR e  $R_i$ .

Se per esempio il tecnico riesce a fare in modo che  $\Delta R_d = 5 \text{ k}\Omega$ ,  
 so di poter trovare amplificatori con CMRR = 120 dB

è ragionevole questo? con questi valori serve bisogno di una resistenza d'ingresso

$$R_i = \Delta R_d \cdot \text{CMRR} = 5 \text{ G}\Omega \quad \text{è impossibile realizzare questa resistenza}$$

Alzando ne parlo con il tecnico, è possibile diminuire il  $\Delta R_d$  preparando meglio il paziente??

$\rightarrow$  se faccio le cose al meglio scende a 1-2 k $\Omega$   $\Rightarrow R_i = 1-2 \text{ G}\Omega$

Si può fare?  $\rightarrow$  si: ok, altro problema

no: altro scendo con il CMRR

### X COMPITO 15 GENNAIO 2009

amplificatore per biopotenziali . CMRR = 108 dB  
 $R_i = 1 \text{ G}\Omega$   
 $A_d = 66 \text{ dB}$

$\Delta R_d = ?$

$$\frac{\Delta R_d}{R_i} \leq \frac{1}{\text{CMRR}}$$

$$\Delta R_d \leq 1 \text{ k}\Omega$$

- All'esame bisogna riportare lo schema elettrico di riferimento
- scavo i valori  $\rightarrow$  devo fare tutti

Se  $V_{c,ir} = \Delta V_{op}$  calcolare l'ampiezza dell'interferenza di modo all'uscita

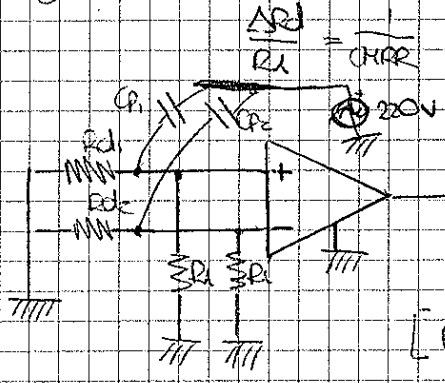
$$V_{uso} = V_{c,ir} \cdot A_d \left( \frac{1}{\text{CMRR}} + \frac{\Delta R_d}{R_i} \right) = 16 \text{ mV}_{pp}$$

Anche se  $\epsilon \text{ CMRR} = 80$  c'è comunque interferenza di rete dovuta al fenomeno di conversione modo comune e modo differenziale (viene amplificata e rinvia dal modo differenziale) 22-11-2010

$\frac{V_s}{V_{CMR}}$  rapporto segnale/rumore  
 $\rightarrow$  rumore simmetrico: componenti rispetto all'ingresso dovuto al fatto che i due elettrodi <sup>non sono</sup> identici  
 è difficile ottenere  $\Delta R < 1k\Omega$

$R_i \approx 16\Omega$  resistenza d'ingresso che va bene

Bisogna bilanciare  $R_1$  e  $\epsilon \text{ CMRR} \rightarrow$  stesso ordine di grandezza



$\frac{\Delta R}{R_1} = \epsilon \text{ CMRR}$   
 $\rightarrow$  non è una relazione vera, è una cosa che noi cerchiamo di ottenere

Per semplicità di conti usiamo solo  $R_d$  (e non  $C_d$ )

le segnali di modo comune sul paziente è nullo  
 $\hookrightarrow$  il paziente è riferito a terra

[ Per questioni di sicurezza il paziente non deve essere portato riferito a terra ]

Il paziente è collegato all'amplificatore (due elettrodi) con due cavi (isolabile e passiva con all'interno metallo)  $\Rightarrow$  capacità parassita verso la fase attiva

$\rightarrow$  ai due morsetti dell'amplificatore si vengono a creare due tensioni

$$V_+ = 220 \frac{R_{d1} \oplus R_i}{R_{d1} \oplus R_i + \frac{1}{j\omega C_1}} - \frac{1}{j\omega C_1}$$

$$V_- = 220 \frac{R_{d2} \oplus R_i}{R_{d2} \oplus R_i + \frac{1}{j\omega C_2}}$$

Si ha perciò un'eccezione di modo comune e uno di modo differenziale

$$V_c = \frac{V_+ + V_-}{2} \quad V_d = V_+ - V_-$$

se è un buon amplificatore per biopotenziali:  $R_1 \gg R_d \Rightarrow R_1 \oplus R_d \approx R_d$

$$V_+ = 220 \frac{R_d}{R_d - j\omega C_1} \quad |V_+| = 220 \frac{R_d}{\sqrt{R_d^2 + \left(\frac{1}{\omega C_1}\right)^2}} = 220 \frac{10^4}{\sqrt{10^8 + (3.3 \cdot 10^3)^2}} = 220 \frac{10^4}{3 \cdot 10^3} = 740 \cdot 10^4 = 7mV_4$$

$$\frac{1}{\omega C_1} \approx \frac{1}{3 \cdot 10^3 \cdot 10^3}$$

$V_+$  e  $V_-$  sono dell'ordine dei microvolt

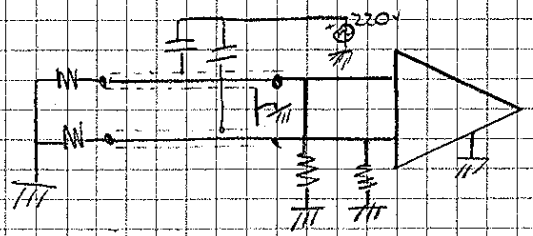
$\rightarrow V_c$  è dell'ordine dei microvolt  $\Rightarrow$  è inaccettabile perché le interferenze di modo comune presente normalmente sul paziente è 100 volte maggiore

$\rightarrow V_d$  (ci sono differenze dell'ordine del 10% su  $R_{d1} - R_{d2}$  e  $C_{p1} - C_{p2}$ ) dell'ordine delle centinaia di microvolt (al più pochi microvolt)

$\hookrightarrow$  causa di INTERFERENZA di RETE dovuta ai parassiti non identici  $\Rightarrow$  fastidioso i biopotenziali sono dell'ordine delle decine di  $\mu V$

Si possono fare alcune cose per questo problema

$\circ$  fare in modo che  $V_+$  e  $V_-$  siano molto simili:  $R_{d1}$  e  $R_{d2}$  simili = preparare bene il soggetto quando si posizionano gli elettrodi  
 $C_{p1}$  simile a  $C_{p2}$  = due cavi che collegano simili (stesso lunghezza) e seguono lo stesso percorso  $\rightarrow$  per esempio intrecciati



i cavi sono schermati  $\rightarrow$  schermo metallico collegato al potenziale costante (massa)  
 $\hookrightarrow$  cavi + guaina + cavo metallico

$\Rightarrow$  condensatore cilindrico tra i cavi (interno) e cavo schermante

Ma la cassa schermata è mantenuta alle potenziali di massa (come gli elettrodi)  
 → non scorre corrente ⇒ tutto la corrente che scivola dalla capacità forata si scarica a terra

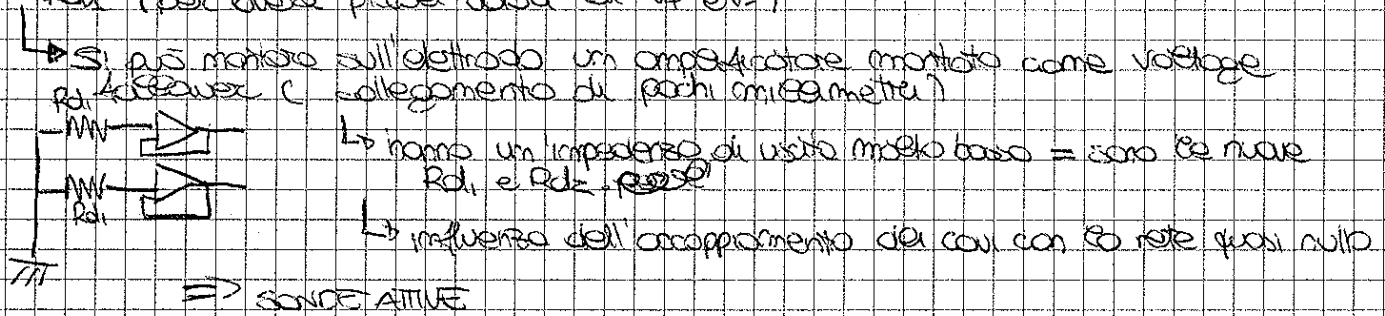
Problema: la parte terminale del cavo (1-2cm / 20mm) è solitamente non schermata

### INTERFERENZA DI RETE

- ompletizzazione di modo comune
- viene ompletizzato diversamente il potenziale di modo comune
- accoppiamento dei cavi con la rete

Provando a far variare il potenziale di modo comune (es. appoggiando una mano sul paziente) vedo cambiare l'uscita ⇒ l'interferenza di rete è dovuta al potenziale di modo comune sul paziente  
 → se è usato non cambia, l'interferenza di rete è dovuta all'accoppiamento capacitivo dei cavi

Un modo valido per intervenire sull'accoppiamento dei cavi, è tentare di diminuire  $R_{di}$  (per avere piccole variazioni di  $V_i$  e  $V_o$ )



### Elettrodi per EMG

- elettrodi di  $500 \times 1000$  di argento
- Voltage follower per ogni elettrodo d'argento

- DIPPING in una resina ⇒ copertura isolante
  - DIPPING in una vernice conduttiva
  - vetro strato da resina
- sonda fortemente immune all'interferenza di rete

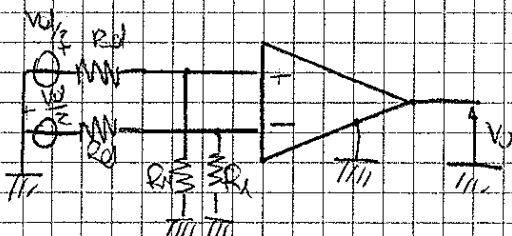
Si usa per un cavo non schermato ⇒ non c'è bisogno

Queste sonde sono state inventate a Boston → patentes nel '83

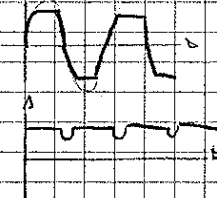
Ma hanno anche degli aspetti negativi

- costo + elevato: c'è una parte attiva sopra elettrodi
- l'ompletizzazione del voltage follower introduce rumore elettronico in più

→ un mezzo molto nel processo del segnale elettromiografico  
 non è usato in elettrocardiografia  
 tuttavia è usato in elettroencefalografia



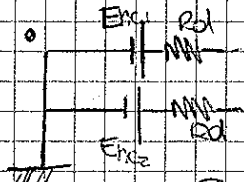
SATURAZIONE:  
dell'amplificatore



È un fenomeno assai raro da evitare

$V_{di} =$

- segnale troppo ampio di ingresso → l'unica cosa che deve fare è ompletizzare meno



Se ci sono i potenziali di semicella  $E_{H1}$  e  $E_{H2}$

$$V_{di} = E_{H1} - E_{H2} \quad \text{tensione continua di modo comune}$$

Se  $E_{H1} = E_{H2} \Rightarrow V_{di} = 0$  non si avrebbero problemi

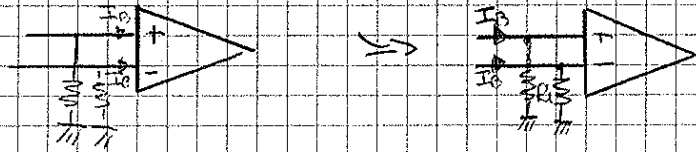
→ ci sono differenze dell'ordine dei millivolt / decina di millivolt



→ c'è il rischio che portino in saturazione l'amplificatore

⇒ la soluzione è comunque non amplificare troppo

- per poter funzionare, l'amplificatore deve vedere scorrere delle correnti sui suoi morsetti  
 → CORRENTI DI BIAS (mA) o di POLARIZZAZIONE

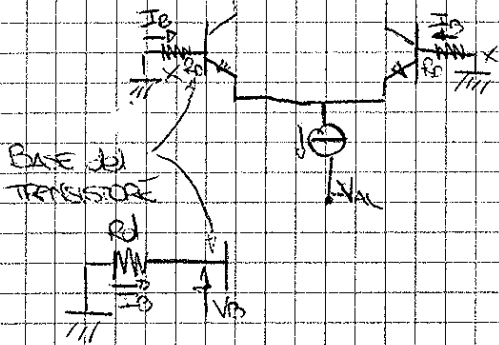


è meglio disegnare o manie perché  $R_d$  è all'interno (resistenza di modello)

Le correnti di Bias devono essere:

- attraverso il collegamento a terra con  $R_d$

TRANSISTORE BIPOLARE



Perché le correnti saranno così, e potrebbe dare essere maggiore dell'alimentazione.  
 → i due nodi X sono collegati a massa; va bene

Ma solo resisti e sono 2 resistori  $R_d$ :

$$V_B = -R_d \cdot I_B$$

Se  $V_B \approx V_{BE}$  (proprio) allora di funzionare il generatore di corrente

x se  $R_d = 100 \text{ k}\Omega$   
 $I_B = 100 \mu\text{A}$   
 $V_{BE} = \pm 5\text{V}$

$$V_B \approx V_{BE} = -R_d \cdot I_B = -100 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-6} = -10000 \cdot 10^{-6} = -10^{-2} = -10 \text{ mV}$$

va bene perché  $-10 \text{ mV}$  è lontano da  $-5\text{V}$

x se  $R_d = 100 \text{ M}\Omega \Rightarrow V_B = -10 \text{ V} \rightarrow$  è impossibile ottenere  $\rightarrow$  SATURAZIONE

Ogni volta si usano componenti  $R_d$  reali così  $I_B$  passa in  $R_d \oplus R_d$

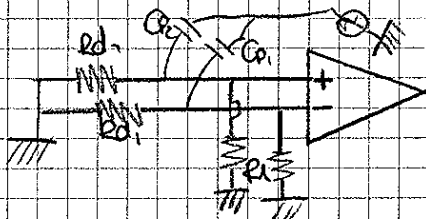
↳ inizialmente però  $R_d$  è una resistenza di modello

↳ per esempio si mettono delle  $R_d$  perché quando gli elettrodi hanno una capacità predominante (che quindi non fa passare le correnti continue)  $\rightarrow$   $I_B$  passa solo in  $R_d$

[La prima cosa da fare è capire qual'è il percorso resistivo da cui le correnti di polarizzazione si richiudono a massa]

X Se c'è un disturbo di rete: ma collegando il paziente a terra, non si vedono cambiamenti

→ è causato da un accoppiamento capacitivo tra i cavi che escono dai distretti dell'amplificatore troppo elevati



$R_{d1}$  e  $R_{d2}$  sono due resistori di modello

Le prime due cose proposte provengono dalla tensione di modo comune sul paziente  
 ↳ non sono quelle perché mettendo a terra il paziente non cambia il disturbo di rete  $\rightarrow$  la causa è  $R_{d3}$

Ingresso differenziale:  $A=50$   
 $R_L=1M\Omega$   
 $I_a=100mA$   
 $V_m=\pm 5V$

elettrodi in oro:  $R_d=250M\Omega$  per  $1cm^2$   
 $C_d=500nF$   
 arco di diametro 8mm

- Calcolare la frequenza di taglio inferiore del sistema dovuto all'accoppiamento degli elettrodi all'impedienza Compensatore accoppiato in continuo
- si accerti se ha essente di bias caso problemi di saturazione

## TESTER

25-11-2010

Un apparecchio elettrico che entra in un ospedale deve superare delle prove

↳ **FASE DI ACCETTAZIONE** → se sono superate (sono prove di sicurezza elettrica)  
 Poi si procede con il **COLAUCO** (si dimostra che funzionano come temerarie)

↳ se entrambe sono superate può entrare in ospedale

Poi ci sono **PROVE DI VERIFICA PERIODICHE**: subset delle prove di accettazione

ogni 12 mesi (anche se dovrebbe essere ogni 6 mesi)


Per eseguire queste prove si usano degli strumenti che consentono di eseguire le prove in maniera automatica (per guadagnare tempo) dall'apparecchio → ma c'è anche il modo

↳ hanno dei set di prove programmate all'interno

### TESTER

questo apparecchio richiede di essere collegato alla rete elettrica

- costituito da 2 sezioni
- presa shunt per l'apparecchio da provare (non tester c'è il circuito per fare tutte le prove di guasto)
- fusibili di protezione: questo tester non consente di lavorare con apparecchi con più di 3 kVA  
 ↳ due fusibili da 16A

• (in alcuni paesi il shunt e in fase sono diversi: sulla spina, ma non sul connettore IEC )

↳ il tester consente di verificare lo stato del cavo

• connesso per le punte di esposizione della terra → serve a consentire la misura delle correnti di dispersione dall'involucro e della misura

• impedenza elettrica a cui sono collegate le quantità parti applicate

• presenza stampante termica → stampa continuo della prova

il tester ha memoria sufficiente per 60 prove su 2500 apparecchi


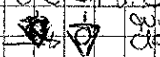
↳ si scarica su un computer

### Forme di interfaccia

- tastiera pulsanti che simulano un cursore
- pulsanti su uno schermo che è 1/4 di VGA

Per fare le prove bisogna sapere:

- classe e tipo
- quale prova fare
- se ci sono parti applicate


• alcune info sono sul foglietto  
 • due connettore che va verso i cavi paziente c'è questo simbolo  ⇒ significa apparecchio di tipo CF con doppio isolamento di sicurezza.  
 gli elettrodi a fori del quadrato indicano che l'apparecchio è protetto dall'ingresso da delibrattatore  
 Vicino al recettore del presa ci sono la tensione, la corrente nominale del fusibile e il tipo di fusibile, e c'è un morsetto metallico che collega il modo equipotenziale  


apparecchio di classe I tipo CF

Colleghiamo le parti applicate (elettrocardiografo a 12 derivazione → 10 elettrodi)

→ le parti applicate sono contraddistinte da due colori e delle sigle → bisogna prendere l'elenco tracce di come le collega (per cui fusibile e quale elettrodo se ci sono dei problemi)

Colleghiamo il cavo di alimentazione dell'elettrocardiografo al tester

Collega il morsetto di terra ad una parte metallica dell'elettrocardiografo → 

↳ se non ci sono morsetti (con un morsetto apposito)

Accendiamo il tester → misuratore di corrente di dispersione

**ERRORE**: manca la terra non è garantito

**WARNING**: la assenza dell'alimentazione è inavvertita → o giriamo la presa o interveniamo con la corrente V

Ora possiamo leggere via loro case: i cambi viene

voci fusibili prova → ci sono 2 prove perché  
 l'elenco viene nel delimitato tutto ciò che è stato fatto

- Le apparecchiature elettromeccaniche (è una CODIFICA CIVAB nazionale → non è obbligatorio)
- collegamento alla terra dello spinò → <math> < 200 \text{ m}\Omega </math> (prova con una corrente di 25A) <sup>→ corrente eluidio</sup>
  - tensione di linea → 223V
  - tensione di linea? (dal neutro rispetto alla terra) → 3V
  - Corrente → 0
  - correnti di dispersione verso terra → minimo di 20mA (va bene <math> < 500 \text{ mA}</math>)
- ↳ folle loro in MODALITÀ AUTOMATICA

Scegliamo MODALITÀ MANUALE: ho un certo numero di scelte

PROVE A VISTA:

- CARCASSA: assicurarsi e verificare che il contenitore abbia un coperchio regabile
- CAVO d'alimentazione
- FUSIBILI: verificare la corrente

PROVA CONTINUITÀ: continuità del collegamento di terra tra parte metallica accessibile (nodo equipotenziale) dello spinò (tramite cavo) con una resistenza basso anche se viene fatto scorrere una corrente elevata

→ selezione delle (I, CF) e n° di parti applicate (IO)  
 corrente di 25A per 2 secondi (sono previsti, posso combinate)  
 → cerco il tasto start: prova effettuato = 60 mΩ ⇒ passato

PROVA ISOLAMENTO: non c'è cavo di terra né conduttore (fase, terra, neutro): se l'apparecchio si accende vuol dire che non c'è collegamento tra fase e neutro e tester collega insieme fase e neutro, e fornisce tra questo e terra 500V continuo  
 ↳ collegato per la resistenza (> 20 MΩ): passato!

PROVA ISOLAMENTO (PARTI APPLICATE): va ad applicare 500V continui alle parti applicate e verifica che la resistenza di isolamento sia > 20 MΩ. (nella condizione più critica: le 10 parti applicate sono collegate insieme)

PROVE CORRENTI DI DISPERSIONE: sul cordoncino di protezione del cavo d'alimentazione (cavo collega parti applicate e alimentazione), <math> < 0.5 \text{ mA}</math> → prova superato  
 ↳ ~~collegamento~~ posso misurarlo in alimentazione normale neutro chiuso o aperto (condizione di primo guasto), si può ripetere la prova anche con alimentazione invertita

PROVE CORRENTI DI DISPERSIONE DALL'INVOCCO: interiore a 100 μA, alimentazione normale / invertita  
 terra chiusa / aperta, neutro chiuso / aperto (terra e neutro aperti no → doppio guasto)  
 → passato: <math> < 1 \text{ mA}</math> viene (sempre 0)

PROVE CORRENTI DI DISPERSIONE NEL PAZIENTE: attraverso i cavi delle parti applicate sul paziente dove essere inferiore a 100 μA

PROVE CORRENTI DISPERSIONE PER PARTI APPLICATE: 5 mA è la massima corrente che viene fatta scorrere nell'ingresso

PROVE CORRENTI USUARI: per funzionamento correttamente l'apparecchio inietta corrente sul paziente tramite le parti applicate (es. spugne continue di polimerizzazione) <math> < 100 \text{ mA}</math>

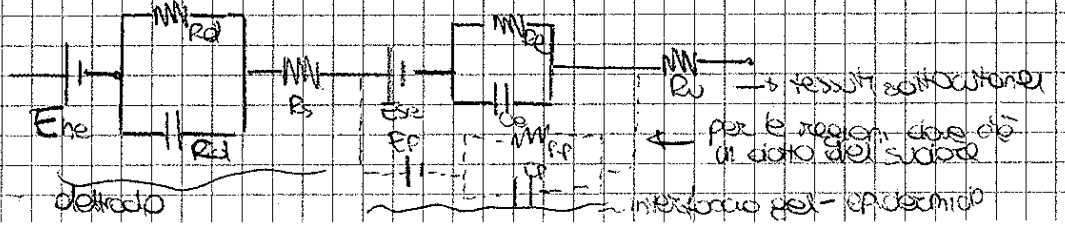
PROVE DISPERSIONI EQUIVALENTI: morza 60-60-10 → definisce un modello del corpo umano (invece di mettere nella condizione peggiore) ⇒ non è richiesto obbligatorio

PROVA DI CARICO: potenza assorbita dall'apparecchio

MODO AUTOMATICO: si inseriscono dati (apparecchio, luogo, tipo, ...)

La struttura della cute è complicata → epidermide + derma + tessuto sottocutaneo (struttura stratificata)  
 ↳ anche l'epidermide è stratificata: strato corneo → cellule di sfaldamento  
 granuloso → cellule adatte  
 germinativo (o basale) → nuove cellule  
 ↳ gli strati più interni sono costituiti da strutture complesse: vascolari, ghiandole sudorifere, e sudore fa da elettrolita.  
 L'epidermide è 150-200 micron di spessore

L'elettrodo è applicato su uno strato di pel conduttivo → giusto interfaccia  
 ↳ un elettrodo in contatto d'organo, perché funziona bene bisogna interporre uno strato di gel  
 opposto (dal punto di vista chimico)  
 se l'elettrodo è in oro o platino, il gel è superfluo



la struttura dell'epidermide è però interrotta dal gel e dai dati del sudore

per le regioni dove c'è il dato del sudore  
 interfaccia gel-epidermide

valore dei parametri  $E_{se}, E_o, C_e, R_e$  ... (dipende da paziente o paziente, ma anche da zona e zona molto rapidamente)  
 $\rightarrow$  non riusciamo a dare dei valori

L'impedenza della cute varia con la frequenza:  $200 \text{ k}\Omega$  a  $1 \text{ Hz}$   
 $200 \Omega$  a  $1 \text{ MHz}$   
 $\rightarrow$  a basse frequenze la cute ha un'alta impedenza

$\Rightarrow$  questo modello più prossimo al realtà è però inutile  $\rightarrow$  non si riesce ad usarlo

## ARTEFATTO DA MOVIMENTO

Il potenziale di semicella si genera dal contatto tra metallo ed elettrolita (doppio strato di carica che crea un campo elettrico).

Se muovo l'elettrodo si genera un'alterazione della distribuzione di carica  $\rightarrow$  varia il potenziale di semicella  $\Rightarrow$  quando il paziente si muove (es. prova sottostorzo)

L'effetto degli artefatti da movimento si può attenuare intervenendo sugli elettrodi. Si preferiscono elettrodi con bassa polarizzazione di semicella  $\rightarrow$  meglio  $\rightarrow$  elettrodo essenzialmente non polarizzabile (o poco)

Gli artefatti da movimento sono un rumore a bassa frequenza (il movimento del soggetto è lento)  $\rightarrow$  si vedono facilmente nel segnale miografico, di meno in quello cardiografico.

$\Rightarrow$  agire sugli elettrodi, sulla catena di amplificazione e sull'elaborazione del segnale

- Elettrodi costituiti da una piastrina metallica  $\rightarrow$  es. piombo (se è di nerano d'argento  $\rightarrow$  gel) costano poco
- Elettrodi a depressione  $\rightarrow$  creano il vuoto spinto. molto usati in cardiografia due terose  $\times$  brevi periodi  $\rightarrow$  ridurre gli artefatti da movimento
- Elettrodi a depressione: disco metallico centrato dalla cute con il gel in mezzo
- Elettrodi flessibili: in plastica con uno strato sottile di metallo in gomma abitato con grafite / ioni d'argento (gelma conduttiva)
- Elettrodi interni: ogni con del interno elettrodo  $\rightarrow$  form  
 $\rightarrow$  ad ago bipolare  
 $\rightarrow$  ago sterile tridimensionale con cassetta telefonata (70-120  $\mu\text{m}$ ) tagliato in punta e senza isolarlo in parte piegato ad un'angolo verso l'ago semplice e l'ago nel muscolo e si carica il cassetto  
 $\rightarrow$  oppure il cassetto è avvolto ad altro: se si tocca dall'esterno non si trasmettono perturbazioni meccaniche dell'incavo

## CATENA DI AMPLIFICAZIONE PER BIOPOTENZIALI

29-11-2010

### CATENA DI AMPLIFICAZIONE PER BIOPOTENZIALI

Il primo stadio (front-end) è normalmente differenziale  
 Alternanza di stadi amplificatori e stadi di filtraggio

1. Front-end
2. Filtro passa banda
3. Amplificatore a banda larga  $\rightarrow$  accoppiati in continuo
4. Filtro notch: ruotolo un solo componente frequenziale  $\rightarrow$  interferenza di rete  
 (modulo della funzione di trasferimento unitario ovunque tranne che sulla frequenza suppressa dove è piccolo/nullo)
5. Amplificazione
6. Filtro tagliabanda: sopprime le componenti frequenziali all'interno di un certo banda
7. Amplificatore a isolamento: ~~sono obiettivi rimossi~~ sono obiettivi rimossi  $\rightarrow$  è difficile perché cost. il segnale che gli arriva dall'ingresso è già abbondantemente amplificato
8. Filtro passabanda: serve per individuare una limitazione di banda  $\rightarrow$  filtro anti-aliasing
9. Amplificatore d'uscita: indipendentemente ha amplificazione unitaria  $\rightarrow$  filtro ottico
10. Sample/hold e convertitore analogico/digitale  
 $\rightarrow$  campionando e convertito a N bit

$A_u$ : amplificazione  $\rightarrow$  numero reale

$H_i$ : modulo della fdt in banda passante

$\rightarrow$  consideriamo  $H_2 = H_3 = H_4 = H_5 = 1$

$E_{mi}$ : tensione di rumore riferita all'ingresso di quel blocco (rumore in vuoto/amplif. in

il rumore generato è un processo casuale scaturito da diversi blocchi

La potenza di rumore all'uscita della catena dovuta ad  $e_n$  è:

$$(E_{mi} \cdot A_1 \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_9)^2 +$$

$$(e_{n2} \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_8)^2 +$$

$$(e_{n3} \cdot A_3 \cdot A_5 \cdot A_7 \cdot A_8)^2 +$$

$$\dots +$$

$$(e_{n8} \cdot A_3)^2$$

Normalmente le amplificazioni sono  $\geq 1$ ,  $\Rightarrow$  il contributo di rumore che viene maggiormente amplificato è quello del 1° stadio.

$\rightarrow$  fare modello di rumore soprattutto del rumore riferito all'ingresso del primo stadio.

Supponiamo  $A_1 = A_{TOT}$  e  $A_2 = A_3 = A_4 = A_5 = 1$

$\Rightarrow$  in questo caso  $e_{n2}$  non amplificato è confrontato con  $e_{n1}$  amplificato  $A_{TOT}$ .

$\hookrightarrow$  se concentro l'amplificazione nel 1° stadio, amplifico solo il rumore del 1° stadio (che comunque sarebbe amplificato lo stesso  $A_{TOT}$ )

$\Rightarrow$  È CONVENIENTE CONCENTRARE TUTTA L'AMPLIFICAZIONE NEL 1° STADIO

Il problema è riuscire a fare questo

Per un elettrocardiografo:

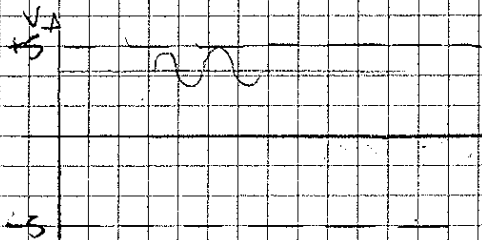
$$A_{TOT} = 1000$$

$\rightarrow$  decidiamo di porre  $A_1 = 1000$  e  $A_2 = A_3 = A_4 = A_5 = 1$

capito che questo amplificatore SATURA non a causa del segnale, ma dato che gli stadi sono accoppiati in continuo, e causa della differenza del potenziale di semicella degli elettrodi (20-30 mV  $\rightarrow$  amplificati  $\rightarrow$  20-30V  $\rightarrow$  tensione di alimentazione normalmente è tra  $\pm 5V$  /  $\pm 10V$ )

Non posso concentrare tutta l'amplificazione nel primo stadio a causa del potenziale di semicella che portano alla saturazione

Se il potenziale di semicella differenziale (d max) di 30 mV, e l'alimentazione è tra  $\pm 5V$ , il massimo  $A_1 = 100$



Se il potenziale di semicella è 0.5 mV, ho un offset in uscita (componente continua) di 0.5 mV  $\cdot 100$  ( $A_1 = 100$ ) che riduce la dinamica d'uscita (se  $\bar{e} > 1$  saturo).

$\rightarrow$  bisogna prendere un po' di margine: scegliamo  $A_1 = 20-50$

Se scegliamo  $A_1 = 50 \Rightarrow A_2 \cdot A_3 \cdot A_4 \cdot A_5 = 20$

$\rightarrow$  cerco allora di fare  $A_2 = 20$  così da avere  $A_3 = A_4 = A_5 = 1$

Il fatto di avere un bias per la tensione continua (ma posso passare le componenti del segnale - banda del segnale)

All'ingresso di  $A_2$  non ho più componenti continue  $\rightarrow$  non ho i problemi di  $A_1$  di saturazione

Da qualche decina di mV a qualche mV di interferenza di rete all'ingresso

$\rightarrow 1 \text{ mV} \cdot 50 \cdot 20 = 1 \text{ V}$  di picco all'uscita di  $A_2$

se l'interferenza di rete all'ingresso fosse stata un po' + grande (5 mV) sarei arrivato alla saturazione all'uscita di  $A_2$

$\Rightarrow$  scegliamo  $A_2 = 5$  e di conseguenza  $A_3 = 4$

All'uscita di  $A_2$  c'è un filtro che elimina l'interferenza di rete, FILTRO NOTCH

$\rightarrow$  dopo non abbiamo più interferenza di rete (e componenti continue)

(ma il notch è fatto notch non è ideale, ed introduce attenuazioni di 40dB = 100)

$\hookrightarrow$  l'interferenza di rete non manda in saturazione  $A_3$

il paziente potrebbe avere attivazione muscolare, tremore  $\rightarrow$  il segnale si somma al segnale elettrocardiografico.

il segnale elettromiografico ha una banda molto + alta

$\rightarrow$  FILTRO PASSABASSO intorno a 30-40 Hz  $\Rightarrow$  FILTRO ANTI-TREMORE

$A_7 = 1$  introduce isolamento elettrico tra ingresso e uscita del segnale

FILTRO anti-aliasing +  $A_8 = 1$

schede di CONVERSIONE: due parametri da scegliere

- Frequenza di campionamento
- Risoluzione del ADC = su quanti bit lavoro

la banda del segnale elettrocardiografico va da 40mHz a 125 Hz

la frequenza di campionamento (teorema di Nyquist) deve essere almeno doppia del limite di banda del segnale: almeno 250 Hz  
Ma conviene campionare a 500 Hz  $\rightarrow$  il segnale viene ricostruito meglio nel tempo (il limite superiore è 1 kHz)

$\rightarrow$  NORMA internazionale = almeno 8 bit (256 livelli)  
oggi gli elettrocardiografi lavorano con sistemi a 12/14 bit

### ANALISI DI RUMORE

Ogni componente è un generatore di rumore

Le tensioni di rumore e correnti di rumore sono processi stocastici

$\rightarrow$  si sommano le potenze

La potenza di rumore totale del sistema è dovuta alle potenze parziali di un singolo componente di un circuito considerando ogni parte ideale  $\rightarrow$  si sommano

$\rightarrow$  si presume il circuito ideale dove tutti gli sono i componenti

$\rightarrow$  è un calcolo lungo e complesso: molto importante ma molto impegnativo

Per semplificare si prendono in considerazione solo il 95-99% della potenza di rumore

### ECG

Il problema degli amplificatori di biopotenziali è determinare le caratteristiche fondamentali della catena di amplificazione:

•  $A_{tot}$

• la banda passante:  $f_L, f_H$  (frequenze di taglio)

$\rightarrow$  bisogna conoscere le caratteristiche del segnale amplificato e i tipi di esibizione che il medico farà

1° PROBLEMA: capire cosa vuol dire frequenza di taglio superiore / inferiore

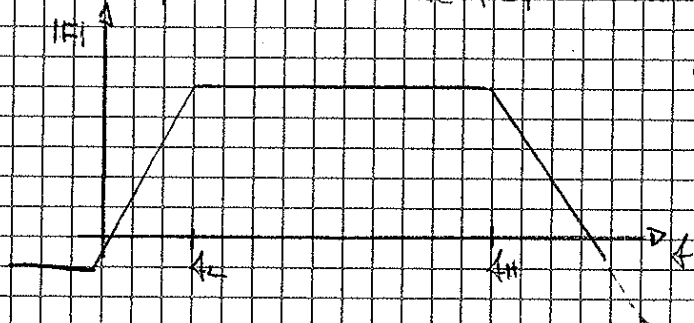


Diagramma di Bode del modulo di un'impedenza per elettrocardiografo

2° PROBLEMA: come calcolare  $A_{tot}$

dobbiamo dare un'idea del segnale

$D_s$ : conoscenza della dinamica del segnale (= intervallo di valori che può assumere il segnale) es. segnale ecg decine mV / 1000 = centomillesimi mV

$D_{in}$ : valore della dinamica d'ingresso della scheda di conversione A/D (= intervallo nel quale deve essere contenuto il segnale e essere convertito correttamente senza che vada in saturazione)

$$A_{tot} = \frac{D_{in}}{D_s}$$

Due categorie di segnali:

• SEGNALE CASUALE DETERMINISTICO: è ampiezza e può essere descritto con una funzione del tempo

$\rightarrow$  es. ECG (è un'onda quasi periodica)

• PROCESSO CASUALE (es. EEG)

Il segnale presenta qualche forma di periodicità

Tracciato ECG ottenuto in 1° derivazione. Breve a sinistra, lungo a destra

• ONDE: P, R, T, U  $\rightarrow$  frequente nei bambini

• INTERVALLI: tra due forme d'onda: PR, QR, QT, ST

• SEGMENTI: PR, ST

Sia segmenti che intervallo:

1 segmenti sono intervallo tra 2 forme d'onda in cui è traccia normale è di isoelettica (se non è un attutto circolare)

Normalmente l'ECG è rappresentato su schermo/carta millimetrica con sensibilità sulle asse verticale di  $2 \text{ mV/cm}$   
Elasse del tempo = velocità di avanzamento carta =  $25 \text{ mm/s} \Rightarrow 1 \text{ mm} = 40 \text{ ms}$

Il cardiologo osserva:

- se le forme d'onda sono presenti o no
  - > onda T invertita: ischemia
  - > segmento PR lungo: conduzione atrioventricolare rallentata
  - > " " filtrazione atriale
  - > complesso QRS largo: blocco di branca
  - > segmento ST sollevato: ischemia

Sono costo + importanti le tempistiche e il ruolo elettrocardiografico dell'impulso

Il codice d'alimentazione con distorsione di fase contrastata (soprattutto per quanto riguarda il primo filtro passabasso)

Dato avere un elemento o gradiente variabile -> per poter adattarsi alle diverse porzioni (da 0,5 a 2 mV/cm)

Dato poter anche variare la velocità di scorrimento (25 + 100 mm/s)

### DERIVAZIONI

Il cuore può essere modellizzato come un bipolo elettrico che varia per ampiezza, direzione e orientamento.

TRANSO EINTHOVEN: elettrodi su braccio destro, braccio sinistro, gamba sinistra

1° derivazione  $V_I = \phi_L - \phi_R$  (sinistra: non invertevole, destra = invertevole)

2° derivazione  $V_{II} = \phi_C - \phi_R$  (sinistra: non invertevole, destra = invertevole)

3° derivazione  $V_{III} = \phi_L - \phi_C$

R: braccio destro  
L: braccio sinistro  
C: gamba sinistra

Dato avere le leggi di Kirchhoff perché è un modello:

$$V_{III} = V_I + V_{II}$$

3 potenziali sono linearmente dipendenti

Avere a disposizione tutti e tre i potenziali rende più semplice decodificare l'info

Servono 3 elettrodi (oppure 4) più l'elettrodo di riferimento (o massa)  
-> il riferimento è collegato alla gamba destra

Nato D. WILSON: mette i tre elettrodi come prima, e l'elettrodo di riferimento come media dei tre poteri opposti

$$V_{aT} = \frac{1}{3} (\phi_R + \phi_L + \phi_C)$$

$$\text{Definiamo } V_R = \phi_R - V_{aT} = \frac{2}{3} [\phi_R - \frac{1}{3} (\phi_L + \phi_C)]$$

$$V_L = \phi_L - V_{aT} = \dots$$

$$V_C = \phi_C - V_{aT} = \dots$$

l'informazione è sempre la stessa -> si guadagna perché alcuni fenomeni diventano più facilmente evidenziali usando queste derivazioni

GOLDBERG: togliamo le resistenze tra L e centro e poi per ogni misurazione le derivazioni sono 6 grandi (3/2)

Oggi si mettono 6 elettrodi opposti e la macchina fornisce 6 derivazioni:

- 3 per Einthoven
- 3 per Goldberg (Wilson aumentata)
- 6 derivazioni opposte

# ELETTROCARDIOGRAMMA A 12 DERIVAZIONI:

6 derivazioni oggi detti

→ e poi andare a prelevare il segnale in punti diversi sull'emittatore sinistro  
e il caso è + complicato che sugli altri: bisogna definire della regola per posizioni  
sulle costole:

- 6 elettrodi su ma ci sono 3 posizioni possibili (x approfondire alcune cose)
- $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$  6 posizioni standard (oppure  $C_1 \dots C_6$  in Europa)
- $V_1$ : nell'emittatore di destra, in corrispondenza del 4° spazio intercostale  
sopra l'arteria dello sterno
- $V_2$ : allo stesso modo nell'emittatore di sinistra
- $V_3$ : lungo la linea che unisce  $V_1$  e  $V_4$  sulla costola (a metà tra  $V_1$  e  $V_4$ )
- $V_4$ : nel 6° spazio intercostale in corrispondenza della linea medio-clavicola  
(linea che scende perpendicolarmente al seno dal mezzo della clavicola)
- $V_5$ : a metà della distanza tra  $V_4$  e  $V_6$
- $V_6$ : in corrispondenza del 6° spazio intercostale sulla linea ascellare (retta  
che scende perpendicolarmente al seno dal punto medio dell'ascella)
- $V_7$ : elettrodo non standard ottenuto con  $V_5$  e  $V_6$  sulla parte più posteriore dell'  
emittatore
- $V_{7a}$ : elettrodo non standard simmetrico rispetto allo sterno di  $V_3$
- $V_{7b}$ : " " " " " " " "

6 elettrocardiografi normalmente hanno 4 canali per le derivazioni oggi detti e 6  
canali per le derivazioni toraciche (o precordiali)

elettrodo un po' gelato: strato di ~~gelatina~~ gel adesivo e conduttivo

↳ durata tempo: 24/30 ore

section elettrodi → pompe a vuoto → durata per pochi minuti

## STANDARD DI COLORE:

- braccio destro = rosso
- " sinistro = giallo
- gamba sinistra = verde
- " destra = nero

Seo 3 delle derivazioni oggi detti sono indipendenti: le altre 4 sono combinazione  
lineari delle altre 3 (comunque se scegli)

in una linea di amplificazione per ogni derivazione che ho in uscita

6 elettrodi → 6 derivazioni → 6 catene di amplificazione separate (x oggi detti)

Ma per farlo consumare poco, dato che a sono solo 3 derivazioni indipendenti  
si può inserire un microcontrollore (che costa molto poco in termini economici  
e progettuali) che ottiene numericamente le 4 derivazioni dalle prime due  
→ solo due catene di amplificazione

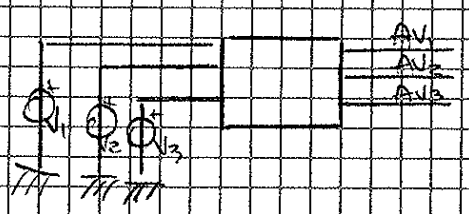
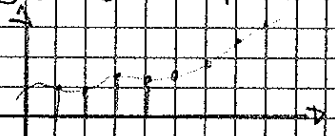
È un problema solo delle derivazioni oggi detti, perché quelle toraciche non sono  
indipendenti → per quelle toraciche devono essere amplificate ognuna da una  
solo sua catena di amplificazione

Per un elettrocardiografo a 12 derivazioni

- 12 catene di amplificazione separate
- 8 catene di amplificazione separate

Risparmiamo però 4 catene su 12 non migliorando molto in termini di spazio, costi,

Però fine del di ogni catena il segnale analogico viene campionato (in certi  
istanti divisi dal tempo di campionamento)

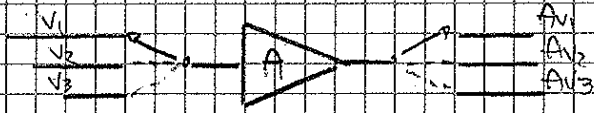


3 sorgenti che entrano in un blocco di  
amplificatore ed escono amplificate

→ rosso ogni 3 amplificatori diversi: ha ogni  
segnale in ogni istante di tempo



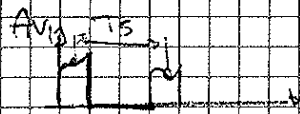
Ho dato che poi compiendo il segnale in ingresso ~~prima~~ un selettore prima dell'amplificatore e un'altro dopo sezione con il primo



un'altro dopo sezione con il primo

Questa catena di amplificazione è MULTIPLEXATA nel dominio del tempo:  
 → amplifica prima  $V_1$ , poi  $V_2$ , poi  $V_3$  e poi ricomincia da  $V_1$ .

Ho quindi questo tipo di uscite:

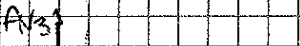


$Av_1$ ,  $Av_2$  e  $Av_3$  presenti ognuno per  $\frac{1}{3}$  del tempo



Ho raggruppato 3 catene di amplificazione in una sola

↳ posso ricostruire il segnale solo in  $\frac{1}{3}$  del tempo



Ho dato che ho un campione / hertz (B) faccio campionare quando il segnale è presente con un periodo  $T_s$  (faccio campionare in istanti diversi, i diversi canali)

Se l'intervallo  $T_s$  è sufficientemente breve riesco a ricostruire il segnale, e riesco a campionarlo anche abbastanza sull'amplificazione e sulle dimensioni

Se ho una catena di amplificazione per ogni canale, deve essere abbastanza veloce → a questa  $\Rightarrow$  larghezza di banda del segnale

Se lo faccio funzionare in multiplexing deve essere in grado di rappresentare la banda di ogni canale  $\Rightarrow$  banda di amplificazione + grande → catena + veloce più complicata da realizzare (sempre + costosa) (ma ho una sola invece di 3)

Per gli elettrocardiografi portatili (a batteria) e per quelli meno costosi si usa una sola catena multiplexata.

Per un elettrocardiografo nello da laboratorio, si usano 12 catene di amplificazione

La catena multiplexata (a parte le front-end che è a monte per gli elettrodi) è uguale a quella normale a parte il fatto che gli amplificatori devono essere + veloci

DISEGNARE lo schema di principio di un elettrocardiografo con i principali accorgimenti

- amplificazione per gli amplificatori
- $f$  di taglio per i filtri /  $f$  di controllo banda
- attenuazione in banda attenuata [minimamente non si riesce a superare i 40 dB]
- frequenza di campionamento
- su quanti bit e convertitori analogo/digitali funzioni

Elencare le cause di saturazione di cui teniamo conto

- saturazione di potenziale di semicella
  - saturazione di rete
  - presenza di rumore muscolare
- } in ordine di importanza decrescente

Primo di iniziare la progettazione della catena dobbiamo dire quanto vale  $A_{TOT}$   
 $A_{TOT}$  = dinamica di ingresso della scheda di conversione / dinamica del segnale

dinamica schede di conversione:  $\pm 1.25V \rightarrow \pm 10V$  [D<sub>AD</sub>]

scelgo  $\pm 5V \rightarrow D_{AD} = 10V$

$$\rightarrow A_{TOT} = \frac{10V}{10mV} = 1000$$

la dinamica del segnale è circa  $D_S = \pm 5mV$   $D_{SS} = 0mV$

Quando abbiamo ottenuto l'amplificazione totale (dopo possiamo dividerla o distribuirlo)

Dobbiamo anche dire che la banda del segnale va da 0.1 Hz a 125 Hz

Distribuiamo l'amplificazione tra i vari stadi cercando un compromesso tra le concentrazioni  $A_{TOT}$  nel primo stadio e la saturazione

Delle 3 cause di saturazione la più importante è il potenziale di semicella  $\rightarrow 50mV$

Prima scelgo che la tensione di alimentazione della catena è  $\pm 5V$

(oggi si tende a costruire elettronica a voltaggi sempre meno elevati)

Il primo stadio non deve amplificare più di 100 ( $\frac{5V}{50mV}$ )  $\rightarrow$  scelgo  $A_{v1} = 20$

Il filtro passobanda sceggo che ha frequenza di taglio  $f_c = 100$  mHz

$\rightarrow$  l'attenuazione della banda attenuata dipende dalla frequenza (è infinita al limite)

$\rightarrow$  (a  $f_c$  è sulla continua)  $\rightarrow$  non ha senso essere atteso

$\rightarrow$  ma posso scegliere quanti poli ho: in questo caso ne basta anche solo uno tanto che l'attenuazione è continua

I filtri numerici sono più comodi dei filtri analogici:

- + leggeri e - costosi
- + facile da modificare

es. E notch introdurre 20-40 dB di attenuazione sull'interferenza di rete  $\rightarrow$  a volte non basta, ma è importante è che non saturi perché poi con un filtro numerico lo debbo dopo e garantisco dopo la qualità del segnale

Nello stesso dobbiamo progettare un stadio che possa amplificare  $A_{v2} = 500-1000-2000$  (es. per chi deve hanno bisogno di + amplificazione)

Il 2° stadio amplificatore non può essere continuo (problema del FPA) ma deve essere non attenuato e interferenza di rete (1-2 mV amplificati a 20-50 mV dal primo amplificatore). L'amplificazione del 2° stadio (per non causare saturazione) deve tener conto della tensione muscolare (alcuni mV) e del segnale utile (20-50 mV) all'ingresso del 2° amplificatore. non deve amplificare più di 20. Scegliamo per esempio  $A_{v2} = 5$

A questo punto l'interferenza di rete è un'impulso di picco di 250 mV. FILTRO NOTCH a 50 Hz che attenua 60 dB  $\rightarrow$  1-2 mV di interferenza di rete

Come terzo amplificatore possiamo scegliere  $A_{v3} = 8$ : potrebbero esserci problemi con le tensioni muscolari, ma non dovrebbero portare alla saturazione

Filtro passobanda anti-ritorno: potrebbe anche non esserci  $\rightarrow$  selettore che permette di scegliere se vuole o no (anche per il filtro notch)

$\rightarrow$  ogni filtro introduce comunque rinde e problemi in banda

Sul 3° amplificatore si può sempre anche mettere lo scelto 4-8-16

$\rightarrow$  AMPLIFICATORE A GUADAGNO VARIABILE (dal 35-40 Hz) (per aver 500-1000-2000)

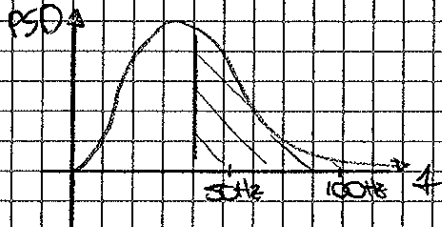
Per il filtro passobasso si mette la frequenza di taglio, ma non ha senso l'attenuazione in banda attenuata  $\rightarrow$  si mette il numero di poli (2-3)

I filtri in analogico nella catena servono o non portare cioè saturazione

$\rightarrow$  non si mettono troppi poli

La qualità dell'immagine si controlla poi con i filtri numerici (modello + parametri e soddisfatti)

DENSITÀ SPETTRALE DI POTENZA di un segnale elettrocardiografico



Il filtro anti-ritorno taglia molte frequenze del segnale  $\rightarrow$  deve essere invertibile o non invertibile (si introduce solo quando serve)

L'amplificatore di sintonamento può avere un'amplificazione unitaria.

Il FPA è un oversampling  $\rightarrow$  deve essere la frequenza di campionamento scelta 500 Hz ( $250 \text{ Hz} < f < 2 \text{ kHz}$ )

$\rightarrow$  la frequenza di taglio lo scelto 200 Hz ( $\leq \frac{1}{2}$  campionamento), un po' minore perché il filtro non è ideale.

Amplificatore di uscita:  $A = 1$

f campionamento = 500 Hz

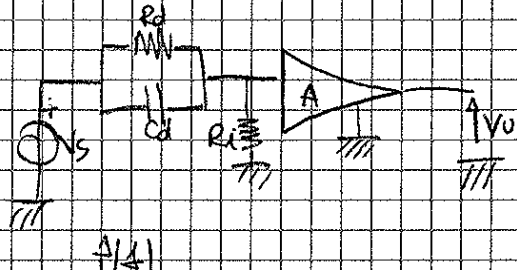
Per elettrocardiogrammi, e con vertice deve garantire sempre 8 bit (fino a 4 bit)

$\rightarrow$  l'incremento di qualità si vede da 8 a 12 bit (ma sono abbastanza piccole: si vedono da +1/10 Hz e 0 bit; non si vedono tra 1/8 e 1/10 bit)

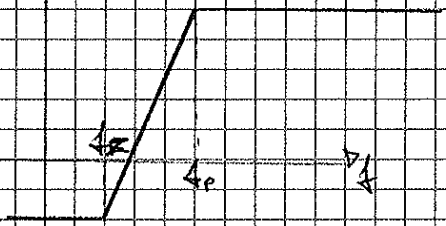
[Il numero di bit è soprattutto per costruttrici di macchinari, motivazioni di vendita]

Questa punto di vista delle prestazioni, negli ultimi 20 anni non ci sono differenze  
 (spazio di elettrocardiografi (ora sono + automatico, minor dimensioni e costo))

ESAME 02-02-2009 (vedi prima)



anche se l'amplificatore è differenziale, dato che i 2 elettrodi sono sufficientemente simili si può ridurre al caso single-ended



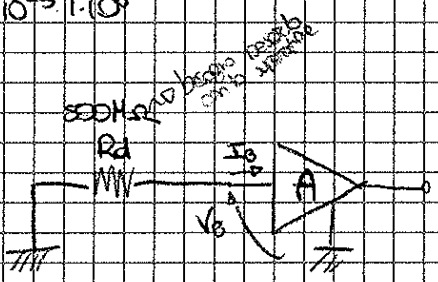
$$f_z = \frac{1}{2\pi R_f C_{in}}$$

$$f_p = \frac{1}{2\pi G (R_i \parallel R_f)}$$

La frequenza di taglio inferiore è  $f_p$  (e non  $f_z$ )

[ $R_i$  raddoppia e  $C_{in}$  dimezza rispetto al fatto che  $E_0$  superficie è  $0.50 \text{ cm}^2 = \frac{1}{2} \text{ cm}^2$ ]

$$f_p \approx \frac{1}{2\pi \cdot 250 \cdot 10^{-3} \cdot 1 \cdot 10^9} \approx 0.6 \text{ Hz}$$



Non imposto disegnare C perché  $I_b$  è costante

$$V_b = -I_b \cdot R_b = -100 \cdot 10^{-9} \cdot 0.5 \cdot 10^9 = -50 \text{ V}$$

è molto più basso della tensione di alimentazione negativa (-5V)

l'amplificatore SATURA (per saturazione dello stadio d'ingresso)

06-12-2010

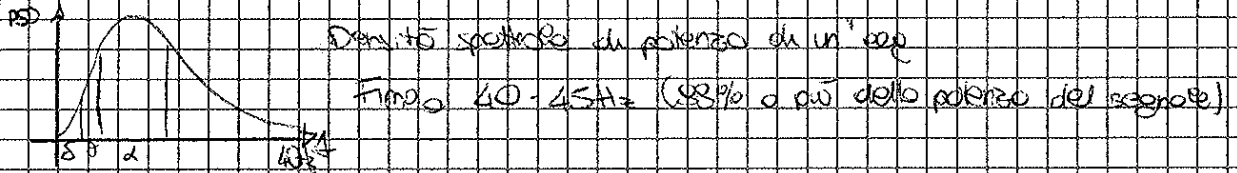
**Elettrocardiografo:** soggetto sdraiato su una superficie in legno (e non avere problemi di modo comune non si vuol il metallo) posizionamento degli elettrodi sul pettorale come elettrocardiografo → qualche decina di secondi fuo capitoro che il medico chiede di eseguire alcune manovre (respirare, scendere e salire, ...) Riferimento dell'segnale elettrocardiografico (già dopo anni '75 vengono prodotti i primi elettrodi automatici con intelligenza artificiale) come regola spesso questi sistemi automatici (che comunque sono diffondono sicuro) non vengono usati perché regolarmente non c'è nessun cardiologo che dato che si prende la responsabilità si fida della macchina. **ACE MIT** nono creato un database di tracciati elettrocardiografici già referenziati in modo certo, così da poter verificare le esatte della macchine automatiche

**Esame sotto sforzo:**  $f_p$  esiste la frequenza cardiaca chiedendo al soggetto di svolgere attività fisica (camminare su un tapis roulant con usucito medico accelerandolo piano piano) → fino a che il soggetto non raggiunge la sua freq. cardiaca massima → referenzia che non si presentino sintomi o rischi → è più impegnativo perché il soggetto si muove, ed appoggia l'altro  $E_0$  murettino del tronco e dopo altri 5 minuti) poi anche essere effettuato facendo pedanare il soggetto, o con un accelerometro (rischio non del petto superiore (per un cardiologo) → normalmente dura una decina di minuti

possono essere situazioni che si evidenziano per un breve periodo della giornata  
 → se non raggiungono quel momento l'esame è normale  
 → c'è un'idea oggi omni '80 si pensa di registrare l'ecg per 8-12 ore  
 (oggi fino a 36 ore) → esame HOLTER (o elettrocardiografia dinamica)  
 fissare ben messi il soggetto gli elettrodi necessari (a 6 derivazioni =  
 4 elettrodi posizionati per il torace ed un altro / con 10 elettrodi in 12 derivati  
 Oggi molti sistemi holter forniscono una segnalazione relativa alla qualità  
 → registratore acceso al corso del soggetto che viene mandato a casa e  
 viene rimosso, due registratori c'è un personale da prendere se si  
 ha il sintomo (suggerito e ora), dopo 24 ore viene tolto e il cardiologo  
 analizza le ore di torace → il torace andare più volte (cambio in scap  
 sempre) ma comunque il cardiologo perde tempo e c'è il rischio che  
 si perda le cose (valutata 4-8 volte - elettrodi) → si sono gli analizza  
 con elaborati (a una extrastoria che sono normale 20:30 di giorno ...) -  
 → problemi delle macchine → il cardiologo va a verificare dove il  
 sistema indica dei problemi  
 La tecnologia dei sistemi holter oggi è evoluta moltissimo in questi anni  
 attualmente a valle di un cardiologo per controllare un ecg holter → 20:15:15 per  
 il risultato.

## SEGNALE ELETTROENCEFALO GRAFICO

Segnale da 10  $\mu V$  a 500  $\mu V$  → ampiezza  
 è un segnale, determinabile come processo casuale → può essere caratterizzato dal  
 punto di vista statistico → momenti statistici del primo ordine, del secondo ordine  
 (funzione di autocorrelazione, densità spettrale di potenza)



Di solito de  $\alpha$  banda dalle continue a 40 Hz in sottobande:

- BANDA  $\delta$ : 0.5 Hz  $\leq$   $f$   $\leq$  3.5 Hz
- BANDA  $\theta$ : 3.5 Hz  $\leq$   $f$   $\leq$  7 Hz
- BANDA  $\alpha$ : 7 Hz  $\leq$   $f$   $\leq$  14 Hz
- BANDA  $\beta$ : 14 Hz  $\leq$   $f$   $\leq$  21 Hz
- $f_1$ : 4 Hz  $\leq$   $f$   $\leq$  21 Hz
- $f_2$ : 4  $\geq$  2 Hz

→ queste bande possono anche essere un po' diverse: l'importante è come si  
 suddividono la potenza

Queste bande hanno particolare rilevanza nei bambini e sono legate a particolari  
 sensazioni (benessere, frustrazione, aprire e chiudere gli occhi)

### POSIZIONE DEGLI ELETTRODI

sullo stesso → definire posizioni standard

- NASION: punto basso del naso del naso
- INION: protuberanza dietro

istema di meridiani e paralleli che hanno NASION e INION come punti di riferimento  
 - Linea dal nasion verso l'inion, primo punto del 10% della distanza dal nasion,  
 secondo al 20% dal primo punto, punto centrale a 30%

- Linea circonferenziale tra nasion e inion (sopra e dietro) e  $\alpha$  diviso in punti corrispondenti  
 elettrodi in corrispondenza degli incroci tra meridiani e paralleli

→ 7 punti per elettrodo, + 2 punti di riferimento presi sul capo dell'orecchio (capo  
 orecchio sinistro (destro per le intermenti) degli elettrodi o simmetrico/destro; oppure  
 potenziale medio oppo mento)

→ riferimento cranica e extracranica

inimmobiliare se ne usano di meno (o per ecg col capo risonanza esa-siz)

codificare la posizione degli elettrodi:

- gli elettrodi a sinistra hanno un codice dispari, a destra pari (e più)
- gli elettrodi lungo la linea  $\alpha$  o mezzo hanno codice  $\neq$
- subito a sinistra → 1 subito a destra → 2
- movimenti dal nasion alle inion: FP (fronto polare)

- AF (antero-frontale)
- F (frontale)
- IF (fronto-parietale) e FC (fronto-centrale)
- T (temporale) e C (centrale)
- TP (temporo-parietale) e CP (centrale-posteriore)
- P (posteriore)

PO (posterior occipitale)  
O (occipitale)

Normalmente se ne usano una ventina di elettrodi (per se bisogna approfondire il numero)  
 ↳ 20 conduttori impressi (colorati)  
 Non si usano mai troppi elettrodi perché di vuole impasto + tempo a preparare il soggetto (4-5 minuti per fare l'esame, 12 minuti per preparare per elettrodi)  
 problema del capese → dopo aver posizionati si verifica → molto tempo

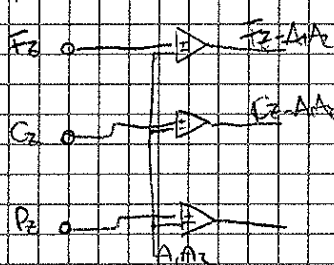
Non è un esame molto costoso se non fosse per i 1/2 tecnici che devono mettere gli elettrodi (a un costo 3/4 da per essere preparati in presenza)

Per registrare si possono utilizzare delle cuffie → mantengono forza ed informazioni

Potenzia di riferimento: potenziale nullo a distanza infinita dalla sorgente  
 → a distanza notevole dal cranio quasi come nullo.  
 ma mettere potenzia lontani significa introdurre + rumore e anche l'attività del muscolo, tra i 2 elettrodi  
 → mettere elettrodi vicini alla zona di progetto dove però non risentono dell'attività → ecc. dell'occhio, asso mastoide (dietro all'orecchio), mento)  
 riferimenti non cranici → sul tronco anteriormente o posteriormente, medio tra sterni e pino sul capo posteriore → comodo per limitare il problema della presenza di ecc. nel segnale EEG  
 potenzia di riferimento come media di tutti quelli presenti sul scalp

### MODALITÀ DI REGISTRAZIONE

• monopolar:

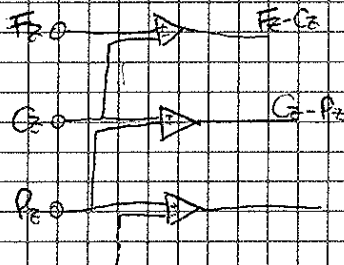


ogni elettrodo è sensibile alle sorgenti poste al di sotto dell'elettrodo stesso

→ segnale meno age. elettrodi più vicini alla sorgente del segnale

è un po' più sensibile agli artefatti in genere ma è comodo per l'individuazione della sorgente del segnale nella scatola cranica

• bipolare / differenziale



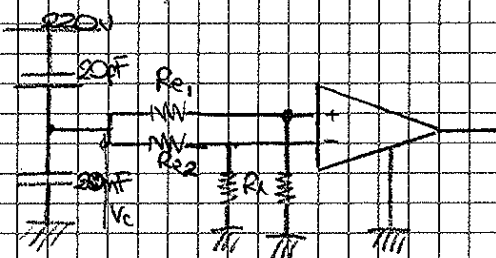
ogni amplificatore amplifica la differenza tra due elettrodi prima via

è meno sensibile al modo comune, age. artefatti

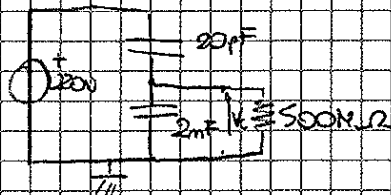
Bisogna anche specificare la registrazione eseguita: Fz-Az, Fz-Cz

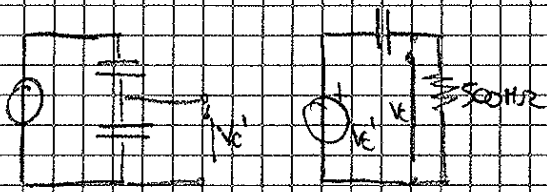
• ESAME 14-0-2010

Capacità parassita verso la fase attiva (220Veff) di 20 pF e a terra di 2mF.  
 Calcolare l'interferenza di rete all'ingresso di un amplificatore ecc. con  $R_i = 1 G\Omega$ ,  $CARR = 100 dB$ , elettrodi con comportamento resistivo  $R_e = 100 k\Omega$  e le relative impedenze differenziali del 10% del valore nominale.



$$V_{dso} = V_c \frac{\Delta R_e}{R_i} + V_c \frac{1}{CARR}$$





Dopo aver ridotto  $V_c$  lo metto nella rete elettrica normale

09-12-2010

Parlando di sottintesa, gli elettrodi impiantati hanno una sottile vita spaziale maggiore  
 → meno sensibili agli artefatti

L'elettrocardiografo rimane il primo tecnico utilizzato per problemi di cuore

(10 anni fa) una volta anche per il "cervello" il primo test era l'EEG → consentiva di ottenere informazioni dall'interno dello scheletro (cranico) per via indotta (non invasiva)

↳ maggior diffusione dell'EEG tra gli anni '60 e '70 con la nascita della TAC è stato possibile ricostruire la morfologia dell'encefalo  
 ↳ e poi risonanza magnetica

Ed 1970 a 1980 nasce l'encefalogramma molto + facile diagnosticare tumori

L'EEG diventa meno utilizzata → quando è problema di attività elettrica (epilessia) negli anni '80 in poi l'EEG viene utilizzata prevalentemente nello studio dei pazienti epilettici.

Negli anni '80 si diffondono le tecniche di trapianto d'organo → riuscire ad avere la "testa" che il cervello non può recuperare e cerebrolmente morto → prolungata assenza di segnali elettroencefalografici.

L'analisi del segnale EEG ha oggi prevalentemente queste 2 applicazioni: studio pazienti epilettici e morte cerebrale per trapianti.

Fino a 15 anni fa si parlava di EEG sbalorditi perché l'EEG ha caratteristiche complementari all'immagine.

- È legato a studiare la variazione del flusso sanguigno e quindi l'otturazione di parti del cervello, è in grado di definire con una risoluzione spaziale del  $\text{mm}^3$  la compressione di un tessuto attivo  
 → ma bisogna ripetere l'esame più volte in risoluzione spaziale tempo molto basso

Da questo punto di vista l'EEG è complementare: stessa risoluzione spaziale ma densissima temporale

⇒ intorno agli anni '80 si parlò di unire le forze di queste 2 tecniche: una risoluzione spaziale e temporale fondendo la mappa dell'RM con quelle di potenza dell'EEG

- Il sistema EEG non deve essere disturbato dalla RM
- La RM non deve essere disturbata dall'EEG (ex cetero, non)
- Corrente di compatibilità tra questi 2 esami (1-2 test, qualche MV) ≠ problema di fondere un'immagine morfologica con una di distribuzione di potenza → ad oggi si continua a lavorare su questo problema, ci sono già dispositivi in commercio ma non è molto usati

Bisogna che il dispositivo sia adeguato per uso clinico → non andare oltre la tecnica troppo raffinata rispetto all'uso clinico

Il mercato propone 3 prodotti:  
 • per uso clinico, tempo simile a quelli di 30 anni fa (non si investe più sulle tecniche ma le bene costi; si investe sul economico, se funziona)  
 ↳ (10-15)

Per i prossimi anni non si prevedono altre innovazioni, solo restringe  
 • per la ricerca: + precisione e - economico ⇒ es. a 250-512 canali di registrazione → alta risoluzione (alcuni dispositivi erano per ricerche solo)  
 ↳ per i prossimi anni si possono prevedere un miglioramento piccolo

• applicazione in neurofarmacologia: controllare l'effetto di farmaci che agiscono sul cervello  
 ↳ vanno bene per EEG sia per via clinica che ricerca ma esercizio sempre limitato (5-6 test a quella velocità, 20 a quello normale)

# ARTEFATTI:

- Differenza da interferenza di sincello degli elettrodi differenziati (eccitazione a frequenza  $< 1 \text{ Hz}$ )
- Interferenza di MR

Si parla di artefatti di tipo biologico che possono comparire in alcuni canali del tracciato e possono portare ad interpretazioni errate.

Normalmente gli elettrofisiologi considerano che un potenziale negativo sposto in alto del tracciato è un artefatto positivo in basso.

- movimenti verticali del bulbo oculare (sentiti dopo elettrodi Fp1 e Fp2)
  - ↳ artefatti su entrambi i canali: potenziali positivi se c'è un movimento verso gli occhi e negativi se li chiudiamo
  - artefatto da movimento di occhio e artefatto: componente ad <sup>alta</sup> frequenza
  - segnali elettrici nei muscoli che muovono gli occhi: componente ad <sup>bassa</sup> frequenza
- chiusura temporanea degli occhi in onde positive nei canali Fp1 e Fp2
  - artefatto da movimento delle palpebre
  - quando chiudiamo l'occhio il bulbo oculare va verso l'alto → artefatto da movimento

Da alcuni anni si può fare lo video-EEG in un camera che riprende spazio e video → nessun elettrodo necessario e battere necessario per questi due artefatti: si riesce a riconoscerlo senza.

Eeg video anche per i disturbi del sonno: nel centro del sonno si misura l'eeg, il flusso respiratorio e temperatura quando il soggetto dorme → in questo caso è molto importante vedere il soggetto → video-elettroencefalografia.

- movimenti orizzontali del bulbo oculare: elettrodi F7 e F8
- artefatto da segnale elettromiografico → facilmente riconoscibile perché sono a frequenza + alta, presenti dove ci sono muscoli sono gli elettrodi: sulla fronte e nella zona temporale.
- artefatto POP: variazione molto rapida del potenziale presente in un (o) elettrodo (per monopolarità) o 2 canali (x differenziale) dovuto per esempio allo spostamento di un elettrodo o nel gel conduttore.
  - ↳ variazione brusca seguita da un decremento esponenziale dovuto al fatto che il ~~segnale~~ <sup>segnale</sup> è costante di tempo dell'esponenziale è quello del fil.

## Disturbo Soltz

- Artefatto da pulsazione: nella zona intorno delle arterie in se è elettronegativo sopra una di queste; il movimento dovuto all'onda pressoria produce le coriche e l'interferenza.
  - ↳ potenziale rugginose segnato dalle arterie (P3-O2) → P3 e misurato sopra un'arteria in per i polmoni il dubbio si posiziona un elettrodo sul collo e tutto lo riveduto per produrre il segnale eeg e tutto che è derivato su P3 è nella corale e segue l'onda R.
- artefatto ECG: segnale comune a tutti gli elettrodi di destra (x es) con frequenza circa  $1 \text{ Hz}$  → si prova se è sincrono all'eeg
- artefatto generato dalle ossa craniche → l'osso è piezoelettrico: applicando un forza si genera un movimento di cariche elettriche. Quando ci sono difetti di sviluppo possono essere micromovimenti che causano so comparsi di coriche → costruisce perché è in banda eeg (1-2 Hz)
  - ↳ le zone + interessate sono quelle centrali o medio-temporali
  - ↳ impulsi asimmetrici rispetto allo zero, veloci nel semipiano negativo e più lenti nel semipiano positivo

Attacco epilettico generato da uno stimolo visivo (tra 15-20 Hz) in soggetto negli anni 60: causi in elettrodi e frequenzatori di disordine che non soffrono di epilessia possono simulare epilessia che da un tempo di cure quando le puntine si chiudono e cura epilettiche nelle durate che >> dopo 2-3 anni si scopre la causa.

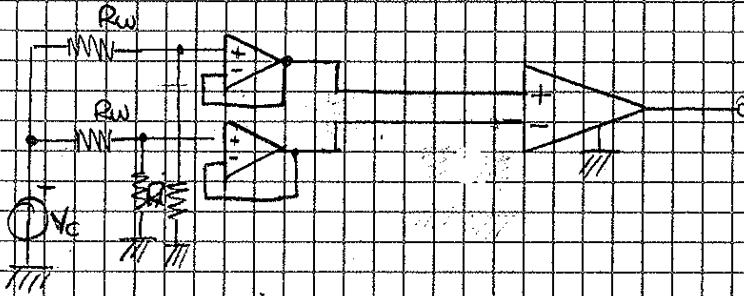
Esercizio: fare un canale d'amplificazione per eeg

**Amplificatore per segnale elettromiografico**

- resistenza d'ingresso  $R_i = 1 \text{ G}\Omega$
- CMRR = 112 dB
- elettrodi in argento carbonato
- disturbo di modo comune su paziente  $\Delta V_p$
- solo componente resistivo  $R_w = 10 \text{ k}\Omega$  per elettrodi con superficie  $1 \text{ cm}^2$
- sonde attive
- sovraccaricamento tra le impedenze dei 2 elettrodi  $5^\circ/\mu\text{s}$

Calcolare la minima superficie dell'elettrodo

→ l'interferenza di rete totale all'ingresso è  $5 \mu\text{V}$



SONDE ATTIVE: gli elettrodi vedono l'ingresso di 2 voltaggi (forse le resistenze d'ingresso sono parte dei voltaggi bloccati) → Se l'accoppiamento è prossimo alla unità la parte è trascurabile

$$V_{\text{res}} = V_c \left[ \frac{1}{\text{CMRR}} + \frac{R_w}{R_i} \right] \leq 5 \mu\text{V}$$

$$\Delta R_i \leq \frac{5 \mu\text{V} - V_c / \text{CMRR}}{V_c / R_i} = 2500 \Omega \approx 0.8 \text{ cm}^2$$

superficie elettrodi  $\geq 0.8 \text{ cm}^2$

**POTENZIALI EVOCATI**

13-2-2010

Usare le sonde EEG in un altro modo.

Il sistema nervoso è costituito da fibre afferenti ed efferenti

Se un fascio viene danneggiato non si vuole non è facile capirlo

Sensori alla mano (x esempio) e all'orecchio: applicare uno stimolo alla periferia e verificare se arriva all'orecchio

Invece di piazzare si posizionano due elettrodi (ex sulla mano) e si fa scattare della corrente non posso stimolare tutti i pazienti allo stesso modo

c'è ancora il grado di soggettività legato alla sensibilità al dolore del soggetto

Si può fare meglio andando ad osservare l'attività elettrica provocata dal dolore o quello controllato

→ si studiano i POTENZIALI EVOCATI SOMATO-SENSORIALI

si preserva a quello della scossa e segnale provocato dal trauma in un certo distretto del corpo → se c'è "continuità" significa che il segnale è integro (es stimolo dalla periferia ha raggiunto il centro → posso misurare quanto tempo è necessario per

il soggetto può avere essere un che non potrebbero (bambini comici, ...) ma è estremo

Problema dato dalla scarsa intensità del segnale (pochi  $\mu\text{V}$ ) ed è sovrapposto all'EEG base del paziente ⇒ molto difficile da studiare

**RUMORE - TECNICA DELL'AVERAGING**

Modello di rumore additivo

$$x(t) = s(t) + n(t) \rightarrow \text{rumore additivo (processo casuale gaussiano bianco)}$$

↳ segnale che vogliamo osservare

Parametro che sa in grado di distinguere la "fonti" del segnale

$$\text{SNR} = \frac{P_s}{P_n} \quad \text{RAPPORTO SEGNALE RUMORE (rapporto di potenze)}$$

$$\text{SNR}_{\text{eff}} = 10 \log_{10} \frac{P_s}{P_n} = 20 \log_{10} \frac{\sigma_s}{\sigma_n}$$

$\sigma_s$  → deviazioni standard

Per i potenziali evocati normalmente la potenza del segnale è dell'ordine di quella del rumore o persino minore

Si usa la TECNICA DELL'AVERAGING per estrarre segnali deterministici (risonanze nel tempo) colti da un processo casuale (rumore).



La risposta è una funzione di una determinata variabile temporale

IPOTESI:

- Il segnale deterministico si ripete nel tempo in modo prevedibile (e uguale a se stesso)  
↳ se siamo noi a dare lo stimolo si può fare
- Il segnale deterministico si ripete un numero sufficientemente alto di volte, sostanzialmente identico e se stesso (foto ottenute da fotostimoli di fotovi)
- Il rumore deve essere scaricato dal segnale, stazionaria almeno in senso lato ed ergodica

Componiamo il segnale nella finestra temporale dove si prende l'evento e misuriamo tutti i picchi ottenuti sommando le prime volte e dividendo per N (numero di stimoli), poi il secondo e dividendo per N e così via.

Il segnale deterministico si somma in complesso e quello del rumore (casuale) in potenza  
↳ dopo un numero elevato di N volte.

$$X_n(t) = s(t) + m_n(t)$$

↳ non casuale                      ↳ segnale bianco di rumore

$$\bar{X}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N m_i(t)$$

Il rapporto segnale/rumore si determina come complesso del segnale deterministico (foto deviazione) e quello del processo casuale.

$$\begin{aligned} E[X(t) - s(t)]^2 &= E\left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N m_i(t)\right]^2 = \frac{1}{N^2} E\left[\sum_{i=1}^N m_i(t)\right]^2 = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N E[m_i(t)]^2 = \\ &= \frac{1}{N^2} N \sigma^2 = \frac{\sigma^2}{N} \end{aligned}$$

↳ in potenza di rumore: è stato diminuito di un fattore N

$$SNR = \frac{s(t)}{\sqrt{\sigma^2/N}} = \frac{s(t)}{\sigma/N} \cdot N$$

↳ il rapporto segnale/rumore è migliorato di un fattore pari a N  
↳ deviazione standard del rumore

Se la risposta c'è ma è tarocchiata (o assente) → difetto di conduzione (anche grave)

→ posso osservare una devianza anomala: mi dice che c'è un difetto di conduzione ma non dal E.

La potenza di questi picchi derivata da impulsi distribuiti nel corpo → maniera di neurofisiologia che si servono come e dare cioè lo stimolo e danno del resistori medi che derivano però da popolazioni piccole ⇒ tecnica molto meno standard dell'ERG

Si può anche studiare altre cose: es → stimolo eliminato all'occhio e poi si studia l'effetto nelle zone della corteccia della visione → POTENZIALI EVOCATI VISIVI

Allo stesso modo si può pensare di provare il sistema uditivo

Tipo di stimolo - frequenza - ampiezza di banda della registrazione - durata della finestra temporale dove mi aspetto di avere la risposta

BAER: (potenziali evocati uditivi): con un orecchio (mentre l'altro è mascherato da rumore bianco) con un'onda di pressione → campo acustico, con frequenza di stimolazione 1000 Hz e registrazione tra 100 e 1500 Hz (permette di eliminare una parte del rumore causato normale EEG). Finestra di 50ms

VEP: (potenziali evocati visivi): l'occhio chiuso, si vede una scintilla che inverte il bianco e il nero con una frequenza 2-3 Hz. Registrazione in banda 1-100 Hz per 500ms

POTENZIALI EVOCATI SARIATOSENSORIALE:

- Median SEP per l'arto superiore → mezzo mediani, 2-5 Hz, banda da 100 a 1500 Hz e finestra di 50ms
- Tibial SEP: merolateralmente posteriore stimolato alla caviglia, 2-5 Hz banda 100-1500 Hz finestra 50ms

Esempio

Si segnalano i picchi con numeri romani:

- Il primo potenziale medio praticamente è generato dalla parte distale del nervo uditivo in prossimità della coclea.
- ↳ per vedere il primo onda deve avere la conduzione C<sub>1</sub>A<sub>1</sub>
- Il 2° onda è generato dalla parte prossimale del nervo uditivo o dal nucleo cocleare
- Il 3° onda è generato dal nucleo dell'VIII a periferia
- Il 4° e il 5° da generatori multipli in E parte basale del tronco e caudale del midollo

→ Es. per esempio ci sono i picchi I-II-III ma non IV-V ⇒ danno all'ereceto

### POTENZIALE EVOCATO VISIVO

Si usa uno scocciglio

3 elettrodi: uno centrale, uno a destra (D) e uno a sinistra (S) <sup>molto sono erupzione</sup>  
 Il riferimento può essere o la somma mediata dei potenziali ai poli degli occhi o un elettrodo fronte

N<sub>75</sub> <sup>relativo</sup> ? nel caso del potenziale evocato visivo il positivo è sopra.  
 P<sub>100</sub> <sup>positivo</sup> il numero è la latenza media del picco in millisecondi

Si valutano 2 forme d'onda in rapporto al potenziale essendo questi potenziali poco ampi estratti con la tecnica dell'averaging, si esigono 2-3 potenziali e se sono abbastanza simili si continua con la registrazione

Se siamo lontani dall'ereceto si possono elettrici dare il decorso del muscolo e di solito si specificano:

- Assa frontale (misura del ginocchio)
  - nella catena vertebrale: 1° vertebra lombare e 2° vertebra lombare con elettrodo superiore (S)
  - 12° vertebra toracica (riferimento 10°)
  - spina: elettrodo superiore in (Z) e riferimento fronte-potere centrale
- stimolo + 3 elettrodi: vedi scale

Potrebbe essere il problema della conduzione dei tessuti del segnale

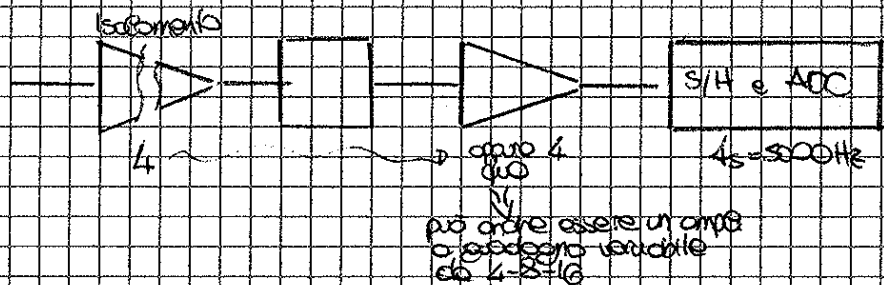
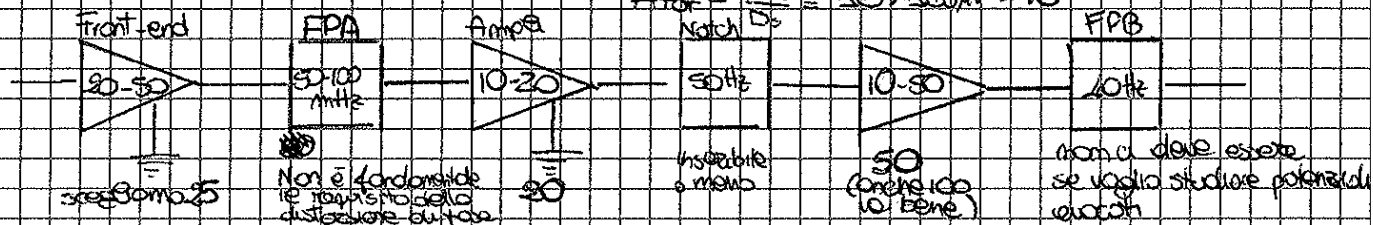
Un elettrodo posto deve anche poter fare potenziali evocati → muscolo + fibre dell'EEG normale

Es. esempio si usa questo tecnico sui bambini neonati per verificare che l'apparato uditivo funziona

→ il completamento di un EEG è a bande più elevate ⇒ 500 Hz

### SISTEMA DI AMPLIFICAZIONE PER EEG: Amplificazione ± 5V

$$A_{tot} = \frac{P_{AVO}}{D_0} = 10V/500\mu V = 10^5$$



### SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

16-12-2010

Il segnale EMG di solito della giunzione neuromuscolare viene registrato con il catodo che fa riferimento spazio e l'innesto potenziale di azione

Da = 70 mV o 20 mV

Flusso di ioni che modulano il potenziale stesso nello fibre e nell'intorno dello stesso e processo di attivazione dello segnale fibromuscolare è legato alle fibre ⇒ UNITA MOTORIE = fibre del 2° motoneurone (con il loro o quello del muscolo spinale) emesso da molti del 1° da origine e portatore d'azione che si propagano sull'assone che in prossimità del muscolo si divide in varie ramificazioni segnale delle quali una o stimolare una fibra.

Si usano ogni corrente di segnale a scopo di

100 neurone muscolare

Tutte le fibre che lavorano nel volume di presbui dell'elettrodo vengono impiegate dal muscolo (impiegate)

"Aghi da singola fibra" che consento di avere un volume di presbui molto piccolo e possibile osservare i potenziali d'azione di una fibra

Volendo però un ago nel muscolo vedo la sovrapposizione del segnale di tutte fibre  
Là vedo un segnale d'interferenza: ha l'aspetto di rumore, è un processo casuale con distribuzione gaussiana dell'ampiezza emittito in banda  
questo segnale contiene l'info del n° di unità motorie che una delle elettrodi

↳ si possono ottenere con la "Decomposizione del segnale elettromiografico" (solo in ricerca)  
(algoritmi molto complicati → e poi non serve in clinica)

**Elettra:** accumulo di elettroli a livello del muscolo  
assenza di ossigeno a livello del muscolo (esaurimento)  
o quello del s.n.c

↳ si studia meglio bene a partire dal segnale elettromiografico

Segnale emg molto ricco di informazioni

Il medico usa il segnale emg per rispondere ad di fronte ad un soggetto che ha una

diminuita forza muscolare

→ miopatia (malattia del muscolo)

→ alcuni assoni sono compromessi: il soggetto non riesce a controllare le fibre  
il medico analizza ad occhio il morfologia del segnale d'interferenza: è in grado di differenziare tra danno muscolare e nervoso.

Il segnale emg contiene molte informazioni che lo studio della sua morfologia (osservando) non rivela

Le tecniche di analisi richieste sono molto specifiche e devono essere scritte e sviluppate in funzione di quale informazione si vogliono ottenere

Il segnale emg può essere prelevato mediante aghi (invasivo) o con elettrodi sulla cute (di superficie)  
↳ danno info diverse

• aghi: n° di fibre osservate relativamente piccoli (diametro = centinaia) → pochi mm<sup>3</sup> di tessuto

• superficie: elettrodi che consentono di valutare l'attività di tutto il contratto/migliore di fibre e anche più facile aumentare il numero di elettrodi

ha però lo svantaggio di perdere componenti in alta frequenza del segnale perché preleva ad una certa distanza → è impossibile lo studio del medico morfologico

**Health technology assessment** → valutazione dell'efficacia di una tecnologia (potenzialità diagnostiche, costi, quello etico e sociale...)

nasce negli anni '80 negli USA

→ Food and Drug Administration

Questa società ha definito che l'emg superficiale ha l'unico uso di dimostrare la contrazione muscolare in analisi del movimento

Da una ventina d'anni si sono scoperte applicazioni dell'emg superficiale per studiare il fatto muscolare

Il movimento più importante è il cammino → sempre da studiare perché è ciclico

a sono molte cronache del cammino → studiare e valutare muscolare mentre cammino → emg superficiale

1° come si lega al mercato di presbui (tipi di elettrodi)

2° dove posizionare l'elettrodo? (punti motore)

3° come elaborare il segnale?

1. modalità di presbui, distanza interelettrodo, materiale degli elettrodi, scudo ottico o no

**SINGOLA DIFFERENZIALE:** differenza del potenziale in 2 punti impiantati

due superfici di contatto circolari (10-15mm) poste alla distanza interelettrodo di 12mm

superficie collegata al paziente

→ filo FIR con funzione PASSA-VICINO (filo in vicinanza della sonda)

elettrodi in presenza (sempre) → anodo di sel conduttivo

**DOPO DIFFERENZIALE:** due stadi di differenziazione

filo FIR PASSA-VICINO ancora più selettivo del primo

**Simplex:** + sempre elettronicamente, più piccolo, più leggero e meno costoso

→ fatto di rame del 30% minore del dopo → meno rumoroso ma meno selettivo per il rumore

**Doppio:** circolo per raggiungere il volume di presbui → + selettivo spazialmente

+ grande, + costoso, + pesante, + rumoroso

formalmente si usa il simplex: il doppio si usa solo quando serve una selettività max o

quando serve il primario di CROSSIAUR

**DISTANZA INTERELETRODO:** volume di presbui + volume con il 30% (o altro) della potenza del segnale  
allontanando gli elettrodi aumenta il volume di presbui

↳ per le fibre non superficiali deve essere una distanza interelettrodo adeguata

**MATERIALE DI CONTATTO:** l'oggetto è rigidamente collegato all'attrezzo, ma quest'altro richiede l'uso del gel (+ tempo di preparazione e necessità di farlo sempre dal gel)

**CROSSTALK:** si prende una sonda e dopo differenziale in uscita dopo differenziale e singola differenziale che provengono dallo stesso volume di tessuto

sonda posizionata su muscolo flessore del polso, si abbina il cavo e si chiede al soggetto di tentare un'estensione del polso. ~~La sonda~~ Il SD cresce fino ad un max e poi scende anche se il muscolo non viene attivato → volume di proprietà del cavo all'estensore del polso, il segnale SD è sempre nullo perché ha una elettroattività superiore + alta e non viene influenzata dall'estensore del polso

→ guardando il SD posso pensare che si attivò il flessore

Se il soggetto tenta di eseguire una flessione del polso mentre il cavo viene mosso (lo vede meno forte di prima) ⇒ adesso che non c'è crosstalk mi domo quanto è sicuro

Il segnale SD è sempre + ampio del DA → richiede un maggior numero di soggetti

Se il muscolo è vicino al generatore, il dentito elettrico di potenza è + spostato verso le due estremità → il tessuto tende ad essere polarizzato

**CROSSTALK NEZ (ANTHONY)** costruiscono e ricade operare su due muscoli antagonisti nel cammino si attivano non insieme ⇒ stabilendo il segnale e si usano delle fasi di debito attivato di una e poi si fa il tutto dell'altro nel crosstalk

eletrici a geometria fissa

a geometria variabile: basso modulare la distanza interelettronica

① elettrodo con 2 fili da 20 micron separati in teflon che fuoriescono dalla punta dell'ago

↳ ~~THIN WIRE~~ si usano per andare a studiare muscoli profondi (es. tripla gestura) quando sono obiettivi di punto giusto, sfilo l'ago e i cavetti sono di un altro pezzo rimangono lì (non danno dolore al soggetto)

- Due elettrodi con distanza interelettronica 10mm attivano a 15-16mm di profondità
- Muscolo superficiale → sonde a geometria fissa con piccola distanza interelettronica (10-12)
  - Muscolo superficiale ma segnale poco intenso → sonde a geometria fissa a bassa numero (es. retto del femore) (10-20mm) distanza un po' maggiore → da un po' di sensibilità
  - Muscoli di medie dimensioni con tessuto substitutionale spesso → geometria variabile 25-45mm
  - Muscoli di grosse dimensioni con tessuto substitutionale spesso → geometria variabile 50-60mm
  - Muscolo profondo → thin wire

Non è importante posizionare gli elettrodi in un punto preciso, ma si mette dove il muscolo è maggiore.

**Disposizione del cavo:** fare una curva morbida → camminando c'è il rischio che si muova → elettrodi da movimento e sonda vicina ma non sopra gli elettrodi

arrangere i cavi affinché non disturbino il cammino del soggetto

1/2 ora per preparare il soggetto

20-12-200

## APPARECCHI PER ILLUMINAZIONE PER USO CHIRURGICO

Evitare le confort degli operatori

Comparto raggiungibile dagli operatori facilmente → non deve scaldare (temperatura della stanza compresa tra 17-20°C)

↳ le radiazioni visibili interferono un po' nella banda degli ultravioletti e infrarossi

È un'idea (600nm) ha il caratteristico di fascio di modificare la visione del chirurgo

gli infrarossi scaldano i tessuti (2000nm)

Le lampade chirurgiche sono SOLARICHE perché hanno la caratteristica di formare poche ombre dovute all'interazione di tessuto e mano nel fascio

illuminazione ha troppo meno né troppo alta

Necessità di illuminazione cattiva profonda

Temperatura di colore adeguata (una sfera in un campo nero a 5800K)

↳ si preferisce intorno ai 4000-4200K (un po' più avanti di lunghezza d'onda meno luce e vista)

Caratteristica ottica stabile nel tempo

Compatibilità con il flusso laminare → meccanismi di estrazione (ogni minuto 20-25 volte all'ora) → filtra per i batteri → flusso d'aria dall'alto verso il basso

→ il campo operatorio cade nel mezzo del flusso che "pulisce" il paziente

→ non deve generare vortici e perturbare il flusso

Per avere poche ombre → scomporre il fascio in più fasci che convergono nel punto da illuminare