Lez. introduttiva, 28 09 2016

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

CLASSIFICAZIONI:

Ambiti:
Diagnostici ('estendere sensi umani': ECG, EEG, TAC..), Terapeutici/di Monitoraggio(Defibrillatore, Pacemaker), Riabilitativi/di Assistenza (Organi artificiali, protesi..)
Uso di strumentazione:
- Clinico: dati da mantenere per 5-10 e più anni; semplice da usare, precisione sufficiente ,alta affidabilità, nr limitato di funzioni, dati in formato Standard; spesso di tipo 'proprietario' (nr determinato e limitato di funzioni; per modifiche, 'casa madre')
-Ricerca : alta versatilità, buona precisione, sufficiente/bassa affidabilità, di tipo aperto (controllo completo, posso modificarlo), espandibile
Tipologie della Strumentazione: Analogica/digitale
Origine
Basali: sono segnali legati alla fisiopatologia, cioè al funzionamento normale o in presenza di malattia, dell' organismo vivente (attività elettrica cerebrale(EEG),attività elettrica cardiaca ( ECG) , flussi ematici, pressione arteriosa, temperatura basale)
Evocati: sono segnali ottenuti come risposta ad uno stimolo esterno (potenziali evocati, gittata cardiaca (metodo della diluizione), configurazione arterie coronariche (angiografia),immagini diagnostiche(radiologia, TAC, RMN), metabolismo del glucosio). EEG sia come basale che come evocato.
Per variabile indipendente:
Segnali Temporali: ECG, EEG, pressione sanguinea... (segnali bioelettrici)
Segnali Spaziali: radiografie, mappe di temperatura (bioimmagini,mappe)
Segnali Spazio-temporali: spazio e tempo concorrono come variabili indipendenti (ecocardiografia dinamica, RMN funzionale)
Per natura della grandezza caratterizzante: Segnali elettrici, chimici, magnetici, meccanici, termici
Per sistema biologico che li ha generati: sistema cardiovascolare, nervoso, endocrino, apparato muscolo-scheletrico
Per proprietà chimico-fisiche dei tessuti che li generano: Impedenza acustica(con US,per spostamento miocardio), potere di assorbimento delle radiazioni(diverso per i diversi tessuti),proprietà istologiche metaboliche, termiche, elettriche, magnetiche

DEFINIZIONI

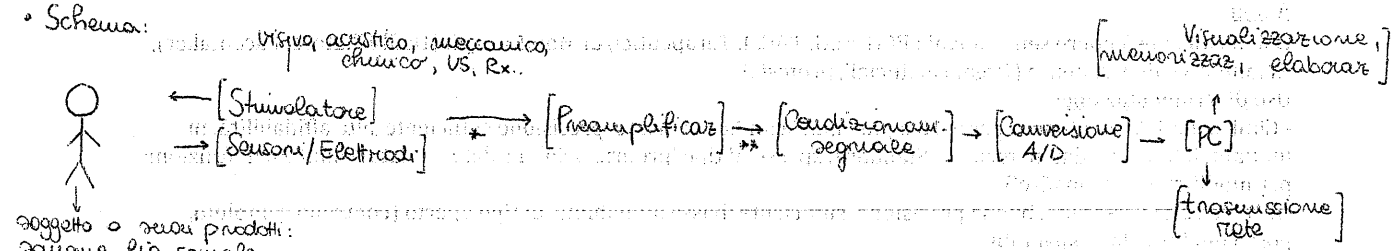
Precisione : dispersione - SD delle misure rispetto valore medio - errore casuale/accidentale
Accuratezza: differenza fra valore vero e valore misurato - media delle differenze - errore sistematico,di strumento.
Offset(un bias costante che si sovrappone al segnale misurando) e Deriva (nel tempo cambia, lineare o meno) :vanno minimizzati
Risoluzione: minima variazione dell'ingresso apprezzabile all'uscita; alta risoluzione se variazione di ingresso piccola. Buona risoluzione se nella digitalizzazione si prendono valori con piccoli intervalli
Soglia di sensibilità: minima variazione dell'ingresso per cui l'uscita e` apprezzabilmente diversa da 0.
Riproducibilità: stessa uscita, anche non accurata, nel tempo
Isteresi: in un sistema lineare, se aumento ingresso, aumenta uscita. Arrivando a max ingresso, se riduco ingresso e l'uscita diminuisce non percorrendo la stessa linea, ho isteresi.
Strumentazione:Complesso degli strumenti,attrezzature,impianti,dispositivi,che occorrono per certe attività..
Misura: " Numero che esprime l'estensione di una grandezza rispetto ad un'altra, convenzionalmente assunta come unitaria"
Segnale: Qualsiasi forma di messaggio od effetto di uno specifico processo atto al trasferimento di informazioni"

BIOIMMAGINI Sono immagini create a partire da un essere vivente, ossia una figura relativa all' anatomia o alla fisiologia di una parte del corpo(umano o animale).

Tipi di Bioimmagini:
Mappe(rappresentazioni di una grandezza riferita alla superficie corporea
a partire da misure in punti discreti.), Proiezioni (immagini su di un piano di proiezione a partire da un centro; ogni punto rappresenta l'integrale di una grandezza fisica sulla linea di proiezione che attraversa il volume da misurare (RX) ); Tomografie (immagini ricostruite di sezioni virtuali del corpo a partire da misure esterne (TAC, SPECT, PET))

# SCHEMA DI PRINCIPIO

- Principi di base di strumentazione: assicurare non alterazione di quantità da misurare; salvaguardia sicurezza paziente.
- Schema:




- Elettrodi / sensori/trasduttori: trasduttori di pressione, flusso, luminosità, accelerazione... → trasformano una grandezza in un'altra: ottica → elettrica; meccanica → elettr
  - Portatili (es. per EMG), superficiali (es: usa e getta "Red dot", Ag o AgCl → metallo in cui scorrono elettroni, Ag Cl si interfaccia con pelle; ioni Cl in mezzo intervengono in dinamiche di potenziali d'azione. Avviene redox; ed elettrodo intercetta ioni Cl⁻; convertitore ione - elettroni.
- * Segnali differenziali, saturazione, rumori/artefatti. Segnali molto piccoli (~μVolt, x EEG): devo amplificare.
- Pre amplificazione: ho segnale piccolo (5 μVpp - 5 mVpp), quindi devo amplificare cercando di minimizzare rumore (alto CMRR, alto segnale/rumore).
  Guadagno non elevatissimo, 10-50.. poi amplifico ulteriormente successivamente, ottenendo ampl anche lì
  Requisiti (Id / Reale)
  - Amplificaz: ∞ / $10^5$ (o in dB = $10 \log_{10} x$ = 50)
  - Zin: ∞ / ~MΩ: se troppo elevato, fa da antenna; se troppo piccola, carica la sorgente.
  - Zout: 0/ 10/100 Ω
  - Banda: ∞ / < 10 Hz, ad anello aperto
  - $I^+ = I^- = 0$ (Id)

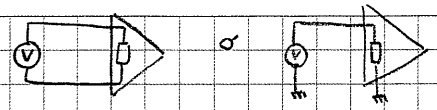



! Prodotto guadagno-banda costante: ↑banda, ↓guadagno. Quindi, avendo ampl elevata, posso agire su di ena e ↑ banda.
Poi eventualmente riamplifico in cascata

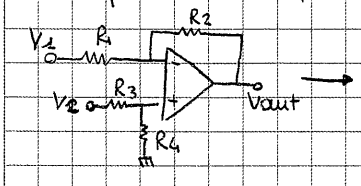
  Acquisizione unipolare/bipolare → op amp / op amp differenziale.
- ** Segnali single ended
- Condizionamento segnale: varia al variare delle diverse bande utili dei diversi segnali. Filtraggio antialiasing (se analogico, solo anti-aliasing), P. Bass, P. A. ... Per migliorare rapporto segnale rumore.
  Isolamento paziente: ampl. da isolamento per evitare ritorno di corrente su paziente: discontinuità chimica ingresso uscita.
  Riamplifico: amplific complessiva è il prodotto
- Conversione analog/D: # bit (8, 10, 12..), Sample & Hold (segnale in ingresso costante durante campionamento)
  Alimentazione (→ Sia in single che double ended, preso un ampl, la dinamica in/out sempre legata ad alimentaz; se alimentaz a 15 volt, mai avrò out o in > 15 volt → quindi durante la conversione devo portare segnale nella dinamica di amplificatore)

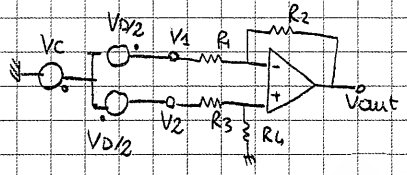
MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

CO.RA. s.r.l. - 55011 Spianate - Altopascio (Lucca) - Italy - Loc. Chiappini, 51
Tel. +39 0583 20590 r.a. - Fax +39 0583 20481 - info@coraitaly.net - www.coraitaly.net

- Acquisizione single-ended / double-ended →  o 

- Amplificatore differenziale:




Vorrei amplificare solo $V_D = V_1 - V_2$; in realtà è presente anche $V_C = \frac{V_1+V_2}{2}$.
Quindi ho $\begin{cases} V_1 = \frac{V_D}{2} + V_C \\ V_2 = -\frac{V_D}{2} + V_C \end{cases}$

- Vout con p.s.e: 1) $V_2$ off, $V_1$ on $\quad V^+ = V^- = 0$, $V_{out} = I \cdot R_2$, $R_I = 0 - V_1 \quad V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} V_1$

2) $V_1$ off, $V_2$ on $\quad V^+ = V_2 \frac{R_4}{R_3+R_4} = V^-$, $R_2 \cdot I = V_{out} - V^-$, $I = \frac{V^-}{R_1}$, $R_2 \frac{V^-}{R_1} = V_{out} - V^-$

$$V_{out} = V^-\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right) = V_2 \frac{R_4}{R_3+R_4}\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right)$$

$$V_{out} = V_2 \underbrace{\left(\frac{R_4}{R_3+R_4}\right)\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right)}_{A_2} \underbrace{-\frac{R_2}{R_1}}_{A_1} V_1 = A_2 V_2 + A_1 V_1 = A_1 \frac{V_D}{2} + A_1 V_C + A_2 V_C - A_2 \frac{V_D}{2} = (A_1+A_2)V_C + \frac{V_D}{2}(A_1-A_2)$$
$$= A_C V_C + A_D V_D$$

$$A_C = A_1 + A_2 = -\frac{R_2}{R_1} + \left(\frac{R_4}{R_3+R_4}\right)\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right) = -\frac{R_2}{R_1}\left(1 - \frac{R_4}{R_3+R_4}\left(\frac{R_1}{R_2}+1\right)\right)^{*} \rightarrow \text{vorremmo} \equiv 0, \text{ quindi con } \frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$$

$$A_D = \frac{A_1 - A_2}{2} = -\frac{1}{2}\frac{R_2}{R_1} - \frac{1}{2}\left(\frac{R_4}{R_3+R_4}\right)\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right) = -\frac{R_2}{2R_1}\left(1 + \frac{R_4}{R_3+R_4}\left(\frac{R_1}{R_2}+1\right)\right)$$

così $V_{out} = A_D V_D = -\frac{R_2}{R_1}(V_1 - V_2)$

- Ma in realtà è difficilissimo trovare resistenze che soddisfino tale condizione; quindi si valuta $CMRR = \frac{|A_D|}{|A_C|} = \frac{|A_1 - A_2|}{|A_1 + A_2|2}$; $CMR = 20 \log \frac{|A_D|}{|A_C|}$ che indica la reiezione della componente $V_C$. Lo vogliamo $\sim 10^5$

Quindi un semplice ampl. diff ha molti problemi, legati a:
- disadattamento di resistenze: andrebbero ben controllate le $R_1, R_2, R_3, R_4$ **
- Modo comune introdotto anche da op-AMP, in uscita, compaiono componenti di modo comune.
- Vorremmo $Z_{in}$ elevate; per esempio, $Z_{in}$ per $V_D$ è data da $(R_3 + R_1)$; ma se le elevassimo troppo, rischio di sbilanciare ulteriormente la situazione

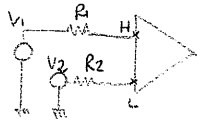
** In realtà, $\frac{1+R_2/R_2}{1+R_3/R_4} = 1+\varepsilon$, quindi $CMRR = \frac{-\frac{R_2}{2R_1}(1+1+\varepsilon)}{-\frac{R_2}{R_1}(1-1-\varepsilon)} = \frac{1+\varepsilon/2}{\varepsilon} \simeq \frac{1}{\varepsilon}$

* $-\frac{R_2}{R_1}\left(1 - \frac{1}{1+R_3/R_4}\cdot\frac{1+R_1/R_2}{}\right) = A_C$,

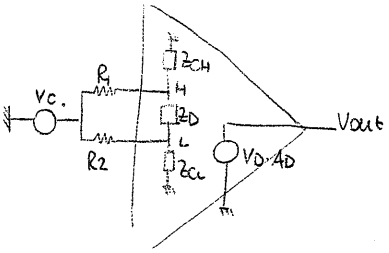
$$A_D = -\frac{R_2}{2R_1}\left(1 + \frac{1+R_1/R_2}{1+R_3/R_4}\right) = A_D$$

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

## Bilanciamento ingressi




- Anche in questo caso avrò $V_1 = V_C + \frac{V_D}{2}$, $V_2 = V_C - \frac{V_D}{2}$
- Considero solo effetti di $V_C$.
- $Z_{CH}, Z_{CL}$ impedenze d'isolamento $Z_D$ molto grande;




Bilanc. di Op. Strument, con H e L morsetti di ingr.
- $V_1, V_2$ segnali di ingr.
- $R_1, R_2$ resistenze di generatori e cavi

Applico a $Z_D$ l'equivalente di Th:

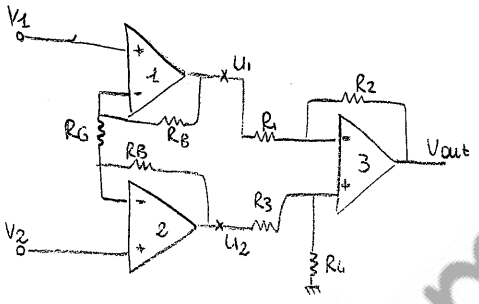
$$V_T = V_H - V_L = V_C\left(\frac{Z_{CH}}{Z_{CH}+R_1} - \frac{Z_{CL}}{Z_{CL}+R_2}\right) \xrightarrow[Z_C \gg R_1, R_2]{Z_{CH}=Z_{CL}=Z_C} V_T = \frac{V_C \cdot Z_C\,(R_2-R_1)}{Z_C^2} = V_C\frac{\Delta R}{Z_C}$$

Ottengo $V_{out} = V_T A_D = V_C \cdot A_C \rightarrow CMRR = \frac{A_D}{A_C} = \frac{V_C}{V_T} = \frac{Z_C}{\Delta R} \rightarrow$ CMRR↑ se ↓$\Delta R = R_2 - R_1$, cioè se diminuisce lo sbilanciamento delle resistenze

(Nella realtà: $Z_{in} \sim M\Omega$, $Z_{out} \sim 10\text{-}100\ k\Omega$)

## Amplificatore da strumentazione

2 buffer in ingresso, teoricamente, $Z_{in} \to \infty$; alto CMRR; guadagno regolabile.




NB: se considero solo $V_C$, ora in 1 che in 2, quindi $V_1 = V_2 = V_C$, avrò $V_1^- = V_2^- = V_C$, quindi $i_G = 0 \rightarrow i_B = 0 \rightarrow U_1 = U_2 = V_C$, ed affido a 3 la reiezione del modo comune.

Qualsi circuito:

$V_1 = V_1^+ = V_1^-$, $V_2 = V_2^+ = V_2^-$. $i = \frac{V_1 - V_2}{R_G}$

$U_1 - V_1 = iR_B \rightarrow U_1 = V_1 + \frac{(V_1 - V_2)R_B}{R_G}$

$U_2 - V_2 = -iR_B \rightarrow U_2 = V_2 - \frac{(V_1 - V_2)R_B}{R_G}$

$V_3^+ = U_2\frac{R_4}{R_3+R_4} = V_3^-$ $\quad V_{out}\frac{R_1}{R_1+R_2} + U_1\frac{R_2}{R_1+R_2} = V_3^-$

$$V_{out} = V_3^-\frac{(R_1+R_2)}{R_1} - U_1\frac{R_2}{R_1} = U_2\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right)\frac{R_4}{R_3+R_4} - U_1\frac{R_2}{R_1} = \left(V_2 - V_D\frac{R_B}{R_G}\right)\left(1+\frac{R_2}{R_1}\right)\frac{R_4}{R_3+R_4} - \left(V_1 + V_D\frac{R_B}{R_G}\right)\frac{R_2}{R_1}$$

Hp: $\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$ $\quad V_{out} = V_2 - V_D\frac{R_B}{R_G} - \left(V_1 + V_D\frac{R_B}{R_G}\right) = -V_D\left(1+2\frac{R_B}{R_G}\right) = A_D V_D$

$V_{out}\frac{R_1}{R_1+R_2} + U_1\frac{R_2}{R_2+R_1} = U_2\frac{R_4}{R_3+R_4} \rightarrow V_{out} = \left[U_2\frac{R_4}{R_3+R_4} - U_1\frac{R_2}{R_1+R_2}\right]\frac{R_1+R_2}{R_1}$ $\quad$ Hp: $\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_4}{R_3}$

$$= \left[U_2\frac{1}{\frac{R_3}{R_4}+1} - U_1\frac{1}{\frac{R_1}{R_2}+1}\right]\frac{R_1+R_2}{R_1} = \left(\frac{R_1+R_2}{R_1}\right)\left[U_2\frac{1}{\frac{R_1}{R_2}+1} - U_1\frac{1}{\frac{R_1}{R_2}+1}\right]$$

$$= \frac{R_2}{R_1}(U_2 - U_1) = \frac{R_2}{R_1}\left[V_2 - V_D\frac{R_B}{R_G} - V_1 - V_D\frac{R_B}{R_G}\right] = -\frac{R_2}{R_1}\left(1+2\frac{R_B}{R_G}\right)\cdot V_D$$

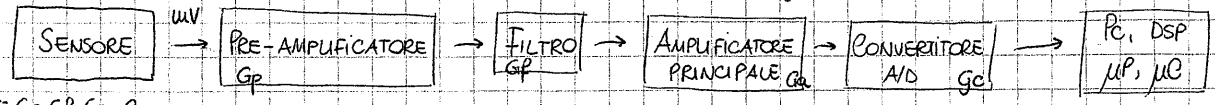
$A' = A\cdot\left(1+\frac{R_B}{R_G}\cdot 2\right)$

Aumento guadagno differenziale ↓ aumento CMRR: $CMRR' = CMRR\left(1+2\frac{R_B}{R_G}\right)$

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745

29 sett 2016 ~ Greco

# La catena di acquisizione.

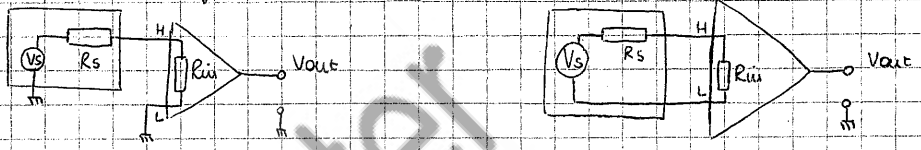



$G_{TOT} = G_p \cdot G_f \cdot G_a \cdot G_c$

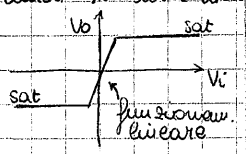
- **PREAMPLIFICATORE**: segnale prelevato solitamente ha bassa ampiezza; se viene ↓ il modo comune (es: ECG ha modo comune a 1V con segnale d'interesse a mVolt)

Per il potenziale, è sempre presente un punto a comune. Se...

{ ingresso ha comune diverso: misura flottante per segnale: «differenziale» → es: ECG: comune errore ≠ comune circuito
" " dell'uscita: «single-ended»

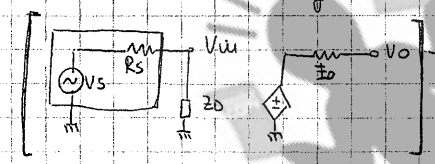



OP-AMP: nasce per ottenere guadagno elevato anche in retroazione, ciò porta a rapida variazione ($\simeq \perp$) ingresso/uscita, che vanno rapidamente in saturazione. Solitamente quindi si usa in reazione negativa.




Prodotto guadagno·banda ≃ costante → alto guadagno = bassa banda

ingr. non inv.
ingr. inver.
alimentaz. positiva
uscita
alimentaz. negativa




anche 10 Hz, mentre noi la vorremmo 100 di Hz

Vogliamo $V_{in} \simeq V_s$, da amplificare. $V_{in} = V_s \frac{Z_D}{R_S + Z_D}$

Per $Z_D \gg R_S$, $V_{in} \simeq V_s$.

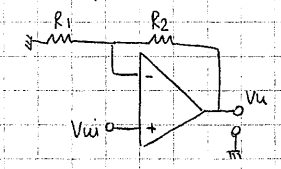
Così evito caricamento sorgente

- $Z_{out}$ piccola

OP AMP ideale:
- unidirezionale, non perturba circuito da cui preleva segnale; uscita non dipende da carico
- $A \to \infty$ ampl. ad anello aperto
- $Z_{in} \to \infty$, $Z_{out} = 0$
- $CMRR \to \infty$ Rapporto di reiez. al modo comune
- $B \to \infty$ : banda passante

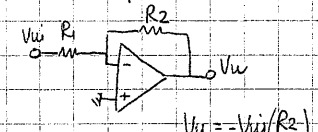
per annullare, con CCV
$I^+ = I^- = 0$, $V^+ = V^-$
↳ correnti nulle ai 2 morsetti

▾ Amp. non invertente ($R_{in} \to \infty$, $R_o = 0$)




$V_u = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in}$

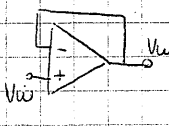
▾ Amp. invertente




$V_u = -V_{in}\left(\frac{R_2}{R_1}\right)$

($R_1$ = Res d'ingresso)

▾ Buffer: serve per disaccoppiare ingresso/uscita; non provoca cadute di tensione su Res interna di generatore. Comunica a livello di alimentaz.




$V_u = A(V_{in} - V_u)$
$= V_{in} \frac{A}{1+A} \simeq V_{in}$

MASTER COPY
Tel. 050 8312126
Cell. 388 9837745