CORSO DI STRUMENTAZIONE BIOMEDICA

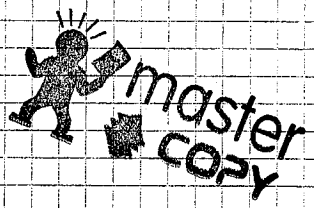
[Modulo di Tecnologie sanitarie]

- Prof Scilingo, Greco
- Esame: orale → Computer e cellulare connessi
- Slide del prof / Dispense
- Materiale didattico informativo facoltativo: J. Webster: Medical Instrumentation "Application and design. "Wiley and Sons" "

Non ci sono limitazioni di appello

Codice ESAME: 61411

master COPY





master COPY

INTRODUZIONE

28/09

Segnali fisiologici: segnali piccoli e rumorosi, in cui si cerca di arginare il segnale utile

Pressione arteriosa: unico parametro che non può essere rilevato in continua (sfigmometro) ogni 30 sec circa

MAN INSTRUMENT SYSTEM
(Interfaccia uomo-macchina)

Misurando → sensore/trasduttore traduce un segnale in un segnale elettrico

Sensore: rileva delle grandezze → Elettrodi: argento a contatto con la macchina, cloruro di argento a contatto col corpo, all'interfaccia avvengono reazioni REDOX E un convertitore ioni-elettroni

→ Il segnale può poi essere processato e l'uscita immagazzinata o riportato indietro al soggetto → Display

master copy

Obiettivi strumentazione:
- informazioni
- diagnosi
- valutazioni
- monitoraggio
- controllo

CLASSIFICAZIONE DI STRUMENTAZIONI

① Cliniche per diagnosi, trattamento, cura (elettrocardiografo)(sistema a ultrasuoni)

② Per la ricerca: strumenti privi di certificazione (riguardo la sicurezza elettrica)

→ Metodi diretti/indiretti (cateterce) (uso parametri collegati)

→ Metodi invasivi/non invasivi (catetere/elettrodo ad ago) (in superficie)

→ Metodi contatto/non contatto con la pelle (onde elettromagnetiche)

→ Metodi Sense/actuate

→ Metodi in tempo reale o no

Per sistemi cardiovascolare, nervoso, endocrino, digestivo, escretivo, linfatico, scheletrico, urinario, riproduttivo, respiratorio

master copy

Ulteriore classificazione in base ai parametri che vado a misurare, oppure in base al fatto che la misurazione avvenga dal vivo o in vitro o in base ai segnali
- Biochimici
- Biomagnetici
- Biomici
- Bioimpedenza (parametro che varia con la frequenza)

Nel man instrument system

Soggetto / Stimolo / Trasduttori → Risultato → trasmesso
→ processato
→ visualizzato

TIPI DI ELETTRODI

- Convertono potenziali ionici in segnali elettrici
- Usati per EEG, ECG, EMG, ERG, EOG

① Elettrodi superficiali ② Microelettrodi ③ Elettrodi ad ago

Macroshock : corrente scorre attraverso il corpo
Microshock : corrente passa direttamente dal cuore

02/10
(Greco)

CATENA DI ACQUISIZIONE

4 blocchi
- preamplificatore
- filtro
- amplificatore principale
- convertitore A/D

} Per adattare il segnale alla conversione A/D

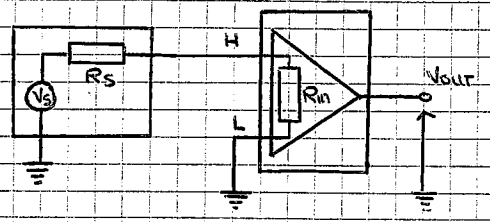
Nei primi 3 blocchi l'informazione è distorta ma non si perde, nel 4° sì

PREAMPLIFICATORE

I segnali fisiologici hanno ampiezze molto piccole (nell'ordine dei mV), essendo un segnale biomedico, non abbiamo il controllo

- Stadi di ingresso : nei circuiti attivi è presente un punto comune (di riferimento)

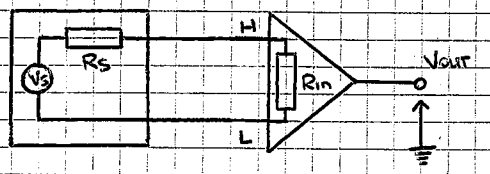
①



Il generatore di segnale (Vs, Rs) così come l'ingresso Rin e l'uscita Vout sono tutti riferiti al punto comune

Single-ended

②



Configurazione in cui il segnale di misura è fluttuante e voglio amplificare la differenza tra i morsetti H e L

differenziali

- Amplificatore operazionale : per avere un guadagno elevato anche quando chiudo l'anello di retroazione

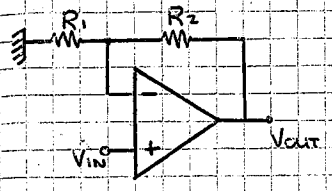
ideale se $R_{out} = 0$
$R_{in} = \infty$
guadagno ∞
ingresso differenziale e uscita singola

Se
$A \to \infty$
$Z_i \to \infty$ impedenza IN
$Z_v \to 0$ impedenza OUT
$CMRR \to \infty$
$B \to \infty$ banda

$V^+ = V^-$
$I^+ = 0 = I^-$

Corto circuito virtuale

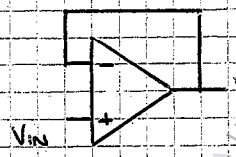
Amplificatore non invertente



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

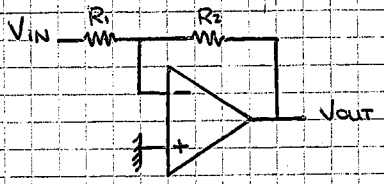
Buffer

Non ho amplificazione



$$V_u = A_v(V_{in} - V_u) = V_{in}\frac{A}{1+A} \approx 1 \quad \text{poiché } A \gg 1$$

Amplificatore invertente



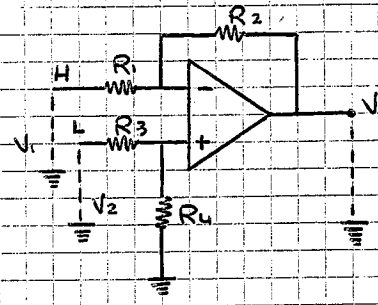
Applico il PSE per 2 partitori di tensione

$$V_u = -V_{in}\frac{R_2}{R_1}$$

Amplificatore differenziale : amplifica la differenza tra gli ingressi

$$V_u = A_d(V_1 - V_2)$$

- tensione differenziale $V_D = V_1 - V_2$ molto piccola nei segnali biomedici
- tensione a modo comune $V_C = \frac{V_1 + V_2}{2}$ può essere molto grande



Posso esprimere $V_1 = V_C + \frac{V_D}{2}$ e $V_2 = V_C - \frac{V_D}{2}$ ⊛

Voglio reiettare V_C e amplificare V_D

Applico il PSE

$$V_{OUT_1} = -\frac{R_2}{R_1}V_1 = A_1 V_1 \qquad V_{OUT_2} = \frac{R_1+R_2}{R_1}V_2\frac{R_L}{R_3+R_L} = A_2 V_2$$

$$V_{OUT} = V_{OUT_1} + V_{OUT_2} = A_1V_1 + A_2V_2 \quad \text{usando } ⊛$$

$$V_{OUT} = (A_1+A_2)V_C + (A_1-A_2)\frac{V_D}{2} = A_C V_C + A_D V_D$$

$A_C = A_1 + A_2$ guadagno a modo comune

$A_D = \frac{A_1 - A_2}{2}$ guadagno differenziale

$$A_C = -\frac{R_2}{R_1}\left[1 - \frac{1+R_1/R_2}{1+R_3/R_L}\right] \qquad A_D = -\frac{1}{2}\frac{R_2}{R_1}\left[1 + \frac{1+R_1/R_2}{1+R_3/R_L}\right]$$

Per reiettare A_c deve essere rispettato

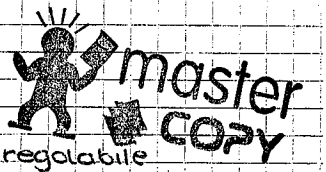
$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_u}$$

$$V_{out} = -\frac{R_2}{R_1} V_D$$

$$CMRR = \frac{|A_D|}{|A_C|} = \frac{|A_1 - A_2|}{2|A_1 + A_2|}$$

$$CMR_{dB} = 20 \log \frac{|A_D|}{|A_C|}$$

Rapporto di reiezione a modo comune: indica quando è buona la capacità di reiettare A_c



Amplificatore differenziale REALE : SVANTAGGI

- Devo variare il guadagno, perché il guadagno è difficilmente regolabile
- Le resistenze hanno delle tolleranze e quindi il loro rapporto

R_1 in realtà è $R_1 \pm \varepsilon$

$$\frac{1 + \frac{R_1}{R_2}}{1 + \frac{R_3}{R_u}} = 1 + \varepsilon$$

e il CMRR dipende da ε che deve essere il più piccolo possibile

$$CMRR = \frac{|A_D|}{|A_C|} = \frac{-\frac{R_2}{R_1}\left(1 + \frac{\varepsilon}{2}\right)}{\frac{R_2}{R_1}\varepsilon} = \frac{1 + \frac{\varepsilon}{2}}{\varepsilon} \approx \frac{1}{\varepsilon}$$

- Se la resistenza in ingresso non è abbastanza elevata, "carico la sorgente" cioè diminuisco il valore della tensione che considero

$R_{in} \gg 1$ $\qquad$ $R_{in} = R_1 + R_3$

quindi $R_1, R_3 \gg 1$ ma ciò crea problemi nella scelta di R_2 e R_u $\left(\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_u}\right)$

Se ho resistenze elevate, ε è alto e CMRR diminuisce e il guadagno è difficile da regolare

- C'è simmetria nelle resistenze all'ingresso ai singoli morsetti: R_1 e $R_3 // R_u$ e ciò provoca una caduta nel CMRR

CMRR migliora al diminuire dello sbilanciamento delle resistenze in ingresso ai morsetti $\Delta R = R_2 - R_1$

$$CMRR = \frac{z_c}{\Delta R} \qquad CMRR \propto \frac{1}{\varepsilon}, \quad CMRR \propto \frac{1}{\Delta R}$$



z_c = impedenze verso massa degli ingressi $z_{c1} = z_{c2} = z_c$