

Progettazione di Strumentazione Biomedica – modulo A (4CFU+2 di laboratorio)

Seguirà modulo B (3CFU) – Ajcevic [Labview] II sem.

Agostino Accardo

Università di Trieste

accardo@units.it

PREMESSA

Obiettivo del modulo: 'legare' insieme le conoscenze provenienti da varie discipline al fine di esaminare come progettare strumenti biomedicali e giungere a progettarne uno

Si prevede che gli studenti abbiano già acquisito concetti di elettronica (sino agli OP e alle loro configurazioni base oltre a conv. A/D e D/A) e di teoria dei filtri lineari (sino alle funzioni di trasferimento dei principali filtri)

Testi di riferimento:

J. Webster: Medical Instrumentation. Application and design. Wiley and Sons

JD Bronzino: The Biomedical Engineering Handbook. CRC-press

Data Sheet, Application notes (NI, AD, ...)

ESAME

RELAZIONE DI PROGETTO (da
inviare entro 2 giorni prima dell'appello di esame)

+ ESAME ORALE
(prenotazione via ESSE3)

UTILIZZABILE negli ambiti:

- **Diagnostici ('estendere sensi umani'), es. ECG, EEG, TAC**
- **Terapeutici /di Monitoraggio, es. Defibrillatore, Pacemaker**
- **Riabilitativi - di Assistenza, es. Organi artificiali, protesi, ...**

Strumentazione Biomedica

Caratteristiche della Strumentazione in base all'uso:

-- CLINICO (dati da mantenere per 5-10 e più anni)

semplice da usare, precisione sufficiente (variabili entro certi limiti),

ALTA affidabilità, nr limitato di funzioni, dati in formato Standard,

spesso di tipo 'PROPRIETARIO' (nr determinato e limitato di funzioni)

-- RICERCA

alta versatilità, buona precisione, sufficiente/bassa affidabilità,

di tipo APERTO (controllo completo), espandibile

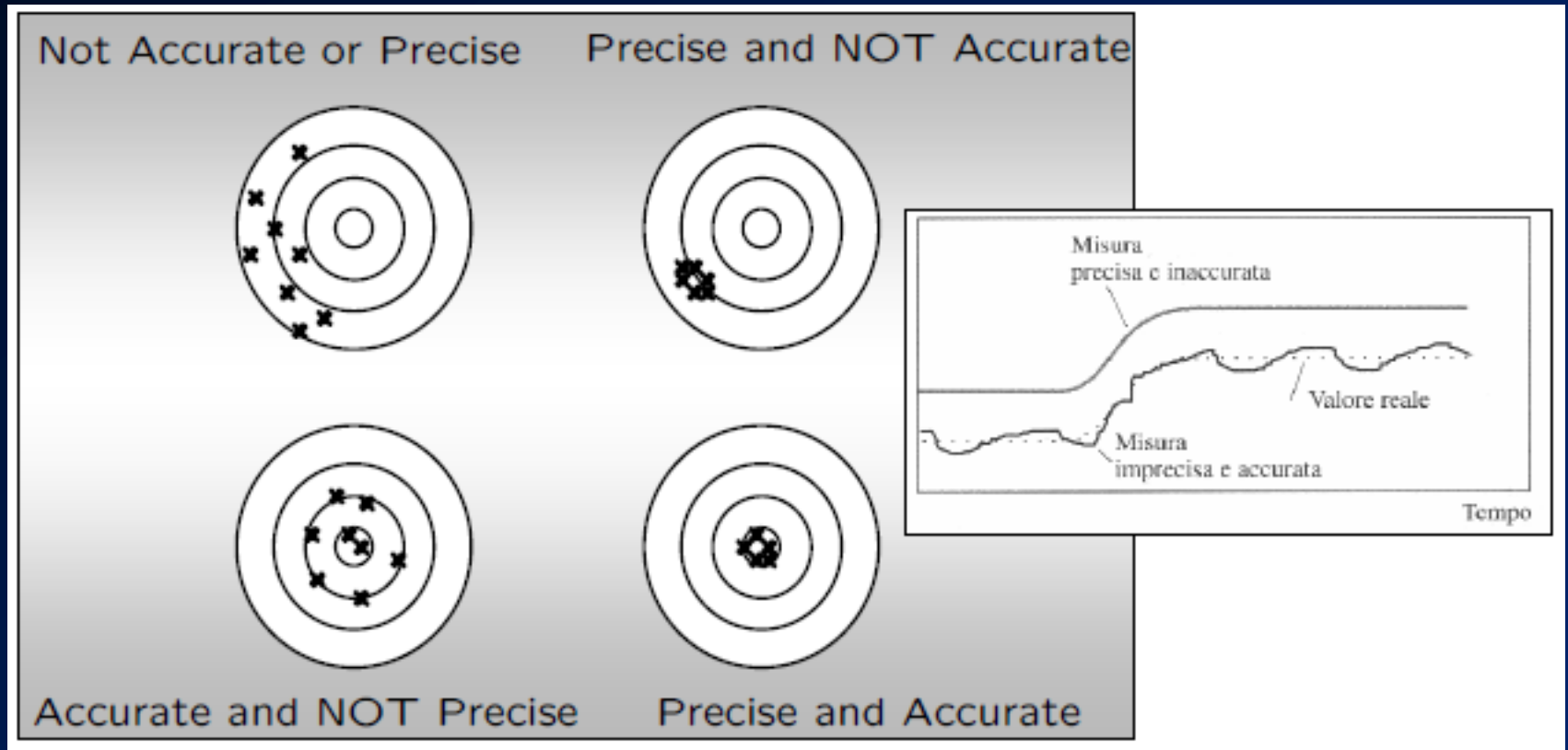
Tipologie della Strumentazione:

-- ANALOGICA

-- DIGITALE

Alcune definizioni (pro-memoria...)

- **Precisione** (dispersione = SD delle misure rispetto valore medio = errore casuale/accidentale)
 - **Accuratezza** (differenza fra valore vero e valore misurato => media delle differenze = errore sistematico)
- Prob. errore (interv. confid.): $\pm 1SD \approx 68\%$, $\pm 2SD \approx 95\%$, $\pm 3SD \approx 99.7\%$**



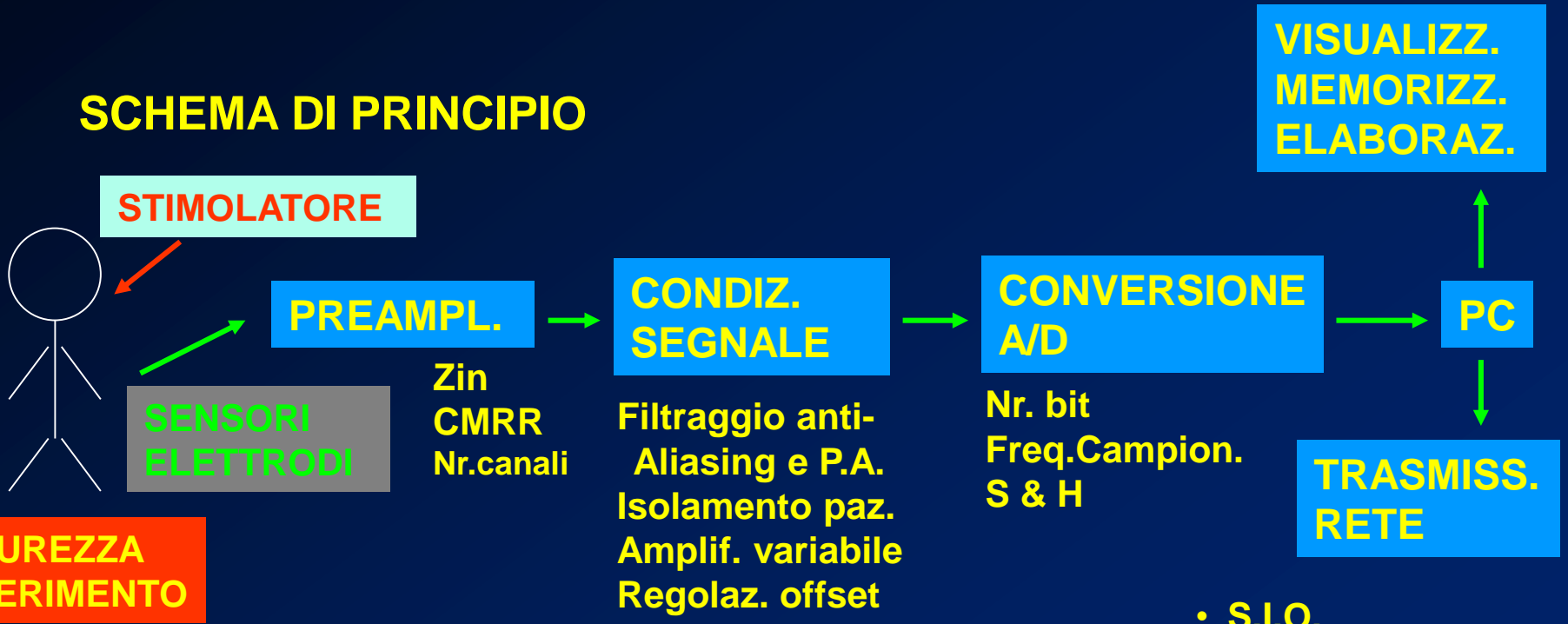
- **Offset e Deriva (lineare o meno)**
- **Risoluzione**
 - minima variazione dell'ingresso apprezzabile all'uscita
- **Soglia di sensibilita`**
 - minima variazione dell'ingresso per cui l'uscita e` apprezzabilmente diversa da 0
- **Riproducibilita`**
 - stessa uscita a parita` di ingresso, anche non accurata, nel tempo
- **Isteresi**

Schema di principio di Strumentazione Biomedica

Principi base progettazione Strumentazione:

- Assicurare non alterazione quantità da misurare
- Salvaguardare sicurezza del paziente

SCHEMA DI PRINCIPIO



NI: Virtual Instrument

ESAMINIAMO NEI PARTICOLARI

- S.I.O.
- UNITA' DI ELAB. CENTRALIZZATA (es. cura intensiva)

Schema di principio di Strumentazione Biomedica

Visivo, acustico, elettrico,
meccanico, chimico,
ultrasonico, Rx,

STIMOLATORE

*



**TRASDUTTORE
Elettrodi**

Trasduttori di Pressione,
Flusso, Luminosità,
Accelerazione, Temperatura ...

Elettrodi superficiali, ad Ago

**SICUREZZA
RIFERIMENTO**

Segnali
differenziali
Saturazione
Rumori/Artefatti

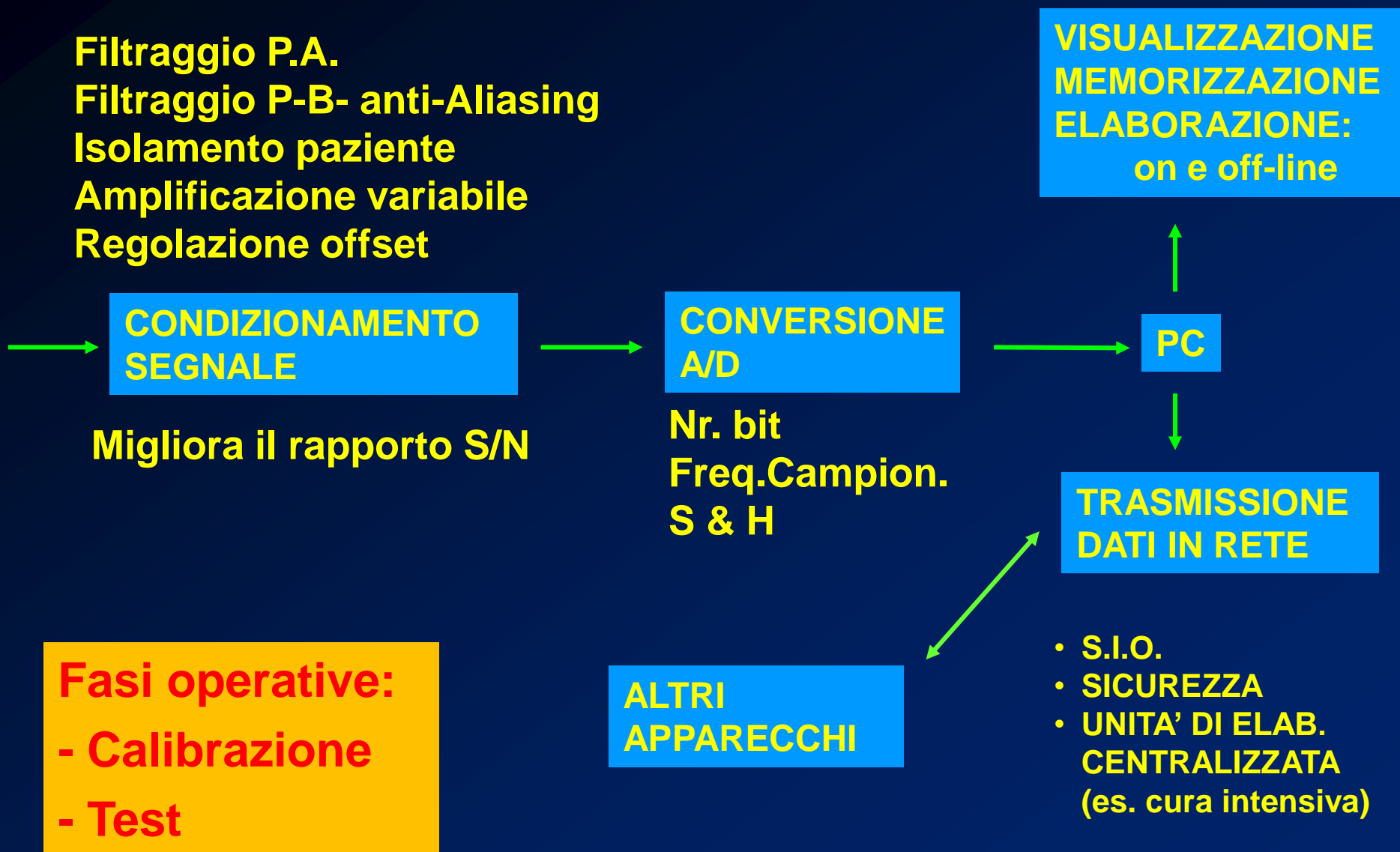
PREAMPL.

Segnali *single ended*

Zin elevata
CMRR elevato
(Nr.canali)

* Soggetto o suoi 'prodotti': sangue, liquido spinale, ecc.

Schema di principio di Strumentazione Biomedica



Caratteristiche dei Segnali Biologici

PICCOLE AMPIEZZE ($5\mu\text{Vpp}$ – 5mVpp)

⇒ **NECESSITA' AMPLIFICAZIONE ($\times 1.000$ - $\times 1.000.000$, hp. $\pm 5\text{V}$ ADC)**

⇒ **Nr. Bit CONVERSIONE A/D adeguato (8-10-12)**

BASSI RAPPORTI S/N

⇒ **PREAMPLIFICATORI CON ALTO CMRR, TECNICHE DI OPPOSIZIONE**

⇒ **FILTRI PASSA BANDA ANALOGICI**

⇒ **FILTRAGGI DIGITALI (Adattativi, Averaging)**

BANDE IN BASSA FREQUENZA ($< 10\text{KHz}$), TALVOLTA CON DC

⇒ **FREQUENZE CAMPIONAMENTO OPPORTUNE**

⇒ **EVENTUALE REGOLAZIONE OFFSET**

ISOLAMENTO => SISTEMI FLOTTANTI

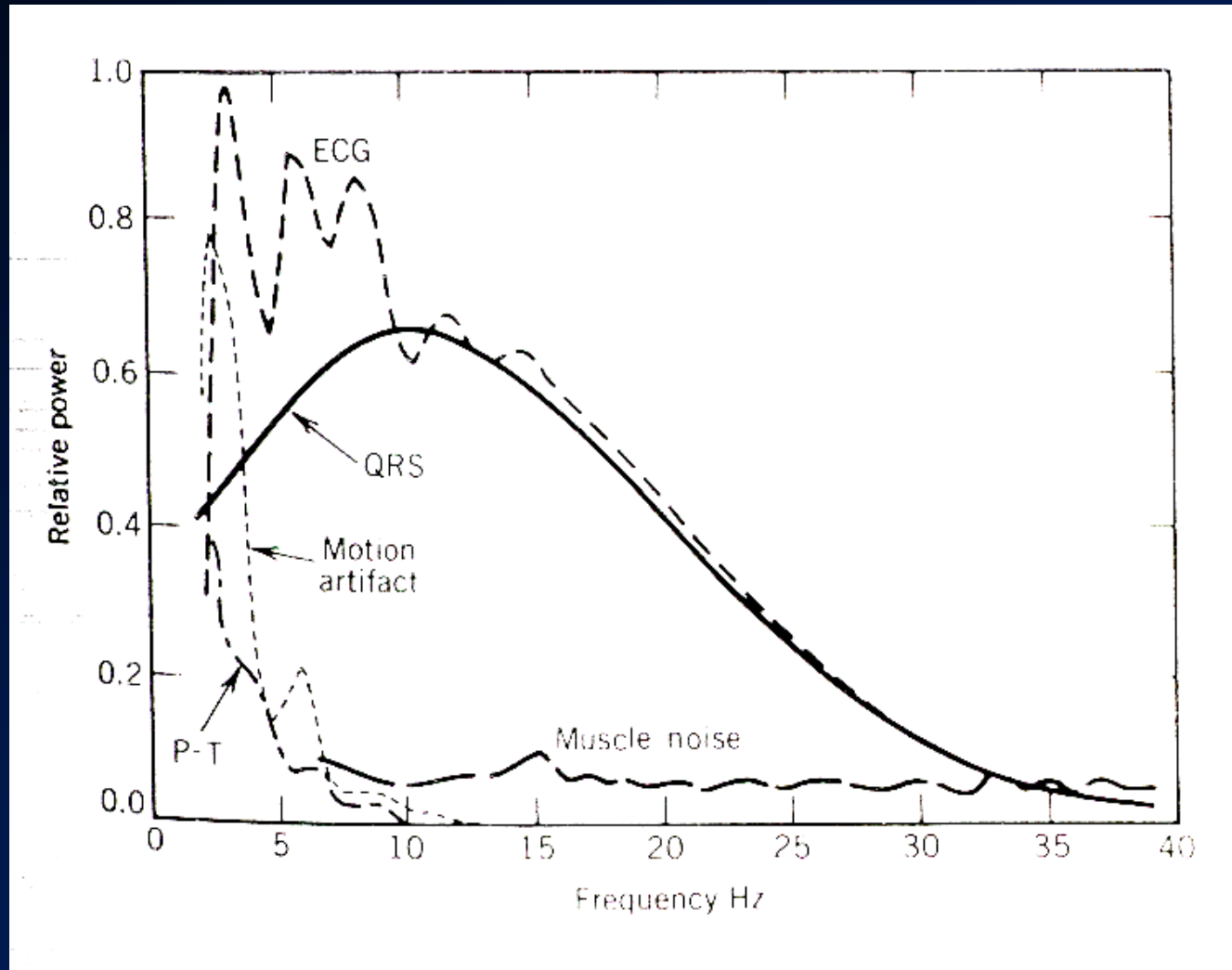
Progettazione per passi

- **SCELTA SCHEDA CONVERSIONE A/D (nr bit, freq. camp., range input)**
- **SCELTA PREAMPLIFICATORE (Instrumentation / Isolation)**
- **SCELTA FILTRI (freq. taglio, ordine, tipologia e schema circuitale)**
- **SCELTA MODALITA' DI ISOLAMENTO (sul preampl, ottico, batteria)**
- **SCELTA STADIO REGOLAZIONE GUADAGNO (range, conv. multipl.)**

- **VALUTAZIONE DEL GUADAGNO COMPLESSIVO MINIMO E DISTRIBUZIONE TRA GLI STADI (evitare saturazione)**
- **SELEZIONE DEI COMPONENTI 'LIBERI' (gradi di libertà)**
- **CALCOLO COMPONENTI 'VINCOLATI'**

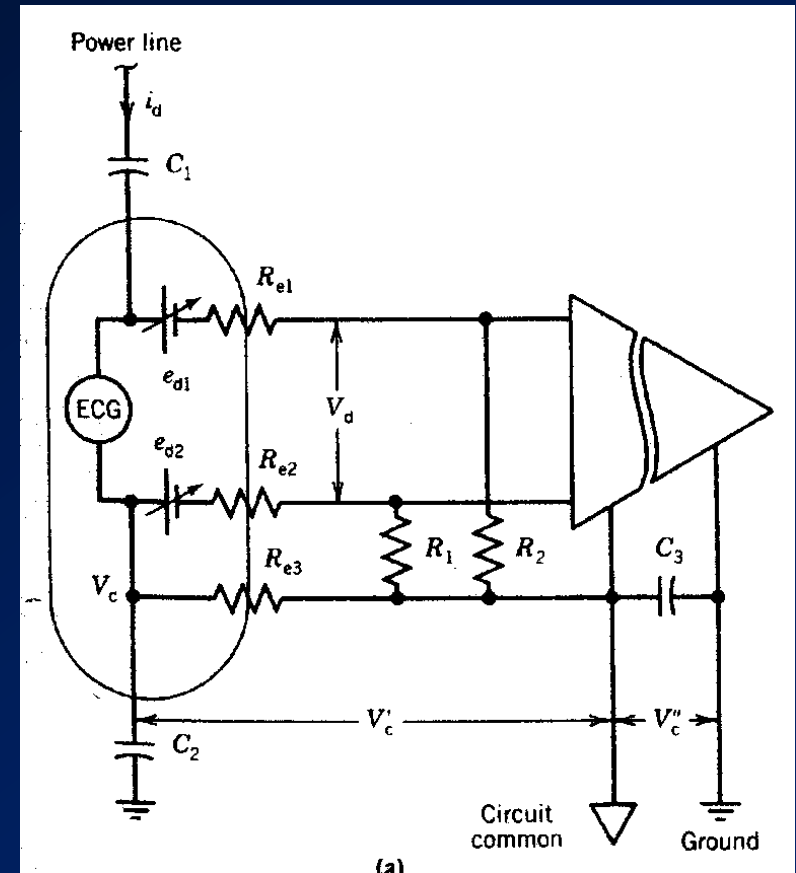
TESINA: PROGETTO-STRUMENTO + LABORATORIO

Problema delle interferenze



Interferenza di rete – interferenze di Modo Comune

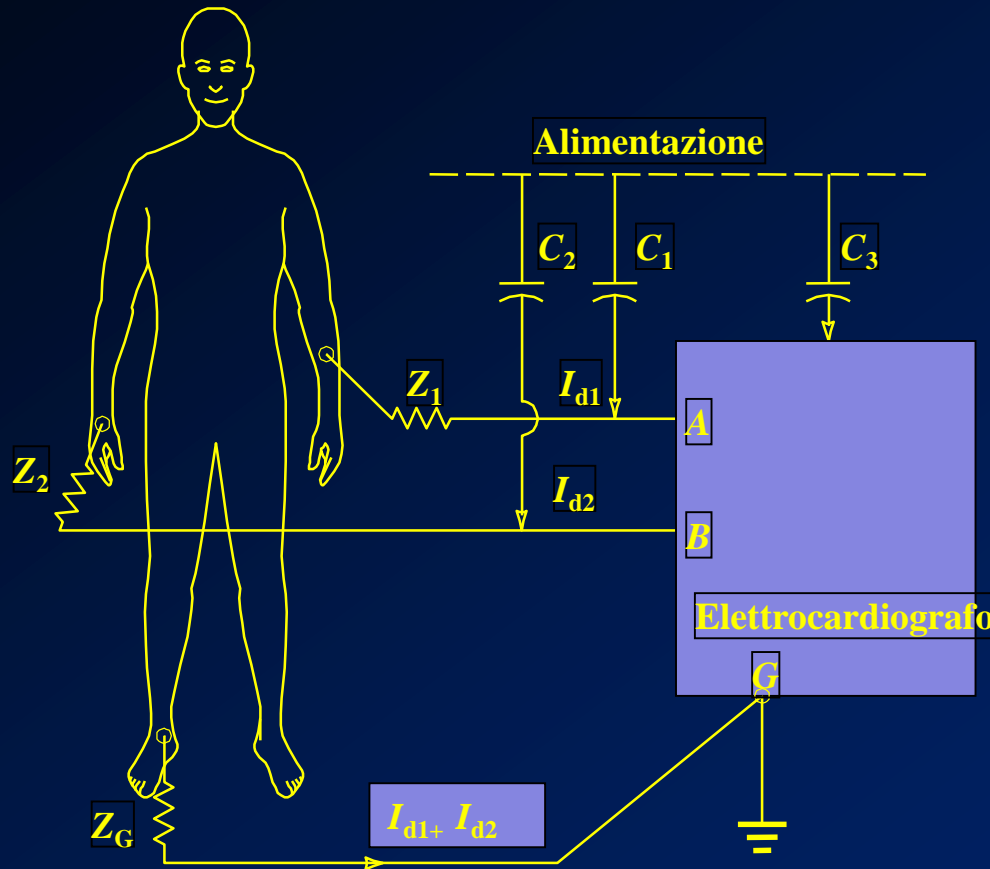
- **Interferenze di modo comune**
 - tensione V_c' generata dalla corrente indotta i_d che attraversa la resistenza R_{e3} e l'impedenza R_1 e R_2 delle derivazioni
 - tensione V_c'' ai capi di C_3 (capacità di perdita del circuito di isolamento)
 - **Impiego amplificatori**
 - differenziali
 - amplificatori isolati



Accoppiamento capacitivo

E' presente anche in assenza di corrente

✓ alimentazione e cavi, alimentazione ed elettrocardiografo



C_3 non causa interferenza

$$v_A - v_B = i_{d1}Z_1 - i_{d2}Z_2$$

$$i_{d1} \cong i_{d2}$$

$$v_A - v_B = i_{d1}(Z_1 - Z_2)$$

Se $i_{d1} \sim 9 \text{ nA}$ e $Z_1 - Z_2 \sim 20 \text{ k}\Omega$

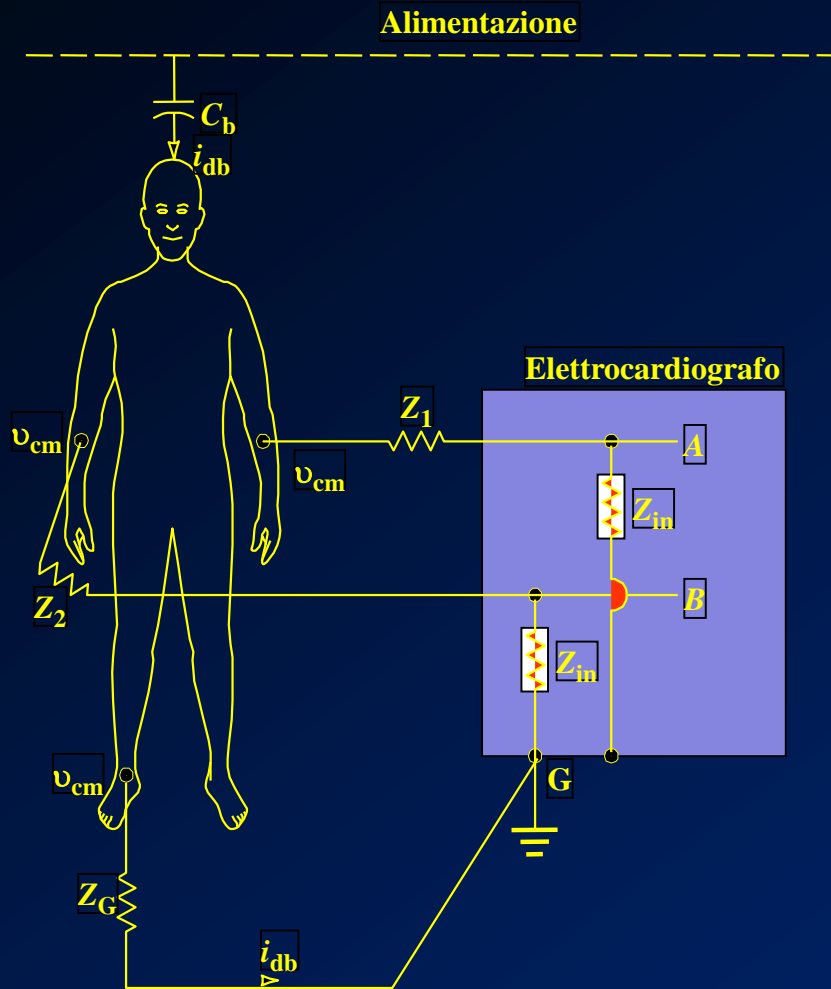
$$v_A - v_B = (6 \text{ nA})(20 \text{ k}\Omega) = 120 \mu\text{V} !$$



Schermo con cavo coassiale

Accoppiamento capacitivo

✓ alimentazione e paziente



$$v_{cm} = i_{db} Z_G$$

$$v_{cm} = (0.2 \mu A)(50 k\Omega) = 10 mV$$

$$v_A - v_B = v_{cm} \left(\frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right)$$

se $Z_1, Z_2 \ll Z_{in}$

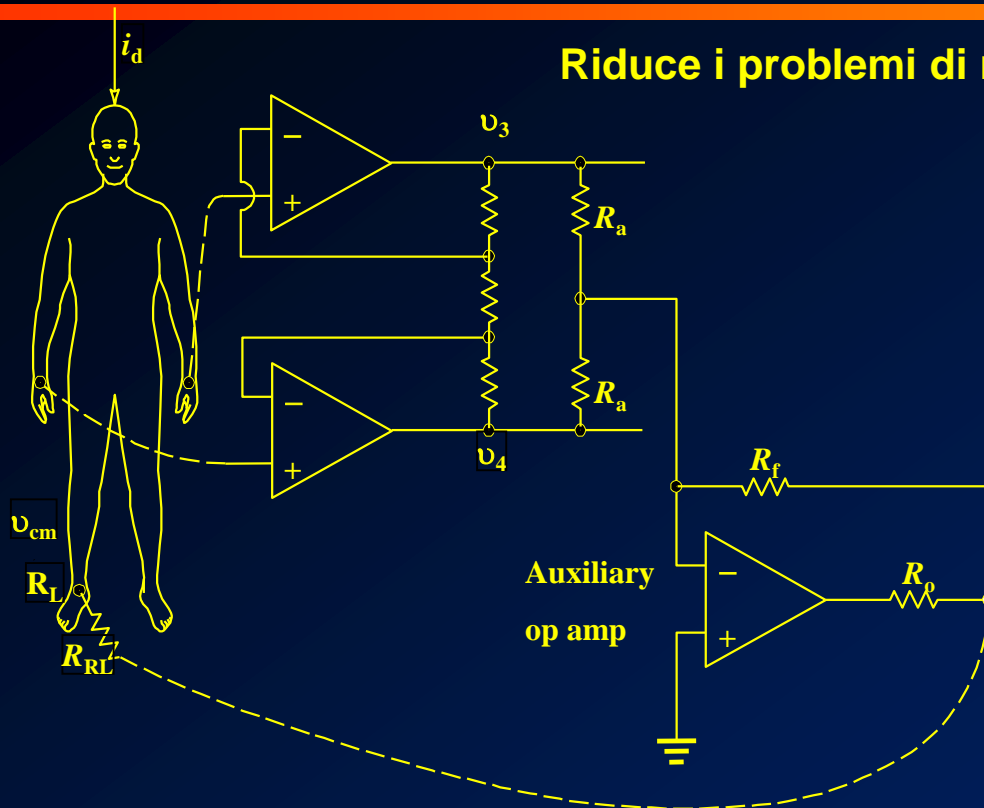
$$v_A - v_B = v_{cm} \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}} \right)$$

$$v_A - v_B = (10 mV)(20 k\Omega / 5 M\Omega) = 40 \mu V$$

Z_{in} include una parte capacitiva

Circuito di pilotaggio della gamba destra

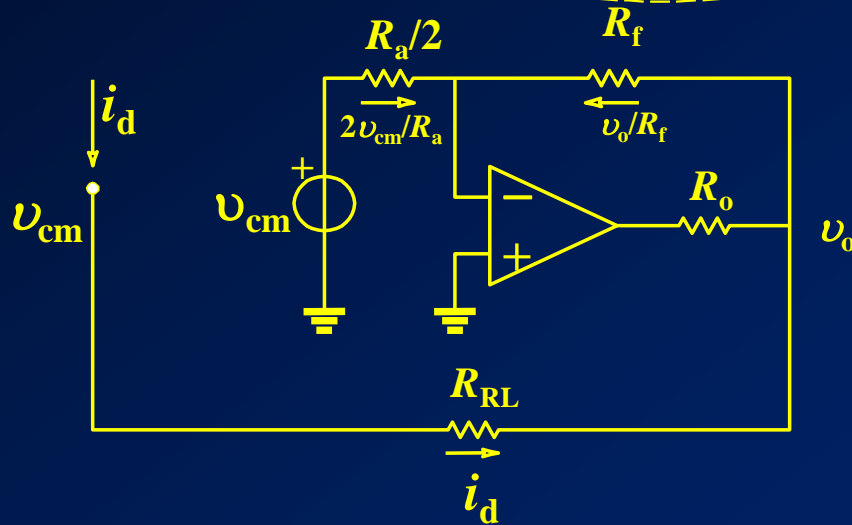
Riduce i problemi di modo comune



$$\frac{2v_{cm}}{R_a} + \frac{v_0}{R_f} = 0$$

$$v_0 = -\frac{2R_f}{R_a}v_{cm}$$

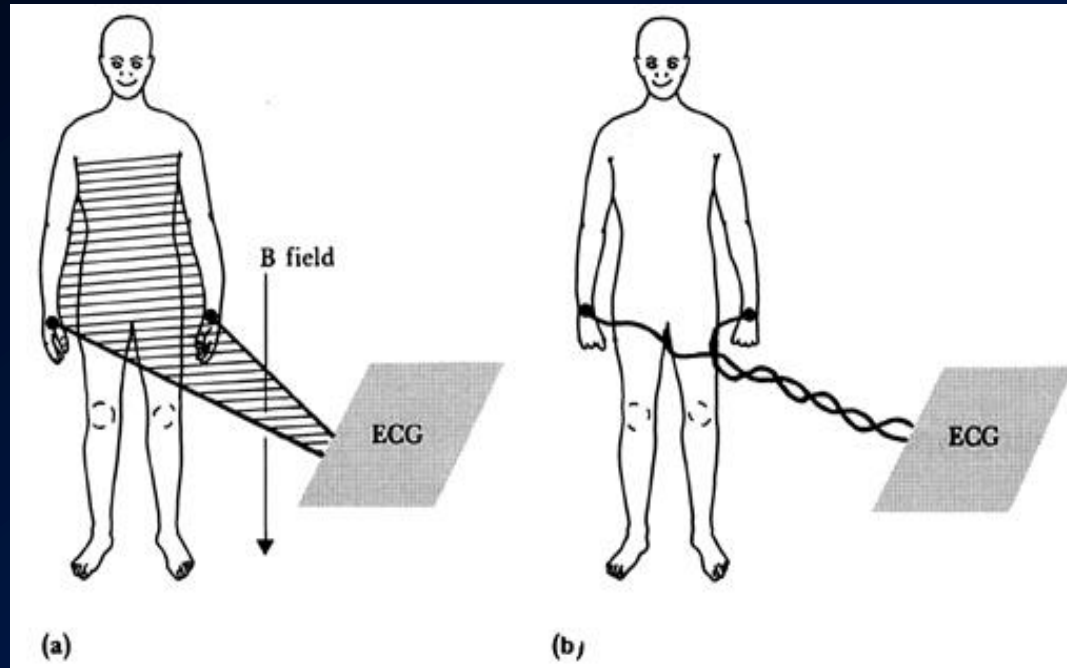
$$v_{cm} = R_{RL}i_d + v_0$$



$$v_{cm} = \frac{R_{RL}i_d}{1 + 2\frac{R_f}{R_a}}$$

Accoppiamento magnetico

In presenza di corrente

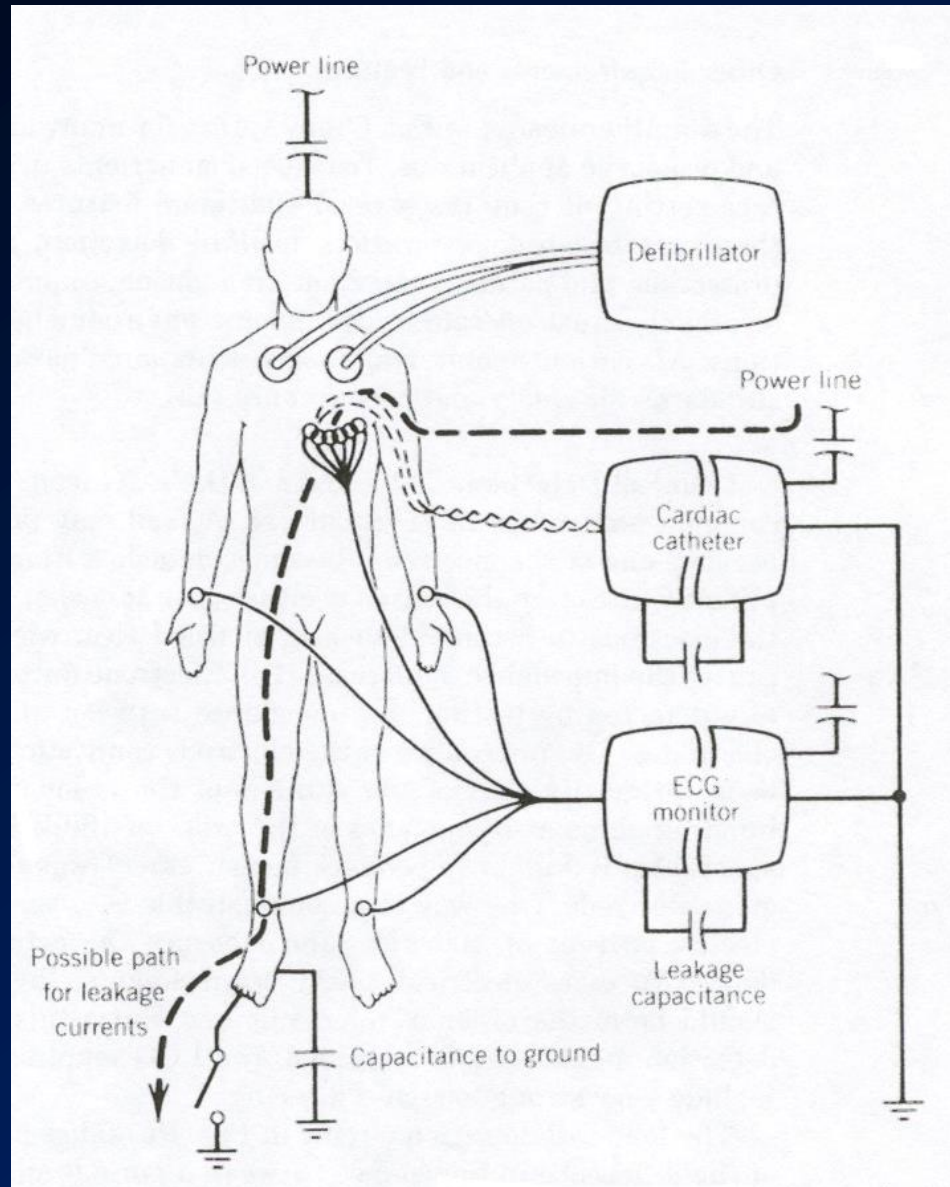


Tensione indotta proporzionale all'intensità del campo magnetico e all'area della spira

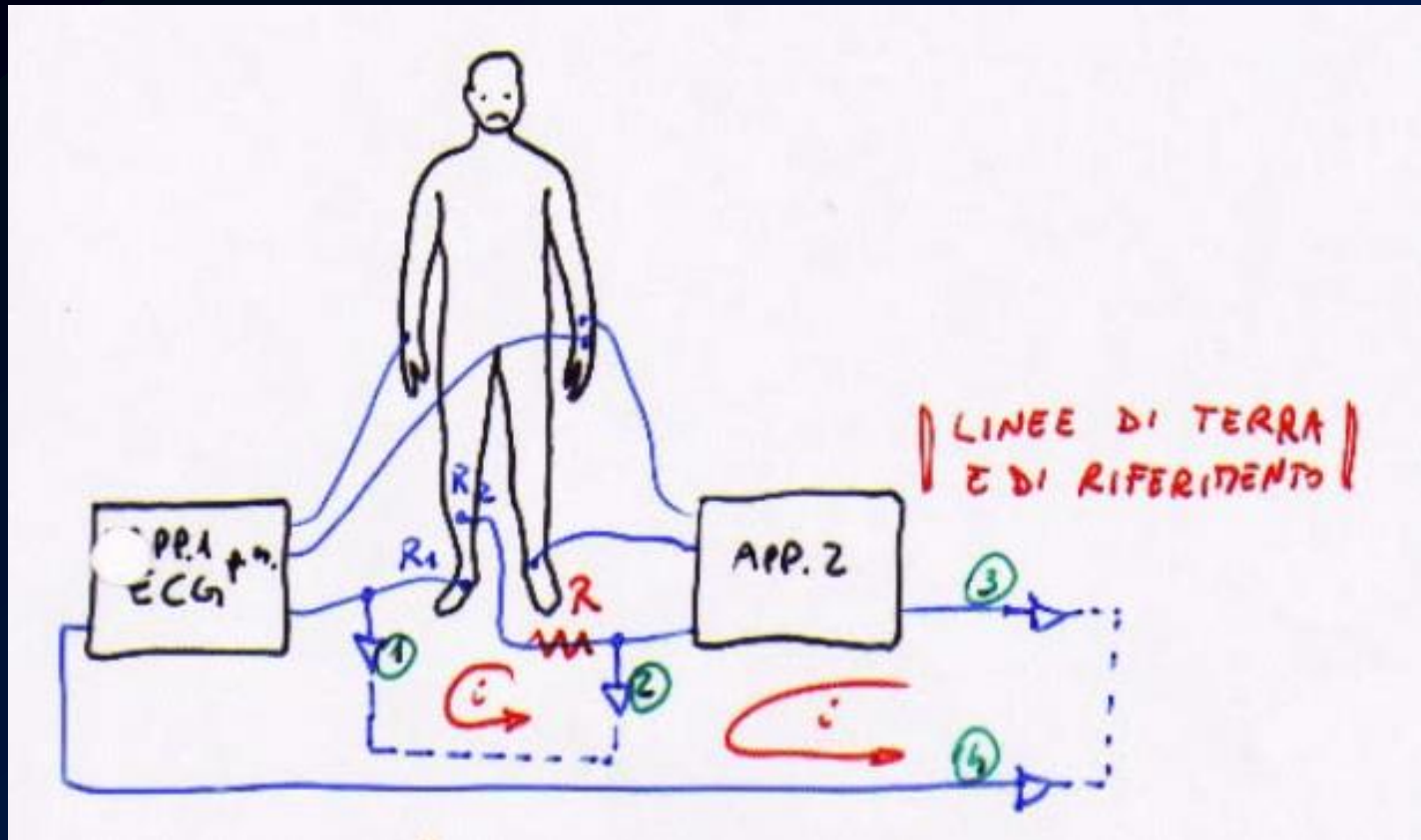
Possibili soluzioni:

- ✓ riduzione del campo magnetico tramite l'uso di opportuni schermi
- ✓ allontanare i cavi e l'elettrocardiografo dalla sorgente di campo magnetico
- ✓ ridurre l'area effettiva della spira

RIFERIMENTI MULTIPLI – capacità/correnti di perdita



LOOP di TERRA

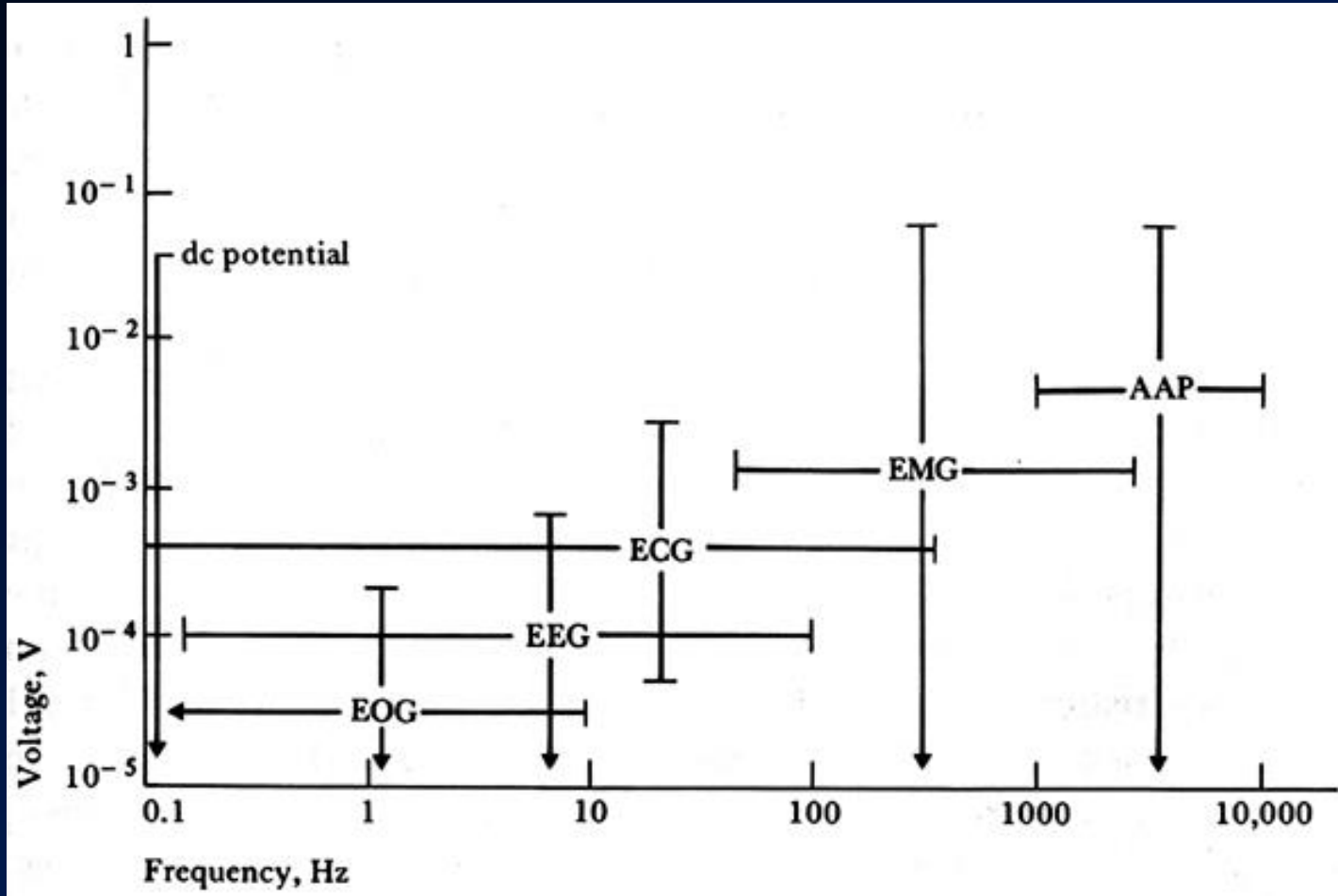


Per ridurli/eliminare i problemi:

Avvicino R_1 e R_2 sovrapponendoli (anello a bassa impedenza)

**Scollego (1) o (2) e (3) o (4) (anello ad alta impedenza / 'aperto')
oppure inserisco $R \approx 100\text{K}\Omega \Rightarrow$ riduco i**

Caratteristiche dei segnali bioelettrici



Caratteristiche di alcuni segnali bioelettrici

Tecnica o parametro di misura	Intervallo	Frequenza, Hz	Metodo di misura
Elettrocardiografia	$\pm 0.5 - 4$ mV	0.01 - 250	Elettrodi di superficie
Elettroencefalografia	$\pm 5 - 300$ μ V	0.5 – 40/150	Elettrodi di superficie
Elettromiografia	$\pm 0.1 - 5$ mV	0 - 10000	Elettrodi ad ago
	$\pm 50 - 3000$ μ V	0.1 - 300	Elettrodi di superficie
Elettroretinografia	$\pm 0 - 900$ μ V	0 - 50	Elettrodi di contatto
Frequenza respiro	2 - 50 respiri/min	0.1 – 10	Strain gage sul petto, impedenza o termistore nasale
Temperatura	32 - 40 ° C	0 - 0.1	Termistori, termometri, termocoppie

Preamplificatori per biosegnali

CARATTERISTICHE:

- ALTO CMRR (>80dB)
- ALTA IMPEDENZA INGRESSO (>10M Ω)
- GAIN 100 ÷ 10000
- INGRESSI DIFFERENZIALI
- LARGHEZZA DI BANDA NON ELEVATA
- EVENTUALE ISOLAMENTO => APPARECCHI TIPO BF o CF

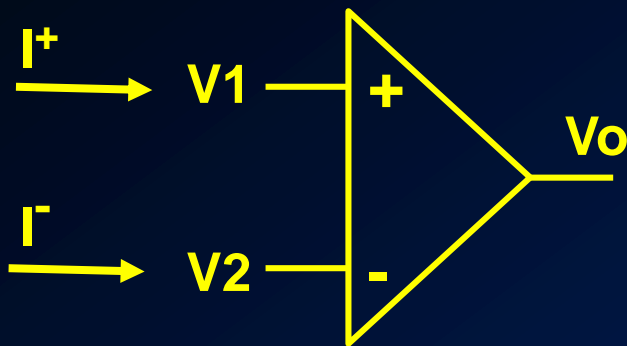


INSTRUMENTATION AMPLIFIER

ISOLATION AMPLIFIER

Richiami di elettronica di base

OP IDEALE:



$V_o=0$ se $V_1=V_2$

$Ampl=\infty$

$Z_{in}=\infty$ $Z_{out}=0$

$I^+ = I^- = 0$

Banda infinita

Nella zona lineare V_1 è sempre = V_2 (altrimenti V_1-V_2 sarebbe amplificato per $A=\infty$ e quindi uscita in saturazione!) Se $V_{lim}=\pm 15V$, linearità sino a $\pm 10V$, anche se alcuni saturano solo oltre $\pm 13V$

CONFIGURAZIONI BASE:

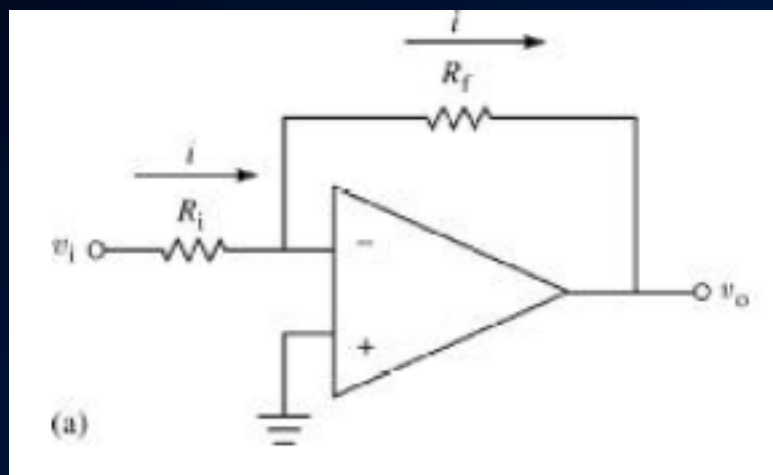
- UNIPOLARI (INVERTENTE E NON)
- DIFFERENZIALE

Esempio:

OP07

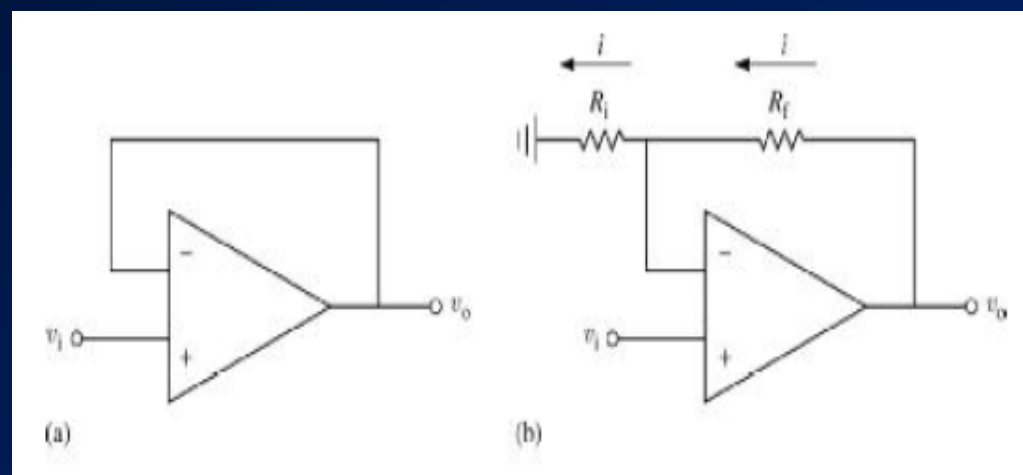
Configurazioni unipolari:

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{R_f}{R_i}$$



Zin bassa

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{i(R_f + R_i)}{iR_i} = \frac{R_f + R_i}{R_i}$$



Zin elevata

OP REALE

Zin finita (BJT $\approx 10^6 \Omega$, FET $\approx 10^8 \Omega \rightarrow 10^{12} \Omega$):

- di modo comune (tra singolo ingresso e terra)
- differenziale (tra i morsetti di ingresso)

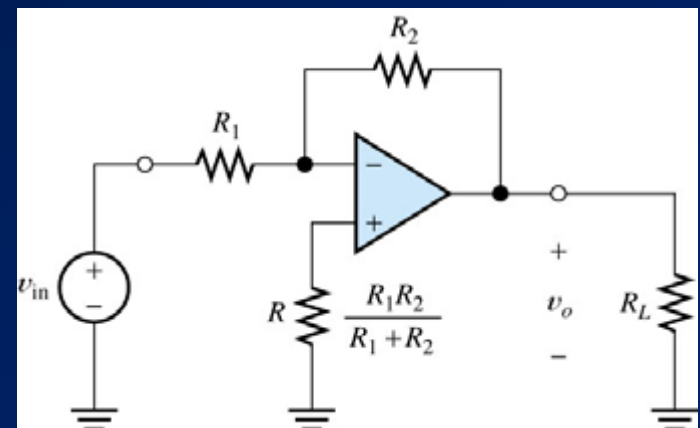
Zout diversa da zero ($40 \approx 100 \Omega$)

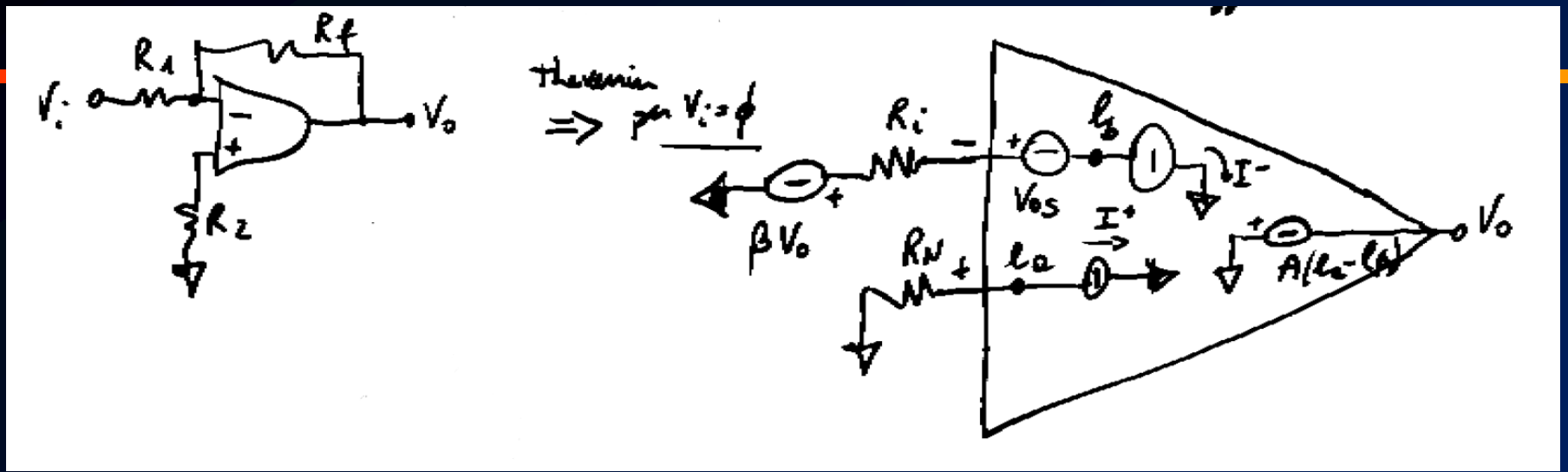
Corrente di polarizzazione di ingresso (BJT 10^4 - 10^5 pA, FET 1-10pA)

Tensione di offset di ingresso (BJT 2-5mV)

Per cancellare gli effetti delle correnti di polarizzazione:

si aggiunge la resistenza R per eliminare l'effetto della polarizzazione senza modificare il guadagno dell'amplificatore





$$\beta = R_1 / (R_1 + R_f), \quad R_i = \text{parallelo } R_1, R_f, \quad I_p = I^+ \text{ e } I_n = I^-$$

Cerchiamo R_2 che minimizzi V_o quando $V_i = 0$ ovvero gli effetti di I_{OS} e V_{OS}

Per Kirchoff: $e_b = \beta \cdot V_o - I_n \cdot R_i - V_{OS} = e_a = -R_N \cdot I_p$ ($e_b = e_a$ per $A \rightarrow \infty$ c.c. virtuale)

$V_o = 1/\beta \cdot (V_{OS} + I_n \cdot R_i - R_N \cdot I_p)$ ma $I_{OS} = I_n - I_p \ll I_n$ da cui:

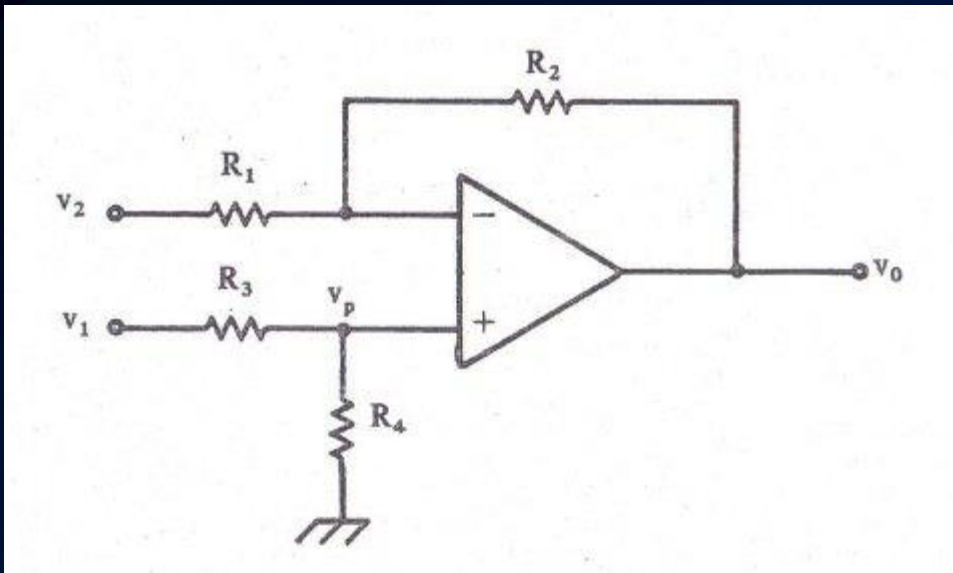
$V_o = 1/\beta \cdot (V_{OS} + I_n \cdot (R_i - R_N) + I_{OS} \cdot R_N)$ e, nelle condizioni peggiori:

$|V_o| \leq 1/\beta \cdot (|V_{OS}| + |I_n| \cdot |R_i - R_N| + |I_{OS}| \cdot R_N)$ per minimizzare V_o o $R_N = 0$ o $R_N = R_i$

Siccome $I_n \gg I_{OS}$ conviene $R_N = R_2 = R_i = \text{parallelo } R_1, R_f$

NOTA: $|V_o|$ cresce per piccoli $\beta \Rightarrow$ usare $R_f \gg R_1$ (grandi gain)

Configurazione differenziale:



$$V_2 = V^-$$
$$V_1 = V^+$$

CMRR elevato

MA

Zin NON elevata

Sovrapposizione effetti:

$$V_o = -R_2/R_1 * V_2 + R_4/(R_3 + R_4) * (1 + R_2/R_1) * V_1$$

$$\text{Se } R_2/R_1 = R_4/R_3 \Rightarrow V_o = (V_1 - V_2) * R_2/R_1 \Rightarrow \text{CMRR} \Rightarrow \infty$$

considerando $V_2 = V_{CM} + V_{DIF}/2$ e $V_1 = V_{CM} - V_{DIF}/2$ cioè $V_o = A_{DIF} * V_{DIF} + A_{CM} * V_{CM}$

si ricavano A_{DIF} e A_{CM}



Configurazione differenziale:

$$A_{DIF} = -\frac{1}{2} \left[\frac{R_2}{R_1} + \frac{R_4}{R_3} \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_4}{R_3}} \right]$$

$$A_{CM} = \frac{R_4}{R_3} \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_4}{R_3}} - \frac{R_2}{R_1}$$

Se T = tolleranza delle resistenze e K = gain, nella situazione peggiore

$R_{2min}/R_{1max} = K*(1-T)/(1+T)$ e $R_{4max}/R_{3min} = K*(1+T)/(1-T)$,

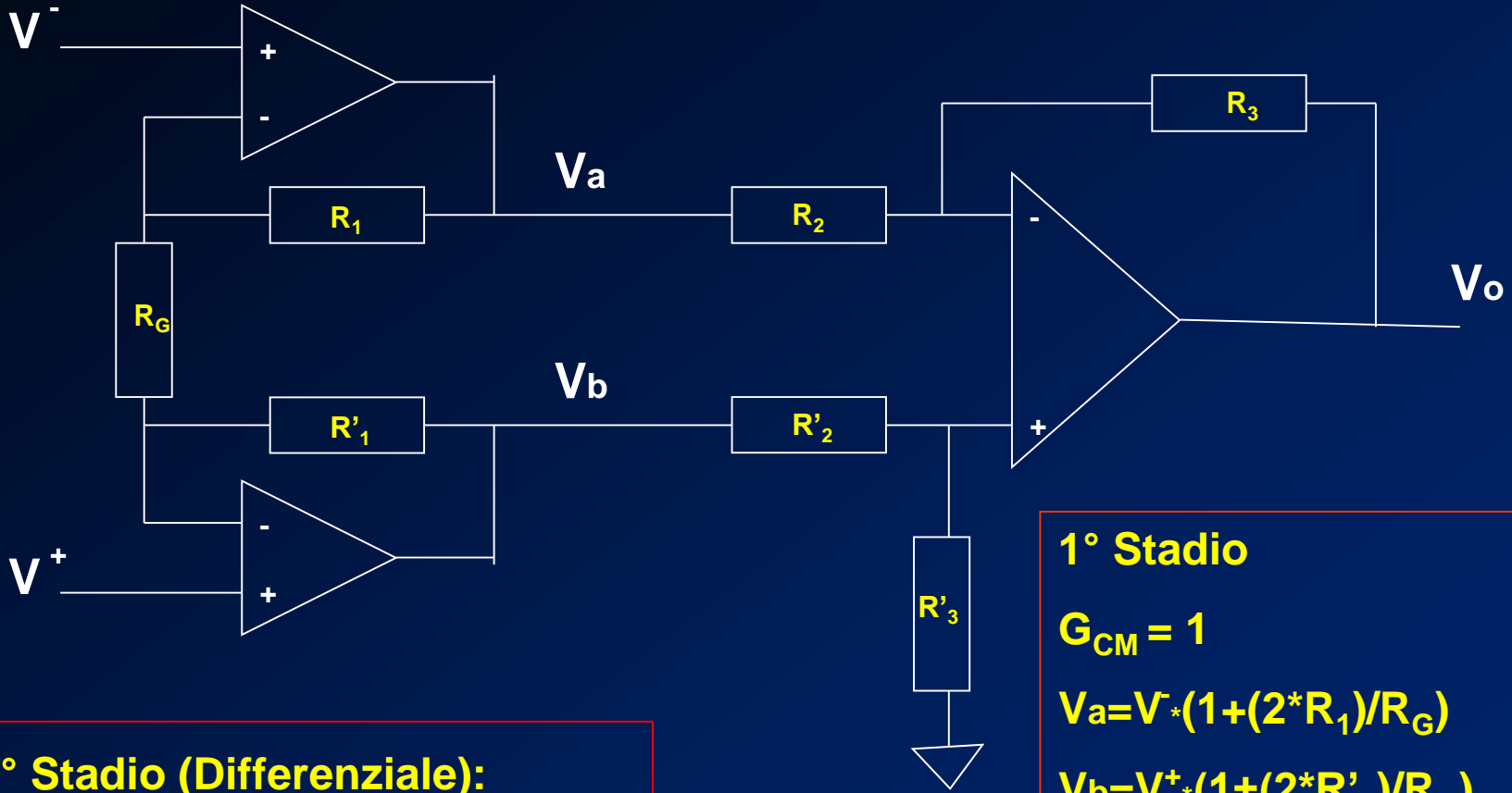
il $CMRR_{min}$ vale: $(1+T^2+K*(1-T^2))/(4*T)$ dipende dal guadagno!

p.es. se $T=0.01$ (1%) e $K=10$ allora $CMRR_{min} = 275 \approx 49dB$!

con $K=100$ $CMRR_{min} = 2525 \approx 68dB$ e con $K=1000 \approx 88dB$ ----

Preamplificatori – Instrumentation Amplifier (2OP, 3OP)

CARATTERISTICHE 3OP: ALTO CMRR ($\approx 100\text{dB}$), ALTA Z_{in} ($10^8\text{-}10^{12}\Omega$)



2° Stadio (Differenziale):
 Se $R_3/R_2=R'_3/R'_2$
 $V_o=(V_b-V_a)*R_3/R_2$ $G_{CM_TEOR} = 0$

1° Stadio
 $G_{CM} = 1$
 $V_a=V^-(1+(2*R_1)/R_G)$
 $V_b=V^+(1+(2*R'_1)/R_G)$

Se $R_1=R'_1$
 $G_{DIFF_TOT}=(V^+-V^-)*(1+(2*R_1)/R_G)* R_3/R_2$

Preamplificatori – Instrumentation Amplifier

NOTE:

CMRR complessivo = Σ CMRR dei due stadi \approx 100-120dB, dipende da G

Necessità di un terzo elettrodo per chiudere le correnti di polarizzazione, altrimenti derive e saturazione!

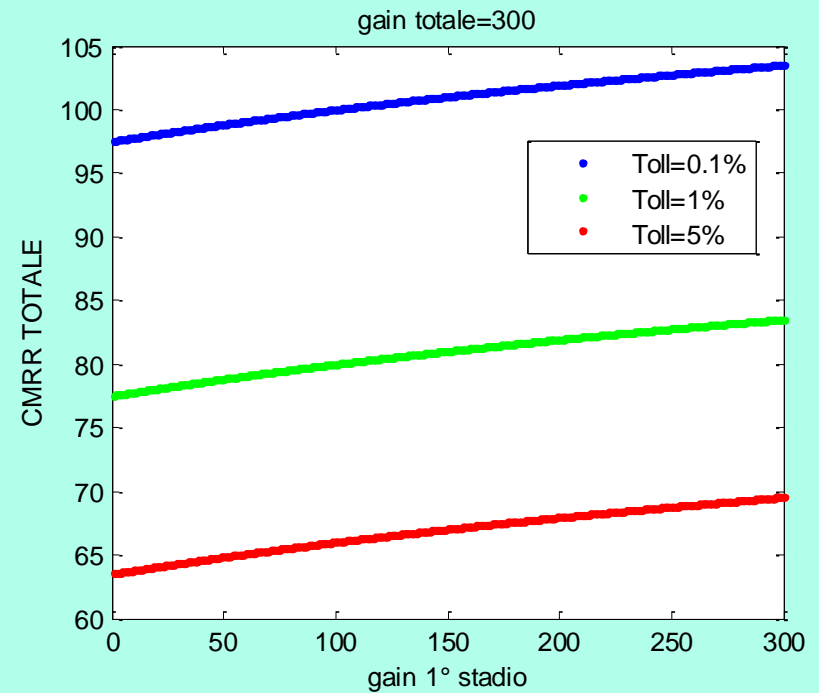
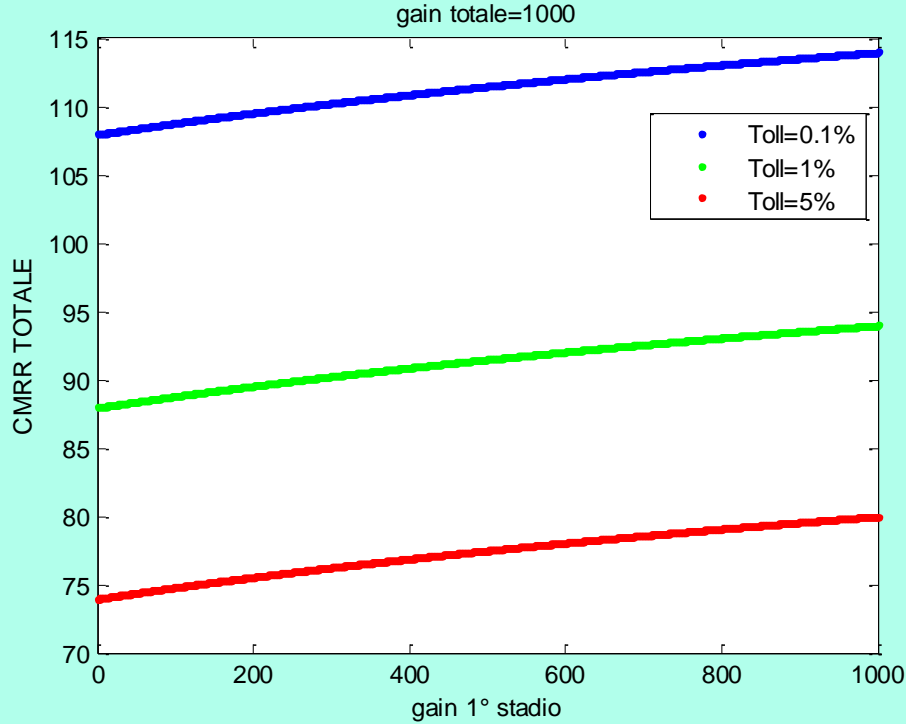
Gain limitato dalla saturazione dovuta offset elettrodi (\approx 2-20mV)

Non utilizzabile con defibrillatore

Costi contenuti

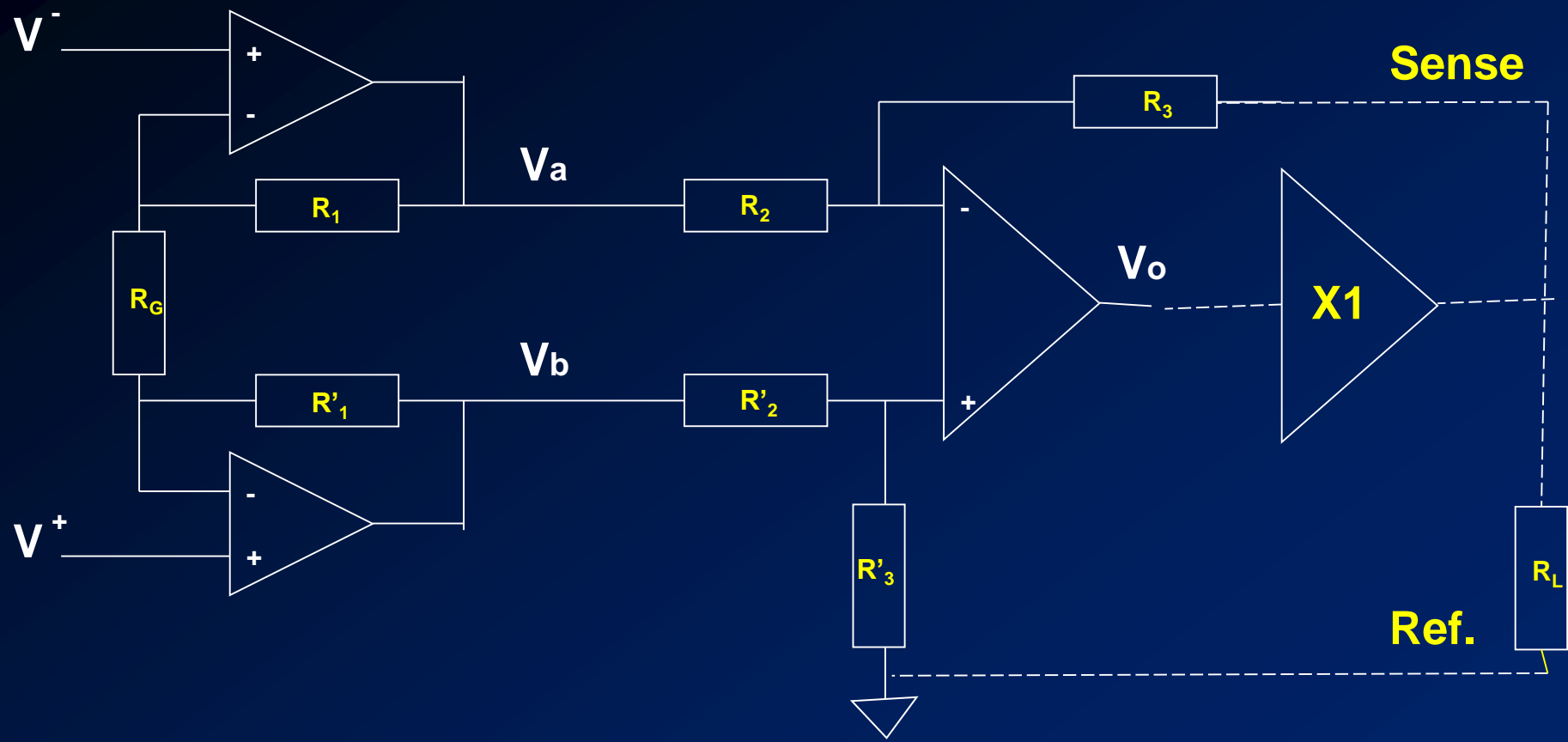
Utilizzare cavi schermati con schermo connesso al modo comune

Variazione CMRR al variare della distribuzione del gain tra 1° e 2° stadio



Preamplificatori – I.A. (30P BOOSTER)

Carichi lontani e correnti elevate in gioco: Booster



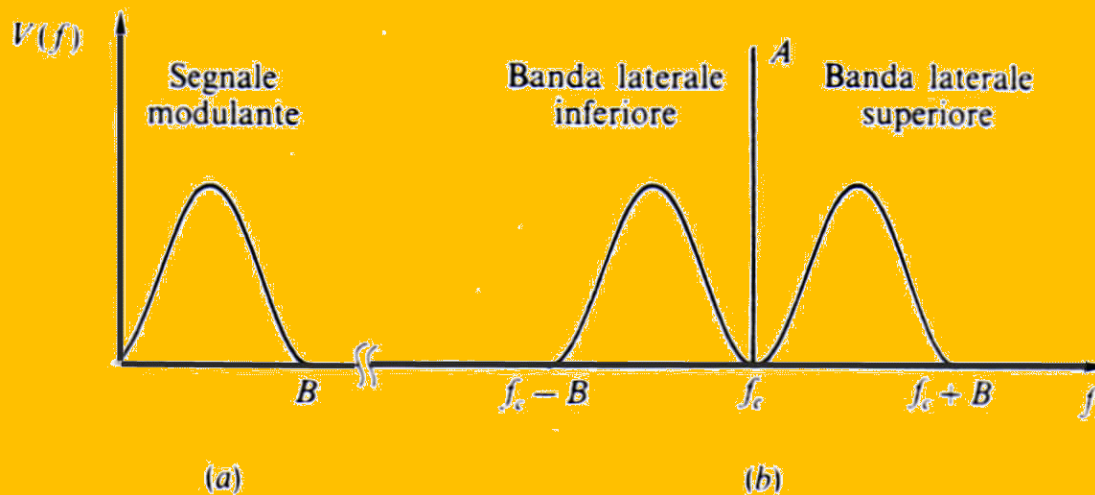
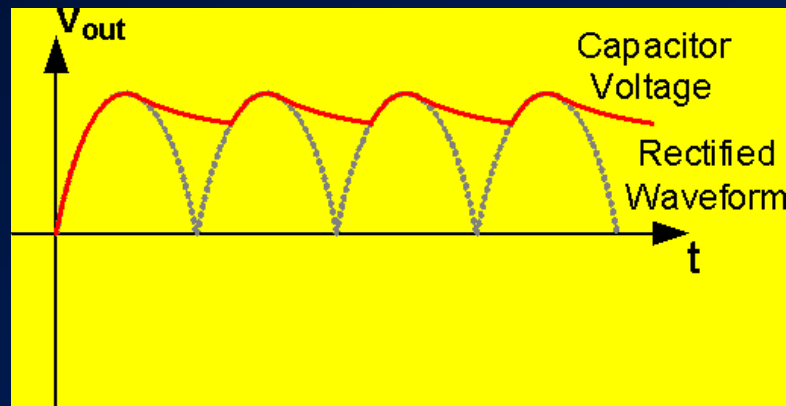
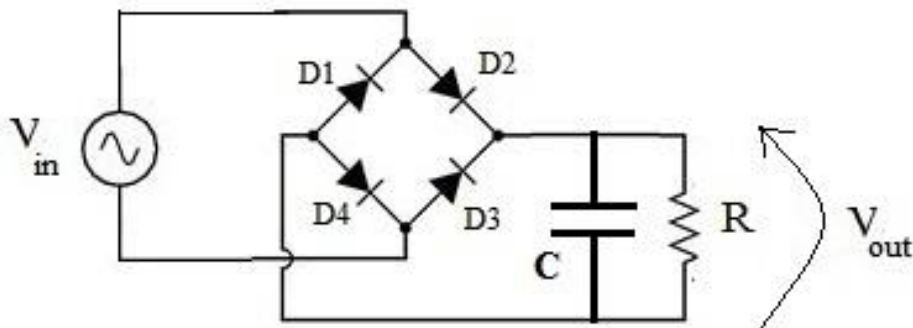
Problemi non risolti da I.A.

- **Sicurezza paziente** (correnti di ingresso superiori alle soglie, specie in caso di guasti)
- **Loop di terra**
- **Disturbi dovuti a stimolatori esterni**

Per isolare l'alimentazione:

- **Batterie**
- **Alimentazione isolata**
- **DC-DC converter** (con basse correnti di dispersione capacitiva $< 10 \mu\text{A}$)

Raddrizzatore a doppia semionda



Preamplificatori – Isolation Amplifier

Sopportano elevate V_{CM} : 3-10KV e V_{DIFF} : $240V_{RMS}$, 10KV impulsivi
=> OK con defibrillatori

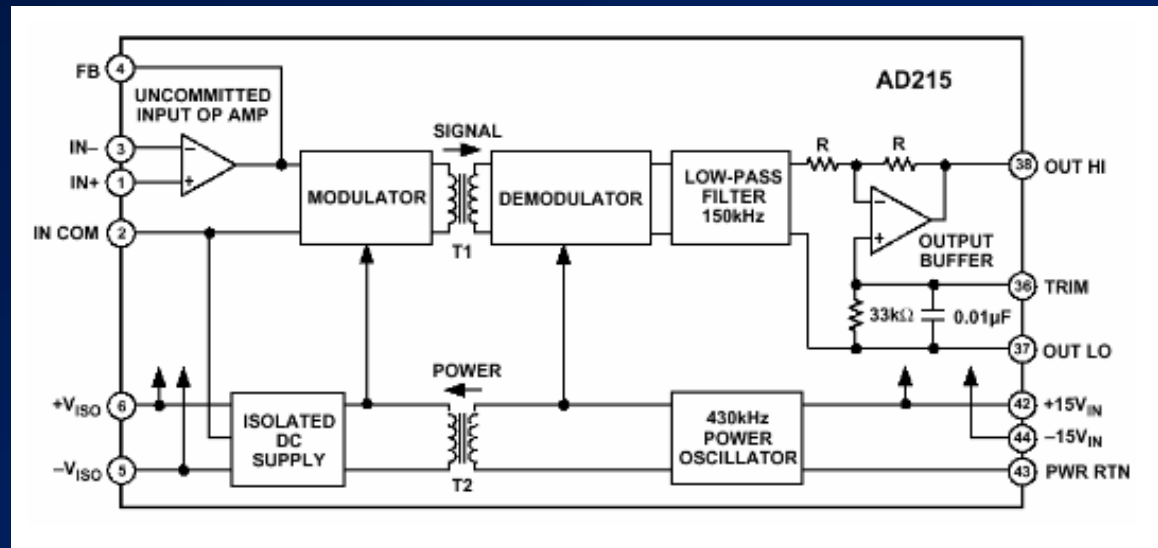
Ingressi flottanti rispetto riferimento in uscita, non serve il 3° elettrodo,
possibile fonte di 'loop di terra'

CMRR elevata (> 120dB) **indipendente** da G, Z_{IN} elevata (> $10^{11}\Omega$)

Correnti perdita max < $10\mu A$ (ok CF), Rumore introdotto max < $10\mu V_{PP}$

Difetti: ingombrante, alto costo, ripple residuo ($\approx 20-60KHz$)

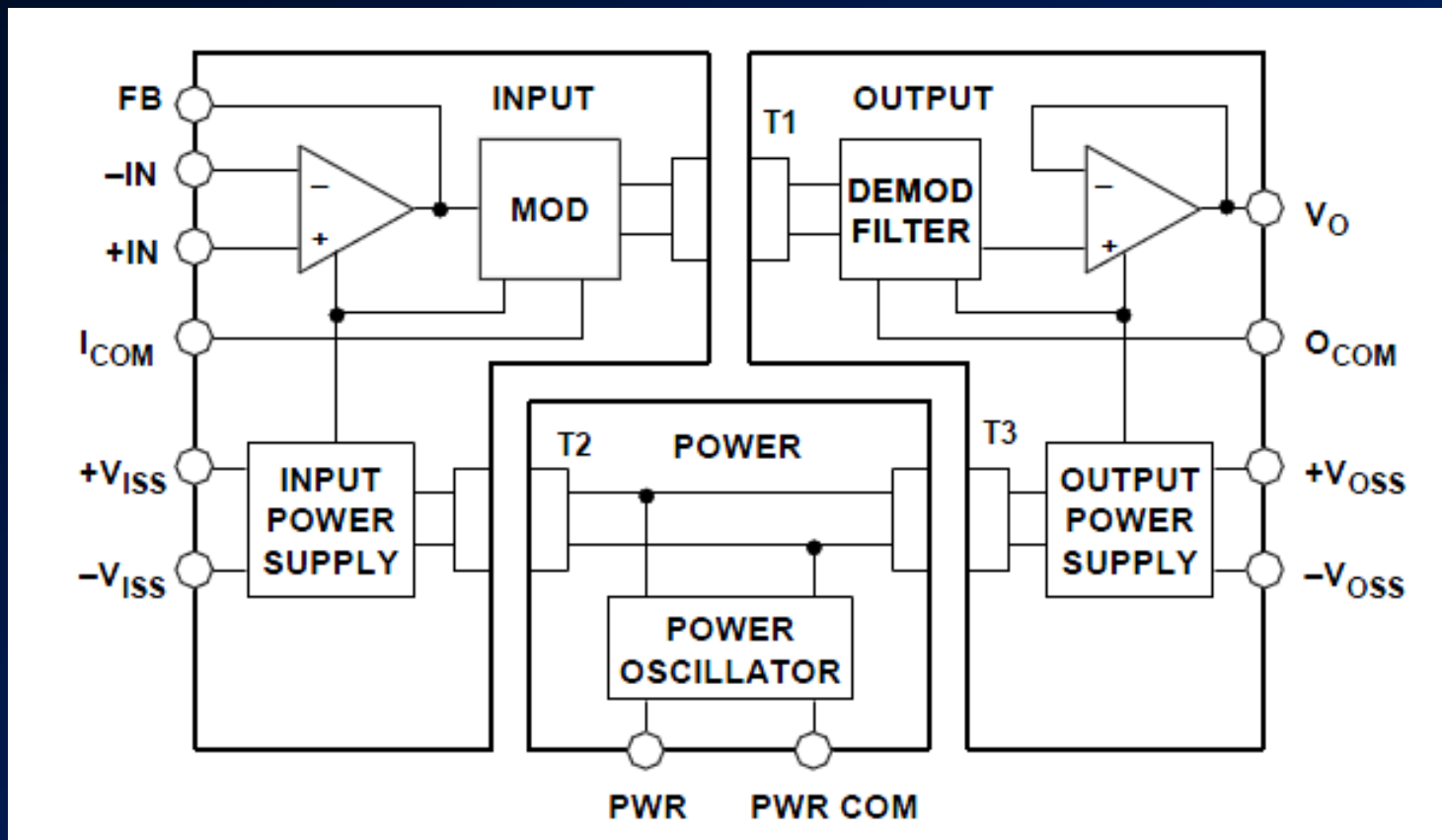
Esempio 2-Port: AD215



Preamplificatori – Isolation Amplifier

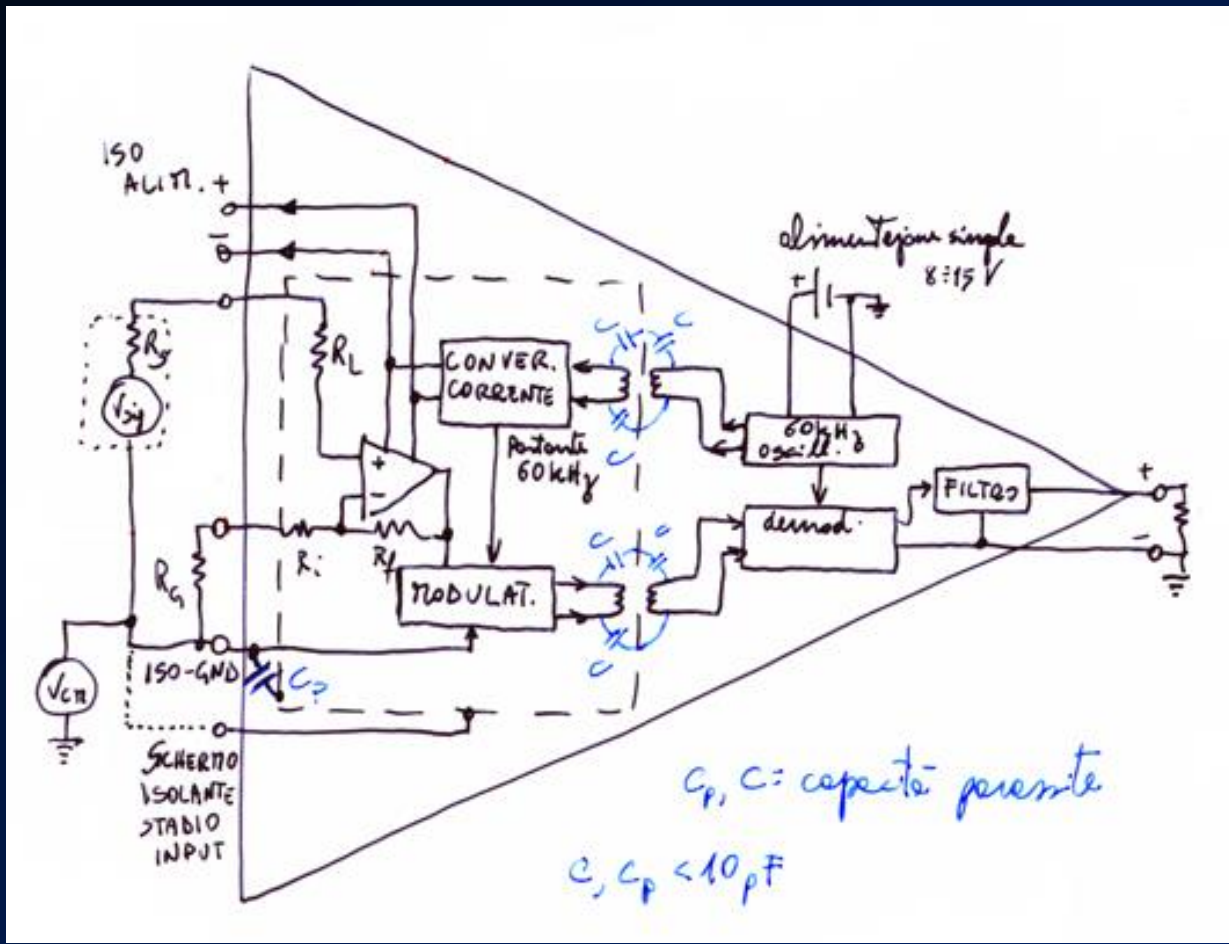
Circuito ingresso isolato galvanicamente dall'alimentazione: 2-Port

Isolato anche circuito uscita: 3-Port



Preamplificatori – Isolation Amplifier

2-Port



R_L : di protezione

R_G : regolazione Gain

$$G=1+R_f/(R_G+R_i)$$

CMRR limitato dalle capacità parassite, non legato a G

Attenzione al layout circuitale => modifica C parassite

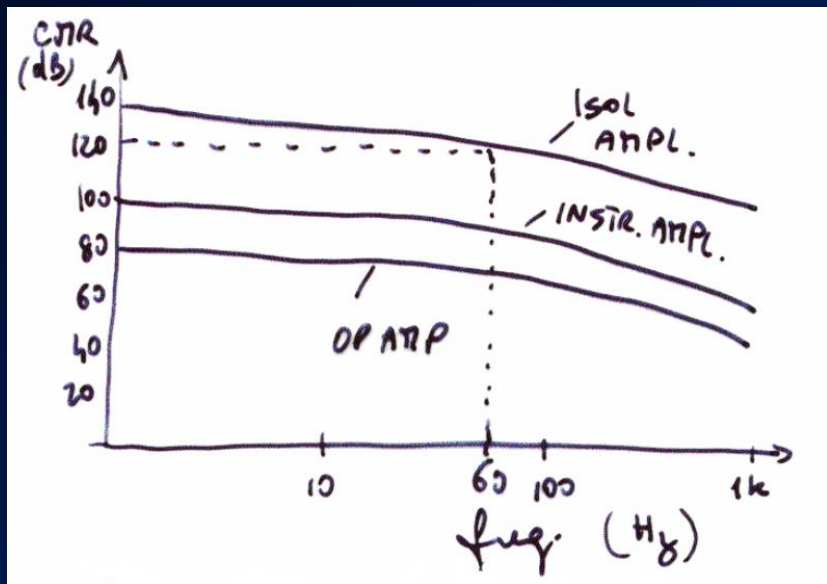
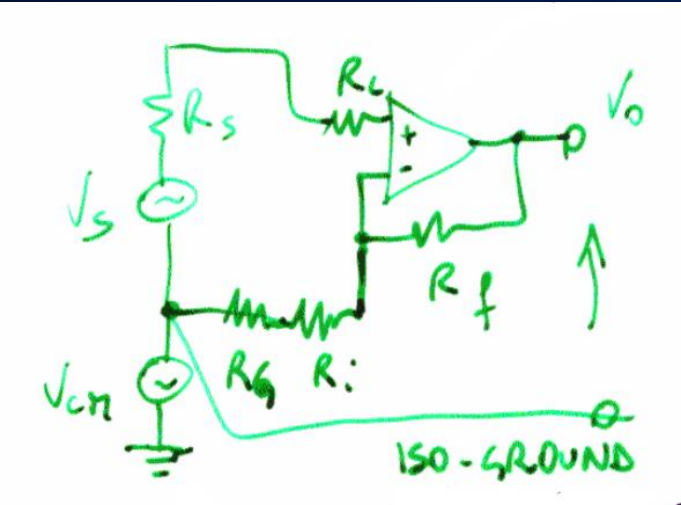
Banda limitata e ripple residuo

Possibili battimenti

Preamplificatori – Isolation Amplifier

Circuito equivalente

V_{CM} non viene amplificato
=> CMR altissimo
indipendente dal gain
ma legato solo alle $C_{parassite}$

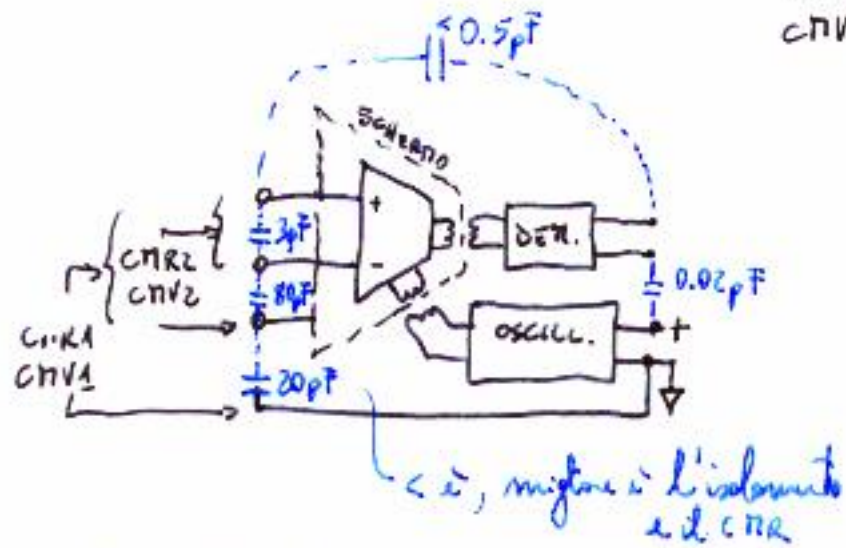


Tipico CMRR con uno sbilanciamento di Z_{source} di 1 K Ω

Preamplificatori – Isolation Amplifier

In realtà
Ci sono 2 CTR e 2 CTR;

CTR Tra input e schermo
CTR Tra input e output



Se schermo è connesso a '-'

allora $CTR2 = \phi$ MA x amplif. non è prossimo alla

Con quei valori di capacità parassite:

- ~ 130dB x CTR1
- ~ 78dB x CTR2

seguente o se solo
eliminare del modo
comune "particolari"
come l'ECG materno
e silenzioso quello fetale \Rightarrow vedi schermo
allora $CTR2 \neq \phi$

Isolation Amplifier

APPLICATIONS IN BIOMEDICAL DESIGNS

Cardiac Monitoring: Heart signals can be masked by muscle noise, electrochemical noise, residual electrode voltages and 60Hz power line pickup. To achieve high performance in cardiac monitoring, model 284J's design provides high CMR in the dc to 100Hz bandwidth and substantial source impedance — to 5kΩ. An especially demanding ECG requirement is that of fetal heart monitoring as illustrated in Figure 15. The low input noise of model 284J and the dual CMR ratings are exploited in this application to extract the fetal ECG signals. The separation between the mother's and the fetal heartbeat is enhanced by the 78dB of CMR between the input electrodes and guard, while the 110dB of CMR from input to output ground screens out 60Hz pickup and other external interference.

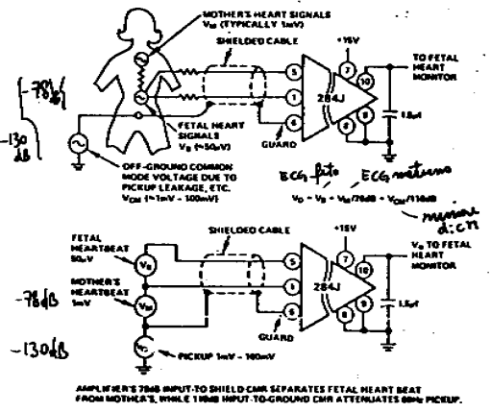


Figure 15. Fetal Heartbeat Monitoring

Single Lead ECG Recorder with Leads Off Indicator: In single lead applications model 284J offers simple two-wire hook-up to the ECG signal as illustrated in Figure 16. The floating signal can be connected directly to the HI IN and LO IN terminals using the GUARD tied to the patient's right leg for best CMR performance. Using the isolated power from model 284J an inexpensive calibration signal is easily provided. In ECG applications, model 284J provides a simple means to determine whenever a "Leads-Off" condition exists at the input. A "Leads-Off" condition ($R_S = \infty$) will cause the HI OUT terminal to be at a negative output saturation level; i.e. $e_O = -8.5V$ to $-9.5V$ $V_S = +15V$.

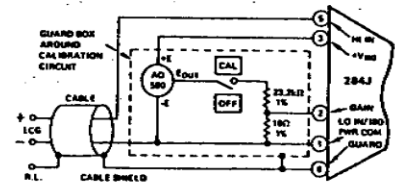


Figure 16. Single Lead ECG Recorder with 1mV Calibration Circuit and Leads Off Indicator

Multi-Lead ECG Recorder with Right Leg Drive: The small size and isolated power makes model 284J an ideal isolation amplifier for application in clinical ECG recorders. Figure 17 illustrates how this new isolator can be applied in a high performance, portable multi-lead ECG recorder. In this application, model 284J's input is configured as an instrumentation amplifier with high CMR to the floating input common. The right leg drive offers improved CMR between input and isolated common by driving to zero any CMV existing between these points. The isolated power, ±V_I, is used to drive the lead buffer amplifiers and the front-end, 1mV calibration signal.

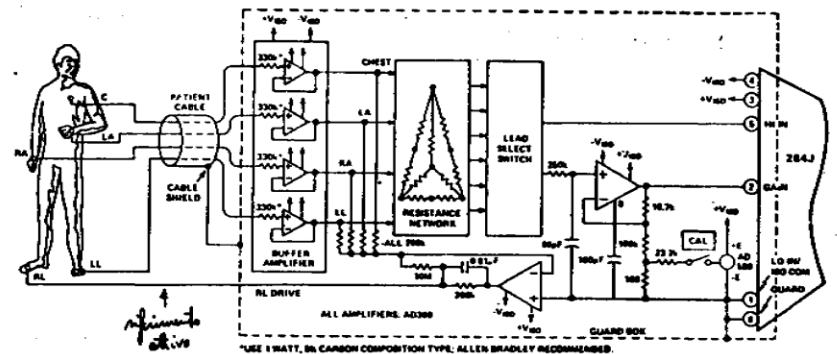


Figure 17. Multi-Lead ECG Recorder Application Using Model 284J with Right Leg Drive Output

Condizionamento del segnale



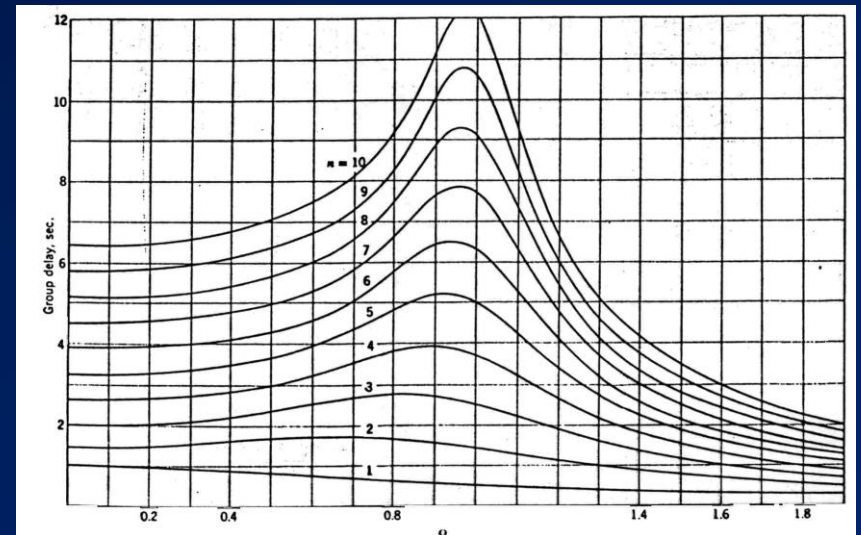
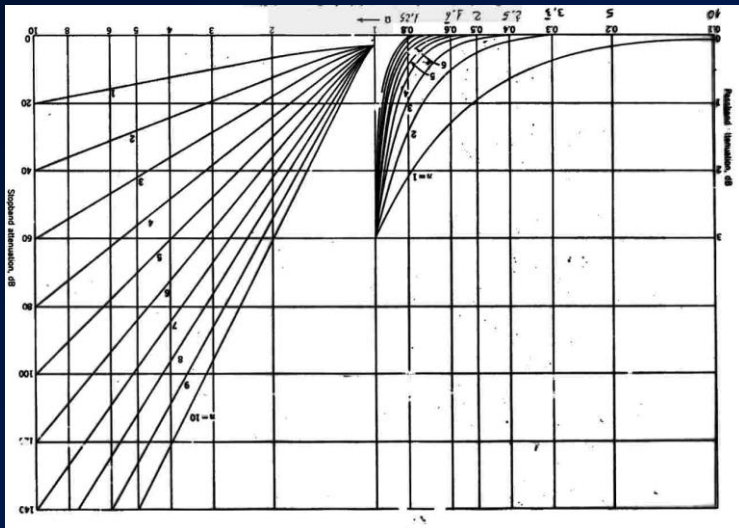
Filtri – Selezione

Scelta filtro analogico (Bessel, Butterworth, Chebyshev, ellittici):

- piattezza in banda
- linearità di fase => ritardo di gruppo costante



Filtri di Butterworth (sino al 4° ordine)



Pendenza 20dB per decade, per ordine

Filtri – Determinazione ordine

Filtri di Butterworth di ordine N:

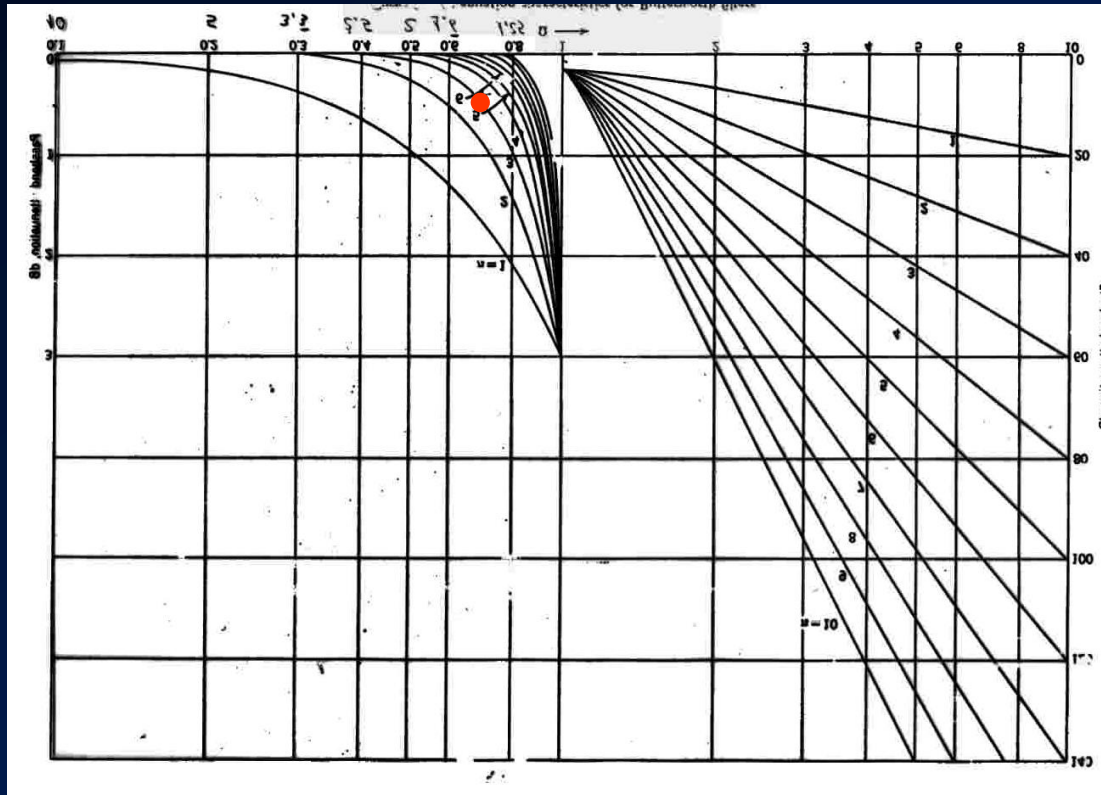
$$|H(\omega)| = \frac{1}{|B_N(i\frac{\omega}{\omega_c})|} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}}}$$

$$B_1(s) = s + 1$$

$$B_2(s) = s^2 + 1.414s + 1$$

$$B_3(s) = (s + 1)(s^2 + s + 1)$$

$$B_4(s) = (s^2 + 0.765s + 1)(s^2 + 1.848s + 1)$$



**Selezione ordine del filtro
in base alle specifiche.**

**Es. specifica in banda
passante (e uso il grafico):**

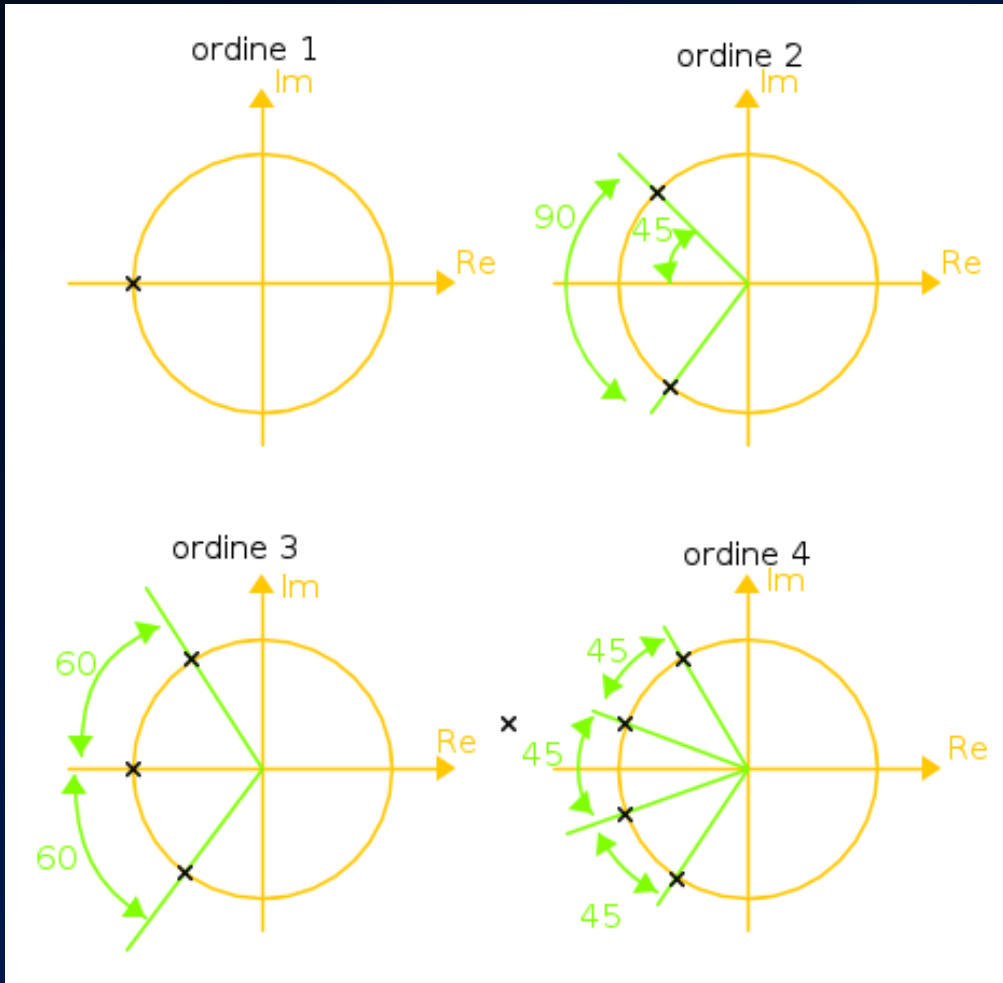
**P.Basso con $F_t=100\text{Hz}$ e
attenuazione max 0.5dB
fino a 70Hz**



3° ordine

Filtri – Determinazione ordine

Filtri di Butterworth di ordine N:



$$s - (-1/\sqrt{2} + i/\sqrt{2})$$

Filtri – Determinazione ordine

Ordine del filtro di Butterworth:

anche attraverso formule ricavate dalla definizione, come p.es.:

$N \geq \frac{1}{2} * (k/10) / \log_{10}(\omega_k / \omega_t)$ con k=attenuazione in dB alla pulsazione ω_k

Ritardo di Gruppo:

$$T_g = - d\varphi(\omega) / d\omega$$

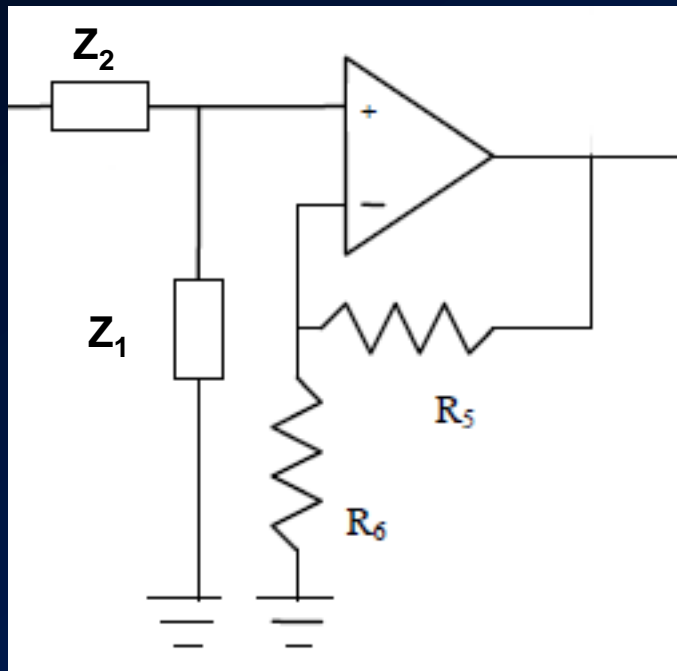
Per Butterworth: $\varphi(\omega) = +/- k\omega$

Filtri – Realizzazione

Realizzazione mediante Cascata di stadi di ordine 2 e/o di ordine 1

Stadio di ordine 1: Filtri RC attivi

Configurazione non invertente



$$W(s) = K \cdot Z_1 / (Z_1 + Z_2)$$

$$K = 1 + R_5 / R_6$$

per P.Basso: $Z_1 = 1/(sC)$, $Z_2 = R$

$$\Rightarrow W(s) = K / (1 + sRC),$$

$$\omega_c = 2\pi f_c = 1/(RC)$$

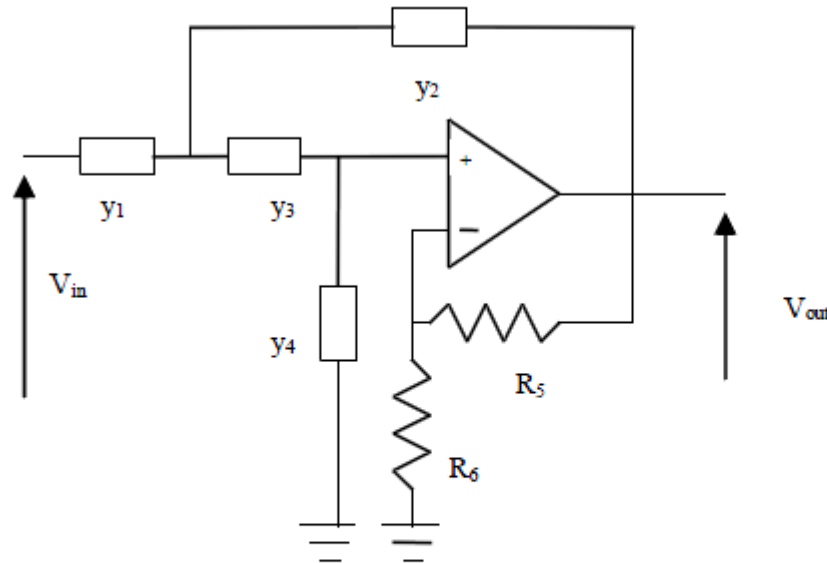
per P.Alto si rovesciano Z_1 e Z_2

Nota: $f_{\text{cut off}}$ non dipende dal guadagno!

Filtri – Realizzazione

Stadi di ordine 2: Filtri attivi di Sallen & Key

Configurazione non invertente



Y=ammettenze:

Se $Y_1=1/R_1$, $Y_3=1/R_3$

$Y_2=sC_2$, $Y_4=sC_4$

⇒ Filtro P.Basso

Se scambiati

⇒ Filtro P.Alto

$$W(s) = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{ky_1y_3}{(y_1 + y_2)(y_3 + y_4) + y_3y_4 - ky_2y_3}$$

con $k = 1 + R_5 / R_6$

Attenzione: $f_{cut\ off}$ dipende dal guadagno k!

Filtri – Realizzazione

Esempio: Filtro Butterworth p.Alto del 2°ordine con guadagno unitario e freq. taglio = 0.1Hz = f_c

R5=0, R6 assente, $\omega_c=2\pi f_c$

Funzione realizzabile:

$$W_{\text{HP}}(s) = \frac{s^2 R_2 R_4 C_1 C_3}{s^2 R_2 R_4 C_1 C_3 + s R_2 (C_1 + C_3) + 1}$$

Funzione desiderata:

$$W_{\text{HPB}}(s) = \frac{s^2}{s^2 + \alpha \omega_c s + \omega_c^2} \quad \text{con } \alpha = \sqrt{2}$$

Da cui:

$$\begin{cases} \omega_c = 0.2\pi = \frac{1}{\sqrt{R_2 R_4 C_1 C_3}} \\ \frac{1}{\omega_c} = \frac{1}{0.2\pi} = \frac{R_2 (C_1 + C_3)}{\sqrt{2}} \end{cases}$$

Scegliendo le Capacità si ricavano le Resistenze

Filtri – Realizzazione

Accorgimenti pratici:

Se possibile, utilizzare $K=1$ negli stadi di ordine 2 (guadagno certo + semplificazione nella funzione di trasferimento)

L'eventuale gain si può inserire in uno stadio di ordine 1

Fissare le Capacità (minore disponibilità di valori commerciali) e ricavare le Resistenze

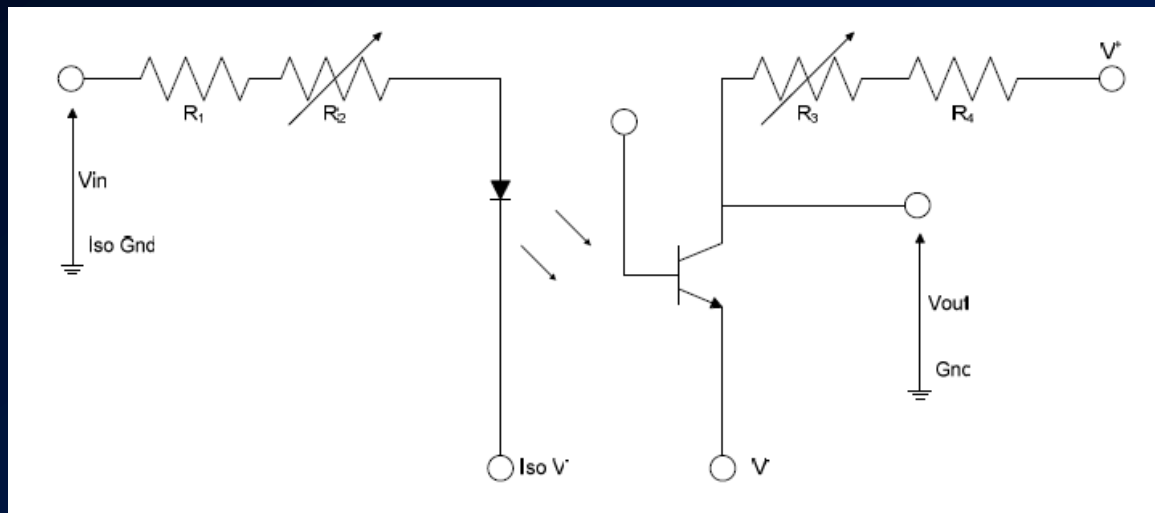
Considerare Resistenze all'1% e in generale componenti con migliore tolleranza => avvicinarsi ai poli desiderati

Isolamento -- Optoaccoppiatore

Configurazione invertente

Punti di lavoro diodo e fototransistor $\Rightarrow I_D, I_C$

Calcolo Resistenze



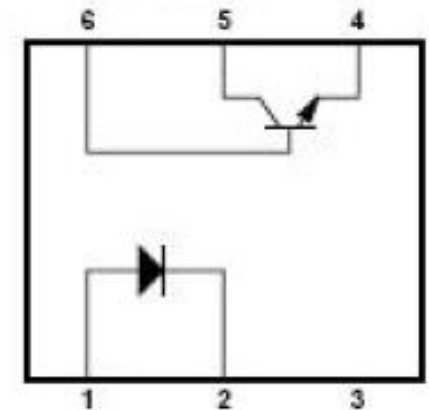
$$\begin{cases} V_{in} - R' I_D - V_D - Iso V^- = 0 \\ V^+ - R'' I_C - V_{CE} - V^- = 0 \end{cases}$$

$$R' = R_1 + R_2$$

$$R'' = R_3 + R_4$$

$$V^- + V_{CE} = V_{out}$$

Es. CNY17



- | | |
|------------|--------------|
| 1. ANODE | 4. EMITTER |
| 2. CATHODE | 5. COLLECTOR |
| 3. NC | 6. BASE |

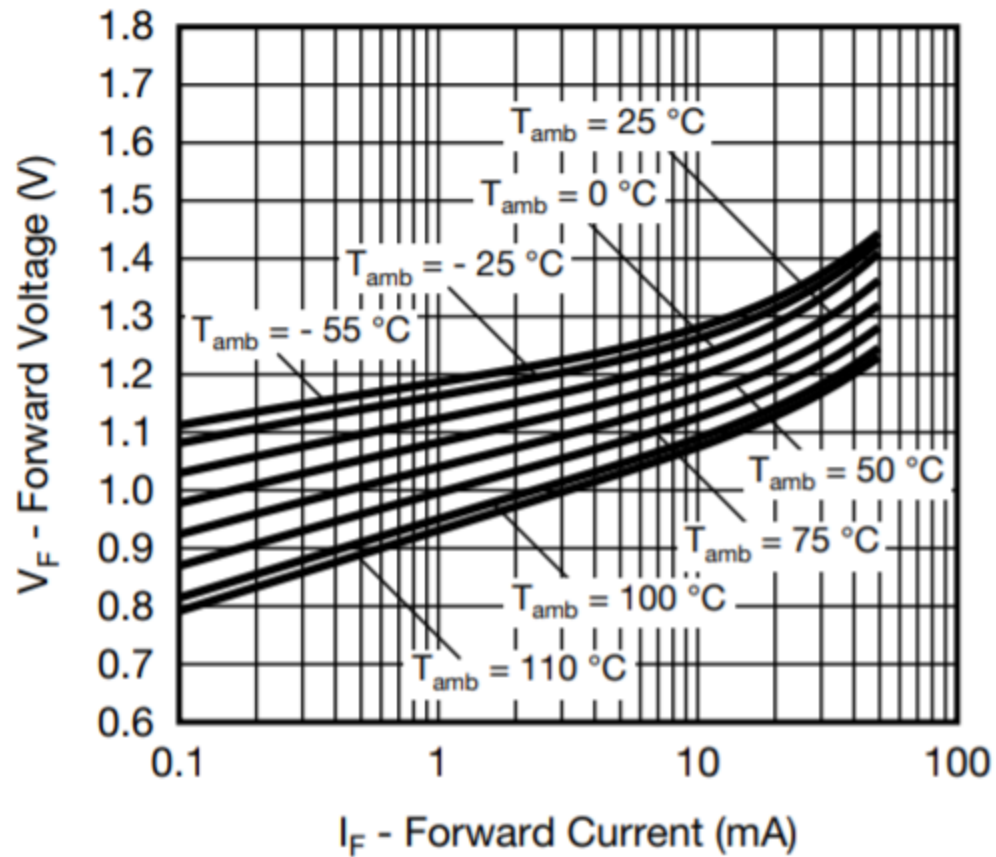


Fig. 5 - Forward Voltage vs. Forward Current

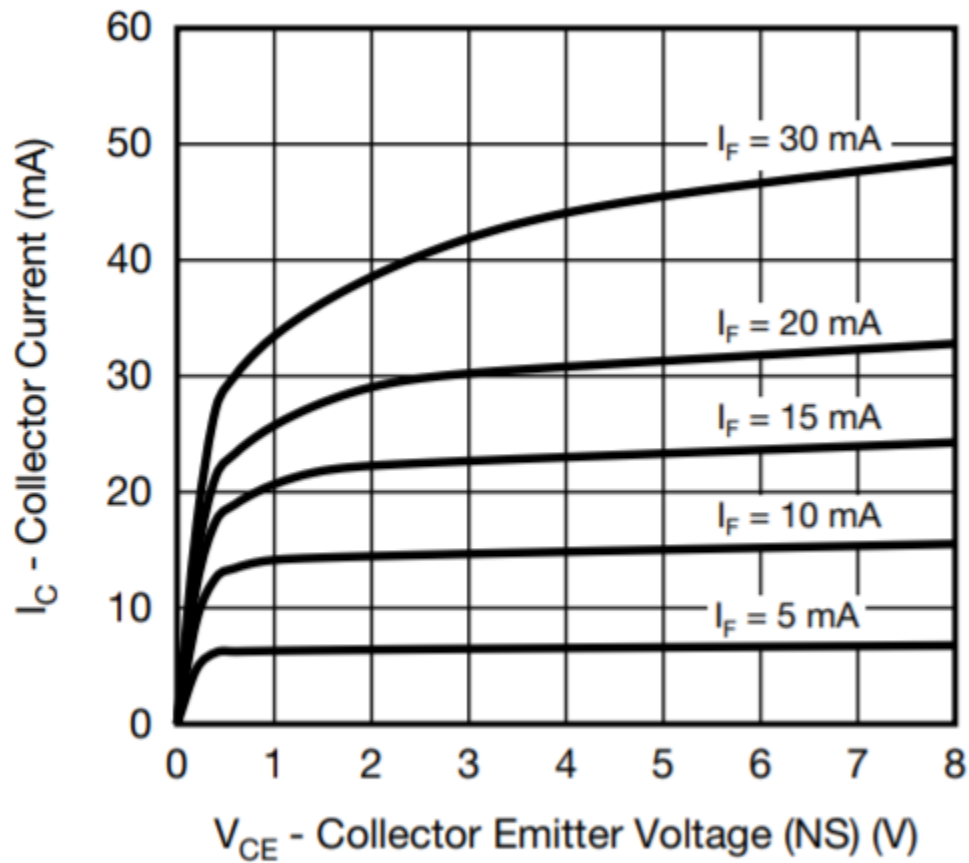
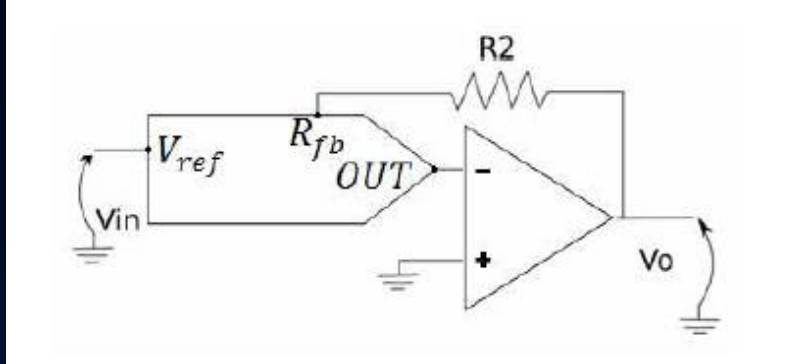


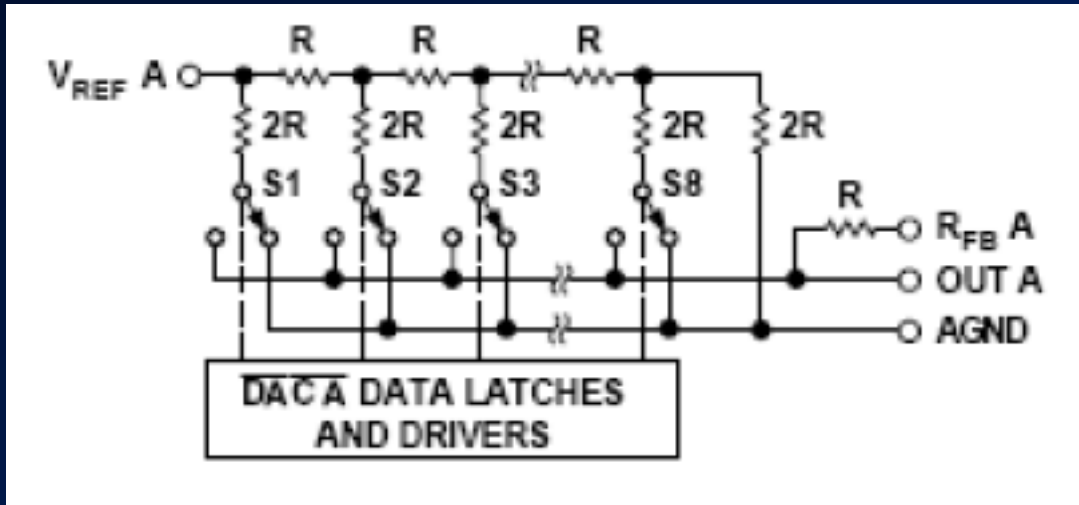
Fig. 6 - Collector Current vs. Collector Emitter Voltage (NS)

Guadagno variabile – Convertitori moltiplicatori

Controllo digitale
del guadagno



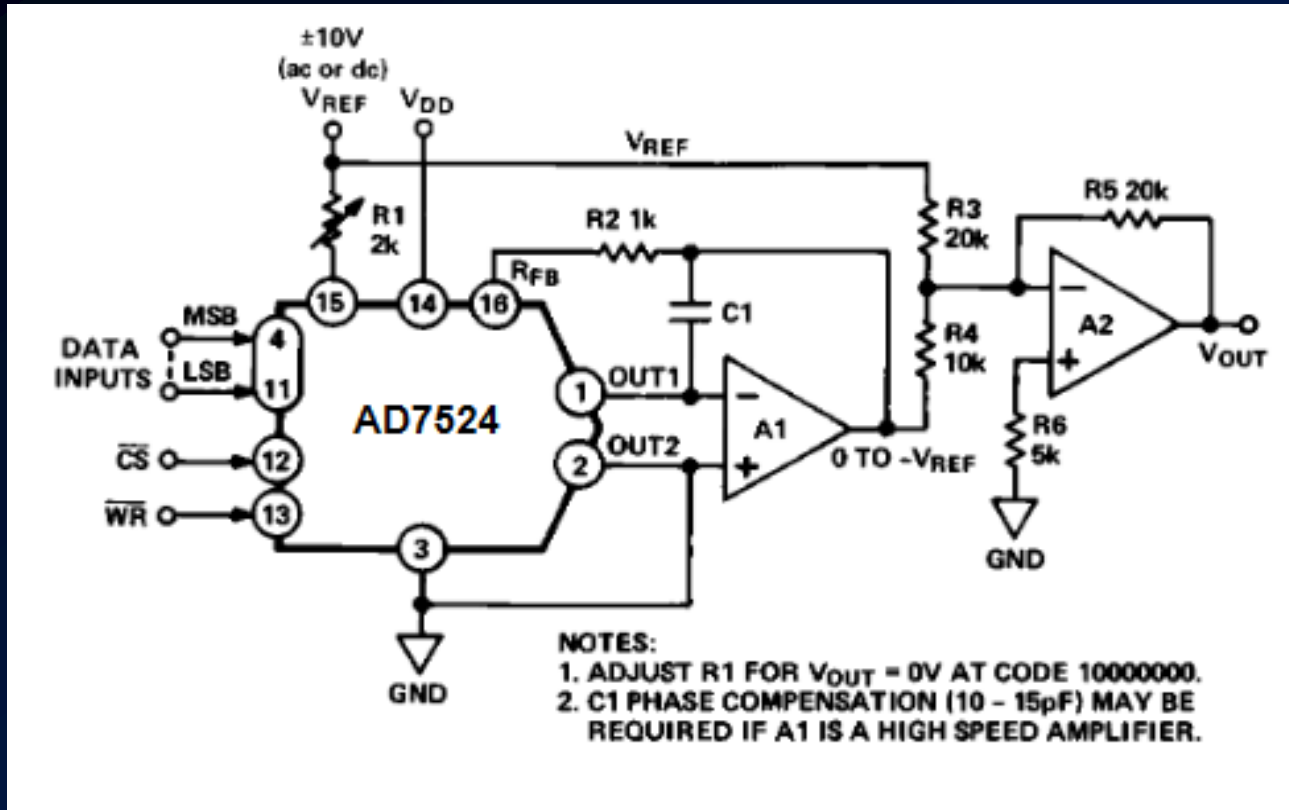
$$V_o/V_{in} = - (DATA/256) * (R_2 + R) / R$$



Es. AD7524

Guadagno variabile – Convertitori moltiplicatori

Configurazione a 4 quadranti per Regolazione OFFSET

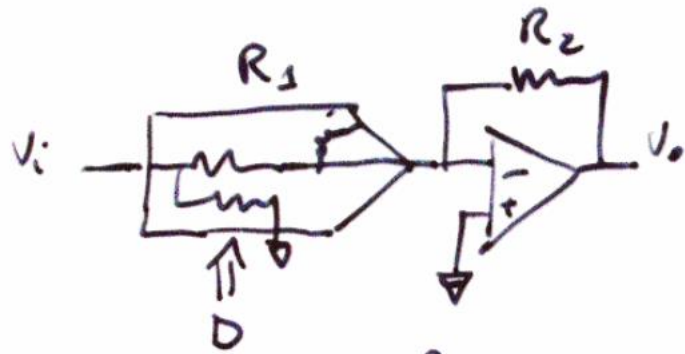


$$V_{out}/V_{REF} = (DATA-128)/128$$

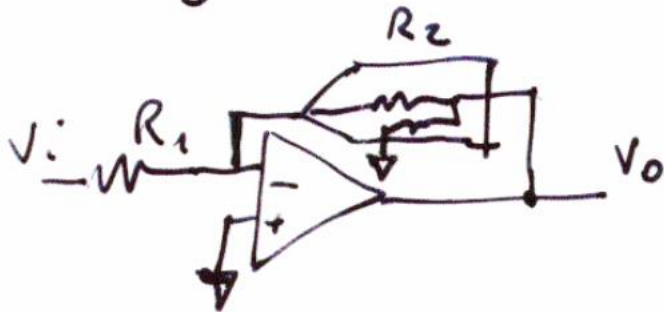
$$V_{out} = (0 \dots 2 * V_{REF} - V_{REF})$$

per cui V_{REF} può essere anche invertita di segno

Convertitori moltiplicatori



$$\frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1} \propto \frac{D}{2^N} \quad R_1 \propto \frac{2^N}{D} \quad (< 1)$$



$$\frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_2}{R_1} \propto \frac{2^N}{D} \quad (> 1!)$$

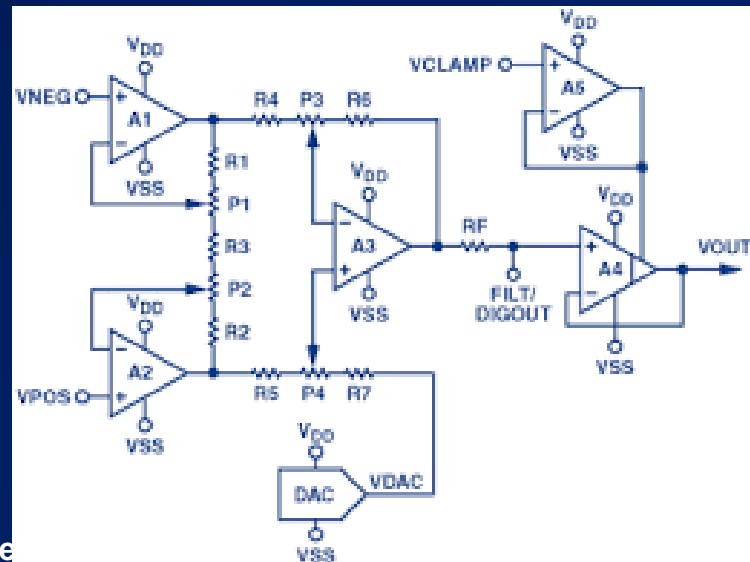
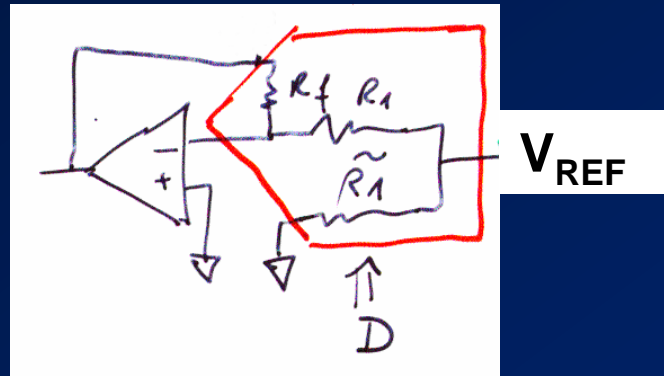
Compensazione offset

Compensazione OFFSET in uscita 3OP – potenziometro analogico

in uscita

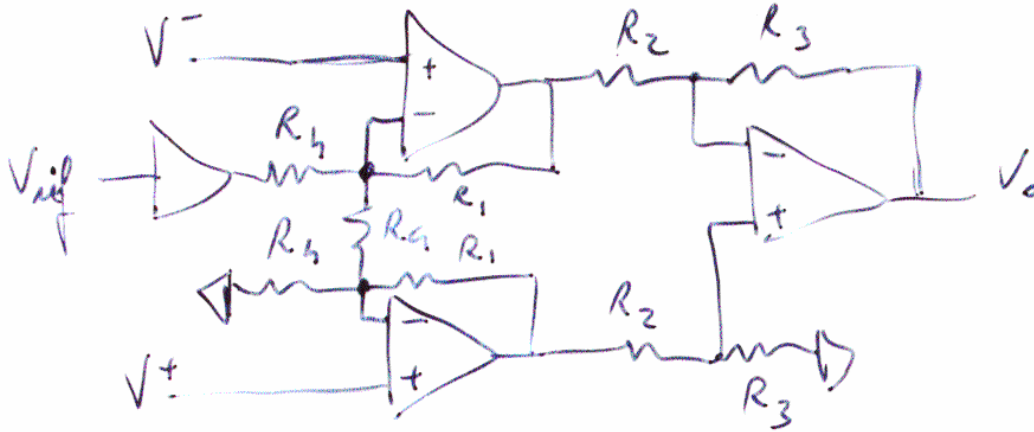
$$V_o = V_{im} \left(1 + \frac{2R_1}{R_{a1}}\right) \frac{R_3}{R_2} + V_{ref}$$

Compensazione digitale con convertitore moltiplicatore:



Compensazione offset

Compensazione OFFSET in ingresso 3OP

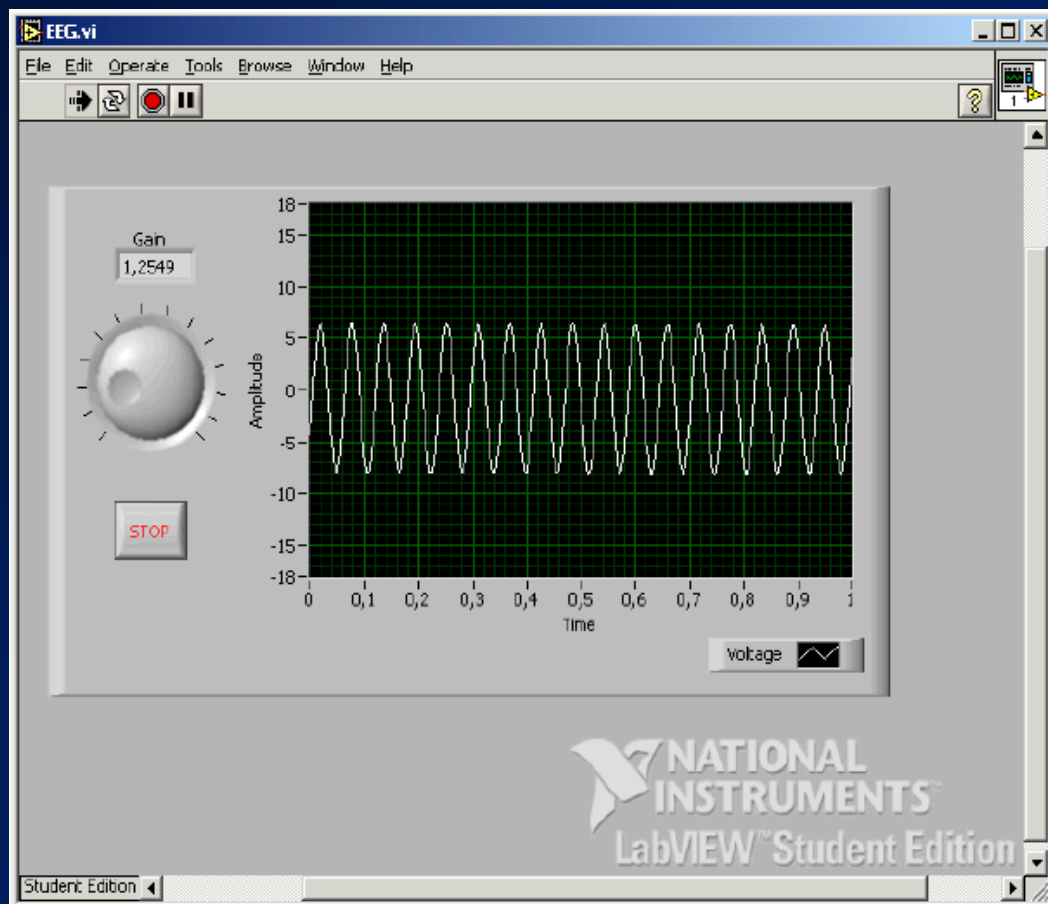


$$G_{diff} = \frac{R_3}{R_2} \left[1 + \frac{R_1}{\parallel R_4, \frac{R_6}{2}} \right]$$

$$\left(G_{diff} = \frac{R_1}{R_4} \cdot \frac{R_3}{R_2} \right)$$

Esempi interfaccia A/D e Strumento Virtuale (NI – VI)

Esempio scheda acquisizione (NI- USB6008)



Esempio interfaccia utente di Strumento Virtuale (realizzato con LabView)

ESEMPI - PROGETTI DA REALIZZARE

COMPONENTI:

CAPACITA'

RESISTENZE

FILTRI A CAPACITA' COMMUTATE

APPARECCHI DA PROGETTARE:

ECG (1Canale)

EEG (1 Derivazione)

EMG

EOG

PULSIOSSIMETRO

ECG (1Canale) -- SPECIFICHE DI PROGETTO:

ampiezza segnale in ingresso: $\pm 100 \mu\text{V} - 2 \text{ mV}$ (minimo $20 \mu\text{V}$)

filtraggio passa basso (4 alternative):

a) $f_c=100 \text{ Hz}$ e attenuazione $<0.5\text{dB}$ almeno fino a 50 Hz

b) $f_c=100 \text{ Hz}$ e attenuazione $<0.5\text{dB}$ almeno fino a 70 Hz

c) $f_c=150\text{Hz}$ e 3° ordine (ECG adolescenti)

d) $f_c=250\text{Hz}$ e 3° ordine (ECG pediatrico)

16 casi

filtraggio passa alto (4 possibilità):

a') $f_c= 0.67 \text{ Hz}$ e 2° ordine

b') $f_c= 0.1 \text{ Hz}$ e attenuazione $<0.5\text{dB}$ almeno fino a 0.14 Hz

c') $f_c= 0.05 \text{ Hz}$ e attenuazione $<0.5\text{dB}$ almeno fino a 0.14 Hz

d') $f_c= 0.015 \text{ Hz}$ e attenuazione $<0.5\text{dB}$ almeno fino a 0.14 Hz

Scheda conversione: $\pm 5 \text{ V}$, $f_c=500\text{Hz}$

Determinare: Gain totale e negli stadi, gain variabile, scelta ordine dei filtri P.A. e P.B., scelta componenti

EEG (1 Derivazione)

SPECIFICHE DI PROGETTO:

ampiezza segnale in ingresso: $\pm 5 \mu\text{V} - 300 \mu\text{V}$

banda del segnale: 0.5 Hz - 40/60/150 Hz

Scheda conversione: $\pm 5 \text{ V}$

filtro di Butterworth passa alto del II ordine con f_c :

a) 0.2 Hz, b) 0.5 Hz

filtro di Butterworth passa basso del III ordine con f_c :

a) 40 Hz, b) 60Hz, c) 150Hz

Determinare: Gain totale, suddivisione gain tra gli stadi, range guadagno variabile, componenti (OA, Optoaccoppiatore, Convertitore/Moltiplicatore)

6 casi

SPECIFICHE DI PROGETTO:

Elettrodi ad ago:

ampiezza segnale in ingresso: $\pm 100 \mu\text{V} - 5 \text{ mV}$

banda del segnale: $0.1 \text{ Hz} - 10000 \text{ Hz}$

Elettrodi superficiali:

3 casi

ampiezza segnale in ingresso: $\pm 50 \mu\text{V} - 3 \text{ mV}$

banda del segnale: $0.1 \text{ Hz} - 300/1000 \text{ Hz}$

Scheda conversione: $\pm 5 \text{ V}$

filtro di Butterworth passa alto del II ordine

filtro di Butterworth passa basso del III ordine

Determinare: Gain totale, suddivisione gain tra gli stadi, range guadagno variabile, componenti (OA, Optoaccoppiatore, Convertitore/Moltiplicatore)

SPECIFICHE DI PROGETTO:

ampiezza segnale in ingresso: $17\mu\text{V}/^\circ$ di rotazione

range: $\pm 70^\circ$ (oppure $\pm 40^\circ$)

2 casi

banda del segnale: DC - 100/150 Hz

Scheda conversione: $\pm 5\text{ V}$

filtro di Butterworth passa basso del III ordine

Determinare: Gain totale, suddivisione gain tra gli stadi, range guadagno variabile, circuito per compensare l'offset, componenti (OA, Optoaccoppiatore, Convertitore/Moltiplicatore)

ALTRO..... MISURE DI IMPEDENZA
