



Principi di bioingegneria

Lezione 8

Catena di acquisizione di un segnale biomedicale

Gabriele Maria Fortunato

gabriele.fortunato@unipi.it

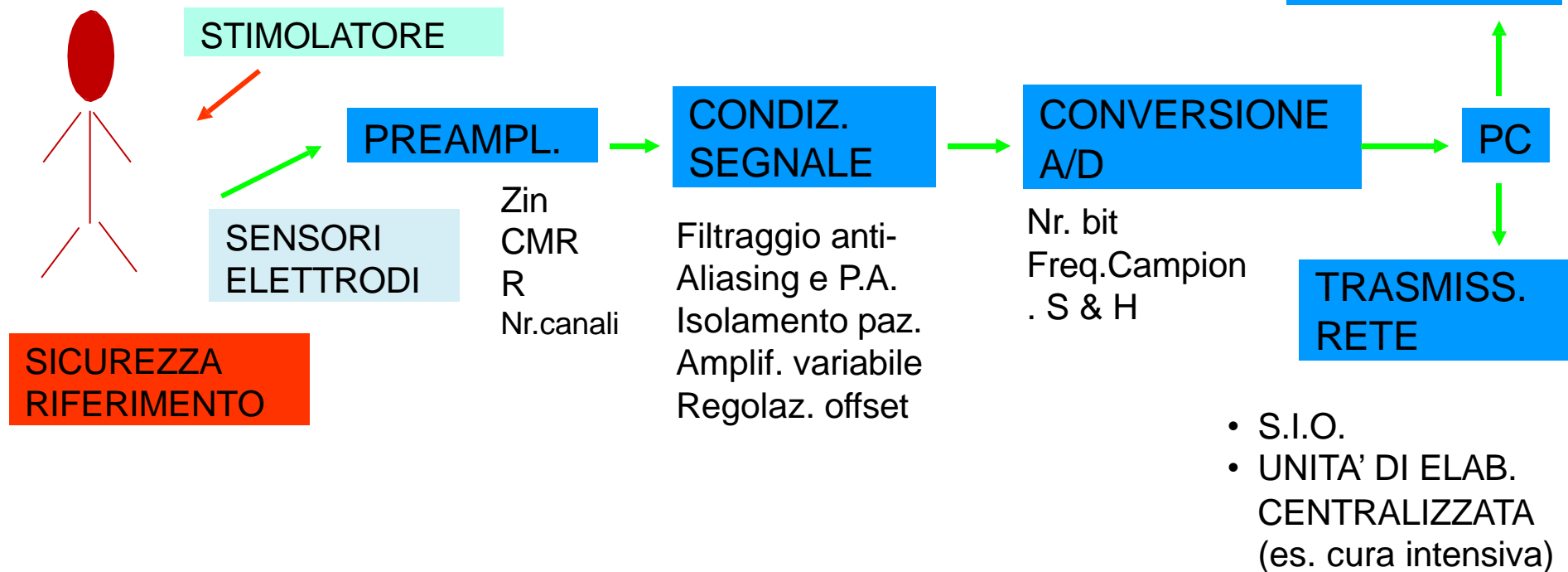


Schema di principio

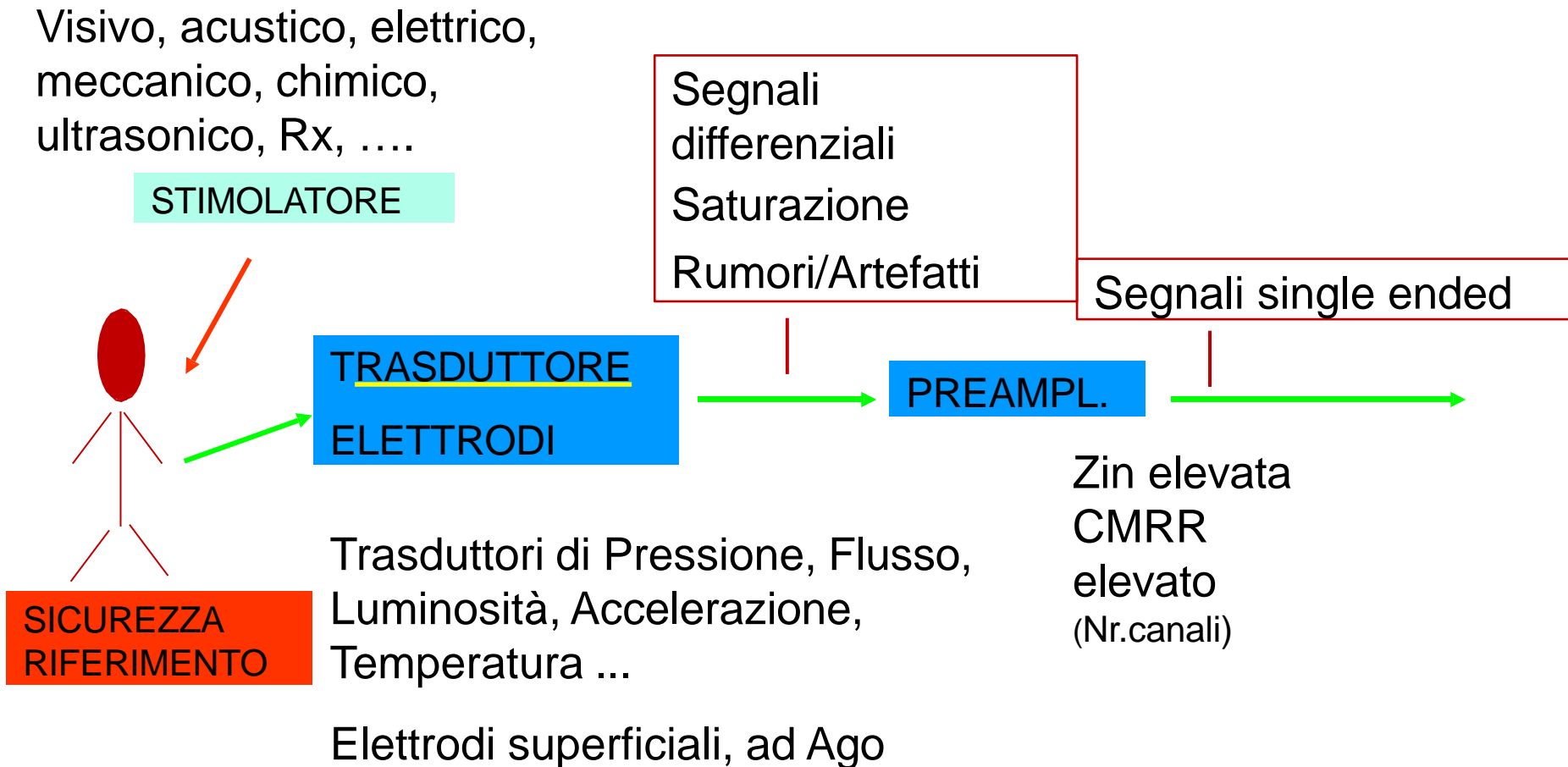
Principi base progettazione Strumentazione:

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

SCHEMA DI PRINCIPIO



Schema di principio



Preamplificatori per biosegnali

CARATTERISTICHE:

- ✓ ALTO CMRR ($>80\text{dB}$)
- ✓ ALTA IMPEDENZA INGRESSO ($>10\text{M}\Omega$)
- ✓ GAIN $100 \div 10000$
- ✓ INGRESSI DIFFERENZIALI
- ✓ LARGHEZZA DI BANDA NON ELEVATA
- ✓ EVENTUALE ISOLAMENTO \Rightarrow APPARECCHI TIPO BF o CF

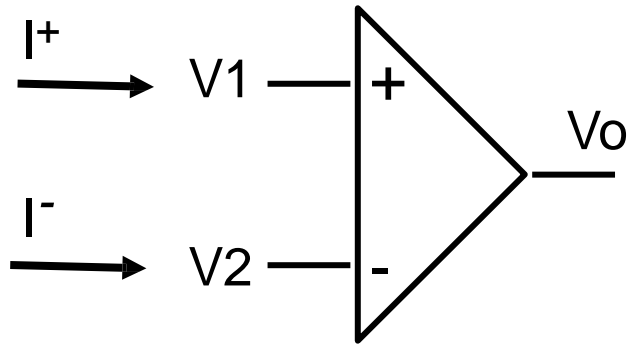


AMPLIFICATORE DA STRUMENTAZIONE

AMPLIFICATORE DI ISOLAMENTO

Richiami di elettronica di base

OP IDEALE:



$V_o = 0$ se $V_1 = V_2$

$\text{Ampl} = \infty$

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

$I^+ = I^- = 0$

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

Op-Amp ideale V/s Op-Amp reale

• Op-amps ideali

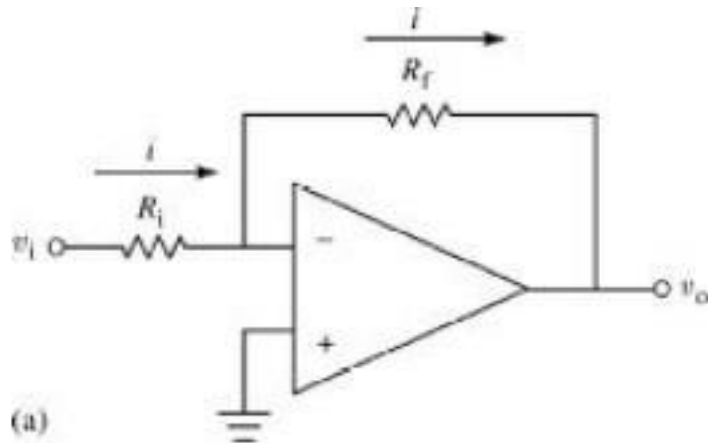
- Guadagno infinito ad anello aperto
- Larghezza di banda infinita
- Velocità di variazione della tensione infinita
- Impedenza di ingresso infinita e quindi corrente di ingresso zero
- Tensione di offset di ingresso pari a zero
- Impedenza di uscita zero
- Rumore nullo
- Infinito Rapporto di reiezione di modo comune (CMRR)

• Op-amps reali

- Guadagno ad anello aperto finito
- Larghezza di banda finita
- Velocità di variazione della tensione finita
- Impedenza di ingresso finita e quindi poca corrente di ingresso
- Piccola tensione di offset in ingresso
- Impedenza di uscita piccola
- Rumore ridotto
- Rapporto di reiezione di modo comune (CMRR) finito

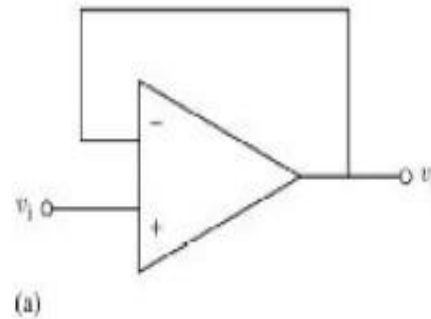
Configurazioni unipolari

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



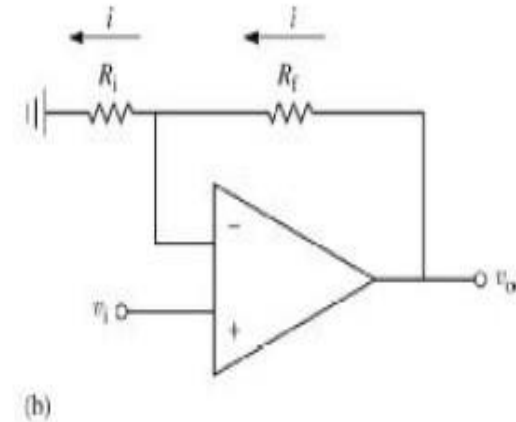
Zin bassa

$$v_o = v_i$$

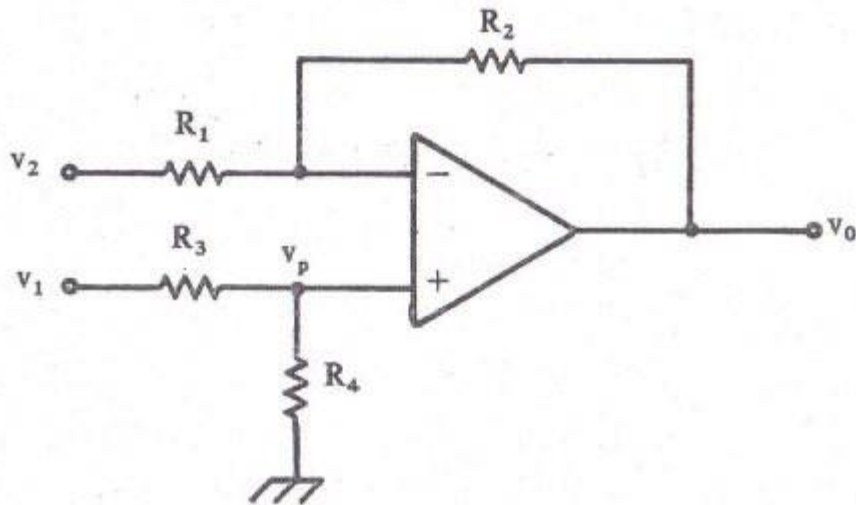


Zin elevata

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



Configurazione differenziale



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

CMRR elevato
MA
Zin NON elevata

Sovrapposizione effetti:

$$V_0 = -R_2/R_1 \cdot V_2 + R_4/(R_3 + R_4) \cdot (1 + R_2/R_1) \cdot V_1$$

$$\text{Se } R_2/R_1 = R_4/R_3 \Rightarrow V_0 = (V_1 - V_2) \cdot R_2/R_1 \Rightarrow \text{CMRR} \Rightarrow \infty$$

considerando $V_1 = V_{\text{CM}} + V_{\text{DIF}}/2$ e $V_2 = V_{\text{CM}} - V_{\text{DIF}}/2$ cioè $V_0 = A_{\text{DIF}} \cdot V_{\text{DIF}} + A_{\text{CM}} \cdot V_{\text{CM}}$
si ricavano A_{DIF} e A_{CM}

Configurazione differenziale

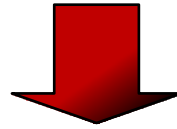
$$A_{DIF} = -\frac{1}{2} \left[\frac{R_2}{R_1} + \frac{R_4}{R_3} \frac{1 + \frac{R_2}{R_1}}{1 + \frac{R_4}{R_3}} \right]$$

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

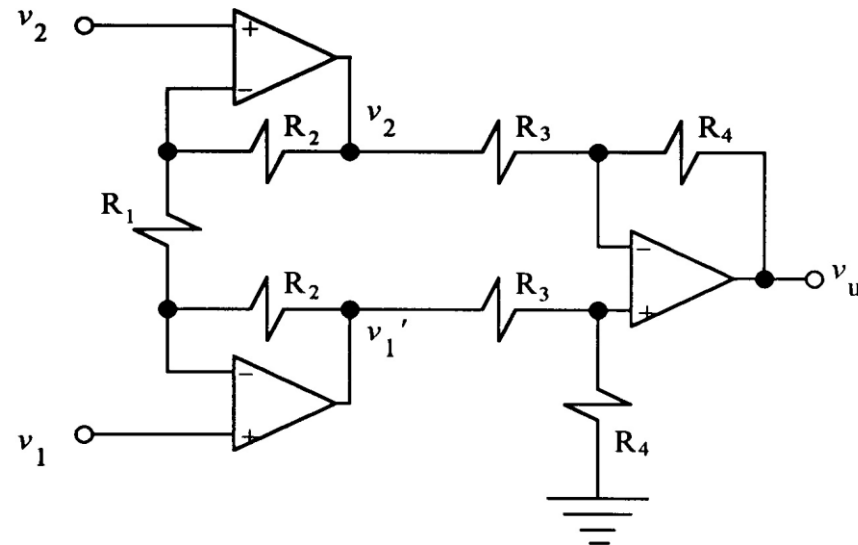
Se T = tolleranza delle resistenze e K = gain, nella situazione peggiore
 $R_{2min}/R_{1max} = K*(1-T)/(1+T)$ e $R_{4max}/R_{3min} = K*(1+T)/(1-T)$,
il $CMRR_{min}$ vale: $(1+T^2+K*(1-T^2))/(4*T)$ dipende dal guadagno!
p.es. se $T=0.01$ (1%) e $K=10$ allora $CMRR_{min} = 275 \approx 49dB$!
con $K=100$ $CMRR_{min} = 2525 \approx 68dB$ e con $K=1000 \approx 88dB$

Amplificatore per strumentazione

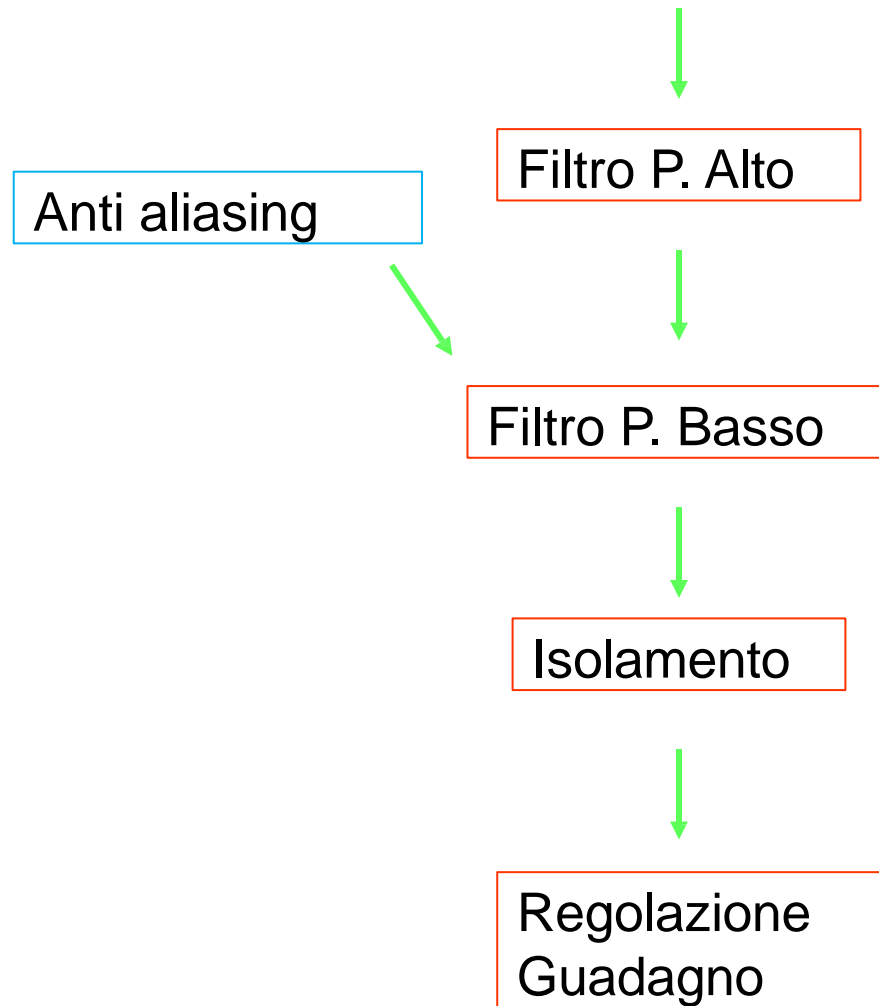
Questa differenza di potenziale è applicata al secondo stadio che è un amplificatore differenziale



$$V_u = (V_2 - V_1) \left(1 + 2 \frac{R_1}{R_2} \right) \frac{R_4}{R_3}$$



Condizionamento del segnale



Famiglia di filtri causali

Filtro	Accuratezza guadagno	Linearit fase
Butterworth	media	media
Chebyshev	buona	cattiva
Ellittico	ottima	pessima
Bessel	cattiva	buona

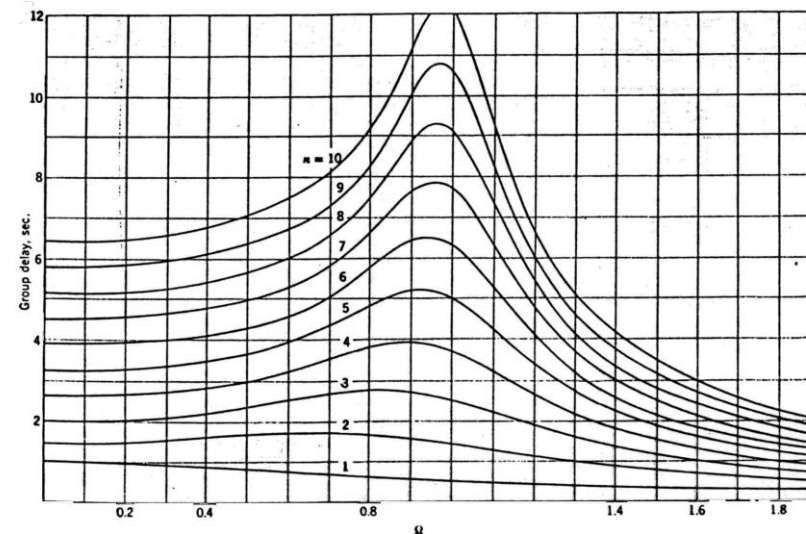
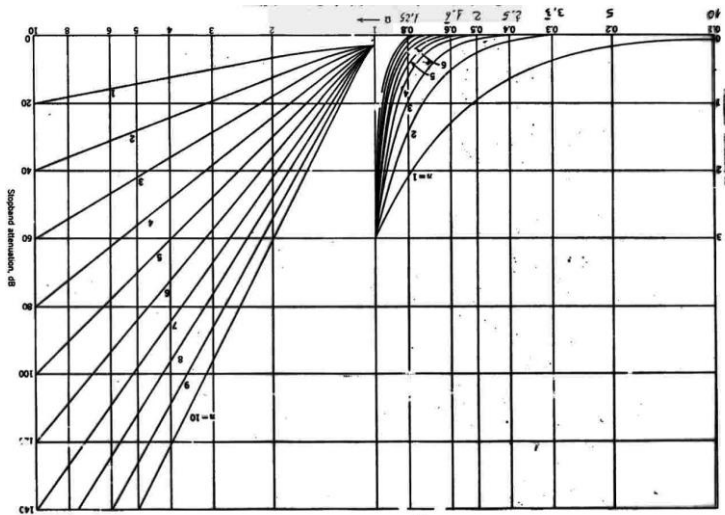
Filtri – Selezione

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:

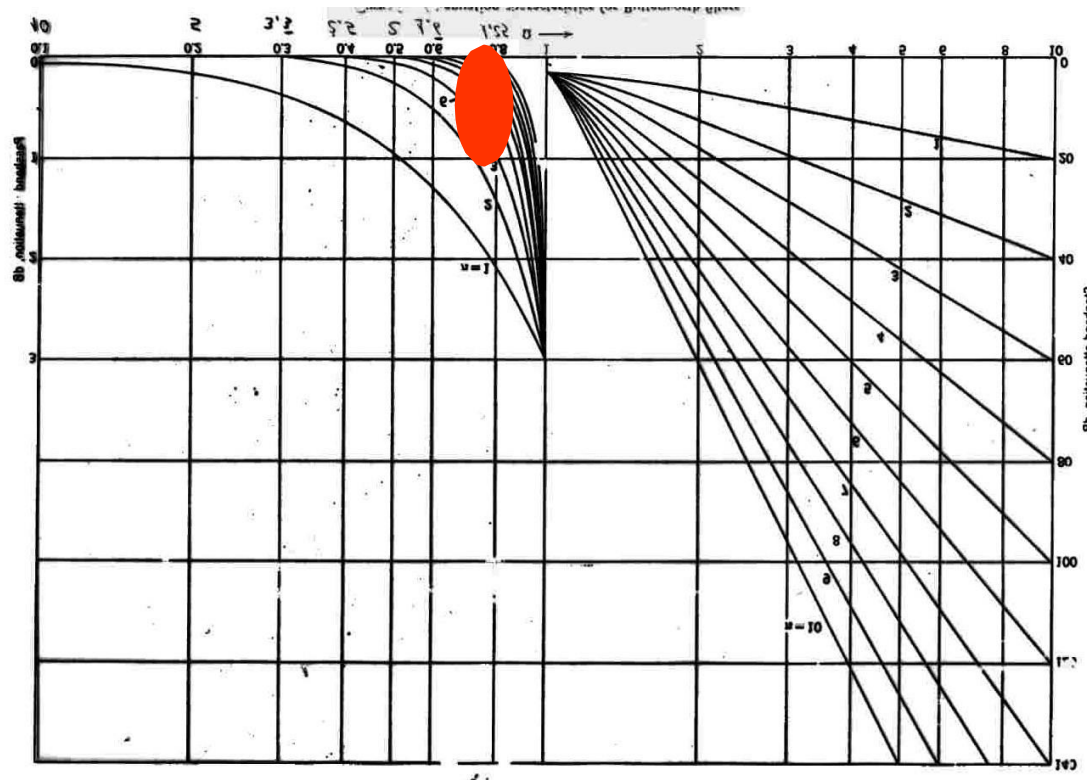
$$|H(\omega)| = \frac{1}{|B_N(i\frac{\omega}{\omega_c})|} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}}}$$

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

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

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

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



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



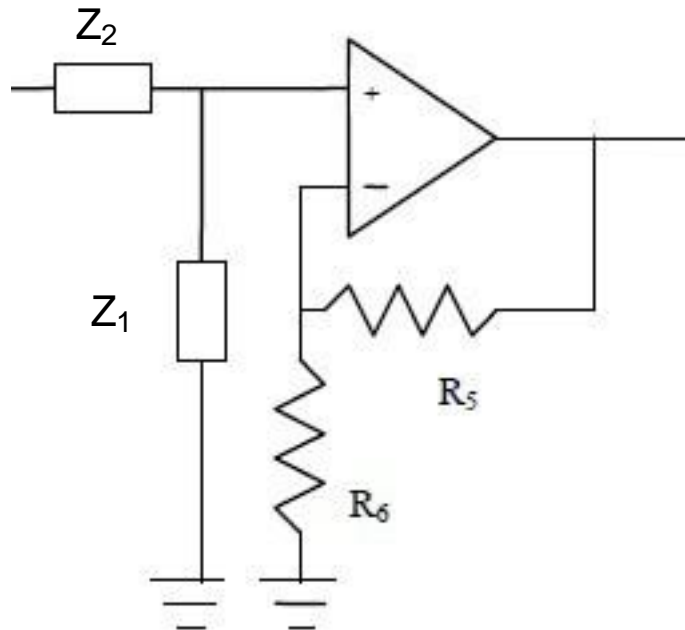
3° ordine

Filtri – Realizzazione

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

Stadio di ordine 1: Filtri RC attivi

Configurazione non invertente

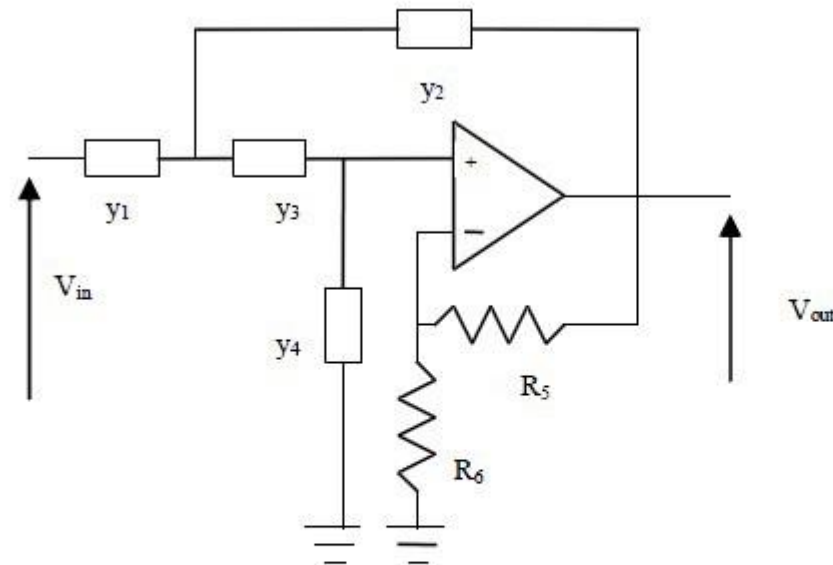


- $W(s) = K \cdot Z_1 / (Z_1 + Z_2)$
- $K = 1 + R_5 / R_6$
- per P.Basso: $Z_1 = 1/(sC)$, $Z_2 = R$
- $\Rightarrow W(s) = K / (1 + sRC)$,
 - $\omega_c = 2\pi f_c = 1/(RC)$
- per P.Alto si rovesciano Z_1 e Z_2

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 $Y1=1/R1$, $Y3=1/R3$
 $Y2=sC2$, $Y4=sC4$

⇒ Filtro P.Basso

Se scambiati

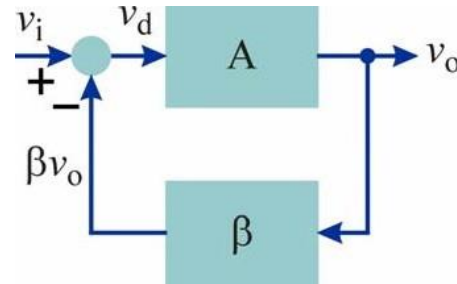
⇒ Filtro P.Alto

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

con $k = 1 + R_5 / R_6$

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

Retroazione



$$v_o = A(v_i - \beta v_o)$$

- a Il guadagno degli amplificatori può essere espresso come

$$A_v = \frac{v_o}{v_i} = \frac{A}{1 + \beta A} = A_f$$

dove

- $A_f = \frac{A}{1 + A\beta}$ è detto **guadagno ad anello chiuso**
 - Il prodotto $A\beta$ è detto **guadagno di anello**
- a Se $A\beta > 0$ e quindi $A_f < A$ (come avviene per gli amplificatori invertente e non invertente) si ha una **retroazione negativa** o **controreazione**
- a Se $A\beta < 0$ e quindi $A_f > A$ si ha una **retroazione positiva** o **reazione**

Prodotto guadagno – banda

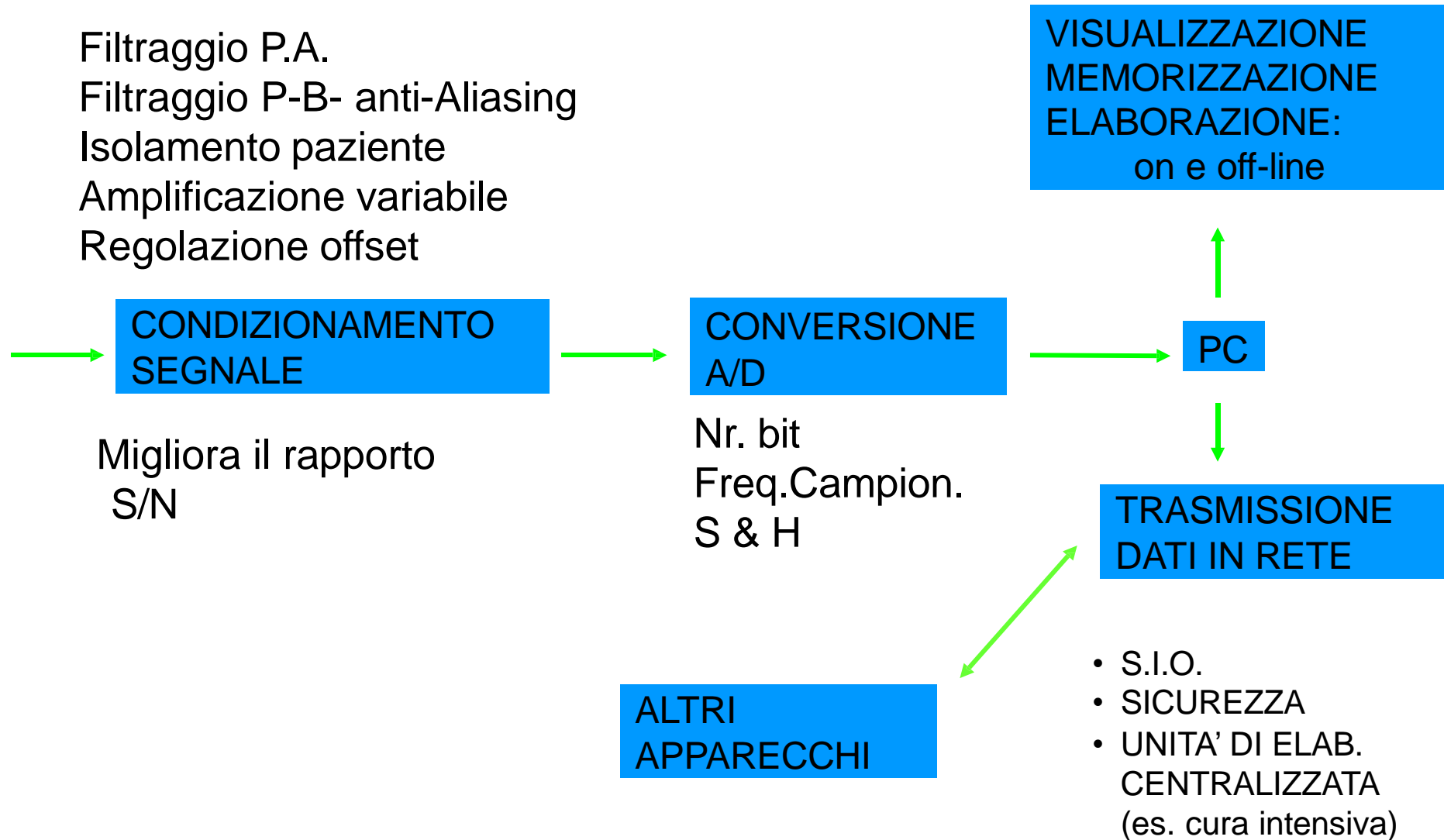
- a Per gli amplificatori invertente e non invertente, tenendo conto della dipendenza dalla frequenza del guadagno ad anello aperto, si ottiene

$$\begin{aligned} A_v(j\omega) = \frac{V_o}{V_i} &= \frac{A(j\omega)}{1 + A(j\omega)\beta} = \frac{A_0/(1 - j\omega/\omega_0)}{1 + A_0\beta/(1 - j\omega/\omega_0)} = \\ &= \frac{A_0/(1 + A_0\beta)}{1 - j\frac{\omega}{\omega_0(1 + A_0\beta)}} = \frac{A_{of}}{1 - j\frac{\omega}{\omega_{of}}} \end{aligned}$$

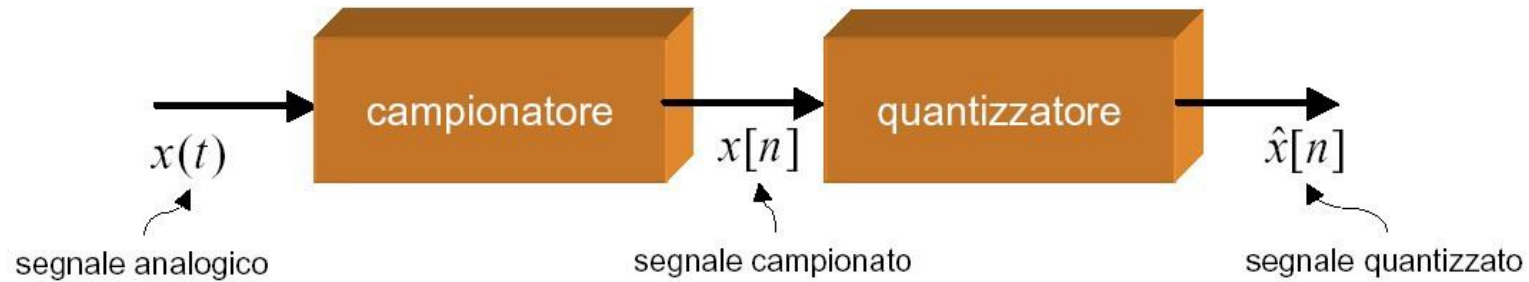
- a dove

- $A_{of} = \frac{A_0}{1 + A_0\beta}$ è il **guadagno in continua ad anello chiuso**
- $\omega_{of} = \omega_0(1 + A_0\beta)$ è la **frequenza di taglio ad anello chiuso**

Schema di principio di Strumentazione Biomedica

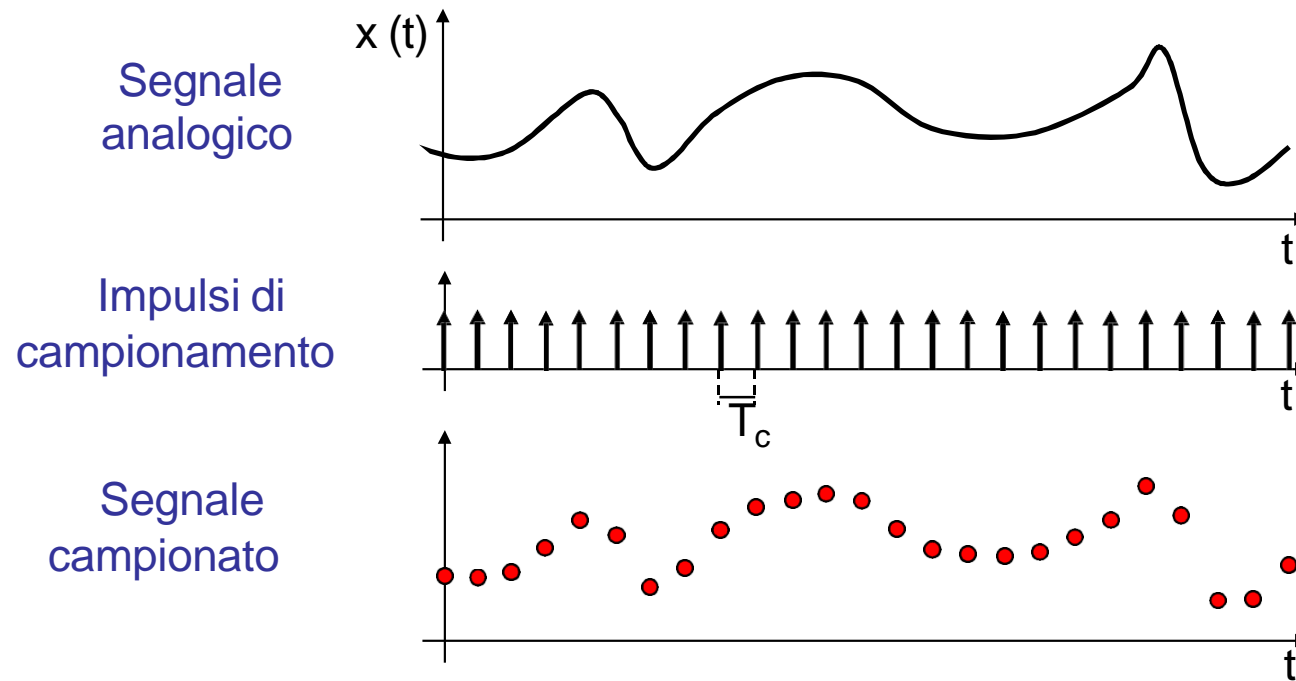


La conversione A/D



- La conversione A/D effettua **due** distinte operazioni:
 - **campionamento**: discretizzazione dei tempi (dal tempo continuo al tempo discreto);
 - **quantizzazione**: discretizzazione delle ampiezze (dalle ampiezze continue alle ampiezze discrete).

Campionamento



Il segnale $x(t)$ è un segnale continuo nel tempo e nelle ampiezze. Cioè qualsiasi sia l'intervallo di osservazione tale segnale è sempre rappresentato da un numero infinito di punti.

Quando si effettua un campionamento quello che si cerca di fare è di rappresentare lo stesso segnale con un numero finito di punti.

Teorema di Shannon

Dato un segnale a banda limitata $x(t)$, la cui trasformata di Fourier $X(f)$ soddisfi la condizione:

$$|X(f)| = 0 \text{ per } |f| > B$$

il segnale è completamente determinato a partire dalla sequenza $x(nT)$ dei suoi campioni acquisiti ad intervalli uniformi di durata:

$$T_c \leq \frac{1}{2B} \text{ ovvero } F_c \geq 2B$$

dove: $-\infty < n < +\infty$



Claude E.
Shannon

T_c = periodo di campionamento

F_c = frequenza di campionamento

N.B.: un segnale a banda limitata non può avere durata limitata, quindi la sequenza ha infiniti campioni.

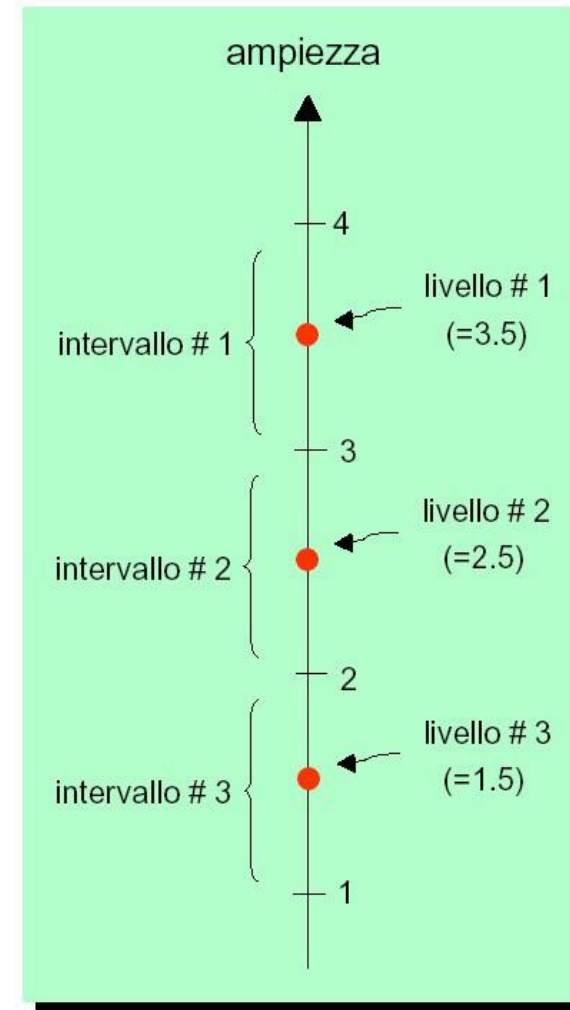
Quantizzazione

- Dopo avere discretizzato i tempi con il campionamento, è necessario discretizzare le ampiezze:

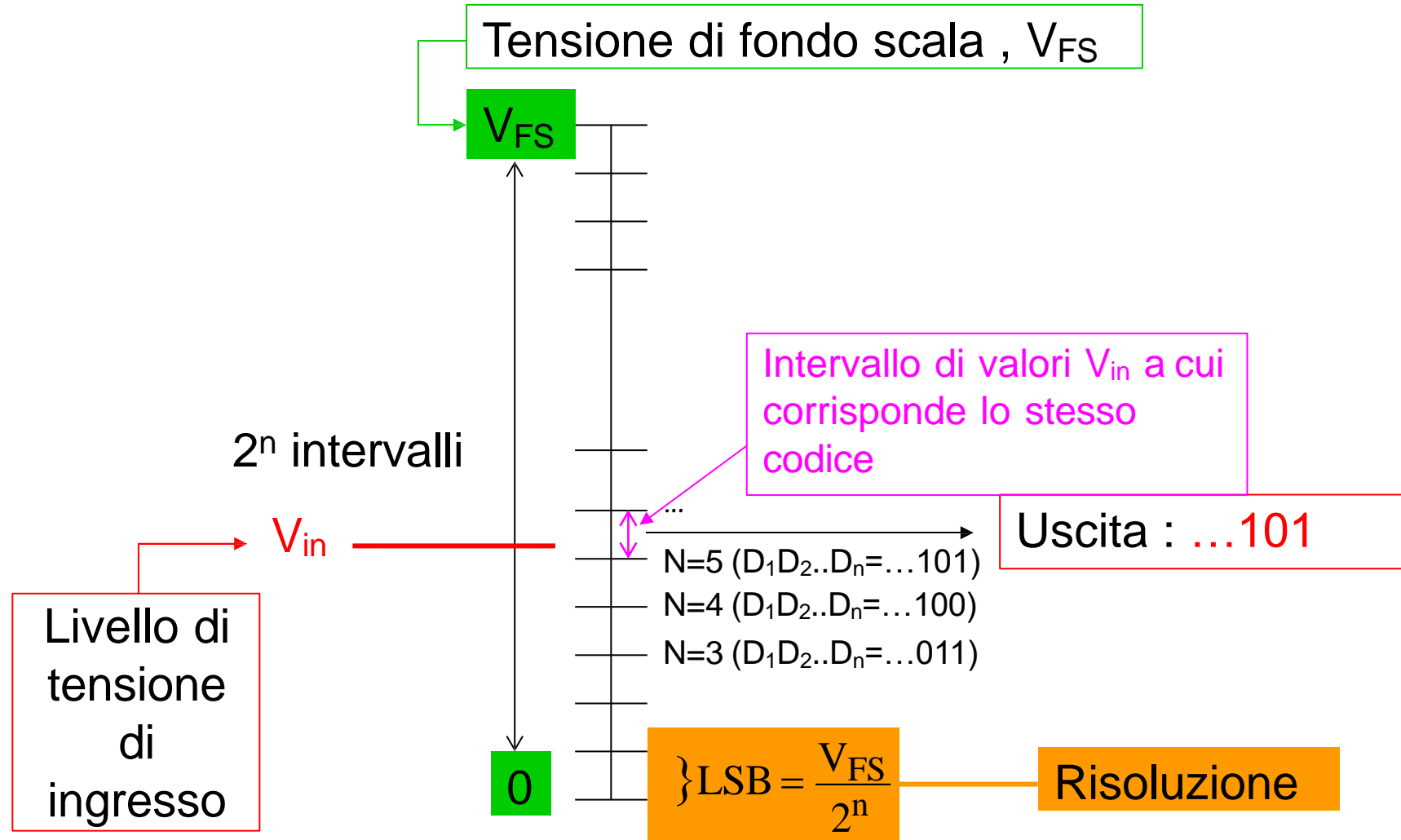
QUANTIZZAZIONE

- In pratica l'intervallo di ampiezze del segnale (dinamica) viene suddiviso in intervalli di quantizzazione: tutti i valori di ampiezza appartenenti allo stesso intervallo vengono rappresentati con un unico livello di quantizzazione

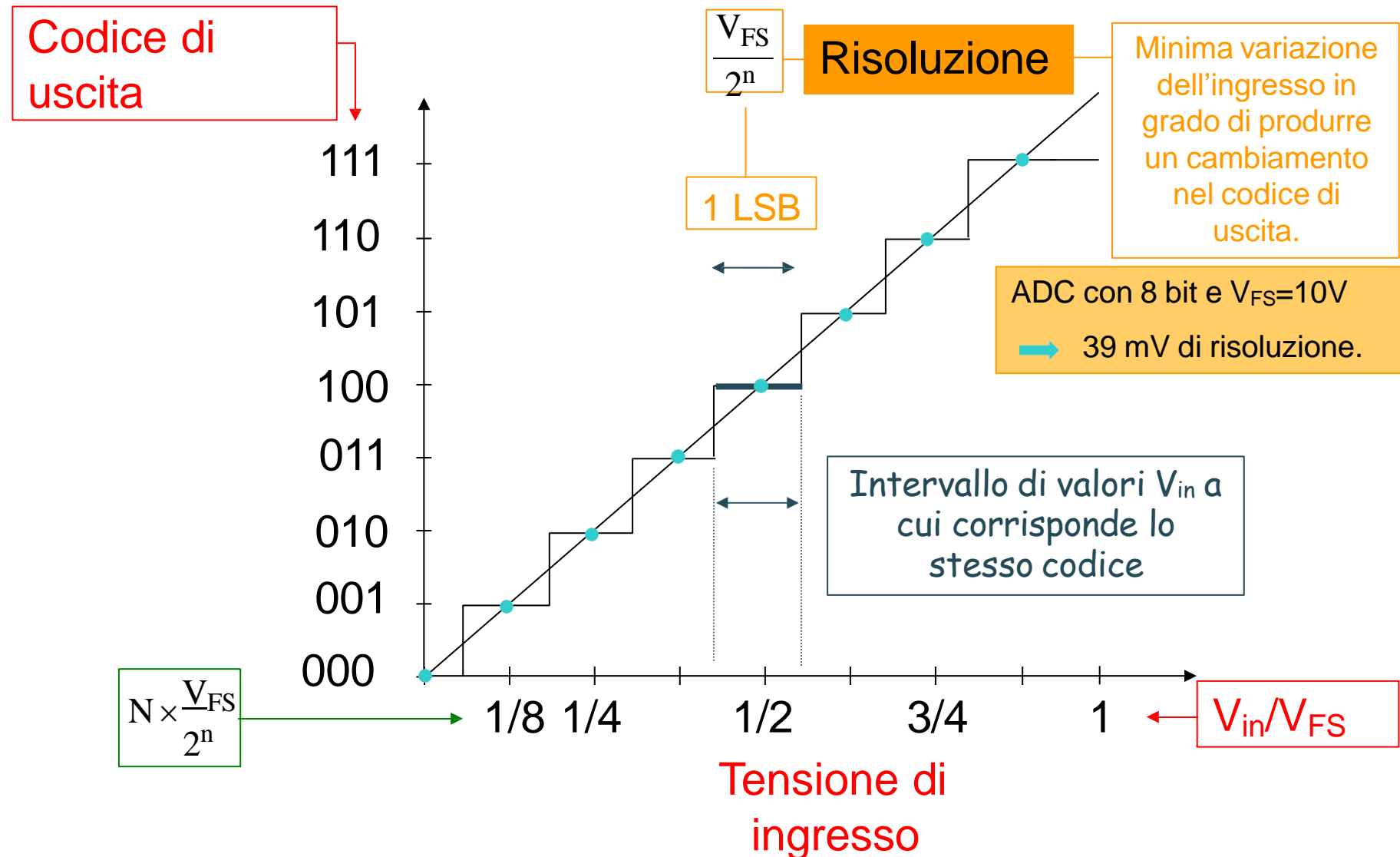
- Esempio: Tutte le ampiezze appartenenti all'intervallo $[1,2]$ vengono restituite con valore 1.5



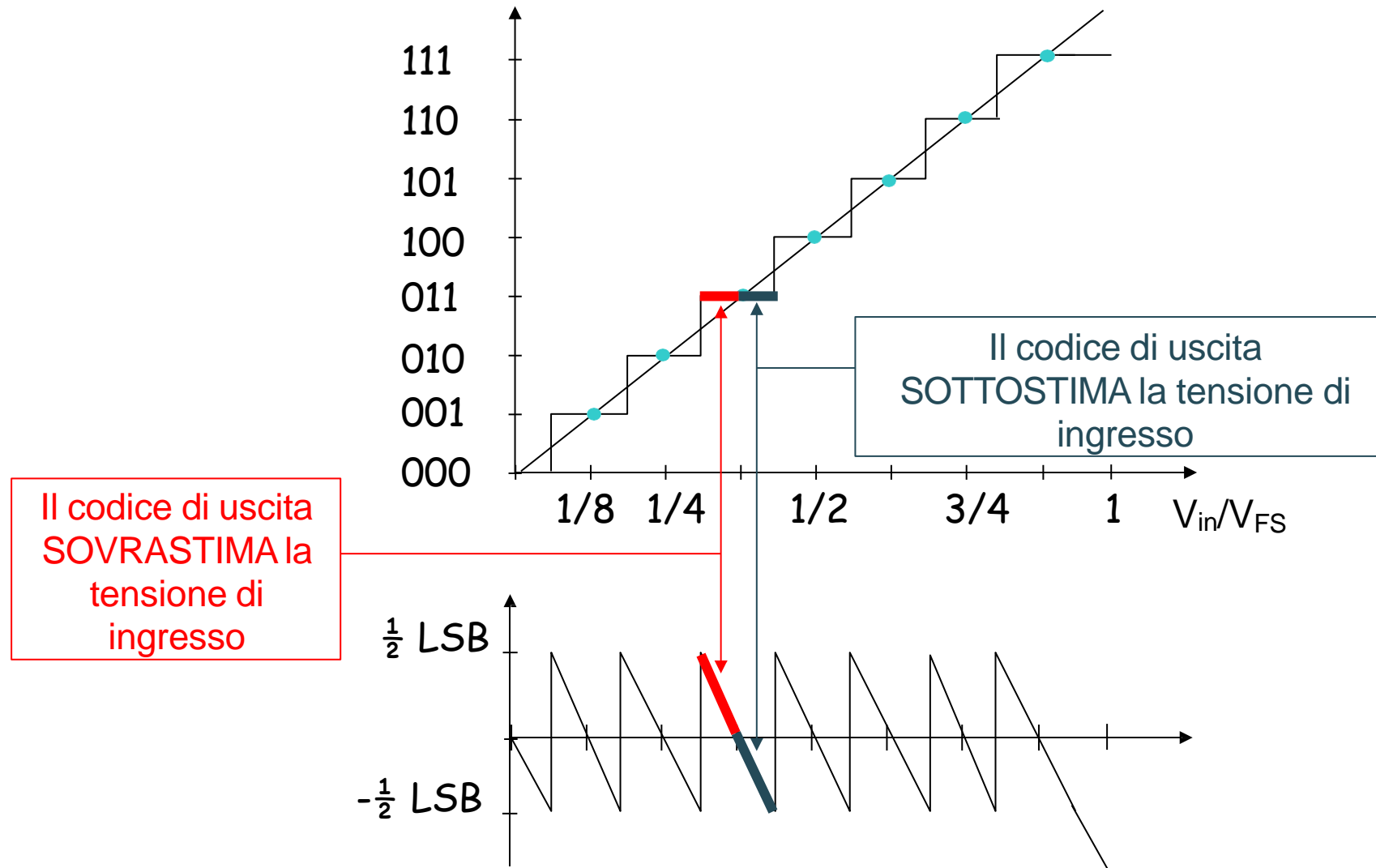
Quantizzazione



Relazione ingresso-uscita di un ADC ideale



ERRORE DI QUANTIZZAZIONE



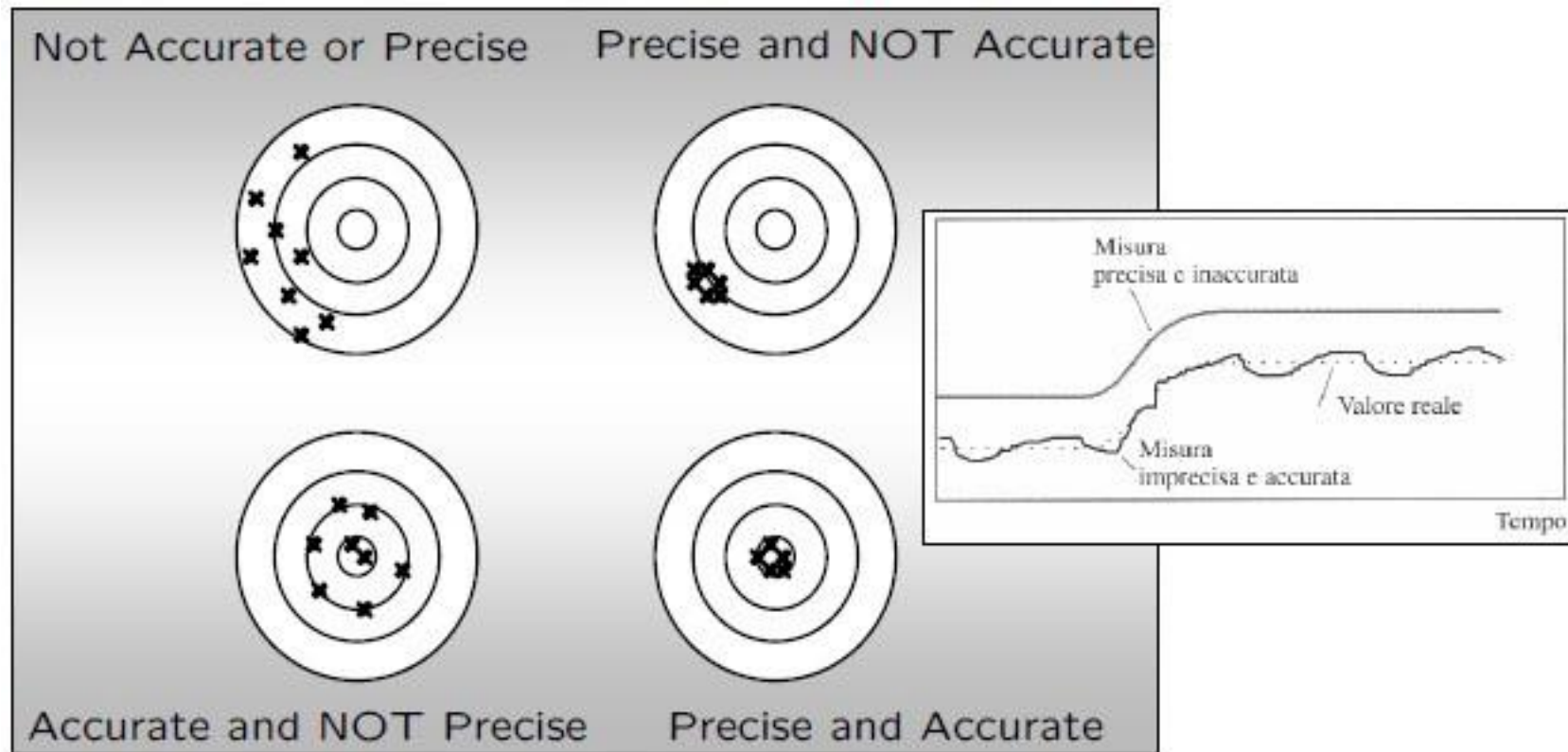
Parametri fondamentali di un sensore


- ✓ Accuratezza
- ✓ Precisione/Ripetibilità
- ✓ Range di misura
- ✓ Linearità
- ✓ Sensitività
- ✓ Risoluzione
- ✓ Tempo di risposta
- ✓ (Risposta in frequenza)
- ✓ Taratura
- ✓ Isteresi
- ✓ Stabilità
- ✓ Affidabilità

Precisione e accuratezza

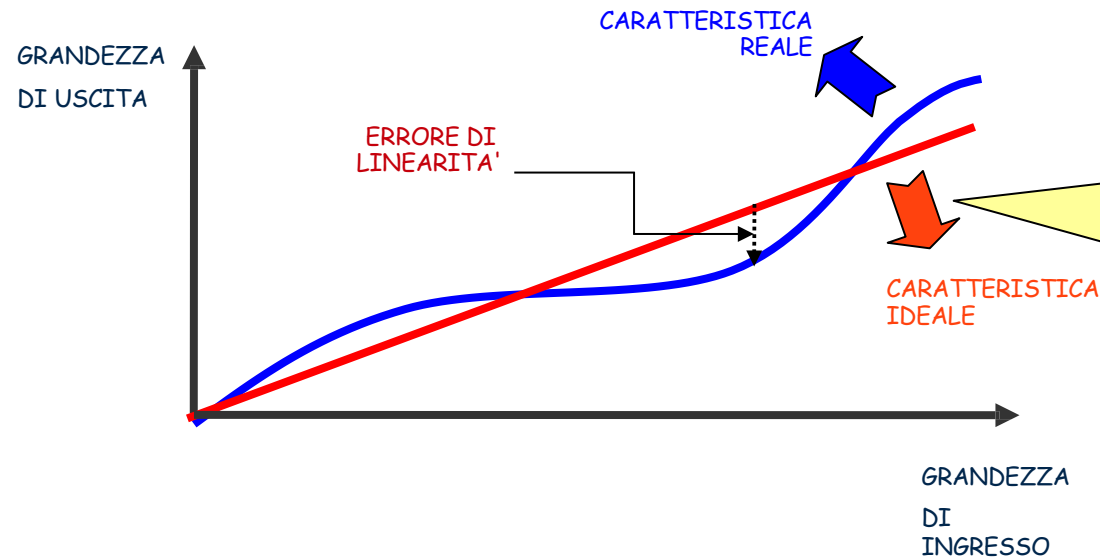
- Precisione (dispersione = SD delle misure rispetto valore medio = errore casuale/accidentale)
- Accuratezza (differenza fra valore vero e valore misurato = media delle differenze = errore sistematico)

Prob. Errore: $\pm 1SD \approx 68\%$, $\pm 2SD \approx 95\%$, $\pm 3SD \approx 99.7\%$



- 
- Offset e Deriva (lineare o meno)
 - Risoluzione
 - minima variazione dell'ingresso apprezzabile all'uscita
 - Soglia di sensibilità
 - minima variazione dell'ingresso per cui l'uscita è apprezzabilmente diversa da 0
 - Riproducibilità
 - stessa uscita, anche non accurata, nel tempo
 - Isteresi

Linearità

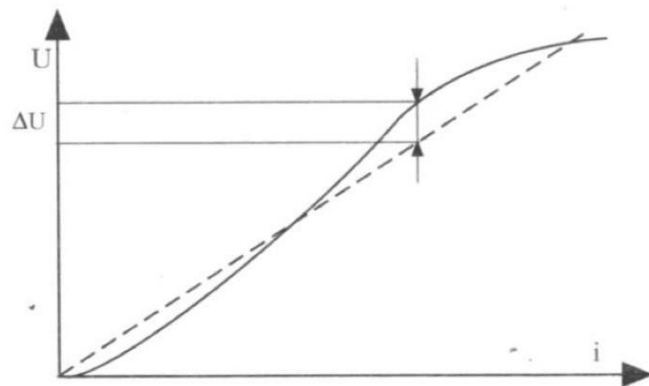


Nella **CARATTERISTICA IDEALE** LA
GRANDEZZA IN USCITA E'
DIRETTAMENTE PROPORZIONALE
ALLA GRANDEZZA IN INGRESSO

Nella realtà non esistono trasduttori perfettamente lineari.

Si definisce errore di linearità il rapporto, espresso percentualmente, tra il massimo scostamento della curva reale da quella teorica ed il valore dell'uscita.

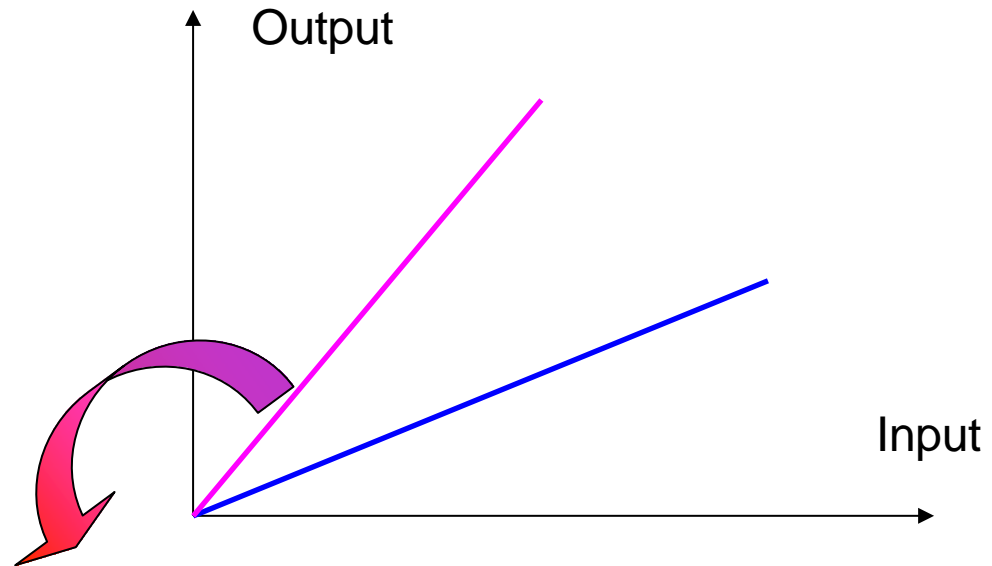
L'errore di linearità può essere positivo o negativo $L = 100 * \Delta U / U$



Sensibilità

è la più piccola variazione dell'uscita che si riesce a percepire in seguito ad una variazione di ingresso

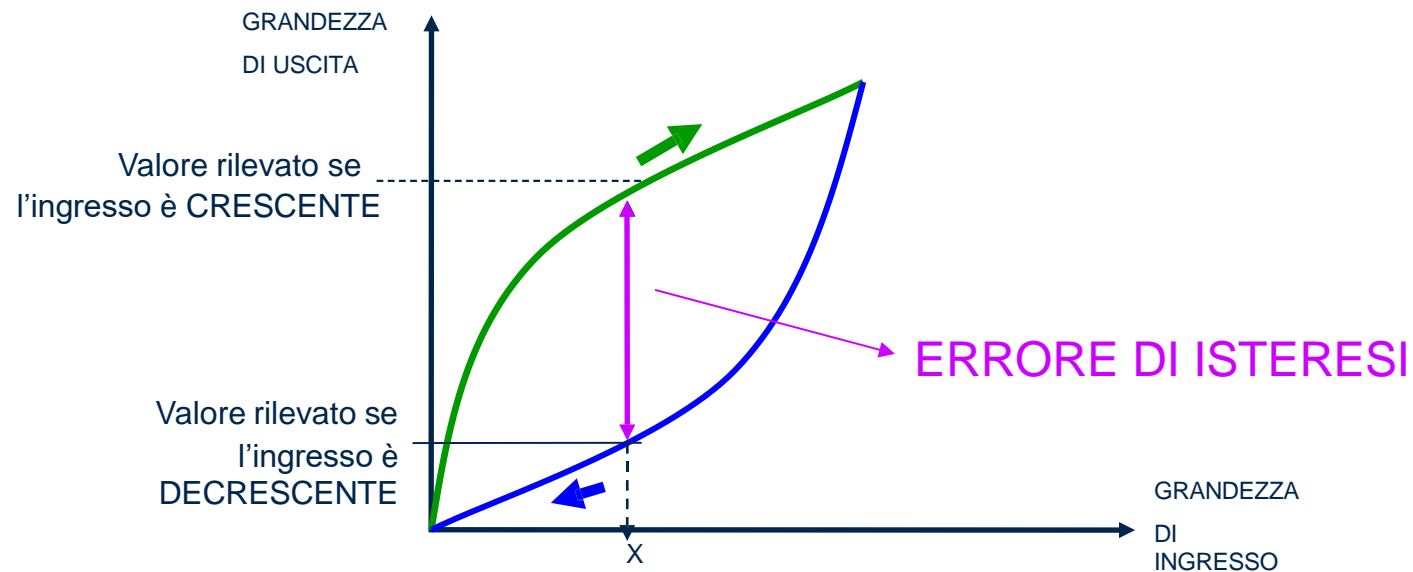
$$S = \frac{\Delta \text{Output}}{\Delta \text{Input}}$$



Più il coefficiente angolare della retta della caratteristica di trasferimento è elevato più il **trasduttore è sensibile**

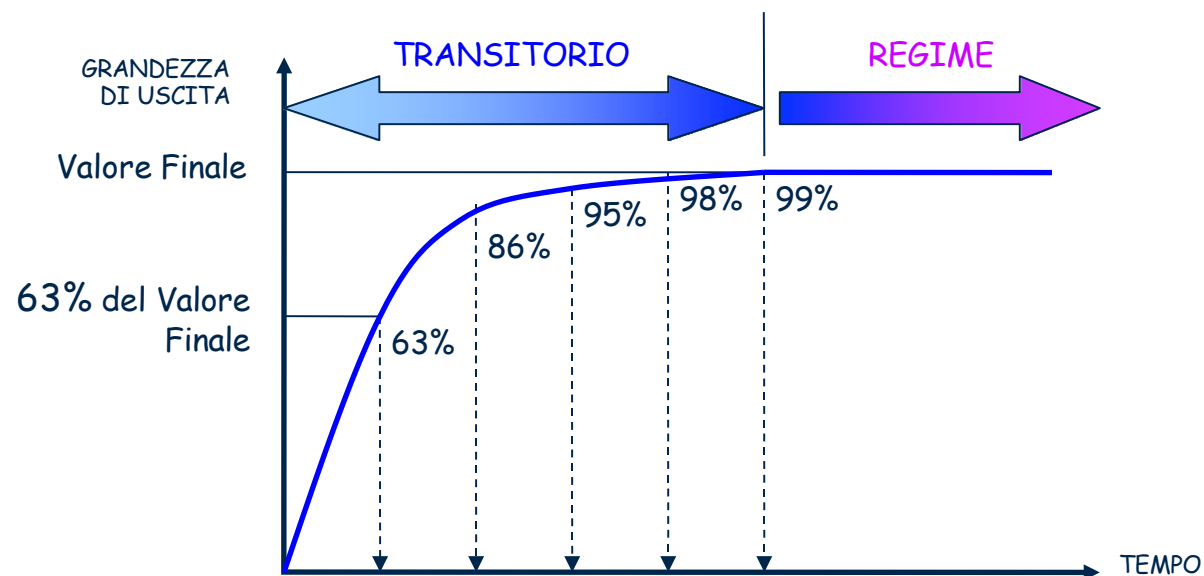
Isteresi

incapacità del trasduttore a dare lo stesso segnale in uscita sia quando il segnale di ingresso percorre un intervallo di valori in modo crescente sia quando il segnale di ingresso percorre un intervallo di valori in modo decrescente



Costante di tempo

Tempo τ il trasduttore impiega per fornire in uscita il 63% del valore finale



Caratteristiche dei Segnali Biologici

PICCOLE AMPIEZZE ($5\mu\text{V}_{pp}$ – 5mV_{pp})

⇒ 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)

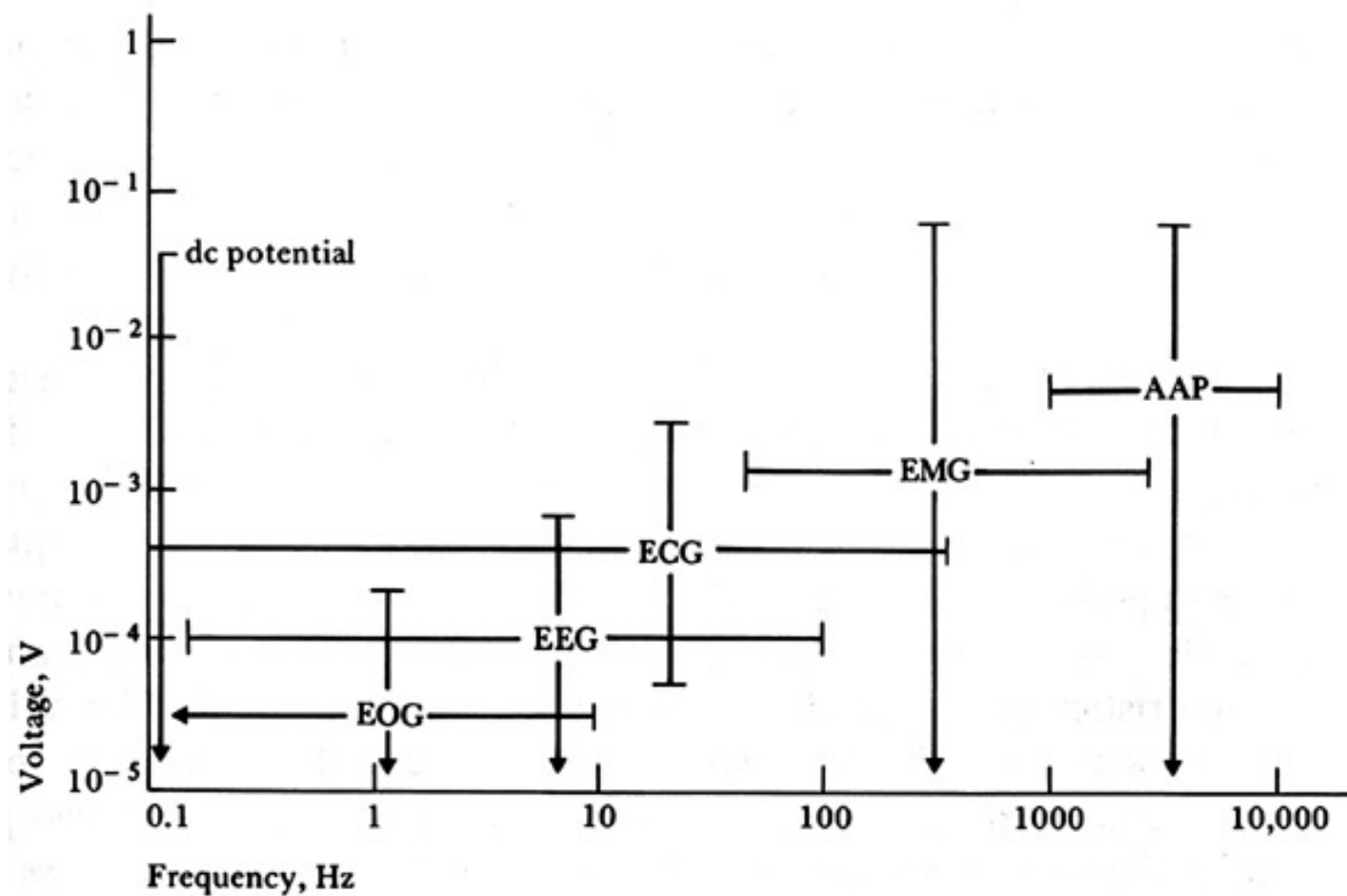
BANDE IN BASSA FREQUENZA ($< 10\text{KHz}$), TALVOLTA CON DC

⇒ FREQUENZE CAMPIONAMENTO OPPORTUNE

⇒ EVENTUALE REGOLAZIONE OFFSET

ISOLAMENTO ⇒ SISTEMI FLOTTANTI

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

Esempi di grandezze biomediche misurabili

Attività elettrica cerebrale (EEG, MEG)

proprietà meccaniche
del timpano

ERG, EOG

pressione arteriosa

flusso sanguigno

suoni cardiaci, polmonari

attività elettrica muscolare (EMG)

radiopacità

impedenza acustica

antropometria

movimenti

livello di idratazione,
flusso sanguigno cutaneo



pressione intracranica

temperatura

pressione intraesofagea

respirazione: volume VO_2 , VCO_2 ,
pressioni pO_2 , pCO_2

gittata cardiaca

attività elettrica cardiaca (ECG)

pH ematico

concentrazioni enzimatiche

mappe di potenziali, temperatura

interazione dinamica

Origine dei segnali biologici

Basali: sono segnali legati alla fisiopatologia, cioè al funzionamento normale o in presenza di malattia, dell'organismo vivente

Esempi :

- attività elettrica cerebrale (=> elettroencefalografia)
- attività elettrica cardiaca (=> elettrocardiografia)
- flussi ematici
- pressione arteriosa
- temperatura basale

Evocati: sono segnali ottenuti come risposta ad uno stimolo esterno

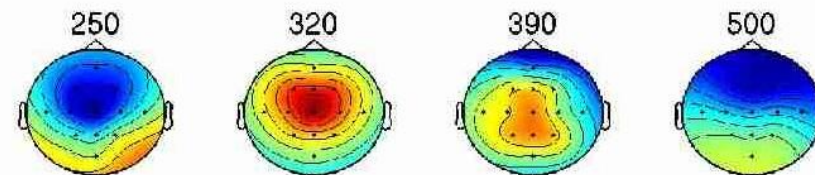
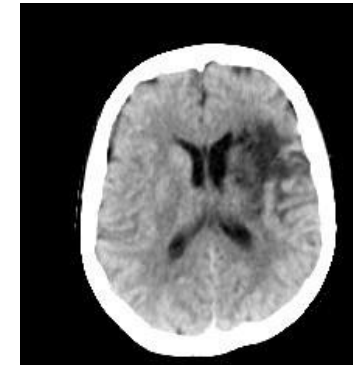
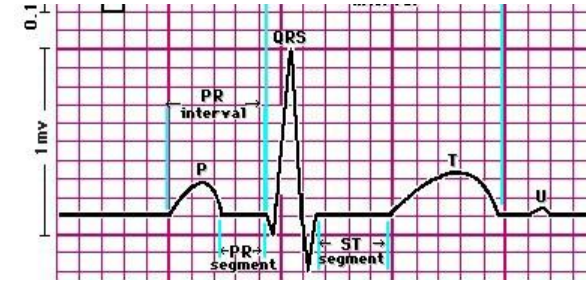
Esempi :

- potenziali evocati
- gittata cardiaca (metodo della diluizione)
- configurazione arterie coronariche (angiografia)
- immagini diagnostiche(radiologia, TAC, RMN)
- metabolismo del glucosio

Classificazione dei segnali biologici

Classificazione 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)





Classificazione dei segnali biologici

Classificazione per natura della grandezza caratterizzante:

- Segnali elettrici
- Segnali chimici
- Segnali magnetici
- Segnali meccanici
- Segnali termici

Classificazione per sistema biologico che li ha generati:

- Sistema cardiovascolare
- Sistema nervoso
- Sistema endocrino
- Apparato muscolo-scheletrico



Classificazione dei segnali biologici

Classificazione per proprietà chimico-fisiche dei tessuti che li generano:

- Impedenza acustica
- Potere di assorbimento delle radiazioni
- Proprietà istologiche
- Proprietà metaboliche
- Proprietà termiche
- Proprietà elettriche, magnetiche

I Biopotenziali

- I segnali elettrici di origine biologica rappresentano le variabili biomediche che meglio si prestano ad una analisi effettuata con strumentazioni di tipo elettronico
- I potenziali bioelettrici rappresentano il risultato dell'attività elettrochimica delle cellule "eccitabili".
- Sono cellule eccitabili:
 - le cellule muscolari (cardiache in particolare)
 - le cellule nervose (neuroni e recettori)
 - alcune cellule ghiandolari

Dove sono utilizzati i Biopotenziali

Applicazioni diagnostiche

- EMG
- ECG
- ENG
- EEG
- ERG

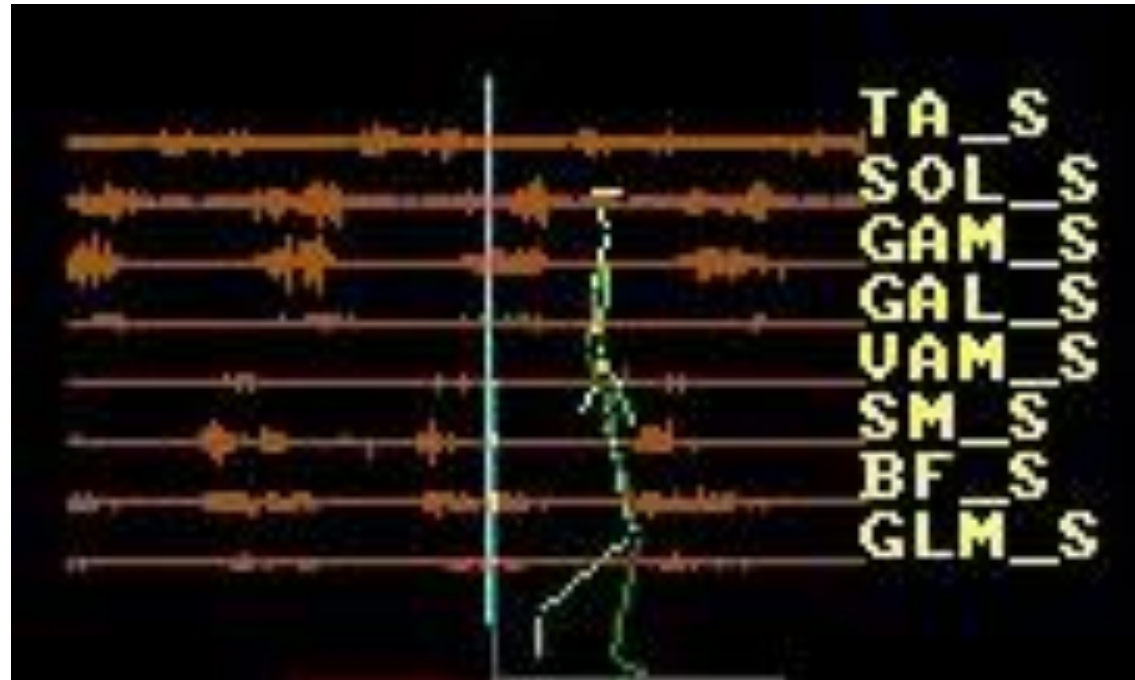
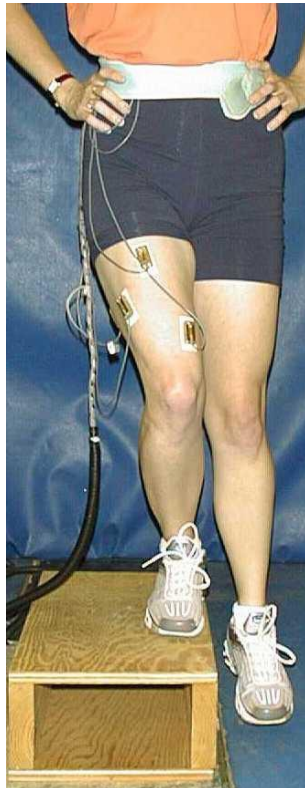
Applicazioni terapeutico-riabilitative

- Stimolazione
- Pacemaker
- Defibrillatori
- Stimolazione muscolare
- FES
- Stimolazione del frenico

Esempi di applicazioni dei Biopotenziali

EMG - Elettromiografia

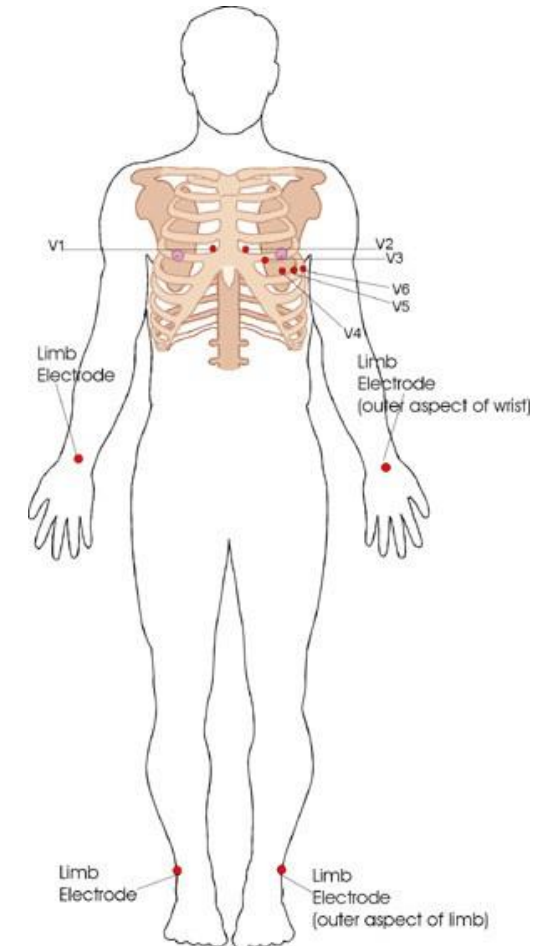
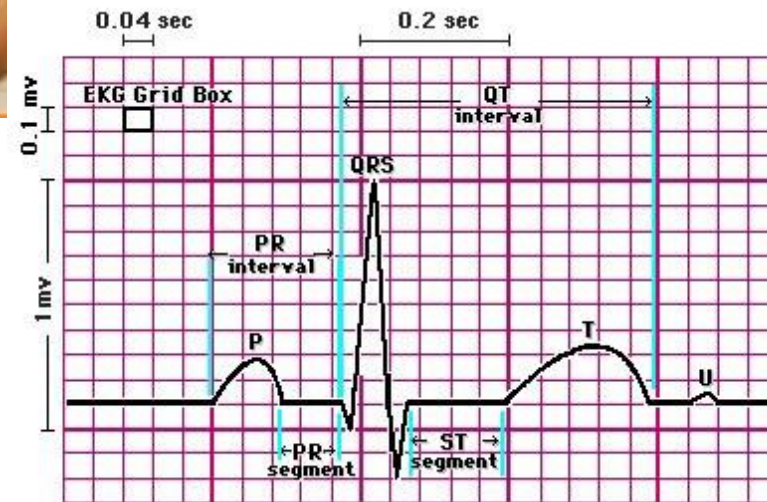
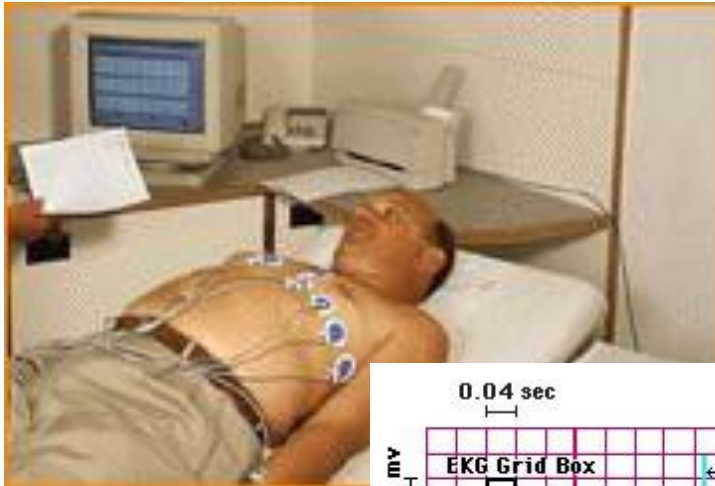
Analisi della funzionalità dell'attivazione muscolare



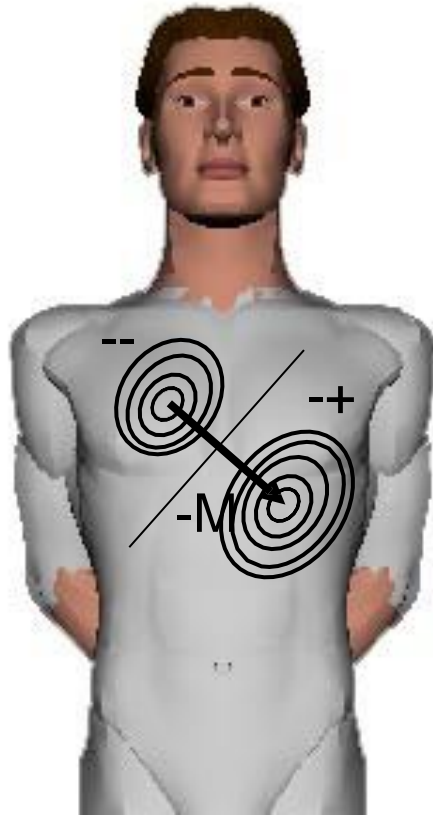
Esempi di applicazioni dei Biopotenziali

ECG - ElettroCardiografia

Analisi della funzionalità cardiaca



Esempi di applicazioni dei Biopotenziali



- l'elettrocardiografia si basa su un modello semplificato dell'attività elettrica del cuore, considerandolo come un dipolo di carica immerso in un mezzo parzialmente conduttivo (il torace)
- il campo elettrico è variabile in funzione del tempo con l'attività del cuore e viene rappresentato con un vettore (momento di dipolo) (M)
- il potenziale elettrico cardiaco appare lungo tutto il corpo e sulla sua superficie
- ponendo una coppia di elettrodi in corrispondenza di due punti anatomici diversi, misuro una differenza di potenziale tra i due elettrodi

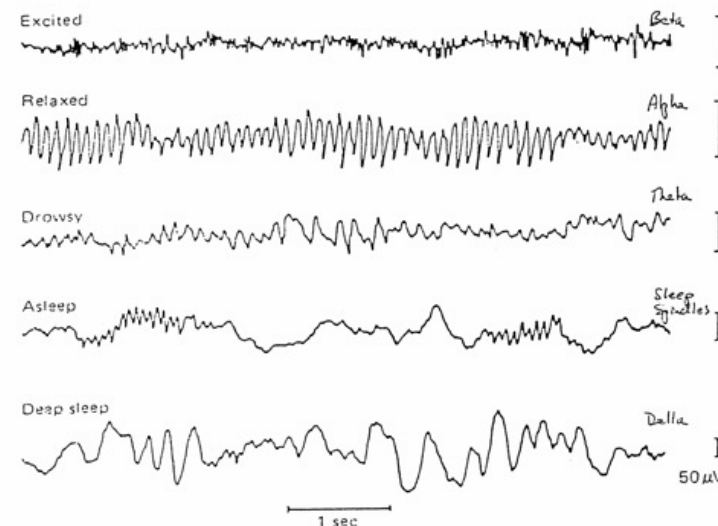
Esempi di applicazioni dei Biopotenziali

EEG - ElettroEncefalografia

Analisi della funzionalità del sistema nervoso centrale



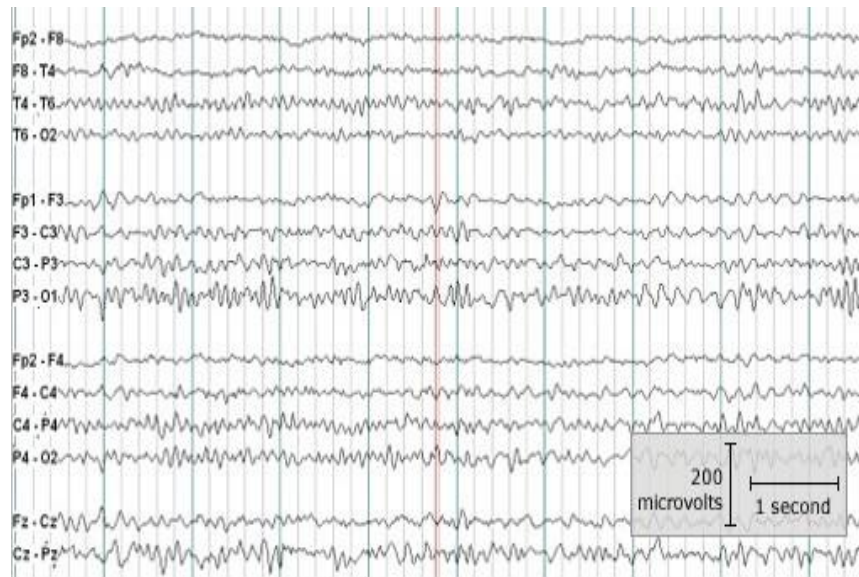
-sonno profondo	-sonnolenza	-riposo a occhi chiusi	-attività
-delta < 4 Hz	-4 Hz < theta < 8 Hz	-8 Hz < alpha < 13 Hz	-13 Hz < beta < 35 Hz
-~100 μ V	-<100 μ V	-~20-60 μ V	-~10-30 μ V



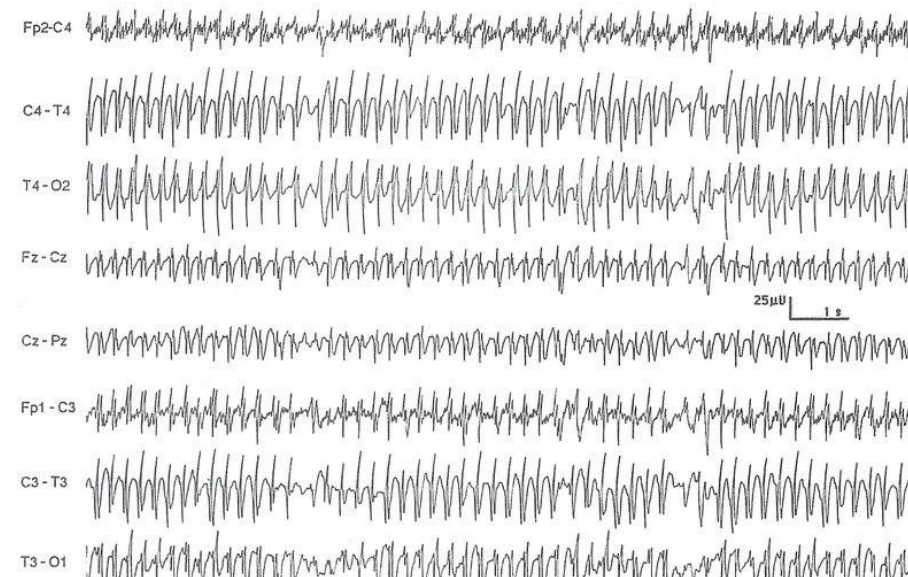
-Sincronizzazione ad alta frequenza nell'epilessia

Esempi di applicazioni dei Biopotenziali

EEG - ElettroEncefalografia



EEG Veglia Normale



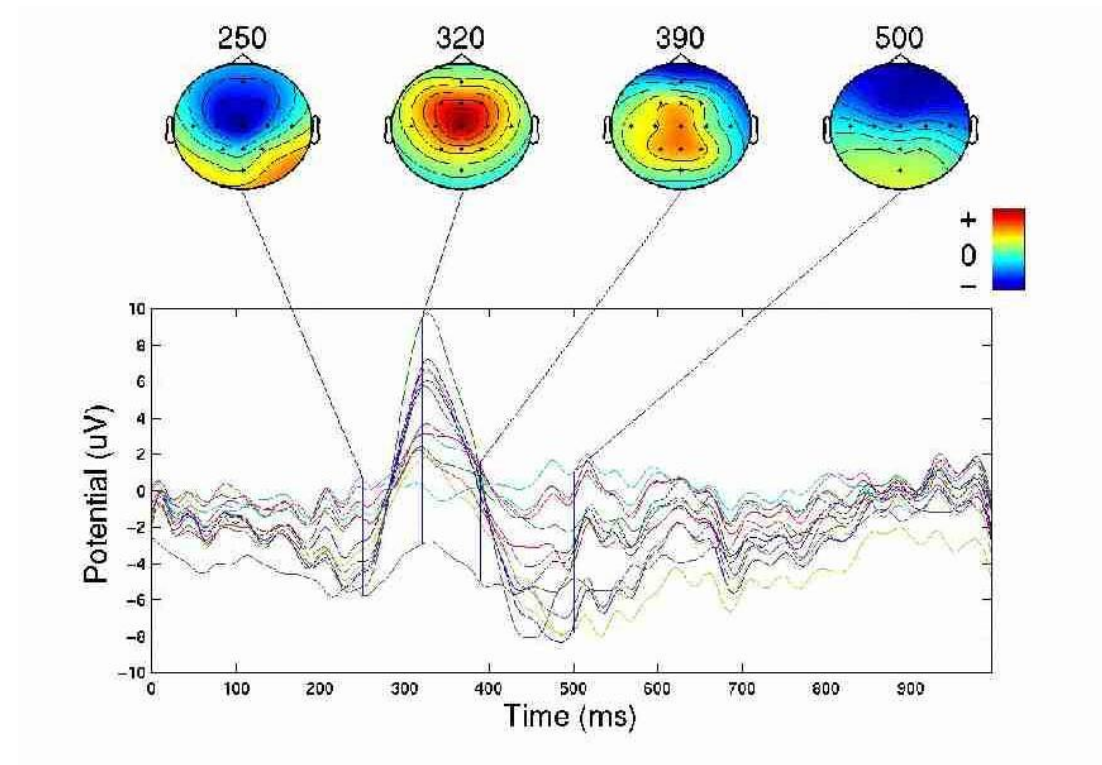
EEG Crisi Epilettica

Esempi di applicazioni dei Biopotenziali

EEG – Potenziali Corticali Evocati

Analisi della funzionalità del sistema nervoso centrale

Mappe di Potenziale

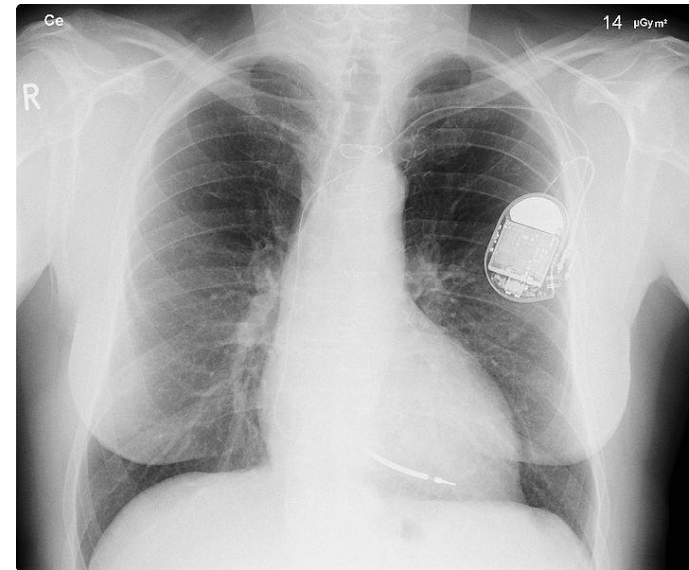


Un Esempio di biopotenziali in campo riabilitativo

Pacemaker Cardiac

Il pacemaker cardiaco è un dispositivo per il controllo della pulsatilità cardiaca.

Stimola elettronicamente la contrazione del cuore quando questa non viene assicurata in maniera normale dal tessuto cardiaco (nodo senoatriale).



Bioimmagini

Sviluppo di metodi di registrazione, elaborazione e trattamento di immagini biologiche e mediche.

Le 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)

Tipologie di bioimmagini

In base alla grandezza fisica misurata

- Radiazioni ionizzanti, attenuazione: fotoni x per radiografie e tomografie
- Radiazioni ionizzanti, emissione: fotoni gamma emessi da radionuclidi per scintigrafie e tomografie SPECT. Coppie di fotoni emessi in direzione opposta a seguito di emissione di positroni per tomografie PET
- Ultrasuoni: Onde elastiche oltre la banda uditiva umana. Il tempo di ritorno dell'eco e la sua energia sono alla base della formazione dell'immagine.
- Onde radio: Onde radio in campi magnetici da 0,5 a 15 Tesla sono legate alla frequenza di risonanza magnetica nucleare di particolari elementi (idrogeno). L'energia delle onde radio è assorbita dagli atomi e riemessa sotto forma di segnale RF utilizzato per la ricostruzione dell'immagine tomografia MRI.

Bioimmagini: RX e TAC

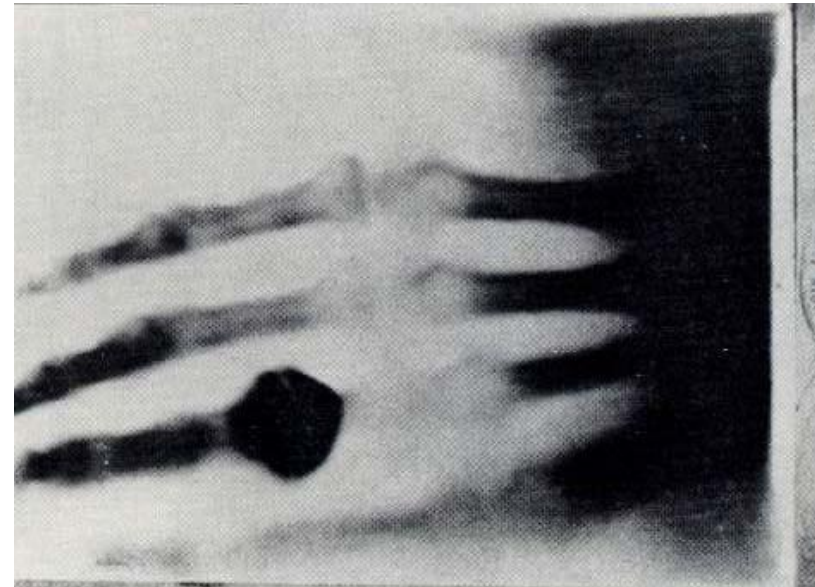
La radiografia si basa sull'utilizzo dei raggi X e sull'effetto di frenamento dovuto all'interazione tra materia e radiazione.

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

Inventata dal fisico tedesco Wilhelm Conrad Röntgen nel 1895, ha subito numerosi sviluppi e da questa sono nate altre tecniche diagnostiche.

Con l'avvento delle tecniche digitali la radiografia tradizionale è profondamente mutata nelle tecniche e nei metodi.

- Miglior risoluzione
- Minori danni ai pazienti



Bioimmagini: RX e TAC

Utilizzando particolari configurazioni di emettitori e ricevitori è possibile ricostruire immagini tomografiche (ricostruzione di volumi) a partire da proiezioni planari.

L'utilizzo di raggi X a bassa potenza permette inoltre di acquisire immagini radioscopiche dinamiche.

Pregi:

- Alta risoluzione spaziale
- Alta risoluzione temporale
- Alto contrasto

Difetti:

- Radiazioni ionizzanti
- Invasiva



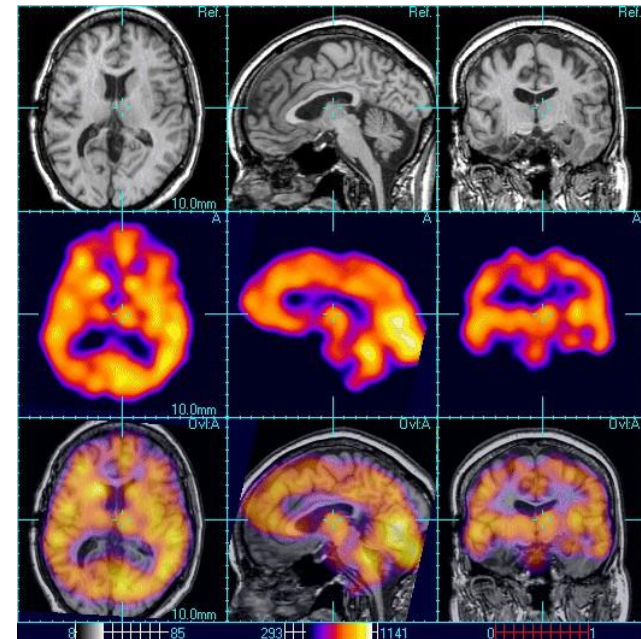
Bioimmagini: Immagini Radioscopiche – PET e SPECT

Fanno parte della medicina nucleare

La principale caratteristica di queste bioimmagini è quella di far uso di traccianti radioattivi per essere generate.

Esami di Medicina nucleare:

- SPECT cerebrale
- SPECT miocardica
- Angiocardioscintigrafia
- Scintigrafia tiroidea
- Scintigrafia ossea
- Scintigrafia polmonare
- Mammoscintigrafia



Sono esami invasivi perché fanno uso di traccianti.
Hanno una bassa risoluzione spaziale.

Bioimmagini: Ultrasuoni

Utilizzano onde sonore oltre la banda di percezione dell'uomo.

In base al mezzo in cui si trasmettono varia la velocità di propagazione dell'onda. In base all'intensità e al tempo di ritorno dell'eco è possibile ricostruire le immagini.

Pregi:

- Innocua per il paziente (non invasività).
- Ottima risoluzione temporale.
- Possibilità di ricostruzione 3d.
- Mezzi di contrasto non invasivi (microbolle).

Difetti:

- Problemi in presenza di aria e ossa.
- Bassa risoluzione spaziale



Ecografia 3d e 4d

Bioimmagini: Risonanza magnetica nucleare

Si basa sulla interazione tra onde a radiofrequenza e i tessuti biologici, quando questi sono immersi in un campo magnetico.

Scoperta del fenomeno (Bloch e Purcell nel 1946, Nobel nel 1952).
Nel 1973 Lauterbur dimostra l'utilizzo della risonanza magnetica per la ricostruzione delle immagini. Nel 2003 Lauterbur e Mansfield sono stati insigniti del premio Nobel.

Pregi:

- Non utilizza radiazioni ionizzanti: è quindi non invasiva e non provoca danni ai tessuti.
- Notevole capacità di discriminare i tessuti molli
- Possibilità di ottenere immagini di sezioni qualsiasi e di ricostruzione volumetrica.



Risonanza Magnetica Nucleare

Problema degli artefatti

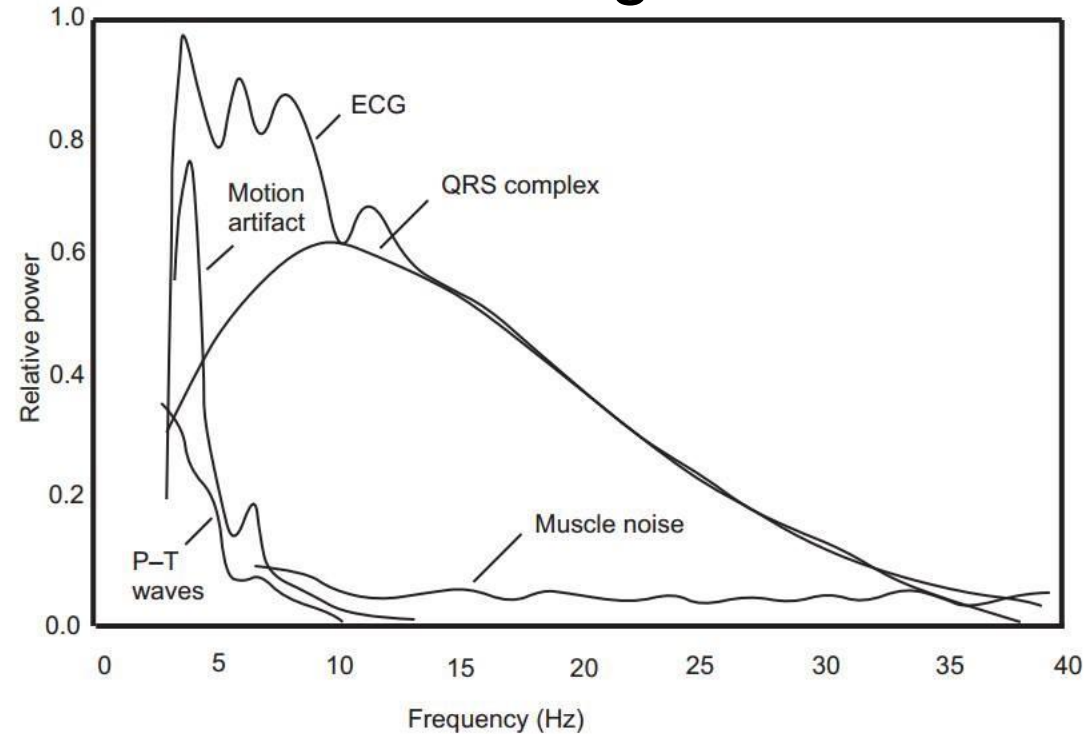


Figure 12.1 Relative power spectra of QRS complex, P and T waves, muscle noise and motion artifacts based on an average of 150 beats.

Frequenze comuni delle componenti dell'ECG:

- ✓ Frequenza cardiaca: 0.67 – 5 Hz (i.e. 40 – 300 bpm)
- ✓ Onda P: 0.67 – 5 Hz
- ✓ QRS: 10 – 50 Hz
- ✓ Onda T: 1 – 7 Hz
- ✓ Potenziali ad alta frequenza: 100 – 500 Hz

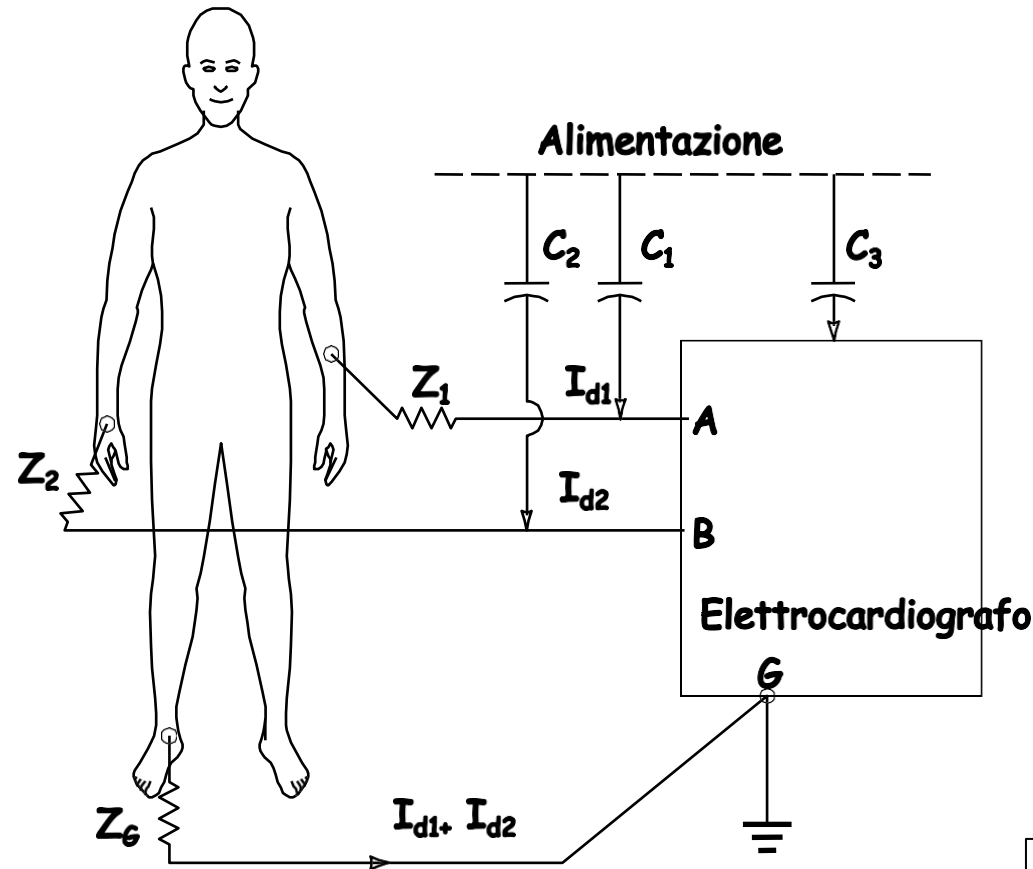
Le frequenze comuni dell'artefatto e del rumore sull'ECG:

- ✓ Muscolo: 5 – 50 Hz
- ✓ Respiro: 0.12 – 0.5 Hz (e.g. 8 – 30 bpm)
- ✓ Campo elettrico esterno: 50 o 60 Hz (frequenza di rete A/C)

Accoppiamento capacitivo

E' presente anche in assenza di corrente

✓ alimentazione e cavi, alimentazione ed elettrocardiografo



C_3 non causa interferenza

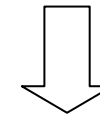
$$v_A - v_B = i_{d1}Z_1 - i_{d2}Z_2$$

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

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

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

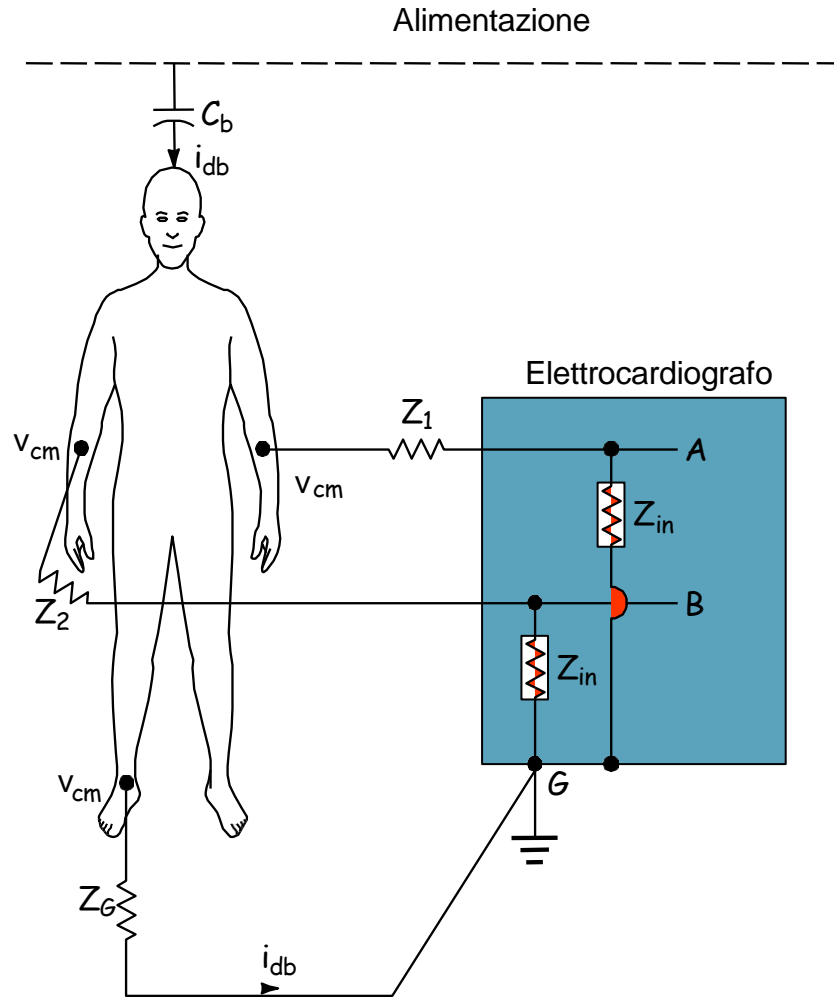
$$v_A - v_B = (6 \text{ nA})(20 \text{ kO}) = 120 \mu\text{V} !$$



Schermo con cavo coassiale

Accoppiamento capacitivo

✓ alimentazione e paziente



Z_{in} include una parte capacitiva

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

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

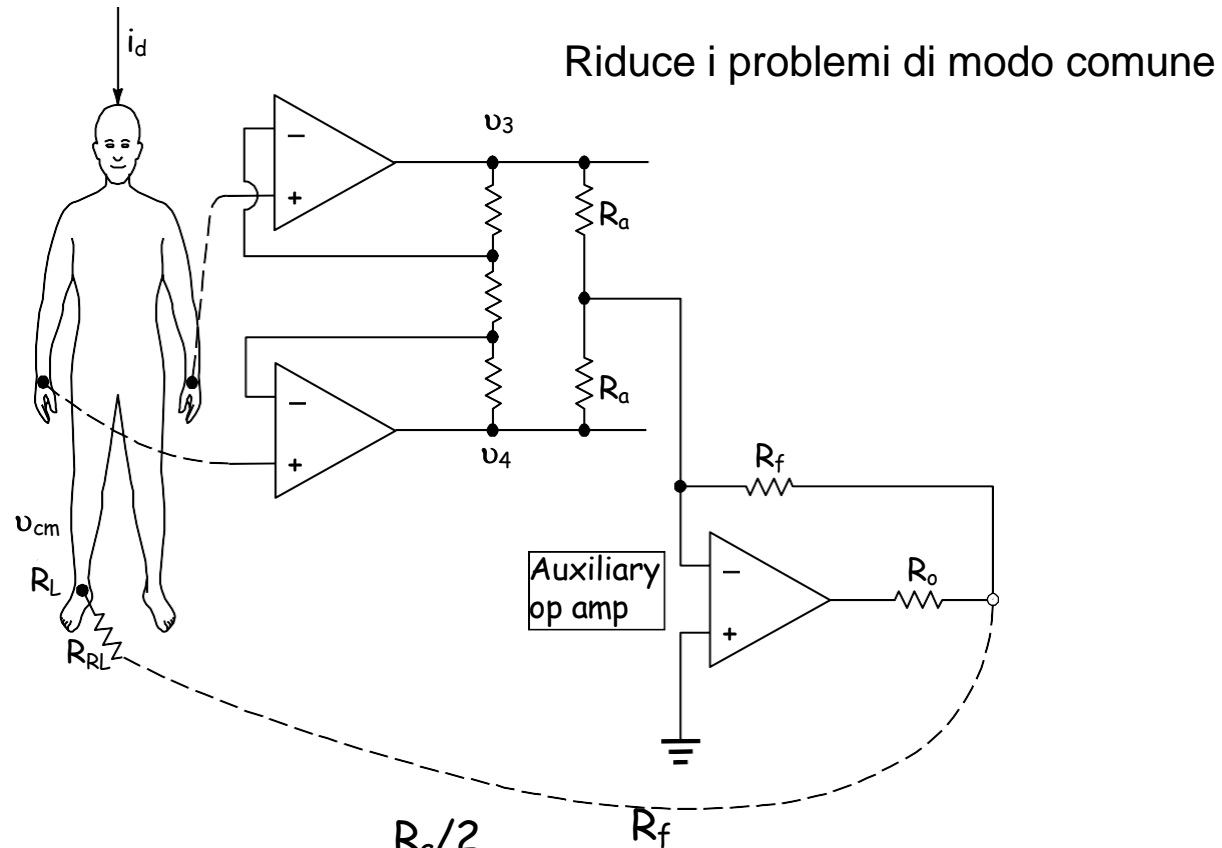
$$v_A - v_B = v_{cm} \left(\frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_2} \right)$$

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

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

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

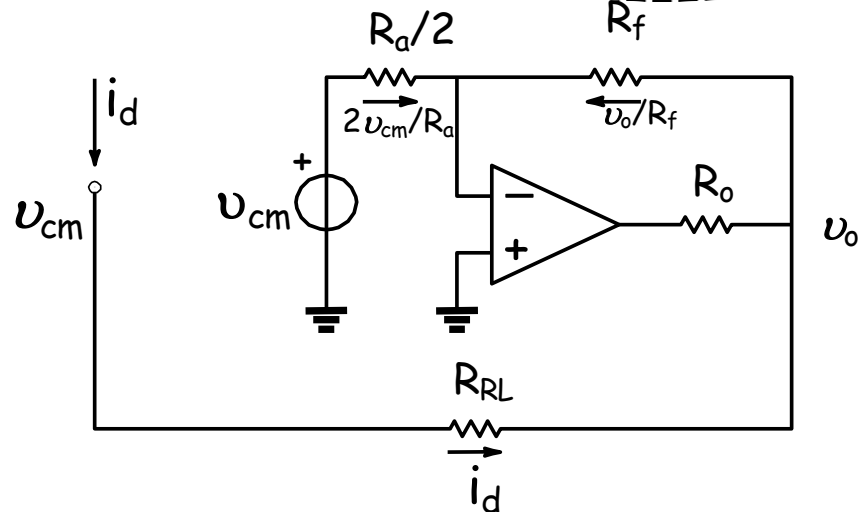
Circuito di pilotaggio della gamba destra



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

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

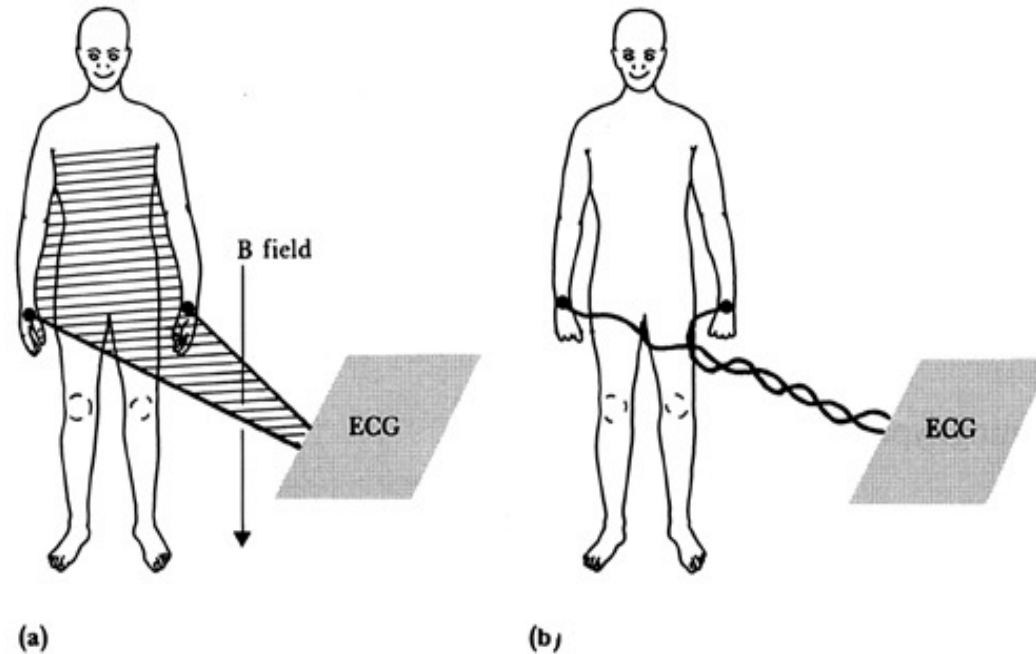
$$v_{cm} = R_{RL} i_d + v_0$$



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

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

