

Università degli Studi di Trieste

---

Corso di Laurea Magistrale in  
INGEGNERIA CLINICA

# I SEGNALI BIOELETTRICI

Corso di Complementi di Analisi di Segnali  
Biomedici

Modulo NEUROSEGNALI

Docente Sara Renata Francesca MARCEGLIA



Dipartimento di Ingegneria e Architettura



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI DI TRIESTE

# IL SEGNALE BIOELETTRICO



SEGNALE



- Grandezza fisica che varia nel tempo
- Contiene informazioni sul sistema, struttura, organo o processo che lo ha generato

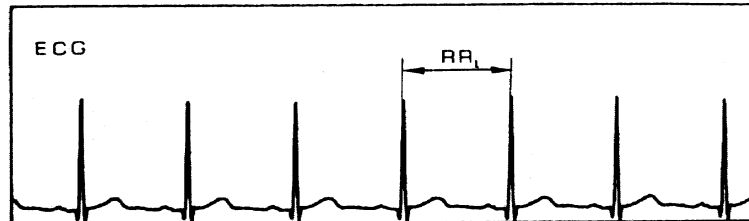
BIOELETTRICO



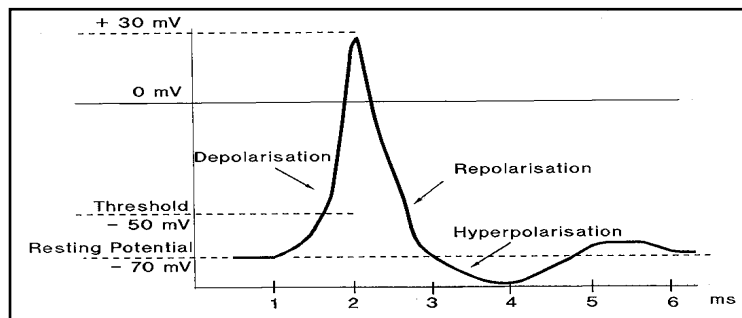
- Segnale elettrico generato da una struttura biologica
- Caso particolare di segnale biologico
- nasce come corrente elettrica (nelle fibre eccitabili)



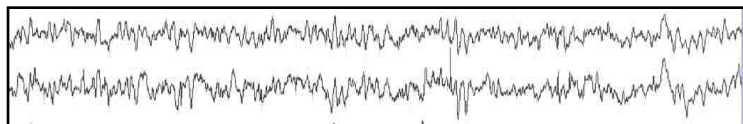
# ESEMPI



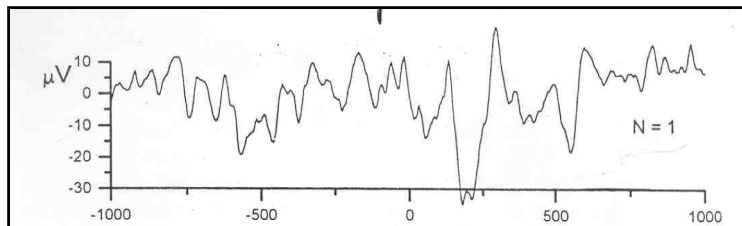
ECG



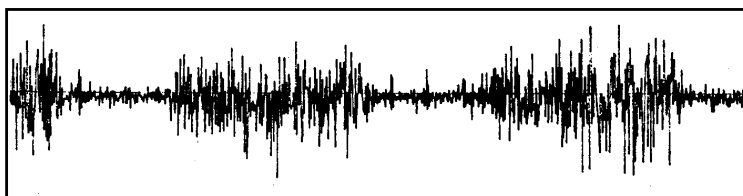
Potenziale  
d'azione



EEG



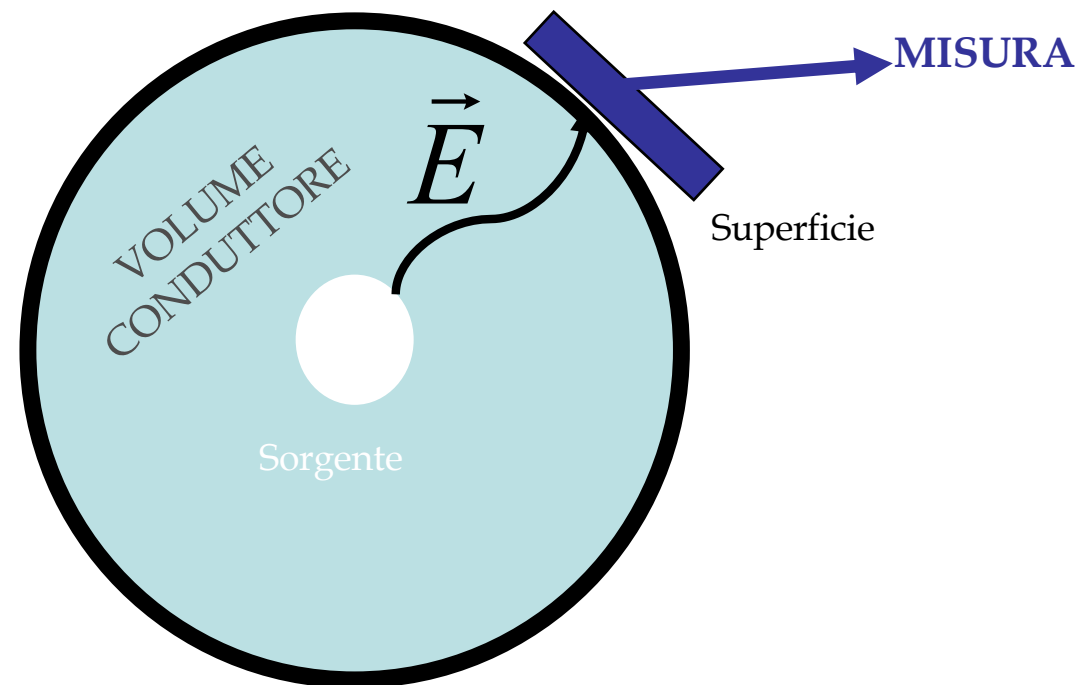
EEG+potenziali  
evocati



EMG

# GENERAZIONE DEL SEGNALE

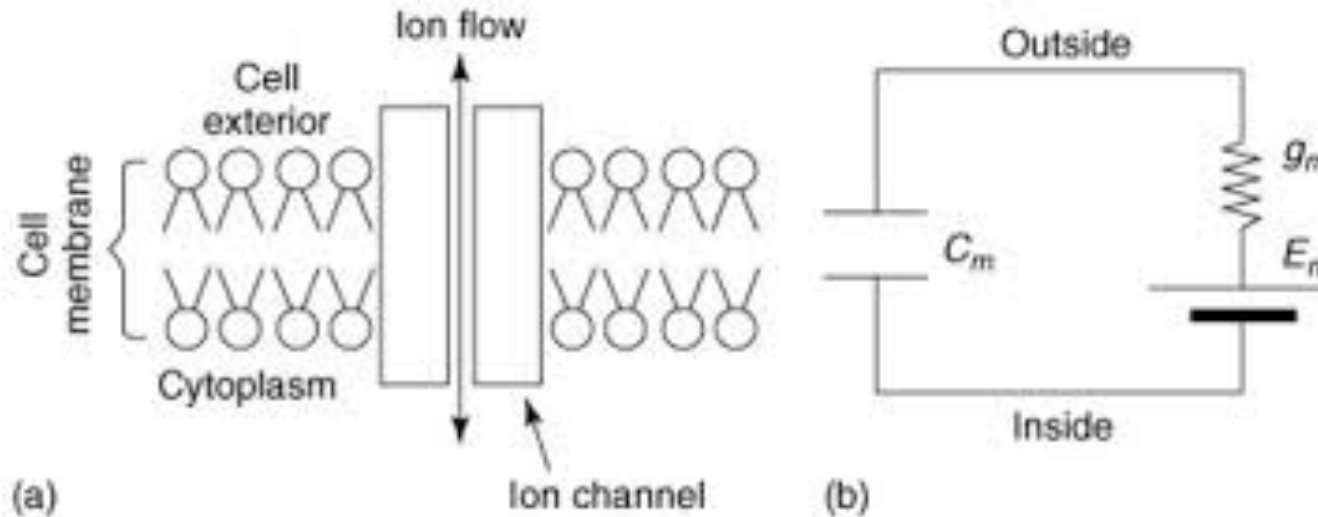
In generale, un segnale bioelettrico è un segnale generato da una sorgente (cellula o gruppo di cellule) che si trova all'interno di un volume conduttore (tessuti circostanti).



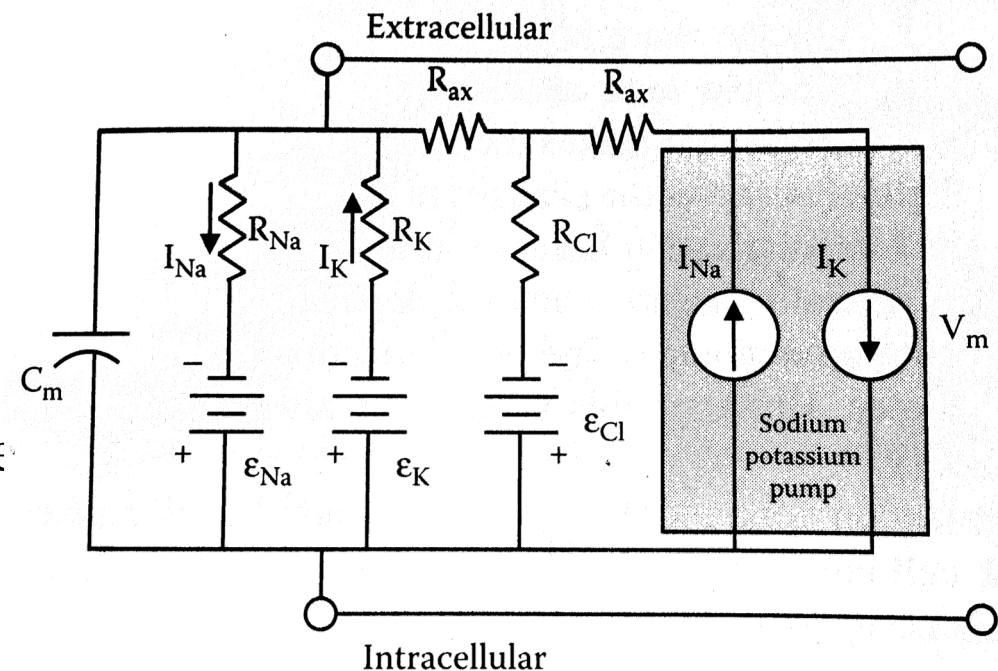
Misuro l'**EFFETTO** della sorgente sulla **SUPERFICIE** del volume conduttore



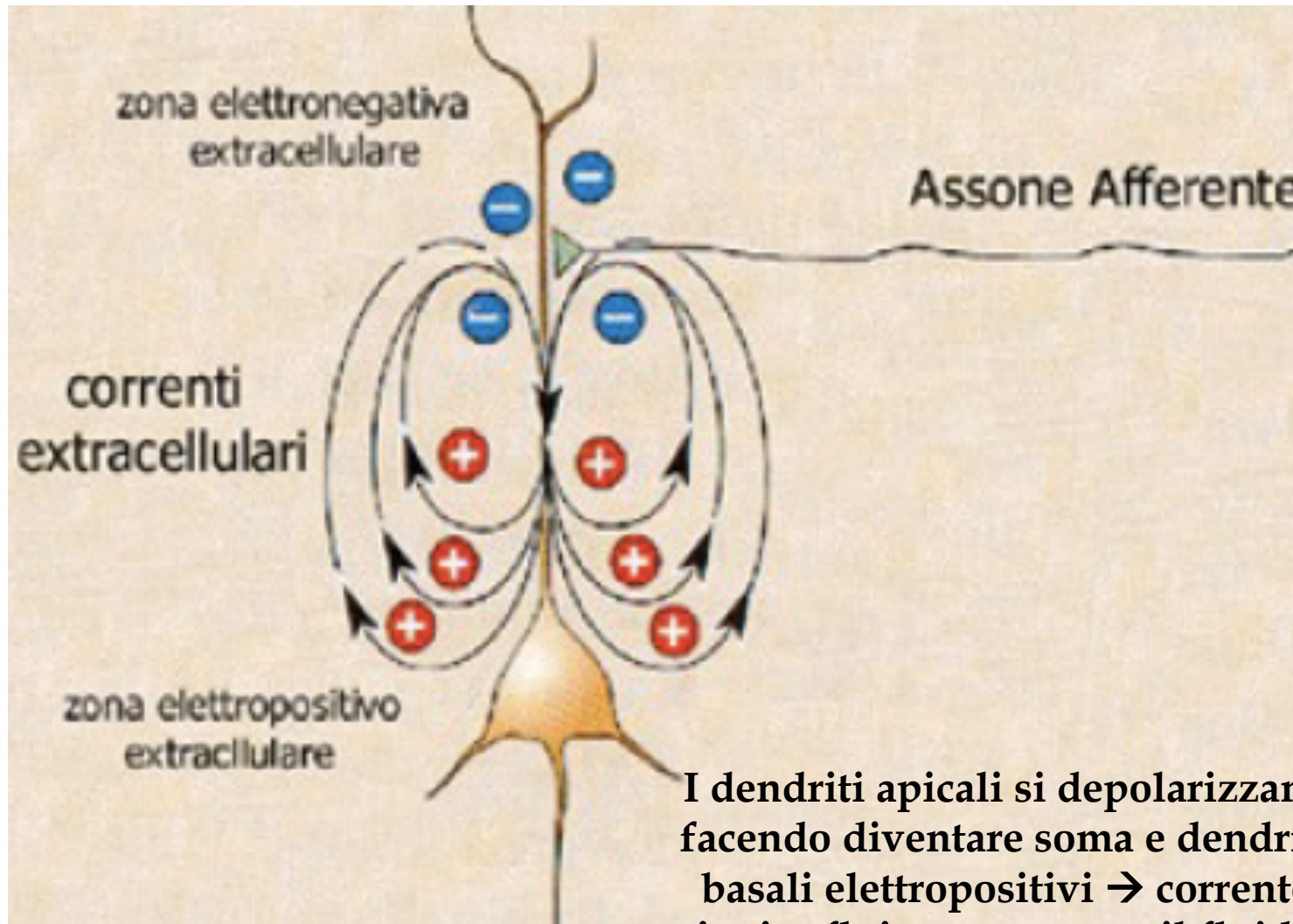
# POTENZIALI DI MEMBRANA



Ogni cellula eccitabile è caratterizzata da una membrana semipermeabile (doppio strato lipidico con canali ionici), con cariche elettriche ai due lati e correnti ioniche che la attraversano e può essere modellata come un semplice circuito elettrico



# IL DIPOLO ELETTRICO



I dendriti apicali si depolarizzano facendo diventare soma e dendriti basali elettropositivi → corrente ionica fluisce attraverso il fluido extracellulare



# SEGNALE DI POPOLAZIONE



Il segnale registrato dall'EEG rappresenta l'attività di una popolazione di neuroni, ciascuno dei quali è rappresentato da un singolo dipolo elettrico di origine elettrochimica

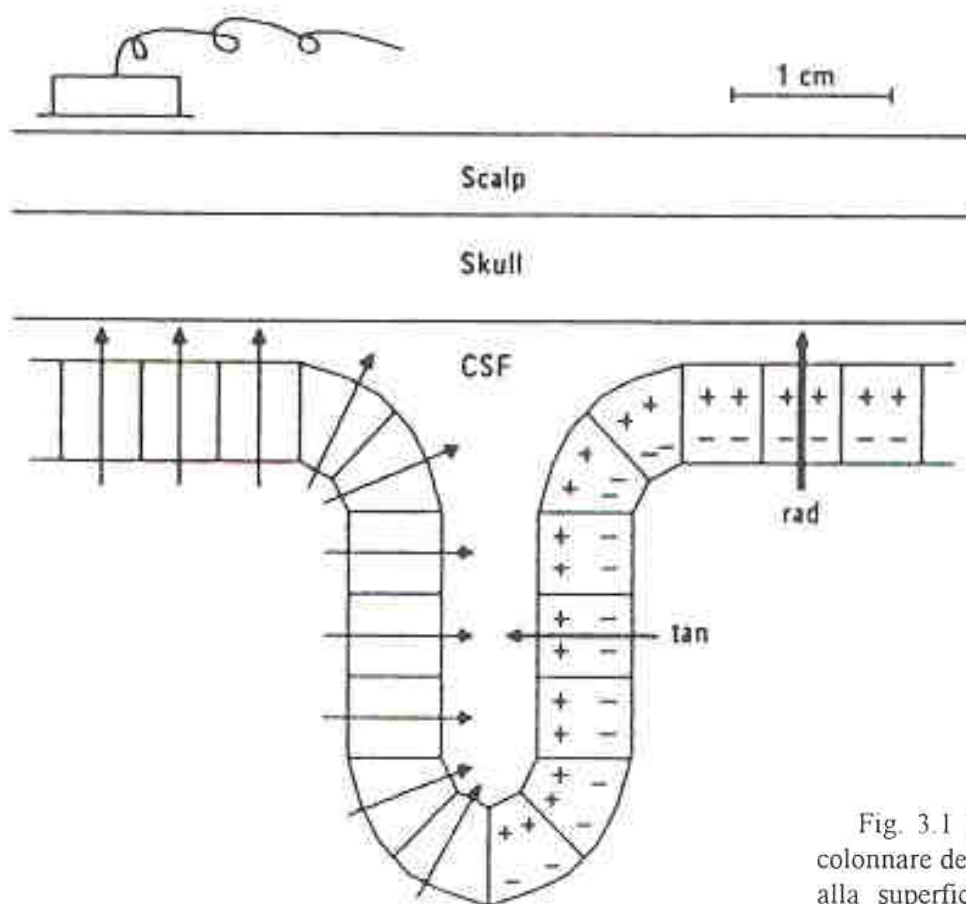


Fig. 3.1 Diagramma schematico di una piega corticale. A causa dell'organizzazione colonnare della corteccia, le source (+) e sink (-) di corrente sono disposte ortogonalmente alla superficie corticale. Ciò viene approssimato con dipoli radiali per i segmenti superficiali, con dipoli tangenziali per segmenti scissurali e con dipoli obliqui per segmenti scissurali aventi orientamento differente. Un singolo dipolo equivalente radiale e tangenziale dà una buona approssimazione dell'attività complessiva dei segmenti rispettivamente ai lati e all'interno di una piega [Scherg, 1990].

# CATENA DI ACQUISIZIONE

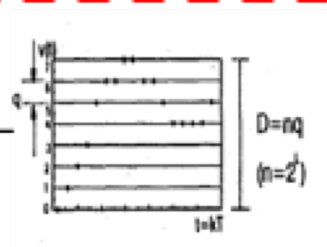
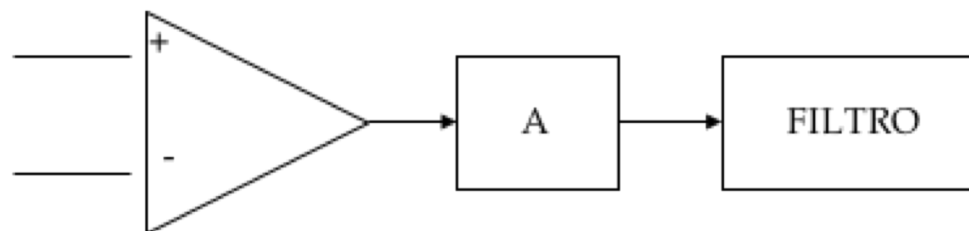
## Elaborazione ANALOGICA



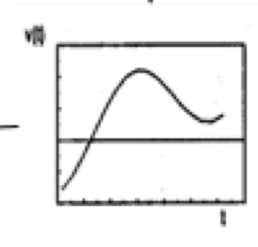
Interfaccia



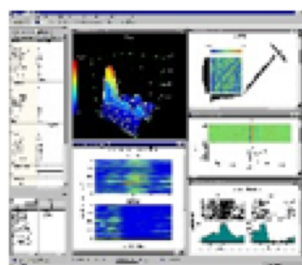
elettrodi



Segnale  
Digitale



Segnale Analogico



Elaborazione  
DIGITALE





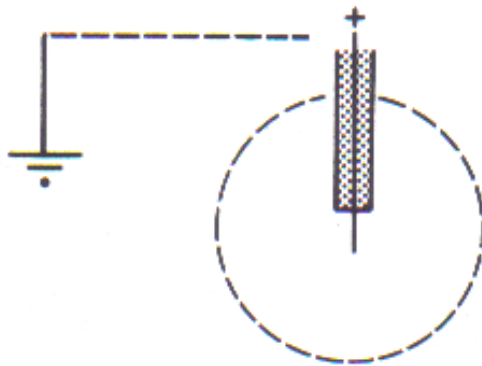
# INTERFACCIA

- Interfaccia organismo-sistema di misura
- Gestiscono il passaggio da segnale elettrochimico a segnale elettrico
- Metallo ( $\text{Ag}/\text{AgCl}_2$ ) ; contatto mantenuto mediante gel salini
- Nell'elettrodo si genera una corrente elettrica proporzionale al campo elettrico generato dal potenziale elettrochimico
- Il segnale che si misura è la **differenza di potenziale** tra il punto in cui si trova l'elettrodo e un altro punto
- Il segnale registrato dipende da:
  - **Posizione dell'elettrodo**
  - **Configurazione di registrazione**

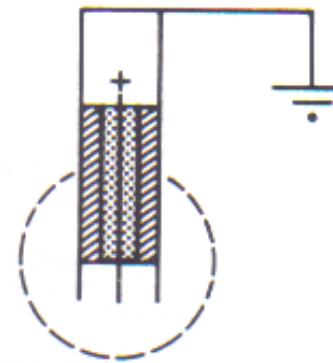
# TIPOLOGIE DI ELETTRODI



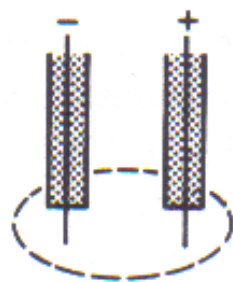
Monopolar



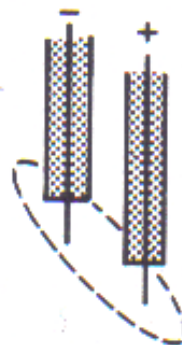
Concentric Monopolar



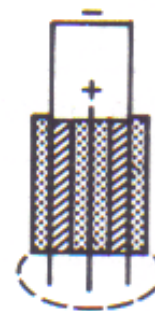
Bipolar



or



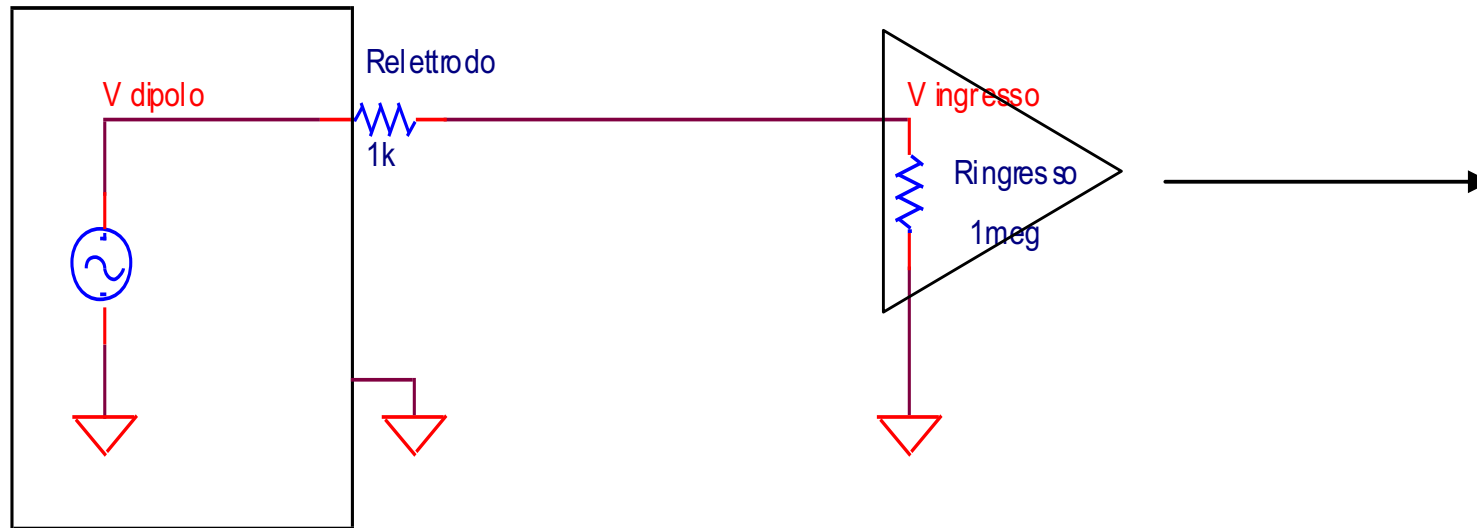
Concentric Bipolar



Pseudo-Concentric



# IMPEDENZA DELL'ELETTRODO



$$V_{\text{ingresso}} = \frac{R_{\text{ingresso}}}{R_{\text{ingresso}} + R_{\text{elettrodo}}} \cdot V_{\text{dipolo}}$$

- Se  $R_{\text{elettrodo}}$  è minima  $\rightarrow$  l'ampiezza del segnale in ingresso è simile alla  $V_{\text{dipolo}}$
- Registrazione differenziale  $\rightarrow$  gli elettrodi devono essere bilanciati per evitare tensioni differenziali artificiali





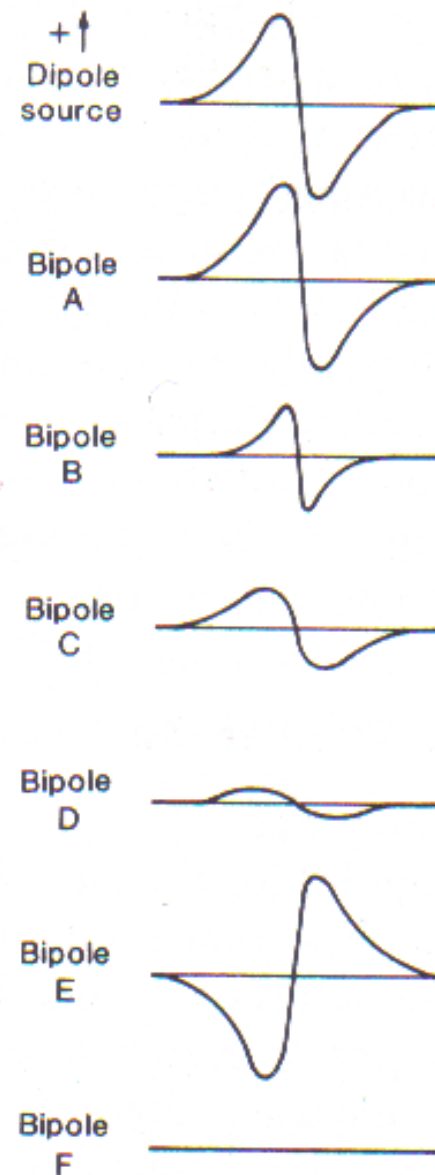
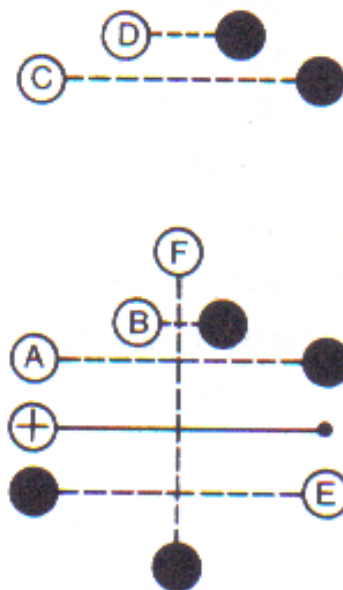
## CONSIDERAZIONI PRATICHE

- Se si aumenta l'area di contatto di un elettrodo diminuisce la sua impedenza ma anche la selettività nei confronti del dipolo target, occorre trovare un compromesso, sempre in relazione all'ampiezza dei segnali da registrare (EEG 10 $\mu$ V, EMG 10mV).
- Quando si usano elettrodi per microregistrazione o i segnali sono poco ampi, occorre aumentare l'impedenza in ingresso della strumentazione, ciò comporta problemi tecnici (costo della strumentazione).
- Maggiore è l'impedenza degli elettrodi, maggiore è la suscettività del sistema ai disturbi esterni, più difficile è quindi la misura.
- Più il segnale è debole più è difficile la misura.

# GEOMETRIA DI REGISTRAZIONE



Possiamo pensare un dipolo elettrico come un'antenna. Quello che si fa quando si effettua una misura è come quello che si fa andando a posizionare un'antenna di ricezione. Occorre quindi scegliere una configurazione ottimale.

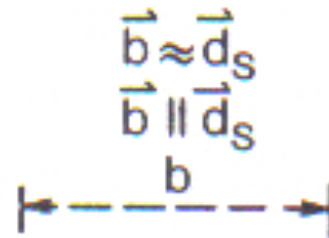


# GEOMETRIA DI REGISTRAZIONE

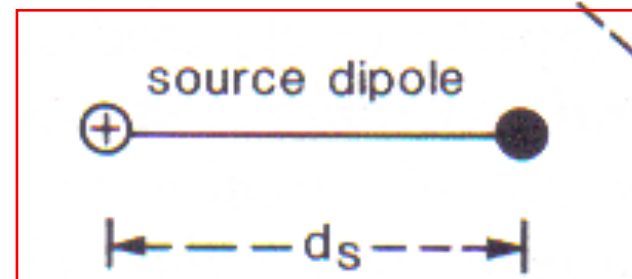
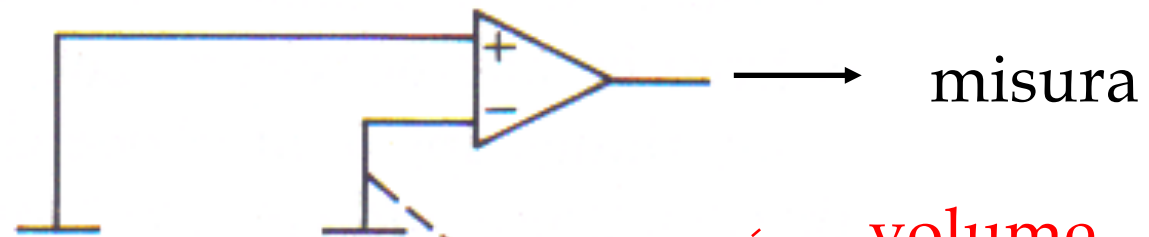
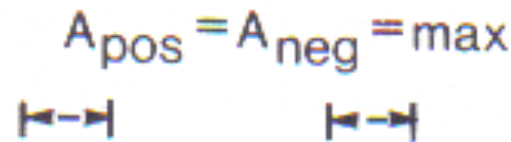
$b$ =distanza di separazione punti di misurazione

$d_s$ =distanza dipolo

$A_{pos}=A_{neg}$ =>area degli elettrodi di registrazione



**Configurazione ottimale di registrazione**

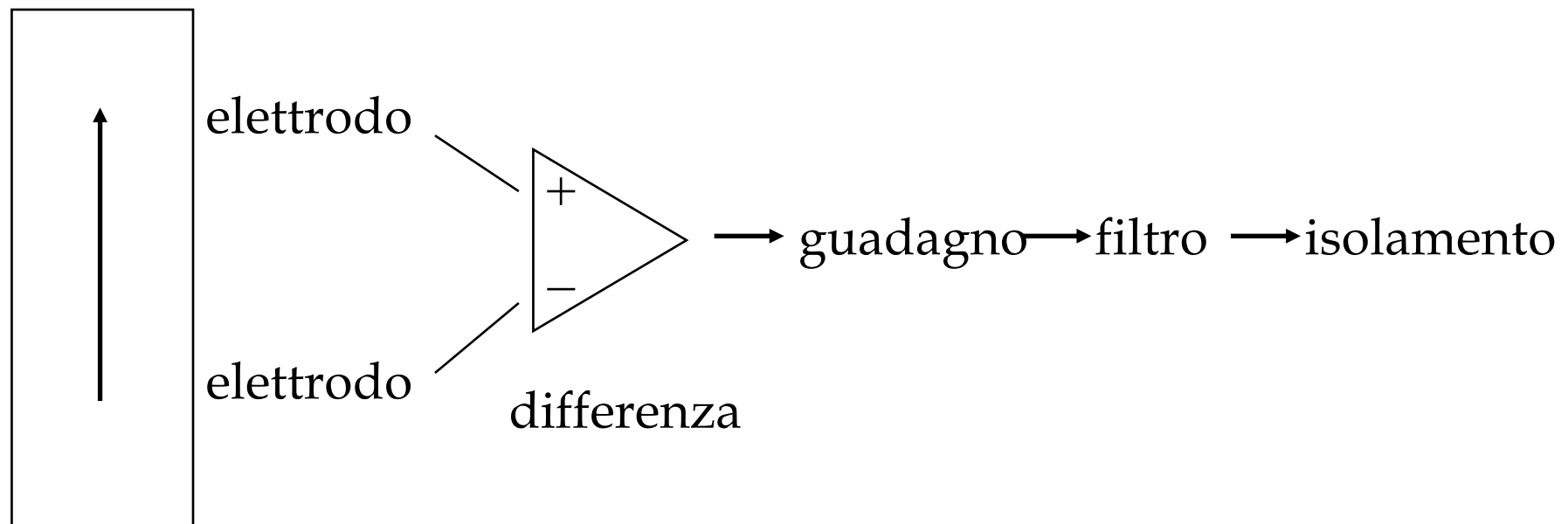


**volume conduttore**

Sistema di misurazione biopotenziali

# ELEMENTI DEL SISTEMA DI MISURA

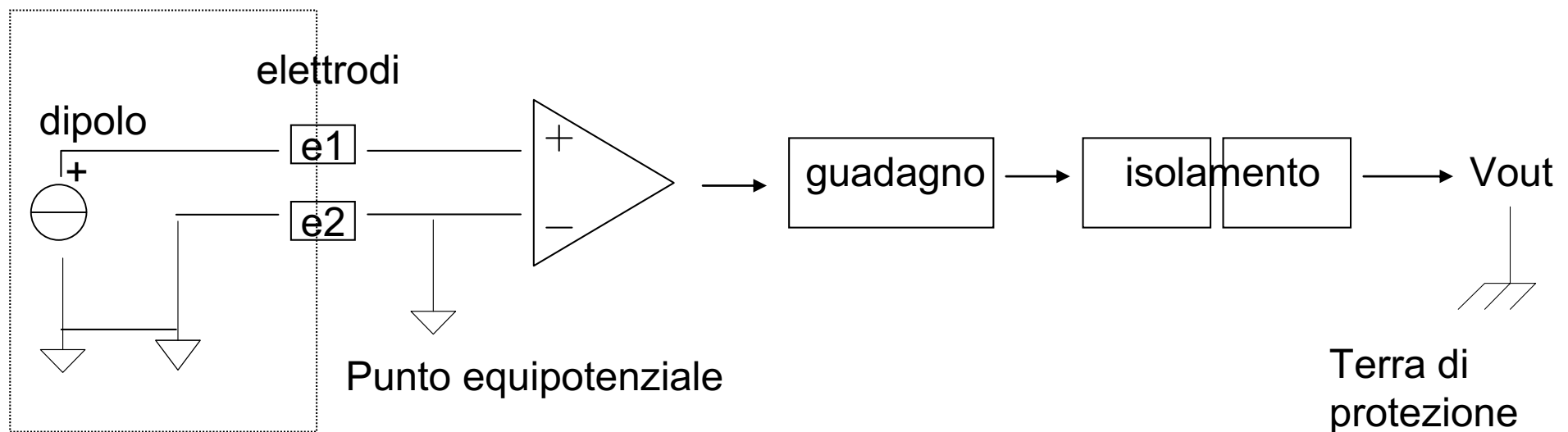
Target: avere un segnale in uscita proporzionale al segnale misurato in modo da poterlo convertire digitalmente → questo implica un **processo di amplificazione e opportuno filtraggio**



# MISURA MONOPOLARE

Una tensione elettrica è sempre in relazione ad un punto di riferimento.

- $V_{out}$  = tensione di uscita riferita alla terra di protezione
- $V_{e1}$  = tensione sull'elettrodo 1 riferita ad punto equipotenziale, ossia con  $V=0$
- $V_{e2}$  = elettrodo 2 viene connesso al punto equipotenziale del sistema di misura



$$V_{out} = (V_{e1} - V_{e2}) * G = (V_{e1} - 0) * G = V_{e1} * G$$

Esempio:  $V_{e1} = 1\text{mV}$     $V_{out} = 1\text{V}$     $G=1.000$

# MISURA BIPOLARE

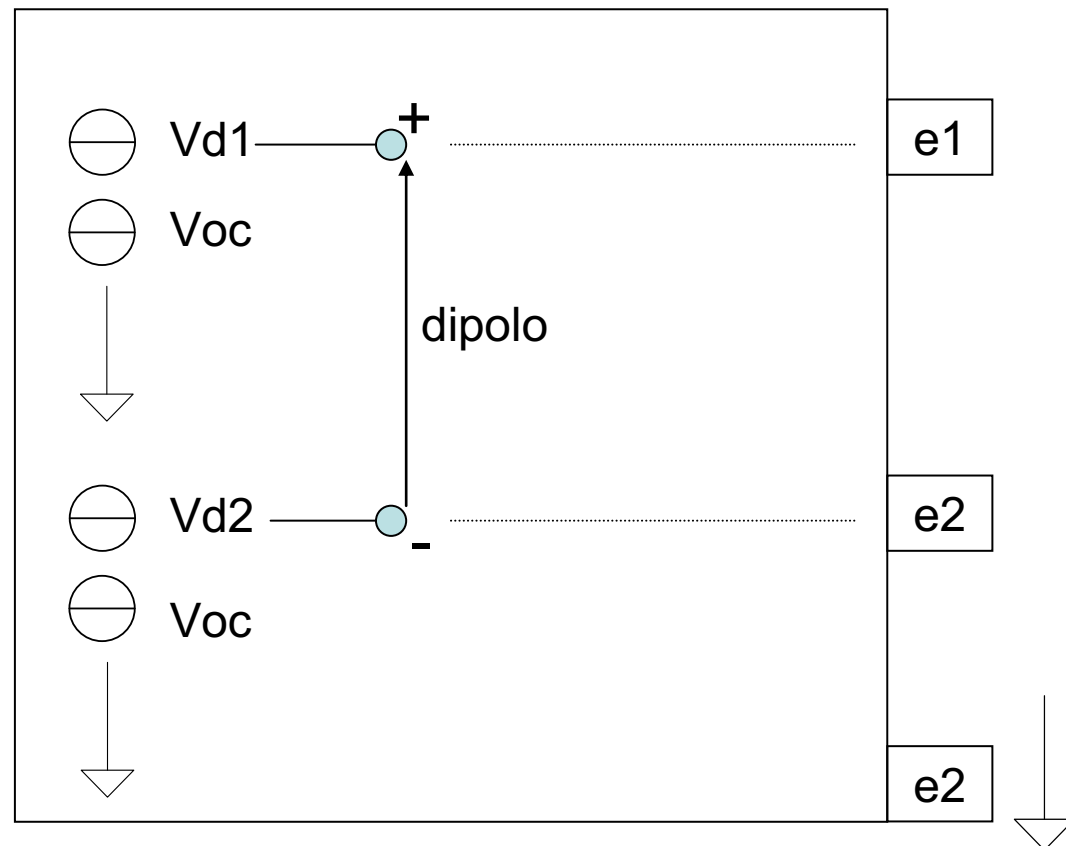
Il corpo umano è perturbato da campi elettrici interni ed esterni che non variano a livello locale.

Ciò significa due tensioni elettriche misurate rispetto un punto comune sono composte da **Tensione di Modo Comune** (uguale in ciascun punto) e **Tensione Differenziale**

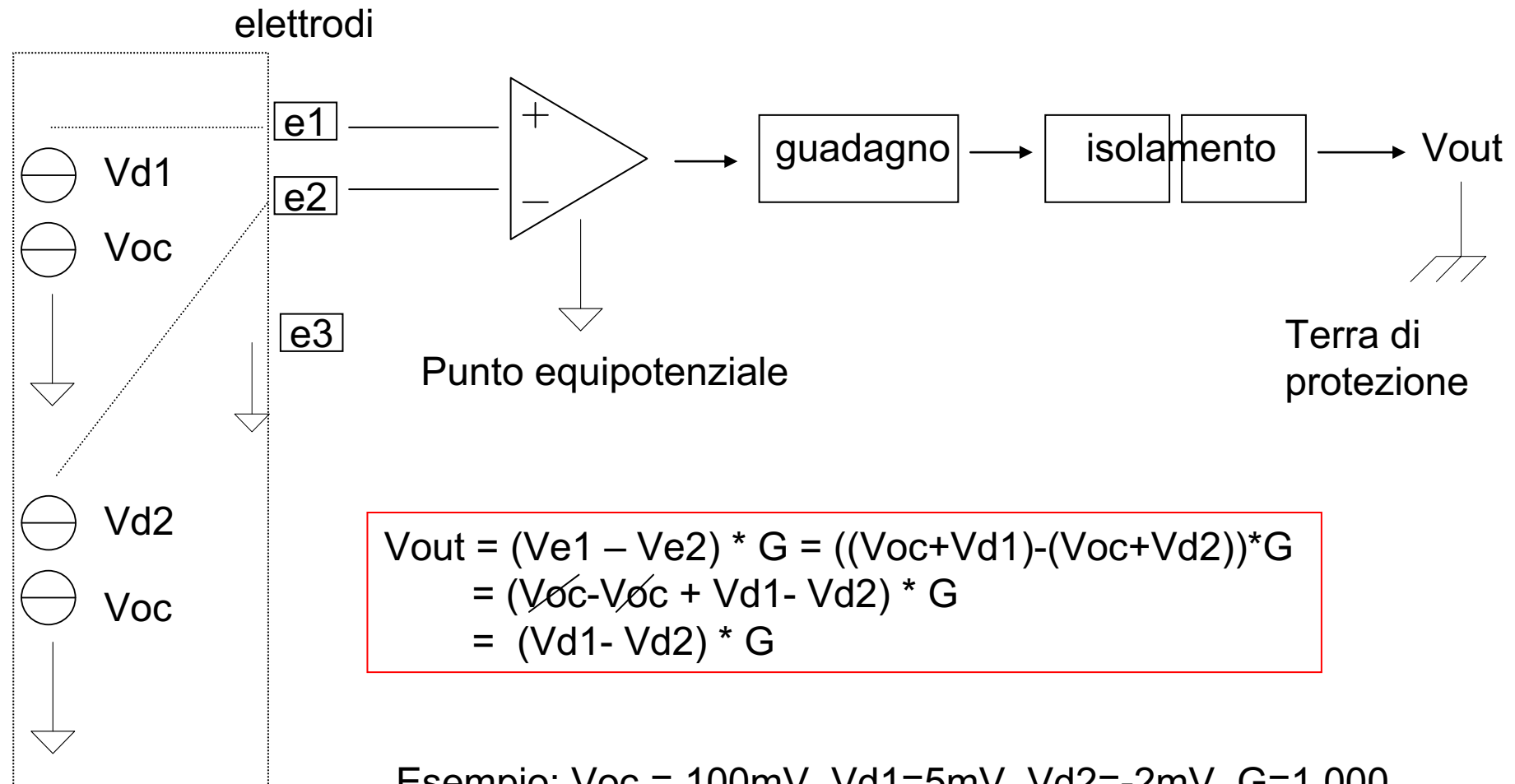
$V_{oc}$  = tensione di modo comune

$V_{d1}$  = tensione differenziale 1

$V_{d2}$  = tensione differenziale 2



# MISURA BIPOLARE



Esempio:  $V_{oc} = 100\text{mV}$ ,  $V_{d1} = 5\text{mV}$ ,  $V_{d2} = -2\text{mV}$ ,  $G = 1.000$   
 $V_{out} = 7\text{V}$



# RUMORI E DISTURBI



Un **disturbo** è un fenomeno fisico di cui in linea di principio si può eliminare la sorgente (rete elettrica)

Un **rumore** è un fenomeno fisico intrinseco nel sistema di misura (rumore del chip, segnale biologico diverso da quello che si vuole misurare)

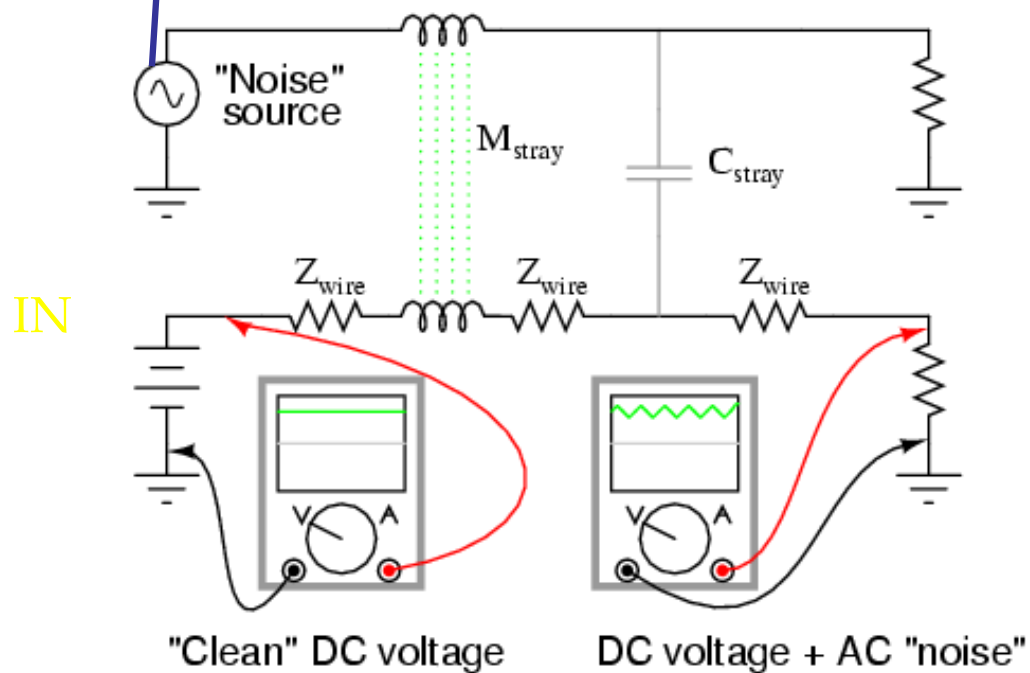
# ORIGINE

Rete elettrica

Sistemi di telecomunicazione

Elettromedicali

Elettrodomestici

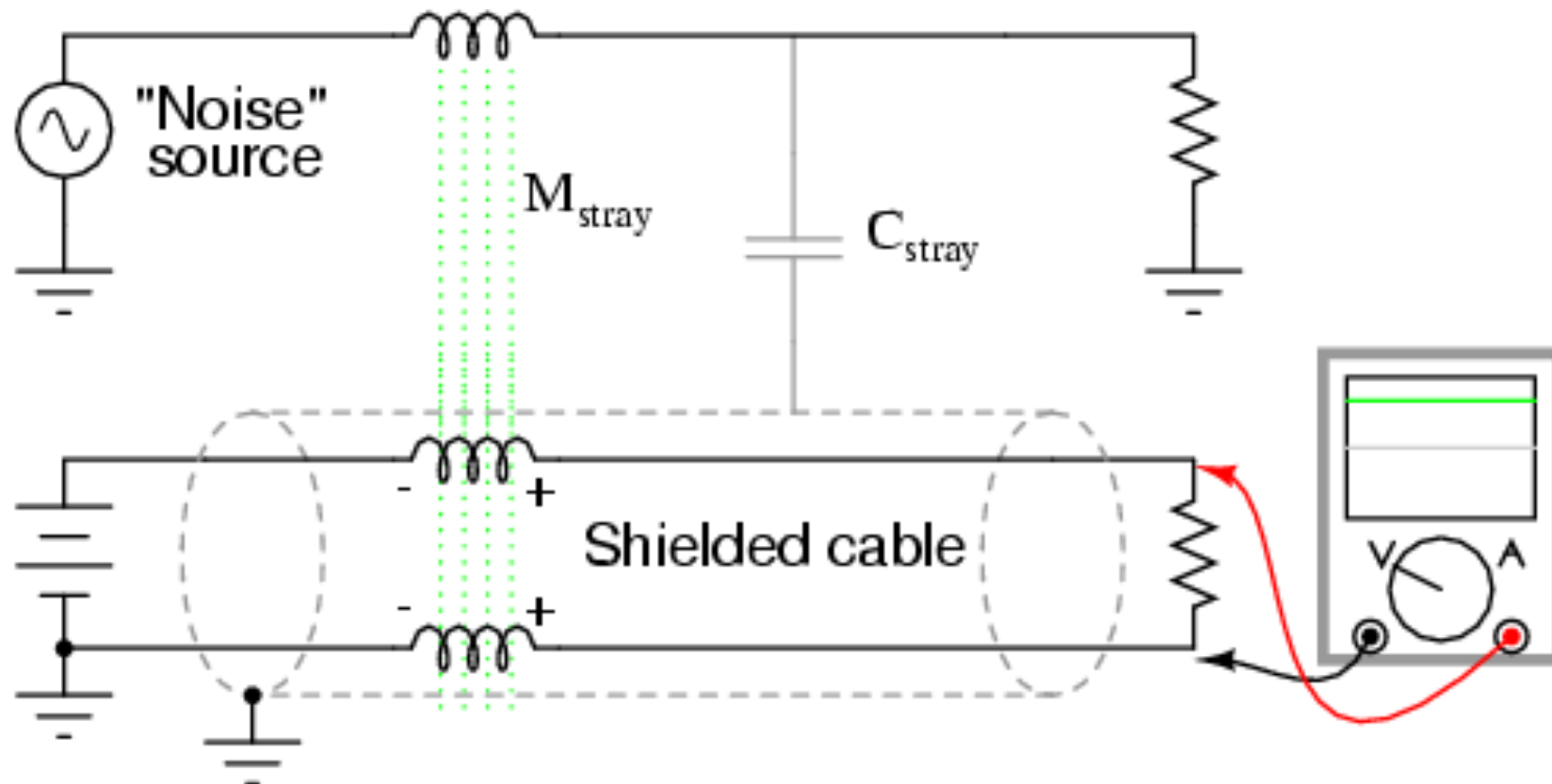


OUT

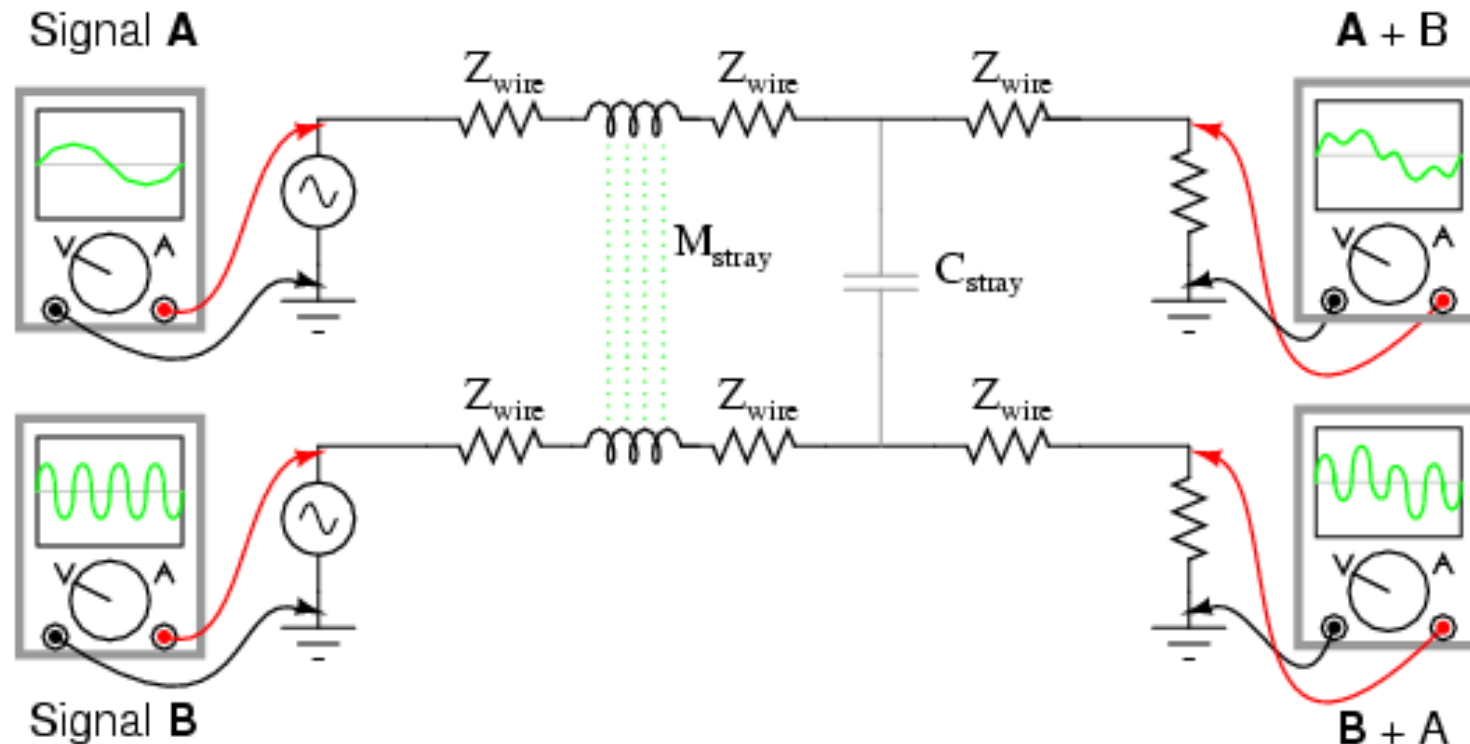
$C_{stray}$  = Capacità parassita  
 $M_{gray}$  = Mutua Impedenza  
 $Z_{wire}$  = Resistenza del filo

# RIDUZIONE DEI DISTURBI

1. Usare il più possibile **connessioni corte** per diminuire la  $Z_{\text{wire}}$ .
2. **Non avvolgere il filo**, ciò aumenta  $M_{\text{wire}}$ .
3. Usare **cavi schermati**, ossia rivestimenti metallici connessi al riferimento del sistema di misura in modo di ridurre la  $C_{\text{stray}}$ .



# ACCOPPIAMENTO DI SEGNALI



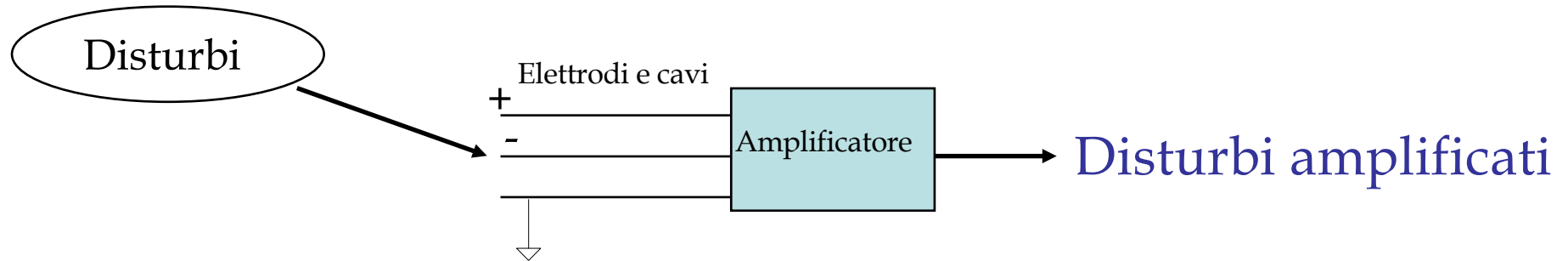
Evitare il più possibile di avvicinare cavi che conducano segnali di natura diversa, ad esempio cavi di alimentazione con cavi di registrazione, cavi di stimolazione con cavi di alimentazione.



## PARTI CONDUTTRICI E ANTENNE

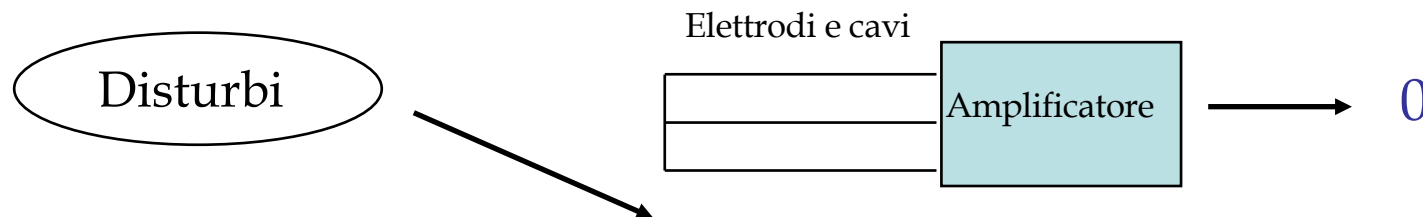
- Ogni materiale conduttore non messo a terra rappresenta fisicamente un antenna, perciò riceve una parte di disturbi elettromagnetici e una parte viene ritrasmessa, contribuendo quindi a generare altre onde elettromagnetiche, e quindi un maggior disturbo.
- Occorre quindi mettere a terra tutte le parti metalliche.
- Anche gli operatori e i pazienti sono delle antenne ma non devono venir messi a terra.
- L'operatore dovrebbe quindi stare a distanza del paziente per non introdurre anch'esso disturbo sul sistema di misura.

# CANALI NON UTILIZZATI

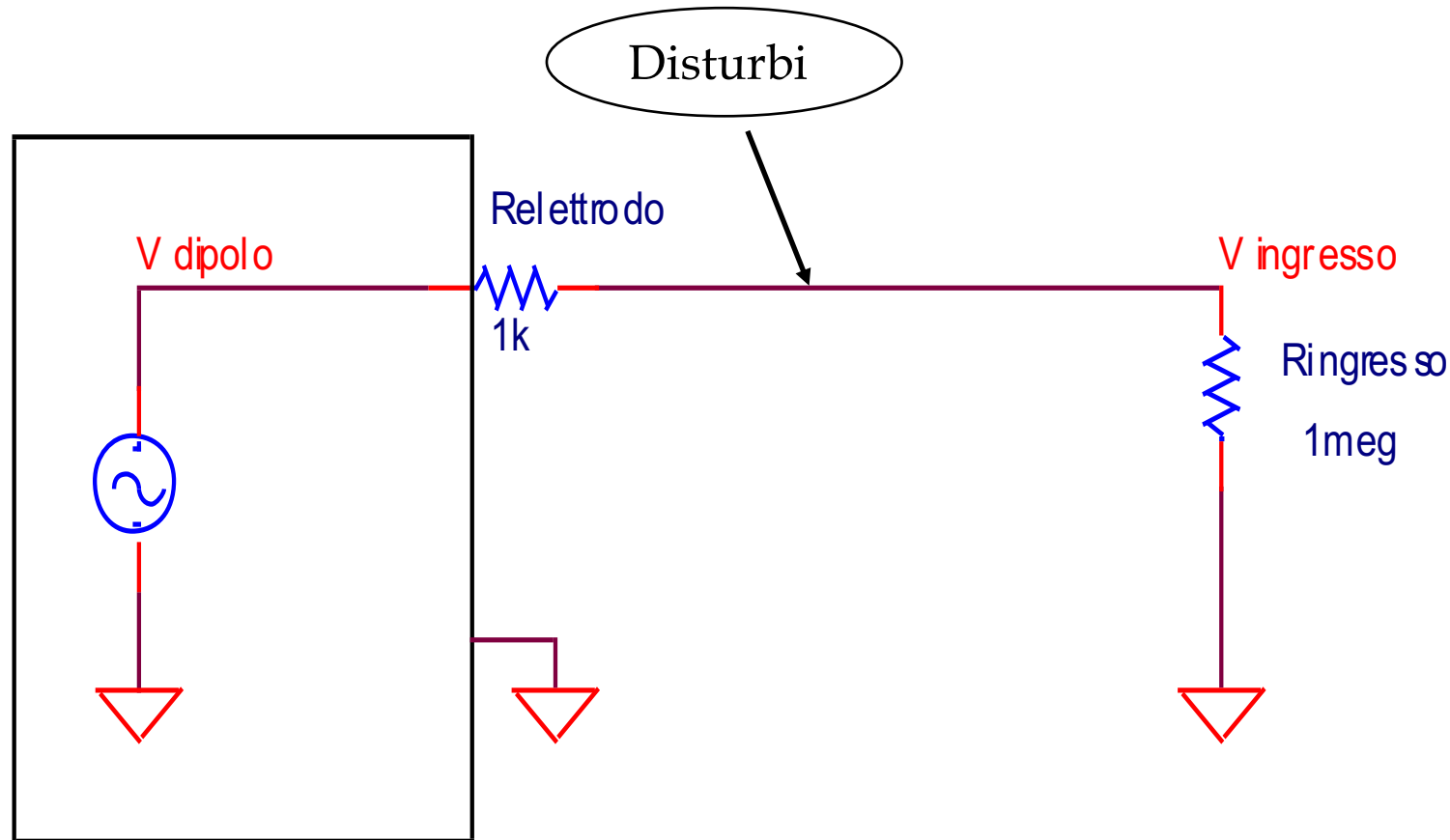


Gli elettrodi e i cavi "flottanti" sono delle antenne, quindi ricevono disturbi esterni.

I canali di acquisizione non utilizzati devono essere cortocircuitati.



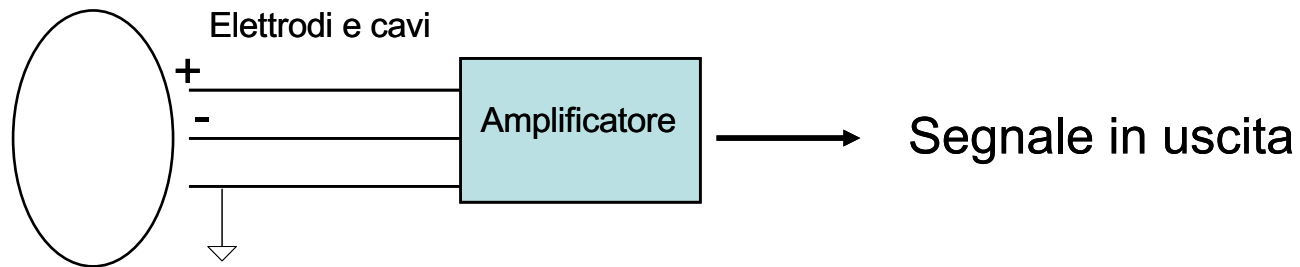
# CONTATTO DEGLI ELETTRODI



- Maggiore è la resistenza dell'elettrodo, più il sistema è suscettibile ai disturbi esterni (linea di trasmissione assomiglia ad un'antenna).
- La prima cosa da fare quindi è accertarsi che gli elettrodi siano ben in contatto con il volume conduttore.



# TIPOLOGIE DI DISTURBO

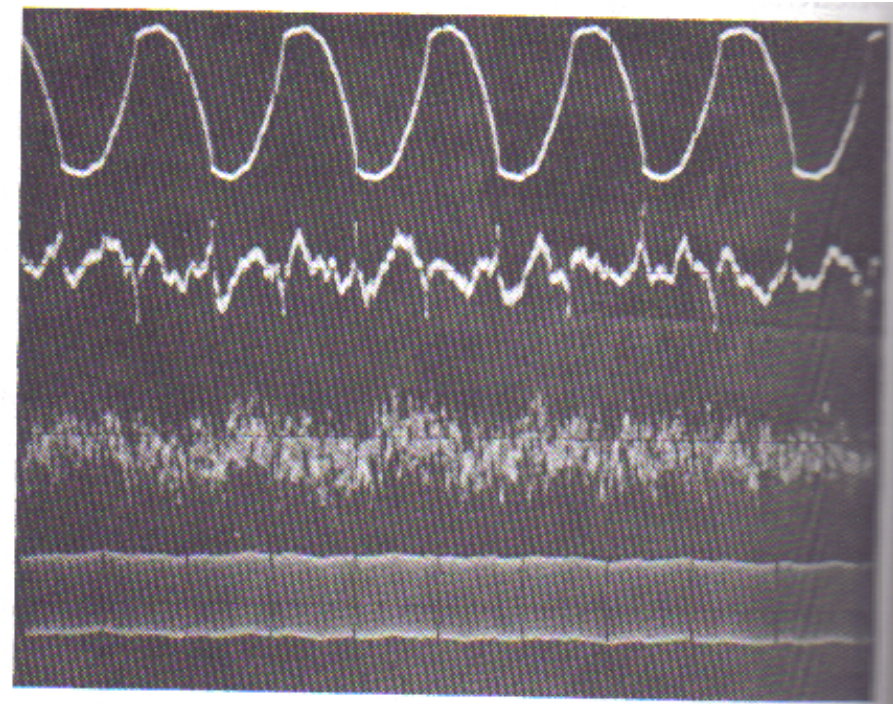


**Disturbo rete elettrica: 50 Hz**

**Disturbo sistema di conversione AC/DC**

**Rumore bianco intrinseco  
dell'amplificatore**

**Disturbo di un sistema digitale ad alta  
frequenza**

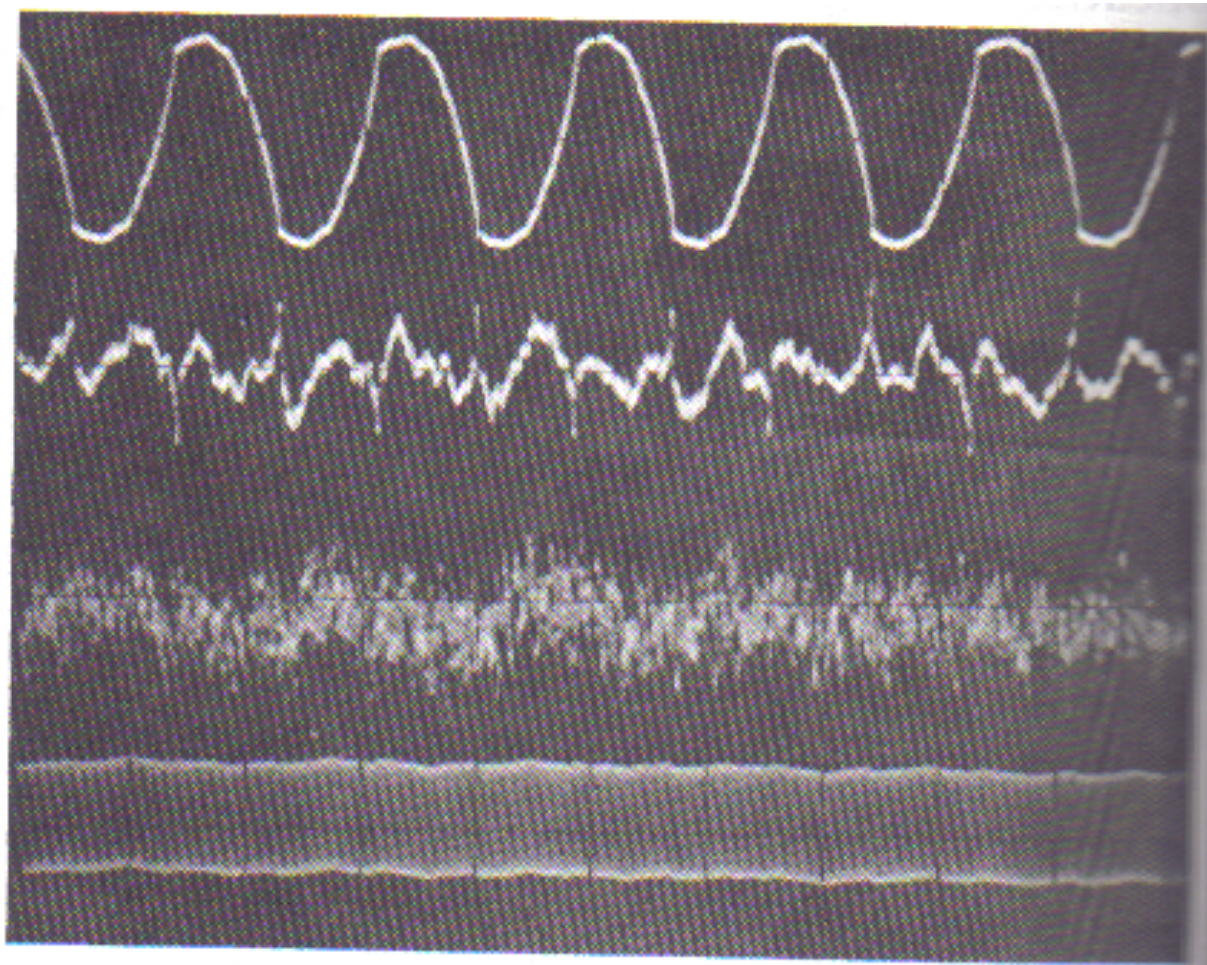


Ogni disturbo ha uno specifico comportamento in frequenza.

# INDIVIDUAZIONE DEI PROBLEMI



1. Provare a spegnere in sequenza le apparecchiature, provando vari tipi di combinazioni.
2. Analisi in frequenza

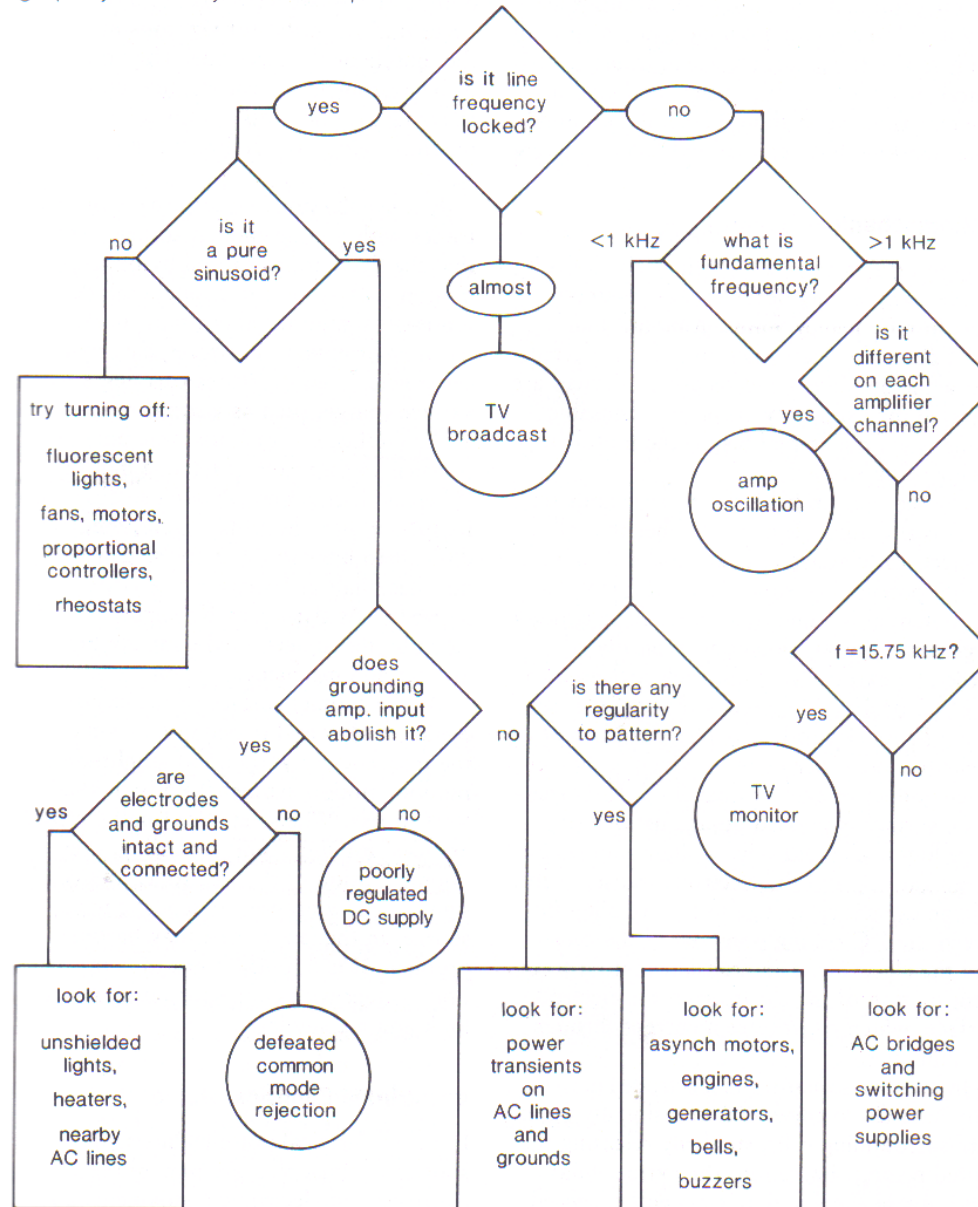




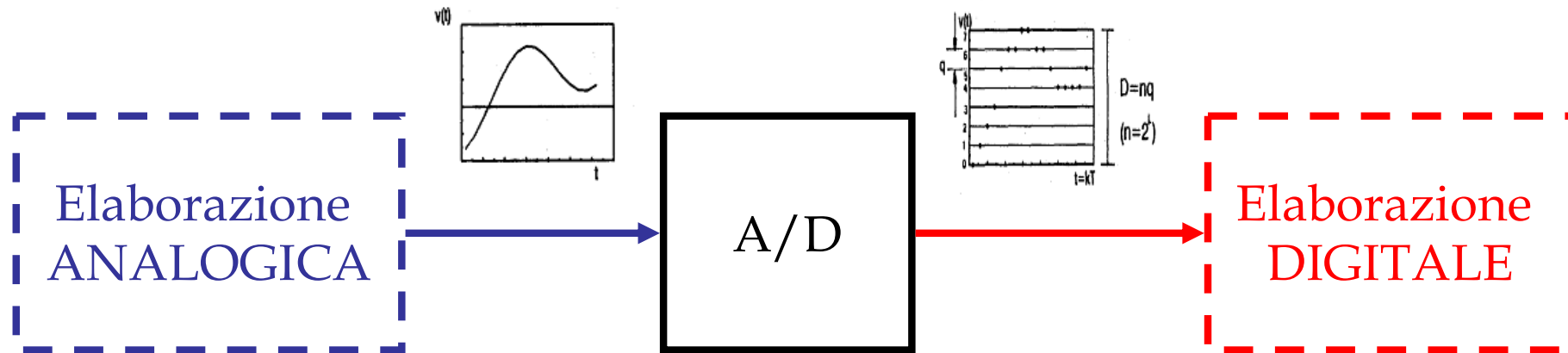
# INDIVIDUAZIONE DELLE SORGENTI



converge quickly on the likely source of the problem.



# CONVERSIONE A/D



- Il segnale che ottengo in uscita dall' A/D è **un insieme di numeri (BIT)** che rappresentano il valore del segnale in ingresso ad un certo istante di tempo.
- Questo segnale è facilmente **interpretabile da un computer** e può essere elaborato ed analizzato digitalmente

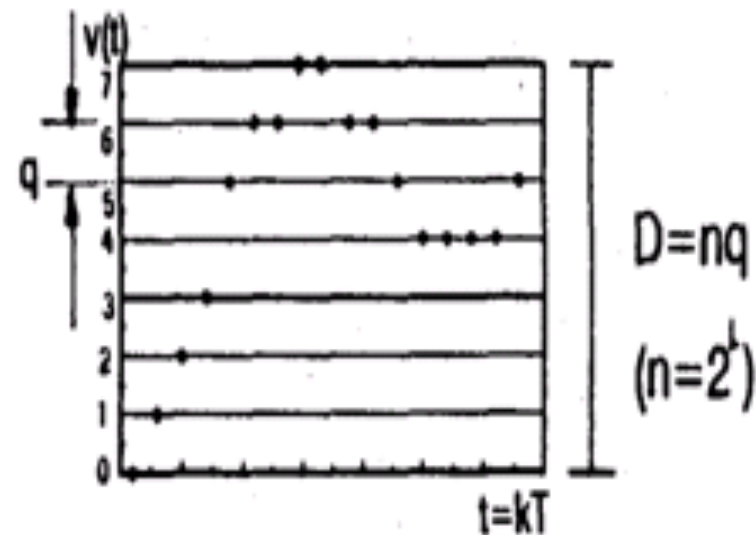
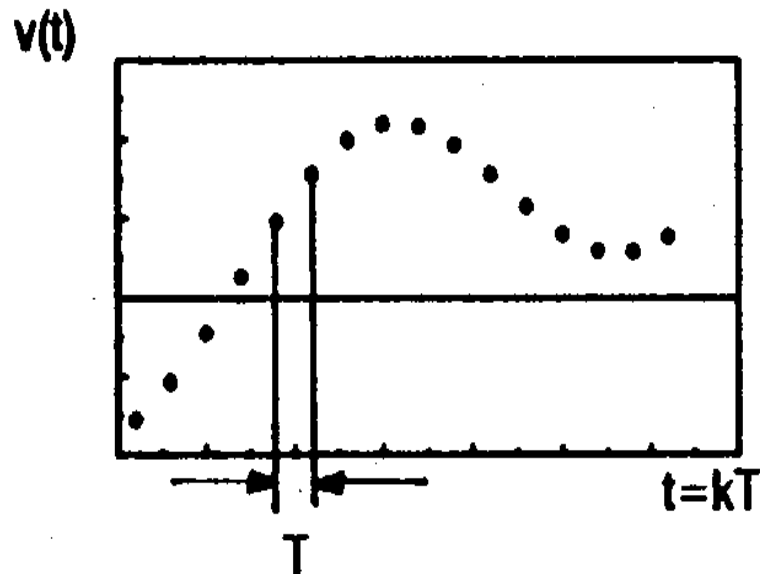
# CAMPIONAMENTO E QUANTIZZAZIONE



A/D

CAMPIONAMENTO

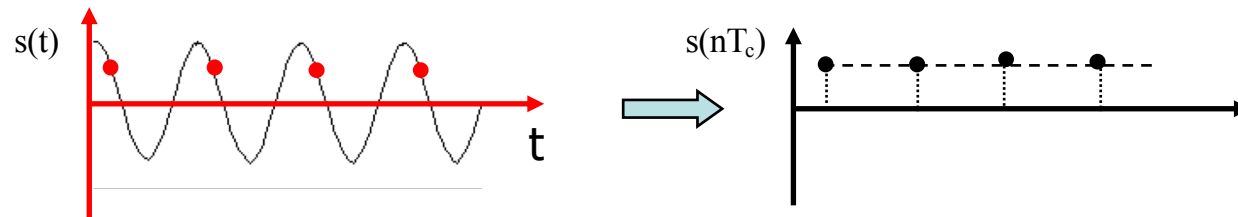
QUANTIZZAZIONE



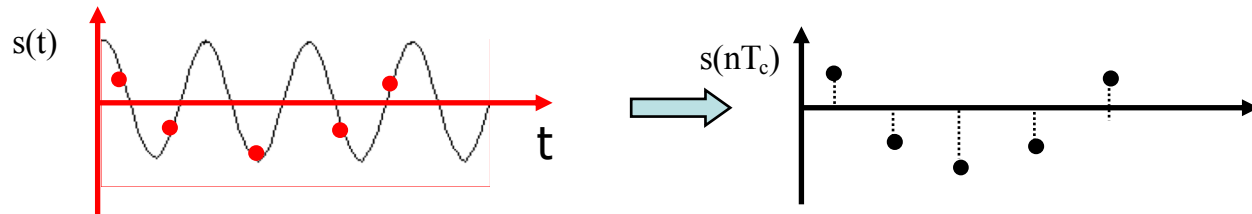
# CAMPIONAMENTO

$$s(t) = \sin(2\pi ft) \quad T = \text{periodo del segnale} \quad f = 1/T$$

$$f_c = f \quad (T_c = T)$$

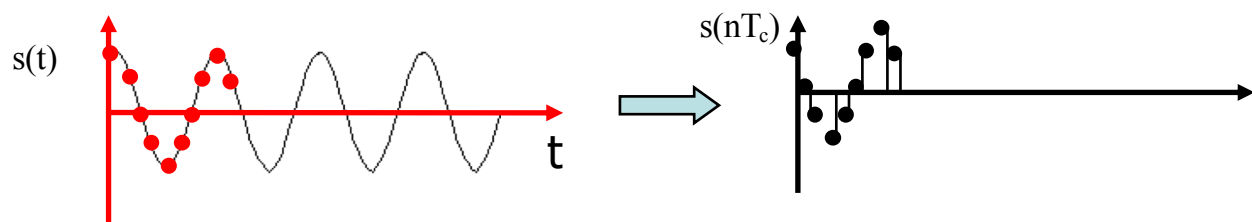


$$f < f_c < 2f \quad (1/2T < T_c < T)$$



Oscillazione a  
bassa frequenza  
inesistente nel  
segnale originale

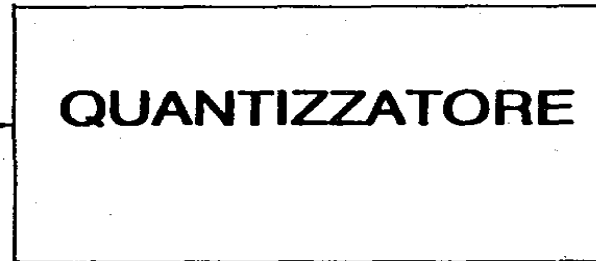
$$f_c > 2f \quad (T_c < 1/2T)$$





# QUANTIZZAZIONE

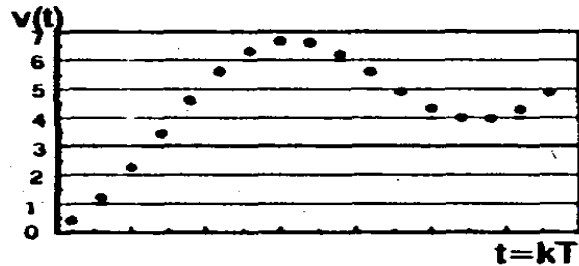
segnale a tempo  
discreto  
(segnale  
campionato)



segnale  
numerico

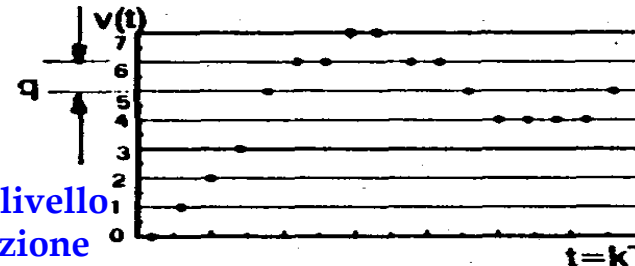
numero di  
livelli

dinamica del  
quantizzatore



campionato

ampiezza del livello  
di quantizzazione



numerico

numero di bit del  
codice

$$D = nq$$
$$(n = 2^L)$$

(campionato e quantizzato)

Esempio:

$$L = 10 \text{ bit} \quad D = 2 \text{ V (da -1 a +1)} \quad q = 2/2^{10} = 1.952 \text{ mV}$$

$$\text{errore} \leq q/2 = 0.98 \text{ mV}$$





# TIPOLOGIE DI SEGNALI

## SEGNALI DETERMINISTICI

segnali di cui è noto a priori  
l'andamento temporale

- Un segnale periodico è deterministico
- Sono noti a priori i parametri di interesse da misurare

## SEGNALI STOCASTICI

segnali di cui non è noto a  
priori l'andamento temporale

- Un segnale stocastico è la realizzazione di un processo casuale
- I parametri non sono noti a priori
- Devono essere utilizzati metodi di tipo stocastico

# TIPOLOGIE DI SEGNALI

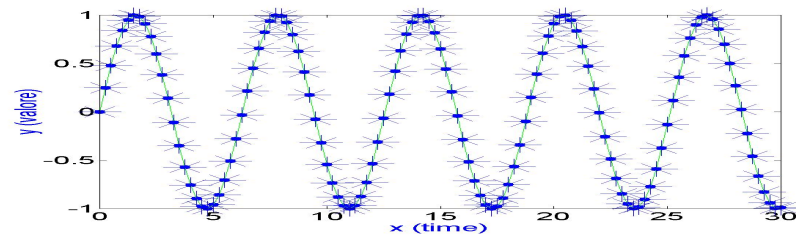
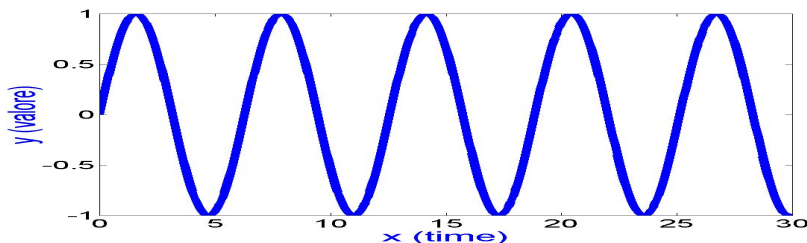
## SEGNALE

A tempo continuo

A tempo discreto

- Esiste un valore del segnale per ogni istante sull'asse dei tempi
- Esempio: segnale **ANALOGICO**

- Esiste un valore del segnale solo per alcuni istanti sull'asse dei tempi
- Esempio: segnale **DIGITALE**



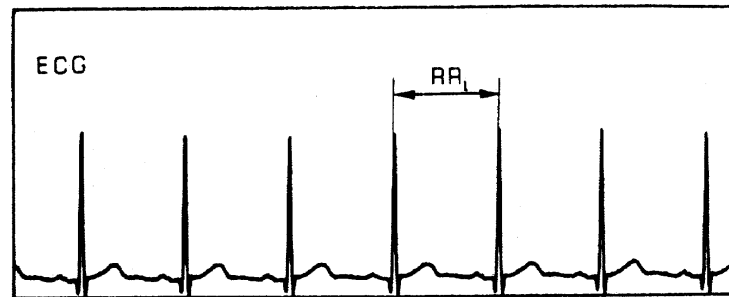


# ESEMPI DI ANALISI E ELABORAZIONE

	<b>DOMINIO DEL TEMPO</b>	<b>DOMINIO DELLE FREQUENZE</b>
<b>APPROCCIO DETERMINISTICO</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• AVERAGING</li><li>• PARAMETRI: LATENZA, AMPIEZZE, DURATA, RISE TIME, ...</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• ERD, ERS</li></ul>
<b>APPROCCIO STOCASTICO</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• MEDIA</li><li>• VARIANZA</li><li>• DISTRIBUZIONE DI PROBABILITÀ</li><li>• AUTOCORRELAZIONE</li><li>• ENTROPIA</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• SPETTRO</li><li>• BISPETTRO</li><li>• CROSS-SPETTRO</li><li>• COERENZE (TOTALI, PARZIALI, ETC)</li><li>• WAVELET</li></ul>

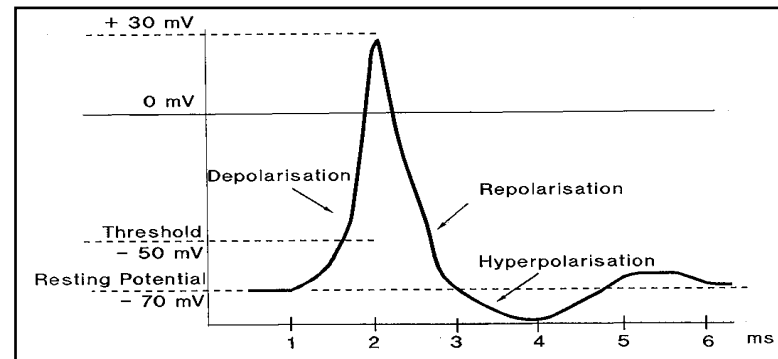
# SEGNALI DETERMINISTICI: ESEMPI

ECG



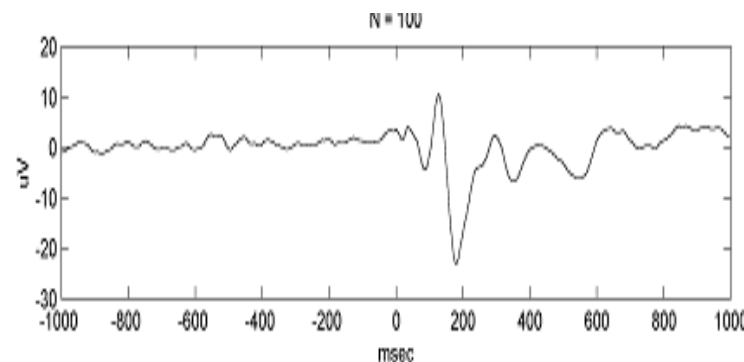
DETERMINISTICO  
QUASI PERIODICO

POTENZIALE  
D'AZIONE



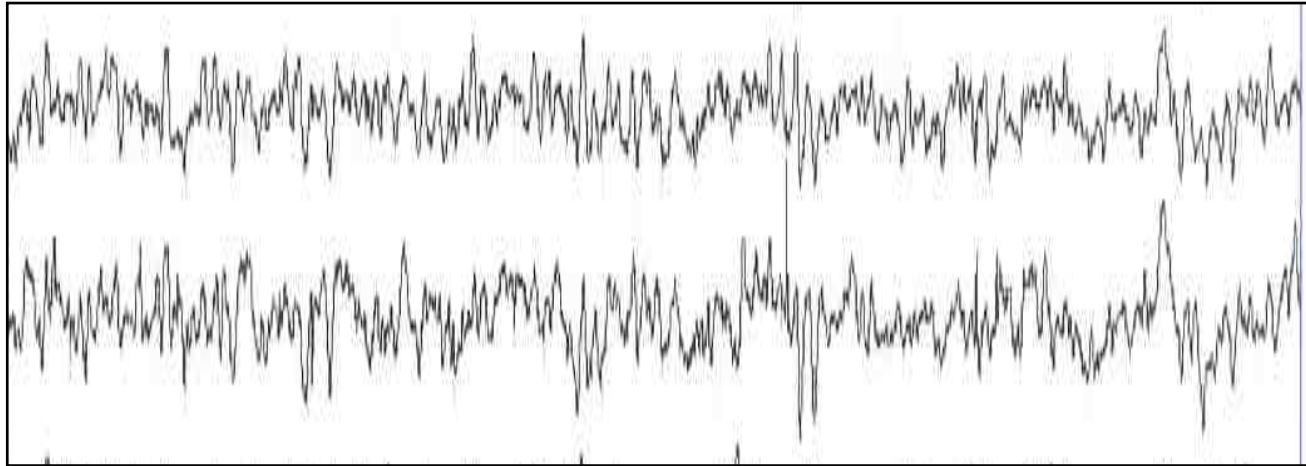
DETERMINISTICO  
TRANSIENTE

POTENZIALE  
EVOCATO



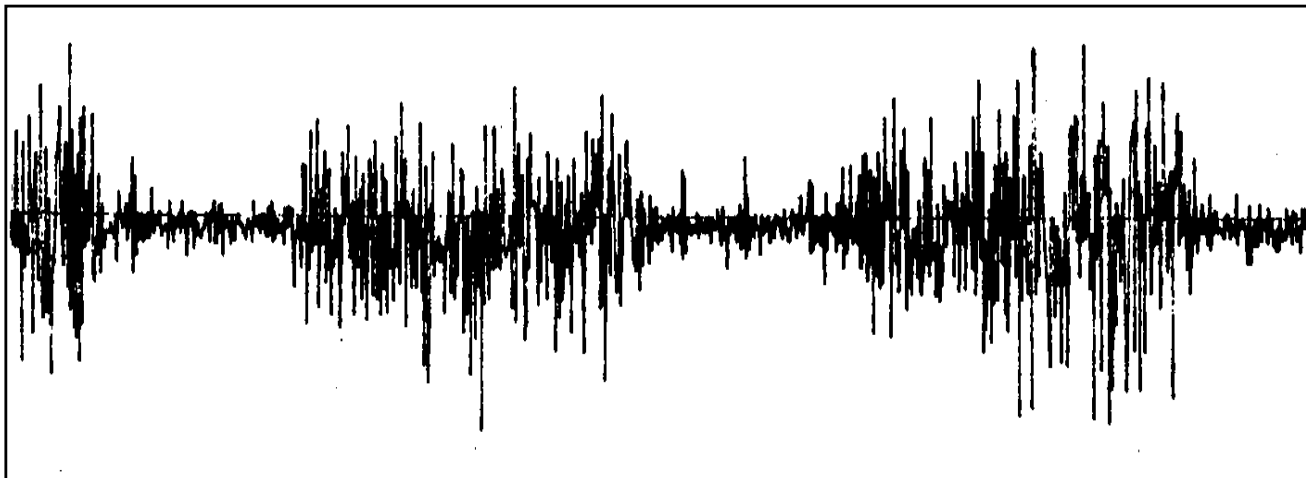
# SEGNALI STOCASTICI: ESEMPI

EEG



STOCASTICO  
STAZIONARIO

EMG



STOCASTICO  
NON  
STAZIONARIO