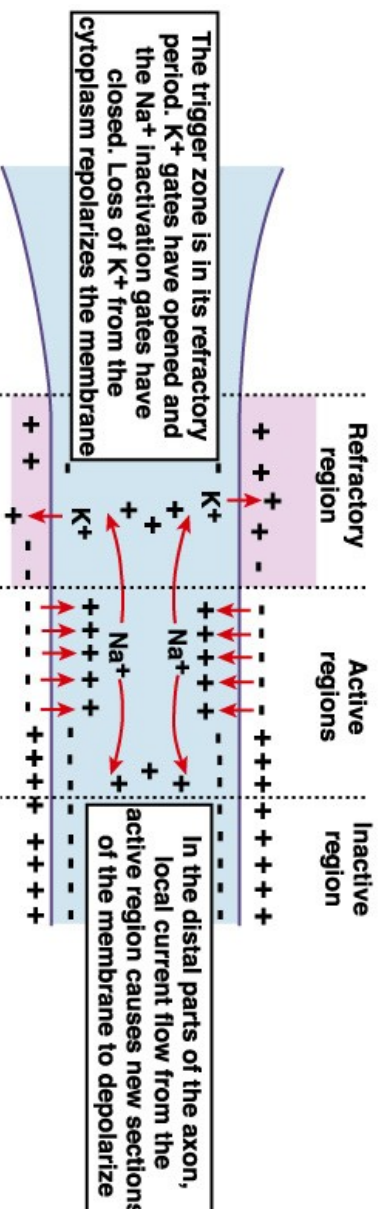




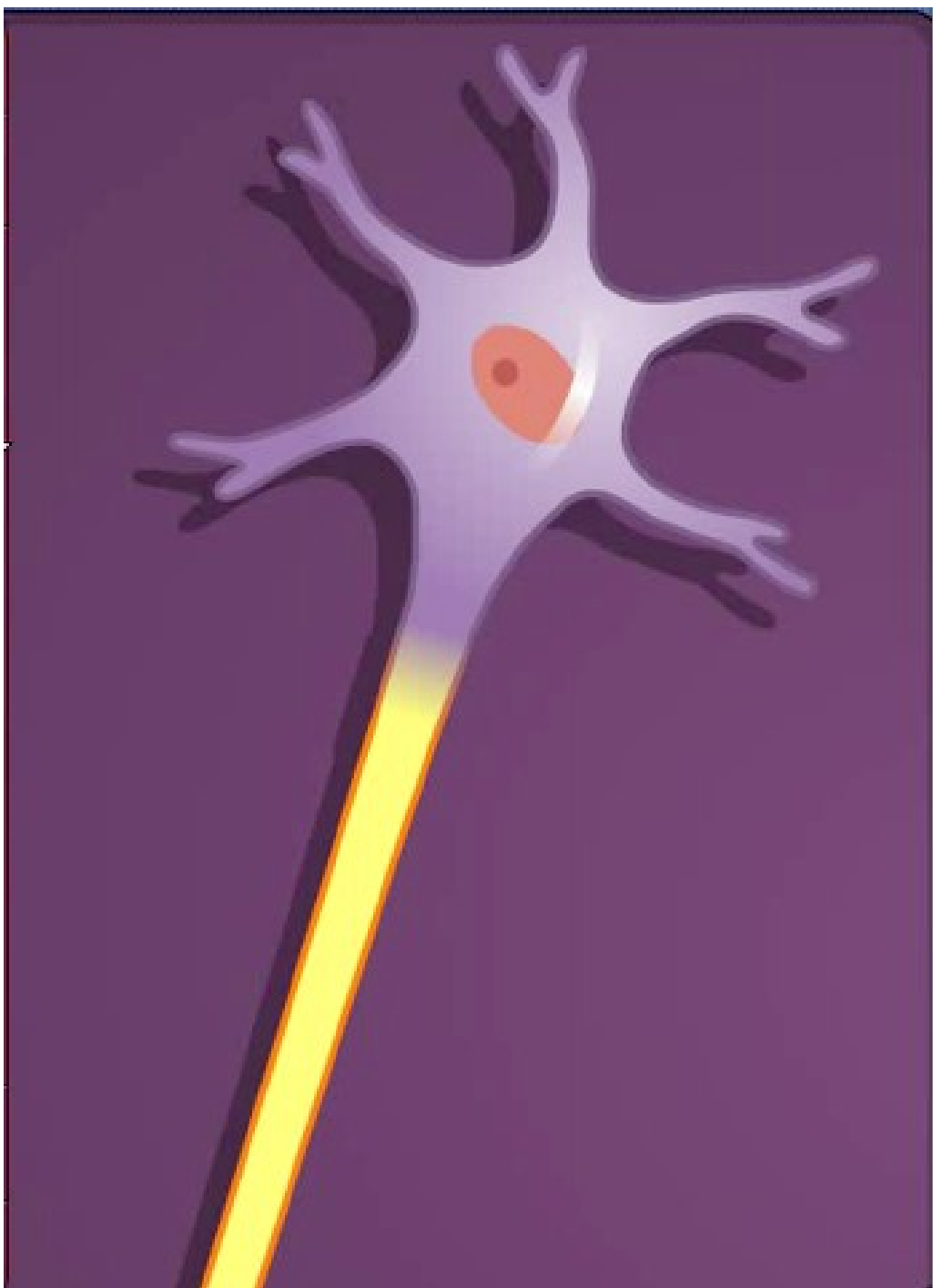


# Potenziale d'azione

Come si propaga il potenziale d'azione?



- **Il potenziale d'azione genera correnti locali**
- **Le correnti locali depolarizzano la membrana**
- **Si genera un nuovo potenziale d'azione**
- **La zona di refrattarietà conferisce direzionalità al PA**

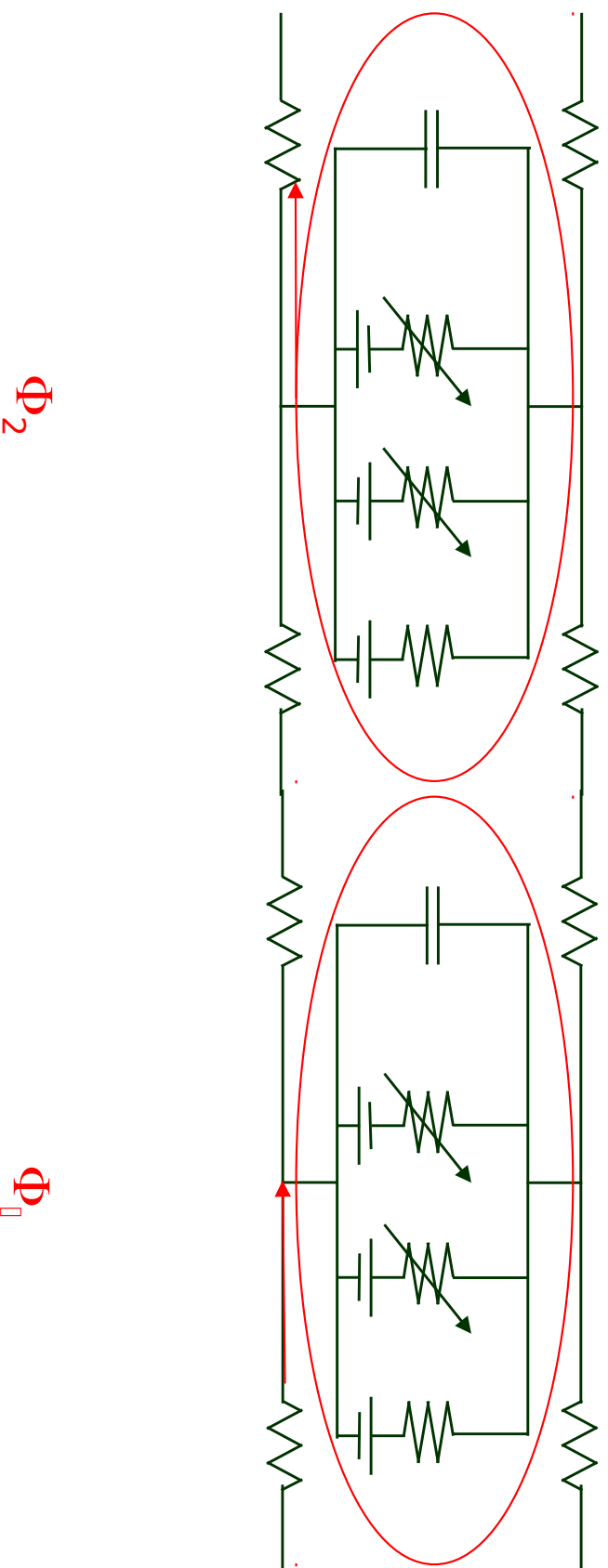




# Polarizzazione di membrana

## Modello di Hodgkin e Huxley (1952)

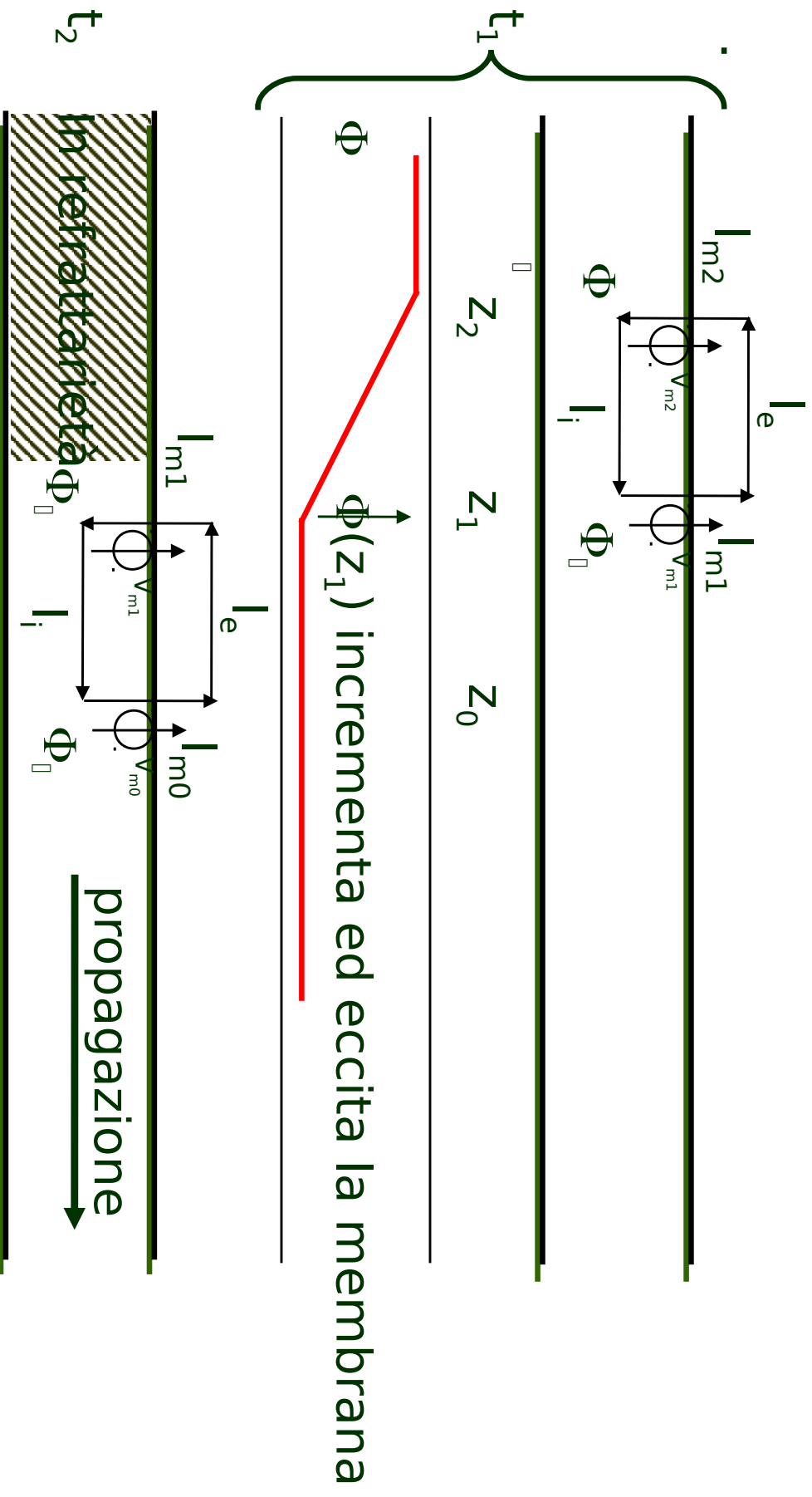
Circuito equivalente di 2 segmenti di lunghezza infinitesima  $\Delta z$  di membrana





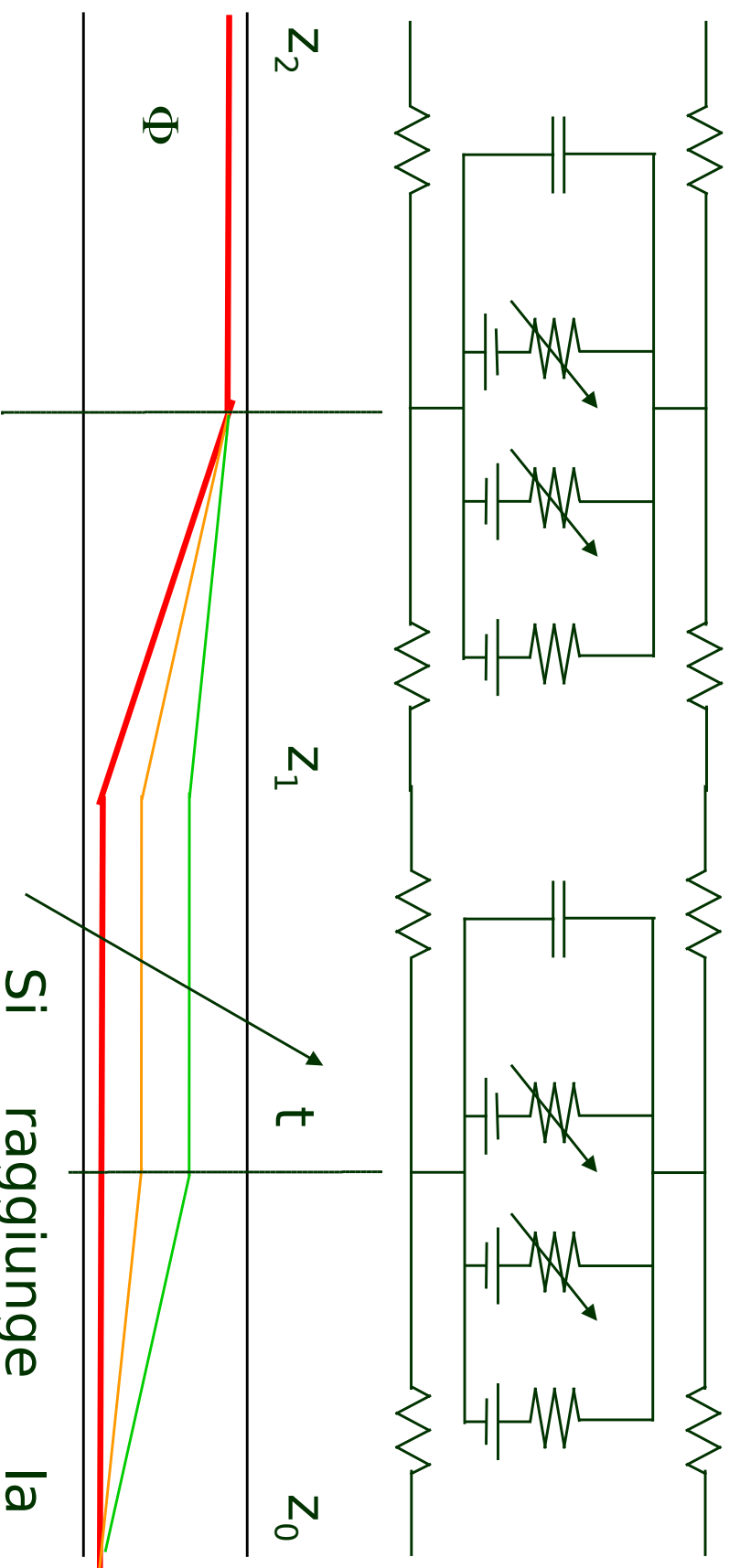
# Correnti bioelettriche

Propagazione del potenziale d'azione





## Correnti bioelettriche



Si raggiunge la soglia e si eccita la sezione successiva

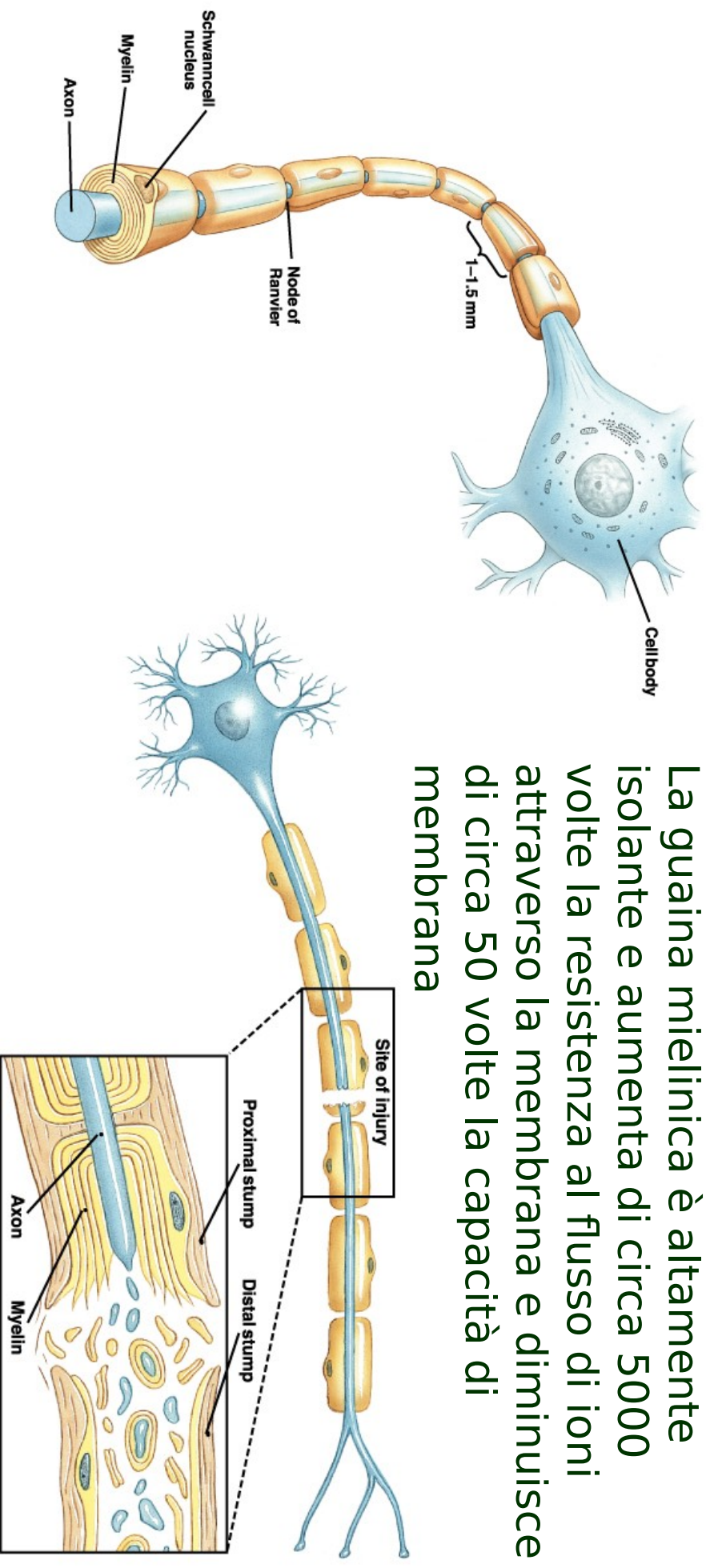
Il potenziale non si attenua, ma viene rigenerato



# Modello di Hodgkin e Huxley (1952)

Nei vertebrati la maggior parte delle fibre sono mielinizzate

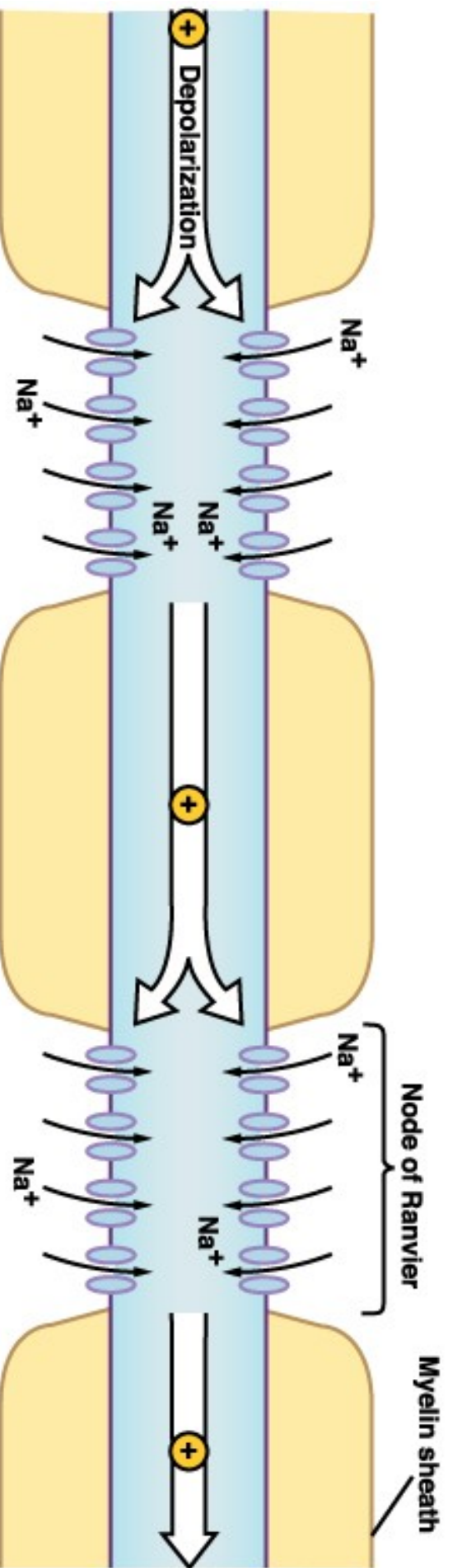
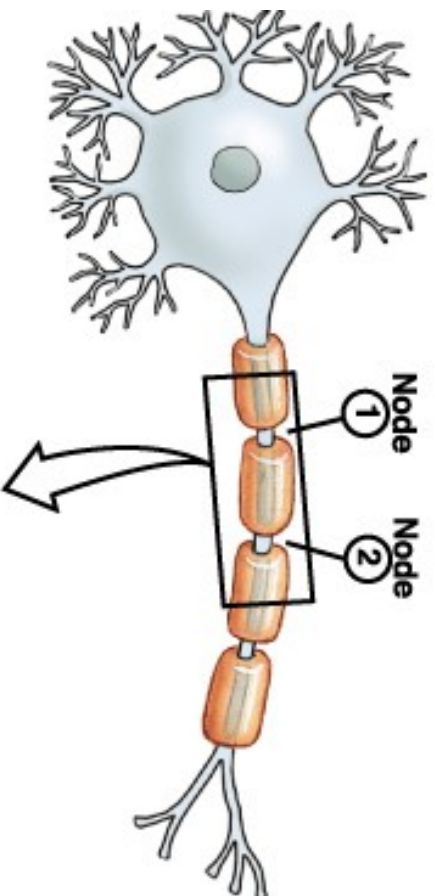
La guaina mielinica è altamente isolante e aumenta di circa 5000 volte la resistenza al flusso di ioni attraverso la membrana e diminuisce di circa 50 volte la capacità di membrana

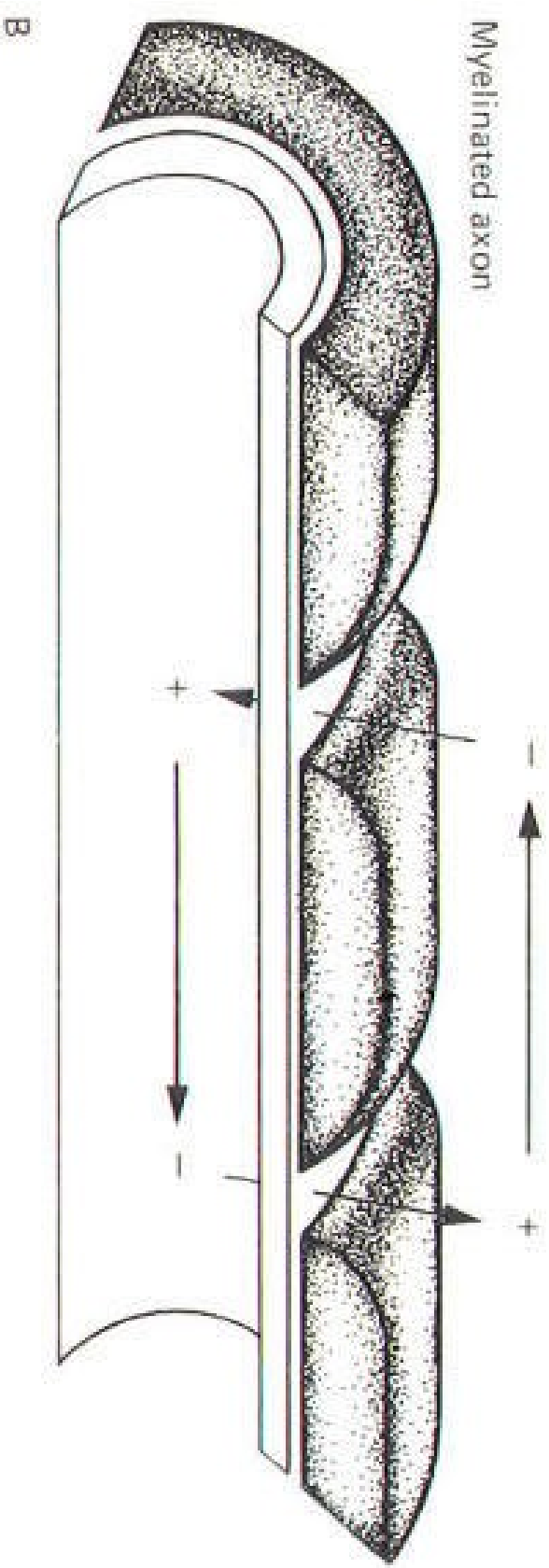




# Modello di Hodgkin e Huxley (1952)

Nei vertebrati la maggior parte delle fibre sono mielinizzate







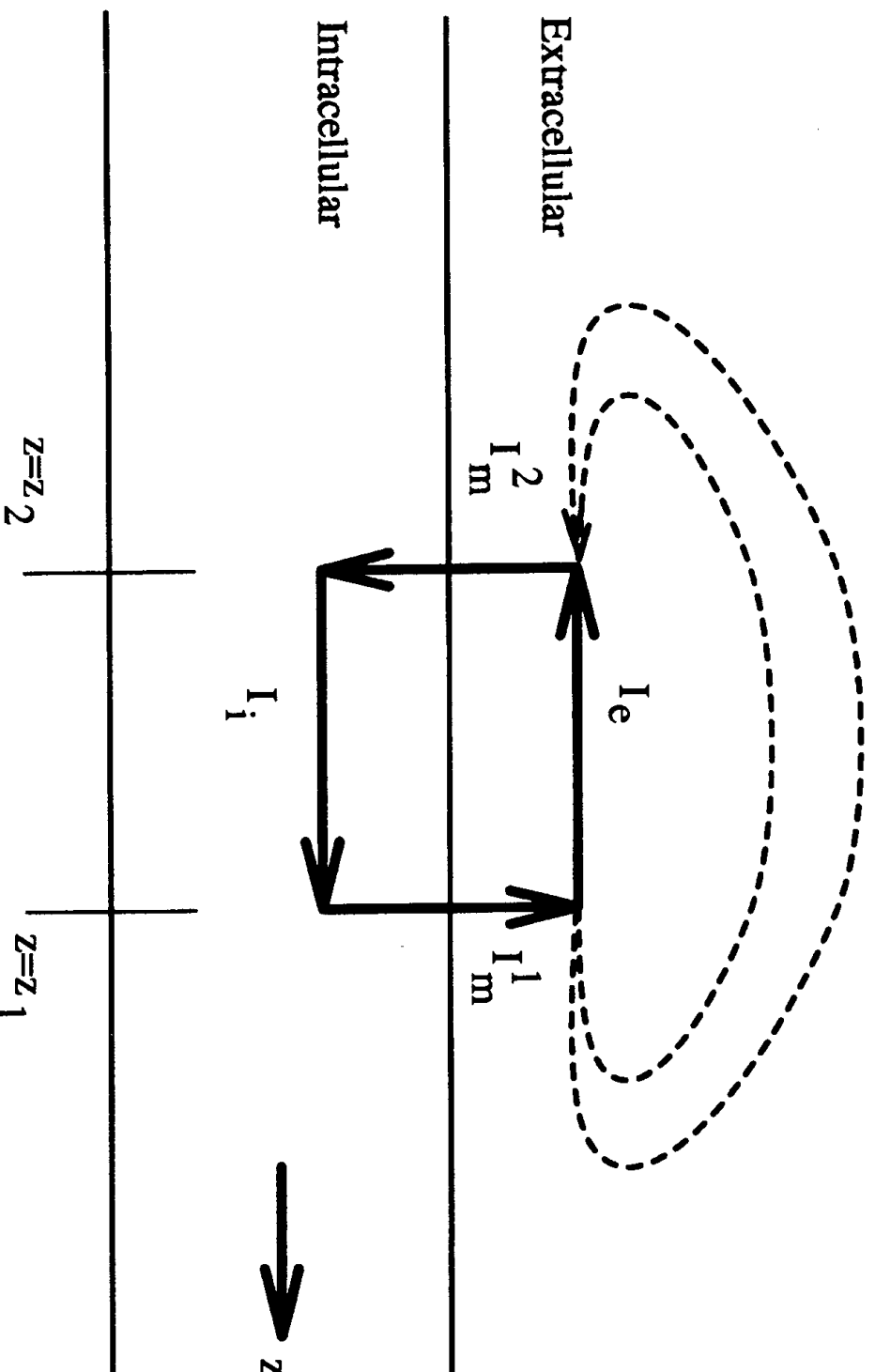
# The Schwann Cell and Action Potential

# I potenziali bioelettrici



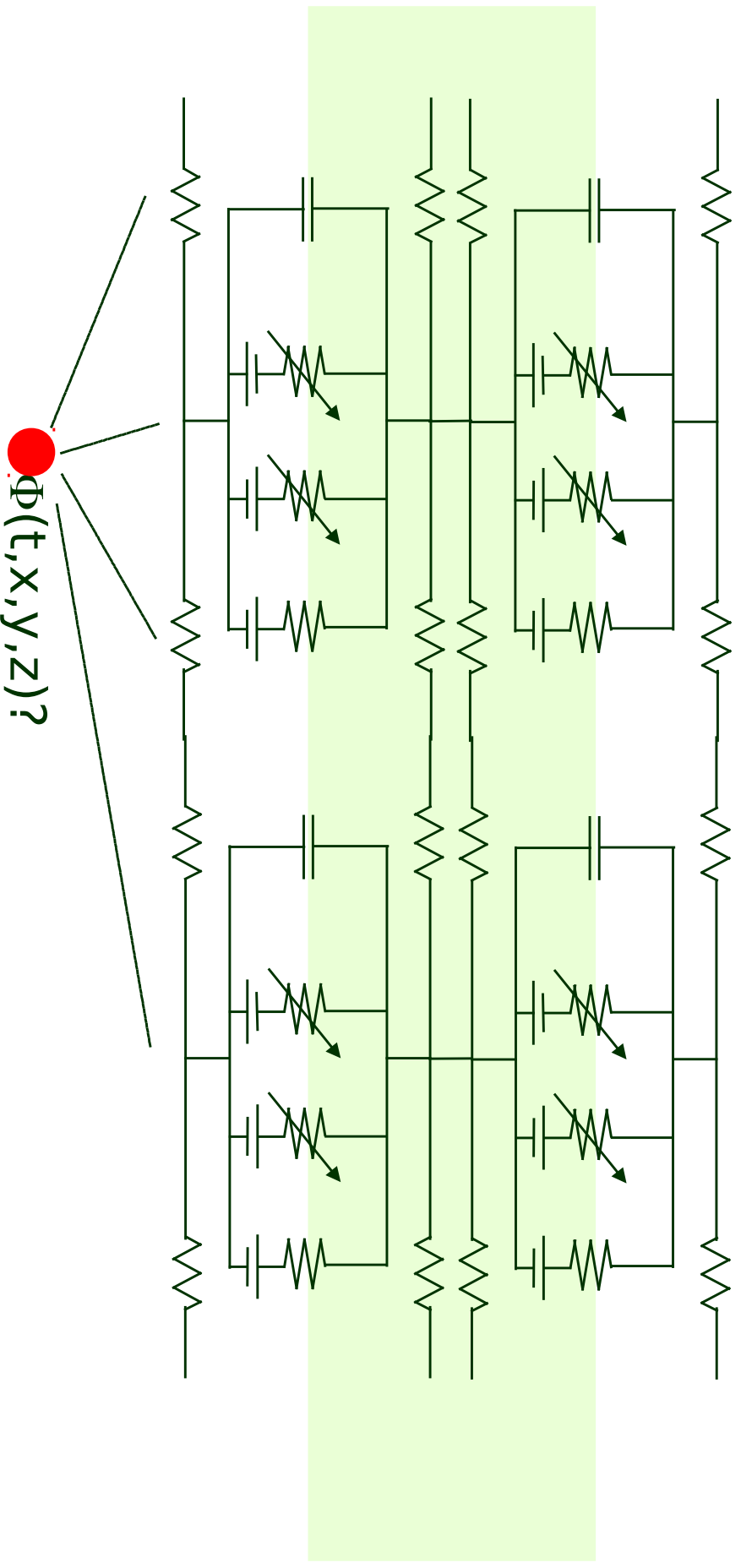
- Le correnti che fluiscono lungo i percorsi neuronali generano piccole differenze di potenziale (mV)
- Misurarle significa effettuare misure di potenziali bioelettrici associati alla fisiologia dell'organismo
- Introduciamo quindi il concetto di corrente transmembranica

# Potenziali bioelettrici





# Potenziale extracellulare

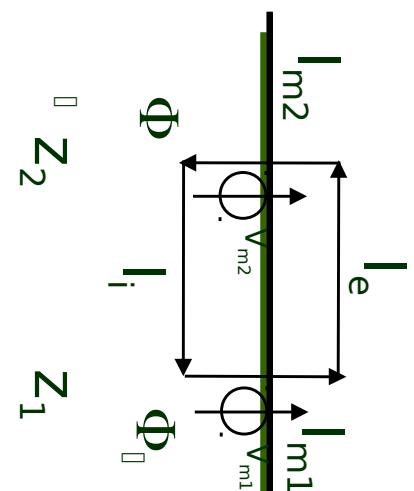


Il problema è ricavare il potenziale in un punto qualunque del volume conduttore circostante la cellula (lettura degli elettrodi)



## Potenziale extracellulare

Corrente specifica attraverso la membrana ( $I_m$ , A/cm<sup>2</sup>)  
(Plonsey e Barr 1988)



Per la conservazione della carica, la variazione di corrente tra  $z_1$  e  $z_2$  è pari alla corrente attraverso la membrana (ricordiamo che  $I_i = -(1/r_i)(\delta\Phi_i/\delta z)$ )

$$I_m = \frac{\partial I_i}{\partial z} = \frac{1}{2\pi a r_i} \times \frac{\partial^2 \Phi_i(z)}{\partial z^2} \approx \frac{1}{2\pi a r_i} \times \frac{\partial^2 V_m(z)}{\partial z^2}$$

$r_i$  è la resistenza specifica interna ( $\Omega/\text{cm}$ );  $a$  è il raggio della fibra;  $|\Phi_i| \gg |\Phi_o| \sim 0$

**Se il mezzo esterno si può considerare resistivo e costante**, il potenziale extracellulare è proporzionale alla derivata parziale seconda del potenziale di membrana rispetto a  $z$



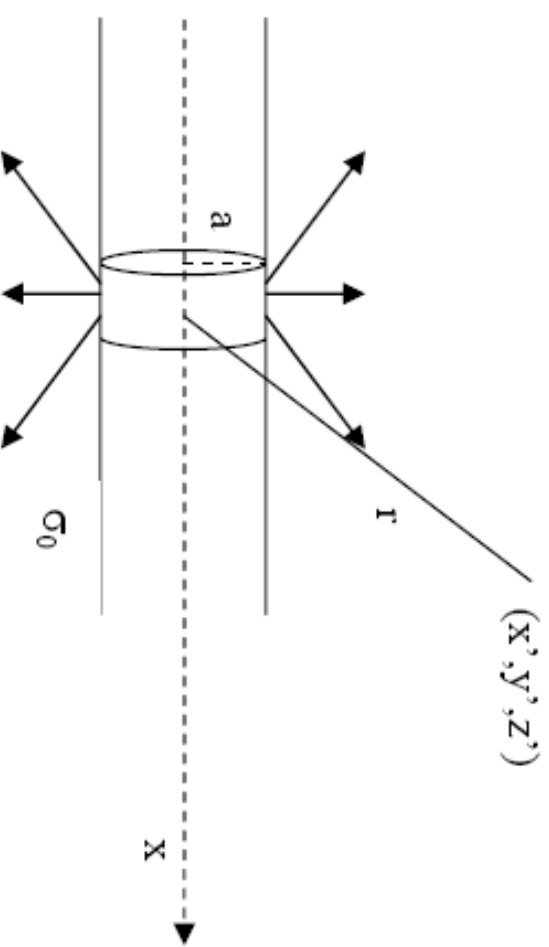
# Potenziale extracellulare

Consideriamo una fibra monodimensionale immersa in un mezzo con conduttività omogenea pari a  $\sigma_0$

Un piccolo elemento di corrente  $m(x)dx$  si comporta come una sorgente puntiforme.

Di conseguenza

$$d\Phi_0 = \frac{i_m dx}{4\pi\sigma_0 r}$$





# Potenziale extracellulare

Integrando sulla fibra, rispetto a  $x$  si ottiene il potenziale totale

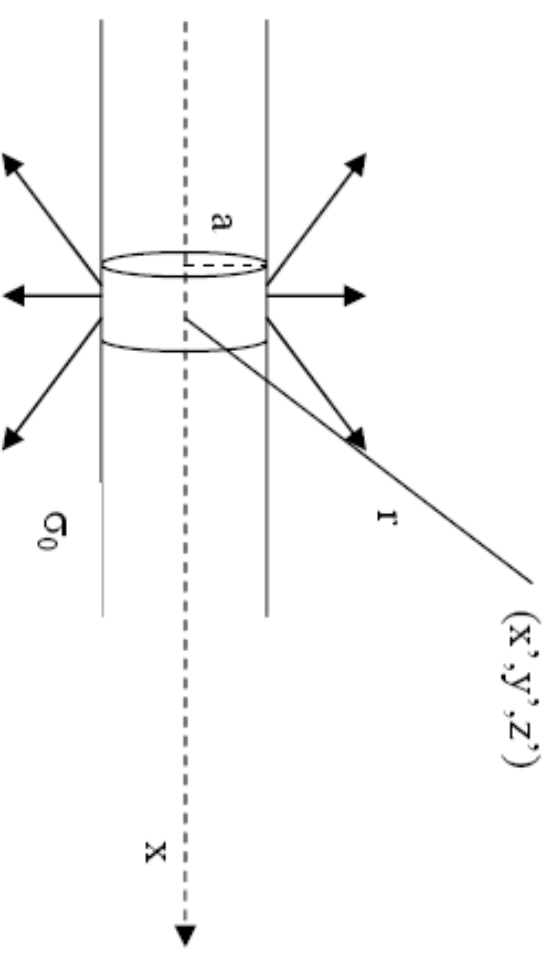
$$\Phi_0 = \frac{1}{4\pi\sigma_0} \int \frac{i_m(x) dx}{\sqrt{(x-x')^2 + y'^2 + z'^2}}$$

Poichè

$$i_m = \frac{1}{r_i} \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2}$$

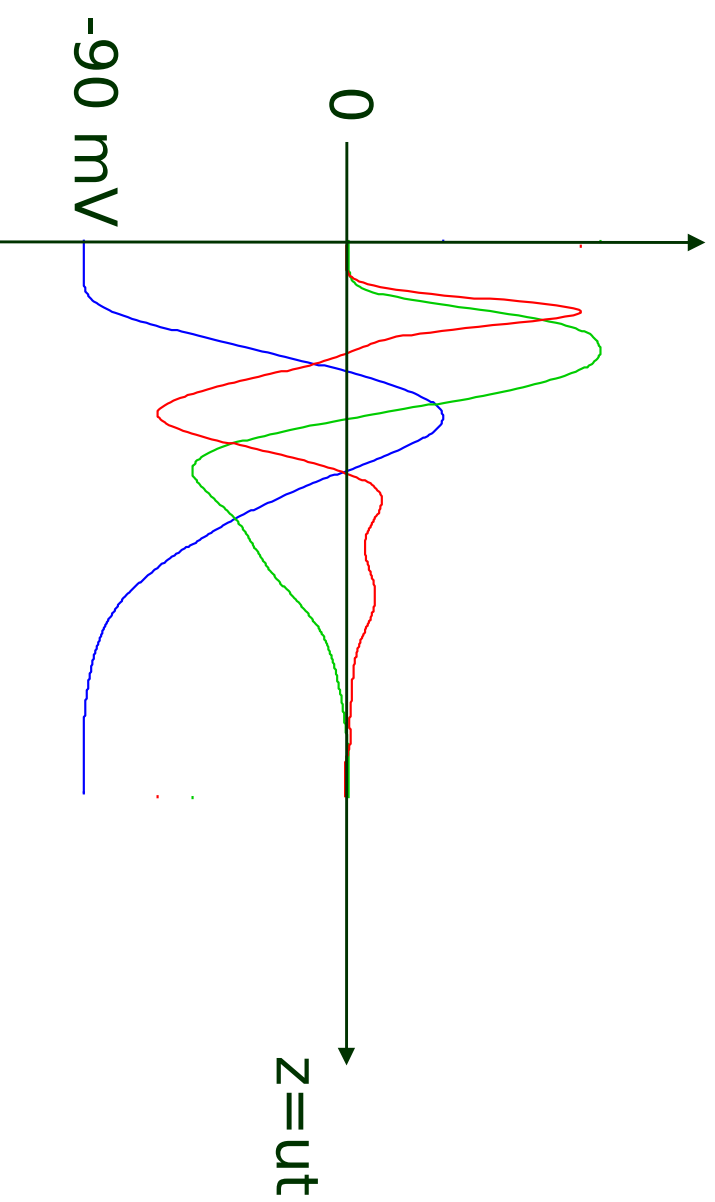
quindi l'equazione può essere riscritta come

$$\Phi_0 = \frac{1}{4\pi\sigma_0} \frac{1}{r_i} \int \frac{\partial^2 V_m / \partial x^2}{r} dx \text{ dove } r = \sqrt{(x-x')^2 + y'^2 + z'^2}$$





# Potenziale extracellulare



$V_m$  (monofasico)

Derivata prima (bifasica)

Derivata seconda (trifasica) rilevata agli elettrodi



# Applicazioni inerenti i biopotenziali

## Applicazioni diagnostiche

- ECG
- EEG
- ENG
- EMG
- ERG
- EOG

## Applicazioni terapeutico-riabilitative

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





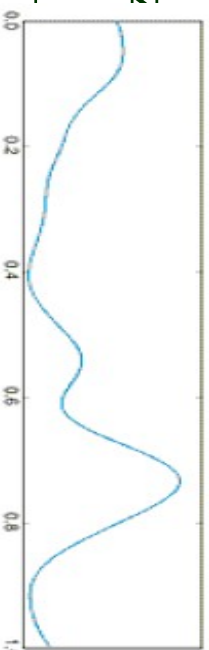
# RITMI EEG

**Sistema Internazionale 10-20**



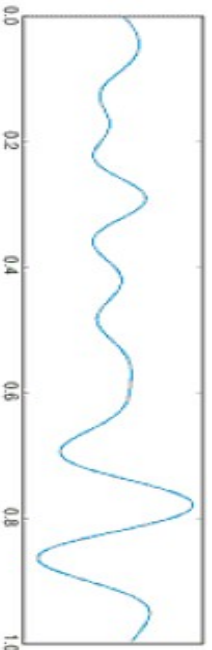
**DELTA:** 1 - 4 Hz

fino a 200  $\mu$



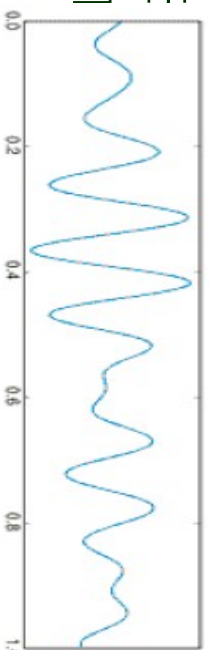
**THETA:** 5 - 7 Hz

fino a 100  $\mu$



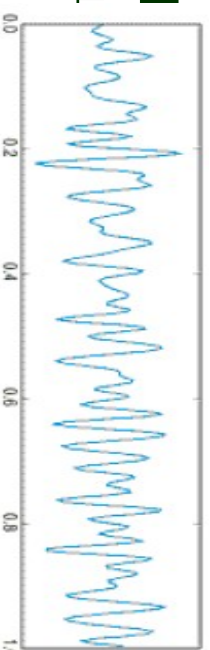
**ALPHA:** 8 - 14 Hz

20 - 50  $\mu$



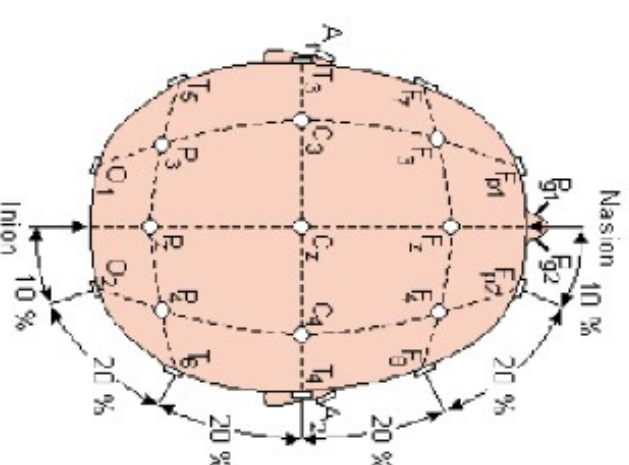
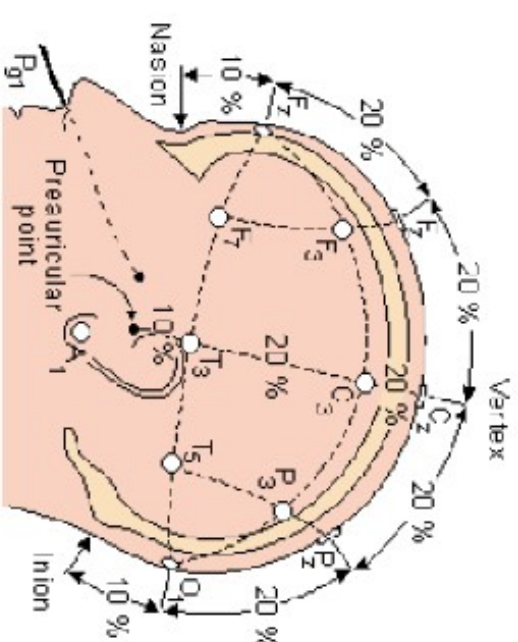
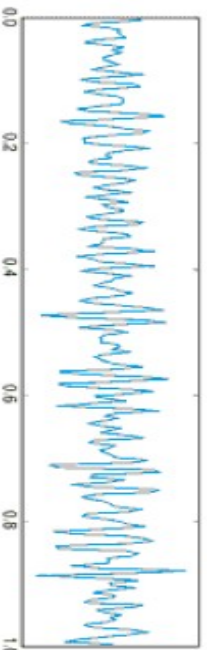
**BETA:** 15 - 30 Hz

5 - 20  $\mu$



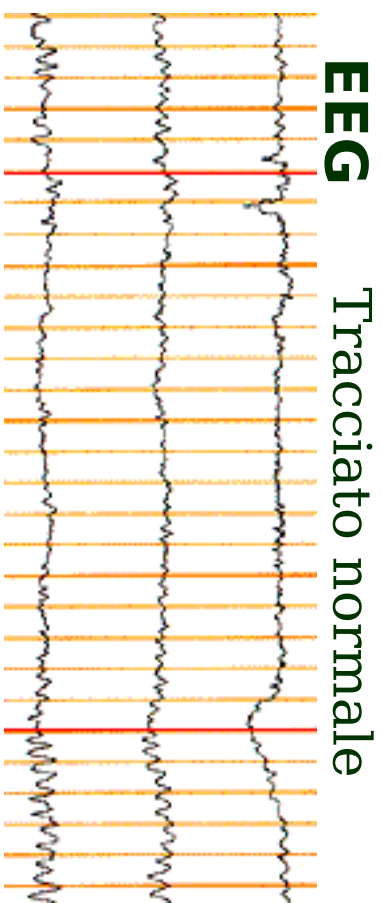
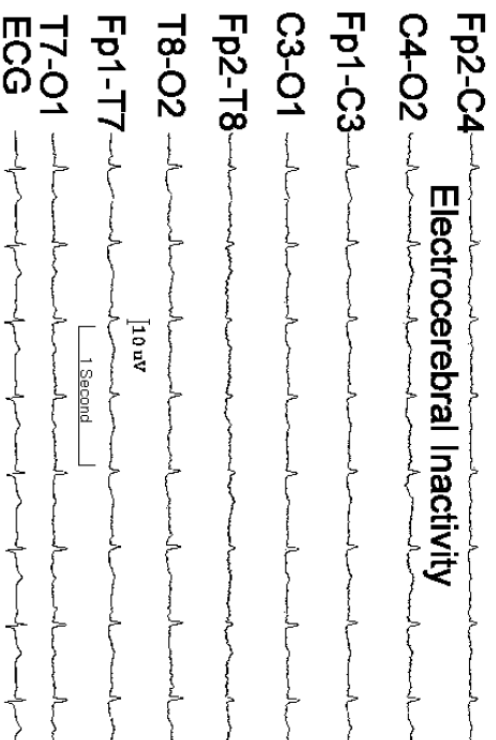
**GAMMA:** > 30 Hz

< 10  $\mu$

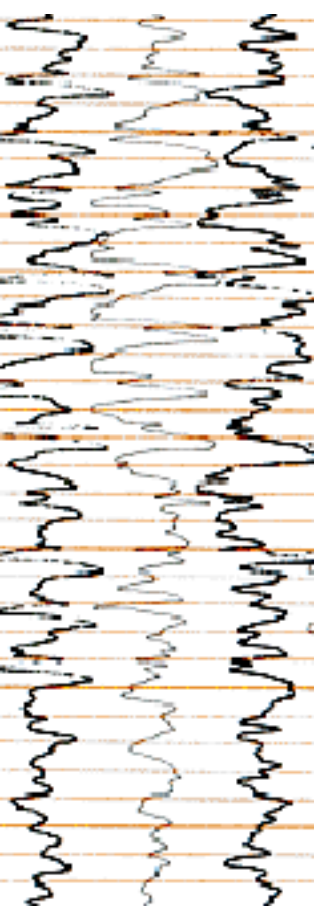




# Mezzi di indagine del sistema nervoso

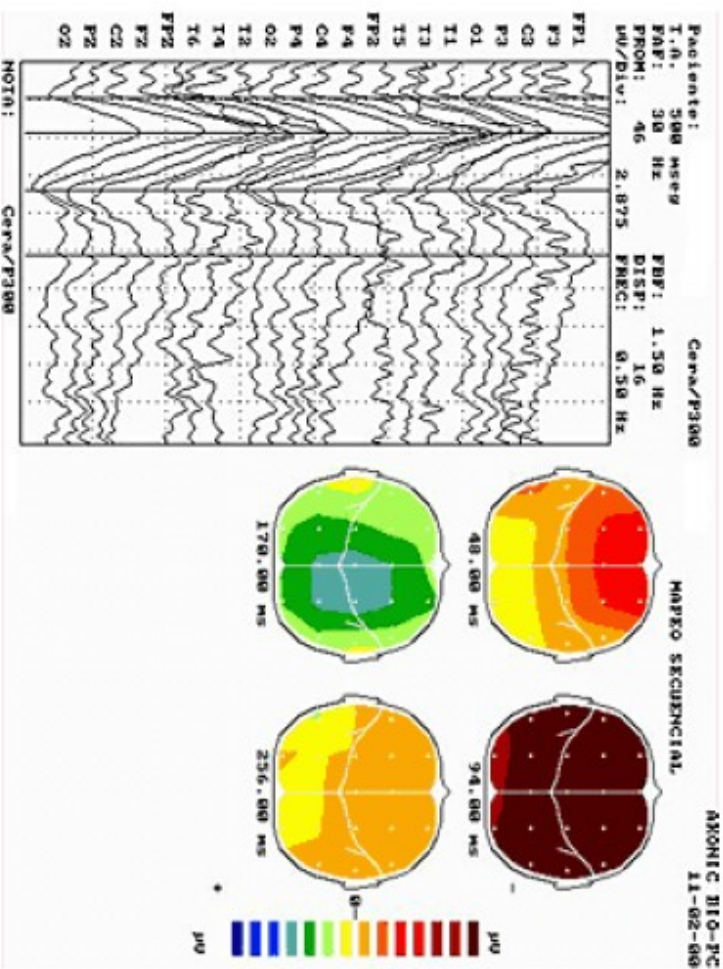


Epilessia



# Mezzi di indagine del sistema nervoso

## EEG:PE



***I potenziali evocati sono onde EEG (variazioni del campo elettrico generate dalle correnti ioniche associate ai potenziali post-sinaptici) evocate da uno stimolo esterno che ne allinea la fase e le sincronizza.***



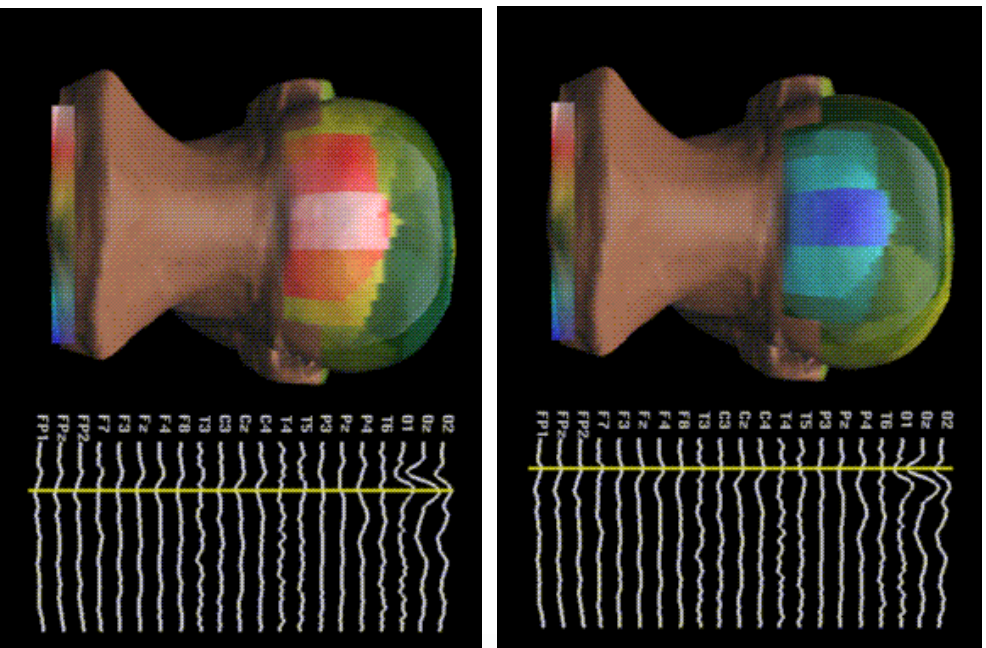
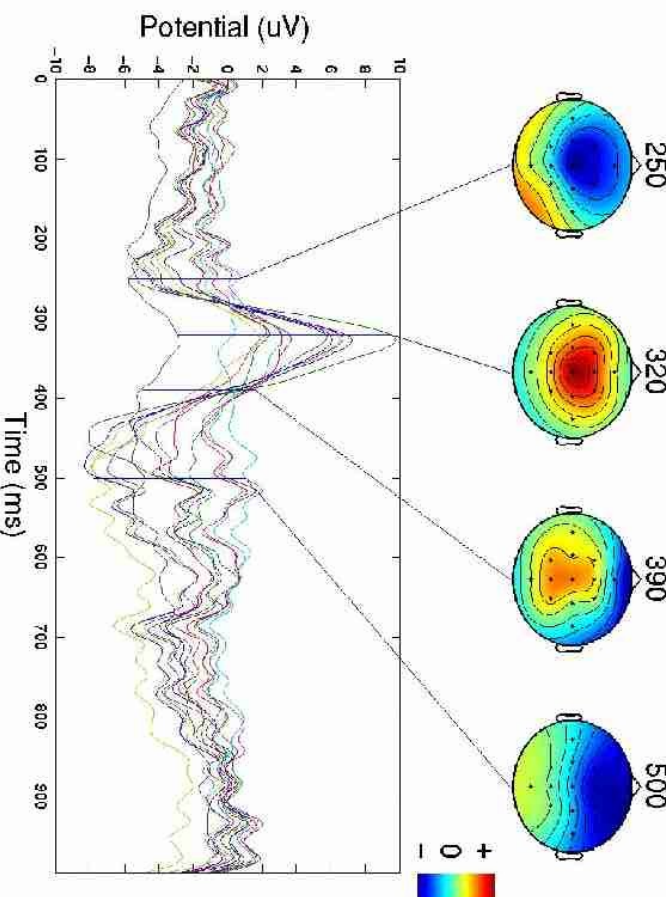


# Mezzi di indagine del sistema nervoso

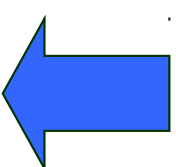
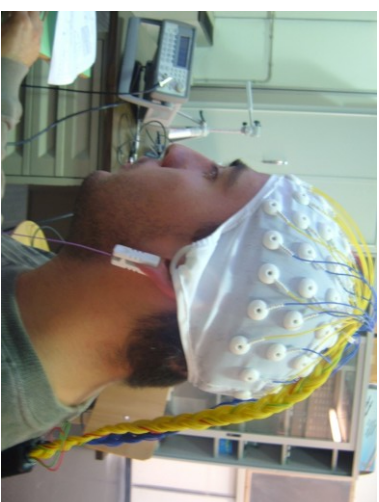
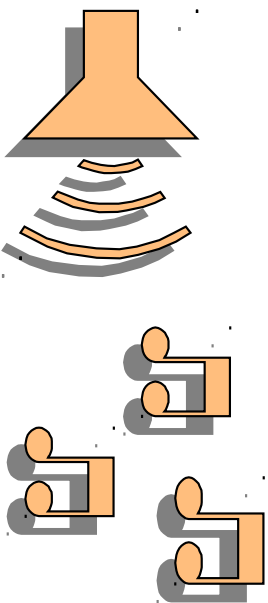
## EEG:PE

Si tratta di potenziali elettrici rilevabili tramite elettrodi di superficie e provocati mediante stimoli di diversa natura: Visivi, uditivi, tattili...

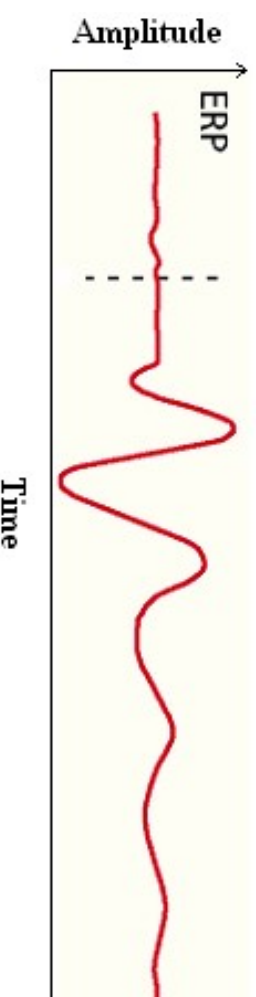
In base al segnale misurato si possono misurare disfunzioni del sistema nervoso



# POTENZIALI EVOCATI



**INIZIO DELLO  
STIMOLO**





# Mezzi di indagine del sistema nervoso EEG:PE

I parametri analizzati nello studio dei potenziali evento-correlati sono i seguenti:

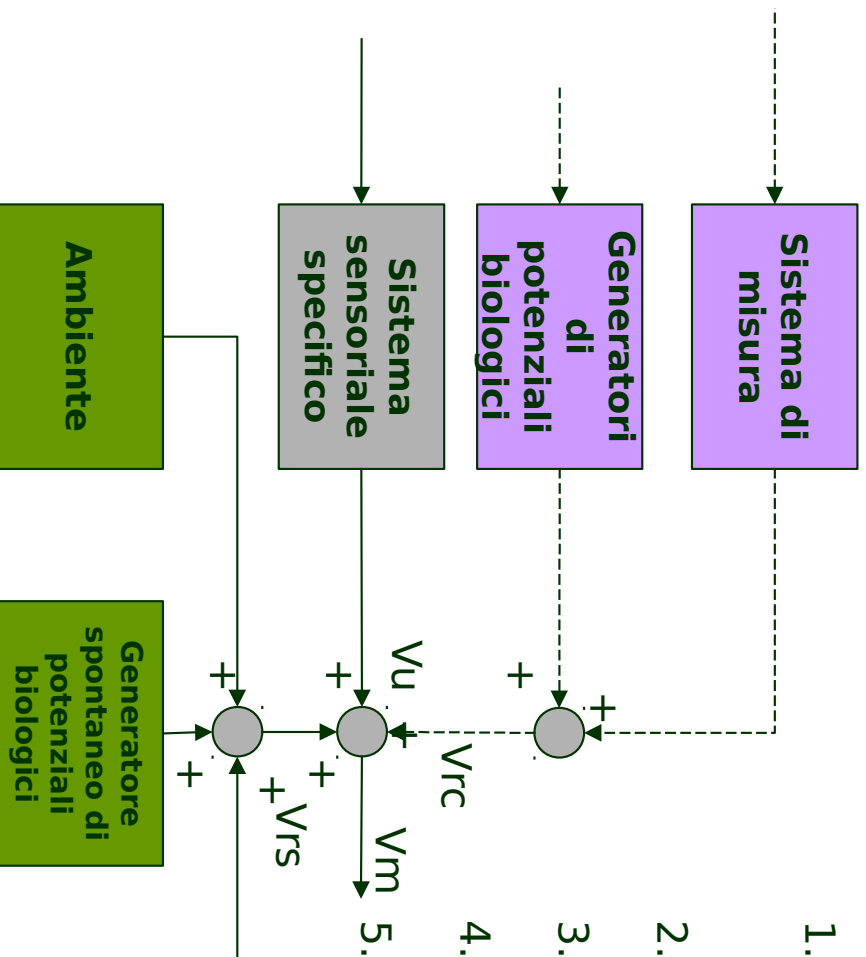
- **latenza**: *distanza temporale tra il momento di applicazione dello stimolo ed il momento di comparsa della componente;*
- **topografia**: *posizione sulla superficie cranica in cui è registrabile la massima ampiezza della componente;*
- **ampiezza**: *entità della deflessione della componente rispetto al livello basale.*



# Mezzi di indagine del sistema nervoso

## EEG:PE

Le problematiche connesse alla misura sono molto rilevanti



1. Lo stimolo  $s$  applicato viene trasdotto elaborato e trasmesso dal sistema sensoriale che si sta analizzando generando il potenziale  $V_u$
2. Lo stimolo può generare altri potenziali biologici diversi dal sistema sensoriale che si sta analizzando
3. Lo stimolo può influenzare il sistema di misura stesso
4. 2 e 3 danno luogo a rumore correlato (dipendenti dallo stimolo)  $V_{rc}$
5. Esistono poi dei rumori scorrelati dallo stimolo come i potenziali biologici spontanei e interferenze e rumore,  $V_{rs}$

$$V_m = V_u + V_{rc} + V_{rs}$$



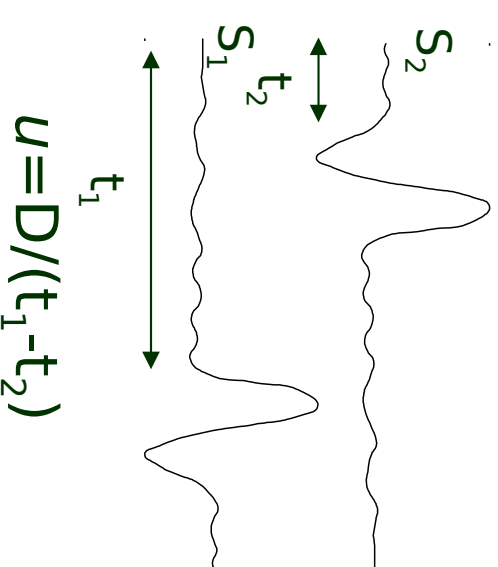
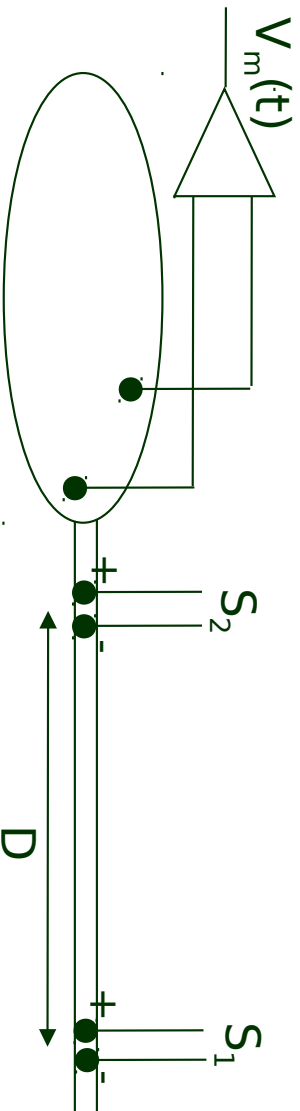
Averaging epocale



# Mezzi di indagine del sistema nervoso/muscolare

## ENG

- Analisi della funzionalità del sistema nervoso periferico
- si valuta l'integrità delle fibre nervose di motoneuroni attraverso la quantificazione della velocità di conduzione dello stimolo



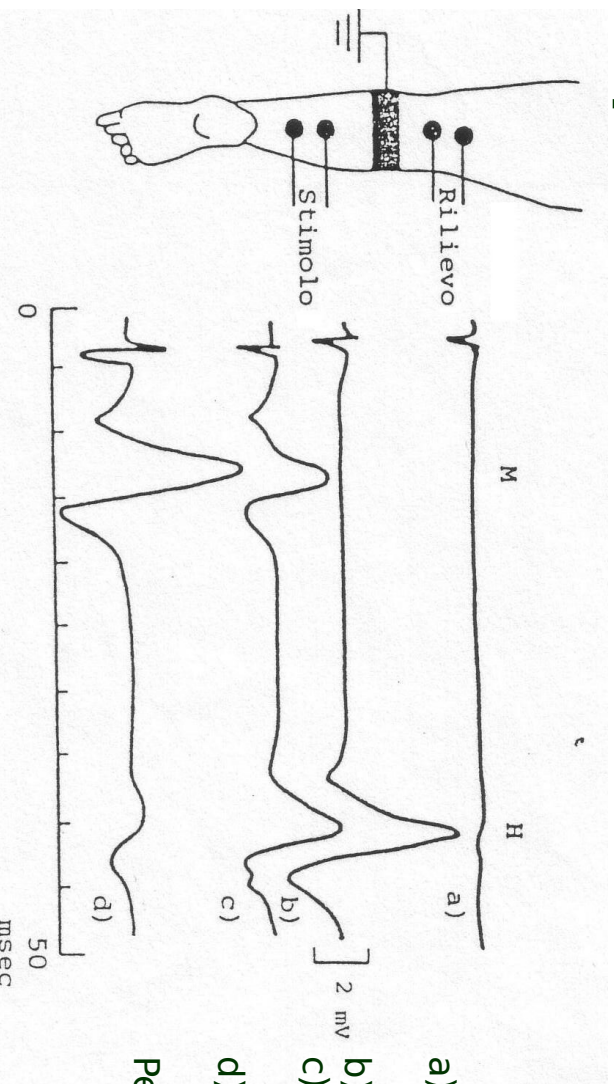


# Mezzi di indagine del sistema nervoso/muscolare

## ENG: riflesso H

- Viene stimolato il nervo tibiale e viene rilevato il segnale dal muscolo tricipite che contiene sia fibre efferenti che afferenti
- La prima onda che compare nel segnale è l'onda **M** e corrisponde alla contrazione dovuta alla stimolazione delle fibre **efferenti**.
- La seconda onda **H** è rappresentata la contrazione dovuta al **riflesso spinale**

aggiore e una soglia di stimolo



- Stimolo insufficiente per stimolare afferenze ed efferenze
- Stimolo piccolo capace di stimolare le afferenze
- Stimola in grado di stimolare le efferenze prima e le afferenze dopo
- Compare solo l'onda M....perchè?

Per sistema stimolo-fibra efferente-motoneurone-fibra afferente è possibile definire un guadagno di anello che in presenza di spasticità è elevato



# Mezzi di indagine del sistema muscolare

## EMG

Rappresenta il principale mezzo di controllo dell'attività muscolare : può essere effettuata con elettrodi ad aghi o di superficie

- Rispetto alla più consolidata elettromiografia con aghi, la tecnica cutanea fornisce informazioni più globali inerenti al muscolo in esame ed evita i rischi impliciti nell'uso di aghi.
- indicazioni sul momento, sulla durata, sull'entità dell'attivazione di un muscolo durante un movimento;
- indicazioni riguardo all'attività globale di un muscolo o gruppo muscolare;
- informare il paziente del grado di contrazione o di rilassamento di un suo muscolo o gruppo muscolare;
- segnale mioelettrico per controllare un dispositivo esterno (es. protesi);

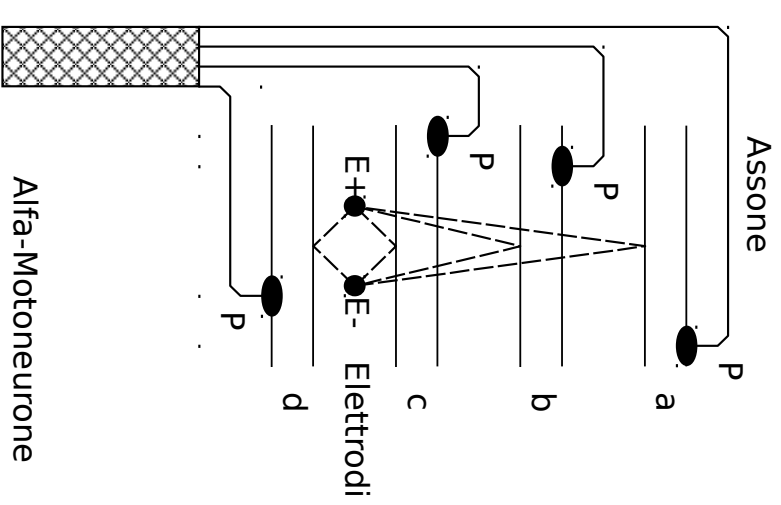
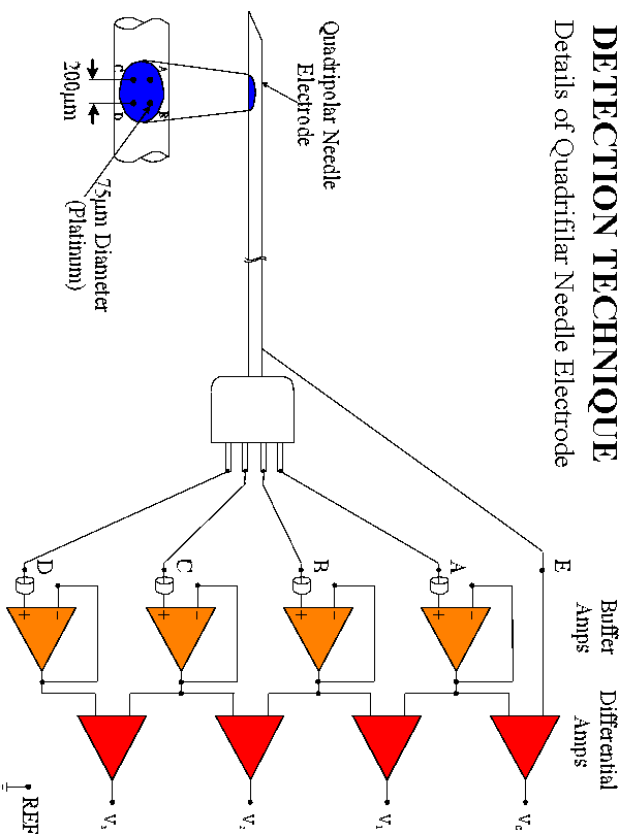


# Mezzi di indagine del sistema muscolare

Il set-up sperimentale include un elettrodo ad ago

## DETECTION TECHNIQUE

Details of Quadrifilar Needle Electrode





# Mezzi di indagine

## EMG

Nel caso di contrazione volontaria, il numero di motoneuroni attivati e la loro frequenza di scarica sono controllati dal sistema nervoso centrale:

L'ordine di reclutamento delle unità motorie al crescere dell'intensità di contrazione procede dalle unità motorie più piccole a quelle più grandi.

L'attivazione dei motoneuroni può essere indotta anche da stimolazione elettrica applicata tramite elettrodi cutanei:

I potenziali d'azione indotti sono sincroni;

L'attivazione muscolare è indipendente dalla volontà del soggetto di contrarre il muscolo.

**La contrazione volontaria e quella stimolata offrono due diverse modalità di indagine per studiare lo stesso oggetto.**



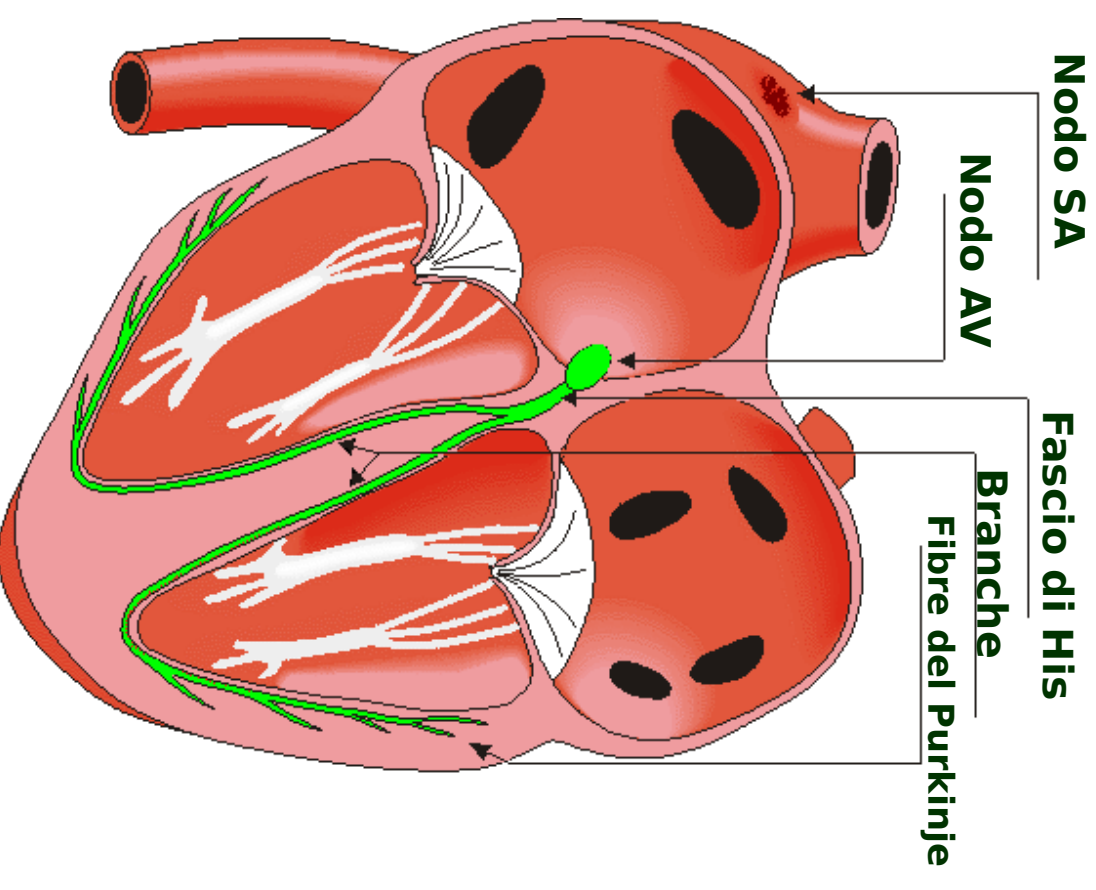
# Il sistema cardiovascolare

- Le cellule pace-maker sono localizzate nel **nodo seno-atriale** e generano un potenziale d'azione alla frequenza di 70 imp/minuto.

- I potenziali d'azione si propagano rapidamente da una cellula all'altra. Il segnale elettrico passa dal nodo SA al **nodo atrio-ventricolare** (nodo AV) attraverso la via internodale, per poi proseguire **nel fascio A-V**, nelle due **branche** del fascio conduttore e, infine, nelle cellule miocardiche contrattili dei ventricoli.

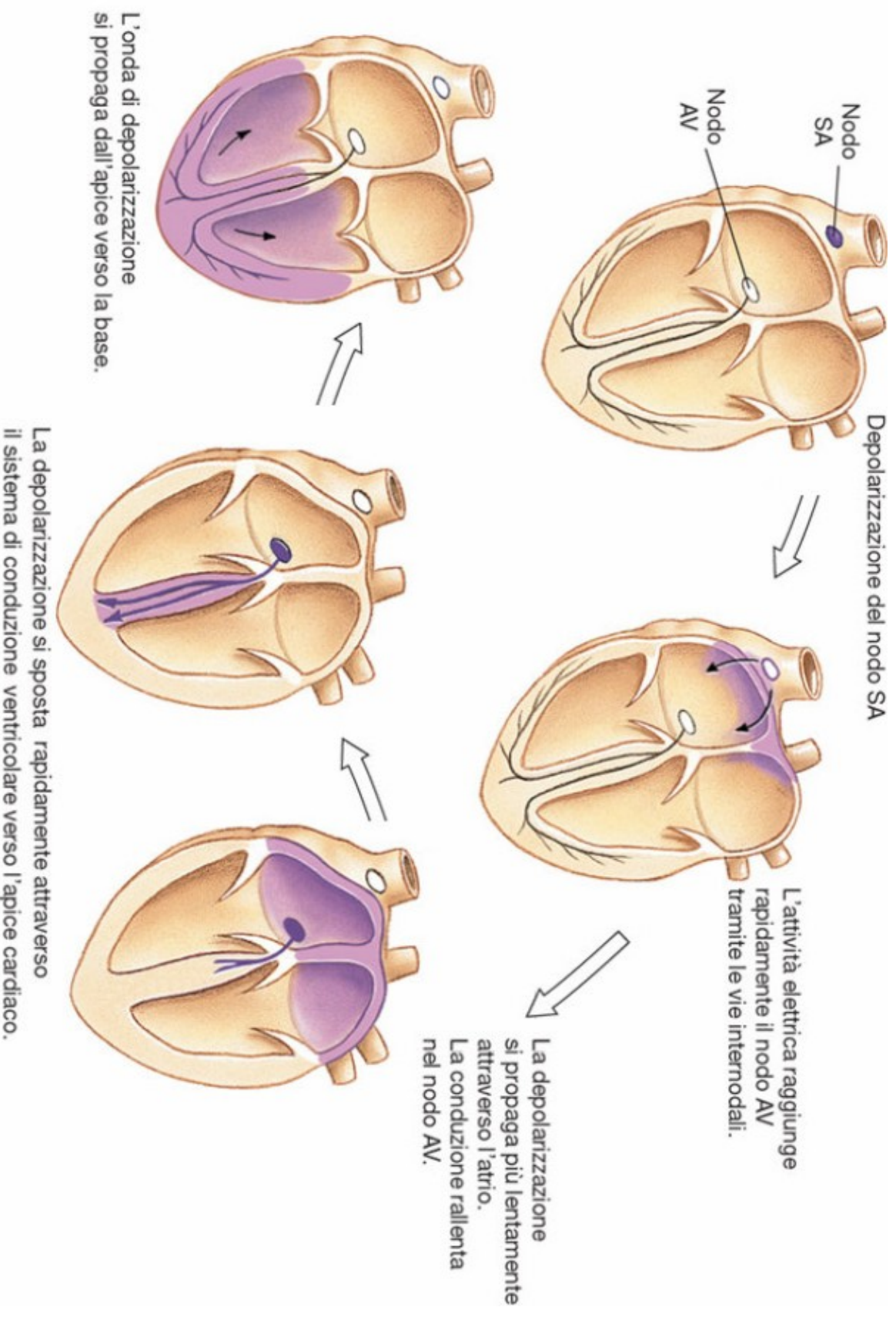
- I setti cartilaginei tra atri e ventricoli impediscono il trasferimento diretto dell'impulso tra atri e ventricoli.

- Se il nodo SA non funziona correttamente, altre cellule autoritmiche del nodo AV assumono il controllo della frequenza (50 imp/min).





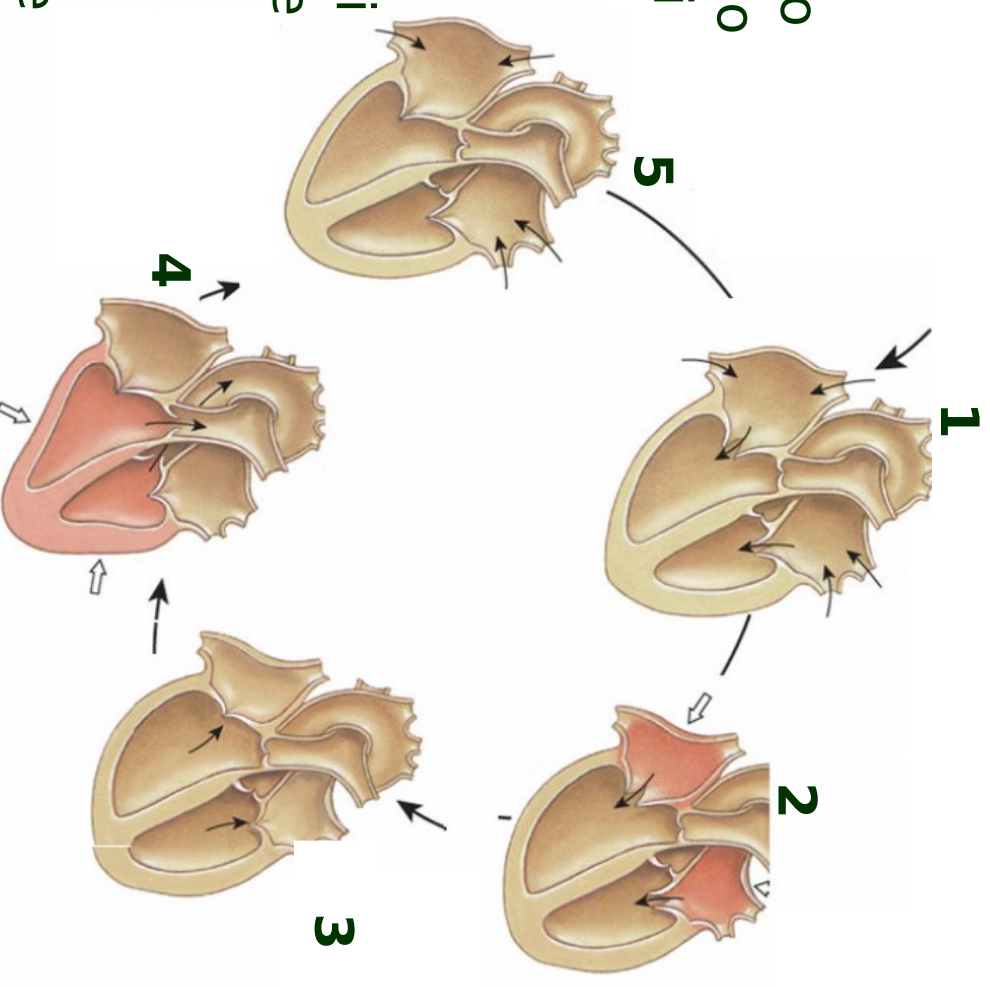
# Il sistema cardiovascolare





# Il sistema cardiovascolare

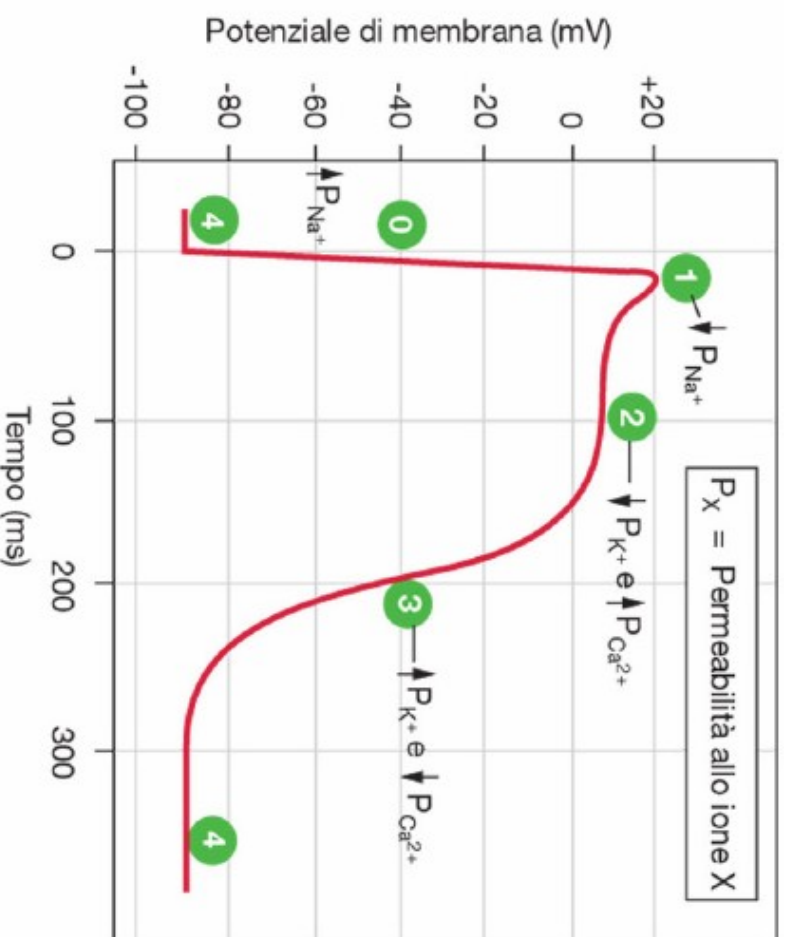
- 1. Diastole**, il sangue fluisce passivamente dagli atri ai ventricoli
- 2. Sistole atriale**, gli impulsi del nodo SA contraggono gli atri che spingono una ulteriore quantità di sangue nei ventricoli
- 3. Contrazione ventricolare isovolumica**, le valvole AV si chiudono
- 4. Sistole ventricolare**, i ventricoli si contraggono e la pressione fa aprire le valvole polmonare e atriale
- 5. Rilasciamento ventricolare isovolumico**, i ventricoli si rilassano, la pressione diminuisce le valvole polmonare e atriale si chiudono





## Il sistema cardiovascolare

Un'importante distinzione tra muscolo cardiaco e muscolo scheletrico è che nel muscolo cardiaco è che l'ingresso di calcio durante la fase 2 prolunga la durata del potenziale d'azione miocardico determinando un *plateau*.

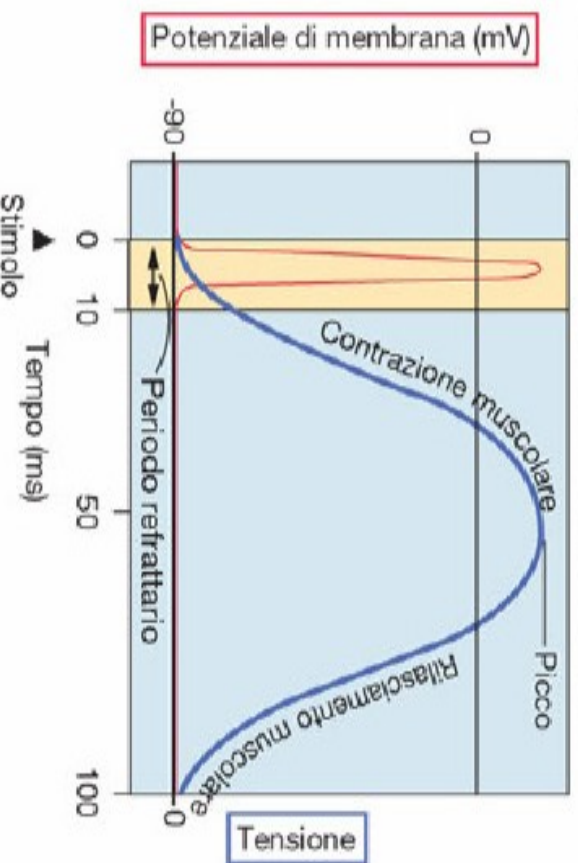


- 0 Canali del  $Na^+$  si aprono
- 1 Canali del  $Na^+$  si chiudono
- 2 Canali del  $Ca^{2+}$  si aprono; canali rapidi del  $K^+$  si chiudono
- 3 Canali del  $Ca^{2+}$  si chiudono; canali lenti del  $K^+$  si aprono
- 4 Potenziale di riposo

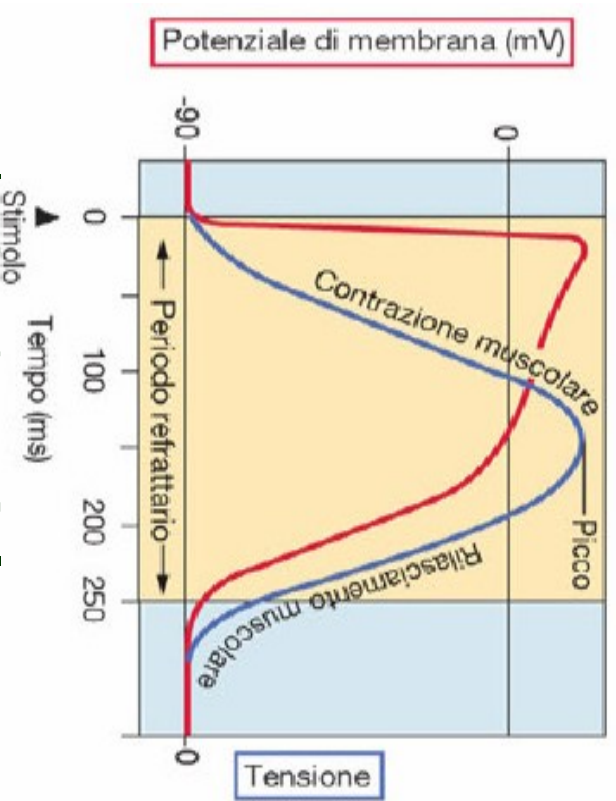


# Il sistema cardiovascolare

## Muscolo scheletrico



## Muscolo miocardico



Questa è una caratteristica importante per la funzione **del cuore perché il**

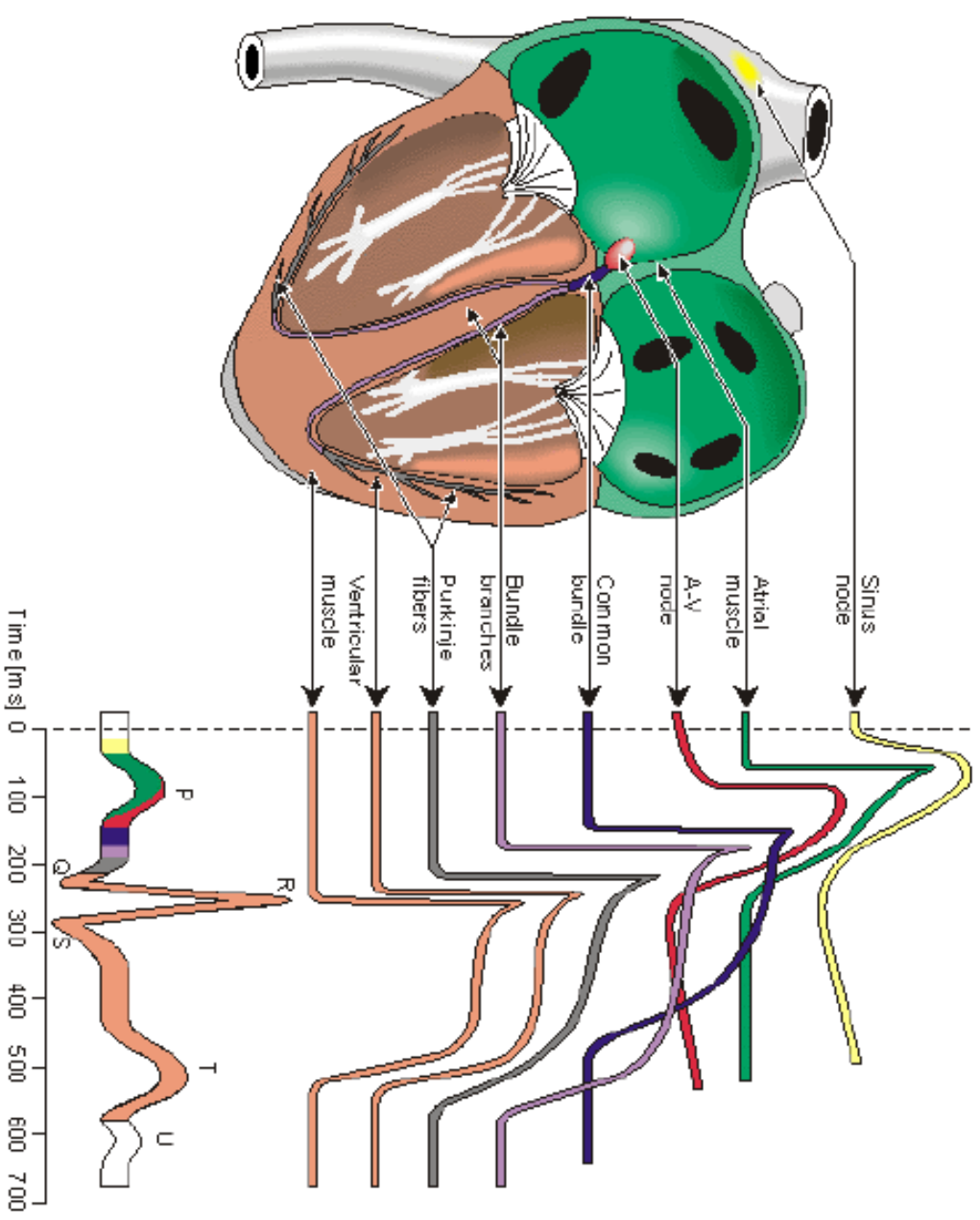
**miocardio tra una contrazione e l'altra deve rilassarsi per permettere ai ventricoli di riempirsi di sangue.** Se non ci

fosse un ampio periodo refrattario rischieremmo di andare in contrazione tetanica (irrigidimento del muscolo a causa di sovrapposizione di stimoli)



# Il sistema cardiovascolare

La depolarizzazione coinvolge le cellule cardiache in modo individuale

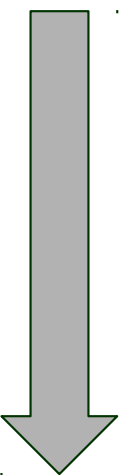






# EKG

**MISURA EKG**



**Posizioni standard di elettrodi**

**Perché?**

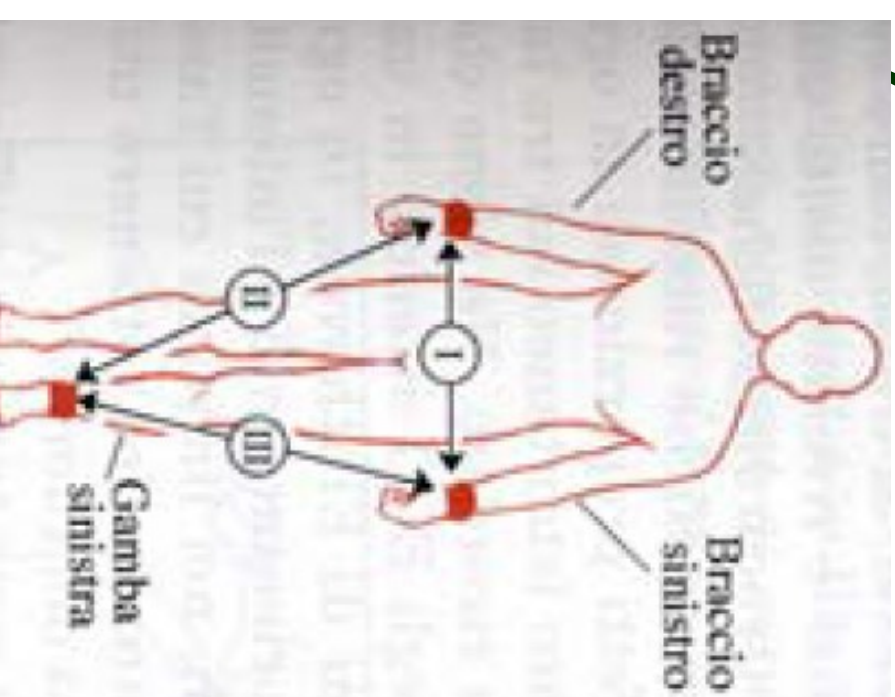
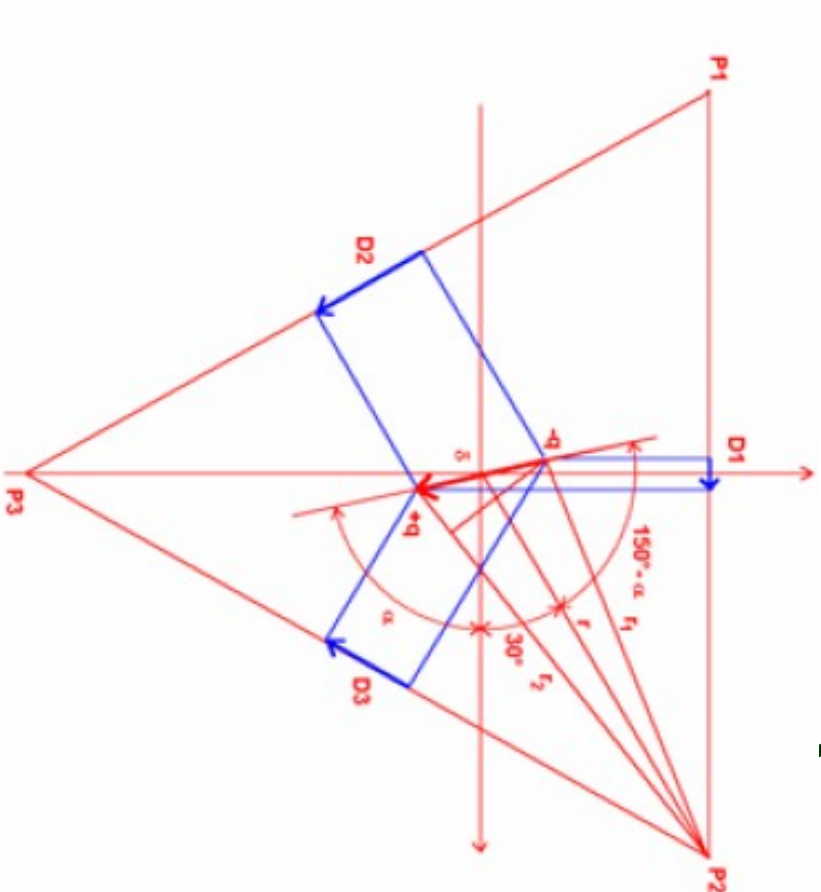
- Il cuore può essere visto come un generatore elettrico complesso
- Istantaneamente, ogni punto dell'intero muscolo cardiaco si trova ad un potenziale diverso
- Due soli elettrodi di superficie non sono in grado di ricostruire la sequenza degli eventi

**Semplificazione**

**la risultante di tutte le differenze di potenziale che si generano nel cuore durante l'attività può, in ogni istante, essere indicata con un unico vettore, il vettore cardiaco istantaneo (Einthoven)**



# EKG (Einthoven)

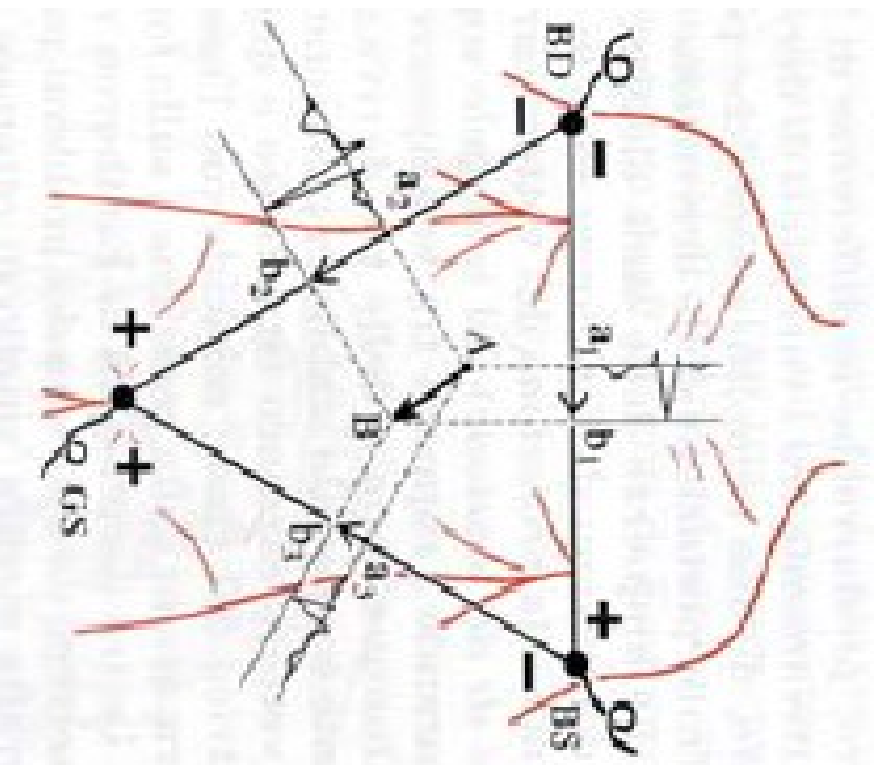


Derivazioni bipolari (misura di differenza di potenziale tra due punti)  
elettrodo di riferimento



# EKG (Einthoven)

Le ampiezze delle onde elettrocardiografiche sono proporzionali in ogni istante alla proiezione del vettore cardiaco istantaneo sui tre lati (assi di derivazione) del triangolo di **Einthoven**

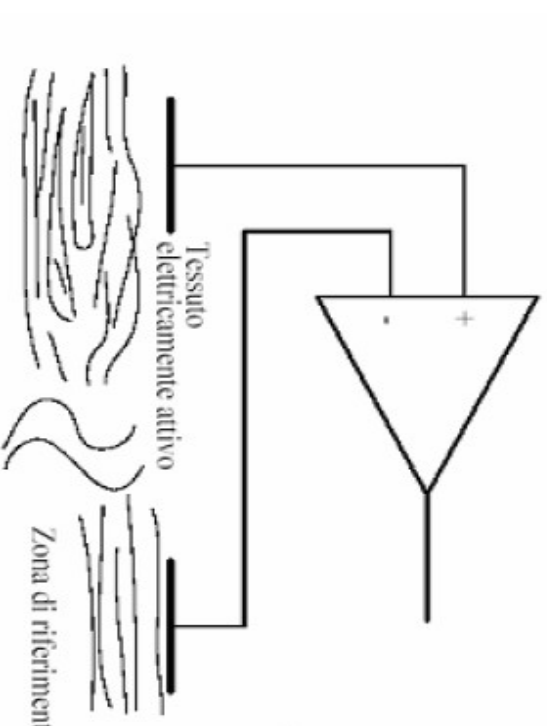


Derivazioni bipolari (misura di differenza di potenziale tra due punti) elettrodo di riferimento

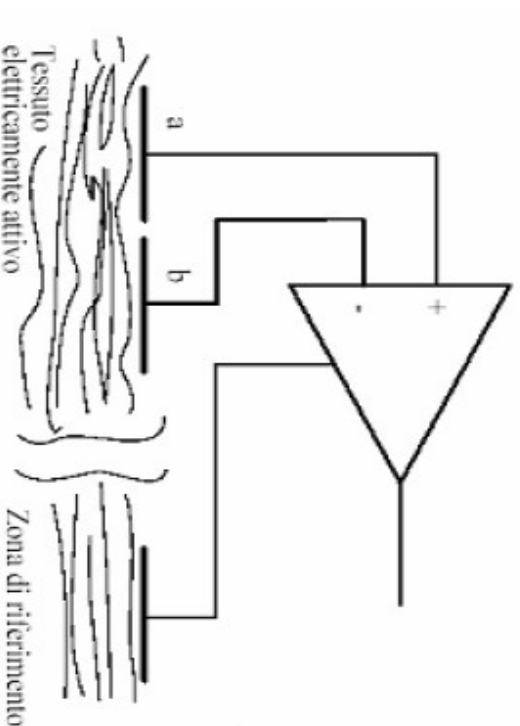


# ACQUISIZIONE

## ■ UNIPOLARE (MONOPOLARE)



## ■ BIPOLARE

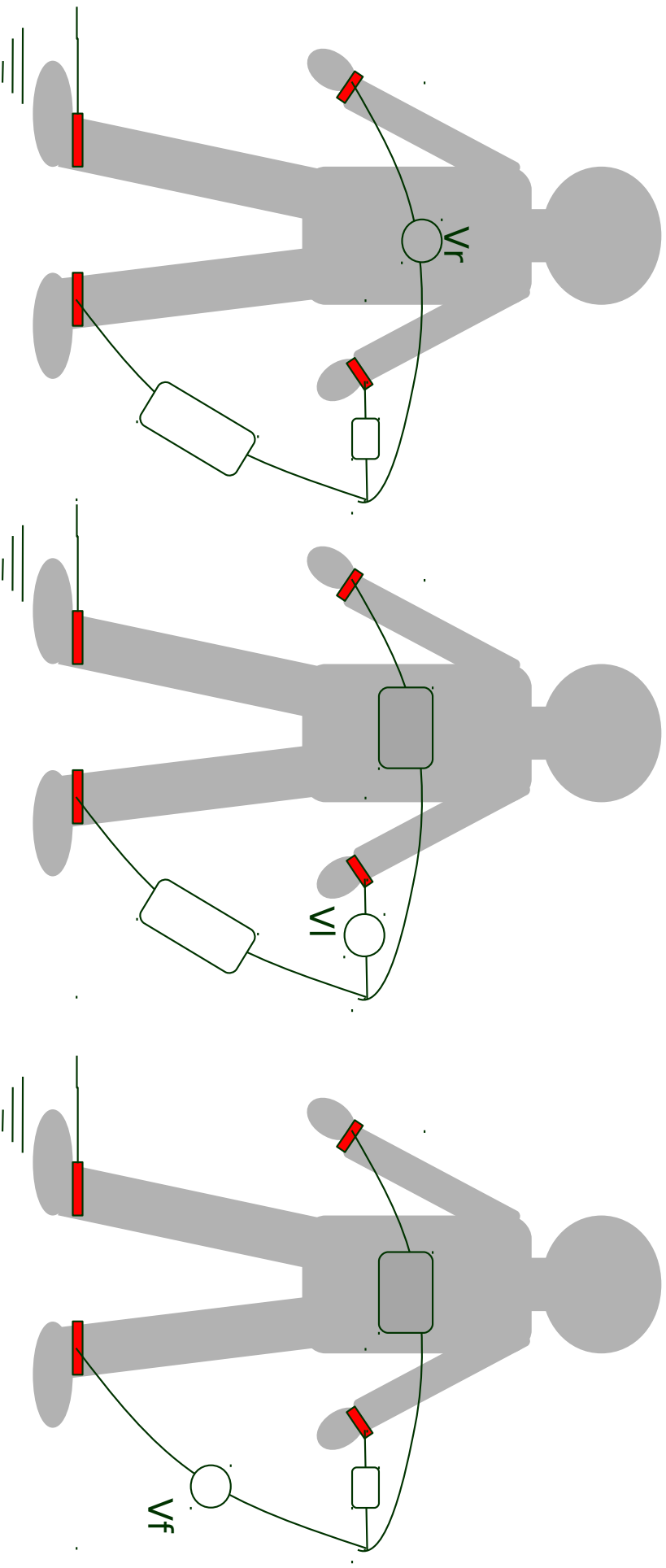


Nelle derivazioni **unipolari** uno dei due elettrodi non risente immediatamente degli eventi elettrici cardiaci, ma permangono invece ad un potenziale all'incirca costante lungo tutto il ciclo cardiaco.

Tale elettrodo è detto **indifferente**, mentre l'altro elettrodo è detto **esplorante**.



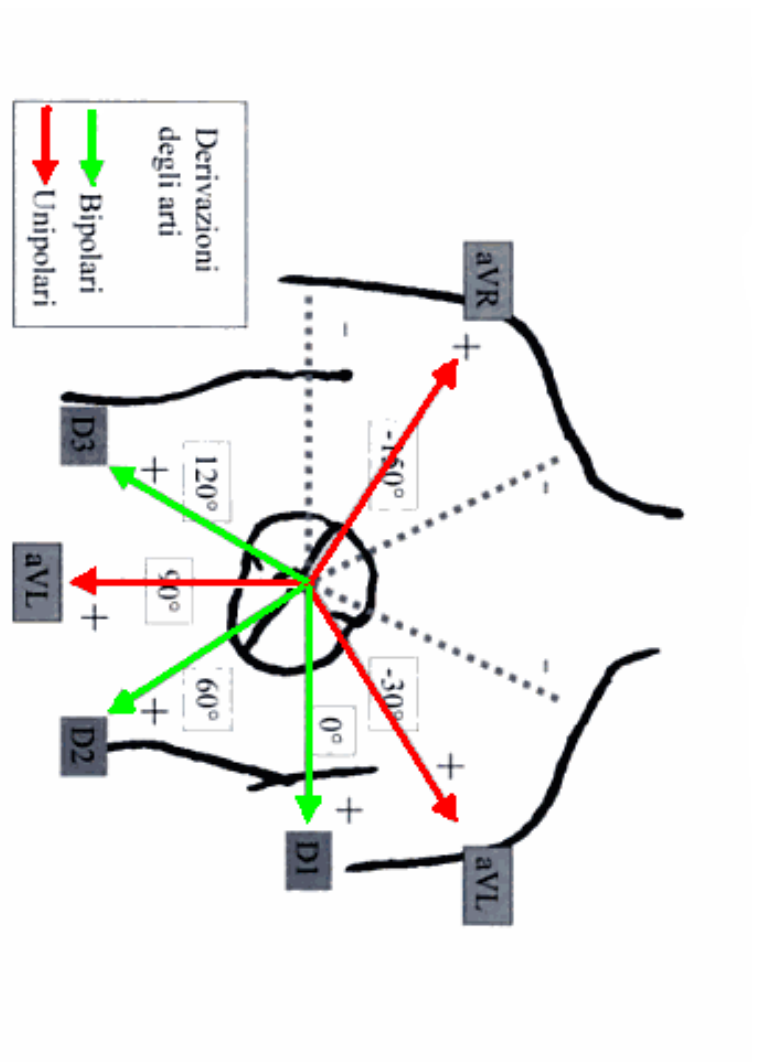
# EKG (Goldberg)



Le deviazioni unipolari si ottengono collegando il polo positivo (elettrodo esplorante) ad un arto mentre il polo negativo (elettrodo indifferente) viene contemporaneamente collegato ai restanti arti.



# EKG





# ECCG (Wilson)

L'elettrodo **esplorante** è posto in vari punti della regione precordiale del torace, collegato al capo positivo dell'elettrocardiografo e un punto di riferimento al quale vengono collegati, mediante tre resistenze uguali ( $r_1$ ,  $r_2$ ,  $r_3$ ) gli elettrodi posti sul braccio destro, sul braccio sinistro e sulla gamba sinistra

