

Strumentazione Biomedica

Agostino Accardo

Università di Trieste

accardo@units.it

Parte II

CARATTERISTICHE PARTICOLARI DEI SEGNALI BIOLOGICI

(prima parte)

ORIGINE DEI BIOPOTENZIALI

ELETTRODI

BIOPOTENZIALI

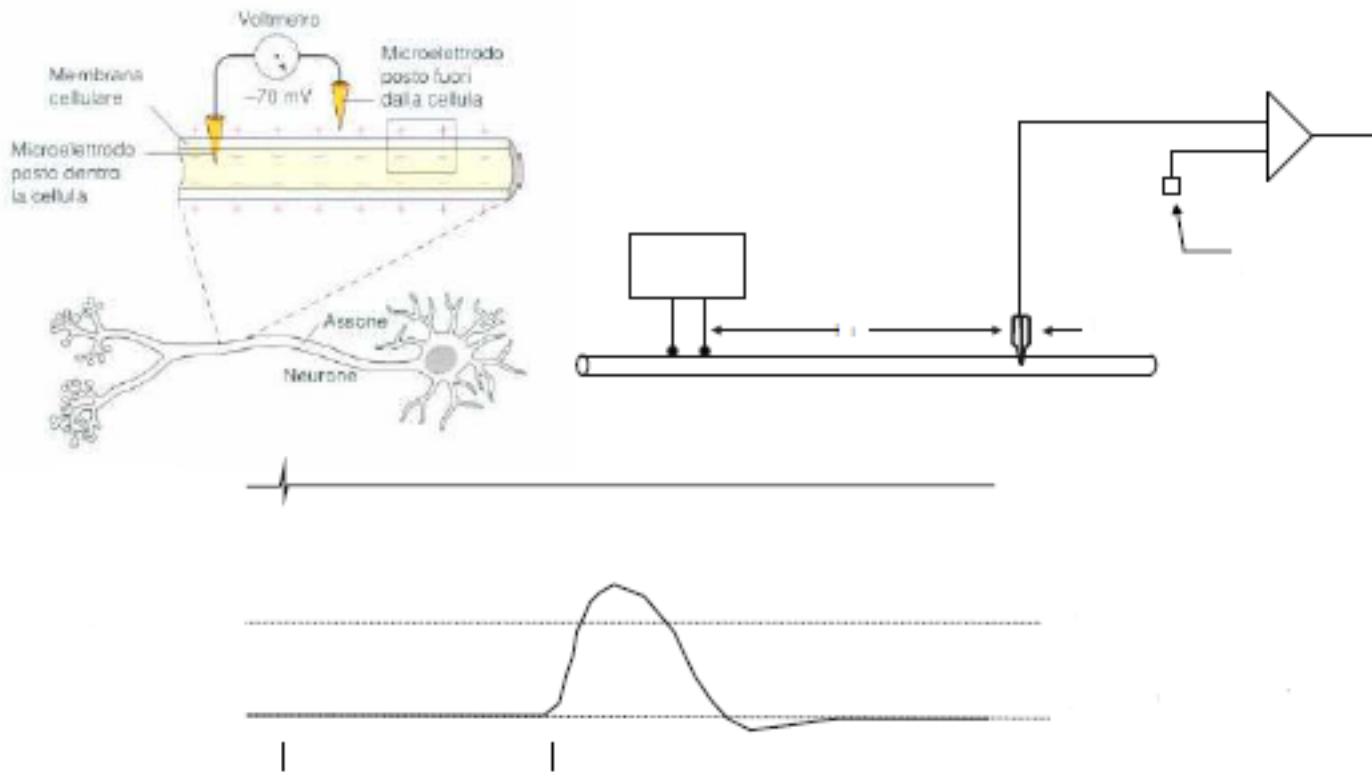
- I segnali elettrici di origine biologica rappresentano variabili biomediche che necessitano di particolari strumentazioni di tipo elettronico
- Per questo motivo è necessario un approfondimento sui meccanismi fisiologici che li generano e sui relativi segnali effettivamente misurabili
- I potenziali bioelettrici rappresentano il risultato dell'attività elettrochimica di cellule "eccitabili", principalmente cellule muscolari (cardiache in particolare) e nervose (neuroni e recettori)

DISPOSITIVI PRINCIPALI:

(nella diagnosi) ENG, EMG, ECG, EEG, ERG, EOG, EGG

(nella terapia) Pacemaker, Defibrillatori, Stimolatori muscolari,
Stimolatori nervosi (FES)

Potenziale di Membrana



Polarizzazione di membrana Potenziale di riposo

E' principalmente dovuto alla componente Potassio

Equazione di Nernst

$$E_k = \frac{RT}{nF} \ln \frac{[K]_o}{[K]_i} = 0.0615 \log_{10} \frac{[K]_o}{[K]_i}$$

R = $8,314 \times 10^{-3}$ J/(millimole K) (costante dei gas)

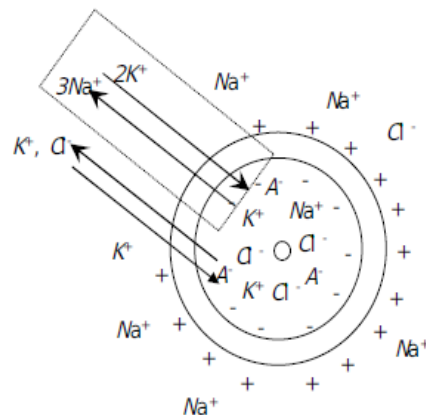
F = 96485×10^{-3} C/millimole (costante di Faraday)

n è la valenza del K⁺

Le concentrazioni sono in mol/litro, T=310 K

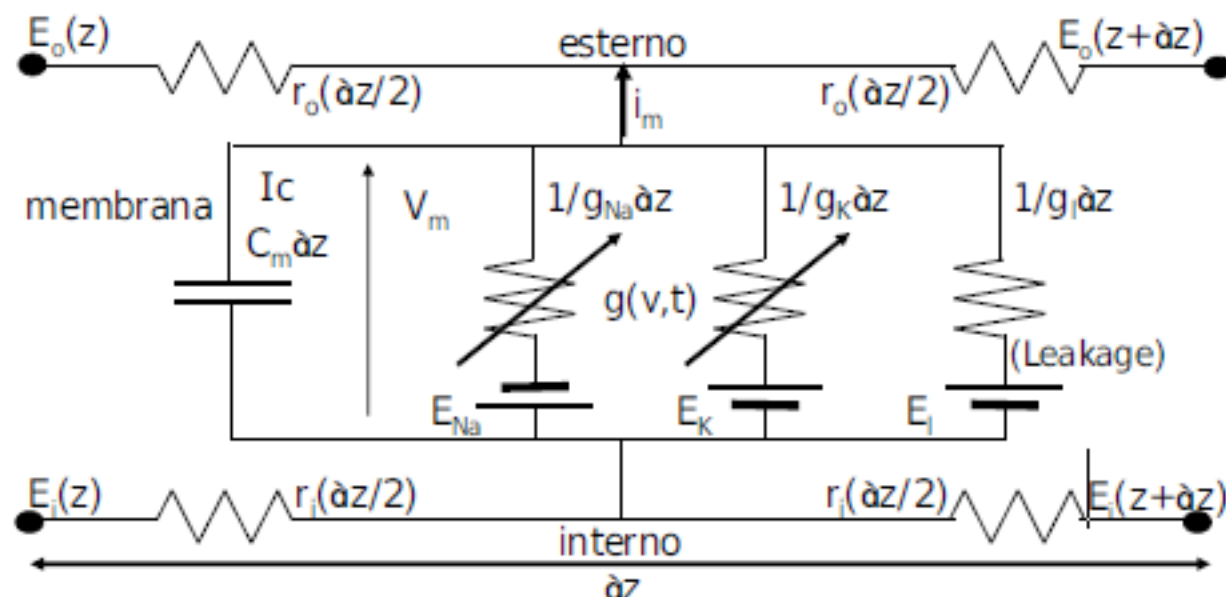
BIOPOTENZIALI

Concentrazione Ioni (millimoli/litro)	intracellulare	extracellulare	permeabilità cm/s
Na^+	12	145	2×10^{-8}
K^+	155	4	2×10^{-6}
Cl^-	4	120	4×10^{-6}
A (proteine)	155	==	==



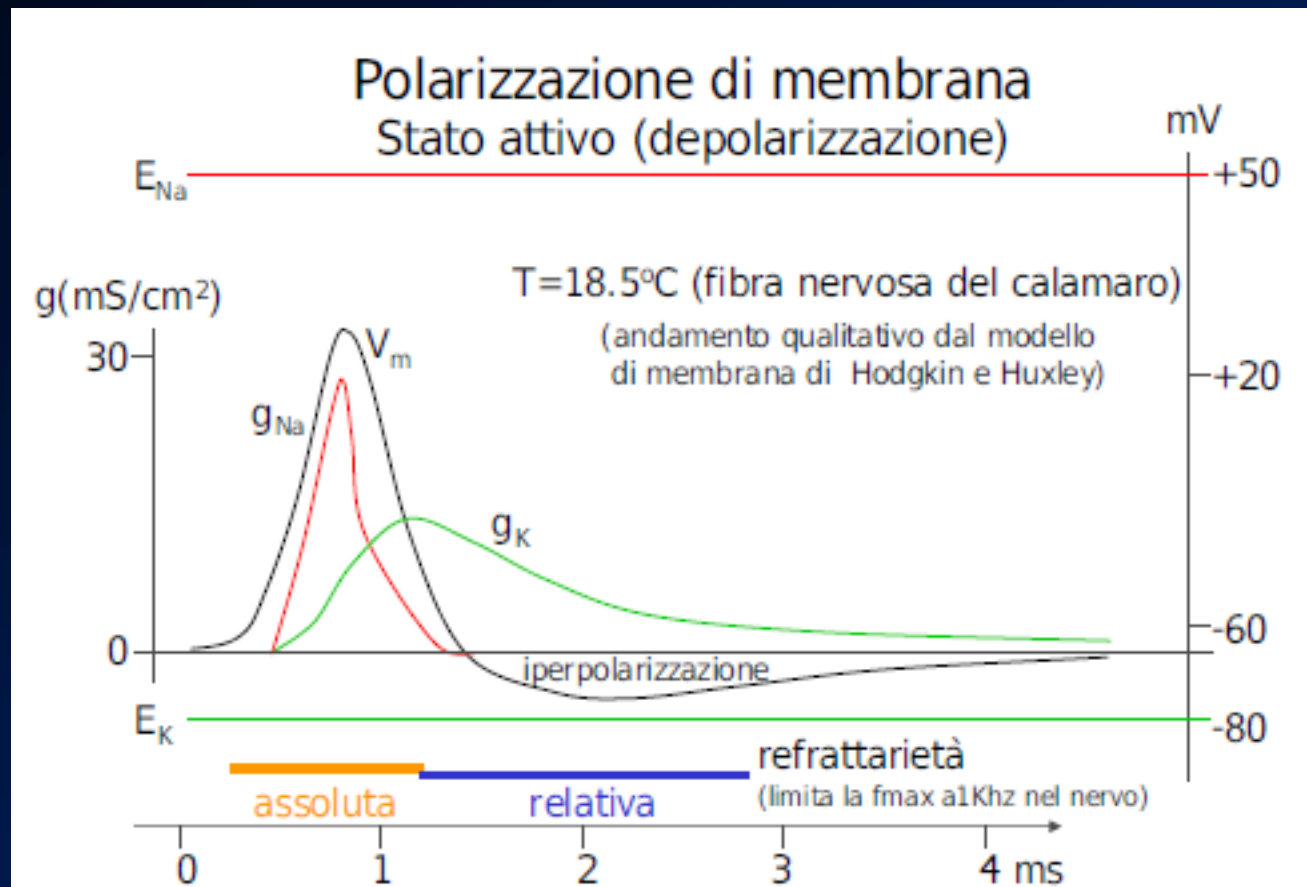
Polarizzazione di membrana Modello di Hodgkin e Huxley (1952)

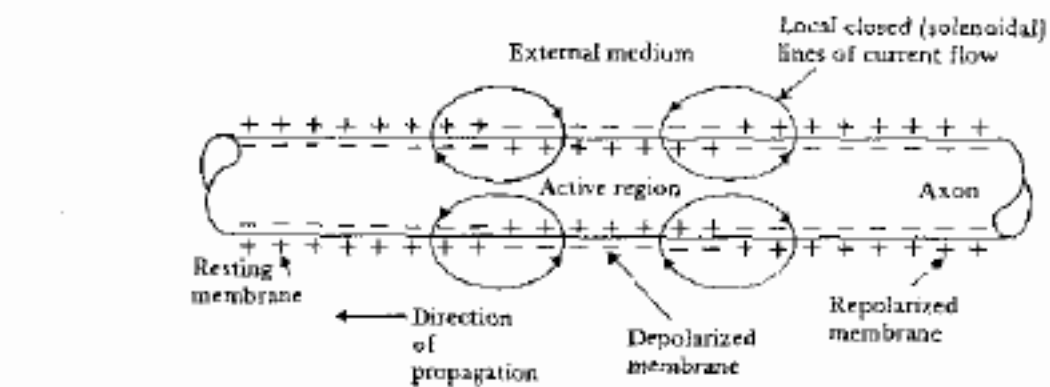
Circuito equivalente di un segmento di lunghezza infinitesima Δz di membrana



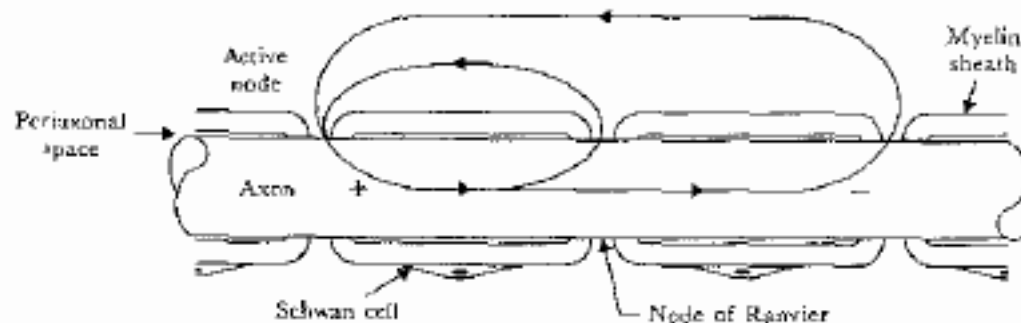
Potenziale d'azione

- Lo stato attivo della cellula eccitabile è quello in cui si ingenera il potenziale d'azione
- L'attivazione richiede uno stimolo adeguato cioè qualcosa che provochi la depolarizzazione della membrana al di sopra di una specifica soglia oltre la quale la depolarizzazione procede autoalimentandosi (canali tensione dipendenti)
- la generazione del potenziale d'azione dipende dalla permeabilità tempo e tensione dipendenti della membrana cellulare
- l'effetto della depolarizzazione include:
 - incremento della permeabilità di membrana alla specie Na^+ (aumenta la conduttanza per Na^+)
 - gli Na^+ si precipitano dentro la cellula contribuendo ad incrementare la depolarizzazione e la permeabilità alla specie Na^+ (autorigenerazione)





(a)



(b)

Figure 4.4 (a) Charge distribution in the vicinity of the active region of fiber conducting an impulse. (b) Local circuit current flow in the myelinated nerve fiber.

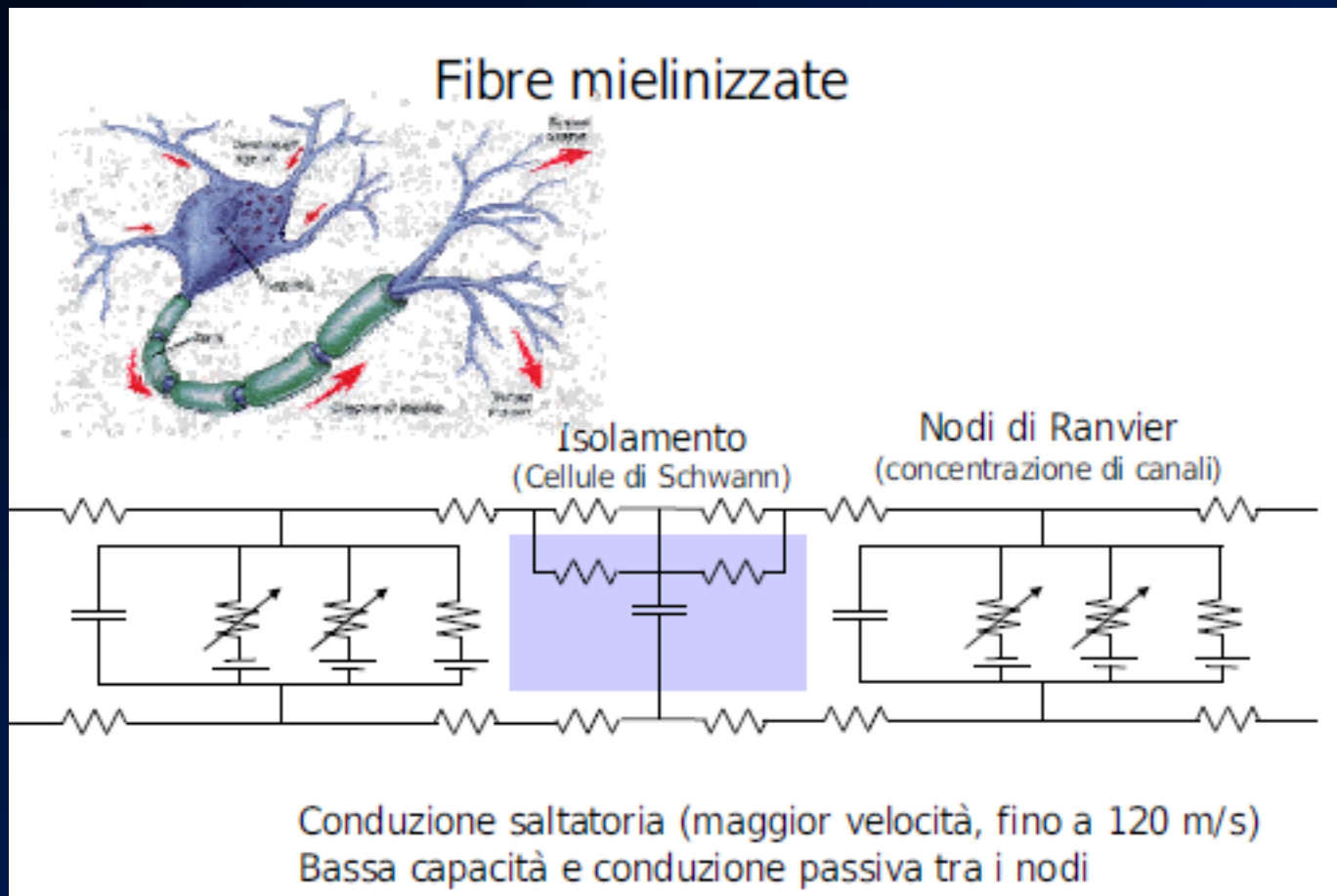


Tabella 1 – Studi di Conduzione Nervosa: valori normali di velocità di conduzione motoria (VCM), e di durata, ampiezza ed area delle risposte muscolari dopo stimolazione distale e prossimale nel cane. Tra parentesi nella colonna Nervo è riportato il numero di nervi testati, in grassetto sono riportate le Medie, e sotto ogni media tra parentesi è indicata la Deviazione Standard.

Nervo	VCM (m/s)	Durata (ms)		Ampiezza (mV)		Area (mVms)	
		St. dist.	St. pross.	St. dist.	St. pross.	St. dist.	St. pross.
Radiale (7)	71,6 (± 5,4)	9,4 (± 3,7)	9,3 (± 3,2)	10,1 (± 3,7)	10,5 (± 4,6)	16,8 (± 9,3)	23,6 (± 23,3)
Mediano (4)	66,5 (± 2,9)	9,8 (± 2,1)	11,1 (± 3,2)	12,3 (± 5,5)	12,9 (± 6,0)	22,1 (± 13,1)	32,9 (± 21,0)
Ulnare (8)	55,2 (± 6,9)	9,4 (± 3,3)	8,9 (± 4,4)	9,6 (± 3,5)	6,1 (± 2,3)	18,5 (± 13,1)	13,4 (± 10,0)
Ulnare dist. (8)	55,8 (± 6,7)	8,7 (± 3,8)	8,9 (± 3,8)	10,3 (± 5,4)	9,3 (± 5,4)	18,2 (± 14,0)	17,6 (± 11,8)
Tibiale (12)	59,7 (± 4,5)	7,1 (± 1,8)	8,2 (± 1,6)	10,1 (± 5,0)	6,7 (± 3,2)	13,9 (± 8,6)	10,9 (± 8,3)
Tibiale dist. (4)	46,6 (± 5,6)	8,5 (± 2,6)	9,3 (± 2,6)	9,3 (± 4,4)	7,4 (± 3,6)	15,6 (± 10,7)	15,5 (± 11,4)
Peroneo (6)	73,5 (± 8,7)	11,7 (± 2,5)	12,0 (± 2,4)	8,8 (± 3,7)	12,4 (± 4,4)	28,4 (± 17,9)	34,2 (± 20,4)

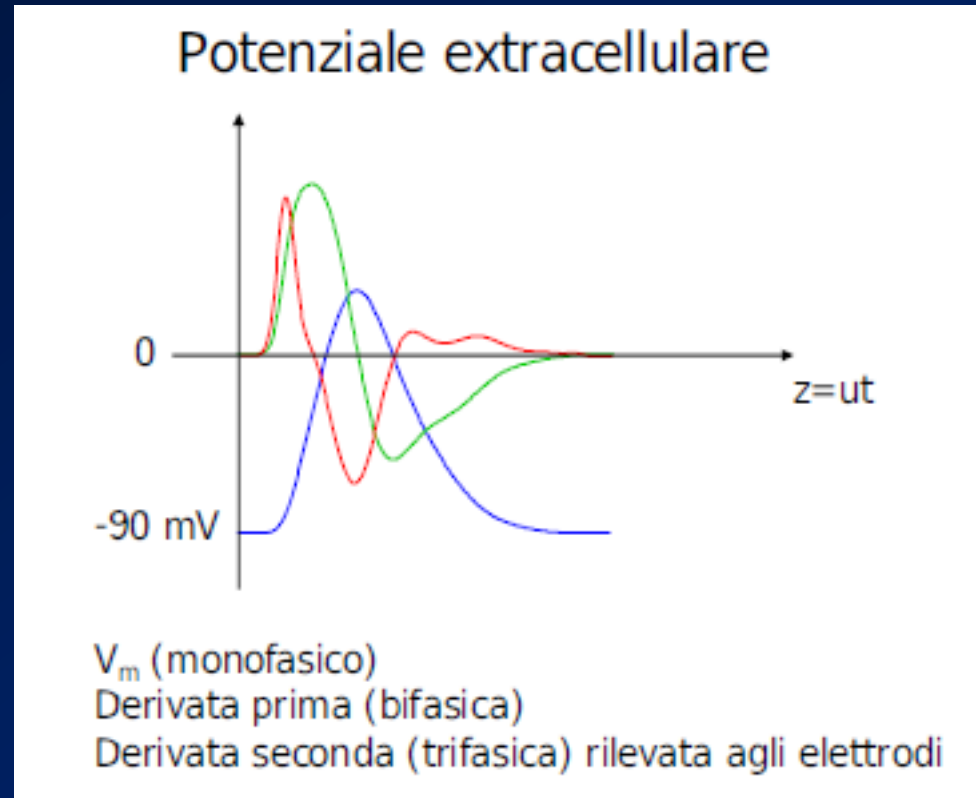
BIOPOTENZIALI

Velocità di propagazione: 0.01 m/s – 100 m/s

$$V = \sqrt{(K * a) / (2 * R)}$$

K dipende dalla membrana, **a** = raggio fibra, **R** = resistenza intracellulare

Corrente transmembrana (in A/cm²) è proporzionale alla derivata parziale seconda del potenziale di membrana rispetto la direzione **z** della propagazione (nel caso di mezzo resistivo)

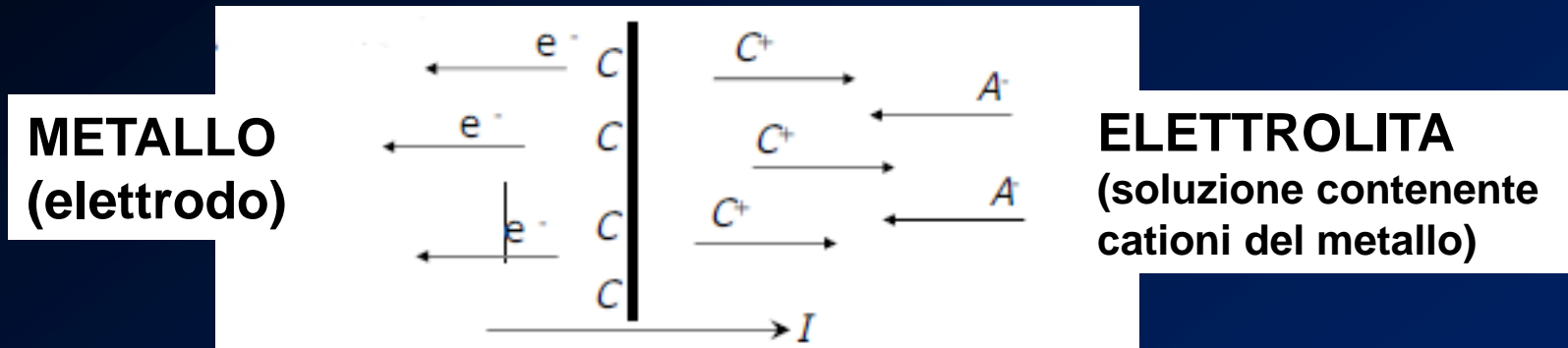


**CARATTERISTICHE PARTICOLARI
DEI SEGNALI BIOLOGICI (prima
parte)**

ELETTRODI

ELETTRODI

INTERFACCIA ELETTRODO - ELETTROLITA



Corrente I composta da:

Elettroni e^-

Cationi C^+ e Anioni A^-

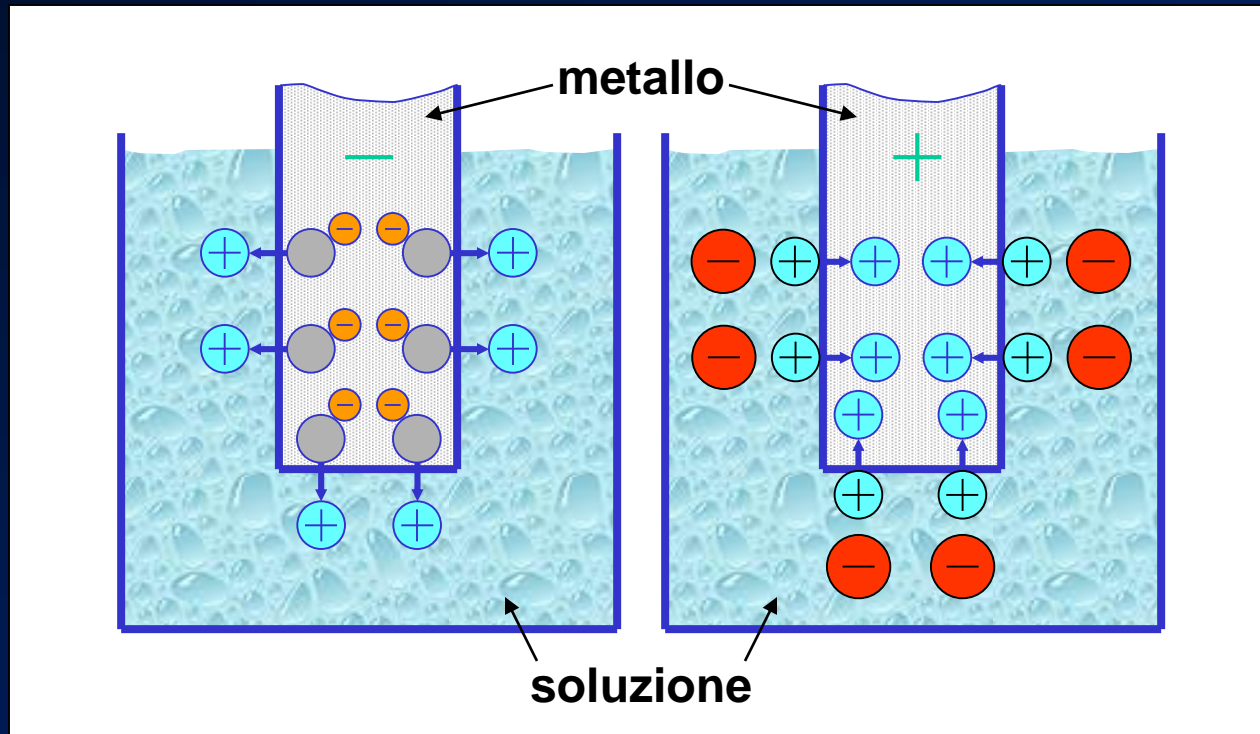
Affinché vi sia passaggio di corrente è necessario che avvengano le reazioni di ossidazione:

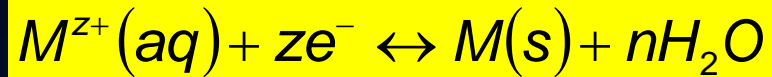


Ovvero quelle di riduzione (con verso opposto delle reazioni e della corrente I).
Se le due reazioni si equilibrano $\Rightarrow I=0$

Potenziale di elettrodo e di membrana

- atomi del metallo
- ⊕ ioni del metallo
- ⊖ ioni dell'elettrolita in soluzione
- ⊖ elettroni





- **Se all'equilibrio la reazione è spostata verso destra**
 - maggiore è la tendenza degli ioni metallici in soluzione a passare sulla superficie dell'elettrodo
 - l'elettrodo è positivo rispetto alla soluzione
 - viceversa per sbilanciamento verso sinistra
- **potenziale d'elettrodo** (caratteristico di una semicella galvanica) **è dato dall'eq. Di NERNST**
 - Il potenziale è funzione di temperatura
 - e della composizione del sistema elettrochimico
 - reversibile

ELETTRODI

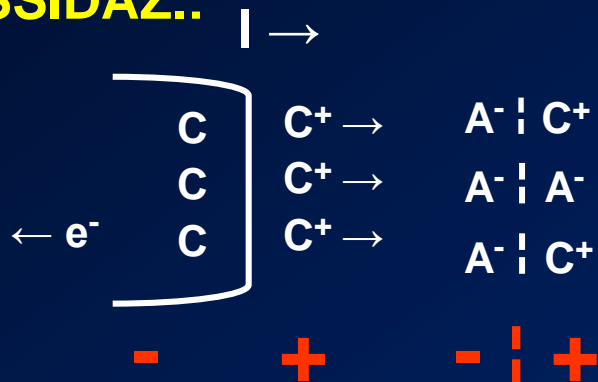
POTENZIALE DI 1/2 CELLA

Per la neutralità della carica in soluzione stesso nr di C^+ e A^-

Inserendo il metallo => avvio reazione. Dominerà ossidazione o riduzione a seconda:

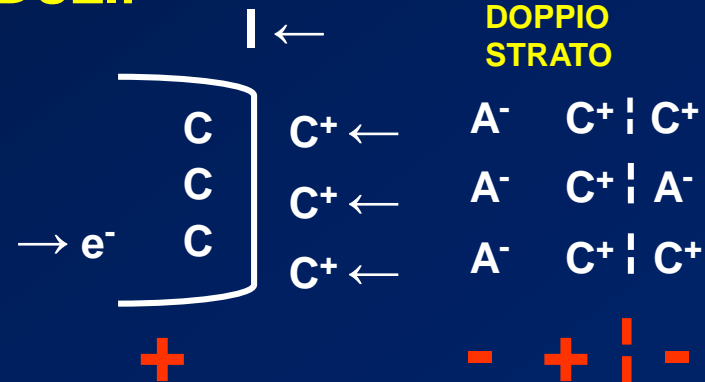
- Concentrazione ioni del metallo in soluzione
- Temperatura
- Differenza di diffusione ionica nelle due direzioni

OSSIDAZ.:



SOLUZIONE PROSSIMA | RESTO SOLUZIONE

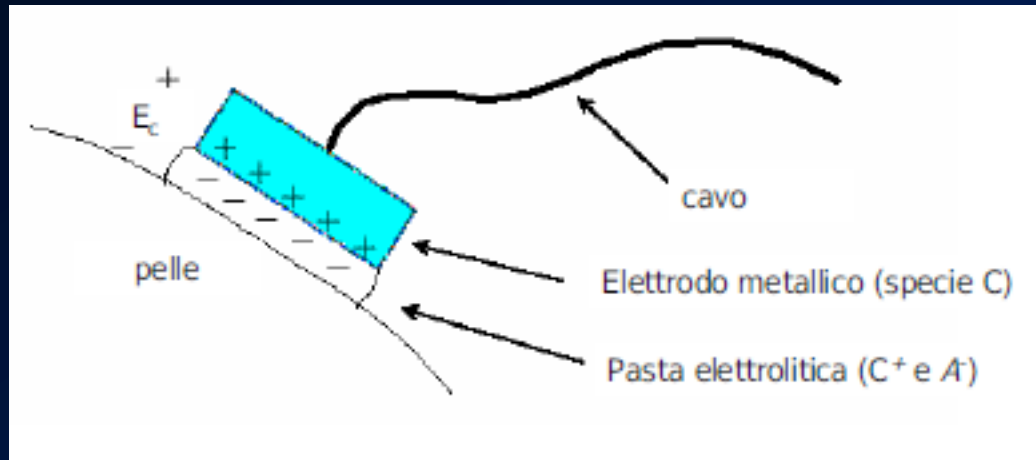
RIDUZ.:



SOLUZIONE PROSSIMA | RESTO SOLUZIONE

ELETTRODI

DOPPIO STRATO:



POTENZIALE DI NERST: $E = E_0 + \frac{RT}{nF} \ln([C^+])$

**E_0 = potenziale di contatto standard, rispetto elettrodo idrogeno
R = cost gas, T = Temperatura (K), n = valenza catione metallo, F = cost Faraday, $[C^+]$ = attività specie catione (funzione della sua concentrazione)**

- **equazione di NERNST**

- R costante dei gas ($8.31 \cdot 10^7$ [erg °C mole])

- F costante di Faraday (96540 [C])

- T temperatura [K]

- z valenza dello ione

- a attivita` ionica (1 per metallo puro)

- $a = \gamma m$

- m molalita` (N. moli di soluto per 1000 g. solvente)

- molarita` n. di moli di soluto per litro di soluzione

- molalita` e molarita` sono proporzionali (densita` della soluzione) solo per soluzioni molto diluite

- γ coefficiente di attivita`

- solo per soluzioni diluite concentrazione ed attivita` coincidono

$$E = E_0 + \frac{RT}{zF} \log \left(\frac{a_{M^{z+}}}{a_M} \right)$$

- Anche materiali non metallici, come l'idrogeno, determinano potenziali d'elettrodo quando vengono a contatto con i loro ioni in soluzione

ELETTRODI

POTENZIALE DI $\frac{1}{2}$ CELLA

In prossimità dell'interfaccia: locali concentrazioni cationi/anioni portano alla non neutralità della carica e quindi l'elettrolita attorno al metallo è ad un potenziale diverso rispetto al resto della soluzione

⇒ **Potenziale di $\frac{1}{2}$ cella**

Necessario ad equilibrare il moto iniziale delle cariche (a circuito aperto, dopo un po' si raggiungerà l'equilibrio tra il movimento delle cariche da/verso la soluzione ed il potenziale di equilibrio)

Per misurare il potenziale di $\frac{1}{2}$ cella: Non basta altro elettrodo! => altro doppio strato MA per convenzione, si usa un elettrodo di riferimento (di idrogeno) con potenziale nullo per convenzione

⇒ **Valori RELATIVI**

Nota: al posto dell'elettrodo H si può usare il CALOMEL (Hg ricoperto da Hg_2Cl_2 =Calomel immerso in soluzione di KCl)

ELETTRODO CALOMEL= Hg_2Cl_2

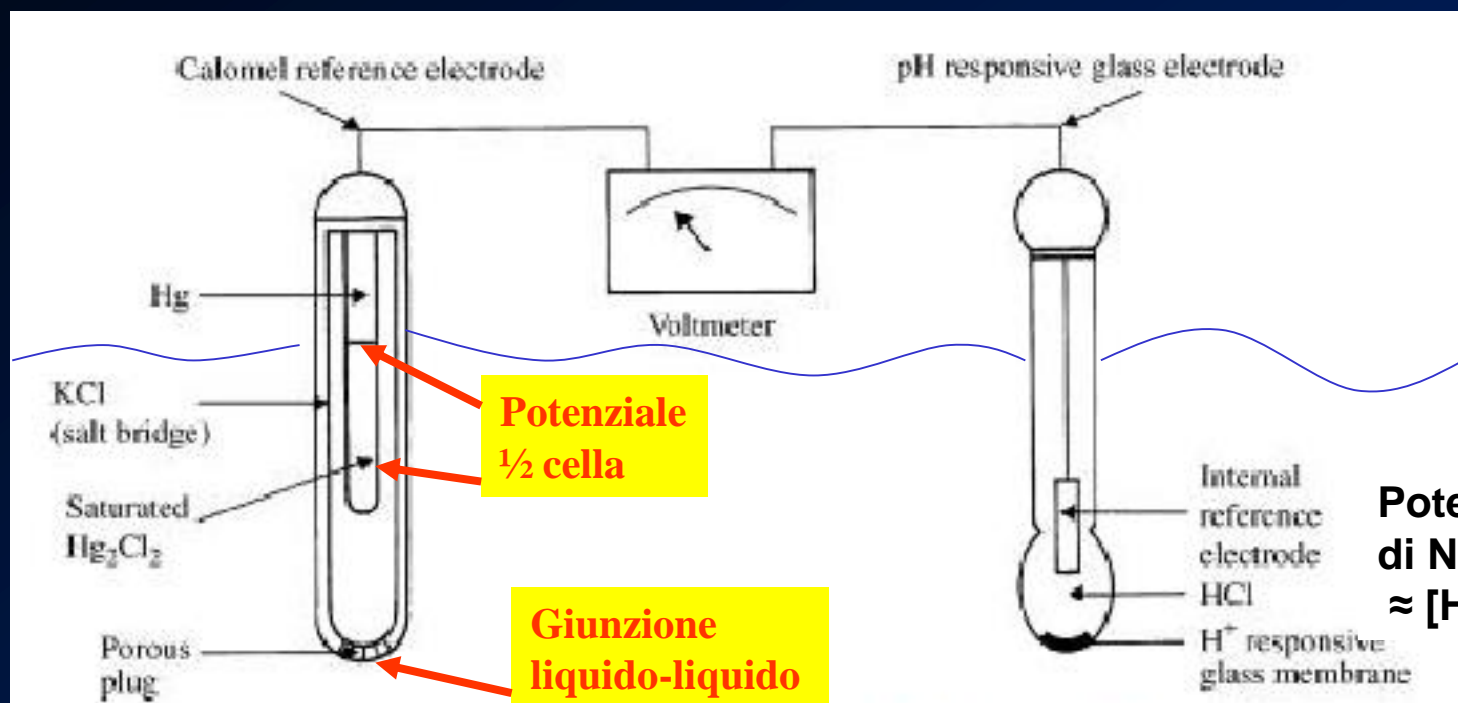


Figure 10.2 pH electrode (From R. Hicks, J. R. Schenken, and M. A. Steinrauf, Laboratory Instrumentation. Hagerstown, MD: Harper & Row, 1974. Used with permission of C. A. McWhorter.)

GIUNZIONE LIQUIDO-LIQUIDO



Due soluzioni con differenti
attività ioniche

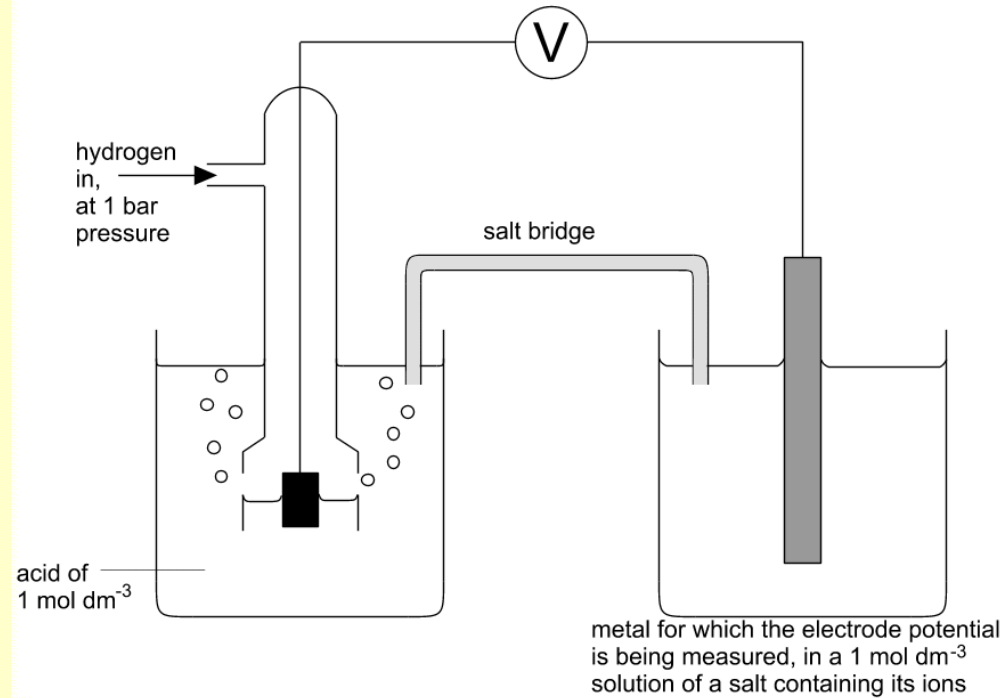
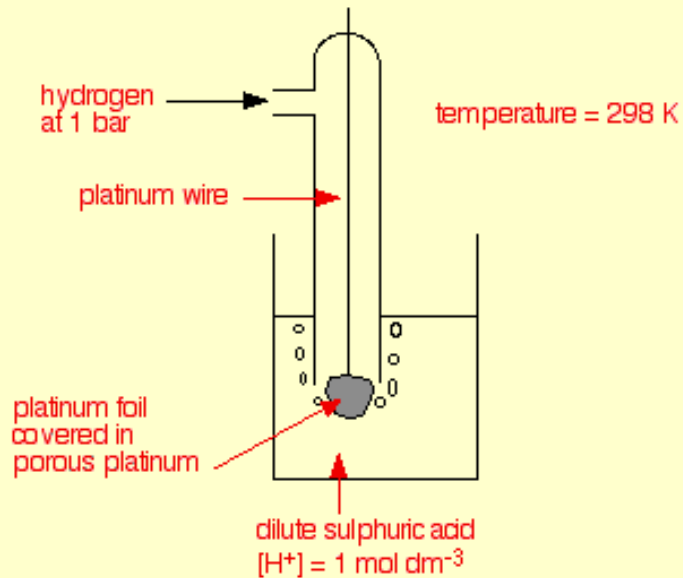
a1 e a2

$[c1] \approx a1$ per basse concentrazioni

A riposo si instaura un
potenziale di Nerst:

$$E = - RT/nF * \ln(a1/a2)$$

ELETTRODO di IDROGENO



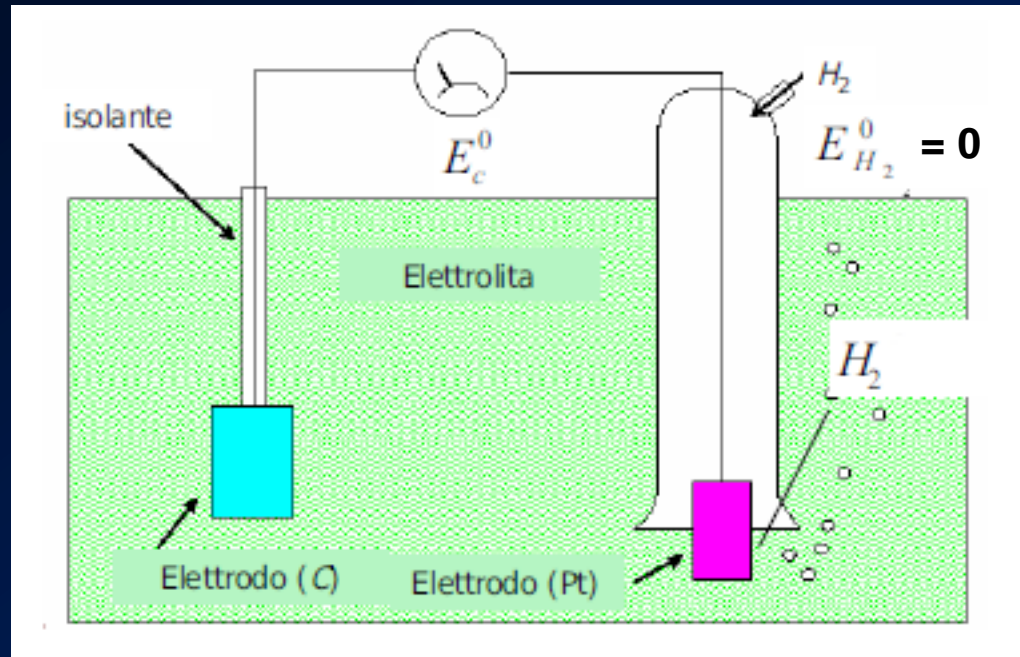
What is happening?

As the hydrogen gas flows over the porous platinum, an equilibrium is set up between hydrogen molecules and hydrogen ions in solution. The reaction is catalysed by the platinum.



ELETTRODO di IDROGENO

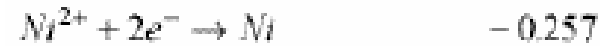
MISURA POTENZIALE DI CONTATTO: ELETTRODO DI IDROGENO



H_p: IL POTENZIALE DI CONTATTO DELL'ELETTRODO DI IDROGENO = 0

Valori di E_0 a 25 °C

potenziali di contatto in condizioni standard di alcuni metalli con cui si realizzano gli elettrodi:



POTENZIALE DI CONTATTO (1/2 CELLA, valutato in condizioni STANDARD)

Condizioni STANDARD:

T=25°C, P=1atm,

[C⁺]=1mole/l=1N

**Varia in funzione di T e [C⁺]
secondo l'eq. Di Nerst:**

$$E = E_0 + RT/nF \ln a_{C^{n+}}$$

$$RT/nF \sim 26mV/n \text{ a } T=300K$$

N=valenza C⁺

a_{Cⁿ⁺} = attività ionica (attitudine ad entrare in reazione) = [C⁺] * f

f = coeff. attività ≈ 1 in soluzioni molto diluite

Es: E_{0Ag} = 0.799V

se [Ag⁺] ≈ 10⁻¹⁰

$$E = 0.799 + 0.023 * (-10 * \ln 10)$$

$$\ln 10 = 2.3 \Rightarrow E = 0.201V$$

Se [Ag⁺] ≈ 10⁻²⁰ E = 0.799 + 0.023 * (-20 * 2.3) = - 0.398V => inversione reazione! Fino ad una certa [Ag⁺] l'elettrodo recupera cationi (=riduzione), al di sotto i cationi vengono 'strappati' al metallo (=ossid.)

Se due elettrodi = la d.d.p. ≈ 0 MA solo se: stessa T, stesso materiale e superficie di contatto, stessa concentrazione elettrolita

POTENZIALI DI GIUNZIONE LIQUIDO-LIQUIDO

Stessa composizione ma diversa attività/concentrazione (a_1, a_2) e mobilità ionica (μ_+ e μ_-)

Anche in questo caso si crea una d.d.p.:

$$E_j = (\mu_{C^+} - \mu_{A^-}) / (\mu_{C^+} + \mu_{A^-}) * RT/nF \ln a_1/a_2$$

Solitamente E_j è inferiore a quello elettrodo-elettrolita (raggiunge decine di mV)

Es. a_1, a_2 di NaCl in rapporto 1:10 portano a $E_j = 12\text{mV}$

(con $\mu_{\text{Na}^+} = 5.19 \cdot 10^{-4}$ $\mu_{\text{Cl}^-} = 7.91 \cdot 10^{-4}$)

Es. a_1, a_2 di KCl in rapporto 1:10 portano a $E_j = 1.1\text{mV}$

(con $\mu_{\text{K}^+} = 7.62 \cdot 10^{-4} \approx \mu_{\text{Cl}^-} = 7.91 \cdot 10^{-4}$)

=> Per minimizzare E_j usare soluz. con eguali mobilità ioniche!

P.es. KCl che entrano in contatto con liquido extracell. ricco di Cl

SOVRATENSIONI o TENSIONI DI POLARIZZAZIONE

Se si chiude il circuito => circolerà corrente tra elettrodo e elettrolita che porterà alla POLARIZZAZIONE dell'elettrodo e ad un differente potenziale

dovuto a 3 cause

$$V_p = V_R + V_C + V_a$$

Sovratensione Ohmica (V_R): caduta proporzionale alla resistenza dell'elettrolita e alla corrente. Spesso $R=R(I)$

Sovratensione di concentrazione (V_C): dovuto alla variazione di concentrazione in prossimità dell'interfaccia elettrodo-elettrolita causata dal passaggio di corrente

Sovratensione di attivazione (V_a): legato alla predominanza di un verso della reazione elettrochimica (ossidazione o riduzione) causato dal passaggio di corrente. Barriere di energia da superare da parte di atomi che diventano ioni (ossidazione) e da cationi che diventano atomi (riduzione) che possono essere diverse e variare al variare di I

ELETTRODI POLARIZZABILI E NON

SI DISTINGUONO ELETTRODI:

PERFETTAMENTE POLARIZZABILI o NON REVERSIBILI:

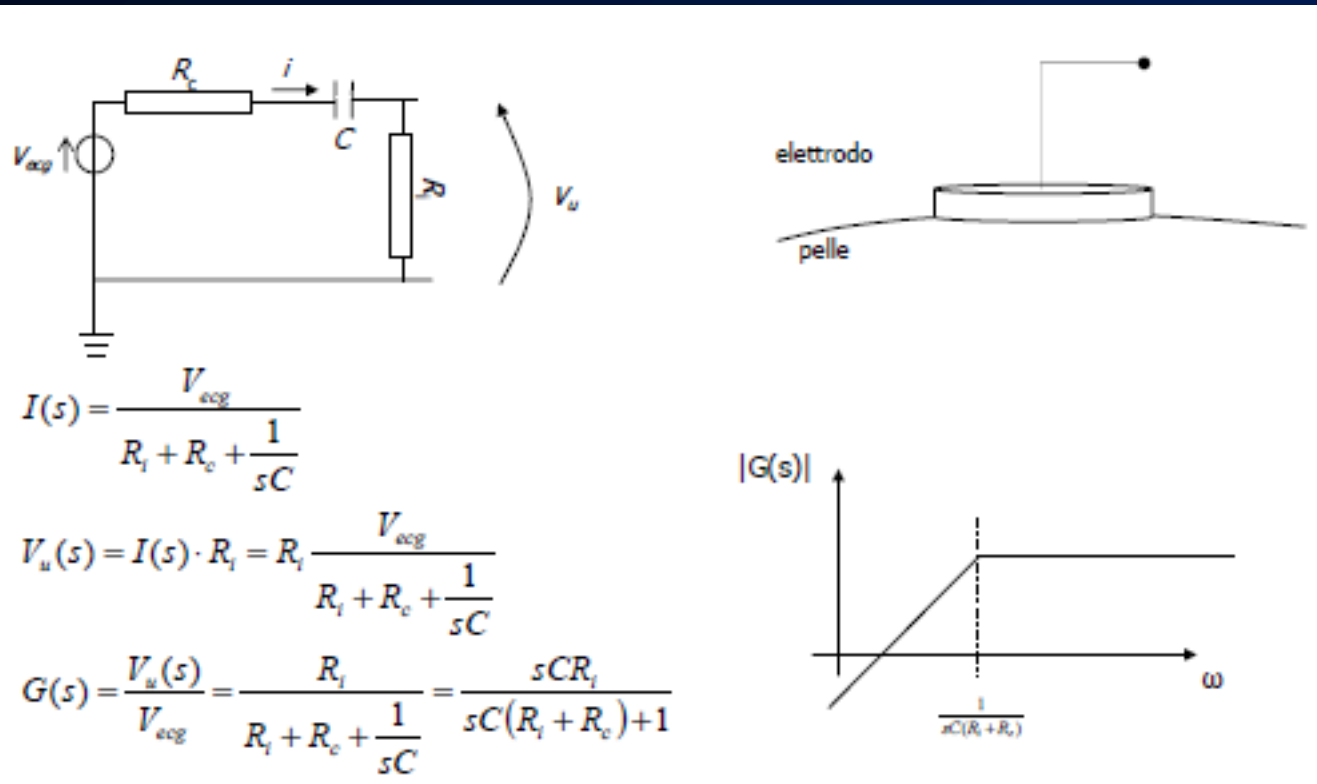
- **Accoppiamento capacitivo**
- **Non passano cariche all'interfaccia ma c'è corrente di spostamento**
- **Tagliano le basse frequenze (effetto passa alto)**
- **Si forma il doppio strato e si hanno le sovratensioni di polarizzazione**
- **Nella realtà: metalli nobili (difficili da ossidare/ridurre) con alterazioni della [C] di ioni sulla superficie => carica di un condensatore (elevate V_C)**

PERFETTAMENTE NON POLARIZZABILI o REVERSIBILI:

- **Non si forma il doppio strato**
- **C'è libero passaggio di cariche nelle due direzioni (non ci sono barriere di energia e quindi resta solo la V_R)**
- **Nella realtà: Ag-AgCl, Zn-ZnSO₄ (ma irritante), Calomel => metalli + sale**

ELETTRODI PERFETTAMENTE POLARIZZABILI

ELETTRODI A SECCO:



ELETTRODI A SECCO (PERFETTAMENTE POLARIZZABILI):

- Comportamento analogo al filtro passa-alto (primo ordine con zero nell'origine)

- la sua caratteristica è quella di eliminare dal segnale tutte le componenti armoniche al di sotto di una certa frequenza.

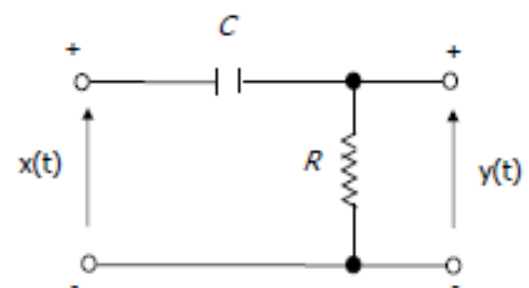
$$\begin{cases} y(t) = Ri(t) \\ i(t) = C \frac{d(x-y)(t)}{dt} \end{cases}$$

$$\Rightarrow y(t) = RC \frac{dx(t)}{dt} - RC \frac{dy(t)}{dt}$$

$$\Rightarrow RCsX(s) = Y(s)[RCs + 1]$$

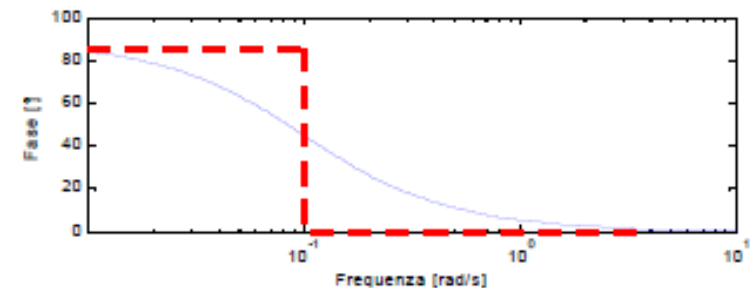
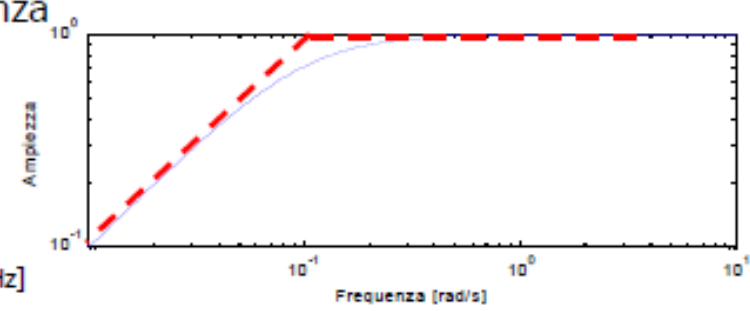
- sistema del primo ordine, ha una FdT del tipo:

$$\frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{RCs}{1+RCs} \Rightarrow \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = \frac{j\omega\tau}{1+j\omega\tau} \quad (\text{un polo e uno zero})$$



Risposta in frequenza

- $\tau = RC = 10$
- $\omega = 1/\tau = 0.1$ [rad/s]
- $f_c = 1/2\pi\tau = 0.015$ [Hz]



ELETTRODI PERFETTAMENTE NON POLARIZZABILI

ELETTRODO Ag-AgCl

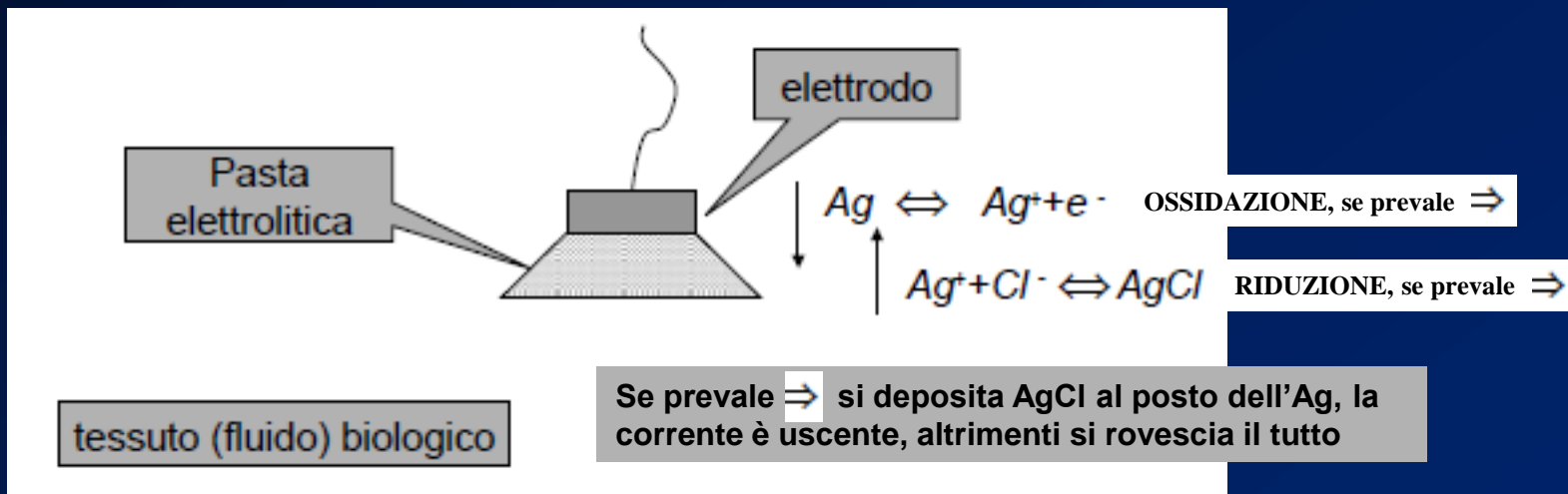
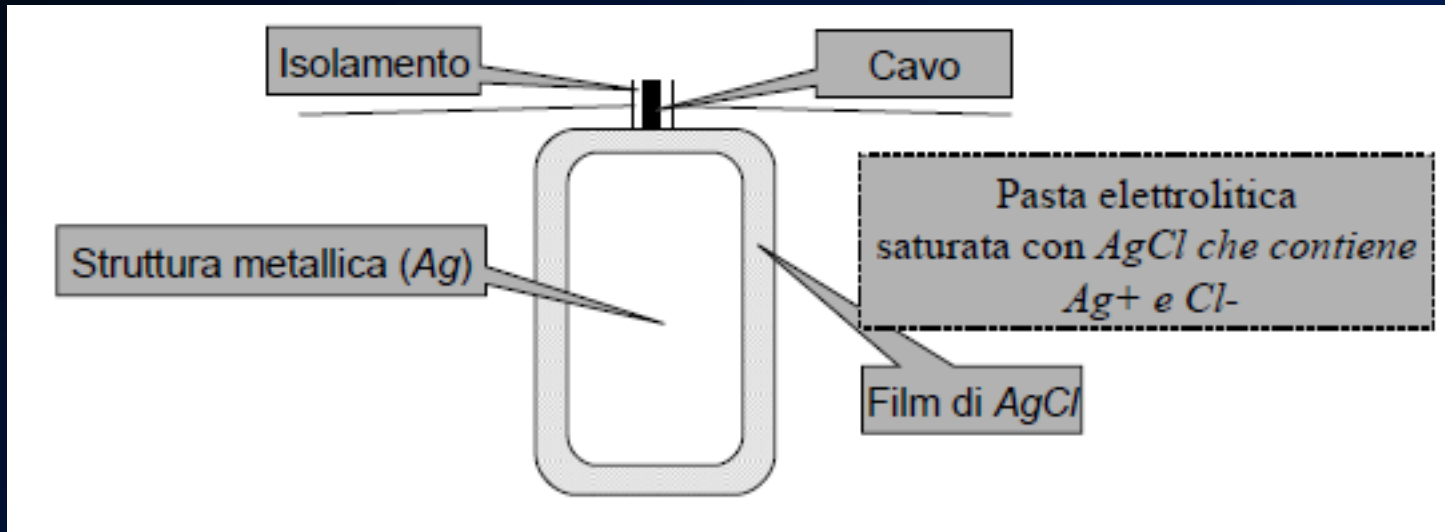
Facilmente fabbricabile

Basso rumore (5-10 μ V) (il solo Ag ne avrebbe ~ 100 μ V !)

Stabile: mantiene costante il potenziale di $\frac{1}{2}$ cella (AgCl poco solubile in acqua)

ELETTRODO Ag-AgCl

APPROSSIMA UN ELETTRODO PERF. NON POLARIZZABILE



ELETTRODO Ag-AgCl

La velocità di precipitazione e di ritorno in soluzione dell'AgCl è costante = prodotto di solubilità = K_s

$$[Ag^+][Cl^-] \sim K_s = 10^{-10}$$

Nei liquidi biologici $[Cl^-]$ è alta, prossima all'unità per cui $[Ag^+]$ sarà circa $= 10^{-10}$ Moli/litro, e raggiunta questa concentrazione nella soluzione non si scioglierà altro Ag

Così il doppio strato non si formerà a causa della bassissima concentrazione di $[Ag^+]$

Potenziale di $\frac{1}{2}$ cella:

$$\bar{E} = E_{Ag}^0 + \frac{RT}{mF} \cdot \ln Q_{Ag^+} = 0.799 + 26 \cdot 10^{-3} \cdot (-23) = \underline{.201 V}$$

e anche $E = E_{Ag}^0 + \frac{RT}{mF} [\ln K_s - \ln Q_{Cl^-}] \Rightarrow$ 'E' molto stabile quando elettrodo posto in $\frac{1}{2}$ elettrolita contenente Cl^-
La stabilità si raggiunge in circa 5-10 minuti = stato di equilibrio

attività non correlata con l'ossidazione dell'Ag e quindi con la corrente attraverso l'elettrodo.
Inoltre $\approx \phi$!!

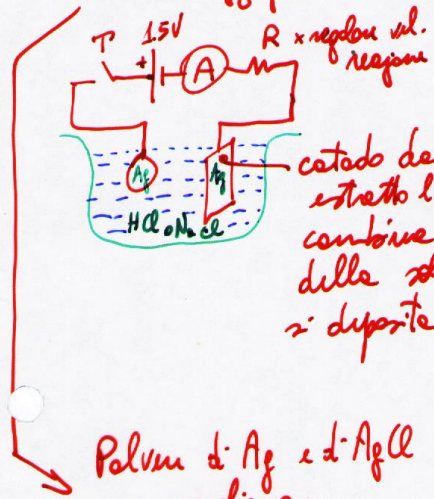
costanti

ELETTRODO Ag-AgCl

9E

L'elettrodo può essere fatto in due modi:

- x via elettrolitica
- x sinterizzazione



Quando la corrente è $< 10 \mu A$
la reazione è finita
(pochi minuti)

Polveri di Ag e di AgCl viene compresse in uno stampo a $400^\circ C$
per poche ore.
Hanno durata \gg maggiore di quelli ottenuti elettroliticamente



NOTA: quando l'elettrodo non viene usato va tenuto in soluzione bilagica
con + elettrodi in corto (con schermo protetti per l'uso)
Imperfetti: 2 \neq elettrodi possono essere a potenziali di $\frac{1}{2}$ cella
restando in corto in soluzione si perdono allo stesso potenziale

CIRCUITI EQUIVALENTI ELETTRODI

Dipendono dalla densità di corrente e dalla forma d'onda:
se sinusoidale le R e C dipendono dalla frequenza

Per freq. non troppo basse:

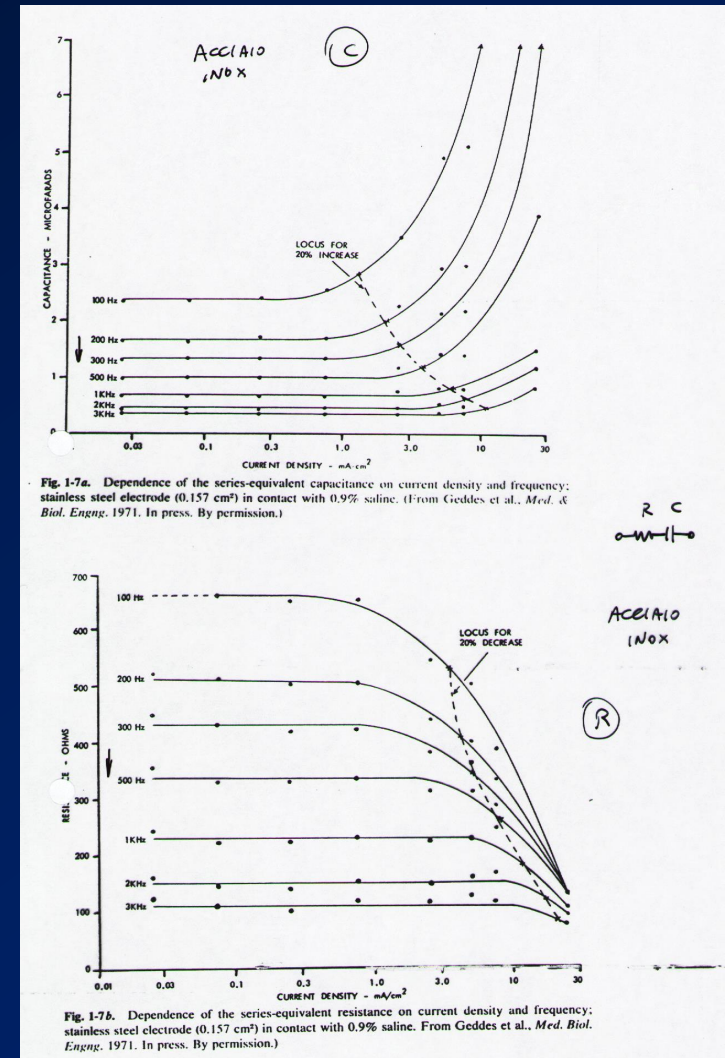
serie di R e C dipendenti da I e f

Per densità di $I > 1 \text{ mA/cm}^2$ C crescono
e R calano al crescere di I

R e C calano con frequenza crescente

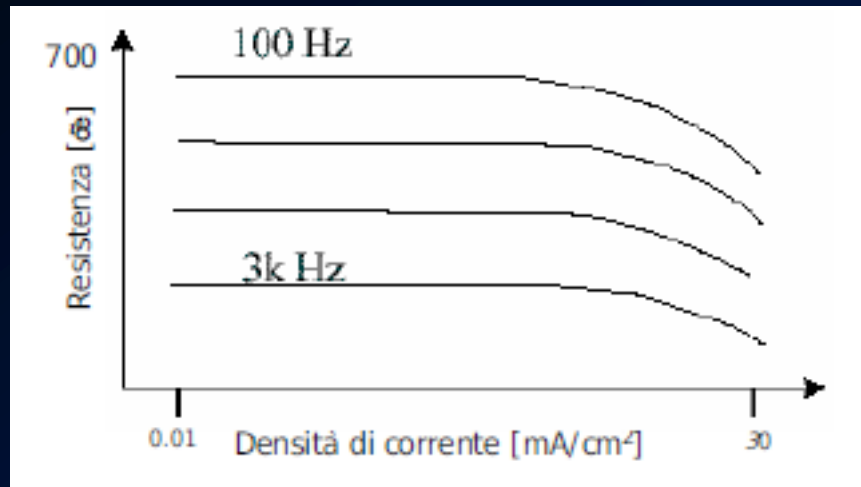
Invece tendono ad ∞ per $f \rightarrow 0$

=> Si cambia modello passando a
quello per basse frequenze

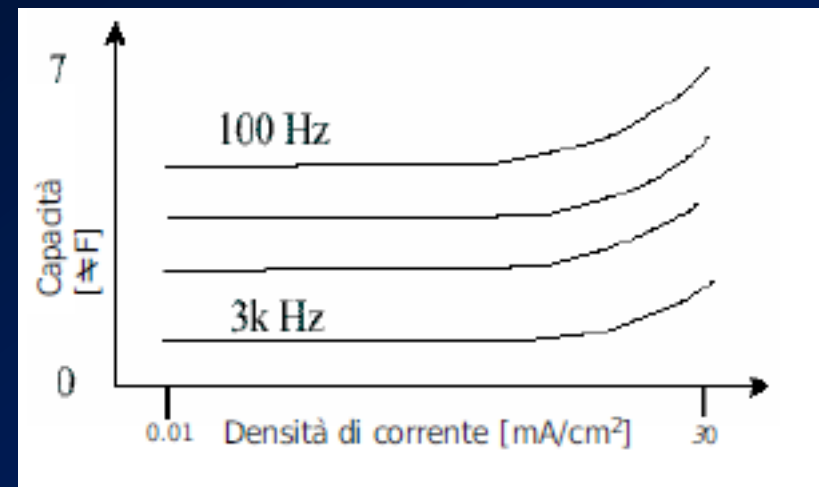


CIRCUITI EQUIVALENTI ELETTRODI

R_d dipende da **f** e dalla densità di corrente che passa:



C dipende da **f** e dalla densità di corrente che passa:



CIRCUITI EQUIVALENTI ELETTRODI

Per freq. Basse:

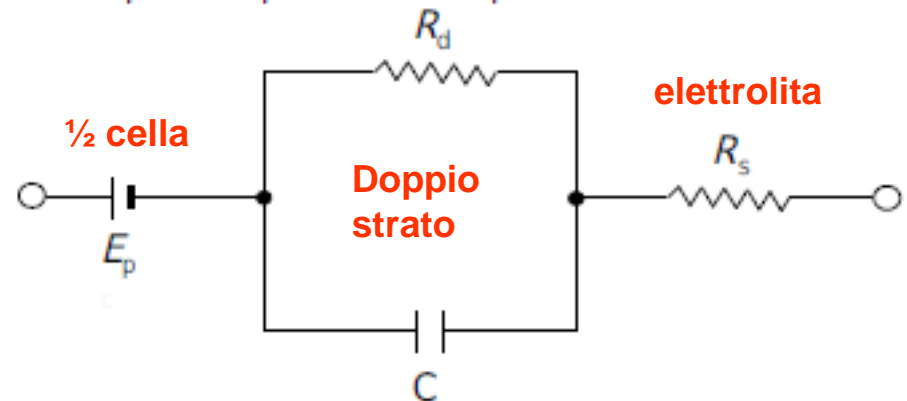
R_d e C_d dipendenti da I e f , dall'elettrolita usato e dalla sua concentrazione

Per $f > 100\text{Hz}$ $Z \rightarrow R_s$ qualche centinaio di Ω

Per $f < 100\text{Hz}$ $Z \rightarrow R_s + R_d$ qualche decina di $K\Omega$

$C_d \approx$ decine di nF

- il modello più semplice del complesso elettrodo-elettrolita è:

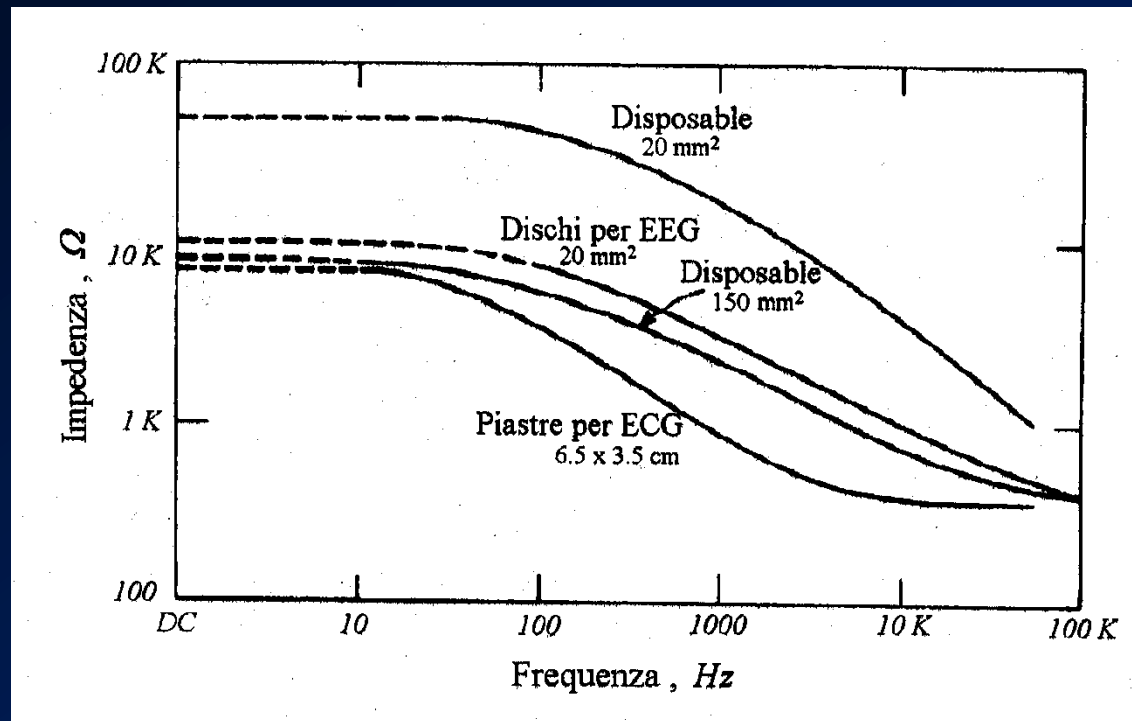


Con:

- E_p potenziale di contatto
- C è la capacità del doppio strato di cariche all'interfaccia elettrodo-elettrolita (da cui deriva il potenziale di contatto)
- R_d è la resistenza offerta dallo strato tra le due facce della capacità C
- R_s è la resistenza del complesso elettrodo-elettrolita

CIRCUITI EQUIVALENTI ELETTRODI

$R_s + R_d$



R_s

ELETTRODO Ag-AgCl

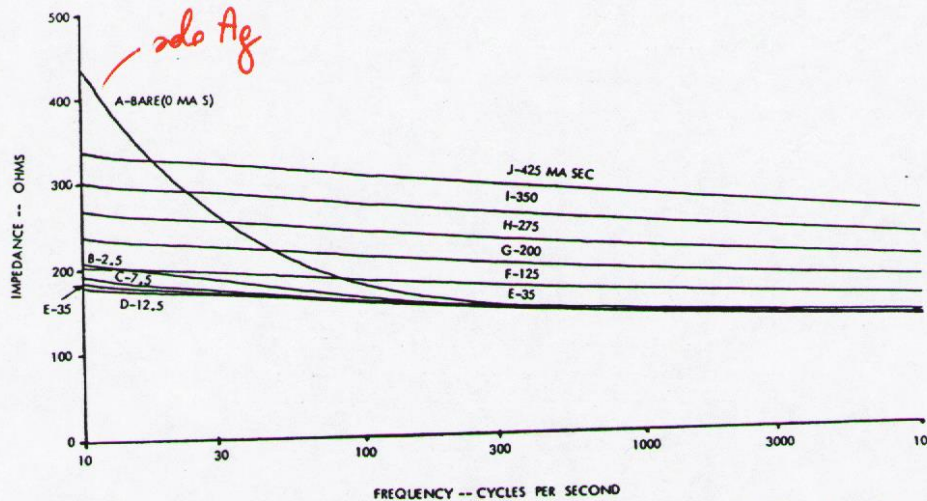


Fig. 1-12. Impedance-frequency curves with different amounts of chloride deposit (mA-sec); electrode area 0.25 cm^2 . (From L. A. Geddes and L. E. Baker, *Med. Biol. Engng.* 1969, 7:49-56. By permission.)

Dipendenza da f degli elettrodi:
 Ag-AgCl
 (con vari depositi di AgCl)

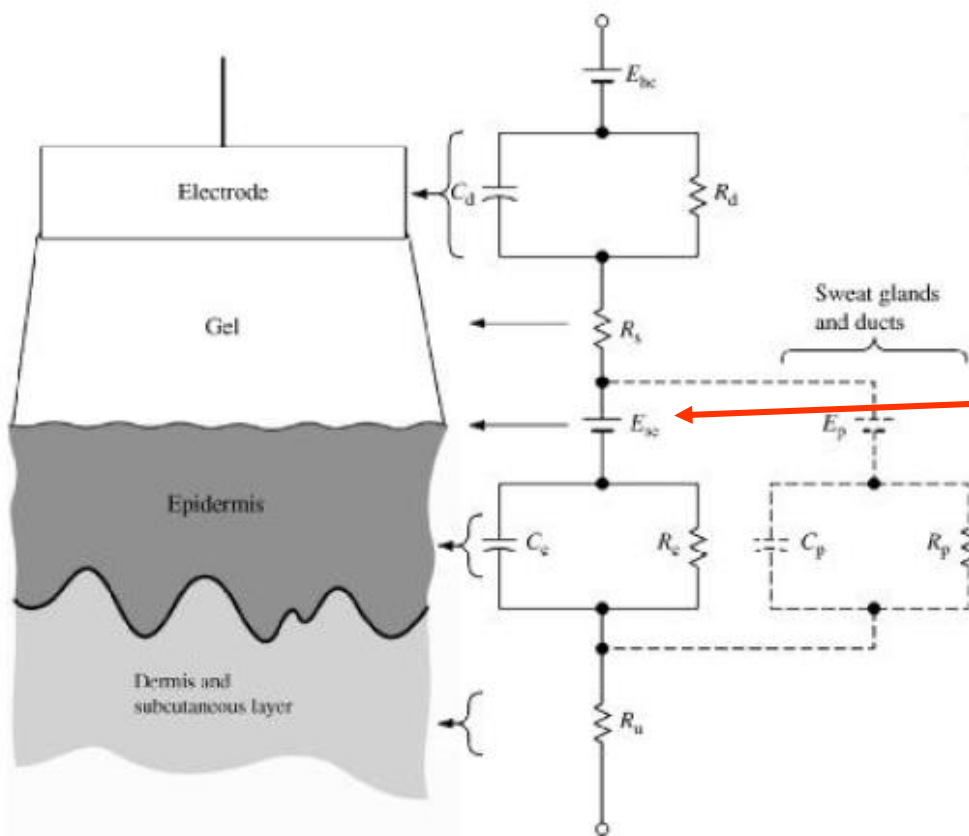
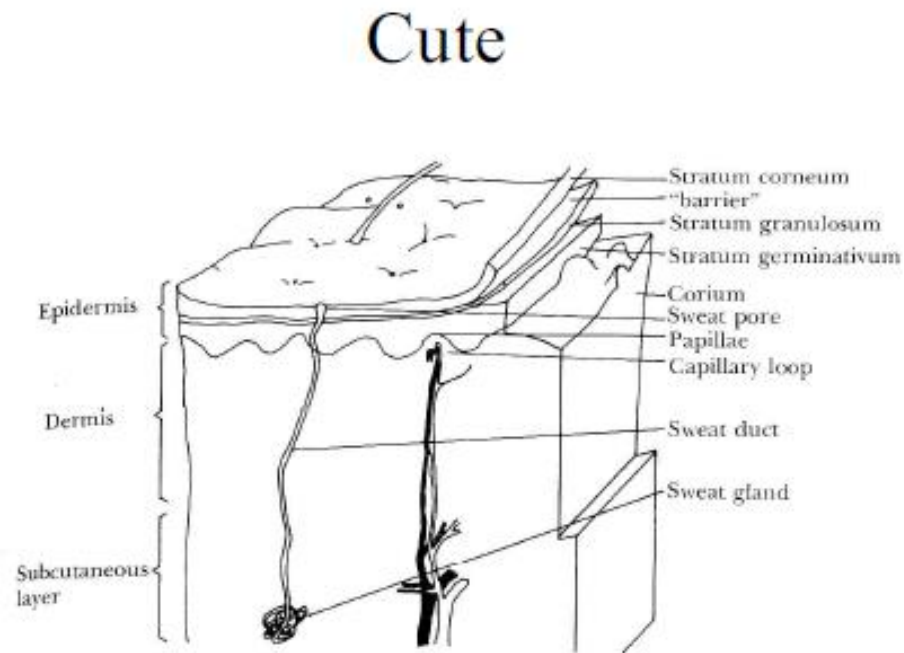
↑ deposito crescente da $3 \text{ mA} \cdot \text{s}$ a $\sim 100 \text{ mA} \cdot \text{s}$ } $Z \sim$
 $> 100 \text{ mA} \cdot \text{s} \Rightarrow$
 Z cresce

Z minima per correnti
 Tra $50 \div 100 \text{ mA} \cdot \text{s}$

Grazie ad AgCl \Rightarrow l'elettrodo Ag diventa insensibile alla freq. ∇
 (solo Ag per $f < 100 \text{ Hz}$ ha $Z >$ per $f \rightarrow \phi$ causa forte effetto capacitivo)

Il modello dell'Ag-AgCl è quindi \sim solo resistivo!

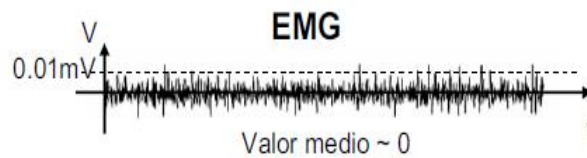
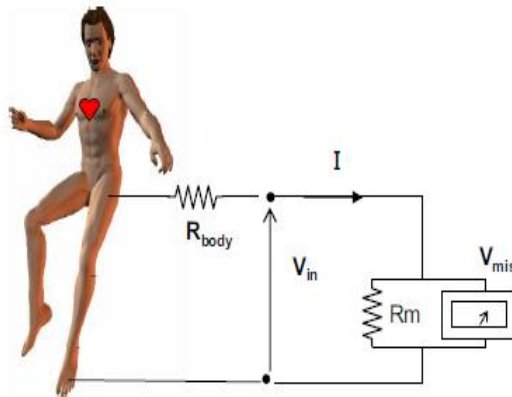
INTERFACCIA ELETTRODO-ELETTROLITA-CUTE



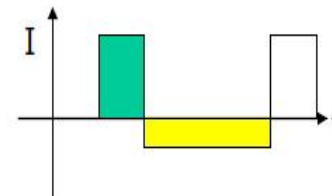
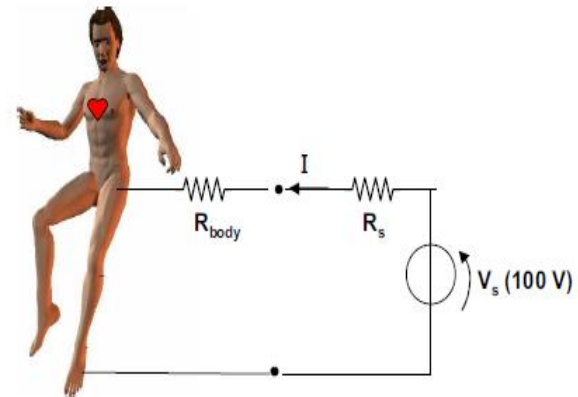
Dovuta alle \neq concentrazioni ioniche ai lati dello strato corneo => rimuovere lo strato per > stabilit  con eliminazione di E_{SC} , C_c e R_c

Misura vs. stimolazione

Misura



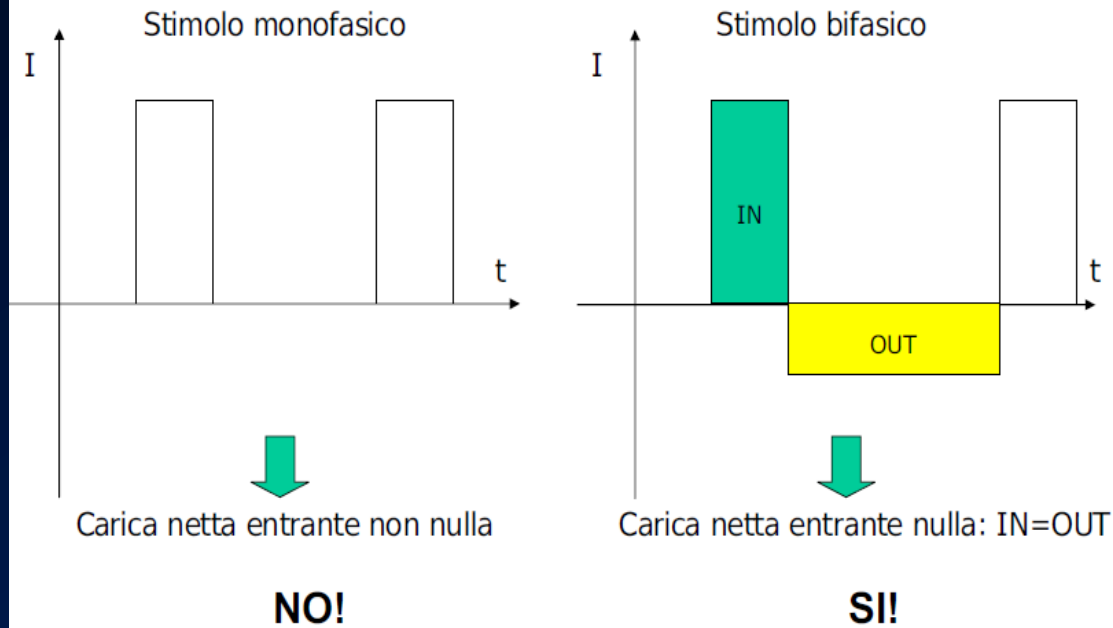
Stimolazione



I circa 1nA

I circa 10mA

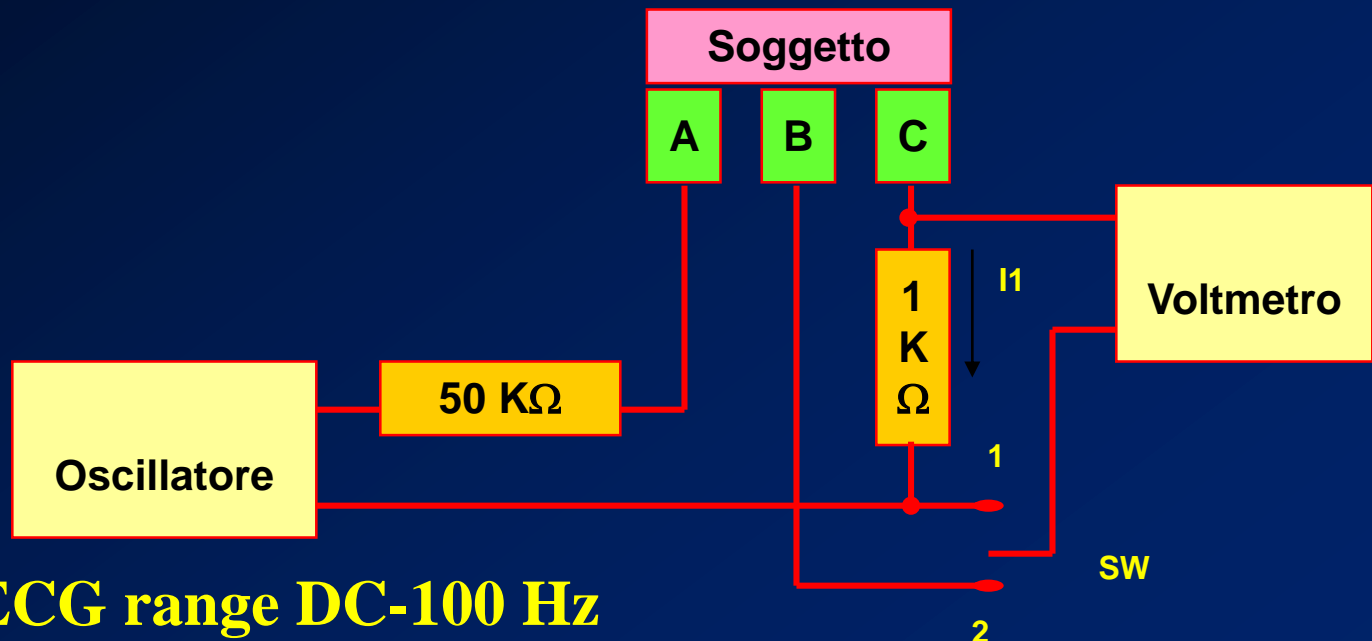
Pattern di stimolazione



Misura dell'impedenza di contatto

3 elettrodi A, B e C sul corpo del soggetto

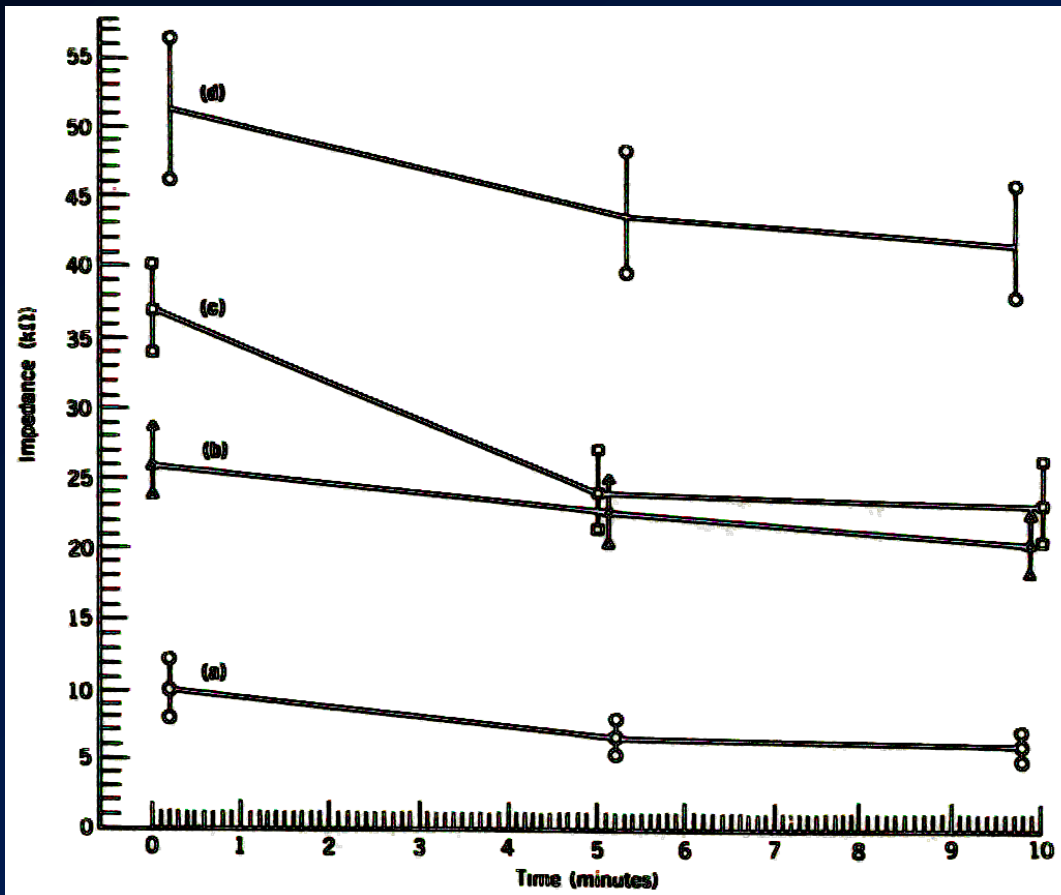
- con sw in 1 si regola la tensione dell'oscillatore fino a che $I_1=0.1$ mA
- con sw in 2 il voltmetro indica Z_c $1\text{mv}=10\Omega$
 - trascurando Z_{corpo} , in B $i=0$
- itero cambiando frequenza



- ECG range DC-100 Hz
- misura standard a 10 Hz

Elettrodi superficiali per ECG

- Tensione di offset 9-102 mV
- Deriva $<33 \mu\text{V/s}$ per mantenere baseline entro 0.1 mV (nella banda 0.05 Hz)
- Stabilizzazione (minuti....):



ARTEFATTI

ARTEFATTI DA MOVIMENTO ELETTRODO-ELETTROLITA

ELETTRODI POLARIZZABILI:

=> MODIFICA EFFETTO CAPACITIVO DOVUTO AL DOPPIO STRATO

=> ERRORI IN BASSA FREQUENZA

ELETTRODI NON POLARIZZABILI:

NO DOPPIO STRATO => NO QUESTO ARTEFATTO!

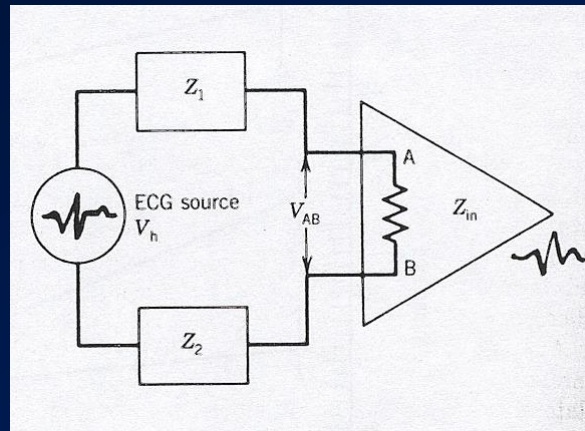
ARTEFATTI DA MOVIMENTO ELETTROLITA-CUTE

=> RIDURRE/ELIMINARE LO STRATO CORNEO

VARIAZIONE DI TEMPERATURA

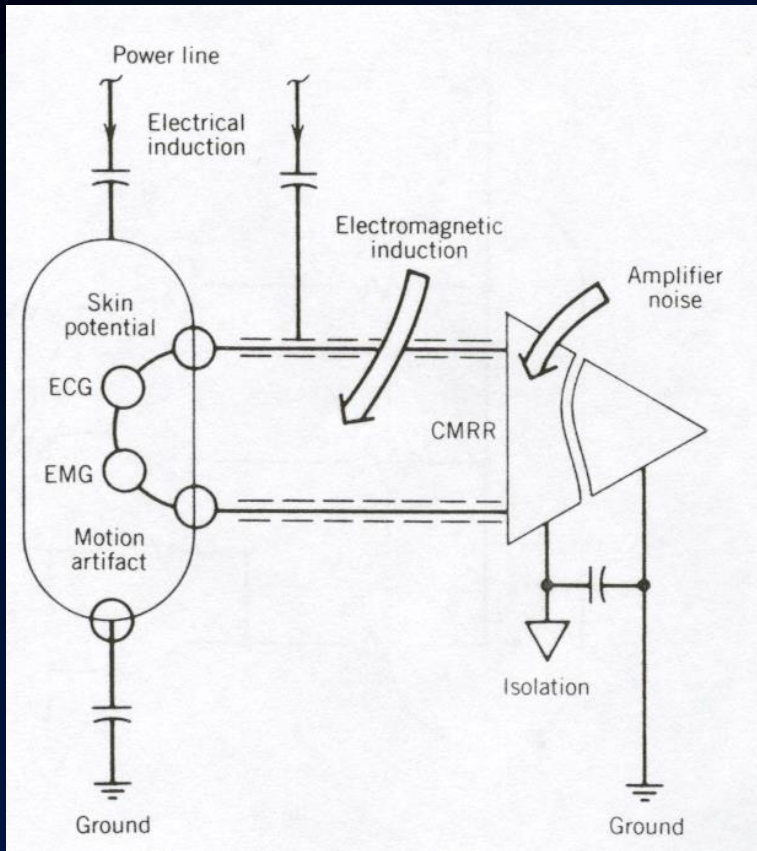
SUDORAZIONE

- **Mantenere bassa l'impedenza d'elettrodo e l'impedenza elettrolita-pelle per**
- **evitare (ARTEFATTI) dovuti alla ripartizione del potenziale fra l'impedenza d'ingresso dello strumento e l'impedenza elettrolita-pelle**

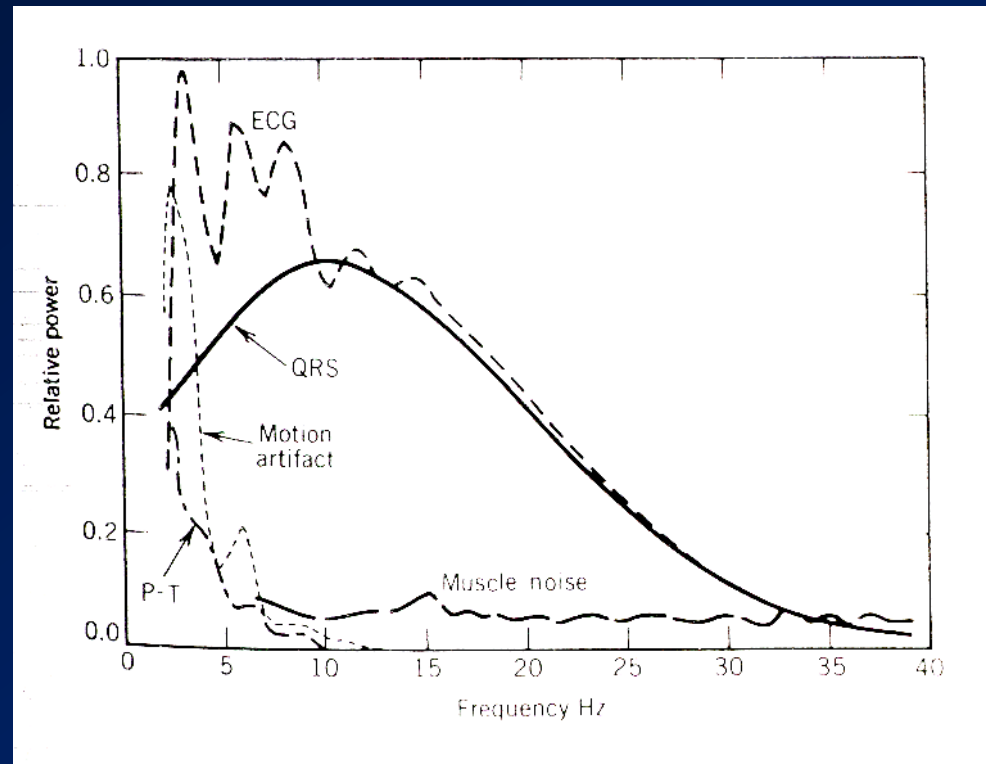


$$V_{AB} = V_h \frac{Z_{in}}{Z_1 + Z_{in} + Z_2}$$

Interferenze



Spettro di potenza degli artefatti



TIPI DI ELETTRODI

TIPI DI ELETTRODI:

PER MISURA

MICROELETTRODI (IMPIANTABILI - CRONICI)

Metallo/Micropipette

$Z \approx 10^6 - 10^8 \Omega$

PER STIMOLAZIONE

AD AGO (PROFONDI)

Concentrici

acciaio inox, flessibili

$Z \approx 10^5 \Omega$

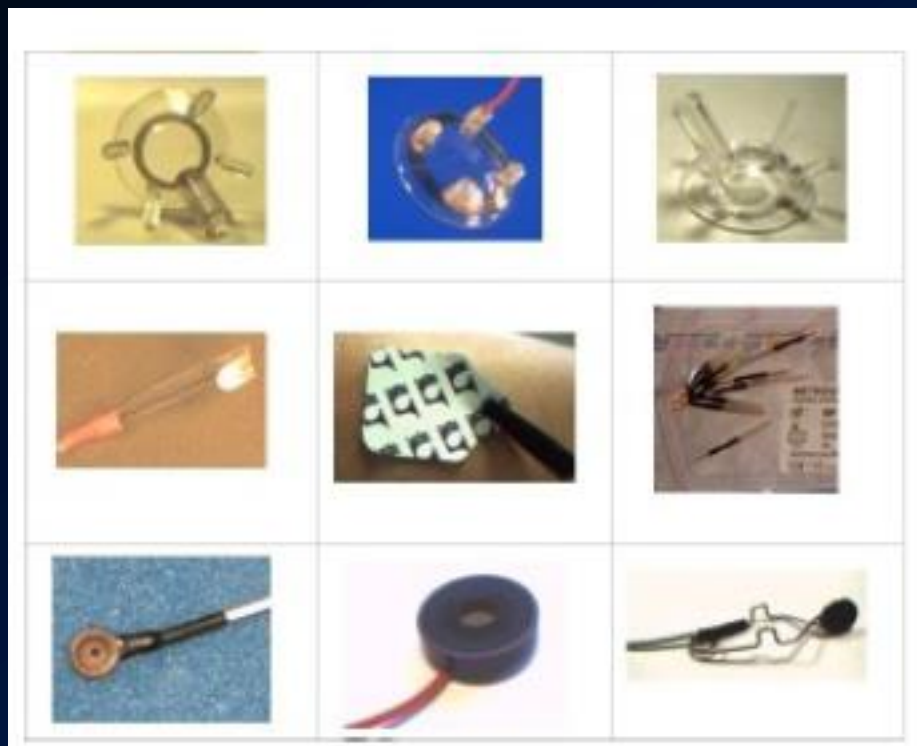
SUPERFICIALI

$Z \approx 2 - 10 \text{ K}\Omega$

< sezione => > Z

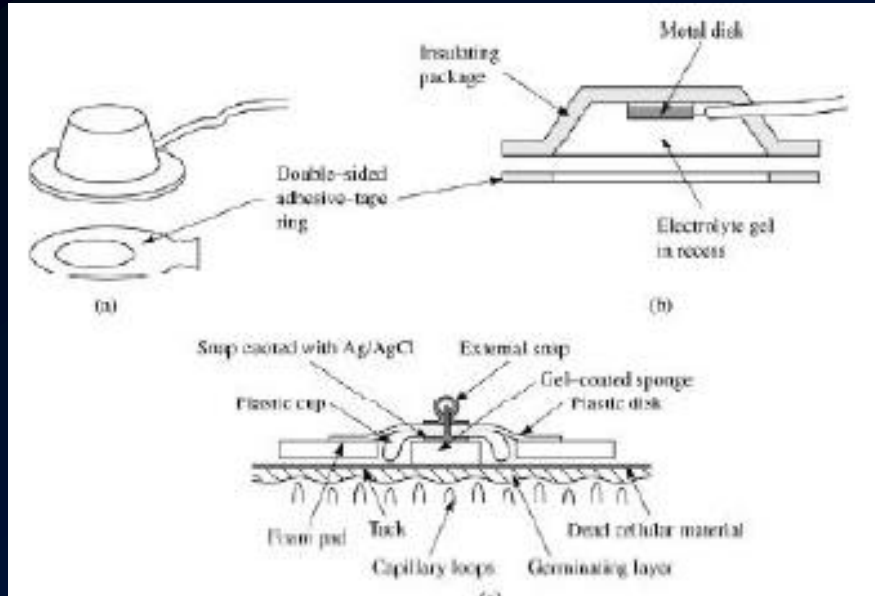
TIPOLOGIA ELETTRODI -- ESEMPI

ELETTRODI SUPERFICIALI (adesivi usa e getta, adesivi riutilizzabili, a suzione, ecc.)



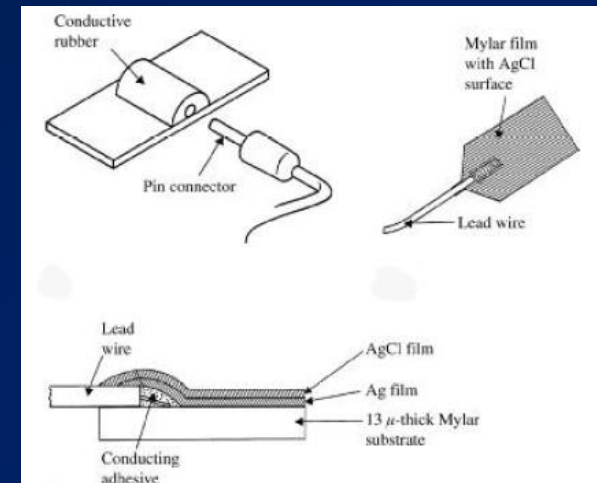
TIPOLOGIA ELETTRODI -- ESEMPI

ELETTRODI SUPERFICIALI 'flottanti':



È possibile 'muovere' l'elettrodo mantenendo un ponte elettrolitico => contatto inalterato

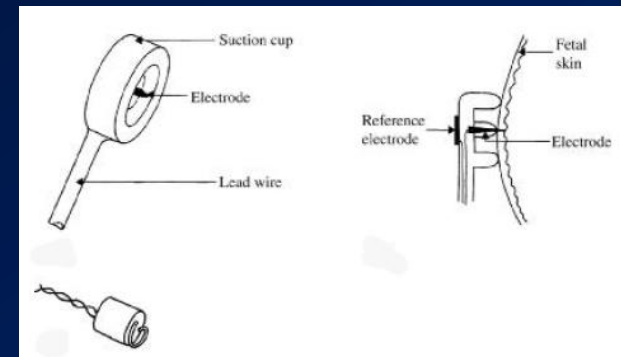
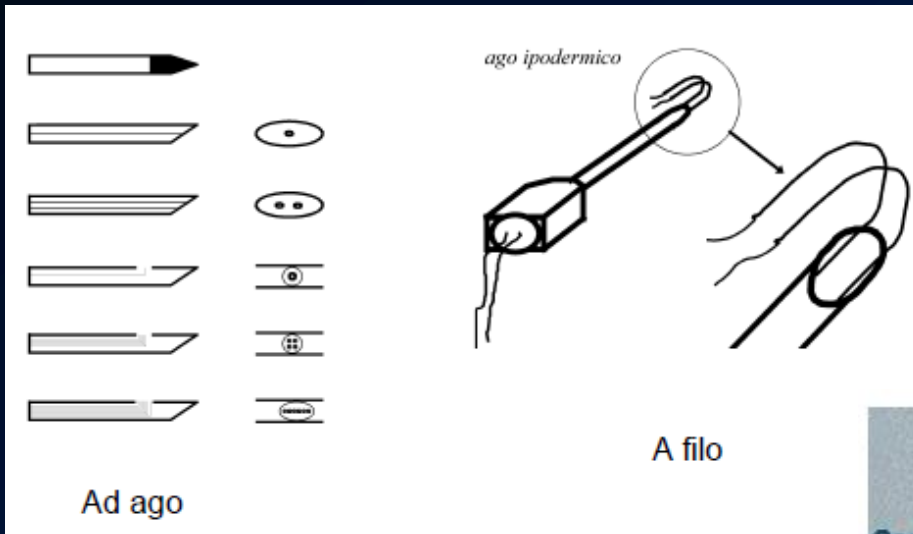
Flessibili (per neonati):



TIPOLOGIA ELETTRODI -- ESEMPI

ELETTRODI AD AGO (ago singolo e multi-elettrodo, a filo)

- Transcutanei



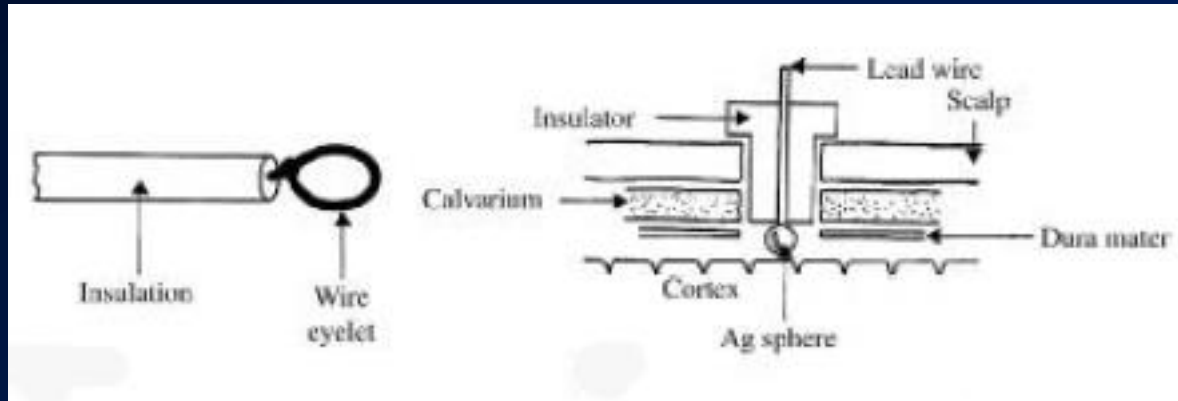
Per monitoraggio
intraoperatori

Veloci da applicare
=> urgenza

TIPOLOGIA ELETTRODI -- ESEMPI

ELETTRODI AD AGO (ago singolo e multi-elettrodo, a filo)

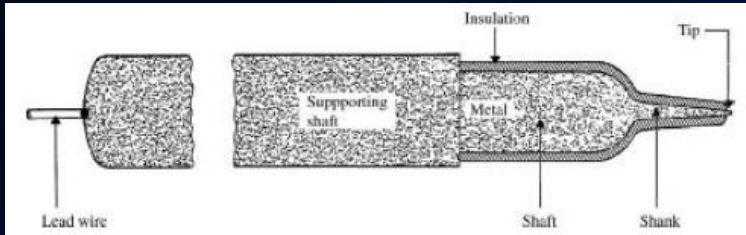
- Interni/impiantati



TIPOLOGIA ELETTRODI -- ESEMPI

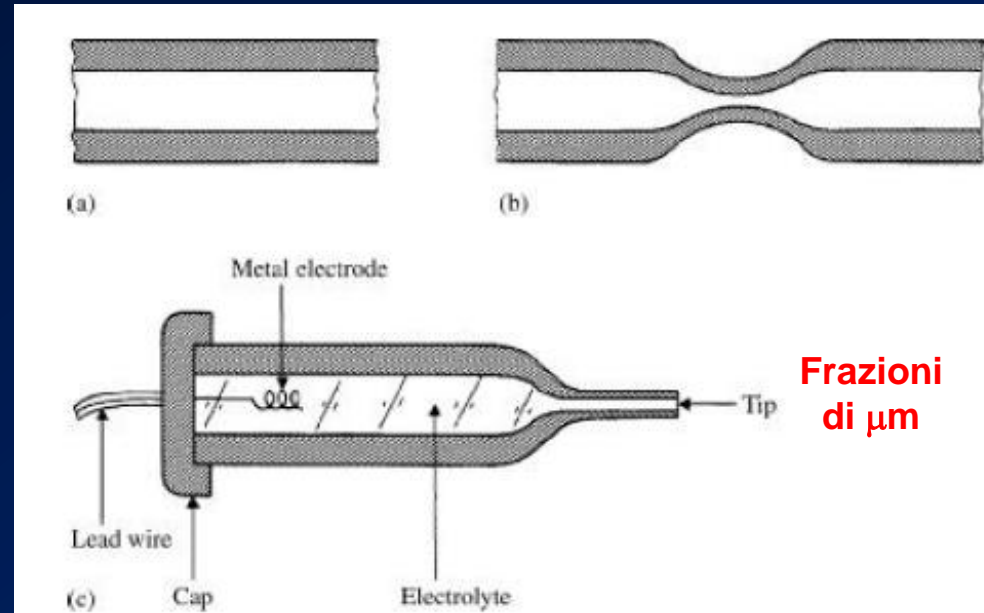
MICROELETTRODI (metallo / micropipette)

Metallo: tungsteno



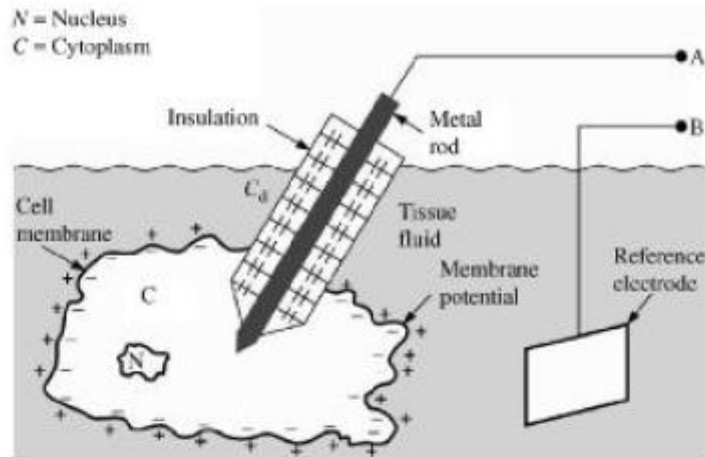
Impedenza > 10MΩ ... 100MΩ
causa: ridotta area della punta

Micropipette:

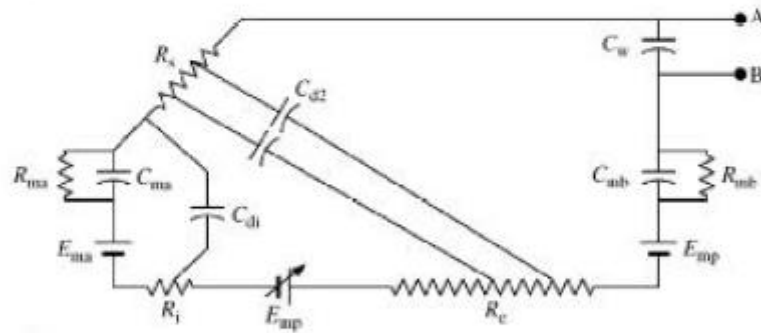


MICROELETTRODI – CIRCUITI EQUIVALENTI

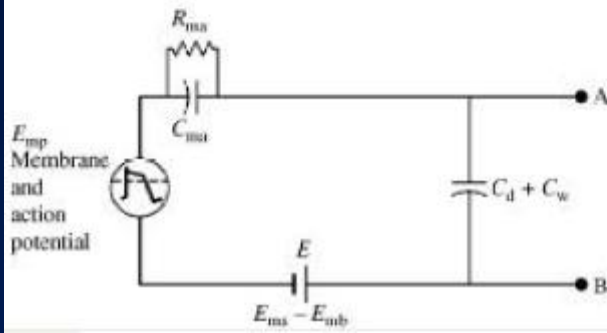
Metallo:



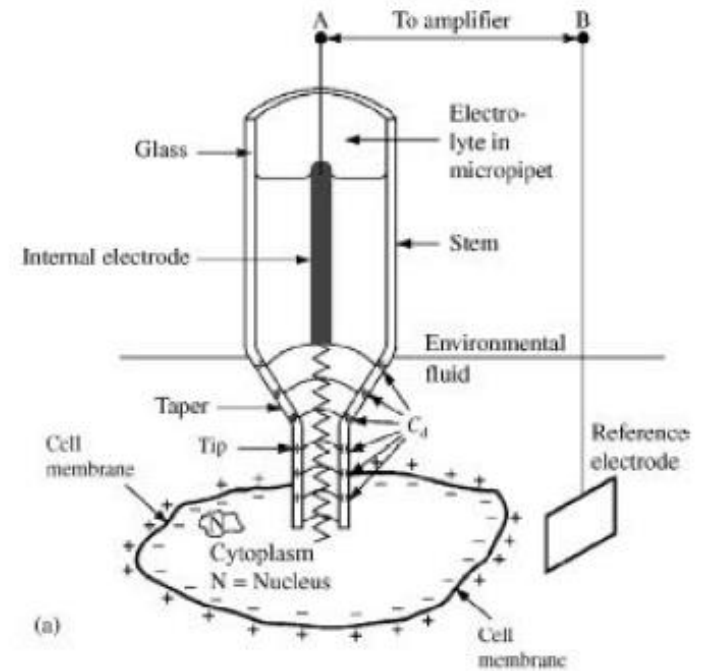
(a)



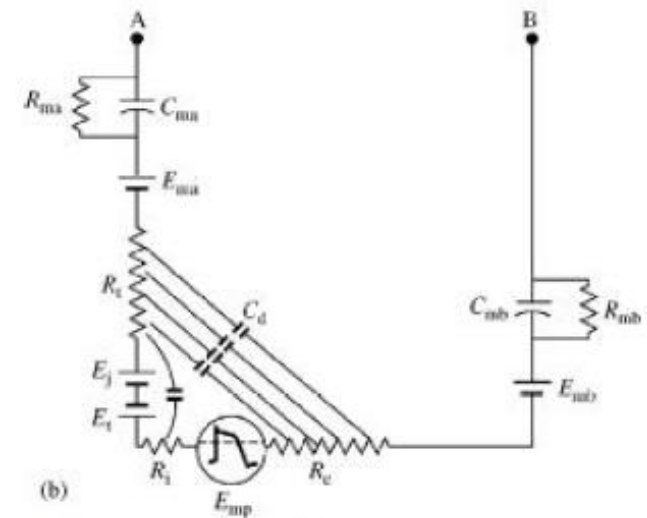
(b)



Micropipette:



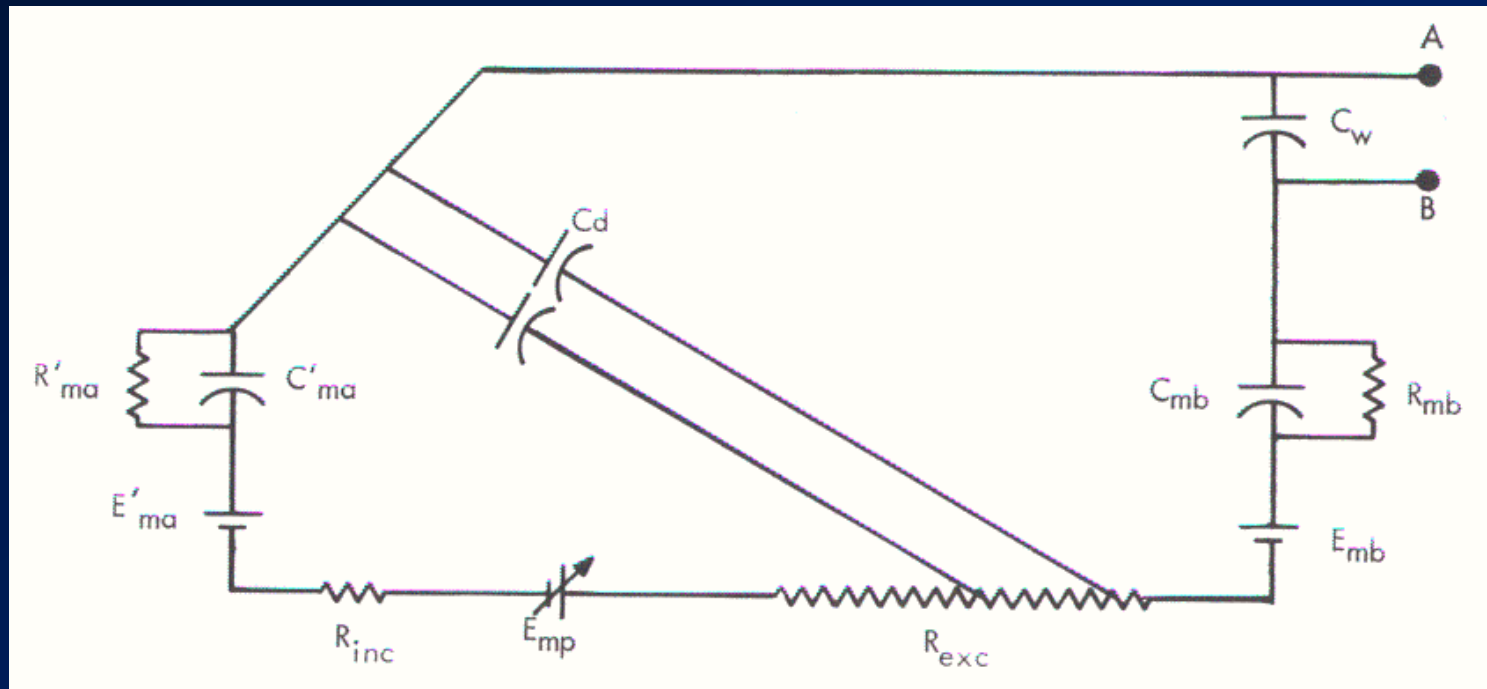
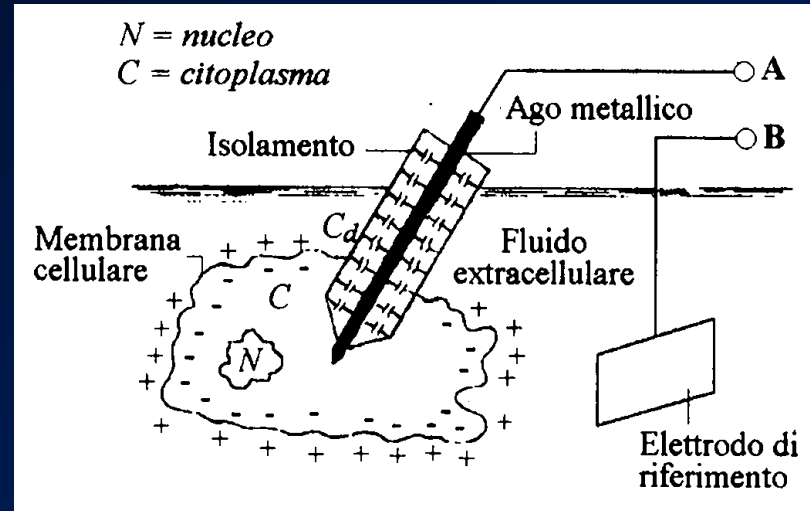
(a)



(b)

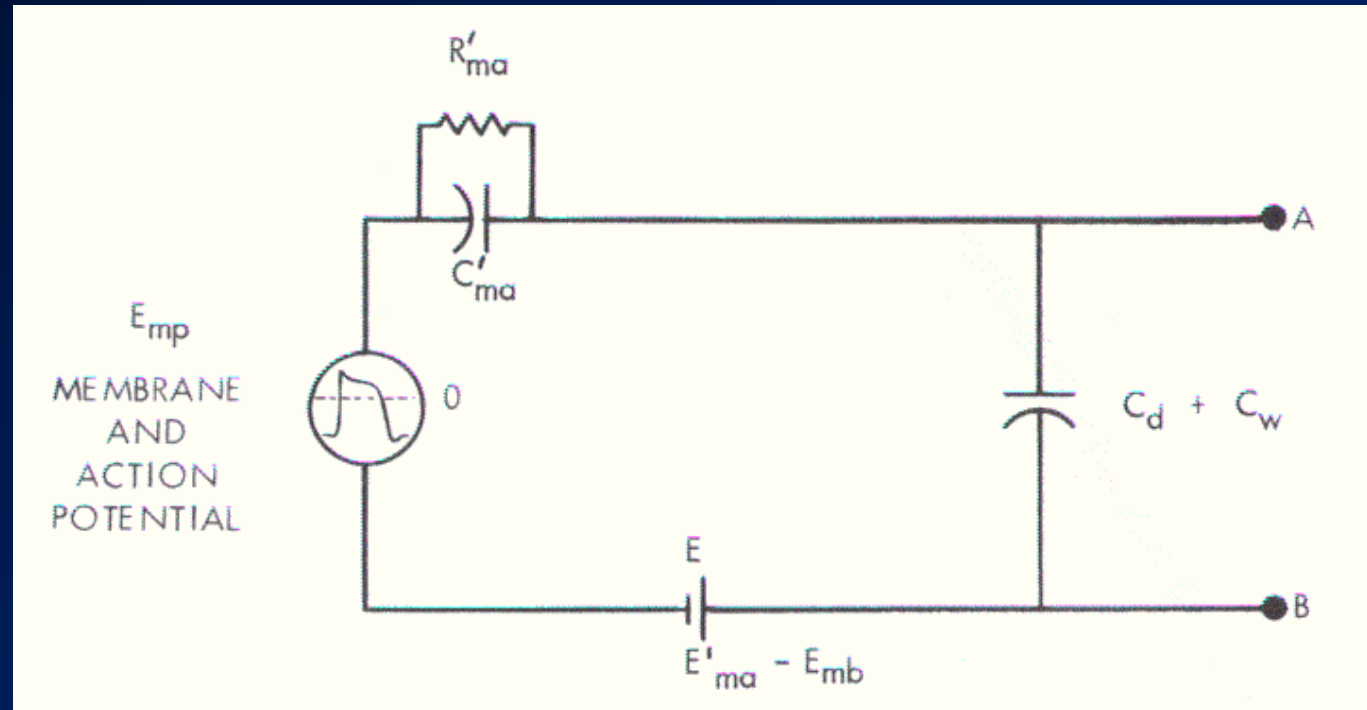
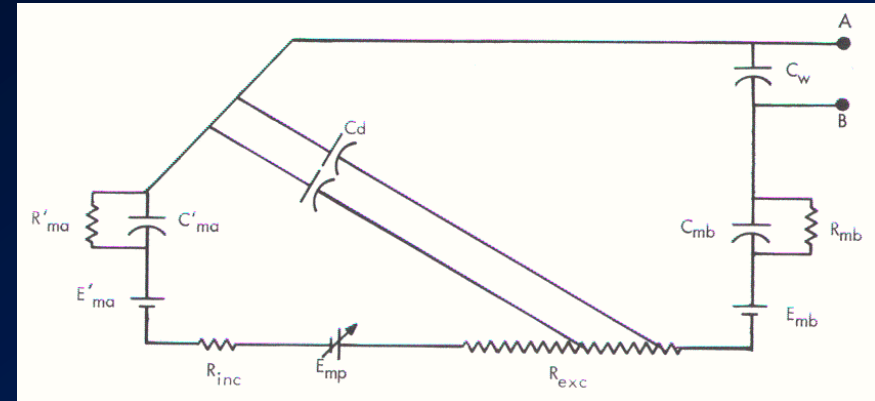
MICROELETTRODI METALLICI

- L'impedenza della parte metallica dell'elettrodo si trascura rispetto a quella della punta
- $C_d = 2.1 \text{ pF/mm}$
- punta: $C_m + R_m$ (area, metallo, elettrolita) + E_m (metallo, elettrolita, temperatura)

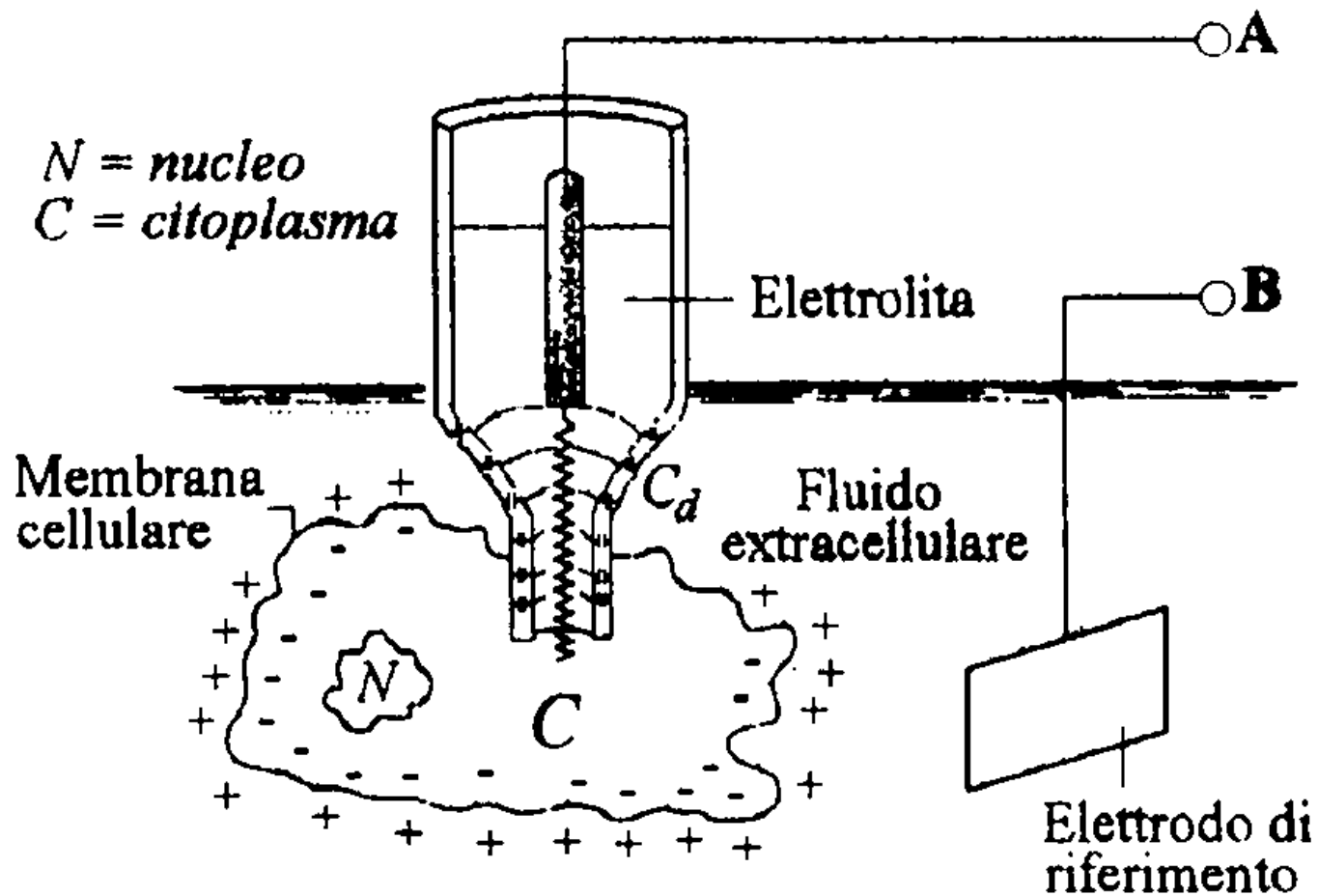


MICROELETTRODI METALLICI

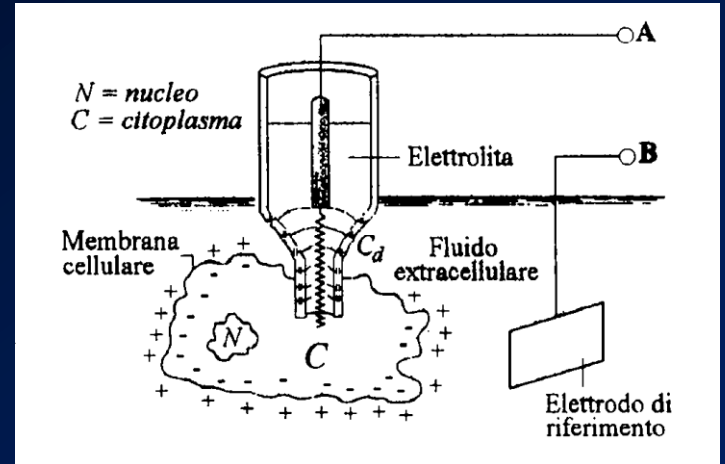
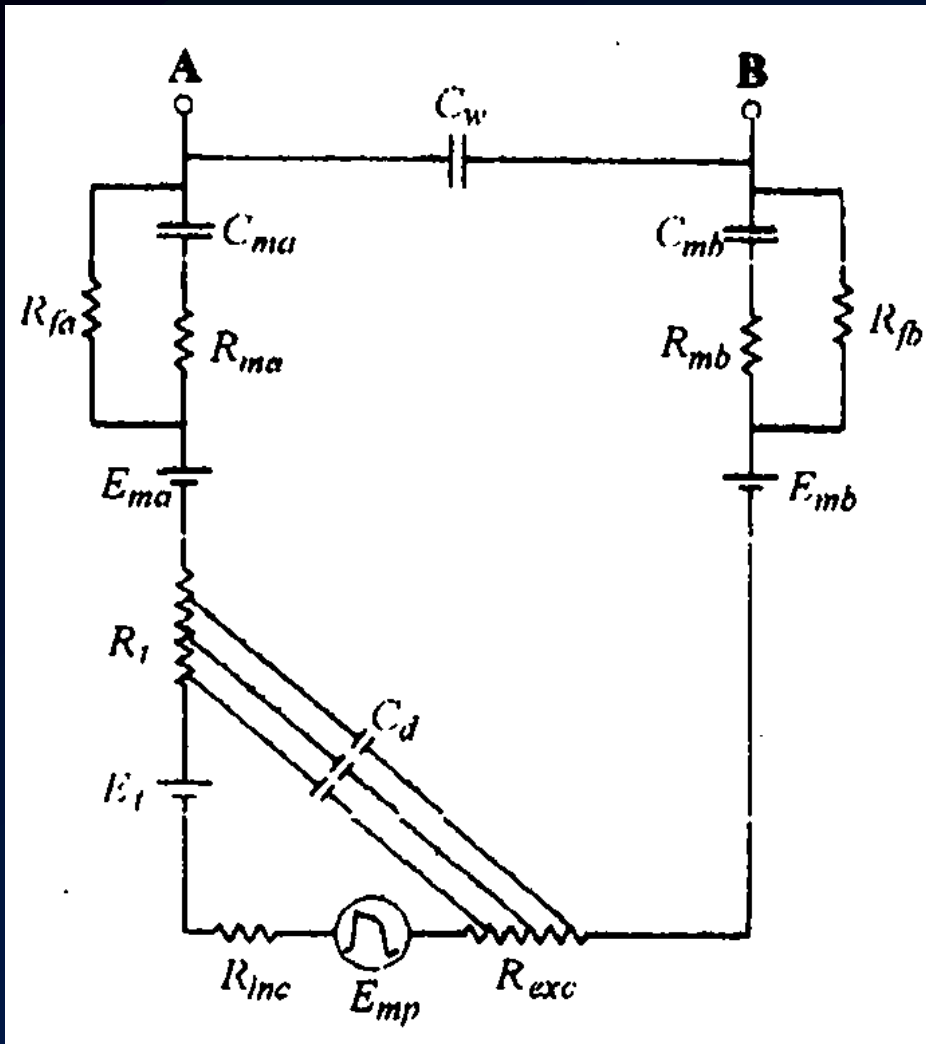
- Effetto passa alto equivalente



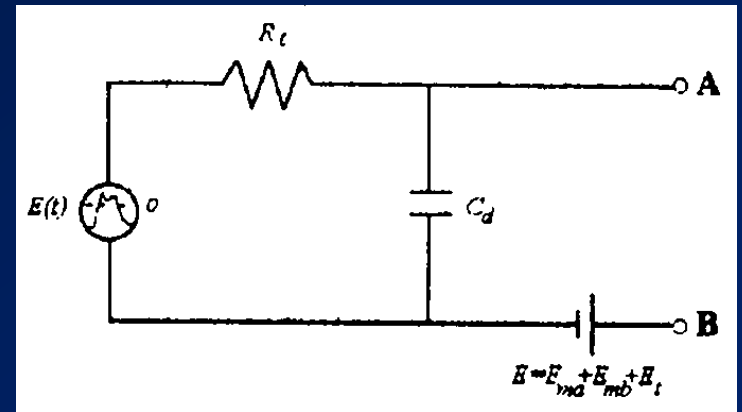
MICROPIPETTE



MICROPIPETTE

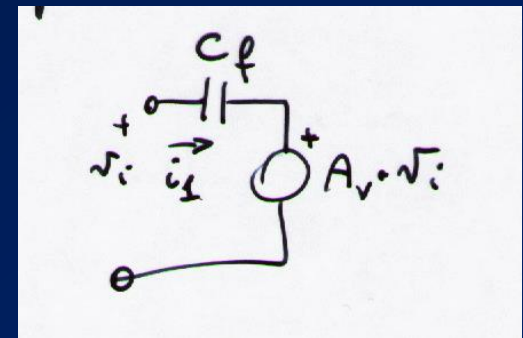
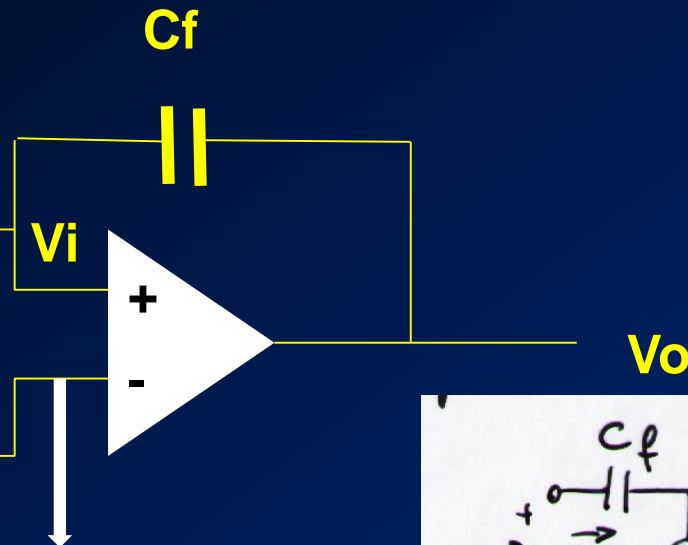
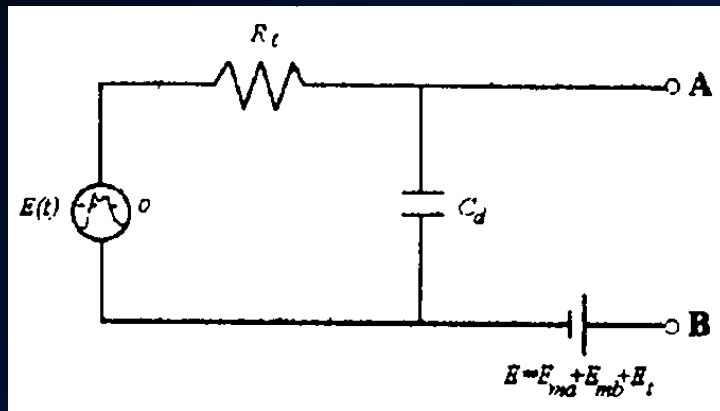


Effetto passa basso equivalente



MICROPIPETTE

Compensazione C_d per ridurre filtraggio PB ed allargare la banda q.b.



$$V_i = i_1 / (sC_f) + A_v * V_i$$

$$V_i = i_1 / ((1 - A_v) * sC_f)$$

Mod(Zin Ampl) = $V_i / i_1 = 1 / ((1 - A_v) C_f)$ se $A_v > 1 \Rightarrow$ Capacità negativa!

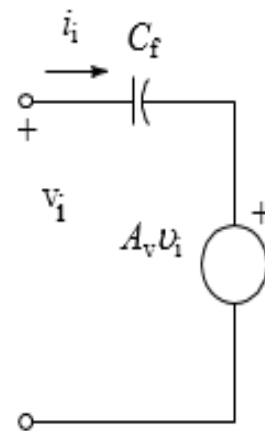
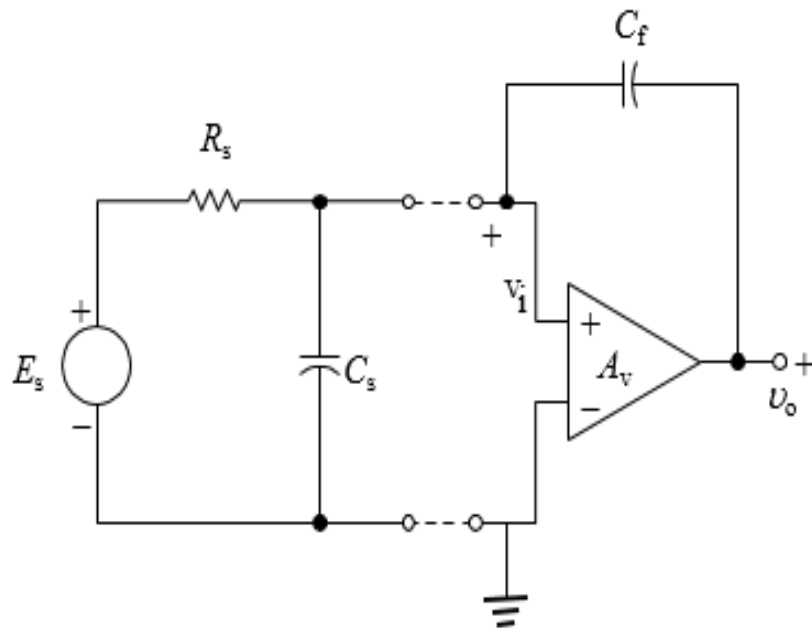
ATTENZIONE: reazione POSITIVA!!! Instabilità!

Si sceglie C_f e poi si fa variare A_v

MICROPIPETTE

Compensazione Cd per ridurre filtraggio PB ed allargare la banda q.b.

Amplificatore con capacità d'ingresso negativa: *controreazione positiva*



$$v_i = \frac{1}{C_f} \int i_i dt + A_V v_i$$

$$v_i = \frac{1}{(1 - A_V) C_f} \int i_i dt$$

$$C = C_s + (1 - A_V) C_f$$

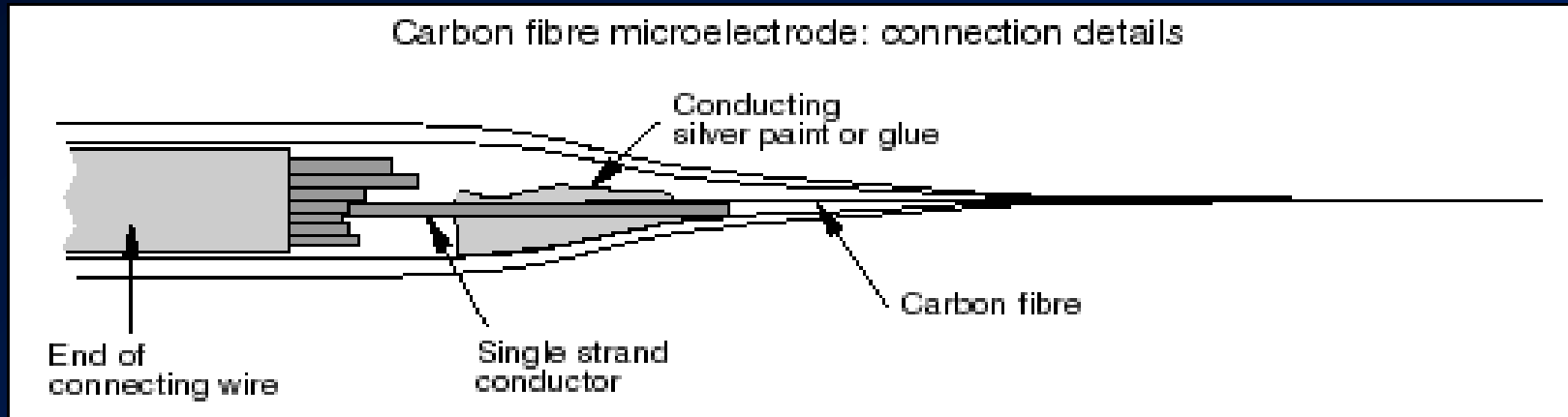
$$C_s = (A_V - 1) C_f$$

MICROELETTRODI IN FIBRE DI CARBONIO

Le fibre di carbonio hanno alta resistenza alla tensione

Per applicazioni nelle neuroscienze

**Una singola fibra viene allungata a formare un fine capillare
(Φ 8 μm) da un tubetto di vetro**



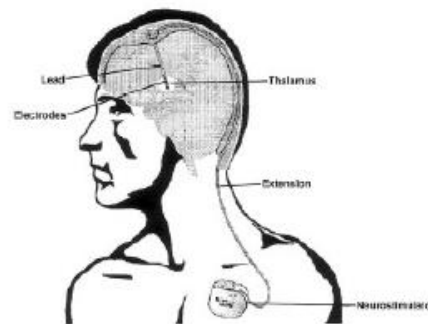
TIPOLOGIA ELETTRODI -- ESEMPI

ELETTRODI PER STIMOLAZIONE (pattern di stimolazione a media nulla)

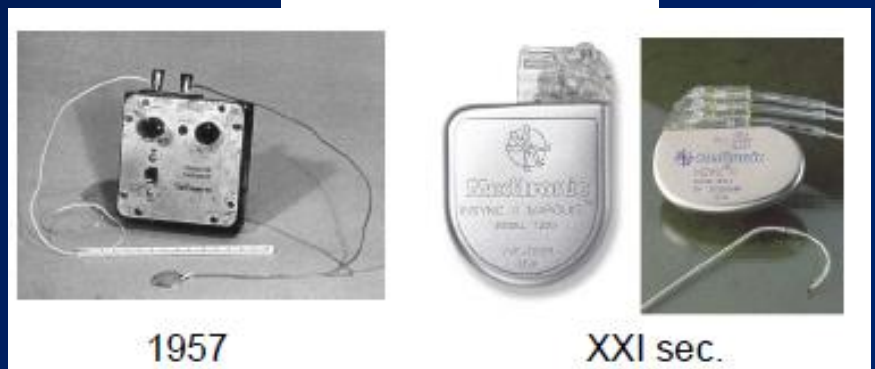


FES - Parkinson

Stimolazione dei nuclei subtalamici



Pacemakers



NOTE PER L'USO PRATICO DEGLI ELETTRODI

- Parte di elettrodo a contatto con elettrolita deve essere di 1 unico materiale per impedire: corrosioni, potenziali $\frac{1}{2}$ cella
- Usare due elettrodi dello stesso materiale per avere il medesimo potenziale di $\frac{1}{2}$ cella, così $\Delta V \sim 0$
- Z_{in} amplificatore elevata

Deriva (drift) elettrodi:

Ag-AgCl: forte all'inizio (per cariche residue che si scaricano su Z_{in})
=> tenere elettrodi in corto in soluzione salina, poi dopo 15'-20'
=> $<10\mu\text{V/s}$ e tende a zero

Rame: come Ag-AgCl ma mantiene un offset residuo $\sim 5\text{mV}$ dopo 15'

Acciaio inox: cala sino a 6mV (dopo $\sim 10'$) poi diventa erratico ($5\text{-}30\text{mV}$)

Rumore:

Ag-AgCl $< 5\mu\text{V}$, Rame $\sim 100\mu\text{V}$

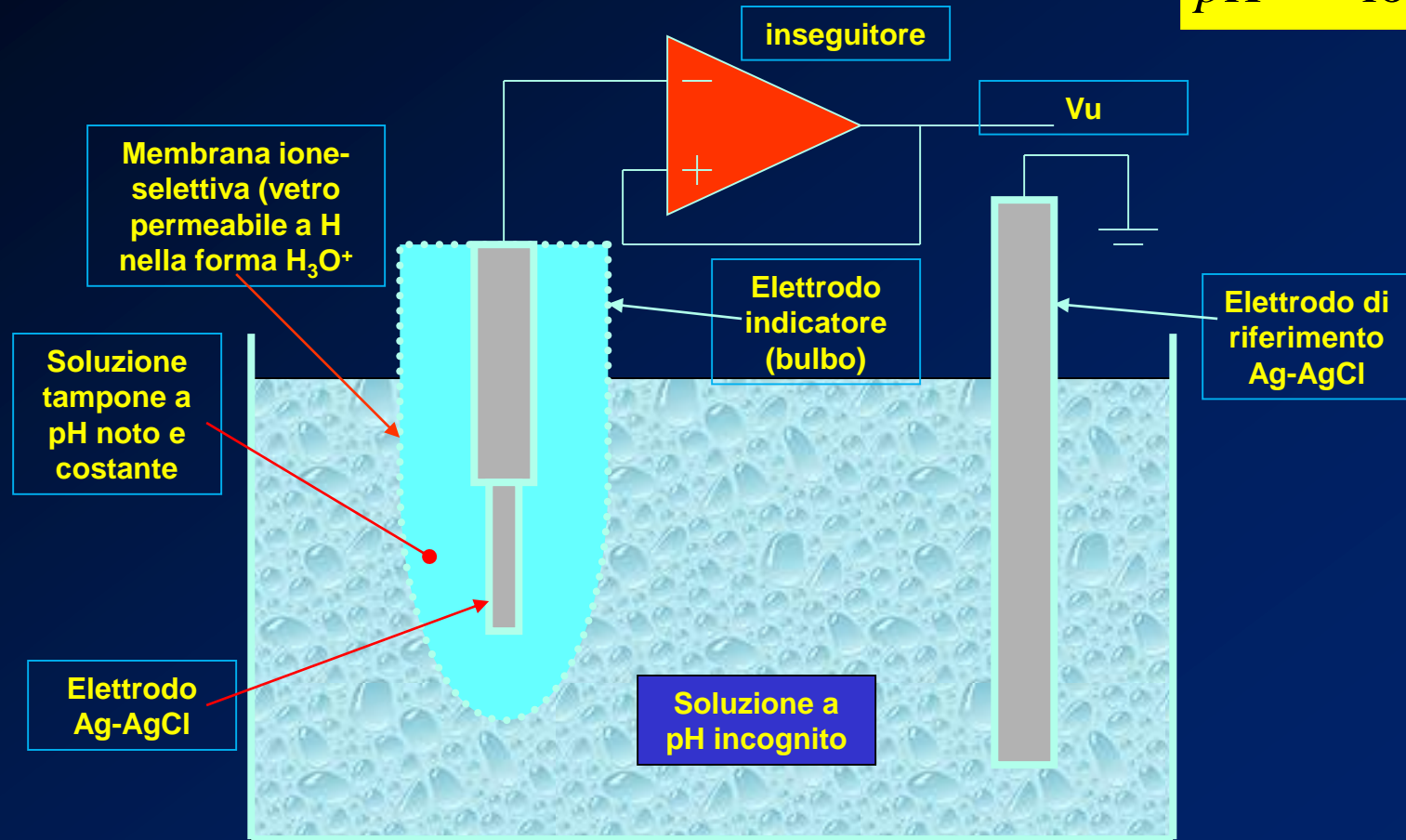
acciaio inox $\sim 20\mu\text{V}$ ma con spike anche $> 100\mu\text{V}$

pH: p(ower) H(ydrogen) misura l'attivit  degli ioni

idrogeno, cioe` la concentrazione efficace in presenza di altri ioni

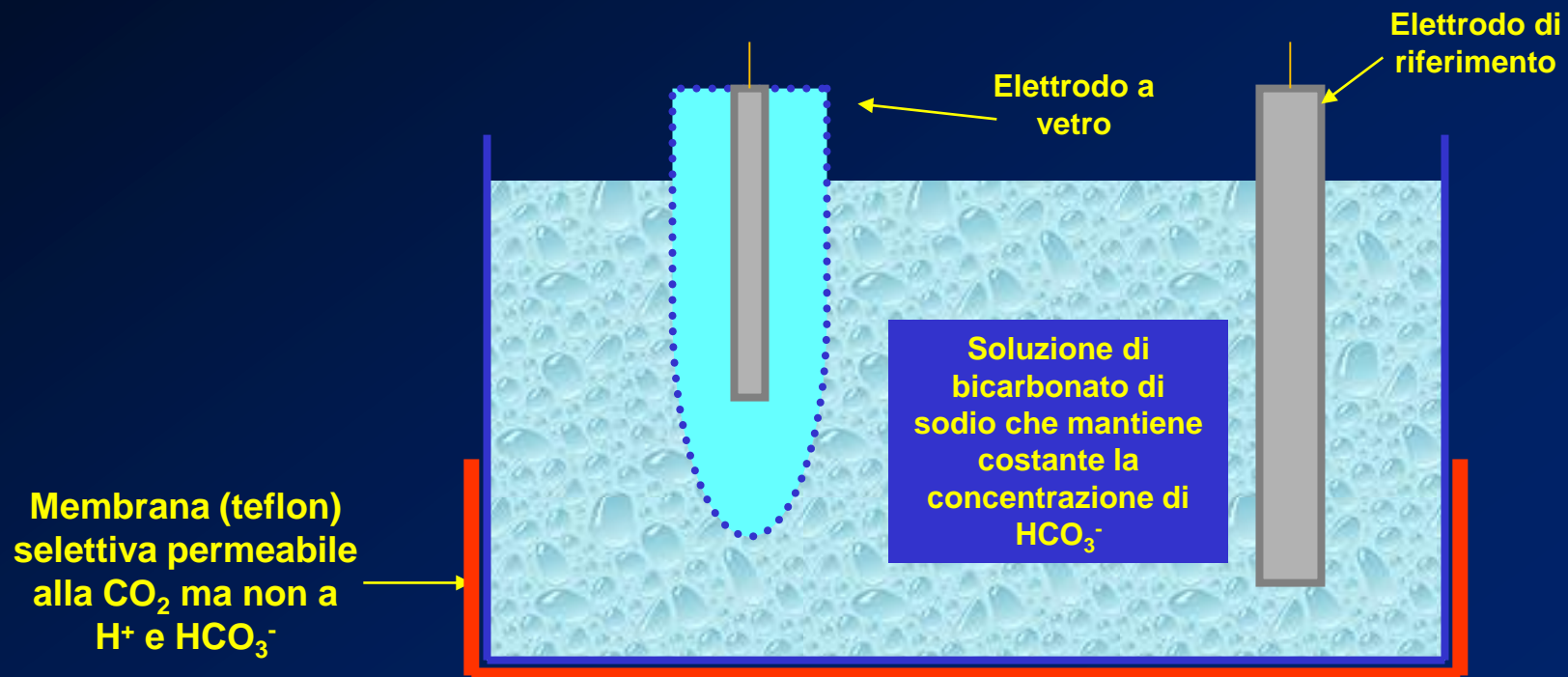
pH misura l'equilibrio acido-base p.es. del sangue (leggermente basico)
arterioso 7.38-7.42; venoso 7.35 (causa CO₂)

$$pH = -\log_{10}(H^+)$$



Misura della pressione parziale della CO₂

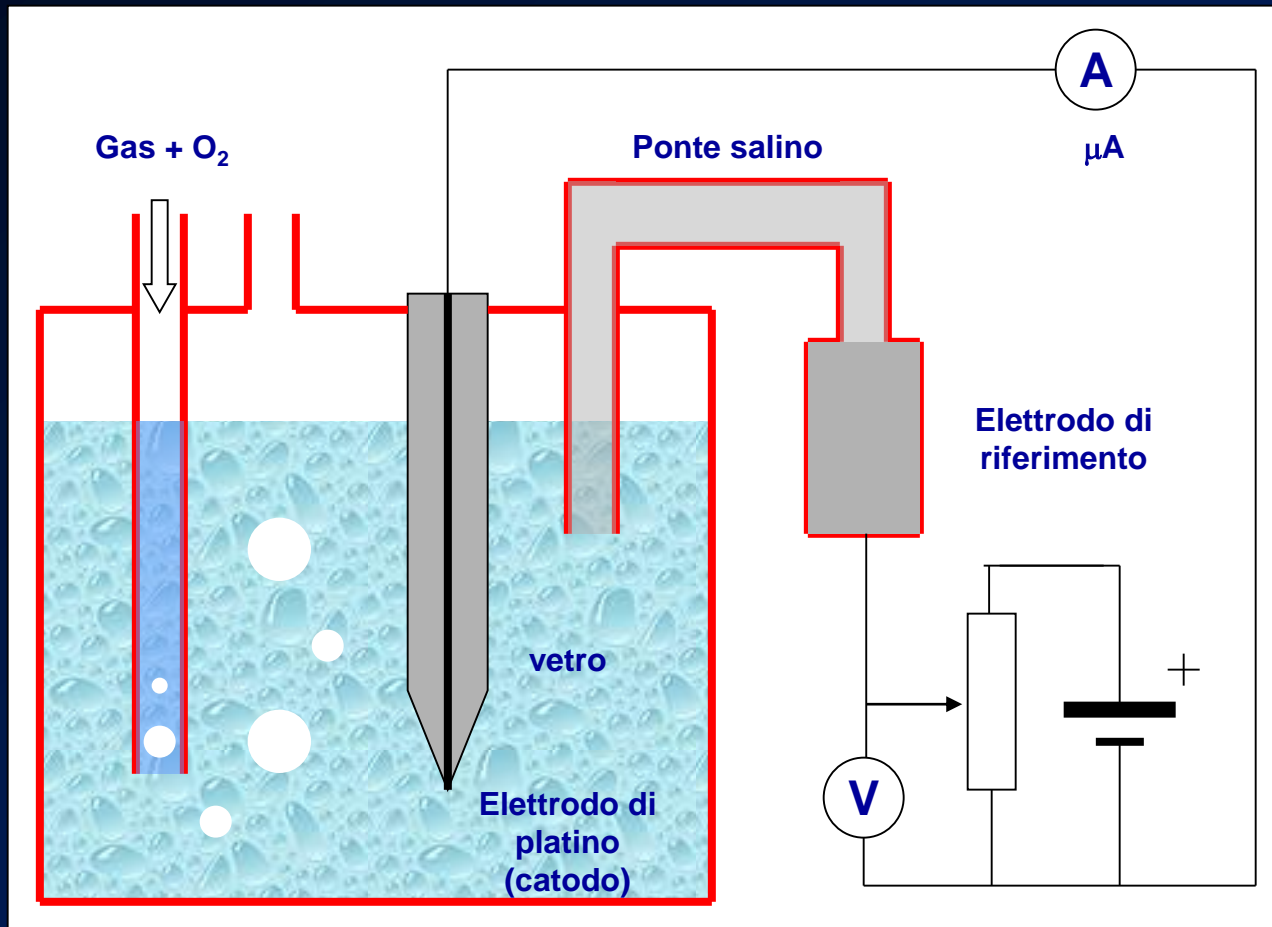
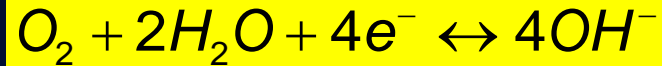
- La pressione parziale della CO₂ è proporzionale alla concentrazione della CO₂ disciolta
- Se la concentrazione di ioni HCO₃⁻ rimane costante c'è una relazione lineare fra la concentrazione di CO₂ e quella degli ioni H⁺
- **QUINDI** misura di pH con elettrodo Severinghaus



Misura della pressione parziale della O₂

- **Tecnica polarografica**

- l'ossigeno si riduce al catodo (negativo) e si ha una corrente



Misura della pressione parziale della O₂

- La corrente aumenta fino a che la tensione aumenta e raggiunge una soglia di 0.4 V
- La corrente raggiunge un valore limite proporzionale alla concentrazione di ossigeno in soluzione
- si mantiene la tensione a 0.7 V (si lavora in saturazione) e si misura la corrente
 - 21% O₂ = aria pura

