

FIT DI DATI DI BIOIMPEDENZA

SPETTROSCOPIA DI IMPEDENZA ELETTRICA

1) Perché è importante studiare le proprietà elettriche dei tessuti biologici?

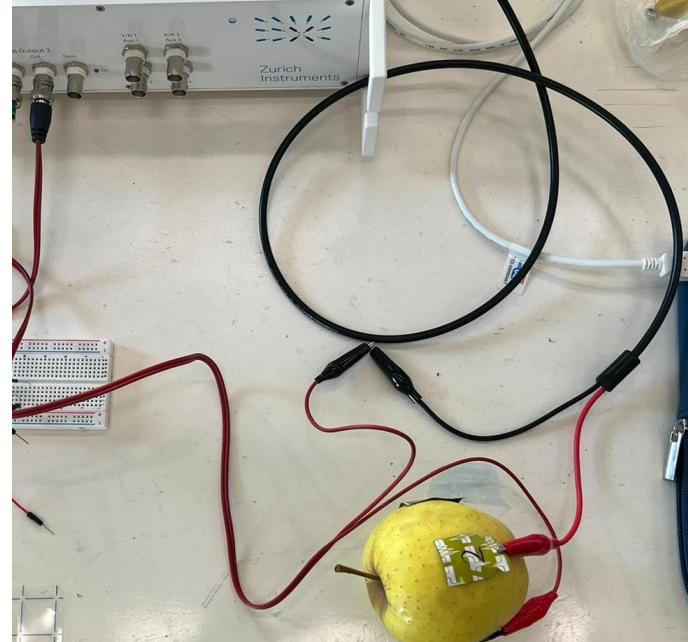
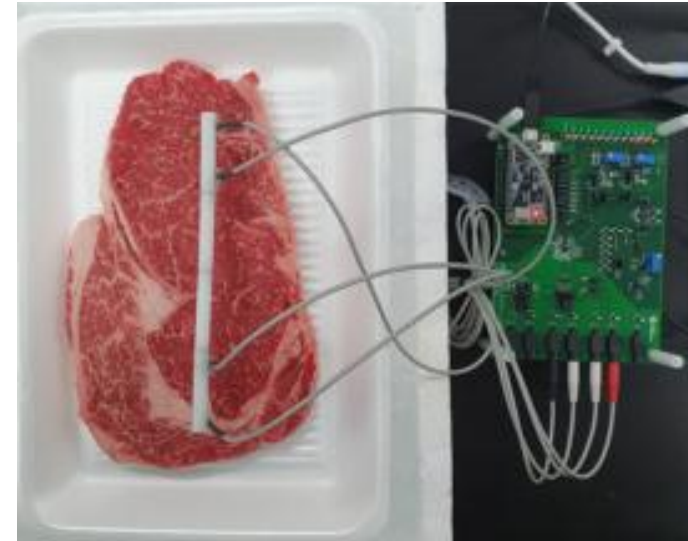
Info su tessuto in termini di:

- **Composizione**
- **Struttura**
- **Stato fisiologico e/o patologico**

2) Come possiamo misurarle?

Spettroscopia di Impedenza Elettrica (EIS):

- Tecnica **non distruttiva**
- Applica una **tensione** o una **corrente** sinusoidale sul campione e misura il suo segnale di risposta attraverso degli **elettrodi**
- Permette analisi tessuti su ampio **spettro** di frequenze.
- **Applicazioni:**
 - **Industria alimentare** (valutazione della qualità e della **sicurezza** degli alimenti).



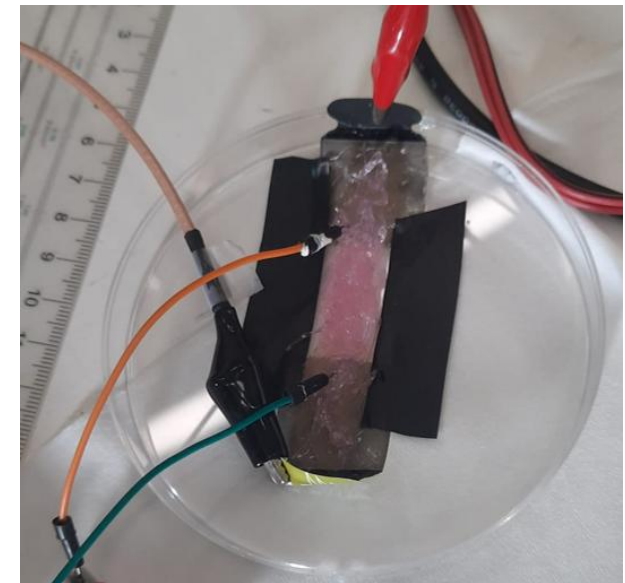
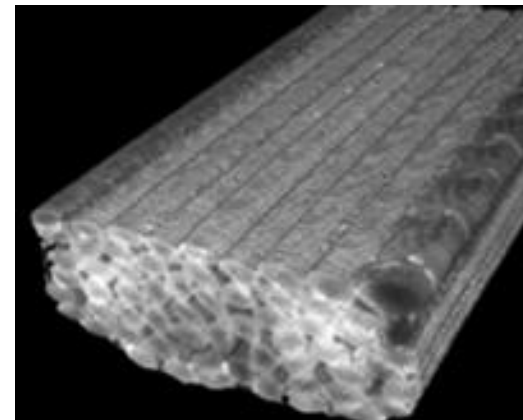
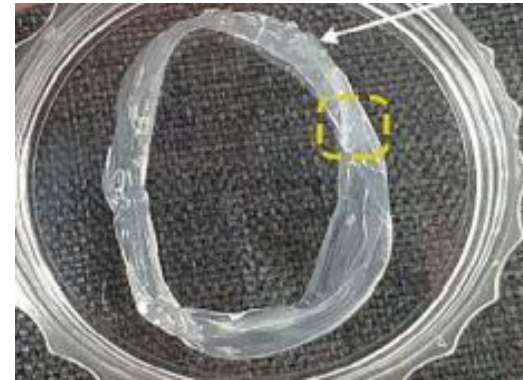
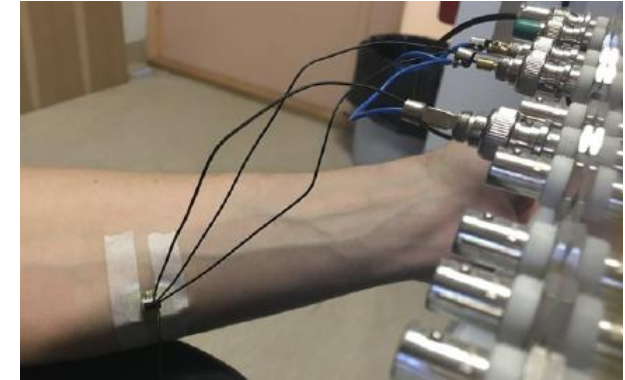
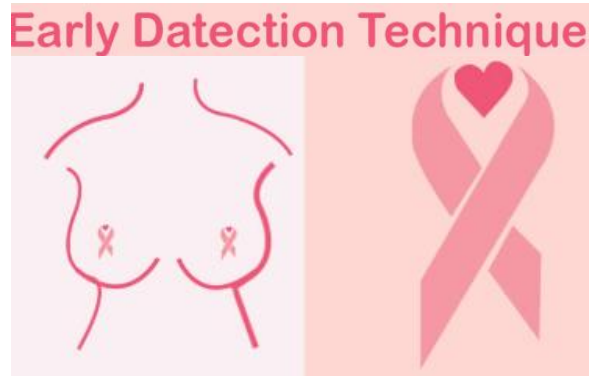
SPETTROSCOPIA DI IMPEDENZA ELETTRICA

➤ **Medicina** (valutazione **non invasiva** dei tessuti biologici → **diagnosi precoce** di malattie come il cancro alla pelle, al seno ecc. (la EIS sfrutta le **differenze** nelle **proprietà elettriche** tra i **tessuti sani** e quelli **maligni**), **valutazione** dei **trattamenti terapeutici** , **valutazione** della **composizione corporea** , studio delle **proprietà elettriche dei muscoli**).

➤ **Ingegneria tissutale** (tecniche attuali di monitoraggio di costrutti bioingegnerizzati:

- richiedono marcatura delle cellule
- sono distruttive

la **EIS** è un metodo **non invasivo** per il **monitoraggio in tempo reale** dei **tessuti bioingegnerizzati**. Dà la possibilità di controllare la **vitalità**, la **crescita** e la **differenziazione cellulare** senza compromettere l'integrità delle cellule).



BIOIMPEDENZA

Capacità del tessuto biologico di opporsi al passaggio della corrente elettrica.

Tessuti biologici → insieme di cellule densamente impacchettate immerse nella matrice extracellulare.

Membrana cellulare → doppio strato fosfolipidico che separa lo spazio intra ed extracellulare.

Dal punto di vista **elettrico**:

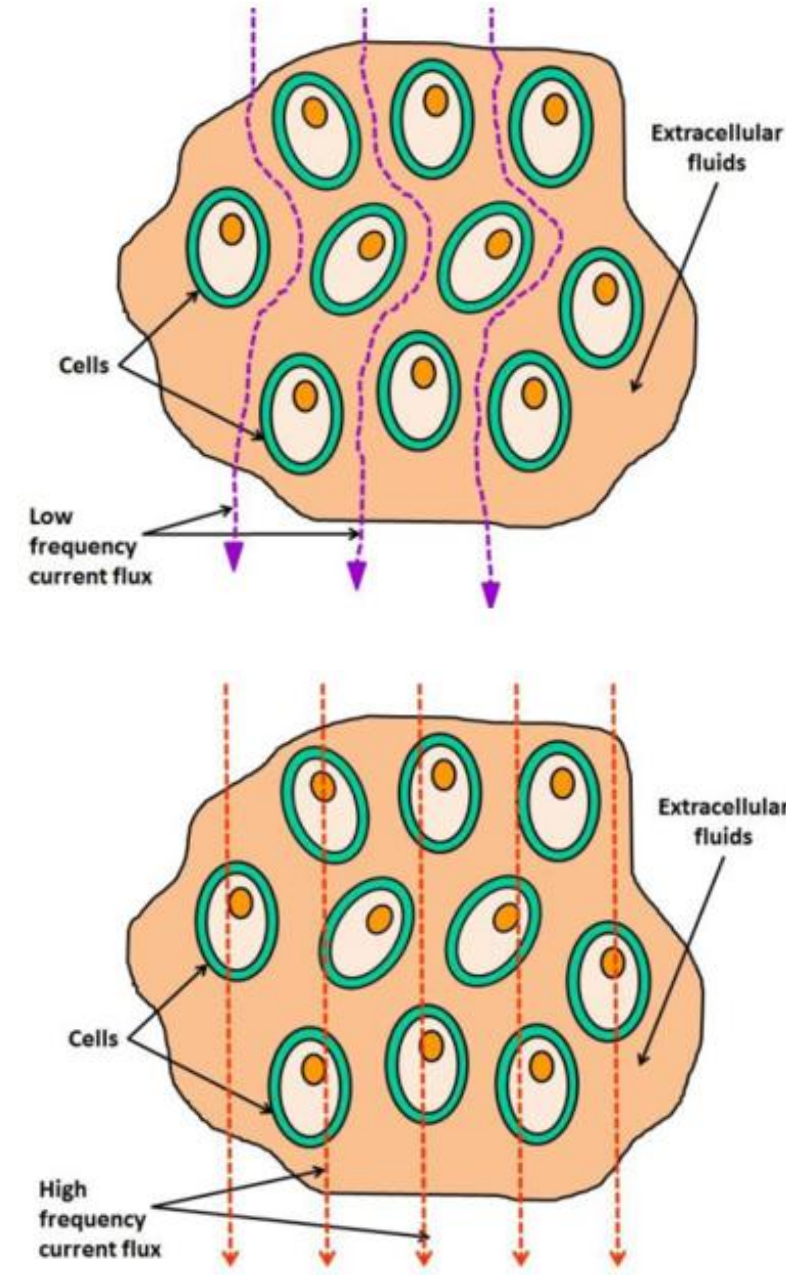
- **Membrana cellulare = condensatore:**
 - **Basse frequenze** → barriera isolante (condensatore aperto) → corrente non attraversa la membrana.
 - **Alte frequenze** → (condensatore corto circuito) → corrente attraversa la membrana.
- **Liquido intracellulare (ICF) ed extracellulare (ECF) = percorsi resistivi** (presenza di ioni disciolti al loro interno)

Memo:

Impedenza elettrica (legge di Ohm): $Z = \frac{V}{I}$ V = tensione
I = corrente

Z è una **funzione complessa** che varia con la **frequenza**:

$$Z^* = Z_{Re} + iZ_{Im}$$



MODELLI CIRCUITALI EQUIVALENTI

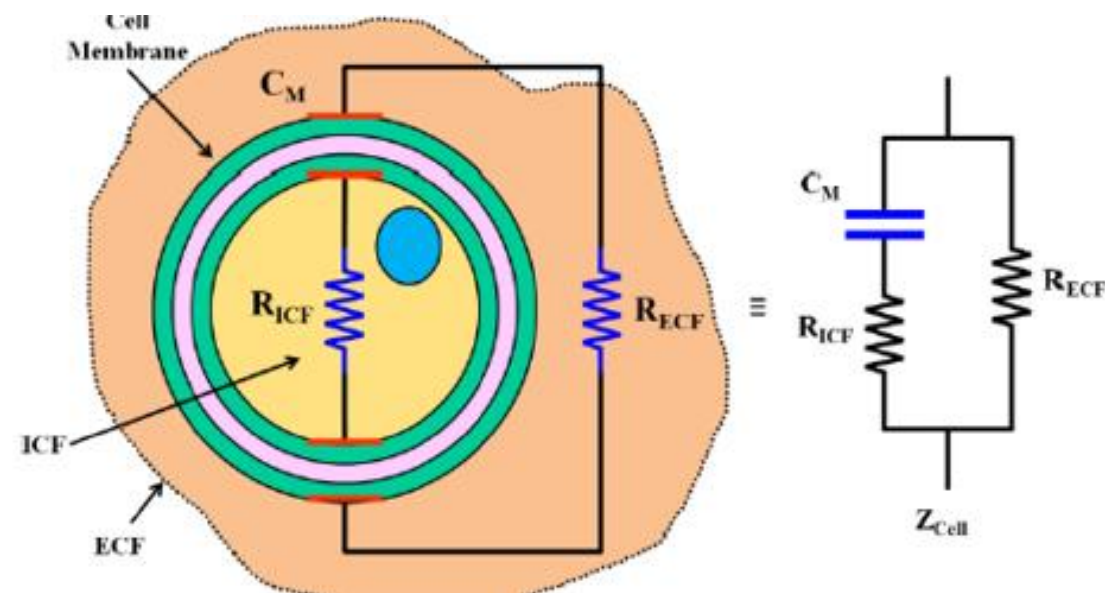
Per **rappresentare il comportamento elettrico dei tessuti biologici**, è comune utilizzare **modelli circuitali equivalenti**, che permettono di stabilire una **correlazione** diretta tra i **parametri elettrici** e le **proprietà fisiologiche** dei tessuti stessi.

La capacità di un modello di riflettere con precisione l'impedenza del tessuto, permette non solo di **interpretare** correttamente i **dati**, ma anche di **prevedere** come i **tessuti reagiranno** a stimolazioni elettriche in scenari clinici o di ricerca.

Modelli proposti in letteratura:

1. Modello di Fricke

- Modello **semplice** ed **intuitivo**
- Considera solo la **singola cellula**
- Modello a **3 parametri**



Modello di Fricke

MODELLO DI FRICKE

I 3 parametri del modello sono:

$$\tau = (R_i + R_e) C_m$$

$$R_0 = R_e$$

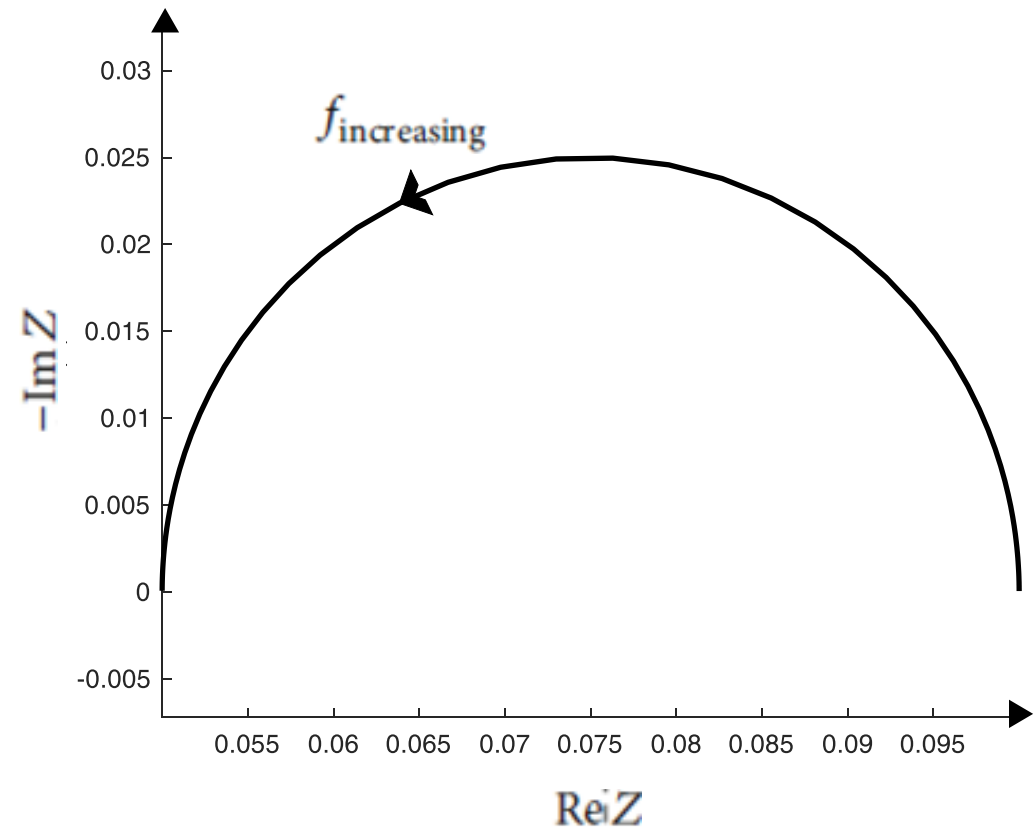
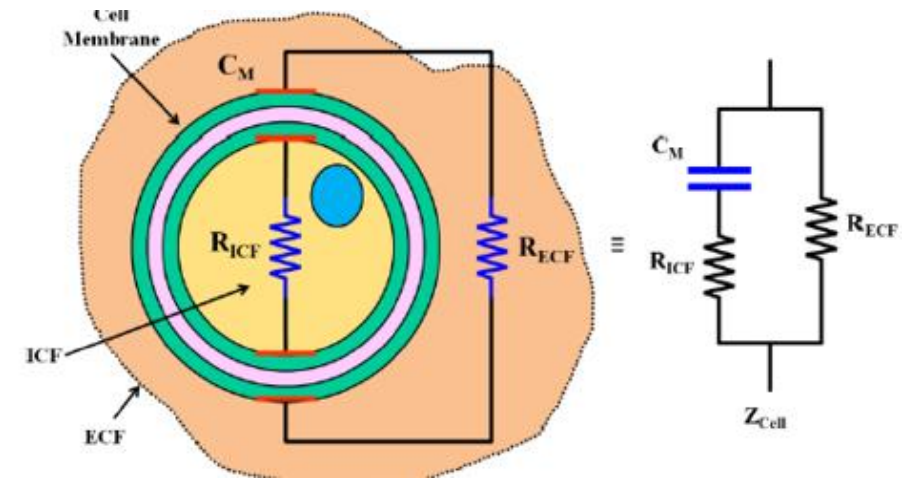
$$R_\infty = \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}$$



$$Z^* = R_\infty + \frac{(R_0 - R_\infty)}{1 + (i\omega\tau)} = z_{\text{Re}} + iz_{\text{Im}}$$

$$\omega = 2\pi f$$

Nel piano complesso il **modello di Fricke** genera un **semicerchio** di impedenza →

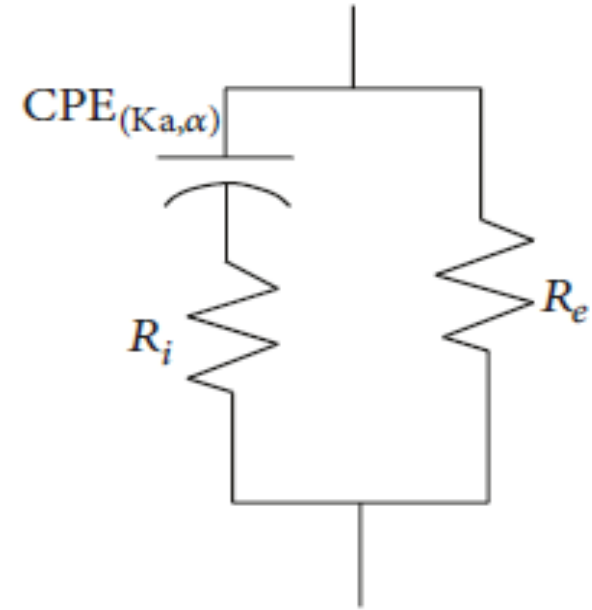


MODELLI CIRCUITALI EQUIVALENTI

Modelli proposti in letteratura:

2. Modello di Cole-Cole

- Modello **più complicato** rispetto al modello di Fricke
- Considera **più cellule** e la loro **interazione**
→ introduce un **elemento non lineare** (elemento a fase costante (**CPE**))
- Modello **4 parametri**



Modello di Cole-Cole

MODELLO DI COLE-COLE

I 4 parametri del modello sono:



$$\tau = (R_i + R_e) C_m$$

$$R_0 = R_e$$

$$R_\infty = \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}$$

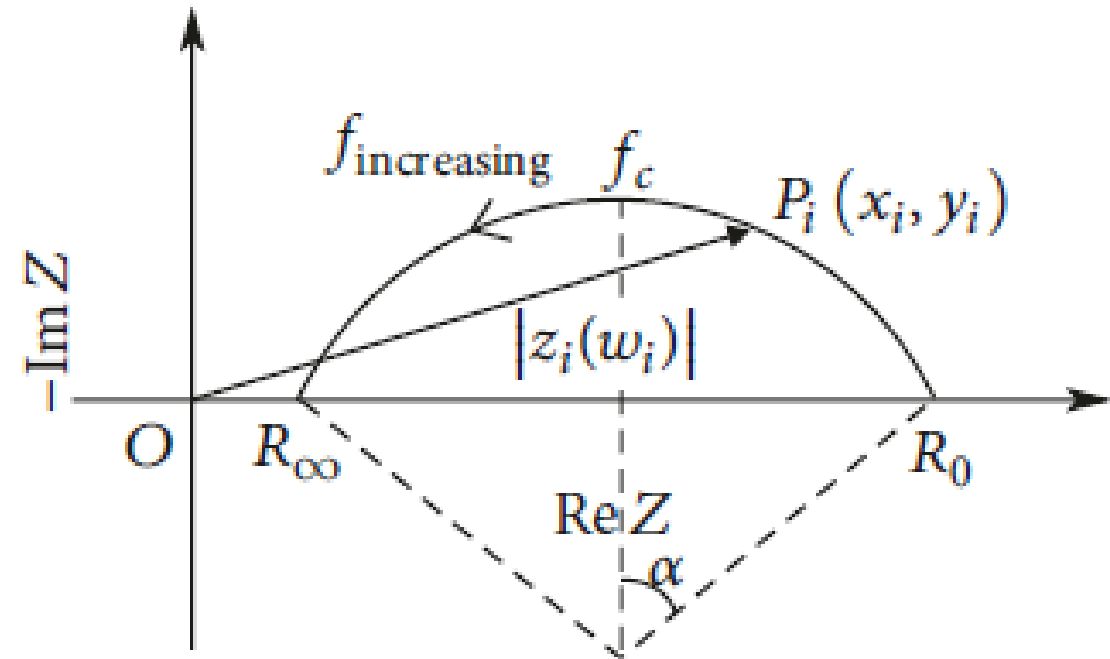
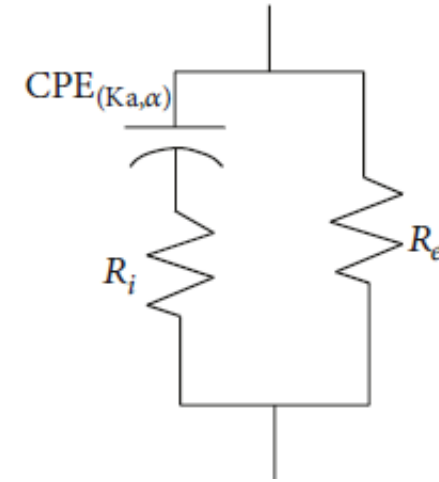
+ α

$$Z^* = R_\infty + \frac{(R_0 - R_\infty)}{1 + (i\omega\tau)^{(1-\alpha)}} = z_{\text{Re}} + iz_{\text{Im}}$$

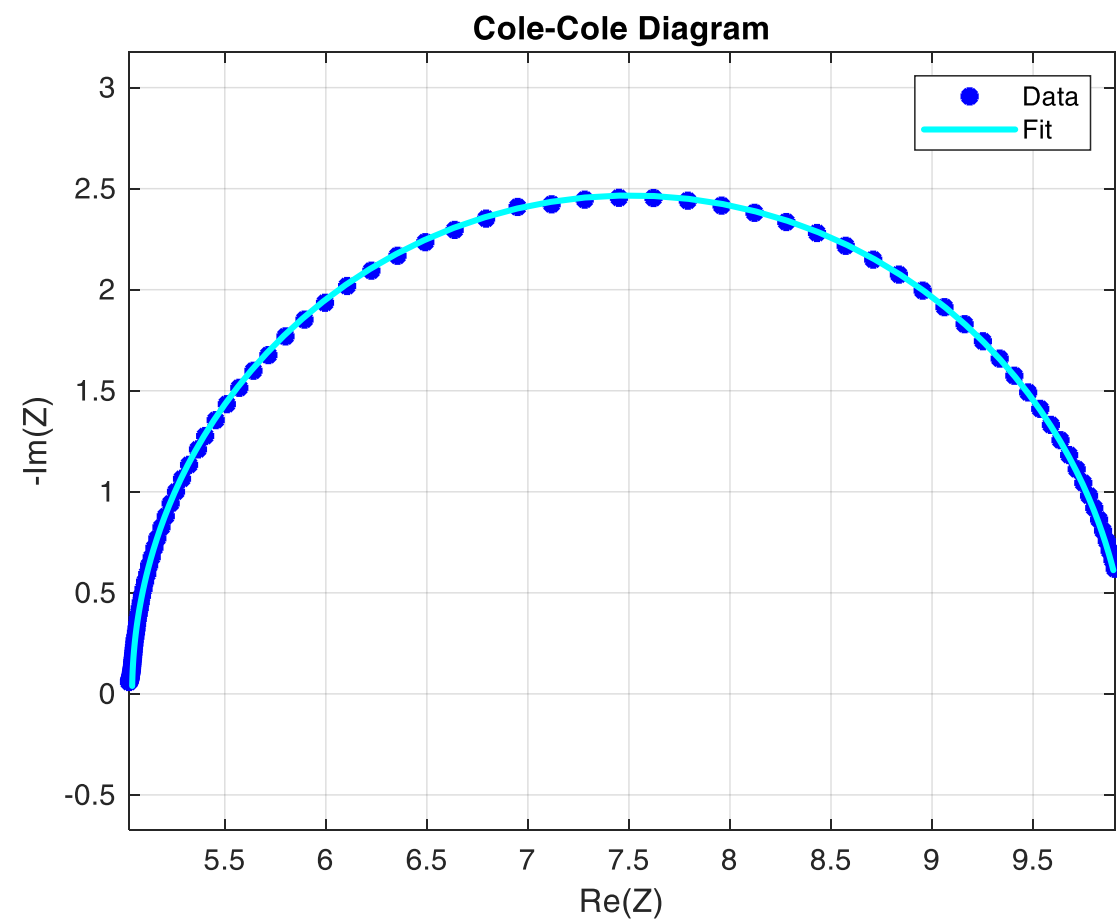
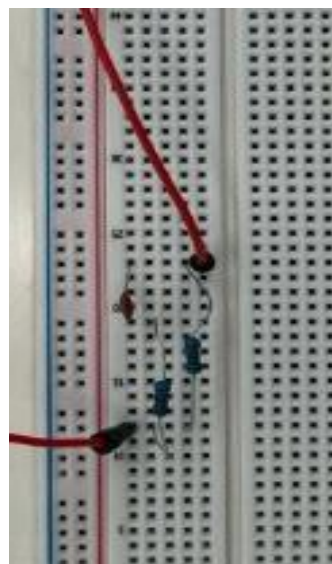
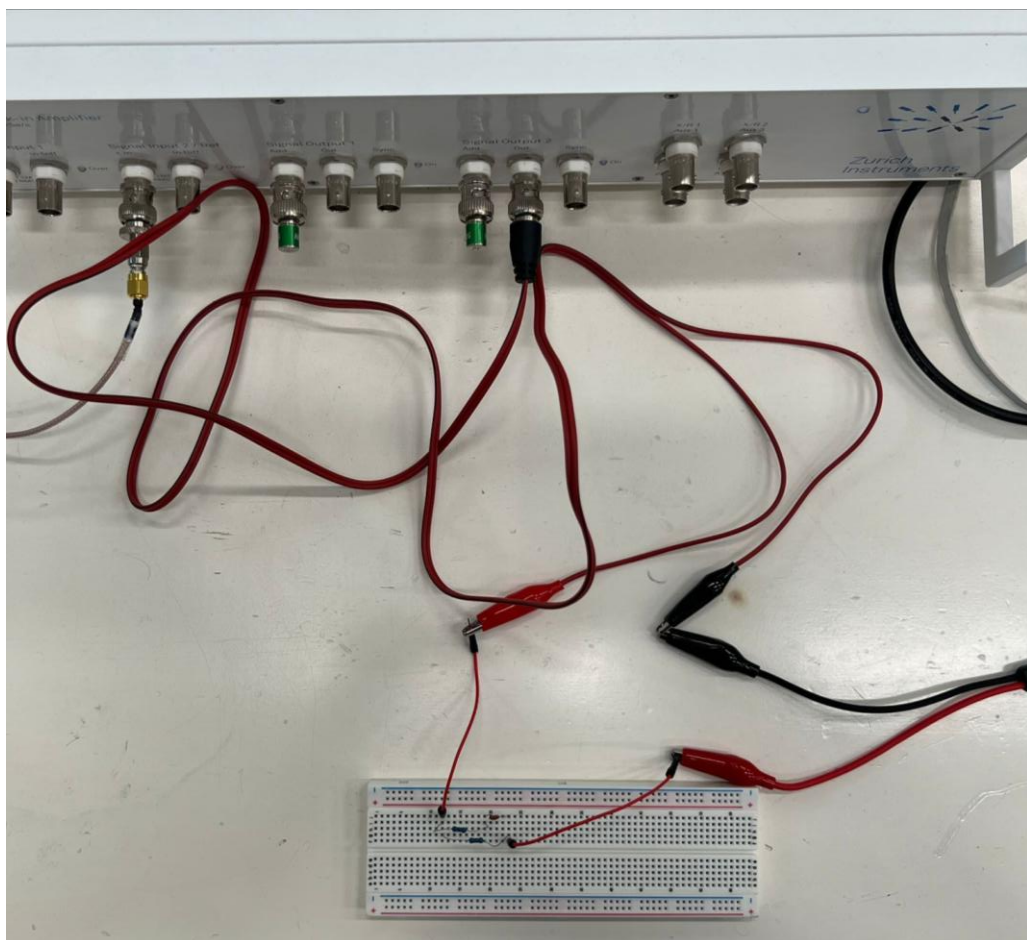
$$\omega = 2\pi f$$

Modello di Cole-Cole introdotto perché **sperimentalmente**, per i **campioni biologici**, nel piano complesso si ottiene un **semicerchio di impedenza ribassato** →

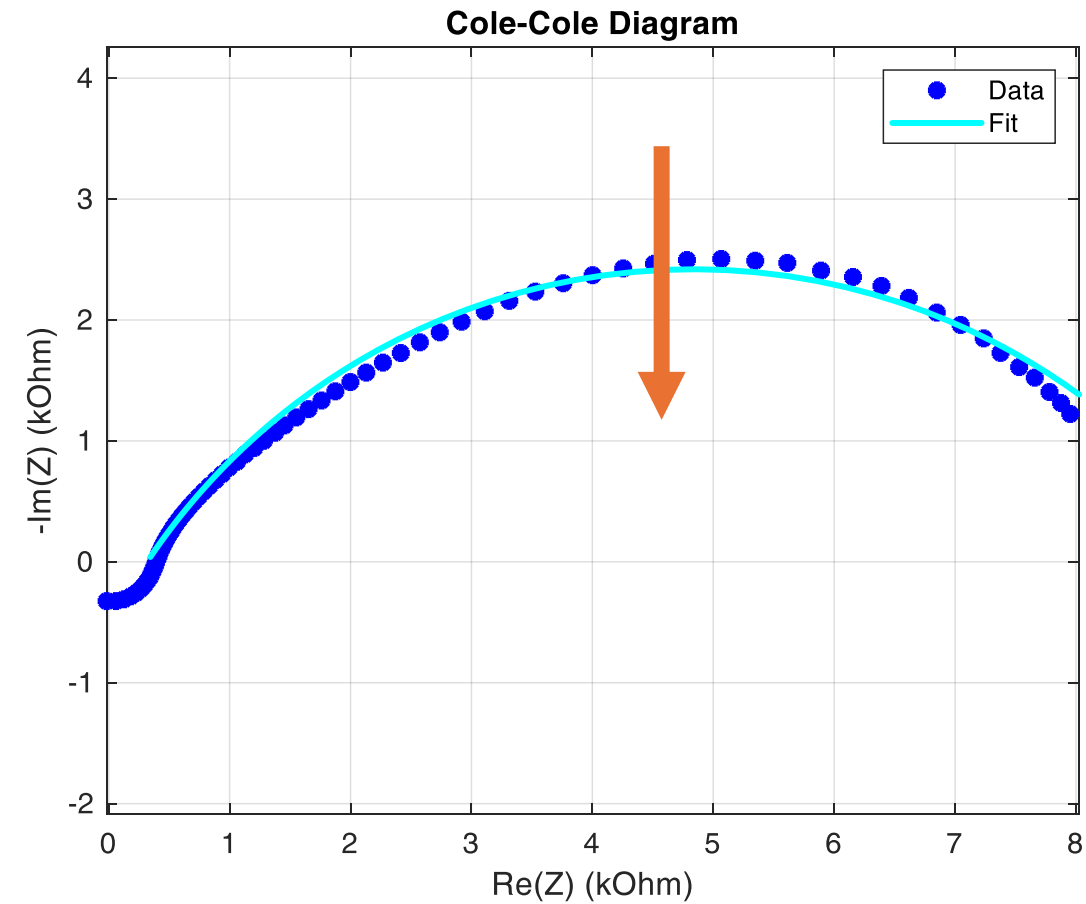
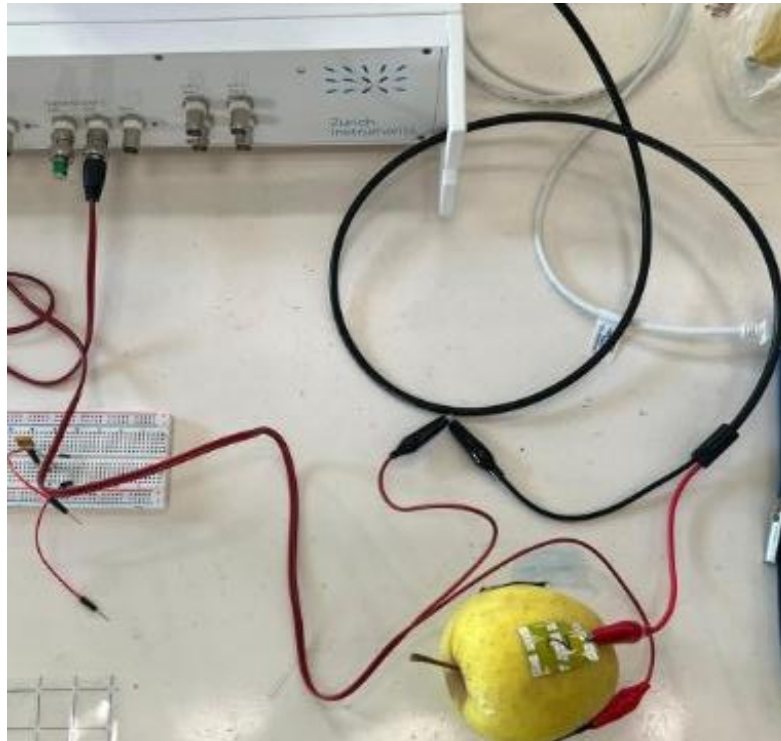
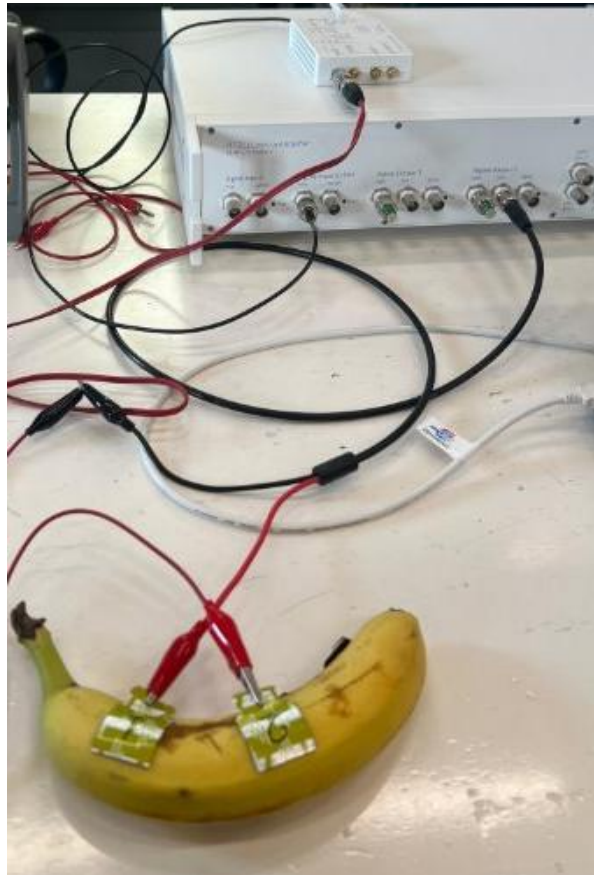
- α **parametro fenomenologico adimensionale**, introdotto per tener conto del ribassamento
- $\alpha = 0 \rightarrow$ modello di Fricke
- Più α tende a 0 e meno il cerchio è ribassato



SET UP SPERIMENTALE – CIRCUITO DI FRICKE-MODELLO DI FRICKE

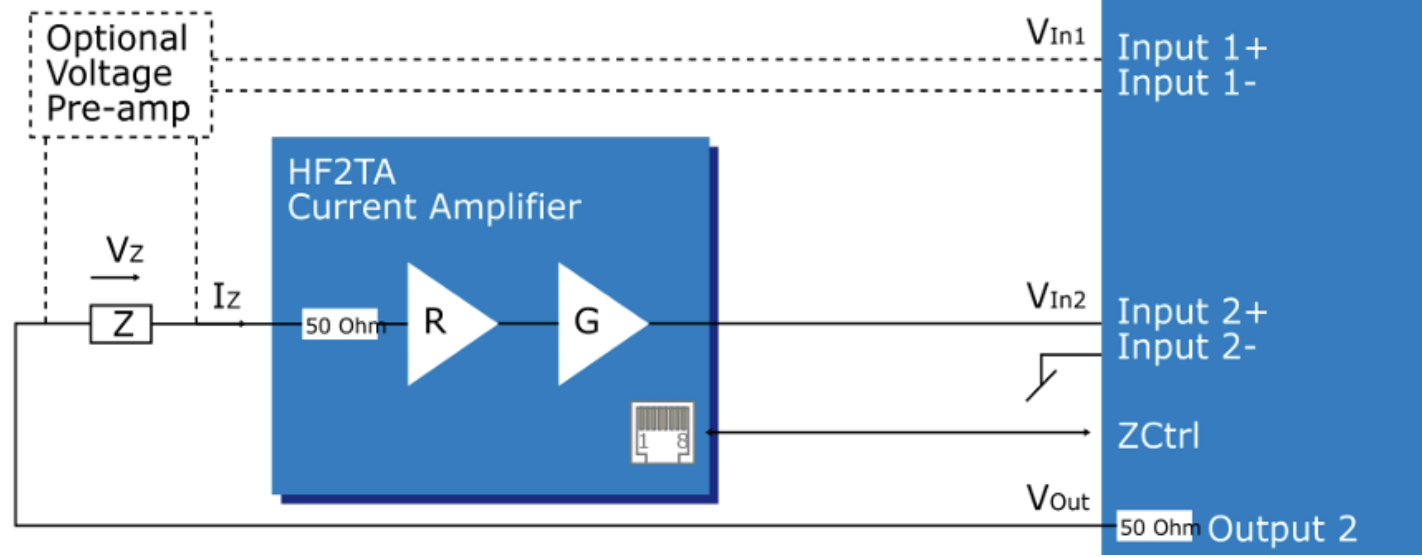
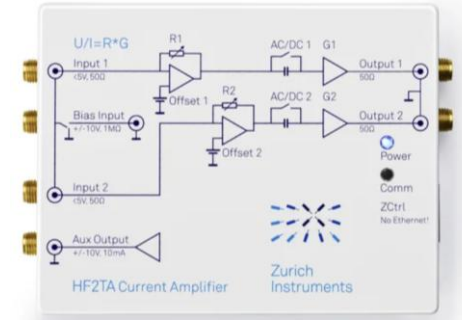


SET UP SPERIMENTALE – MISURE DI FRUTTA-MODELLO DI COLE-COLE



SET UP SPERIMENTALE

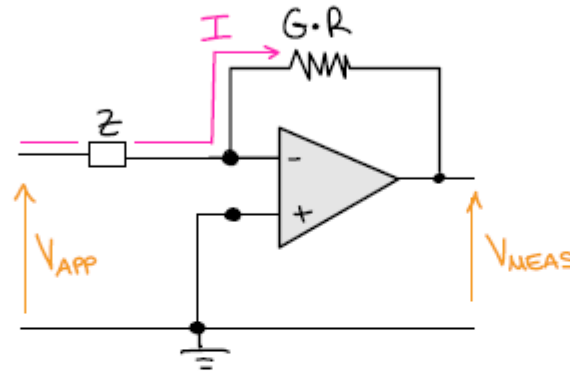
- **Spettroscopio di impedenza HF2LI** della Zurich Instruments → consente di effettuare misurazioni su un ampio intervallo di frequenze (da 0.7 μHz a 50 MHz). (Resistenza intrinseca di **50 Ω**)
- **Amplificatore di corrente HF2TA** (Resistenza intrinseca di **50 Ω**)
- **Configurazione di misura:** lo spettroscopio HF2LI applica il potenziale sul campione. L'amplificatore HF2TA amplifica il segnale di corrente generato dal campione in risposta alla tensione applicata e lo converte in un segnale di tensione misurabile dallo spettroscopio.



SET UP SPERIMENTALE

HF2TA : Amplificatore operazionale in configurazione invertente :

$$V_{MEAS} = - \frac{G \cdot R}{Z} \cdot V_{APP}$$



$$Z = -G \cdot R \cdot \frac{V_{APP}}{V_{MEAS}}$$

$$I = \frac{V_{APP}}{Z} = - \frac{V_{MEAS}}{G \cdot R}$$