

Università degli Studi di Padova – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Relazione per la prova finale
Misure di Bio-Impedenza con scheda NI myDAQ

Relatrice: Prof.ssa Giada Giorgi

Laureanda: Eleonora Mari

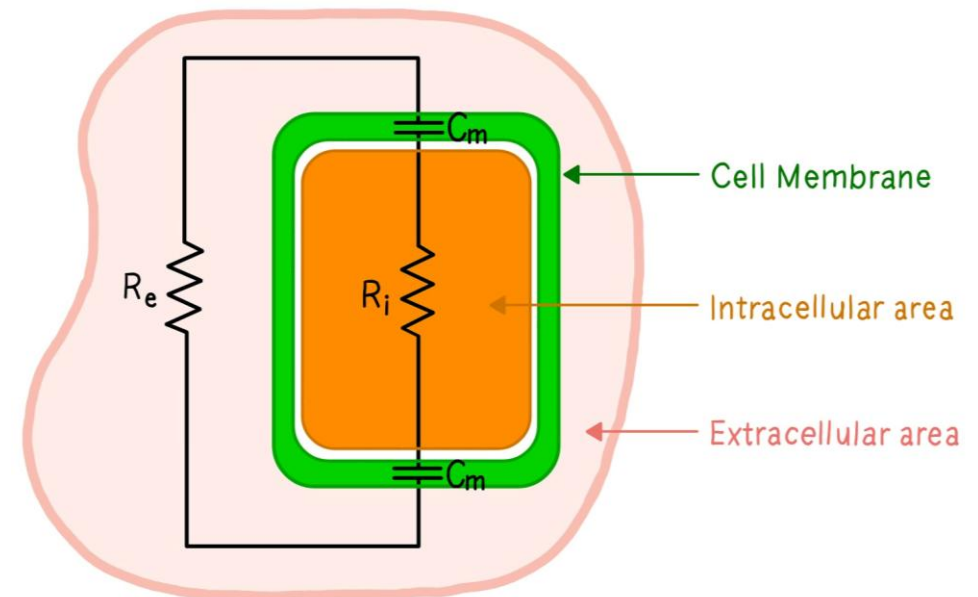
Padova, 20/07/2026

Matricola n.: 2110284

DEFINIZIONE DI BIO-IMPEDENZA: opposizione che un tessuto biologico esercita al passaggio della corrente elettrica, espressa come il rapporto tra la caduta di tensione generata e la corrente elettrica applicata.

Modelli equivalenti che rappresentano il sistema biologico mediante resistori e condensatori:

- la resistenza rappresenta l'opposizione alla corrente elettrica dovuta alle soluzioni ioniche intra- ed extracellulari
- la reattanza è legata al comportamento capacitivo delle membrane cellulari e delle interfacce tissutali



BILANCIA IMPEDENZIOMETRICA

Strumento elettronico che sfrutta l'impedenza per valutare la composizione corporea.

Una corrente a basso voltaggio attraversa il corpo incontrando più o meno resistenza a seconda dei tessuti e delle loro caratteristiche.

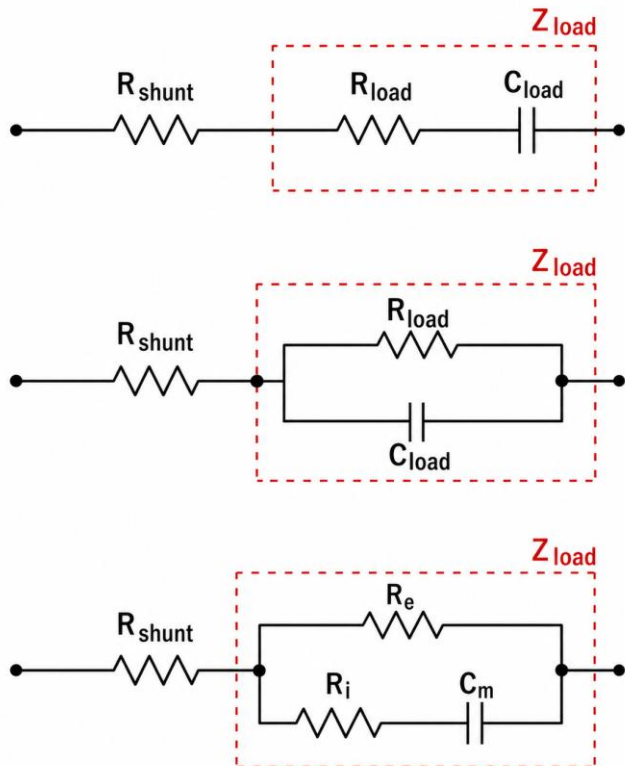
In questo modo la bilancia è in grado di stimare diversi parametri, tra cui:

- massa grassa e massa magra
- quantità di grasso viscerale e sottocutaneo
- quantità di acqua presente nell'organismo

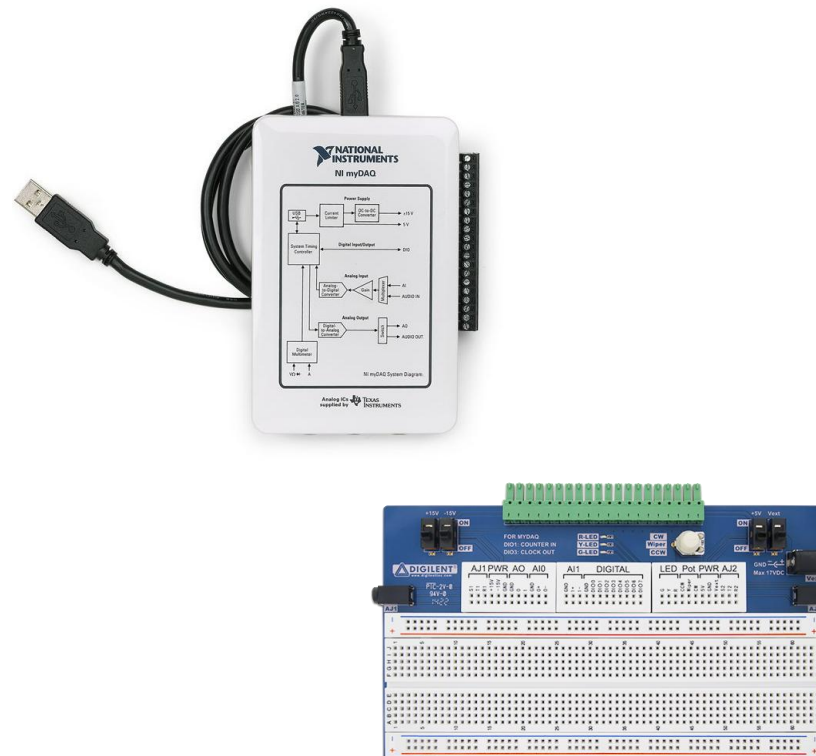


OBIETTIVI DEL PROGETTO

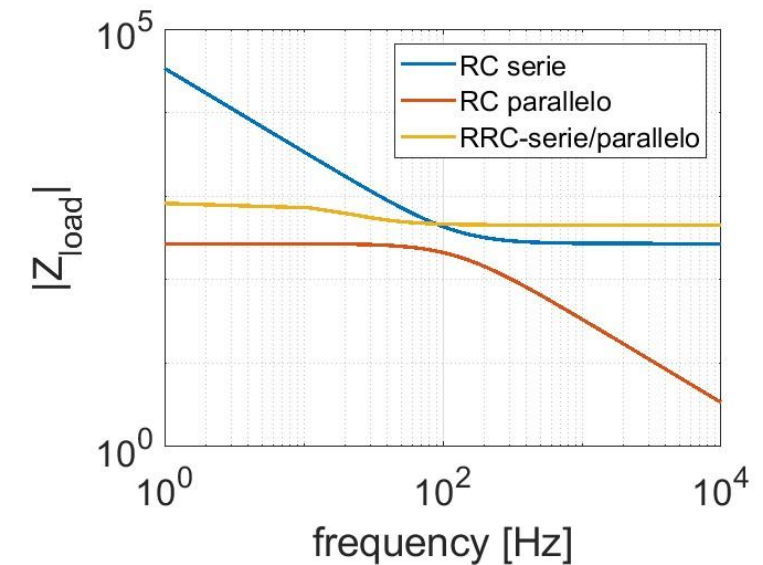
1. Studio e caratterizzazione sperimentale di circuiti RC, in configurazione serie e parallelo, come modelli elettrici elementari della bioimpedenza tessutale.



2. Realizzazione di un prototipo di impedenzometro su breadboard, interfacciato a una scheda di acquisizione NI myDAQ.



3. Misura sperimentale, per i circuiti RC realizzati, del modulo e della fase dell'impedenza in funzione della frequenza e confronto con le curve teoriche.



METODO DI MISURA

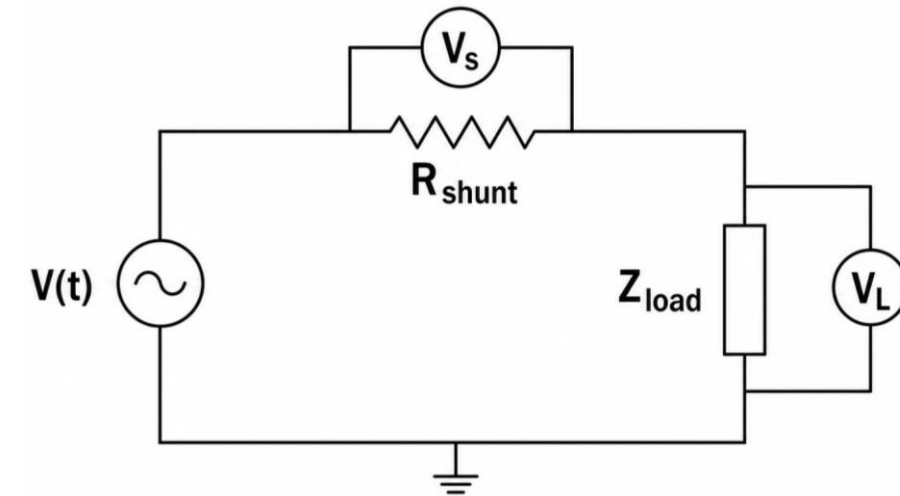
Per la stima dell'impedenza, Z_{load} , è stato utilizzato il **metodo Volt-Amperometrico** con resistenza di shunt (R_{shunt}).

La scheda acquisisce in modo sincrono le sequenze discrete $v_s[n]$ e $v_l[n]$

Per entrambe le sequenze si calcola la trasformata discreta di Fourier (DFT)
 $\rightarrow V_s[k]$ e $V_L[k]$

La DFT della corrente viene calcolata attraverso la formula $I[k] = \frac{V_s[k]}{R_{shunt}}$

Per la frequenza f_0 associata al bin $k_0 \rightarrow \hat{Z}(f_0) = \frac{V_L[k_0]}{I[k_0]}$

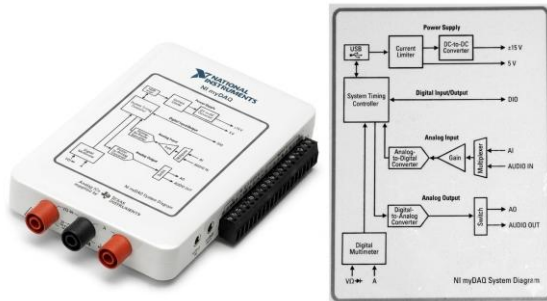
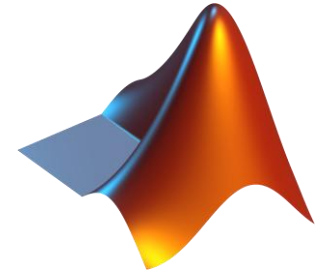


$$|Z(f_0)| = R_{shunt} \frac{|V_L[k_0]|}{|V_s[k_0]|}$$

$$\varphi_Z(f_0) = \arg(V_L[k_0]) - \arg(V_s[k_0])$$

Ambiente software: MATLAB

- genera un segnale sinusoidale di ampiezza e frequenza programmabili, utilizzato come eccitazione del circuito ($v(t)$)
- invia il segnale alla scheda NI myDAQ tramite il canale di uscita analogica



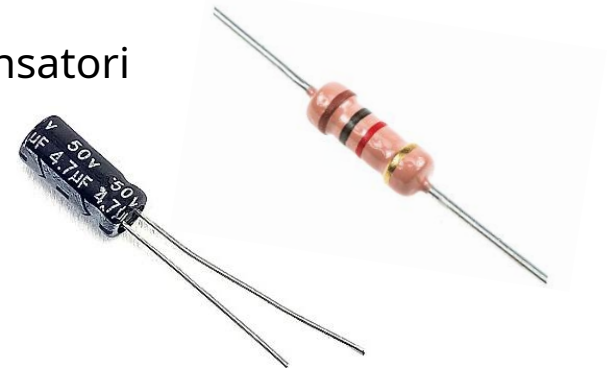
Hardware di misura: scheda NI myDAQ

- Funge da interfaccia tra PC e circuito
- Presenta due canali di ingresso analogico (**AI0, AI1**)
- Possiede due canali di uscita analogica (**AO-0, AO-1**)

Circuito di misura

I circuiti che vengono implementati sulla breadboard si compongono di resistori e condensatori elettrolitici:

- $R = 1\text{ k}\Omega$
- $R = 820\ \Omega$
- $R = 270\ \Omega$
- $C = 4.7\ \mu\text{F}$



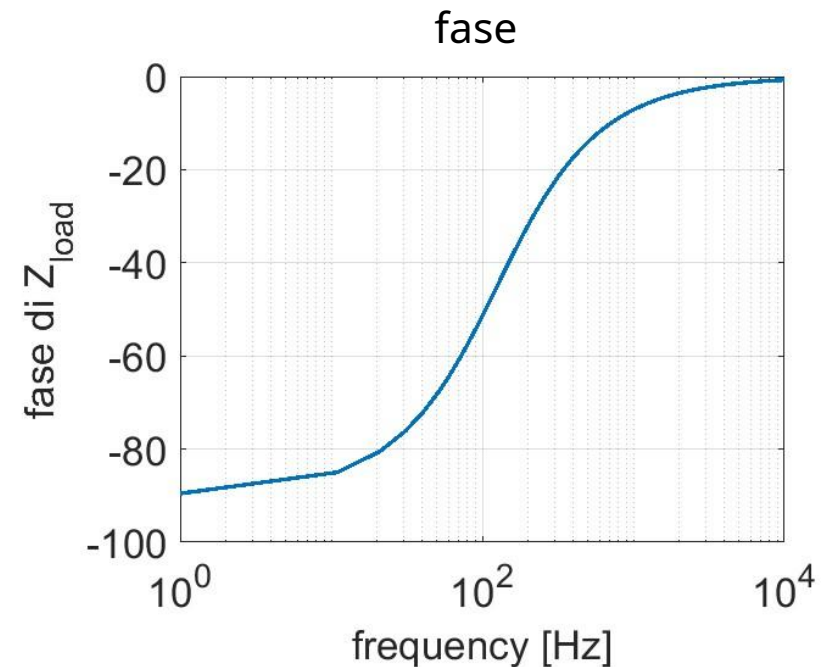
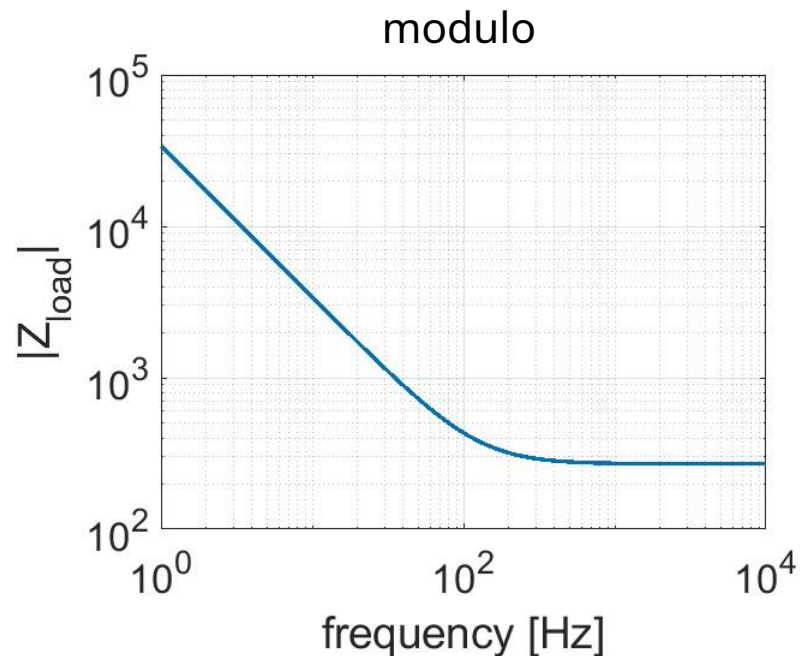
RC SERIE

- Predisposizione del circuito di misura
- Visualizzazione tramite MATLAB dell'andamento teorico dell'impedenza

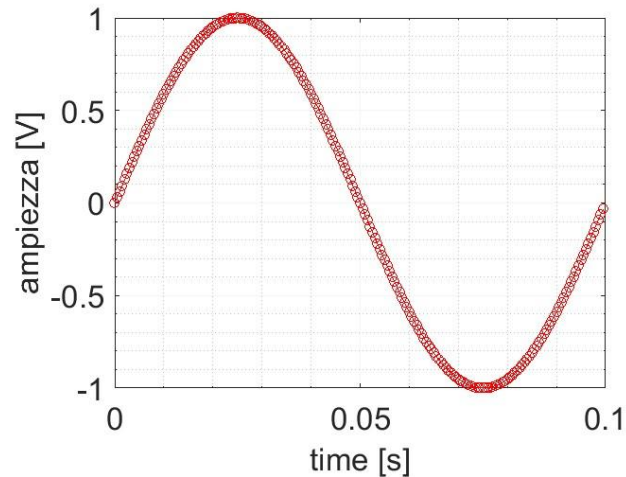
$$\begin{aligned}R_{shunt} &= 1 \text{ k}\Omega \\ R_{load} &= 270 \text{ }\Omega \\ C_{load} &= 4.7 \text{ }\mu\text{F}\end{aligned}$$

Andamento teorico:

$$Z_{serie} = R_{load} + \frac{1}{2\pi j f C_{load}}$$



Generazione del segnale di test



$$f_0 = [1, 10, 100, 1000] \text{ Hz}$$

$$V_0 = 1 \text{ V}$$

$$F_s = 200 * f_0 \rightarrow \text{sovracampionamento}$$

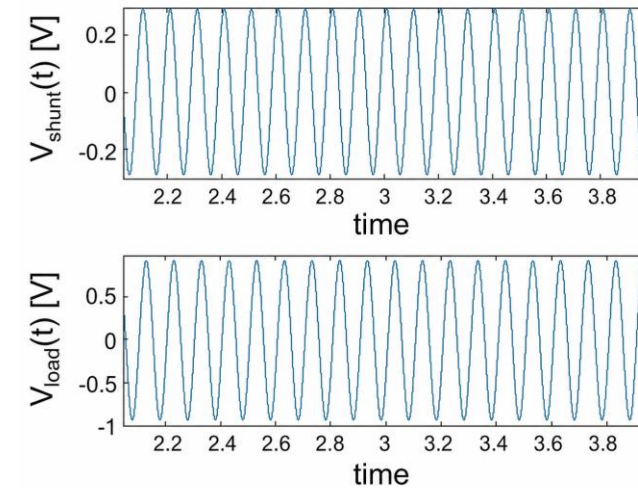
$$T_0 = 1/f_0$$

$$N = \text{round}(T_0 * F_s)$$

$$t_n = (0:1:N-1)/F_s$$

$$v_g = V_0 * \sin(2 * \pi * f_0 * t_n)$$

Acquisizione del segnale



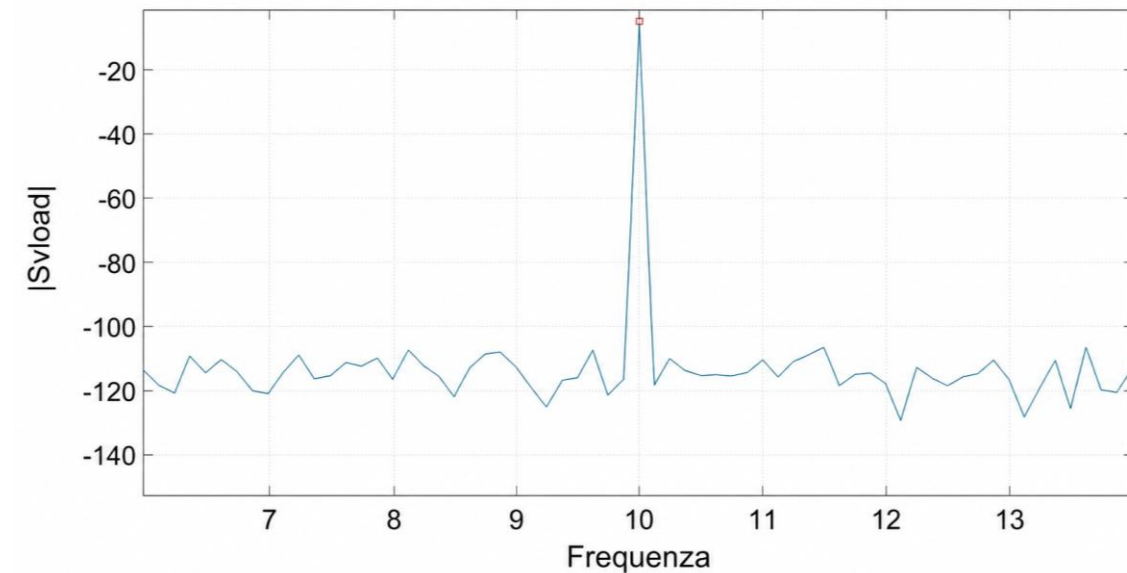
$$k = 200 \rightarrow \text{numero di periodi da generare per } v_g$$

$$\text{buffer} = \text{ repmat}(v_g, 1, k) \rightarrow \text{creo un segnale } v(t) \text{ continuo considerando } k \text{ periodi}$$

$\rightarrow$ invio il buffer all'uscita analogica (AO-0) e acquisisco i dati dagli ingressi analogici (AI0 e AI1)

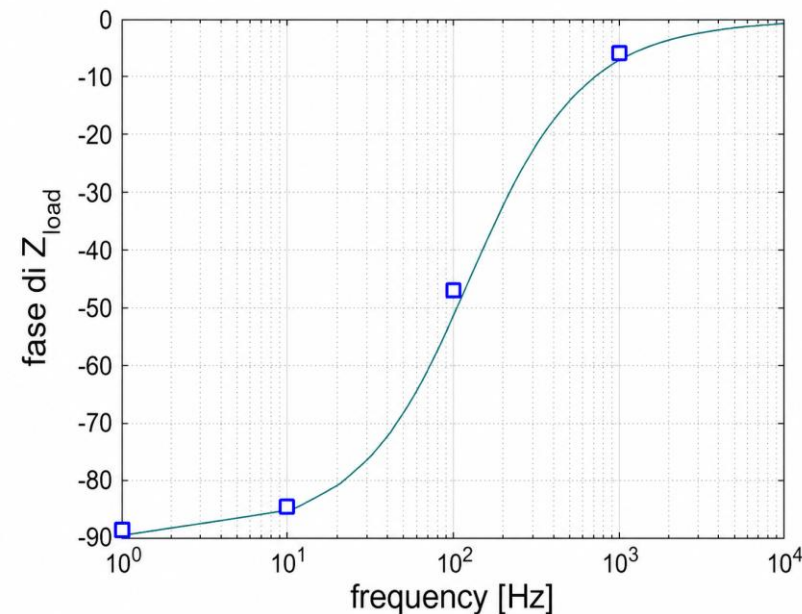
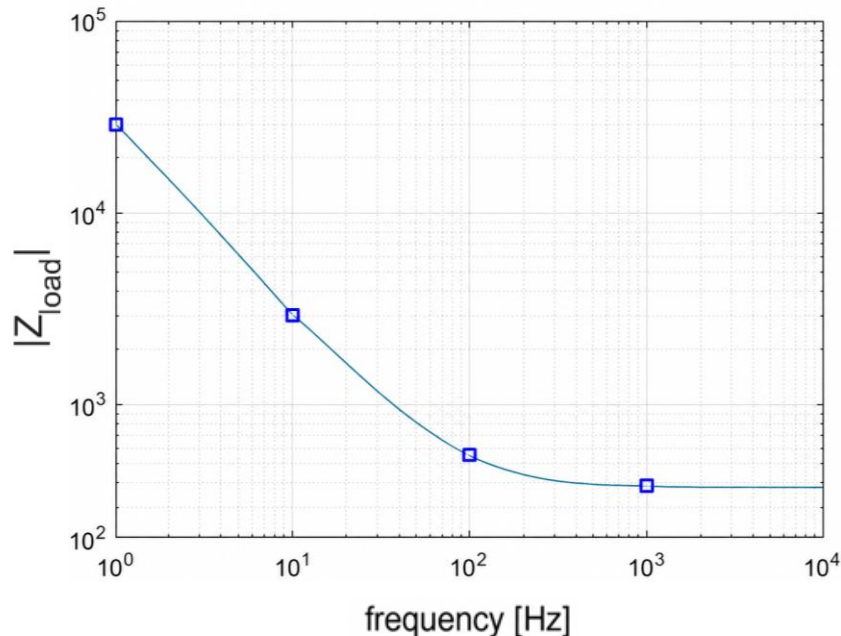
DFT E STIMA DI IMPEDENZA

- Scelta di una porzione stabile del segnale per l'analisi dello spettro
- Scelta della finestra di visualizzazione (T_w) in modo da:
 - contenere un numero intero di periodi
 - avere una buona risoluzione in frequenza
- Calcolo della DFT dei 2 segnali di tensione ($v_{shunt}(t)$, $v_{load}(t)$)
 - $V_S[k]$, $V_L[k]$
- Ricerca dell'indice k_0 in cui gli spettri presentano ampiezza massima
 - picco a frequenza f_0



DFT E STIMA DI IMPEDENZA

- Estrazione dei valori complessi degli spettri a f_0
- Stima del valore dell'impedenza alla frequenza $f_0 \rightarrow Z_{load}(f_0) = R_{shunt} * \frac{V_L[k_0]}{V_S[k_0]}$
- Calcolo del modulo e della fase di $Z_{load}(f_0)$
- Applicazione dello stesso procedimento per tutti i diversi valori di $f_0 \rightarrow$ stima completa dell'impedenza

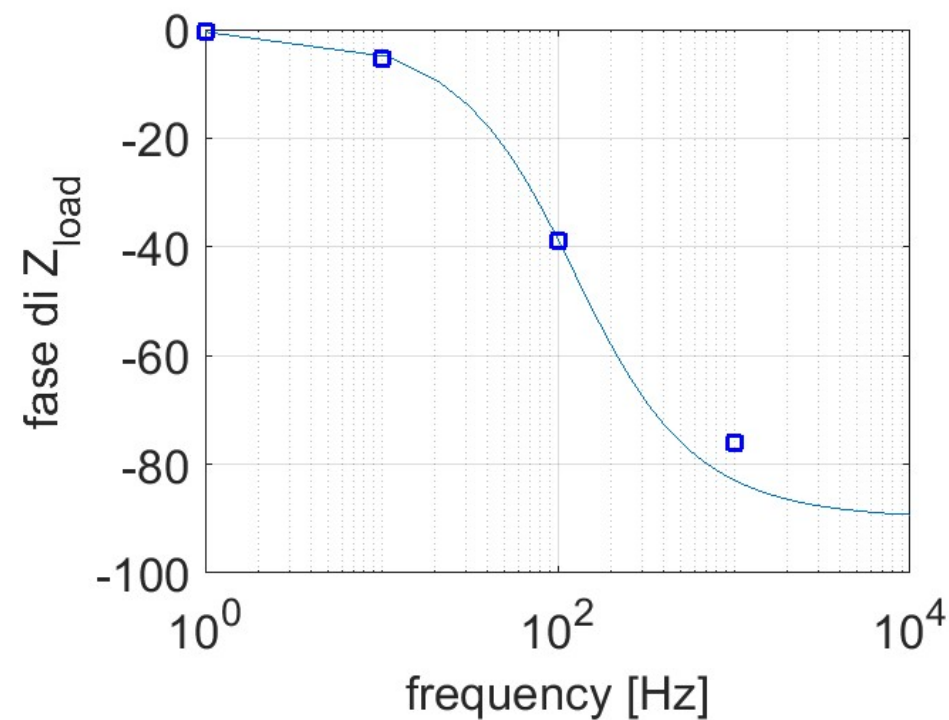
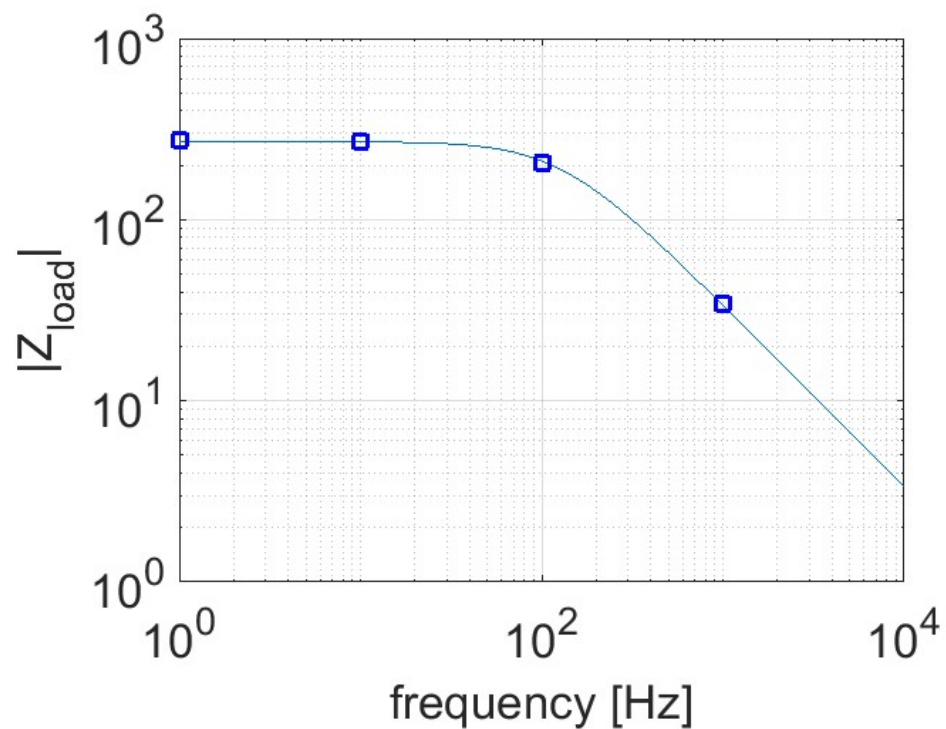


RC PARALLELO

$$\begin{aligned} R_{shunt} &= 1 \text{ k}\Omega \\ R_{load} &= 270 \Omega \\ C_{load} &= 4.7 \mu\text{F} \end{aligned}$$

Andamento teorico:

$$Z_{parallelo} = \frac{R_{load}}{1 + 2\pi j f R_{load} C_{load}}$$



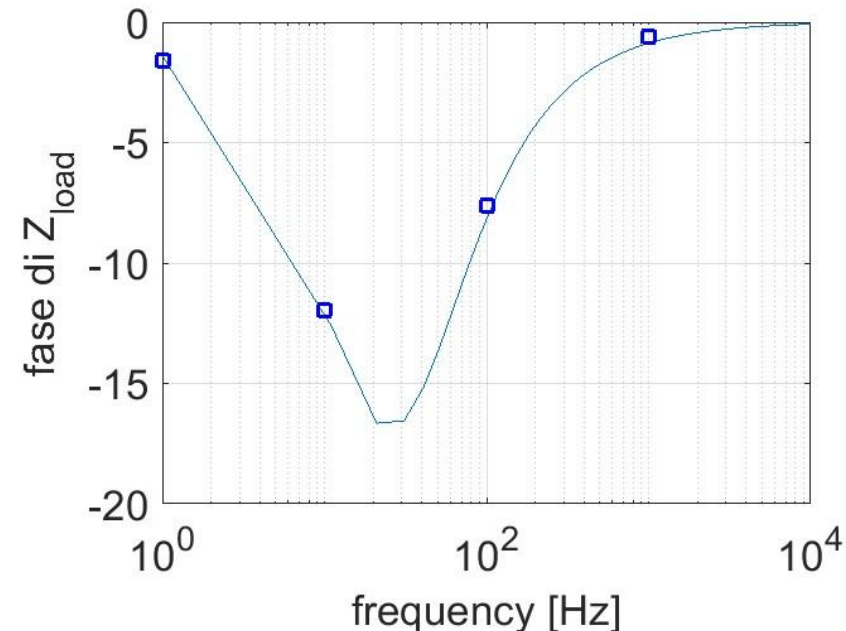
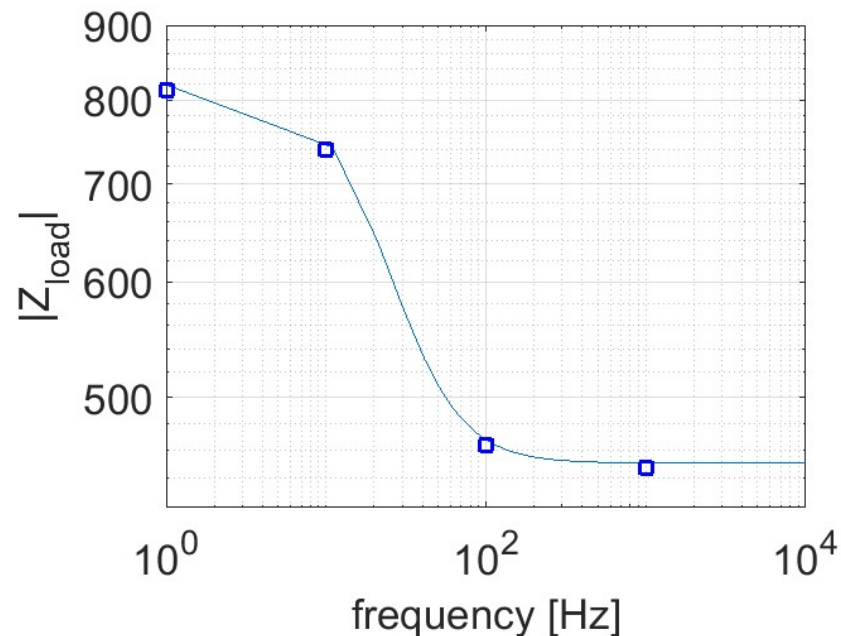
RRC-SERIE/PARALLELO

Modello di Cole semplificato che integra una reattanza capacitiva in parallelo ad un ramo resistivo, permettendo di simulare in modo più realistico la struttura cellulare e il comportamento elettrico dei tessuti viventi.

$$\begin{aligned}R_{shunt} &= 270 \, \Omega \\ R_e &= 820 \, \Omega \\ R_i &= 1 \, k\Omega \\ C_m &= 4.7 \, \mu F\end{aligned}$$

Andamento teorico:

$$Z_{Cole} = \frac{R_e(1 + 2\pi j f R_i C_m)}{1 + 2\pi j f C_m(R_i + R_e)}$$



CONCLUSIONI

Risultati ottenuti

- Caratterizzazione sperimentale dell'andamento dell'impedenza (al variare della frequenza) conforme con i modelli teorici analizzati.
- Realizzazione di un prototipo efficace per la stima sperimentale della bio-impedenza.

Limiti progettuali

- Misure eseguite su circuiti equivalenti e non su tessuti biologici reali.
- Limitazioni legate alla scheda NI myDAQ.
- Numero limitato di frequenze da poter investigare.

Sviluppi futuri

- Caratterizzazione spettrale più completa.
- Miglioramento dell'elettronica di misura.
- Realizzazione di dispositivi wearable per il monitoraggio diretto di parametri fisiologici.



ECG



Idratazione



Temperatura



Respirazione

