

Pletismografia ad impedenza elettrica

Corso di Fenomeni Bioelettrici

Ing. Michael Pieroni

Email [michaelpieroni\(at\)hotmail.it](mailto:michaelpieroni(at)hotmail.it)

9 dicembre 2014

Definizioni

Pletismografia per impedenza elettrica è un metodo di stima di parametri associati al funzionamento **dell'apparato cardio-vascolare e/o composizione di porzioni di corpo.**

In entrambi i casi il principio di funzionamento è quello di valutare la **variazione (misura relativa)** **dell'impedenza elettrica** a livello toracico e/o di altre sezioni corporee

Proprietà

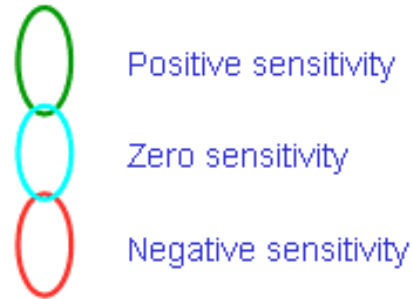
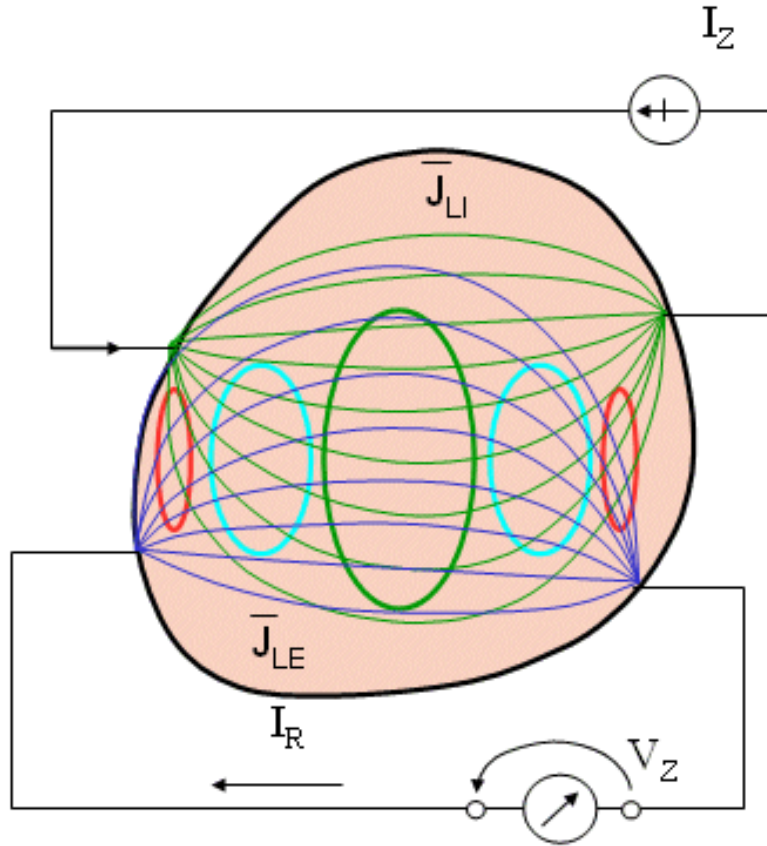
- Semplice
- Facilmente riproducibile
- Non invasiva (indicata per bambini, donne incinte, pazienti durante il ricovero)
- **Variazioni d'impedenza dell'ordine del 3%**
- Frequenze di stimolazione 20-100 kHz

Principio di funzionamento

- Sangue è buon conduttore di energia elettrica
- Una regione corporea (conducibilità σ_c) che viene irrorata dal sangue (σ_s) subisce una diminuzione della sua impedenza complessiva se $\sigma_c < \sigma_s$

In casi pratici dobbiamo riferirci ad una certa porzione di corpo (volume v) e alla sua variazione nel tempo della conducibilità $\Delta\sigma = \sigma(t_1) - \sigma(t_0)$ indotta dalla variazione di flusso sanguineo e misurabile come variazione di impedenza ΔZ

Lead Field Theory [Geselowitz (1971)]



$$Z = \int_v \frac{1}{\sigma} \bar{J}_{LE} \bullet \bar{J}_{LI} dv \quad (25.2)$$

the macroscopic resistivity Z (impedance per unit volume) is derived from the spatial distribution of conductivity σ weighted by the dot product of the lead fields of the current and voltage electrodes.

Teoria del Lead Field fu proposta per prima da Richard McFee and Franklin D (1953) ed adattata da Geselowitz per applicazioni di bioelettromagnetismo

For more information: <http://www.bem.fi/book/25/25.htm>

Lead Field Theory [Geselowitz (1971)]

$$\Delta Z = \int_v \frac{1}{\Delta \sigma} \bar{J}_{LE}(t_0) \cdot \bar{J}_{LI}(t_1) d^3v$$

ΔZ = impedance change [Ω/m^3]

t_0, t_1 = time instants

$\Delta \sigma$ = conductivity change between the two time instants [$S/m = 1/\Omega \cdot m$]

\bar{J}_{LE} = lead field of the voltage measurement electrodes for unit reciprocal current [$1/m^2$]

\bar{J}_{LI} = lead field of the current feeding electrodes for unit current [$1/m^2$]

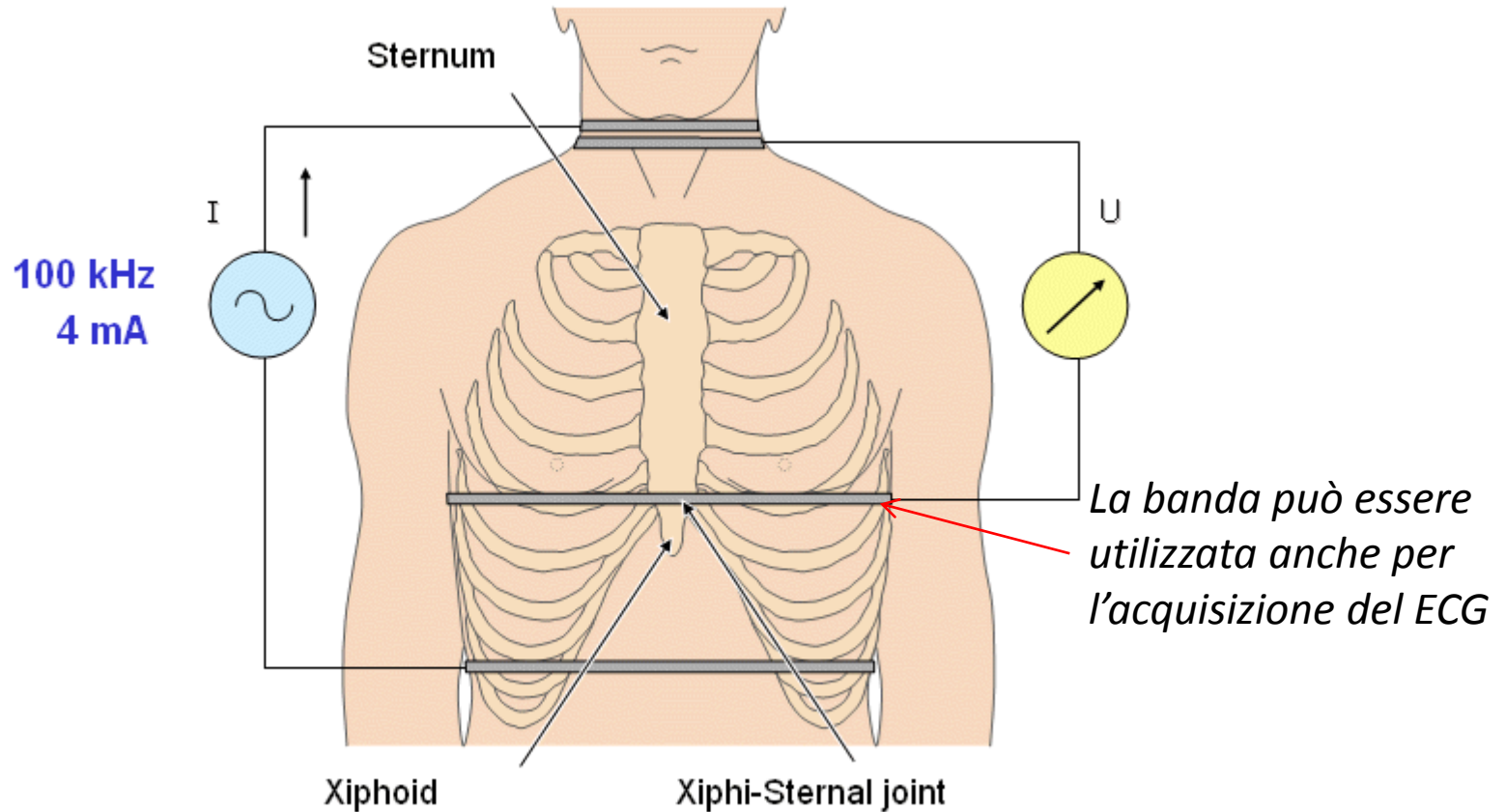
v = volume [m^3]

Condizioni di validità:

- Due elettrodi immettono corrente (J_{LI}), due altri elettrodi prelevano tensione (J_{LE})
- Conduttore non omogeneo con conducibilità che varia nel tempo

Se la misura non viene fatta utilizzando metodo a quattro punte J_{LE} coincide con J_{LI} e la misura viene falsata dalla presenza dell'impedenza degli elettrodi

Impedenza Toracica

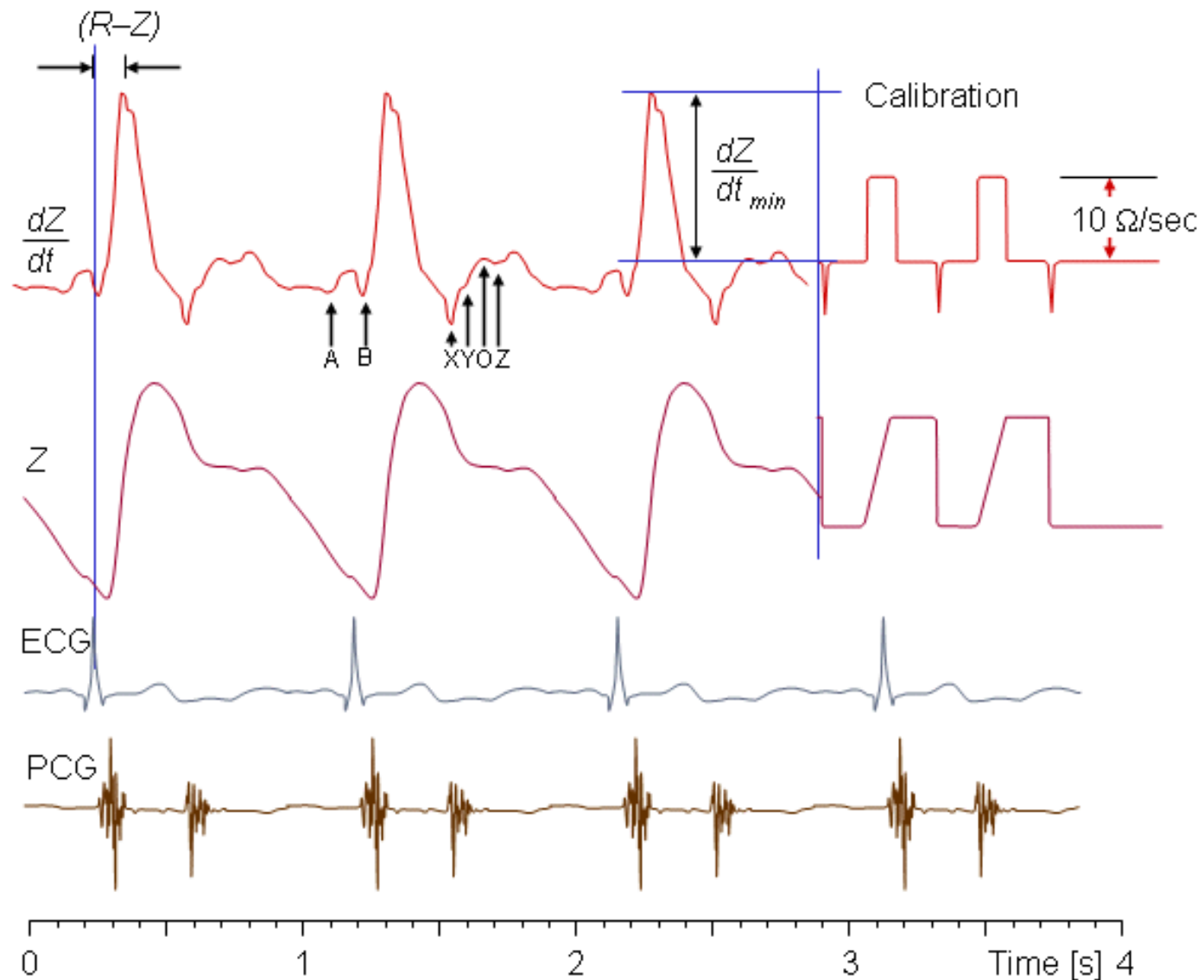


- Frequenze di stimolazioni 20-100 KHz

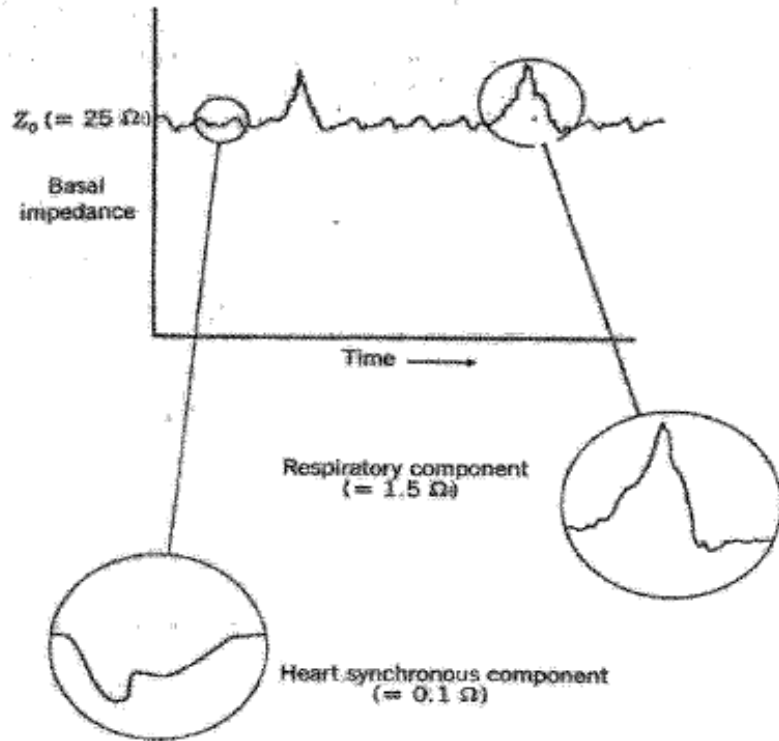
(utile per 'selezionare' il contributo del solo sangue, a 1 KHz la resistività del sangue è circa $1.6 \Omega\text{m}$ e quella dell'osso circa $170 \Omega\text{m}$)

- Correnti iniettate $10 \mu\text{A}$ - 10mA
- Misura a quattro punte

Impedenza Toracica



Impedenza Toracica



Tre sorgenti di segnale:

1. Impedenza basale (Z_0)
 $\sim 25 \Omega$
2. Attività Respiratoria $\sim 1-2 \Omega$
3. Attività Cardiaca $\sim 0.1 \Omega$

Impedenza Toracica

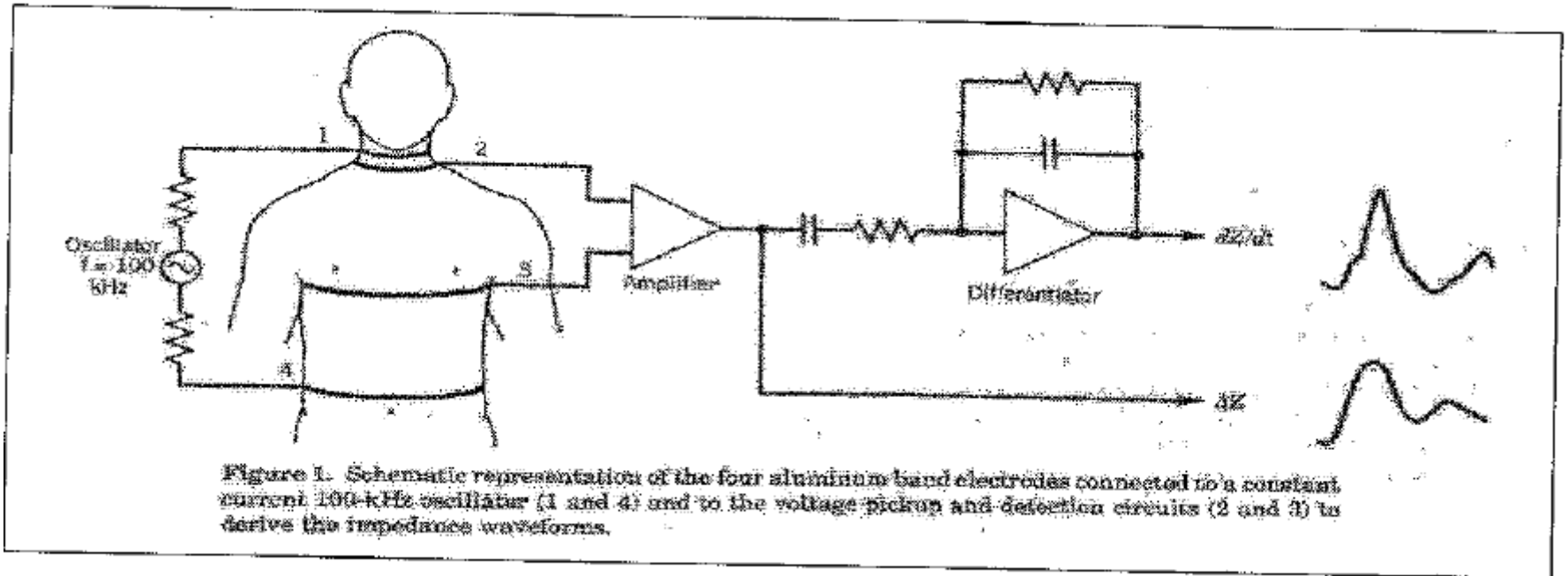


Figure 1. Schematic representation of the four aluminum band electrodes connected to a constant current 100-kHz oscillator (1 and 4) and to the voltage pickup and deflection circuits (2 and 3) to derive the impedance waveforms.

Metodo di misura a 2 punte

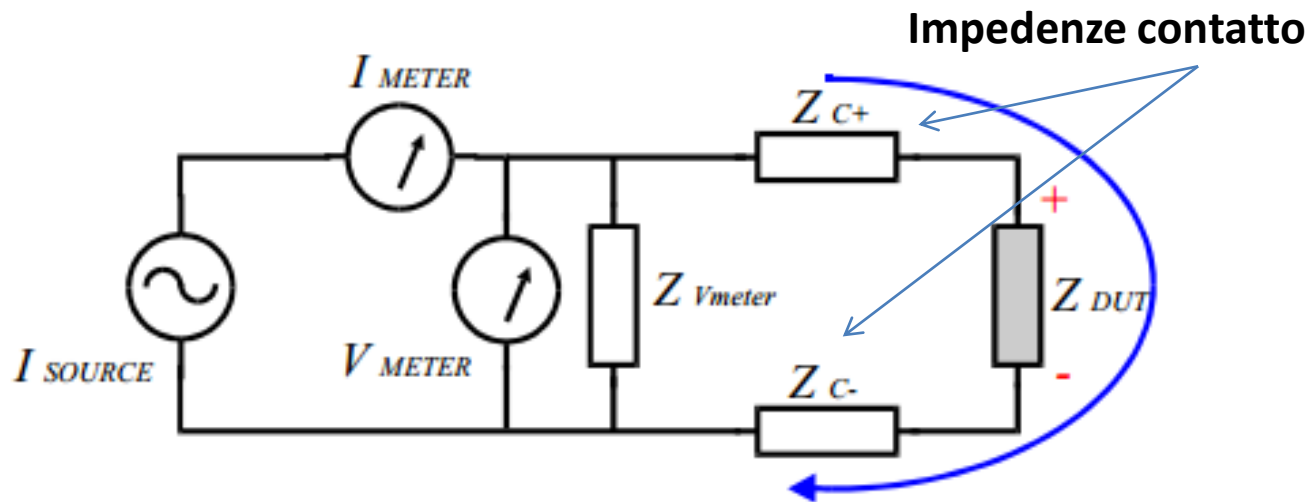
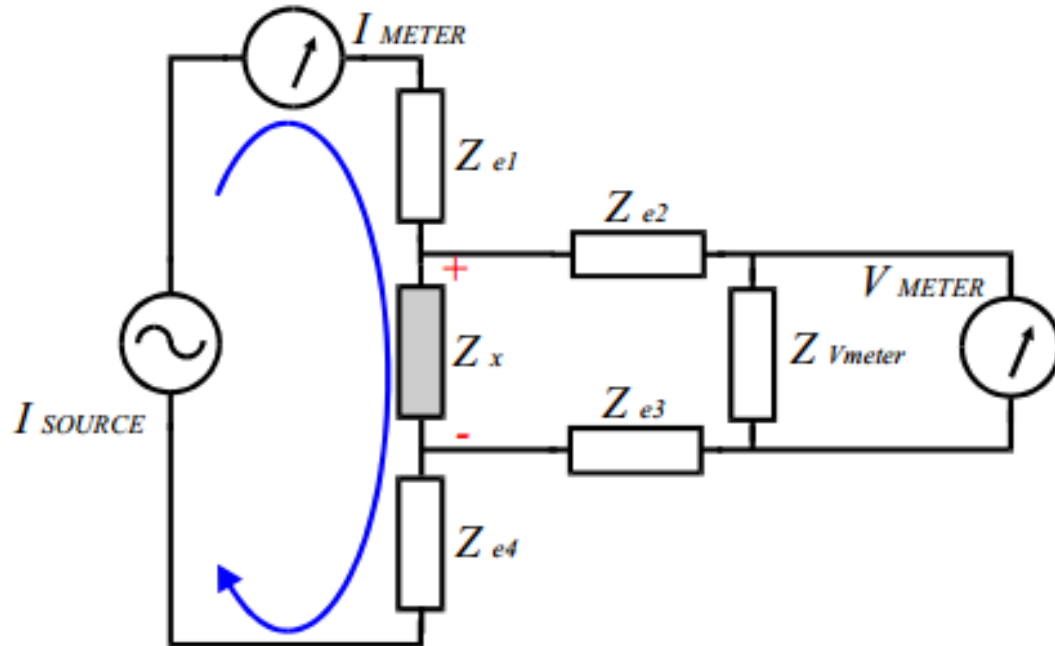


Figure 3.1. Schematic representation of the two-electrode method.

Metodo di misura a 4 punte

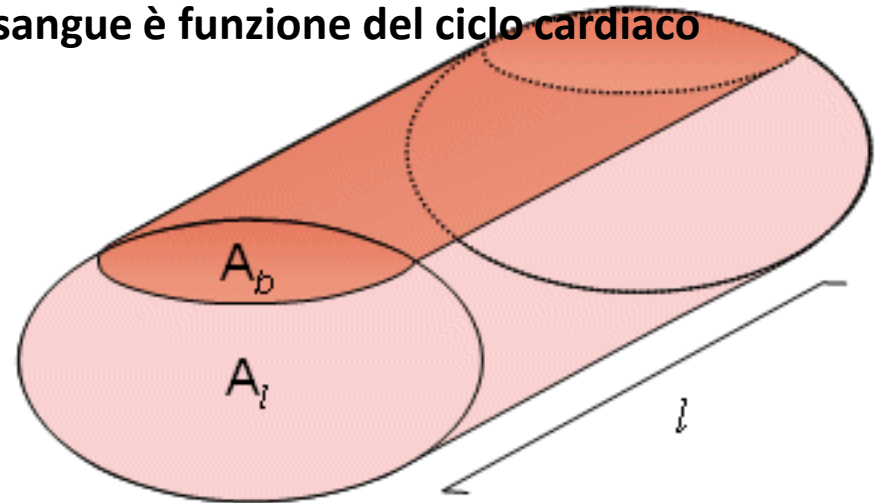


In principio $Z_{Vmeter} \rightarrow \infty$

In realtà problemi a basse frequenze per bias di tensione introdotto da impedenza elettrodi e tensione d'interfaccia . Serve alto CMRR

Modello di impedenza toracica

Paziente non respira $V=cost$ e componente relativa al respiro è nulla, invece il volume sangue è funzione del ciclo cardiaco



Obiettivo: associare il cardiac stroke volume (SV) alla variazione d'impedenza

1) Impedenza totale (da modello)

$$Z = \frac{Z_b Z_t}{Z_b + Z_t}$$

Z = longitudinal impedance of the model

Z_b = impedance of the blood volume

Z_t = impedance of the tissue volume

Modello di impedenza toracica

2) Relazione tra variazione impedenza totale (Z) e variazione impedenza dovuta al diverso volume di sangue (Z_b)

$$dZ = \frac{Z^2}{Z_b} dZ_b$$

3) Espressione che lega la Z_b ai parametri geometrici

$$Z_b = \frac{\rho_b l}{A_b}$$

ρ_b = blood resistivity

A_b = cross-section of the blood area

l = length of the thorax model

Modello di impedenza toracica

4) Relazione tra variazione del **volume di sangue** (v_b) e variazione Z_b

$$dv_b = d(LA_b) = -\frac{\rho_b l^2}{Z_b^2} dZ_b$$

v_b = blood volume

5) Relazione tra variazione del **volume di sangue** (v_b) e variazione dell'impedenza misurata Z

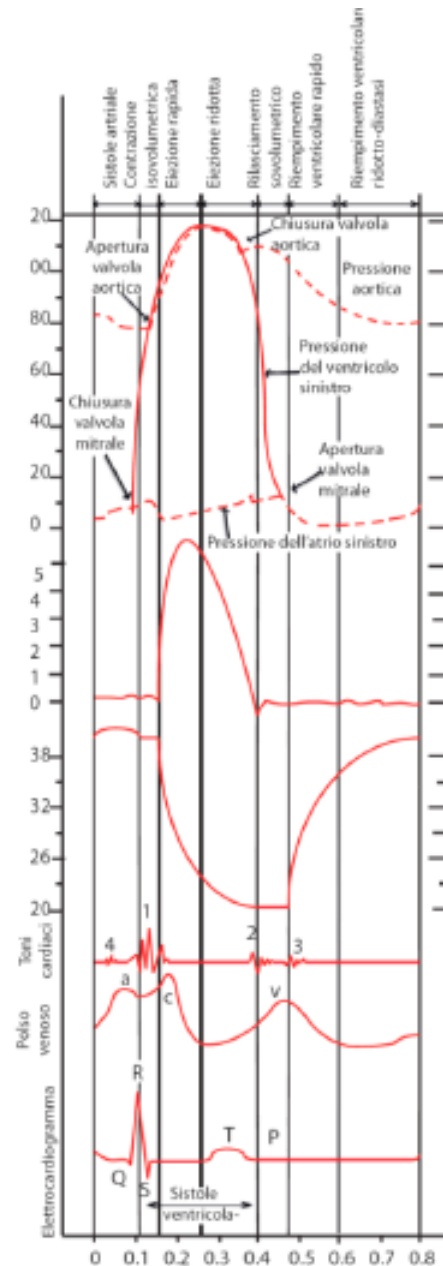
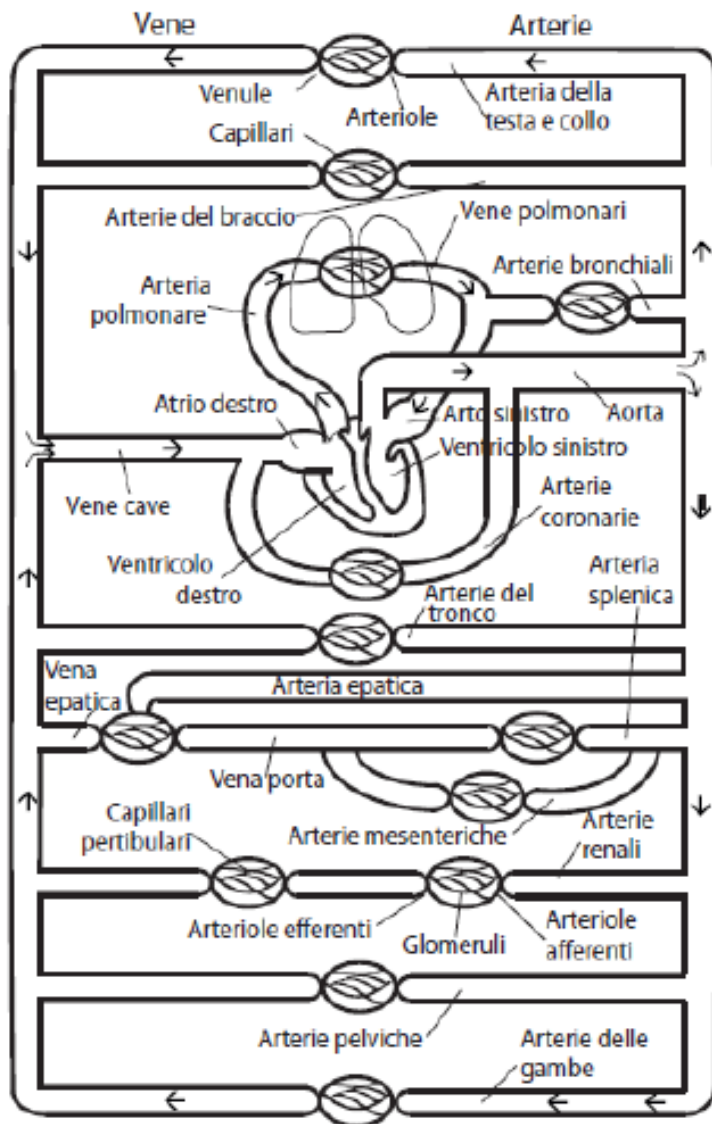
$$dv_b = -\frac{\rho_b l^2}{Z^2} dZ$$

6) Relazione lo **stroke cardiaco** SV ($=dv_b$) e variazione **dell'impedenza misurata** Z [Equazione di Kubichek (1966)]

$$SV = -\rho L^2 dZ / Z^2$$

$$\rho = \rho_b \approx 160 \Omega \text{cm}$$

Modello di impedenza toracica



Modello di impedenza toracica

E' necessario:

- Trovare $\Delta Z/\Delta t$ per Δt scelto con accuratezza per far corrispondere valore calcolato per ΔV allo SV
- Variazione impedenza toracica è affetta da molti fattori, questo modello considera 2 contributi:
 1. Cambiamento di velocità del sangue nei tessuti tra gli elettrodi (fattore predominante in sistole- > diminuzione impedenza toracica [$\Delta Z \downarrow$])
 2. Cambiamento di volume del sangue nei tessuti tra gli elettrodi (fattore predominante in diastole- > aumento impedenza toracica [$\Delta Z \uparrow$])

Riassumendo : misurando l'impedenza toracica come descritto in precedenza, in diastole Z toracica diminuisce (per aumento velocità sangue nei tessuti) e Z aumenta durante la fase di diastole (per aumento volume di sangue nei tessuti).

Assunzioni:

- **Soggetto in apnea**, il volume toracico è costante.
- Si calcola la variazione d'impedenza ΔZ come se non ci fosse sangue che esce dai polmoni durante la sistole. Visto che **durante la sistole** una parte del volume di sangue (pari a SV) va dal ventricolo dx al polmone per poi tornare all'atrio sinistro e parte del sangue dell'aorta torna nell'atrio sx.

Modello di impedenza toracica

1) Definire derivata dell'impedenza

$$\frac{\Delta Z}{\Delta t} = f'(Z)$$

2)

Assuming that Δt equals the ejection time t_e , ΔZ can be determined from equation

$$\Delta Z = f'(Z) \cdot t_e$$

Modello di impedenza toracica

3) **Assunzione:** la variazione d'impedenza ΔZ può essere determinata moltiplicando il **tempo di eiezione** per la **pendenza massima (valori negativi)** dell'andamento assunto da dZ/dt durante l'eiezione

Absolute value

$$SV = \rho_b \frac{l^2}{Z^2} \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\text{Max}} \cdot t_e$$

SV = stroke volume [ml]

ρ_b = resistivity of the blood [$\Omega \cdot \text{cm}$]

l = mean distance between the inner electrodes [cm]

Z = mean impedance of the thorax [Ω]

$\left(\frac{dZ}{dt} \right)_{\text{Max}}$ = absolute value of the maximum deviation of the first derivative signal during systole [Ω/s]

t_e = ejection time [s]

Absolute value

Modello di impedenza toracica

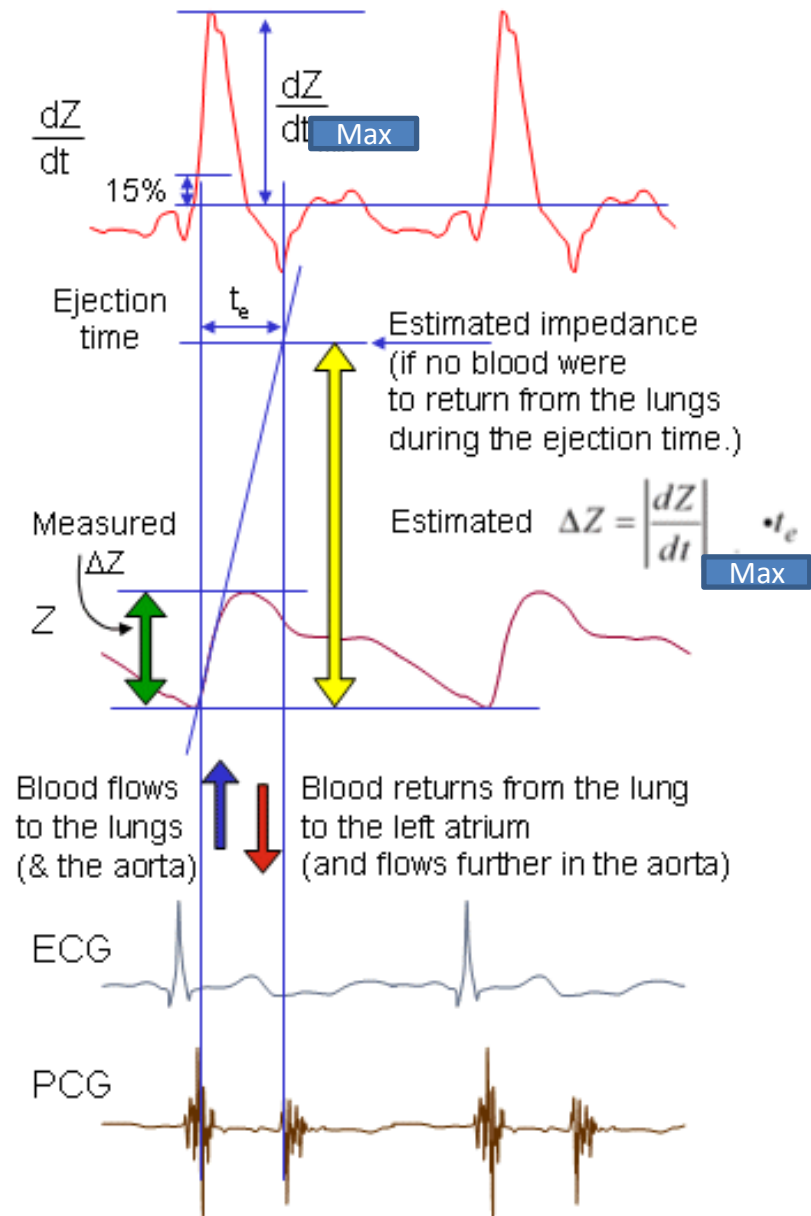
$$SV = \rho_b \frac{l^2}{Z^2} \left| \frac{dZ}{dt} \right|_{\text{Max}} \cdot t_e$$

Absolute value

Max

The ejection time can be determined from the first-derivative impedance curve with the help of the phonocardiogram or carotid pulse.

The resistivity of the blood is of the order of 160 Ωcm. Its value depends on hematocrit,



Modello di impedenza toracica

Il modello bi-compartmentale proposto :

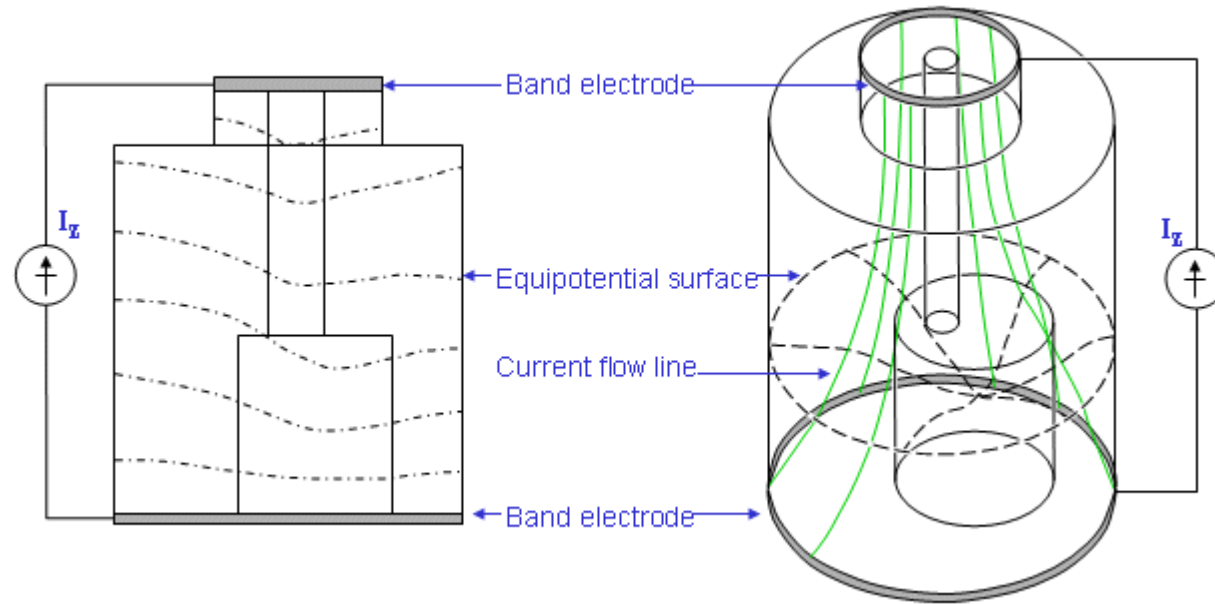
-è semplice

-permette di ricavare facilmente il parametro d'interesse (SV)

Ma ha delle grosse limitazioni:

la trattazione NON tiene conto della variazione di volume nella vena cava, negli atri e nei ventricoli, nell'aorta, nella muscolatura cardiaca e nei polmoni, e della variazione di conducibilità del sangue durante la fase di ossigenazione

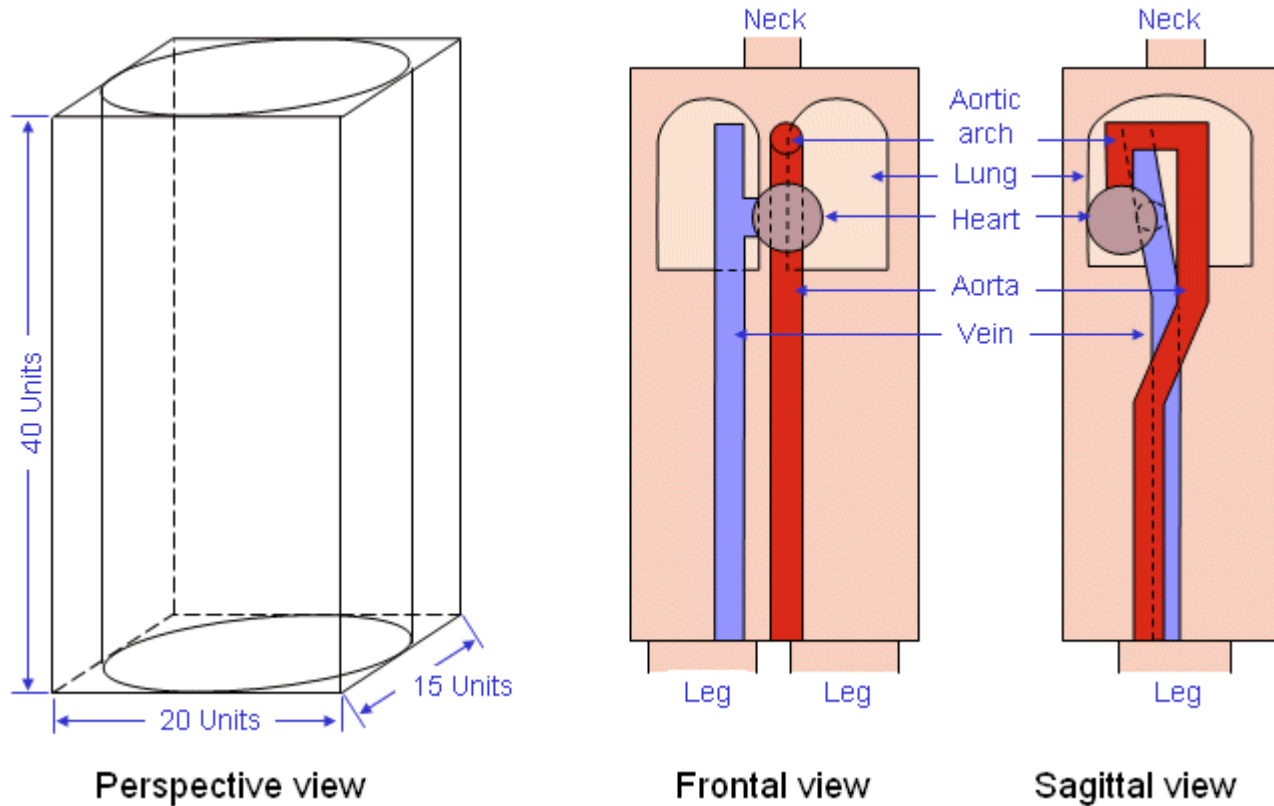
Impedenza toracica: origine del segnale



Kinnen et al. (1964) constructed a **cylindrical thorax model** to investigate the origin of the impedance signal). The **inner cylinder** represents the blood volume of the heart and the primary arteriovenous system of the thorax. The **medium outside** the inner cylinder represented the lungs. In this model, the computed resistance for **the inner cylinder was 495 Ω** and for the interspace 32 Ω . These values indicated that most of the current flux would tend to travel through the model's lungs so that the origin of the impedance signal should be based primarily on the right ventricle.

This is consistent with observations in patients with septal defects (Lababidi et al., 1971). In these patients the cardiac output, measured by impedance plethysmography, correlates well with the blood flow in the pulmonary circulation.

Impedenza toracica: origine del segnale



Sakamoto et al. (1979) constructed an **anatomically more realistic model** in which changes in vena cava, heart, lungs, aorta, and torso shape were investigated. The model permits an examination of the effect of conductivity changes of component structures on the measured impedance. **The weakness in this work is that one does not know what quantitative changes in conductivity are brought about as a result of real or simulated blood circulation.**

Impedenza toracica: origine del segnale

Il grosso limite di questo metodo di misura è che il segnale d'impedenza elettrica è soggetto a molte sorgenti d'influenza:

Table 25.1. Origin of the impedance signal in impedance cardiography

Contributing organ	Contribution
Vena cava and right atrium	+20%
Right ventricle	-30%
Pulmonary artery and lungs	+60%
Pulmonary vein and left atrium	+20%
Left ventricle	-30%
Aorta and thoracic musculature	+60%

Source: Penney (1986)

Inoltre :

- impedenza elettrodi** 10-100 K Ω vs 20 Ω di impedenza toracica
- valore resistività sangue varia in funzione dell'ematocrito

Pletismografia ad impedenza elettrica:

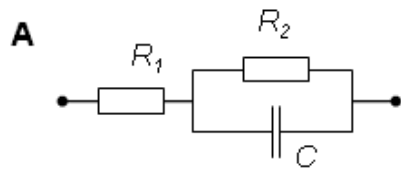
Altre applicazioni

1. Misura flussi sanguinei periferici

2. Misura flussi cerebrale

3. Studio impedenza tessutale

*resistivity of body organs varies about 100-fold from about **1.6 Ωm in blood** to about **170 Ωm in bone**. Within the soft tissues the variability is about 10-fold, with **about 20 Ωm in the lung and in fat**.*



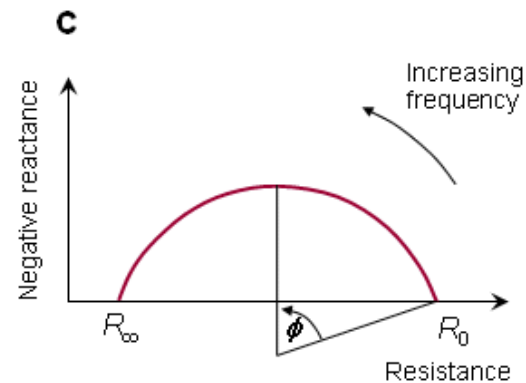
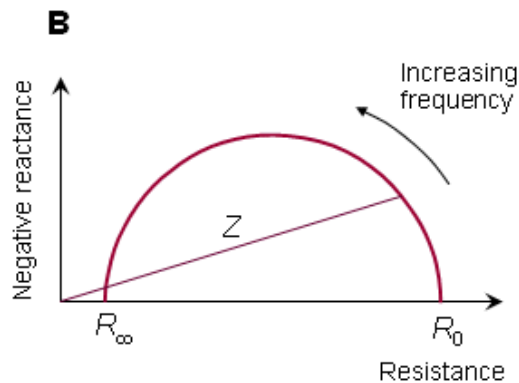
$$Z_f = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + j\omega\tau}$$

Z_f = impedance (as a function of frequency f)

R_0 = resistance at $f = 0$

R_∞ = resistance at $f = \infty$

τ = time constant (R_2C)



(A) Three-element model of tissue impedance exhibiting a single time constant.

(B) Cole-Cole plot for impedance with a single time constant.

(C) The depressed Cole-Cole plot.

Pletismografia ad impedenza elettrica: Altre applicazioni

4. Determinare la composizione corporea (Bioelectrical Impedance Analysis)

Current less than 1 mA rms at 50 kHz
frequency

With this method it is possible to estimate several parameters of the body composition such as **total body water**, *fat free mass*, **body cell mass**, and caloric consumption



Materiale didattico

Capitolo 25 “Impedance Plethysmography” di *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 1995.

Dispense professore De Rossi

Note dell'autore:.

*Per segnalare eventuali errori o per chiedere spiegazioni su argomenti poco chiari ,
contattare l'autore all'indirizzo email: [michaelpieroni\(at\)hotmail\(dot\)it](mailto:michaelpieroni@hotmail.it) utilizzando come
oggetto “LEZIONE PLETISMOGRAFIA”*