

Misure di pletismografia  
ad impedenza elettrica

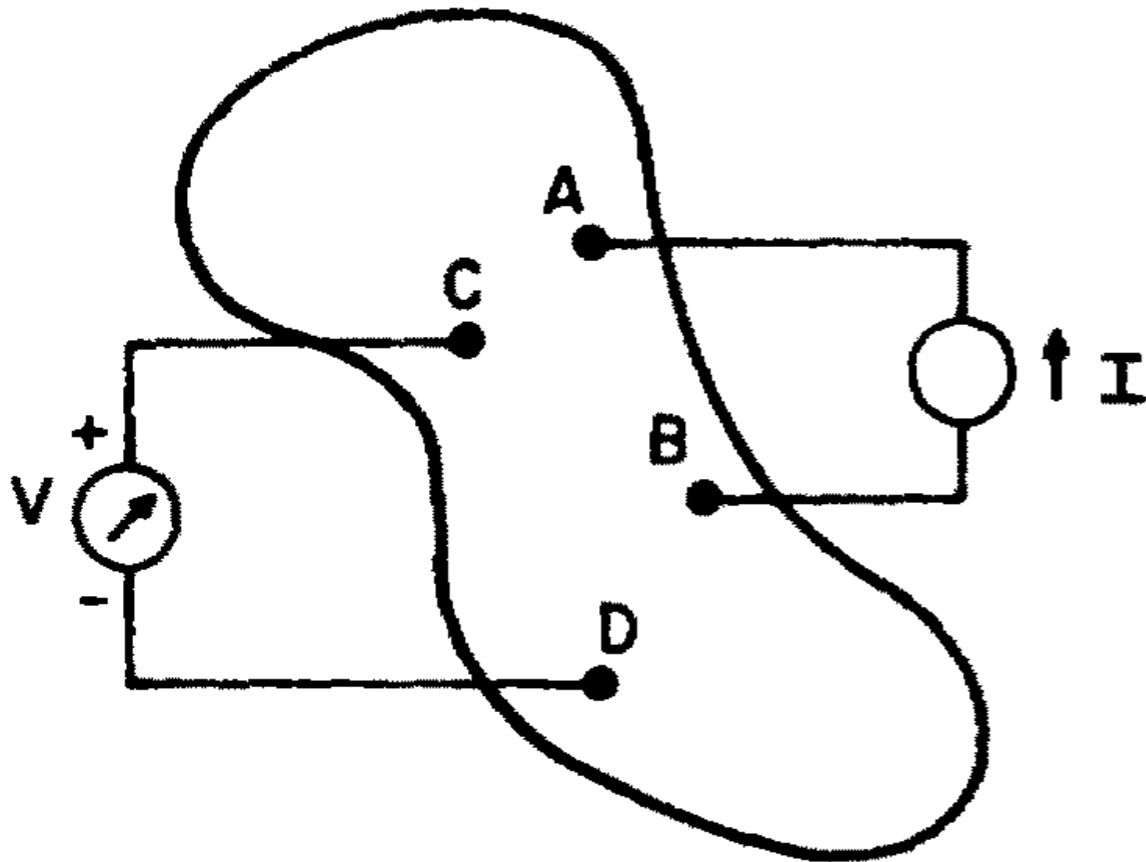
# Pletismografia ad impedenza

- Il monitoraggio cardiovascolare è generalmente eseguito tramite tecniche invasive che danno informazioni molto precise
  - cateterismo (portata, pressione....)
- Necessità di individuare tecniche alternative che permettano lo studio del sistema cardiovascolare in modo totalmente non invasivo e non pericoloso per i pazienti
- **Pletismografia ad impedenza elettrica**: metodo semplice e non invasivo che permette di acquisire in modo continuo importanti informazioni relative all'apparato cardiocircolatorio
  - Utilizzabile soprattutto quando si vuole misurare la variazione di una grandezza piuttosto che il suo valore assoluto
  - variazione di impedenza di una sezione di torace dovuta in gran parte al respiro ma anche all'attività cardiaca
  - In generale la **Pletismografia** riguarda il cambiamento di volume di un tessuto corporeo

# Pletismografia ad impedenza

- In che modo una sezione di tessuto può variare la propria impedenza nel tempo?
- Il corpo può essere trattato come un conduttore
- il sangue, rispetto ai tessuti, può essere considerato un buon conduttore elettrico
- Una diminuzione di impedenza può indicare che un certo volume di sangue è stato introdotto nella zona di interesse
- Ogni cambiamento di conducibilità di una regione del corpo produce nel segnale di impedenza una variazione proporzionale alla quantità di corrente che fluisce in quella regione

# Pletismografia ad impedenza



- Come si misura?

- 4 elettrodi
- Si inietta corrente tra due punti (A,B) (elettrodi di corrente)
- Si rileva tensione in altri due punti (C,D) (elettrodi di voltaggio)

$$V(t) = Z(t) I(t) \longrightarrow Z(t) = \frac{V(t)}{I(t)}$$

$I(t)$  -> correnti a diversa frequenza in modo da massimizzare la separazione tra diversi tessuti

# Pletismografia ad impedenza

- Considerando un volume  $V$  di conduttore la variazione di conducibilità  $\Delta\sigma$  tra due istanti di tempo  $t_0$  e  $t_1$  causerà una variazione di impedenza  $\Delta Z$
- La seguente equazione (GESELOWITZ, 1971) descrive la relazione tra variazione di conducibilità di un volume e variazioni di impedenza

$$\Delta Z = \int_V \frac{1}{\Delta\sigma} \bar{J}_{LE}(t_0) \bullet \bar{J}_{LI}(t_1) dV$$

$$L_\phi = \frac{-\nabla\phi}{I_\phi}$$

$$L_\psi = \frac{-\nabla\psi}{I_\psi}$$

$\Delta Z$  : variazione di impedenza ( $\Omega/m^3$ )

$t_0, t_1$  : istanti di tempo (s)

$\Delta\sigma$  : variazione di conducibilità tra i due istanti di tempo ( $S/m=1/\Omega m$ )

$J_{LE}$  : campo elettrico relativo alla misura del potenziale tra gli elettrodi per unità di corrente ( $1/m^2$ )

$J_{LI}$  : campo elettrico relativo alla quantità di corrente fornita per unità di corrente ( $1/m^2$ )

$V$  : volume ( $m^3$ )

# Pletismografia ad impedenza

- Considerando un volume  $V$  di conduttore la variazione di conducibilità  $\Delta\sigma$  tra due istanti di tempo  $t_0$  e  $t_1$  causerà una variazione di impedenza  $\Delta Z$
- La seguente equazione (GESELOWITZ, 1971) descrive la relazione tra variazione di conducibilità di un volume e variazioni di impedenza

$$\Delta Z = \int_V \frac{1}{\Delta\sigma} \bar{J}_{LE}(t_0) \bullet \bar{J}_{LI}(t_1) dV$$

$$L_\phi = \frac{-\nabla\phi}{I_\phi}$$

$$L_\psi = \frac{-\nabla\psi}{I_\psi}$$

$\Delta Z$  : variazione di impedenza ( $\Omega/m^3$ )

$t_0, t_1$  : istanti di tempo (s)

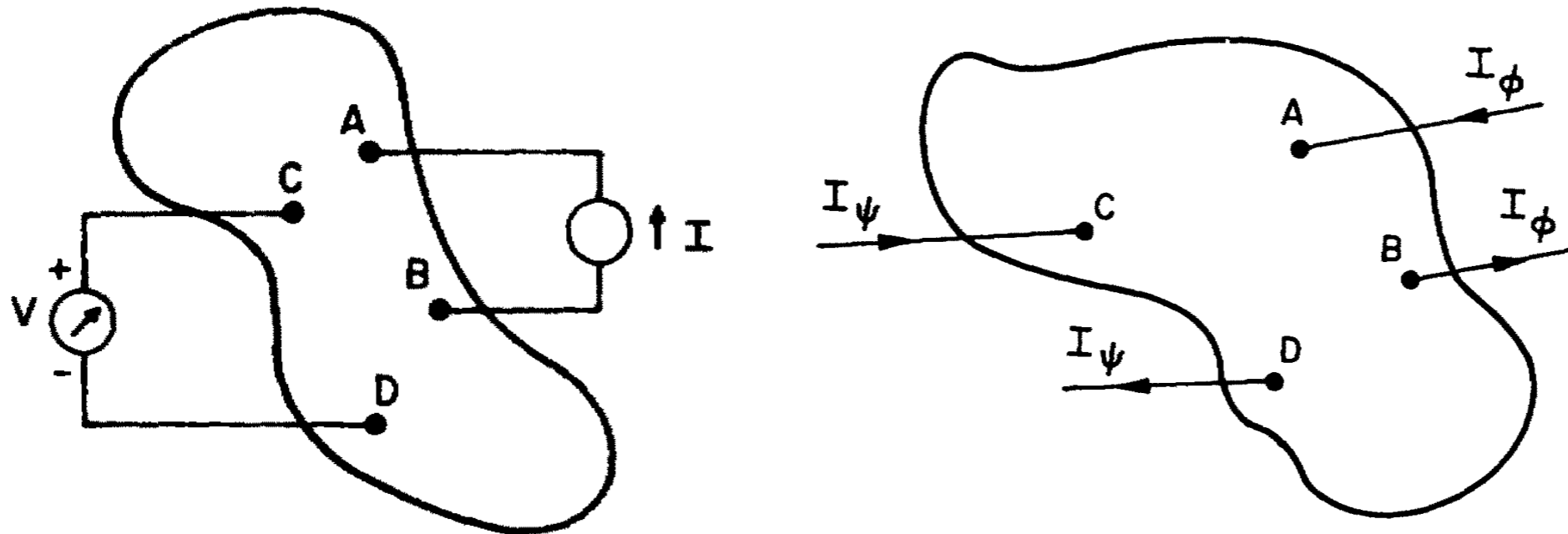
$\Delta\sigma$  : variazione di conducibilità tra i due istanti di tempo ( $S/m=1/\Omega m$ )

$J_{LE}$  : campo elettrico relativo alla misura del potenziale tra gli elettrodi per unità di corrente ( $1/m^2$ )

$J_{LI}$  : campo elettrico relativo alla quantità di corrente fornita per unità di corrente ( $1/m^2$ )

$V$  : volume ( $m^3$ )

# Pletismografia ad impedenza



$$L_\phi = \frac{-\nabla\phi}{I_\phi}$$

Lead fields

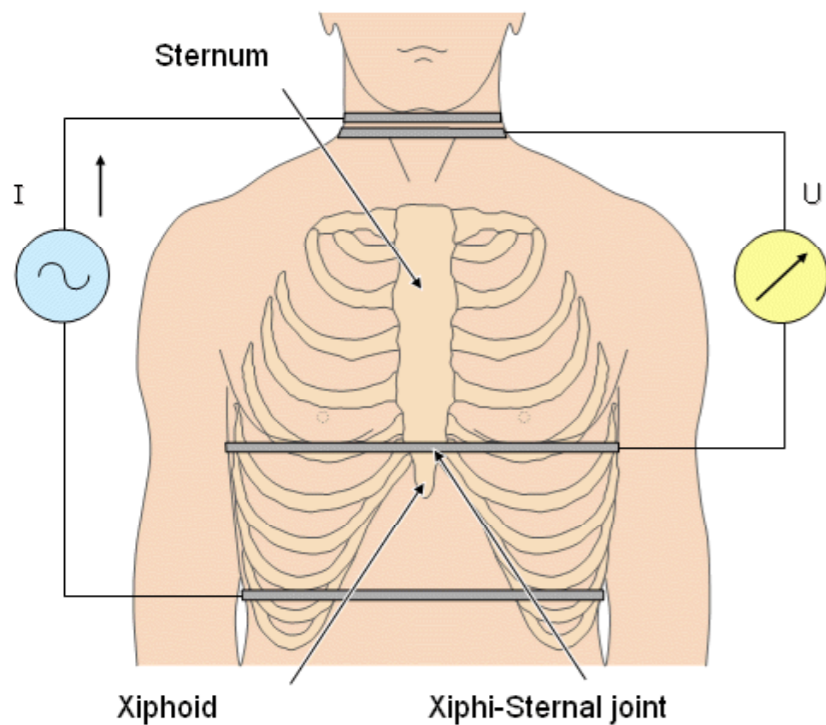
$$L_\psi = \frac{-\nabla\psi}{I_\psi}$$

$$I_\phi \rightarrow \phi_{CD} \quad \text{imposta tra A e B}$$

$$I_\psi \rightarrow \psi_{AB} \quad \text{imposta tra C e D}$$

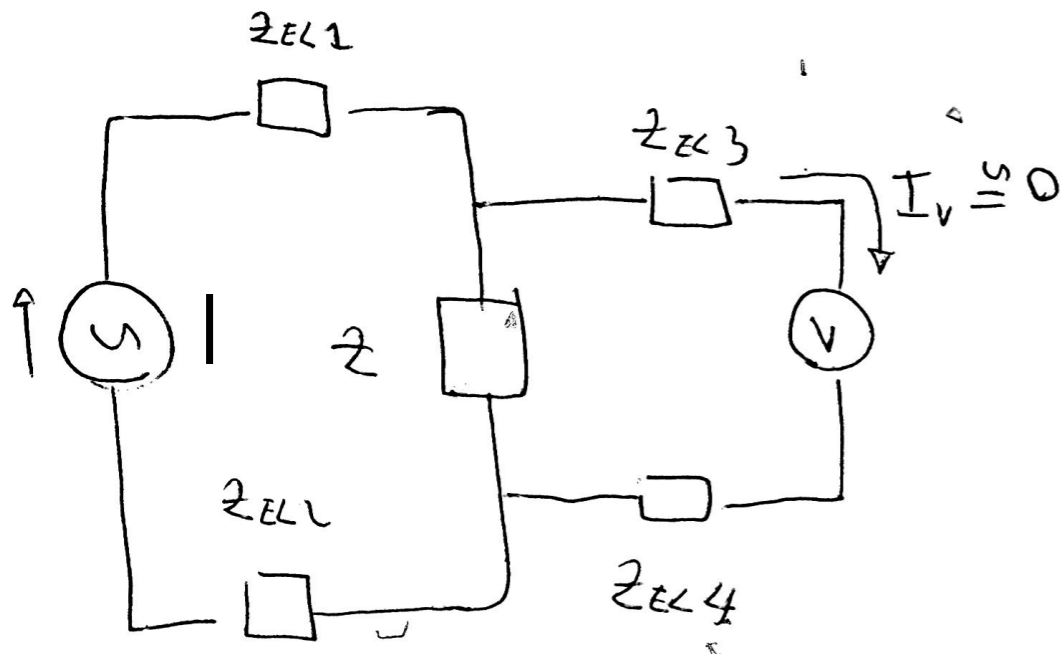
- Se gli elettrodi sono gli stessi (misura a due punte)  $\rightarrow J_{LE} = J_{LI}$
- Usato raramente perché la tensione rilevata dipende in larga misura dall'impedenza degli elettrodi

# Cardiografia ad impedenza



## Configurazione tetrapolare

- Sistema a 4 elettrodi (riduzione dell'artefatto dovuto all'impedenza degli elettrodi)
  - si usano 4 bande ma possono essere sostituiti con elettrodi standard da ECG
  - Vengono iniettate correnti a bassa intensità (2 elettrodi)
  - Viene rilevata la tensione tra altri due 2 elettrodi

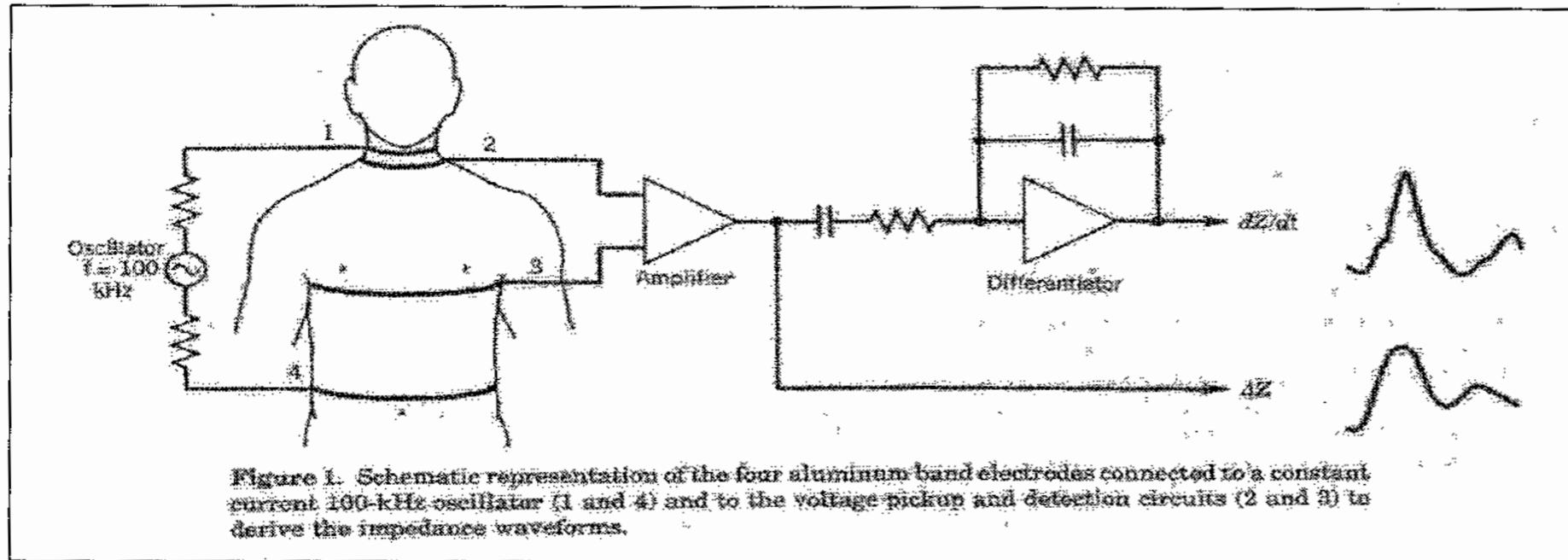


$$Z(t) = \frac{V(t)}{I(t)}$$

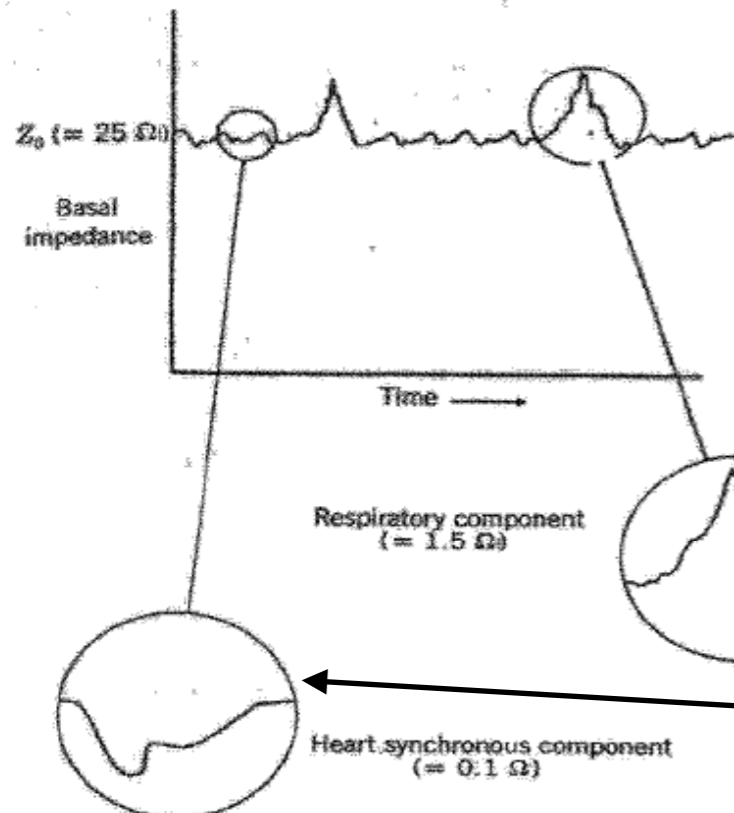
Misurata (pointing to V(t))  
Imposta (pointing to I(t))



# Cardiografia ad impedenza



Misura di  $Z(t)$  e della derivata nel tempo



Respiro  
Attività cardiaca

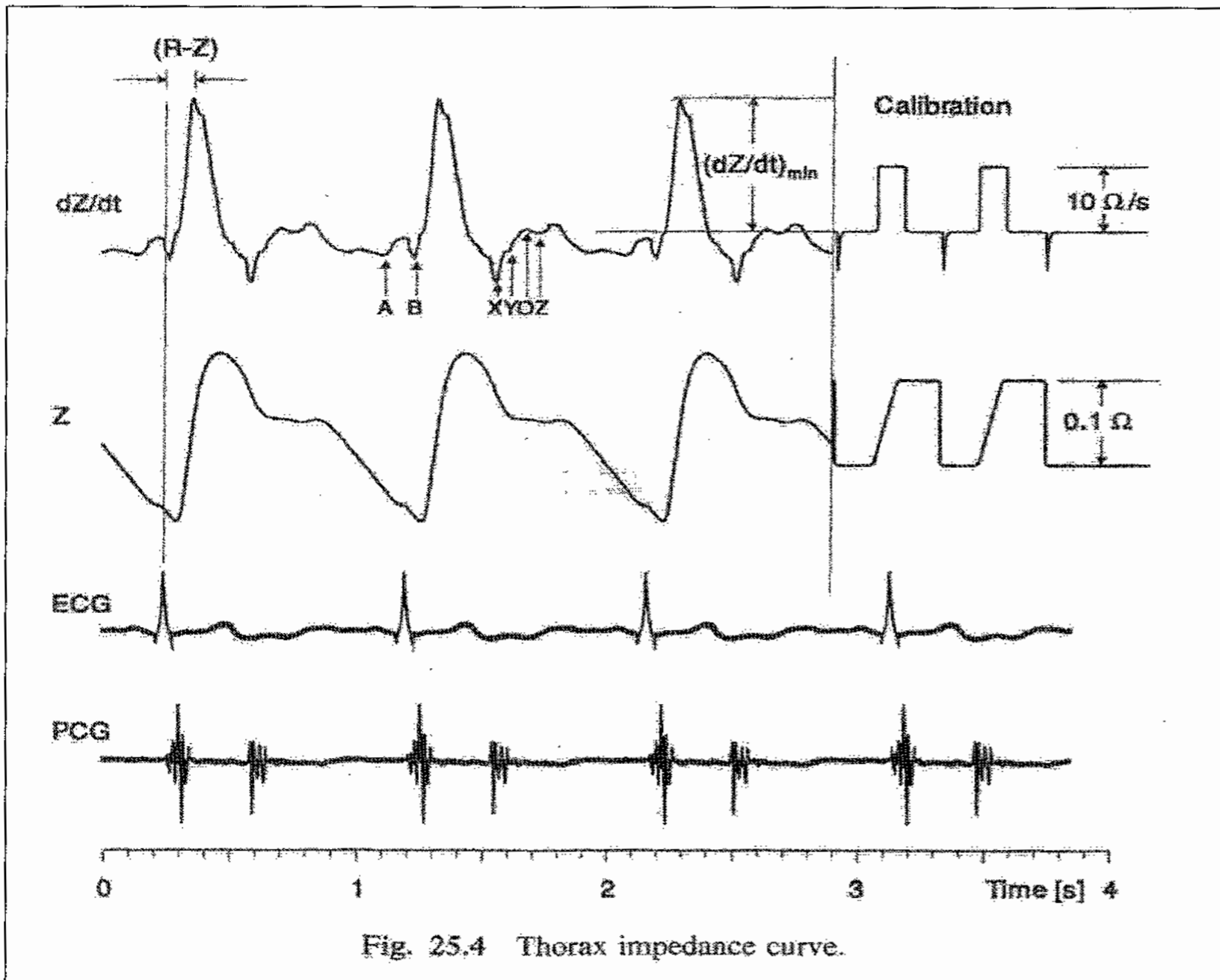
- Componente basale  $Z_0 \approx 25 \Omega$
- Cuore:  $0.1 \Omega$
- Respiro:  $1.5 \Omega$

Quali parametri di interesse clinico potrebbero essere rilevati?

# Cardiografia ad impedenza

- Rilevazione dello **stroke volume** tramite cardiografia ad impedenza
  - In fisiologia, il volume sistolico o gittata sistolica (in inglese stroke volume, spesso indicato con la sigla SV) è la quantità di sangue pompato dal ventricolo destro all'aorta. Normalmente esso aumenta all'aumentare della forza di contrazione del ventricolo stesso.
- **Principio di funzionamento**
  - L'impedenza toracica è dovuta all'impedenza dei tessuti e quella del fluido sanguigno
  - in assenza di respiro, tutte le componenti che concorrono alla misura dell'impedenza sono costanti, eccetto che per la quantità e la distribuzione del sangue che variano col ciclo cardiaco
  - Maggiore quantità di sangue presente nel volume di interesse, maggiore la conducibilità e minore l'impedenza

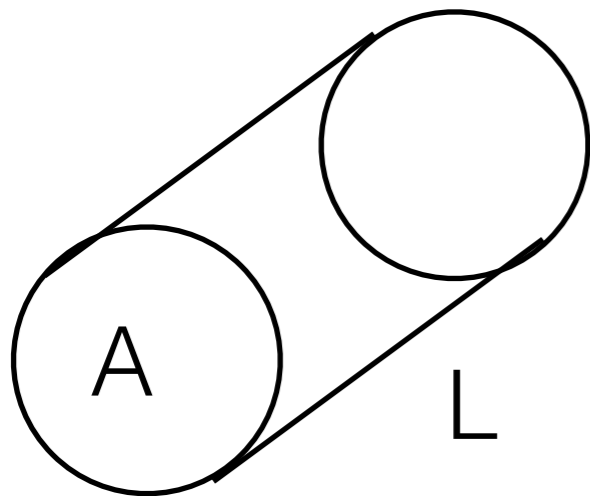
# Cardiografia ad impedenza



Attenzione!  
Z è in forma di **ammettanza**: cresce all'aumentare della quantità di sangue compresa nel volume di interesse!

# Cardiografia ad impedenza

- Modello semplificato del torace
  - Cilindro di lunghezza  $L$ , sezione  $A$  e resistività del fluido all'interno  $\rho$  (prevalentemente sangue)



Equazione di Kubichek (1966)

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

↓ utilizzata per stimare  
stroke volume

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

devo identificare il  $\Delta Z$  generato  
dalla variazione di stroke  
volume

**Troppo semplificato risultati non attendibili**

# Cardiografia ad impedenza

EQUAZIONE di KUPICHECK

(1)

$$Z = \rho L / A \quad A = V / L \quad \Rightarrow \quad Z = \frac{\rho L^2}{V} \quad \left( V = \frac{\rho L^2}{Z} \right)$$

VARIAZIONE di VOLUO  
SU VARIAZIONE di  
IMPEDENZA

$$\frac{dZ}{dV} = - \rho \frac{L^2}{V^2} \quad \Rightarrow \quad dZ = - \frac{\rho L^2}{V^2} dV$$

(N.P.  $V \uparrow$  (FLUIDO)  
 $Z \downarrow$ )

$$dZ = -dV \frac{\rho L^2}{V^2} = -dV \frac{Z^2}{\rho L^2}$$

$$\Rightarrow dV = -dZ \frac{\rho L^2}{Z^2}$$

$\rho \rightarrow$  RES. SANGUE  $160 \frac{\Omega \cdot \text{cm}}{\text{cm}}$   
 $L \rightarrow$  DISTANZA ELETTRODI (cm)  
 $Z \rightarrow$  IMPEDENZA BASE ( $\Omega$ )  
 $\Delta Z \rightarrow$  VARIAZIONE ( $\Omega$ )

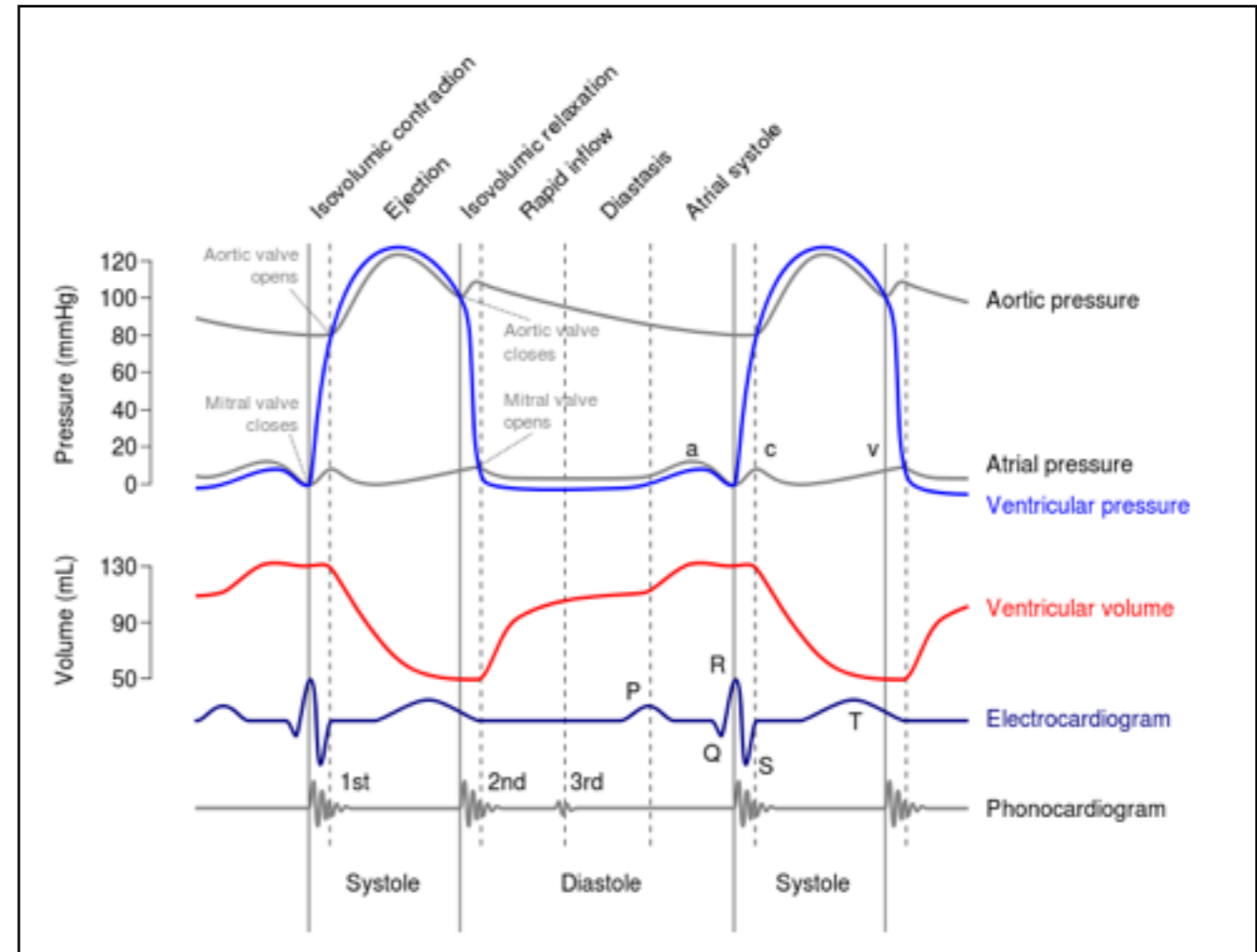
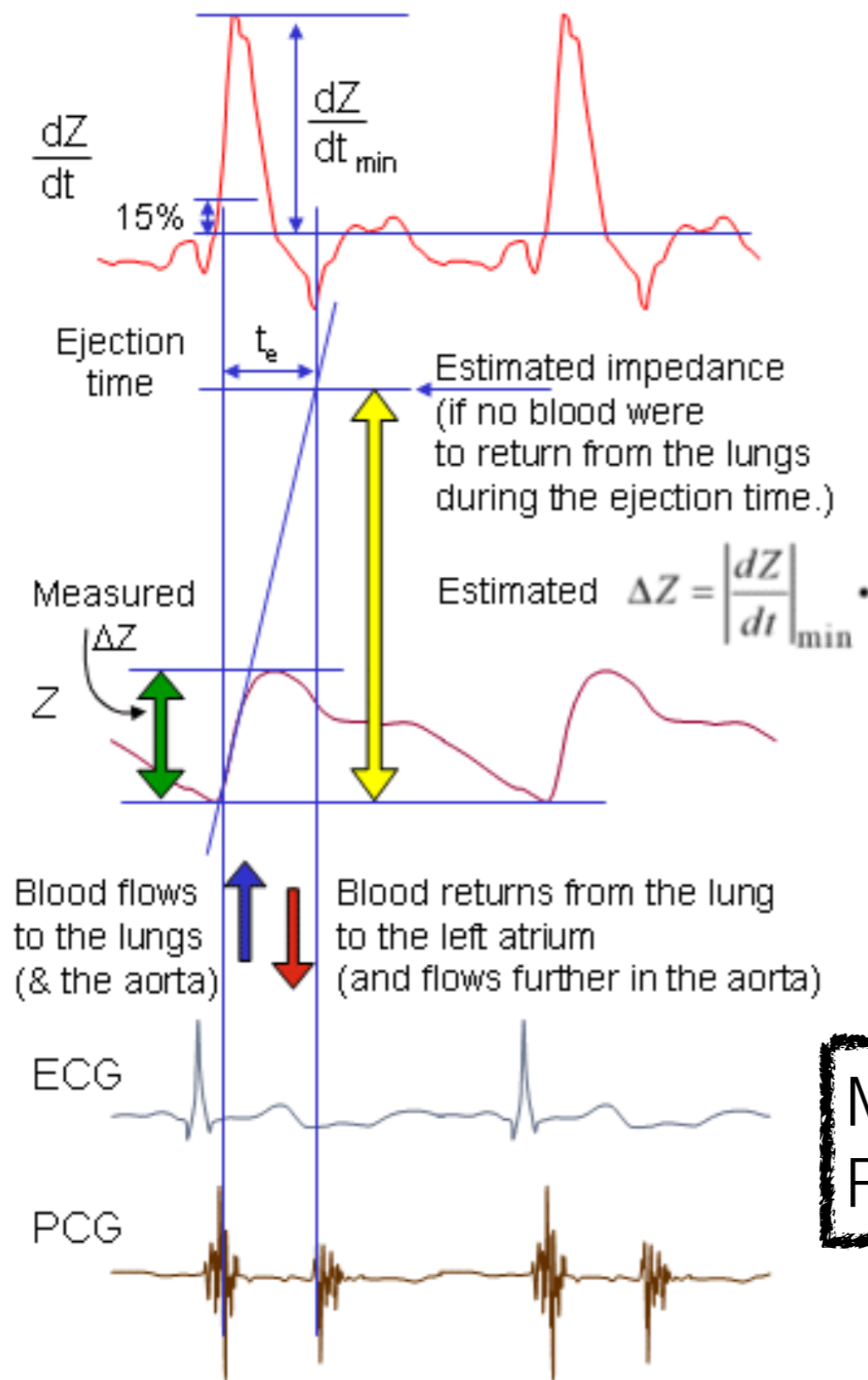
# Determinazione stroke volume

- Ipotesi di partenza: **la variazione di impedenza ( $\Delta Z$ ) è determinata principalmente dalla variazione di conducibilità polmonare**
  - .... e quindi dalla quantità di sangue presente nei polmoni
- Sistole: il ventricolo inietta un volume di sangue, attraverso l'aorta nei polmoni (contribuendo ad una diminuzione della Z misurata).
  - In contemporanea, una certa quantità di sangue lascia i polmoni e fluisce indietro dai polmoni all'atrio destro (contribuendo ad un aumento della Z misurata)-> non tutta la variazione di impedenza è dovuta allo stroke volume
- Il volume di sangue nei polmoni inizialmente cresce e poi inizia a decrescere già durante la sistole
  - suoni cardiaci: definiscono l'intervallo di sistole

# Determinazione stroke volume

- Idea di base: lo stroke volume viene calcolato dal grafico di impedenza che si avrebbe se il sangue non uscisse dai polmoni durante la sistole
  - si prolunga la curva di impedenza per tutta la durata della sistole (ottenuta dai suoni cardiaci), ipotizzando che l'impedenza toracica decrescerebbe continuamente alla massima velocità
  - se usassi il  $\Delta Z$  misurato tenderei a sottostimare!
  - La massima velocità si ottiene dal picco (minimo) della derivata prima di  $Z(t)$ 
    - attenzione! nel grafico rovesciato (ammettenza) corrisponderà a un picco massimo

# Determinazione stroke volume



Misuro:  $Z(t)$ ,  $\frac{dZ}{dt}$  e  $t_e$  (dai suoni cardiaci)  
 Ricavo  $\left(\frac{dZ}{dt}\right)_{\min}$  e  $\Delta Z$



# Determinazione stroke volume

- Si approssima graficamente  $Z(t)$  con la tangente alla curva di impedenza nel punto di massima velocità di decrescita
- La variazione di impedenza che si avrebbe viene considerata calcolando  $\Delta Z$ , tramite l'approssimazione, tra inizio e fine sistole (intervallo  $t_e$  - tempo di emissione, misurato con il phono-cardiogramma)
- Graficamente si ottiene:

$$\Delta Z = f'(Z) t_e = \left| \frac{dZ}{dt} \right|_{min} * t_e$$

Attenzione: minimo della derivata perchè il grafico è in forma di ammettenza!

# Determinazione stroke volume

- Sostituendo si ottiene:

$$SV = \rho_b \left| \frac{dZ}{dt} \right|_{min} te \frac{L^2}{Z^2}$$

dove:

$SV$  : stroke volume (ml)

$\rho_b$  : resistività del sangue (160  $\Omega/cm$ )

$L$  : distanza tra gli elettrodi interni (cm)

$Z$  : impedenza del torace ( $\Omega$ )

$\left| \frac{dZ}{dt} \right|_{min}$  : valore assoluto della massima deviazione del segnale della derivata prima durante la sistole ( $\Omega/s$ )

$te$  : tempo di emissione (s)