

# **Dispositivi per il monitoraggio di parametri fisiologici e di attività**

[nicola.carbonaro@centropiaggio.unipi.it](mailto:nicola.carbonaro@centropiaggio.unipi.it)

# Argomenti della lezione

- Segnale ECG
  - Cenni sull'ECG
  - Specifiche del sistema di rilevamento
  - Progettazione dell'analog front-end
    - Analisi delle funzionalità dei diversi stadi utilizzati
  - Metodi per l'elaborazione del segnale
  - Algoritmo Pan -Tompkins

# Cenni sull'ECG

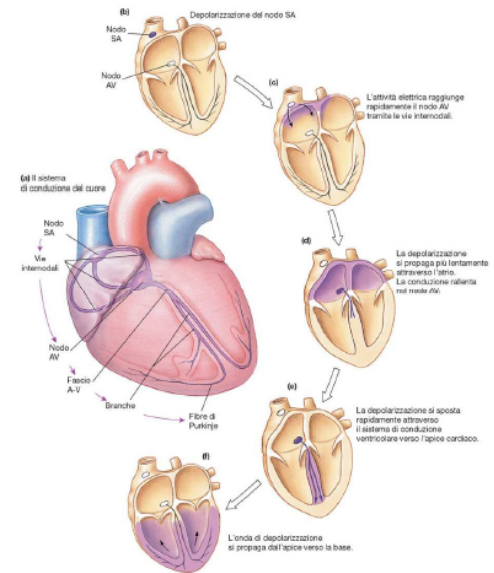
- La funzionalità cardiaca è comunemente controllata attraverso l'analisi dell'elettrocardiogramma (ECG), che rappresenta il grafico dell'andamento del potenziale cardiaco rispetto al tempo.
- ECG è tra i più importanti esami clinici per la diagnosi della corretta funzionalità cardiaca per i pazienti.
- Attraverso l'ECG è possibile valutare:
  - Alterazioni del ritmo cardiaco
  - Alterazioni della propagazione dell'impulso elettrico
  - Alterazioni miocardiche dovute a ischemia (danneggiamento delle coronarie)

# Informazioni dall'ECG

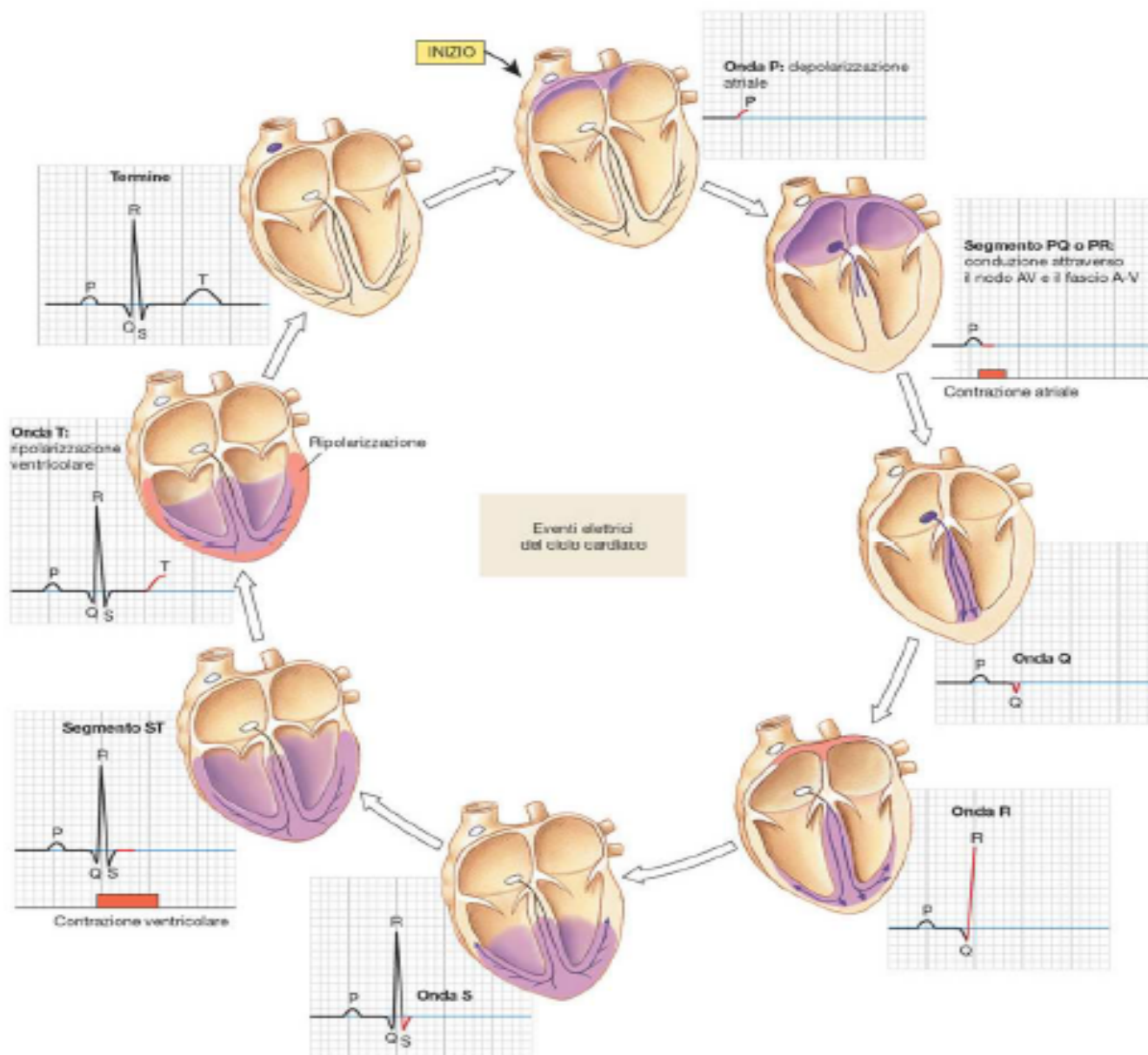
- Nella diagnostica cardiaca, l'ECG permette di rilevare alterazioni nell'eccitamento, che a loro volta possono essere causa o conseguenza di disturbi della funzionalità cardiaca.
- Le informazioni che si ricavano sono relative a:
  - Frequenza: Distinzione tra frequenza normale (60-90/min), tachicardia (oltre i 90/min), bradicardia (sotto i 60/min)
  - Origine dell'eccitamento: ritmo sinusale, nodale o idioventricolare
  - Alterazioni del ritmo: aritmie sinusali, extrasistolie, Flutter, fibrillazione
  - Alterazioni della conduzione: Ritardi o blocchi di conduzione
  - Alterazioni della propagazione: Ipertrofie ventricolari, blocchi di branca
  - Indicazioni di insufficiente circolazione coronarica
  - Indicazioni circa localizzazione, estensione e decorso di un infarto al miocardio

# Cenni sull'ECG (2)

- L'ECG è la registrazione, nel tempo, dell'attività elettrica del cuore.
- La sequenza cardiaca ha una natura elettrica e visto che il corpo è conduttivo, è possibile misurare questa azione elettro-chimica direttamente sulla superficie corporea.
- Durante la propagazione dell'impulso nelle diverse parti del cuore, i fenomeni di depolarizzazione-ripolarizzazione generano campi elettrici che si estendono alla superficie del corpo.
- Le variazioni istantanee di grandezza e direzione di questi campi elettrici si rispecchiano in variazioni delle differenze di potenziale, che possono essere misurate tra punti diversi della superficie corporea.



# Cenni sull'ECG (3)



# Il segnale ECG

- Un potenziale elettrico all'incirca di 1mV si sviluppa tra diversi punti della superficie corporea, ed è possibile misurarlo posizionando degli elettrodi direttamente a contatto con la pelle.
- Le quattro estremità (braccia e gambe) e il torace sono diventate le “zone” standard dove posizionare gli elettrodi
- Per ogni misura vengono utilizzati 3 elettrodi, 2 di misura e 1 di riferimento
  - Quello di riferimento, per convenzione è collegato alla gamba destra e può essere messo a terra o pilotato attivamente
  - Le differenze di potenziale di questi contatti formano il triangolo di Einthoven

# Triangolo di Einthoven

## POSTULATI DI EINTHOVEN

- Il torace è un conduttore sferico omogeneo con al centro il cuore
- Le forze elettriche cardiache si generano al centro del conduttore e la risultante, in ogni momento, di queste forze può essere rappresentata da un vettore unico
- I punti di unione arti-tronco sono i vertici di un triangolo equilatero inscritto nella sezione longitudinale del torace sferico (Triangolo di Einthoven), perché equidistanti e giacenti sullo stesso piano

## CONCEZIONE DI EINTHOVEN

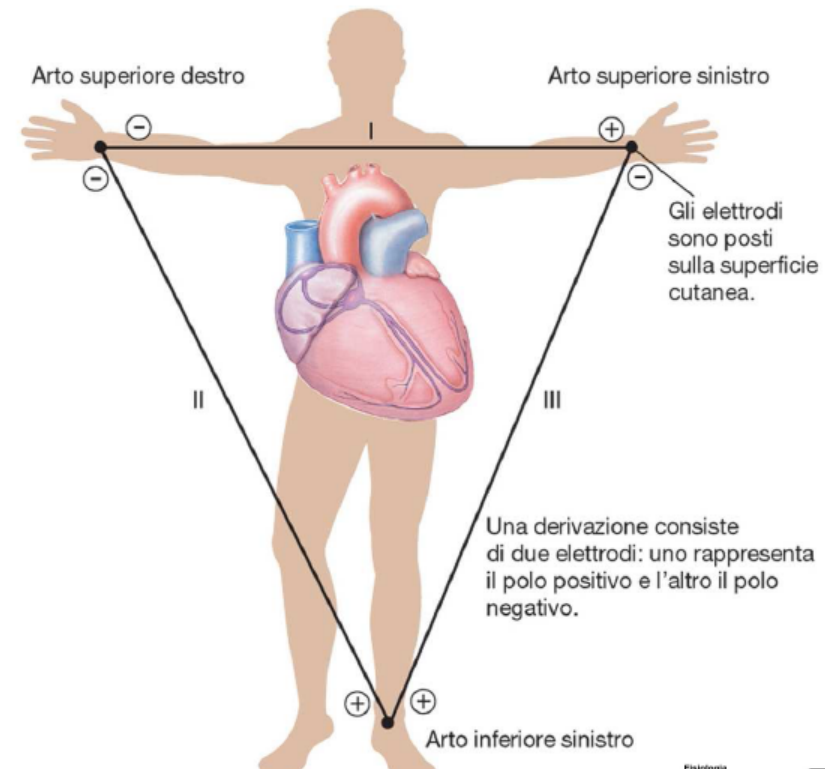
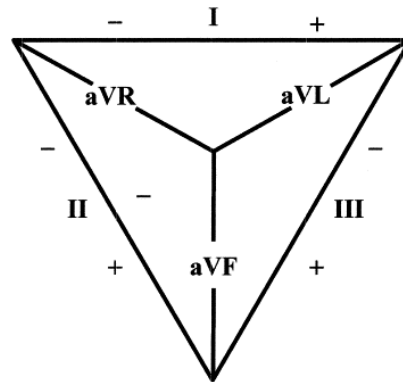
- In ogni istante, le ddp registrate da coppie di elettrodi poste ai vertici del triangolo, rappresentano le proiezioni del vettore cardiaco risultante, sulle linee che uniscono gli elettrodi (derivazioni)
- L'ampiezza delle onde P, QRS e T, misurata sul tracciato registrato in ciascuna derivazione, corrisponde alla proiezione del vettore, che rappresenta rispettivamente: l'attivazione atriale, ventricolare e la ripolarizzazione ventricolare



# Derivazioni di Einthoven

- Considerando il Triangolo di Einthoven si ottengono le principali derivazioni:

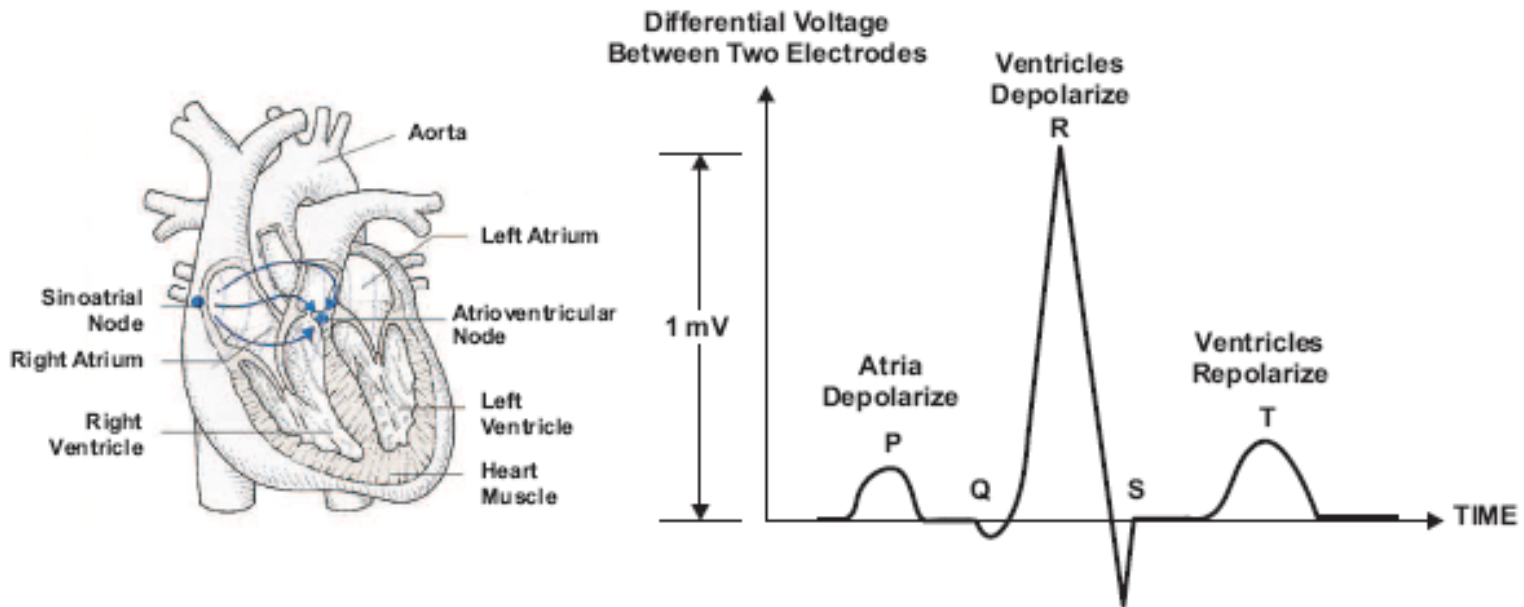
- $V_I = La - Ra$
- $V_{II} = LL - Ra$
- $V_{III} = LL - La$
- $aVR = Ra - (La + LL)/2$
- $aVL = La - (Ra + LL)/2$
- $aVF = LL - (Ra + La)/2$



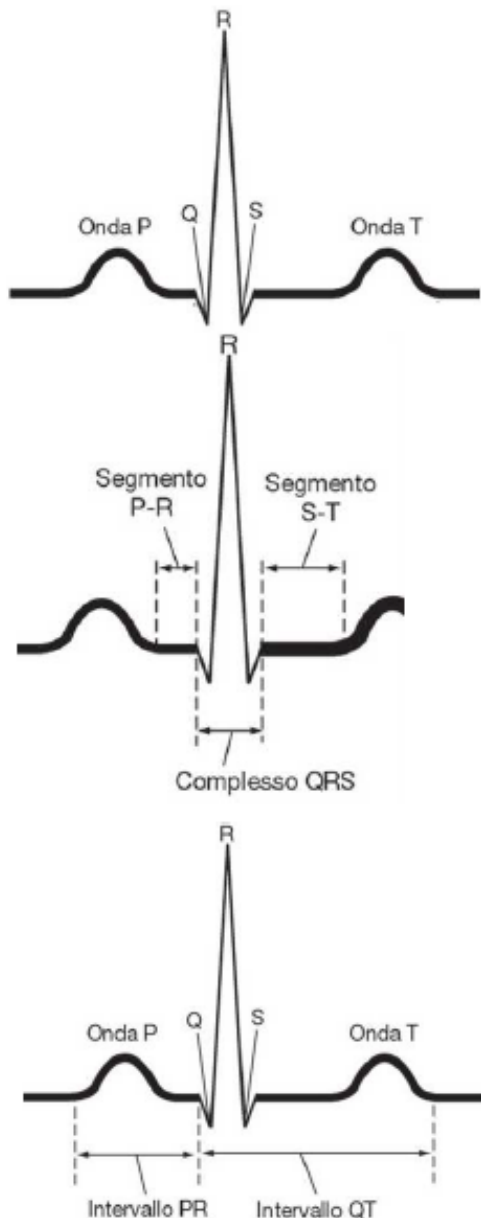
# La forma d'onda dell'ECG

Analisi di una tipica forma d'onda di un ciclo cardiaco

- La prima curva, P, è dovuta alla contrazione atriale
- Le altre Q, R, S, e T, sono tutte dovute all'azione dei ventricoli, e quindi note come complesso ventricolare.



# La forma d'onda dell'ECG (2)



## ■ ONDE

- Onda P: Depolarizzazione atri
- Complesso QRS: Depolarizzazione ventricoli: setto, apice, base
- Onda T: Ripolarizzazione ventricoli

Non è visibile, nell'ECG un'onda di ripolarizzazione degli atri, perché la contemporanea depolarizzazione ventricolare, maschera le variazioni di potenziale relative a quest'evento.

## ■ SEGMENTI-TRATTI

- Segmento P-R: (fine onda P - inizio complesso QRS). Gli atri sono totalmente depolarizzati
- Segmento S-T: (fine onda S - inizio onda T). I ventricoli sono totalmente depolarizzati

## ■ INTERVALLI

- Intervallo P-R: Tempo conduzione atrioventricolare
- Intervallo Q-T: Tempo depolarizzazione ripolarizzazione ventricolare

# La forma d'onda dell'ECG (2)

<b>Evento</b>	<b>Durata (sec)</b>	<b>Ampiezza (mV)</b>	<b>Significato</b>
<b>ONDA P</b>	0.07-0.12	0.2-0.4	Depolarizzazione atri
<b>COMPLESSO QRS</b>	0.06-0.10	1-2	Depolarizzazione ventricoli
<b>ONDA T</b>	0.18-0.20	0.4-0.5	Ripolarizzazione ventricoli
<b>INTERVALLO P-R</b>	0.12-0.20		Tempo di conduzione atrio-ventricolare
<b>INTERVALLO Q-T</b>	0.40-0.42		Tempo depolarizzazione e ripolarizzazione ventricoli
<b>INTERVALLO S-T</b>	0.30-0.34		Tempo dalla fine della depolarizzazione all'inizio della ripolarizzazione ventricoli
<b>INTERVALLO R-R</b>	0.8-0.9		Durata ciclo cardiaco

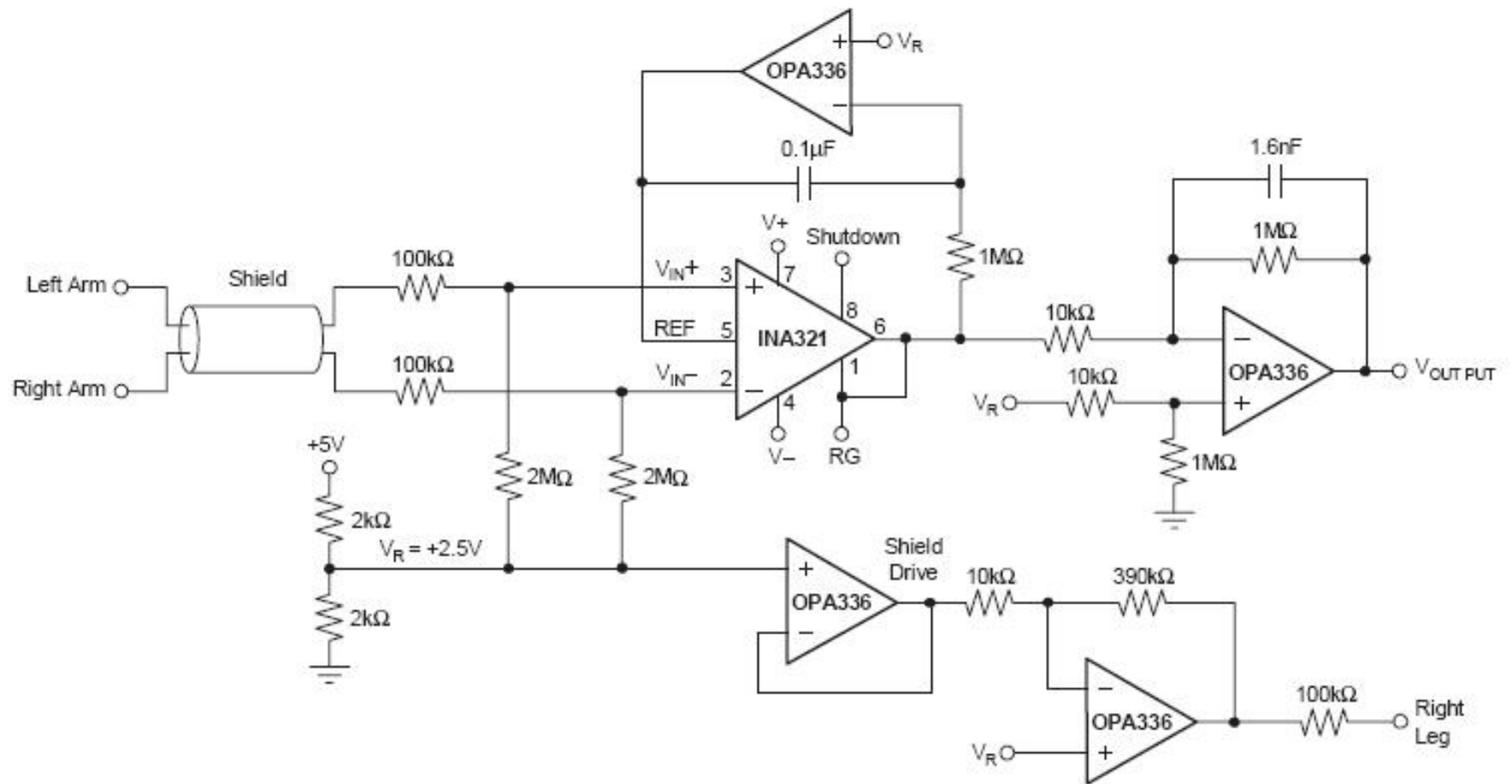
# Grandezze tipiche ECG

## Progettazione di un elettrocardiografo

### ▪ Specifiche del front-end analogico:

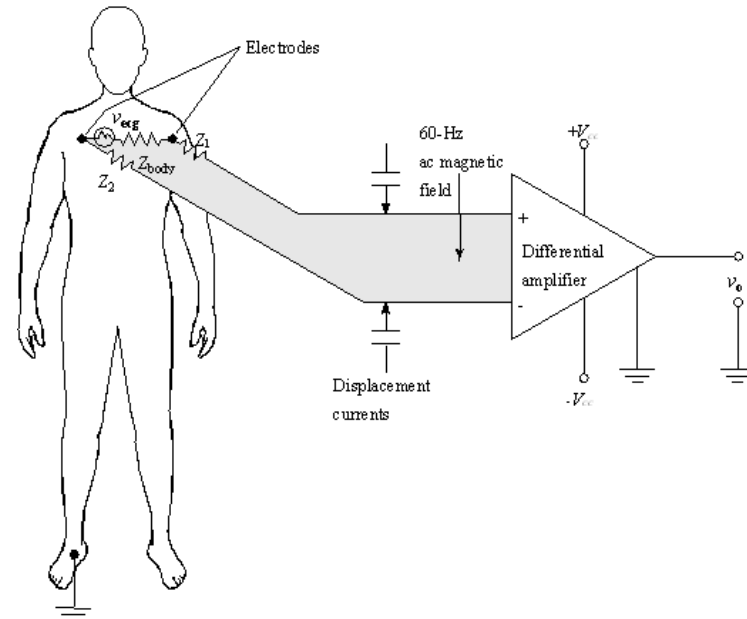
- Amplificazione di un fattore all'incirca 1000 (60db) solo nella banda utile
  - Per il monitoraggio freq. comprese 0.05 – 50 Hz
  - Per la diagnostica freq. fino al 1KHz
- Alta impedenza d'ingresso per evitare che l'impedenza incognita dell'elettrodo possa creare una partizione del segnale, attenuandolo
- Deve reiettare un forte disturbo della rete (50Hz) di ampiezza paragonabile al segnale
- Specifiche di sicurezza:
  - a norma di legge la corrente che circola sul paziente deve essere inferiore a  $10\mu\text{A}$  (correnti superiori aumentano l'incidenza di fibrillazione)

# Schema front-end generico ECG



# I° Stadio – Il differenziale

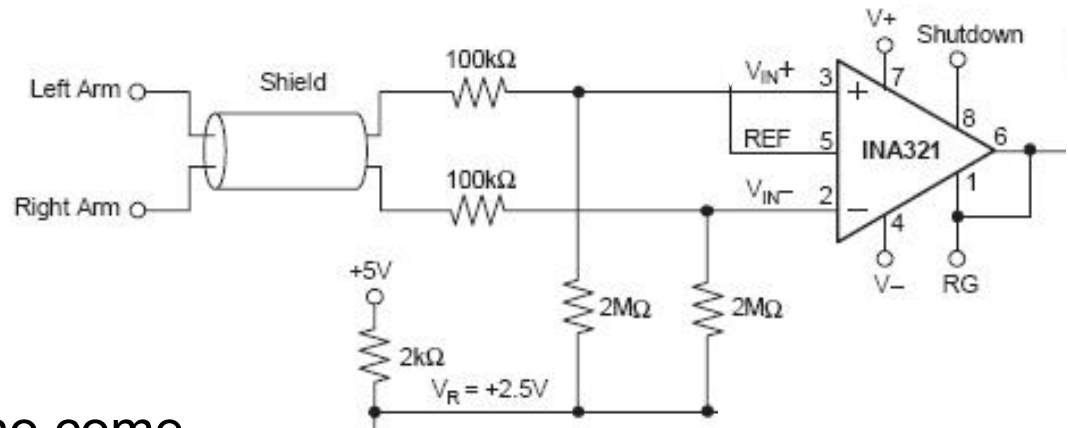
- L' amplificatore differenziale usato è un [INA321](#)
  - Basso costo, bassa amplificazione dei segnali differenziali e bassi consumi di potenza
  - Amplificazione selezionabile attraverso  $R_g$  esterna
    - $5\times$  per l' ECG (nessuna  $R_g$ )
  - Reiezione del rumore del segnale a modo comune, incluso frequenza di rete e sue armoniche
    - CMRR di 94 dB fino a 3 kHz



# I Stadio – Il differenziale

▪  $V_{out\_INA} = G \times (V^+ - V^-) + V_{REF}$  → equazione standard di amp. strumentazione

$$\rightarrow V_{out\_INA} = V_{ECG} \times 5 + V_{REF}$$

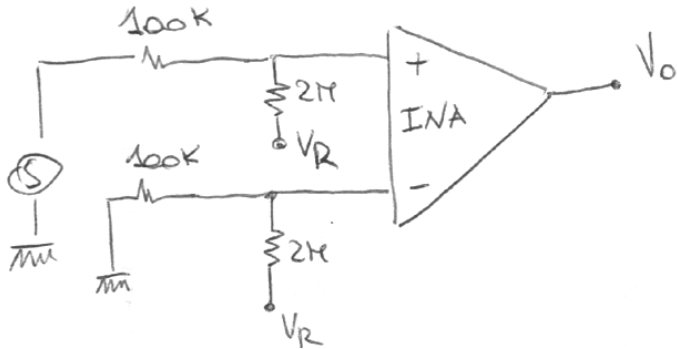


- Le resistenze a 2MΩ servono come protezione della connessione degli elettrodi
  - Schermare i cavi collegati agli elettrodi
  - Ottimizzare il trasferimento del segnale ECG al fronte-end analogico



# I Stadio – Amplificatore differenziale

I° STADIO



$$V_o = (V^+ - V^-) \times G = 5 \times (V^+ - V^-)$$

$$\Rightarrow V^+ = V_R \cdot \frac{100\text{K}}{100\text{K} + 2\text{M}} + S \cdot \frac{2\text{M}}{2\text{M} + 100\text{K}} \cong 1$$

$$V^- = V_R \cdot \frac{100\text{K}}{100\text{K} + 2\text{M}}$$

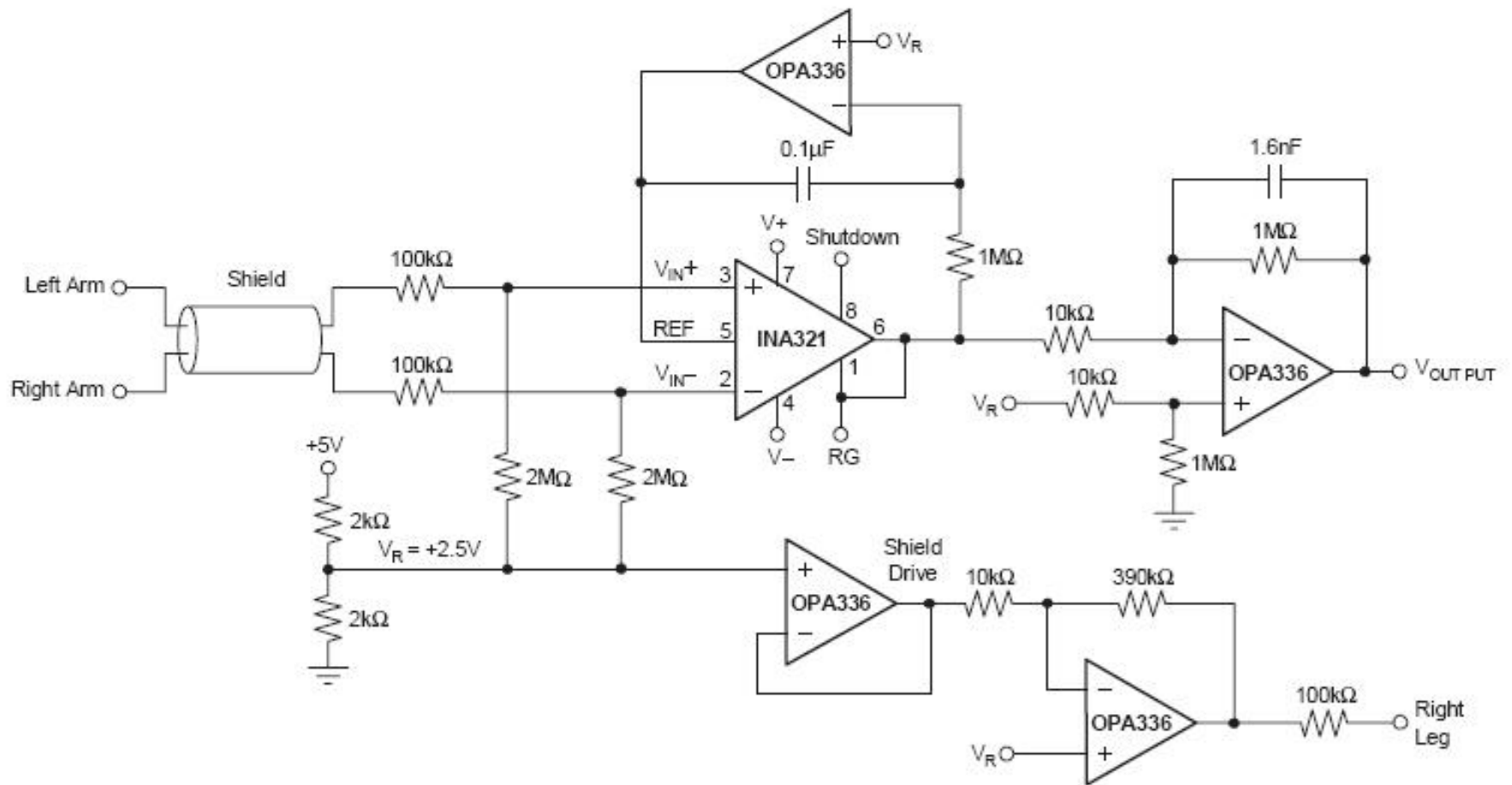
$$\Rightarrow V_o = 5 \times \left( V_R \cdot \frac{100\text{K}}{100\text{K} + 2\text{M}} + S \cdot \frac{2\text{M}}{2\text{M} + 100\text{K}} - V_R \cdot \frac{100\text{K}}{100\text{K} + 2\text{M}} \right)$$

$$V_o = S \times 5$$

# II° Stadio – Filtraggio Passa Alto

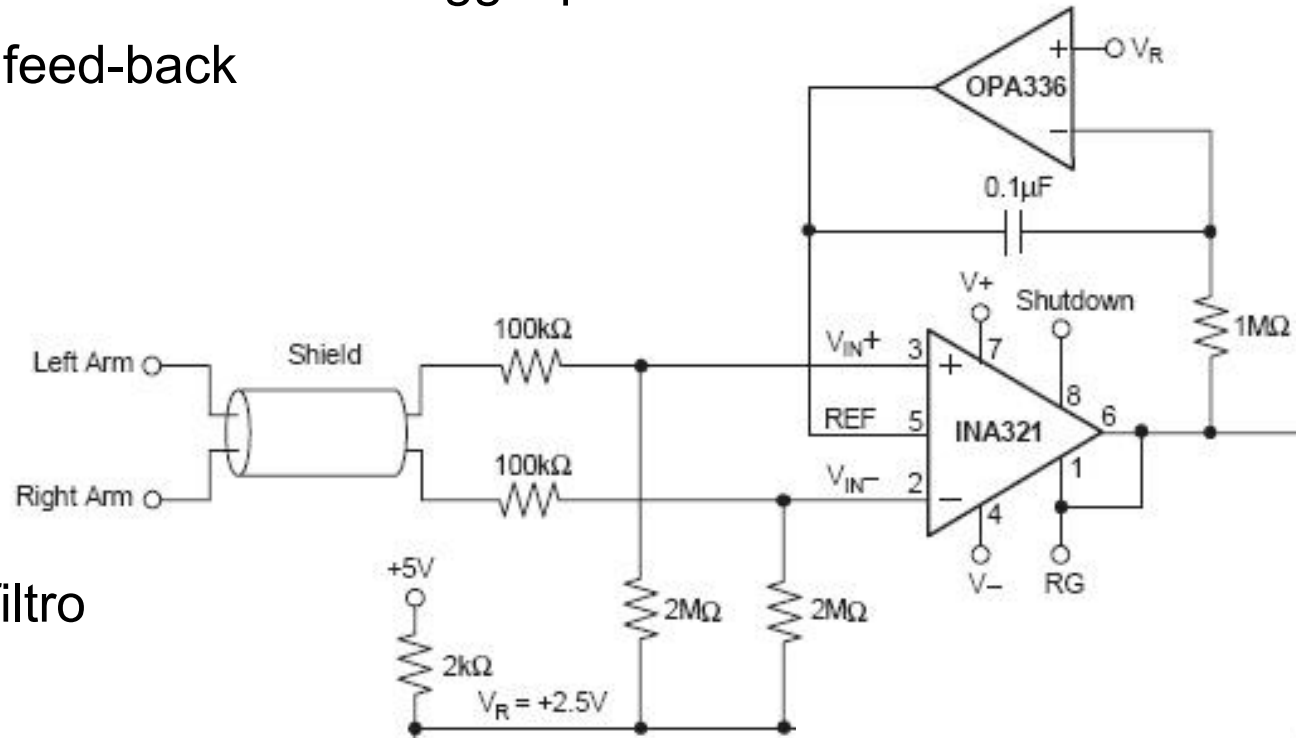
- La seconda specifica da soddisfare è quella sulla reiezione degli off-set e dei disturbi in continua
  - Filtro passa alto che tagli le componenti sotto i 50mHz
    - Per il monitoraggio freq. comprese 0.05 – 50 Hz
- Dove posizionare il filtro?
  - Sul segnale attenua troppo il segnale stesso assieme al rumore
  - Amplificando prima il segnale e poi filtrandolo si ha un piccolo off-set sull'ingresso che può far saturare velocemente l'amplificatore
- Soluzione
  - Si divide in due stadi l'amplificazione totale del segnale ECG
  - Si filtra nel mezzo dei due stadi, utilizzando un integratore in feedback

# Schema front-end generico ECG



# Il Stadio – Filtraggio Passa Alto

- Schema del differenziale e del filtraggio passa alto con integratore in feed-back

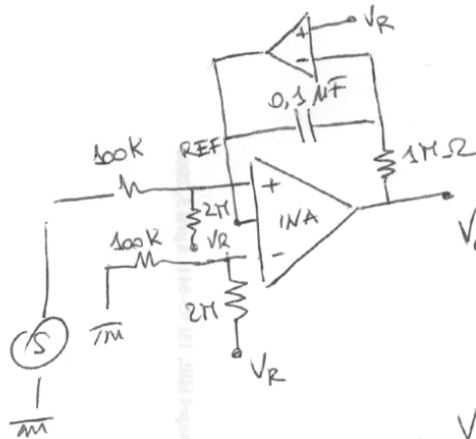


Freq di taglio del filtro

$$F_q = 1/2\pi RC =$$

$$= 1/2\pi (1M\Omega * 0.1\mu F) = 1,6 \text{ Hz}$$

# II Stadio – Filtro passa alto con integratore



II° STADIO

$$V_{OUT\_INA} = G \cdot (V^+ - V^-) + V_{REF}$$

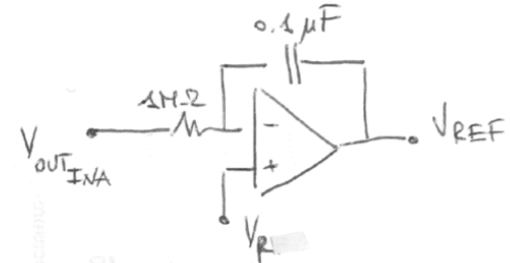


$$V_{OUT\_INA} = G \cdot (V^+ - V^-) + V_R - V_{FILT}$$

$$= G \cdot (V^+ - V^-) + V_R - [G \cdot (V^+ - V^-)]_{FILT}$$

$$V_{OUT\_INA} = G \cdot [S - S_{FILT}] + V_R$$

$$V_{OUT\_INA} = 5 \times [S - S_{FILT}] + V_R$$



$$V_{REF} = V_R - V_{FILT}$$



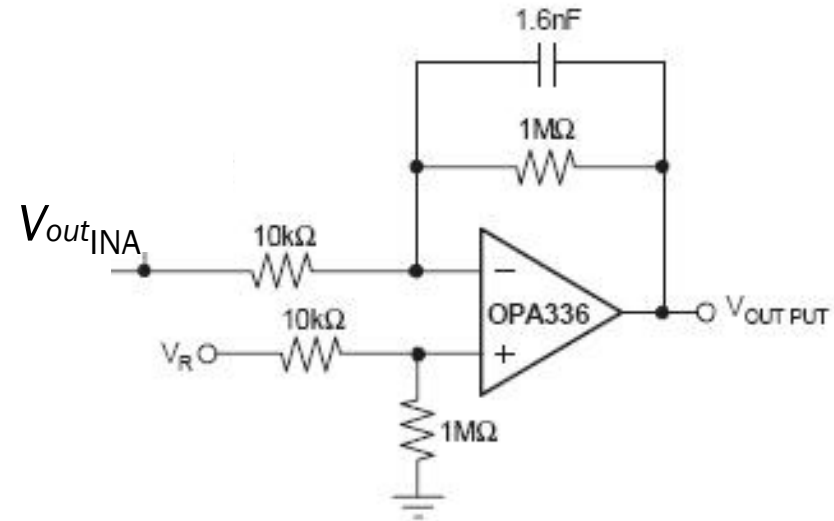
# III Stadio – Filtraggio Passa basso e Amplificazione

## ■ Stadio di Amplificazione 100x

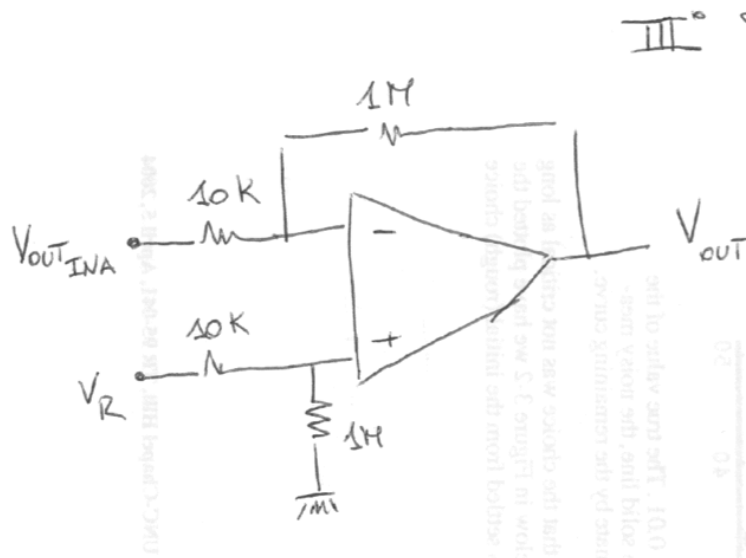
- Rapporto  $1\text{M}\Omega/10\text{K}\Omega$
- Unito al precedente 5x ottengo
  - $G_{\text{FIN}} = 5 \times 100 = 500 \times$

## ■ Stadio Filtraggio

- Filtro Passa Basso
- Freq. di taglio =  $1/2\pi RC =$   
 $= 1/2\pi (1\text{M}\Omega * 1.6\text{nF}) \approx 100 \text{ Hz}$
- Per applicazioni in cui vogliamo un ECG di monitoraggio
  - freq. comprese 0.05 – 50 Hz
  - Modificando il valore del condensatore ottengo la  $f_t$  di interesse
  - Ex:  $C = 4.7 \text{ nF} \rightarrow$  ottengo  $f_t \approx 34 \text{ Hz}$



# III Stadio – Filtraggio Passa basso e Amplificazione

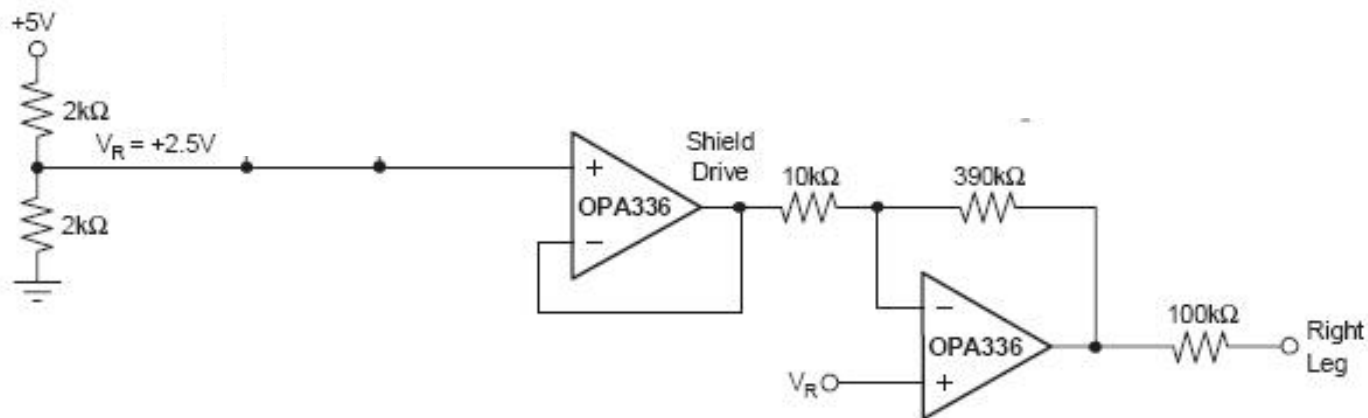


$$\begin{aligned}
 V_{OUT} &= V_R \cdot \left(1 + \frac{1M}{10K}\right) - V_{OUT\_INA} \left(\frac{1M}{10K}\right) \\
 &= 100 \cdot V_R - 100 \cdot (5 \times [S - S_{FILT}] + V_R) \\
 &= 100 V_R - 500 \times [S - S_{FILT}] - 100 V_R \\
 \Rightarrow V_{OUT} &= -500 \times [S - S_{FILT}]
 \end{aligned}$$

FAITTORE DI GUADA  $\frac{100}{100}$

# Pilotaggio della gamba destra

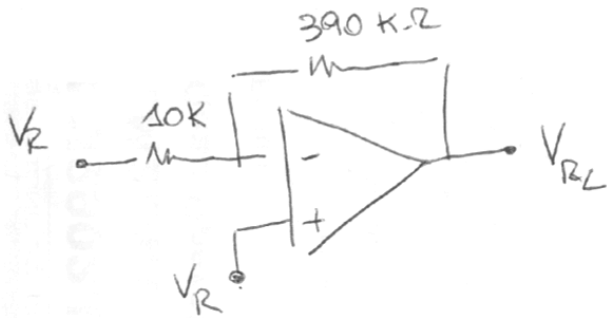
- La  $V_R$  viene bufferizzata, invertita e inviata all'elettrodo di riferimento per il pilotaggio attivo
  - La resistenza finale da  $100\text{k}\Omega$  ha lo scopo di limitare la corrente entro i limiti della normativa
    - la corrente che circola sul paziente deve essere inferiore a  $10\mu\text{A}$





# Pilotaggio della gamba destra

PILOTAGGIO Gamba DESTRA

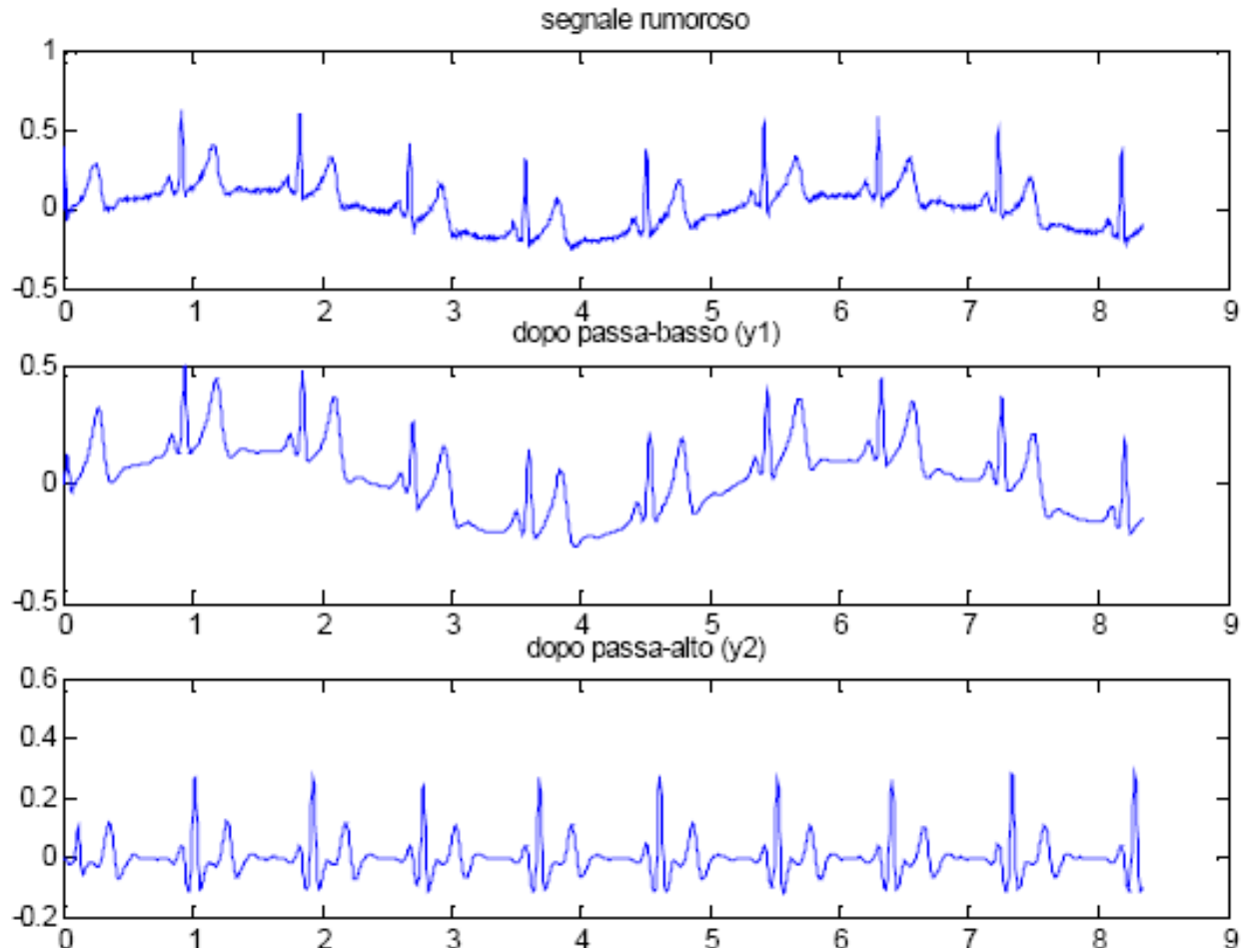


$$V_{RL} = V_R \left( 1 + \frac{390 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} \right) - V_R \left( \frac{390 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} \right)$$

$$V_{RL} = V_R + V_R \frac{390 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} - V_R \left( \frac{390 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} \right)$$

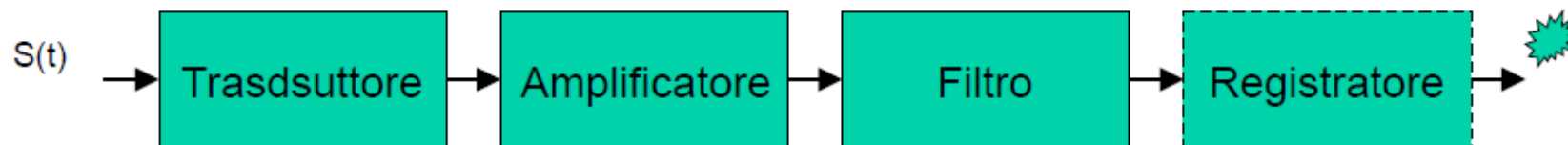
$$V_{RL} = V_R$$

# Esempio utilizzo del front-end Analogico

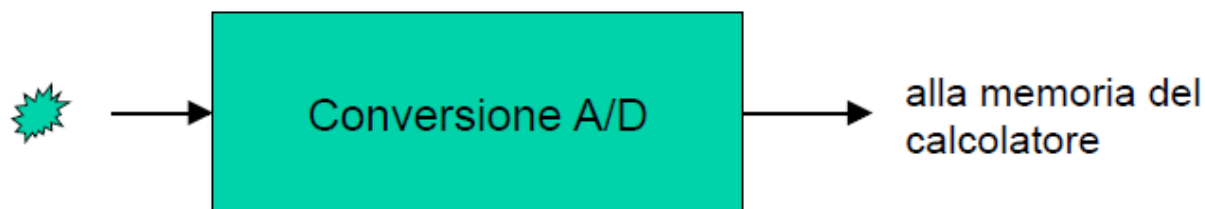


# Schema generale di un elaboratore di segnali

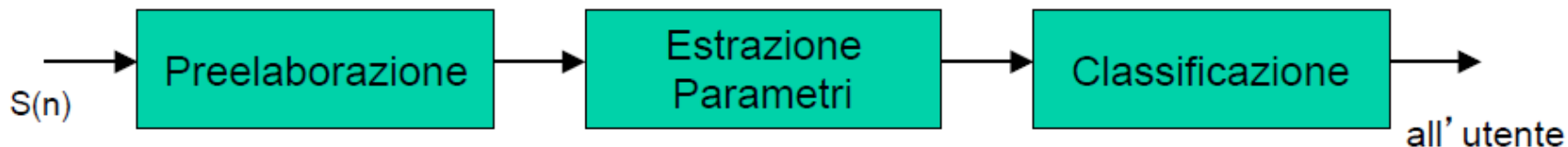
## A) Parte Analogica



## B) Interfaccia analogico/numerica



## C) Parte Numerica



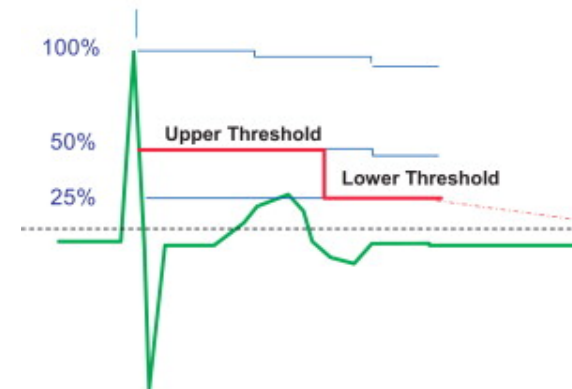
# Riconoscitore di eventi

**Obiettivo:** dato un segnale biomedico, identificare epoche sul segnale discreto e correlarle con eventi nel relativo processo fisiologico

- per il riconoscimento (detection) si può tenere conto o di una morfologia prefissata (template) o di caratteristiche più generiche quali il contenuto in frequenza
- il problema del riconoscimento di un evento presuppone una discriminazione rispetto al rumore e ad altre caratteristiche del segnale
- altre caratteristiche estratte riguardano l'ampiezza, durata (riconoscimento di inizio e fine), t. di salita/discesa, etc.

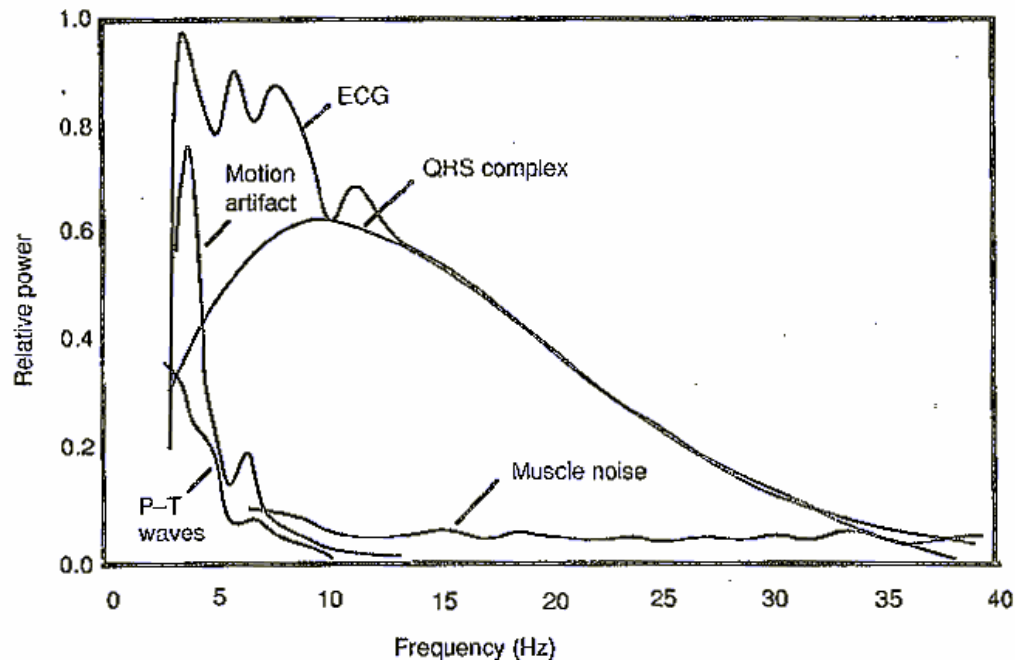
# Riconoscimento del QRS dal segnale ECG

- L'irregolarità dei battiti cardiaci è, nella maggior parte dei casi, estratta dal segnale ECG, mediante riconoscimento dei complessi QRS
- In letteratura sono stati proposti varie classi di algoritmi di riconoscimento del QRS, classificabili in funzione della loro complessità e delle loro prestazioni.
- La classe con minore complessità e che presenta tempi di calcolo più bassi si basa sull'utilizzo di soglie.
  - Percentuale di errori generati non indifferente



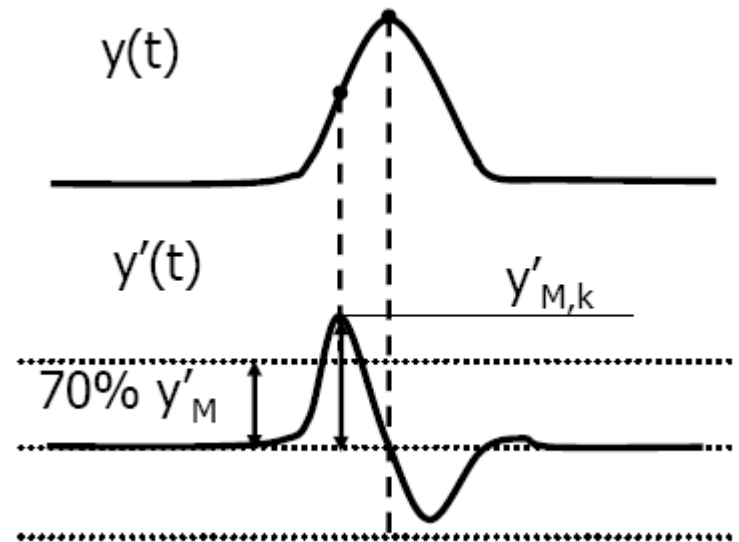
# Segnale ECG principali rumori sovrapposti

- il QRS ha un contenuto in freq. più alto (picco 10-15 Hz) rispetto alle onde P e T (4-5 Hz)
- artefatti da movimento (contatti elettrodi) sono a bassa freq.;
  - e.g. deriva della linea di base legata al respiro



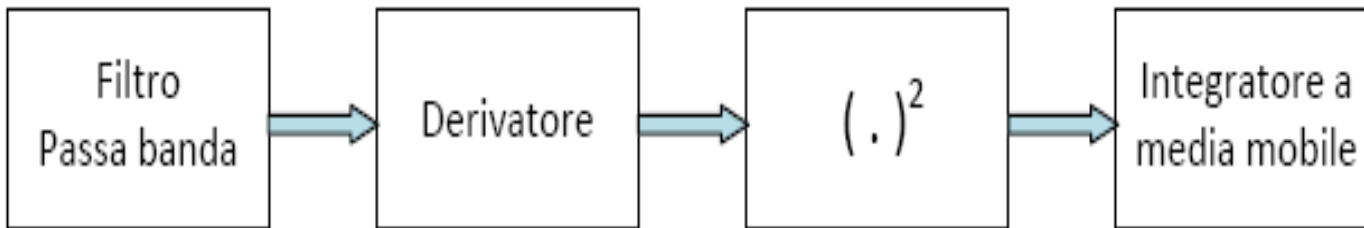
# Riconoscimento del QRS - derivata/soglia

- Un derivatore con frequenza di taglio a 20-30 Hz amplifica il QRS rispetto ad altre componenti e permette di avere un riconoscimento mediante una semplice soglia
- la soglia deve essere positiva e negativa (non conosciamo a priori la polarità del QRS)
  - conviene prendere una frazione della massima pendenza  $y'_M$  (e.g., 70%) se le ampiezza o la morfologia varia, occorre rendere adattativo il valore di soglia variando lentamente  $y'_M$  in base agli ultimi  $y'_{M,k}$  trovati



# Riconoscimento QRS: L'algoritmo di Pan -Tompkins

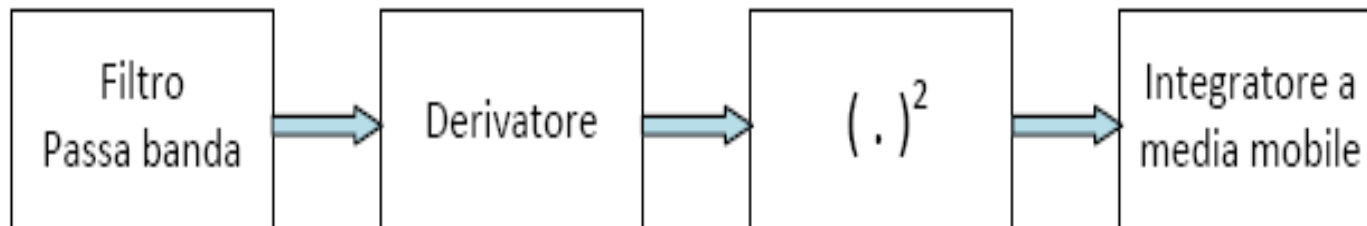
- L'algoritmo di Pan-Tompkins è uno dei metodi più utilizzati per il riconoscimento real-time del complesso QRS dal segnale ECG.
- L'algoritmo, basato sulla pendenza (slope), l'ampiezza e la larghezza del complesso QRS, include una serie di filtri (passa basso, passa alto, derivatore, quadratore ed integratore) e metodi (soglia adattativa e procedura di ricerca)



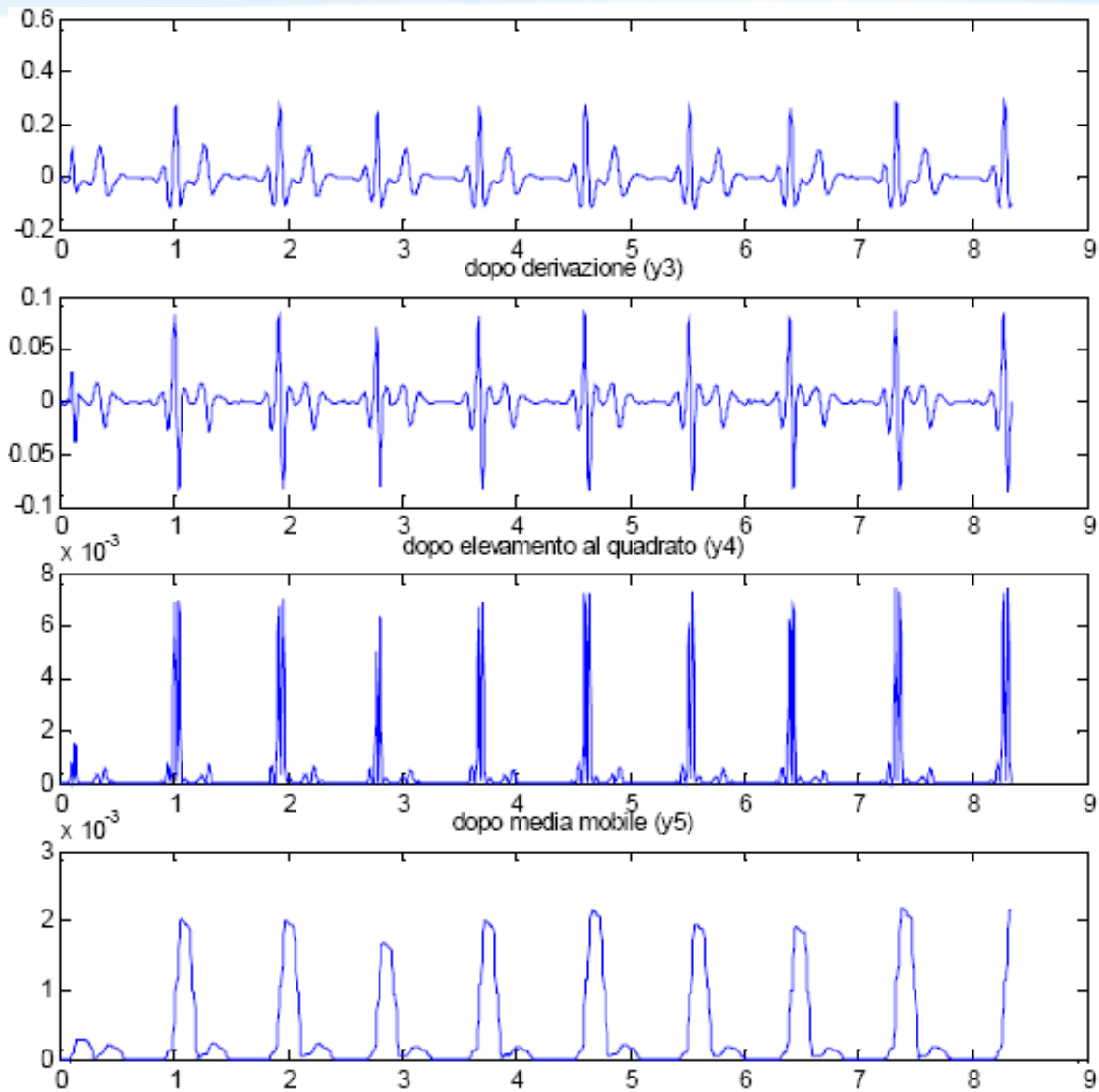


# Riconoscimento QRS: L'algoritmo di Pan -Tompkins

- Il filtro passa banda, ottenuto dalla cascata di un filtro passa basso ( $f_c=11\text{Hz}$ ) e da un filtro passa alto ( $f_c=5\text{Hz}$ ), seleziona l'intervallo di frequenze allo scopo di ridurre le componenti estranee al QRS e cioè l'onda P, l'onda T, ecc..
- il filtro derivatore evidenzia la rapida variazione che caratterizza il complesso QRS
- il filtro quadratore rende il segnale positivo ed enfatizza le componenti del complesso QRS ed infine il filtro a media mobile opera lo "smoothing" del segnale in uscita dal precedente filtro, che potrebbe presentare picchi multipli in corrispondenza del QRS

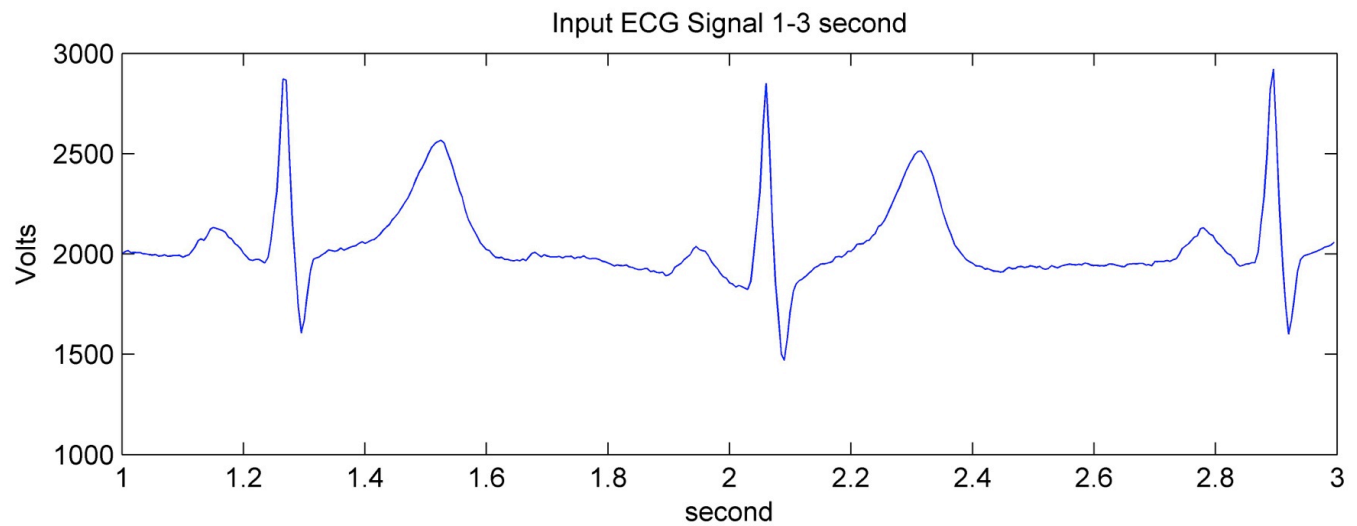
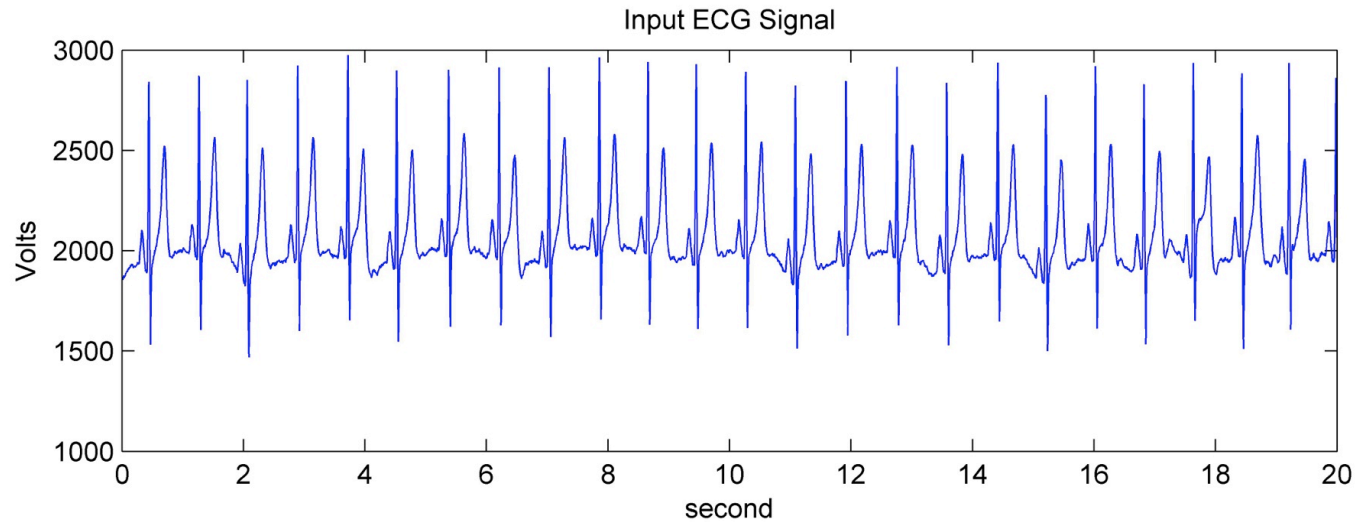


# Utilizzo Algo di Pan-Tompkins



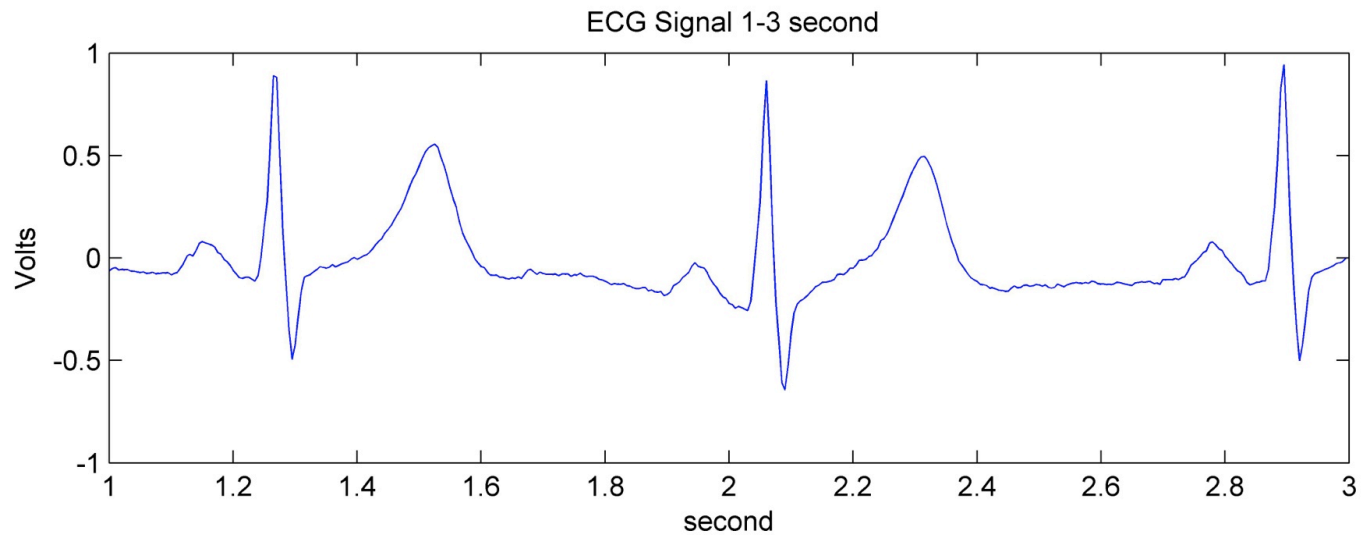
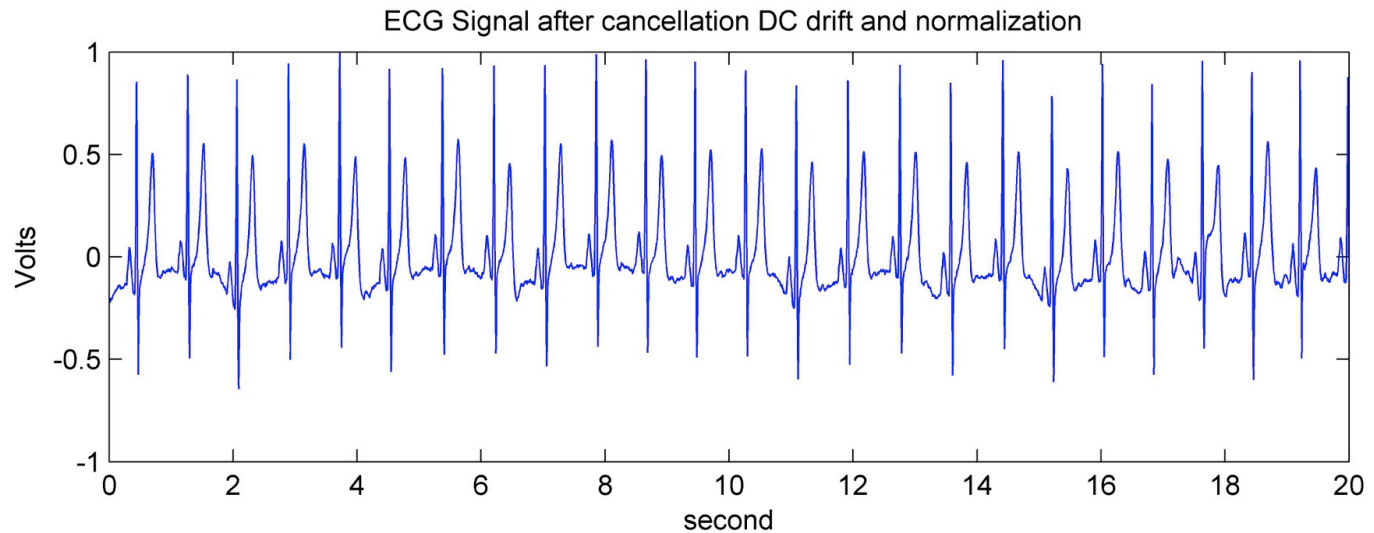
# Applicazione Algo Pan-Tompkins

## Segnale ECG di partenza



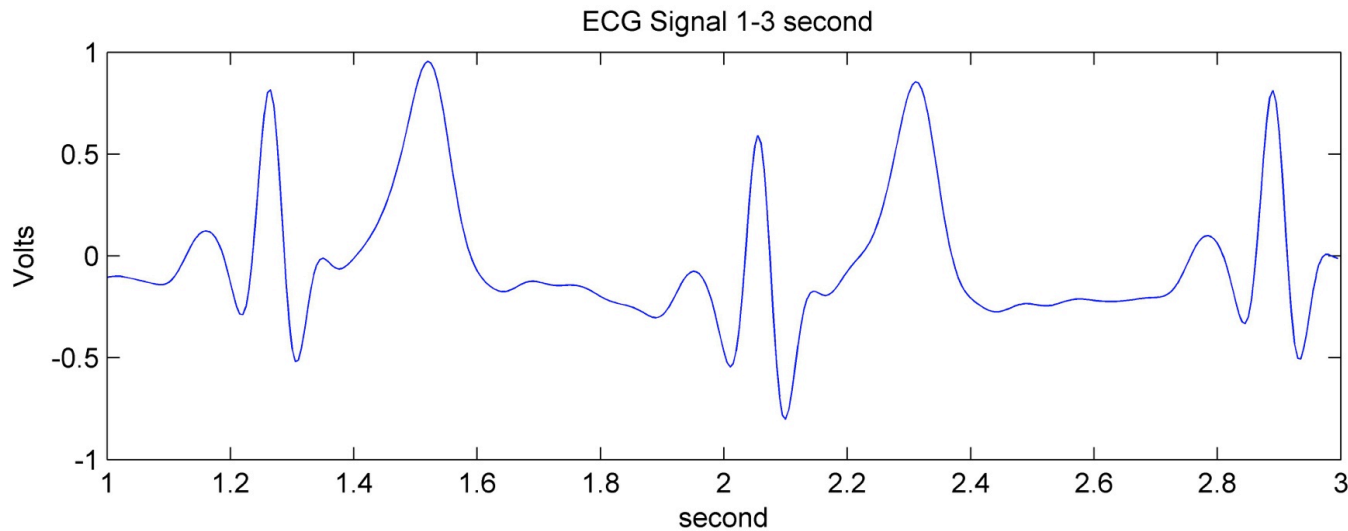
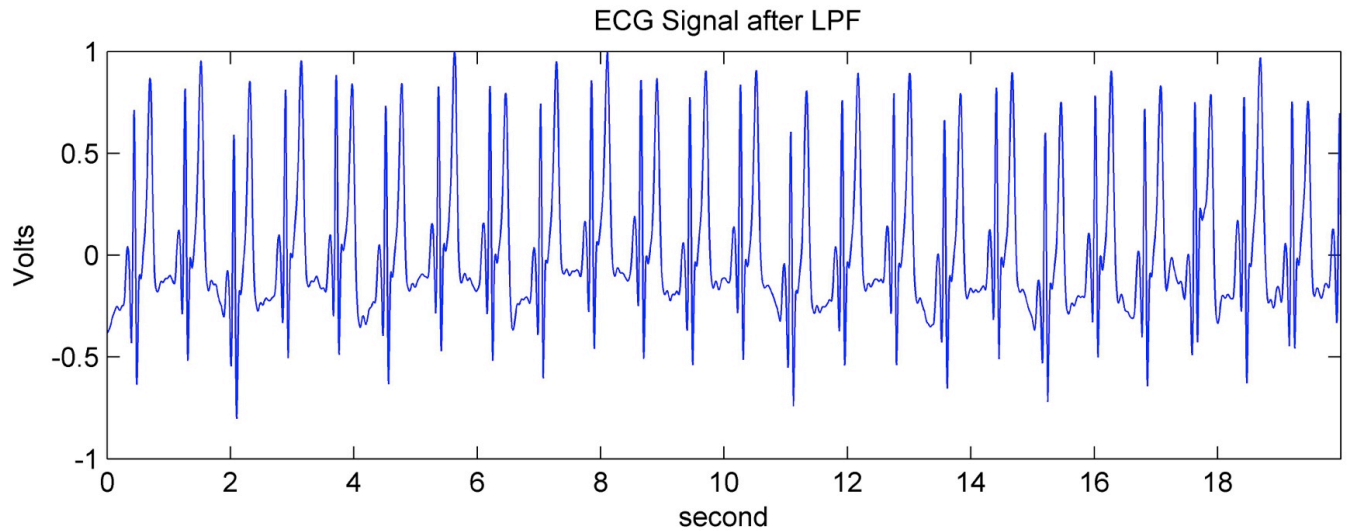
# Applicazione Algo Pan-Tompkins (II)

Segnale ECG dopo eliminazione componenti continue



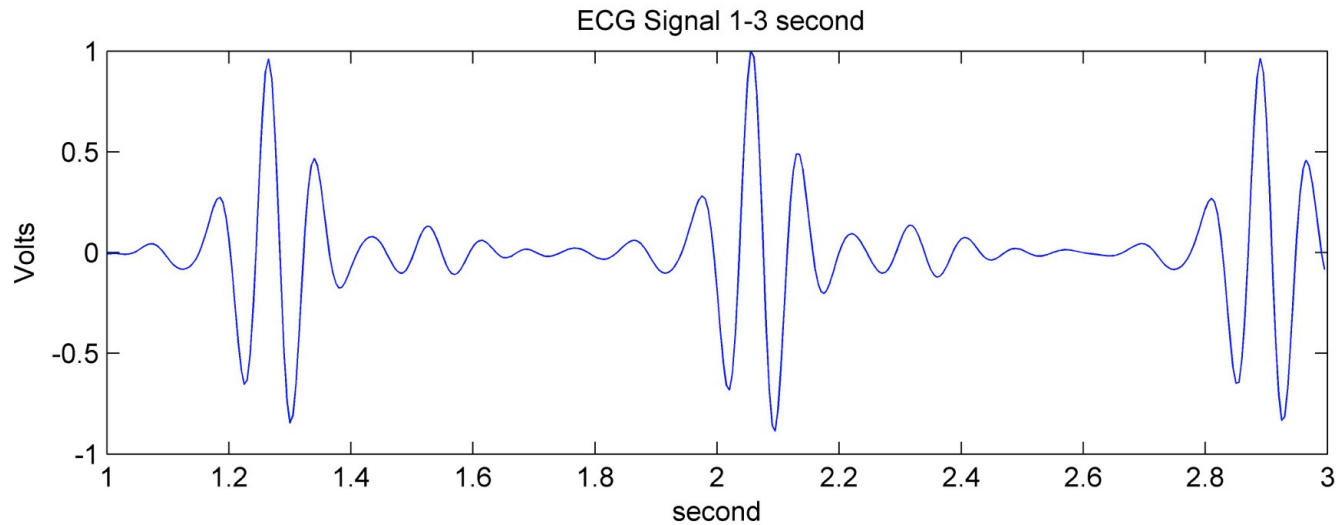
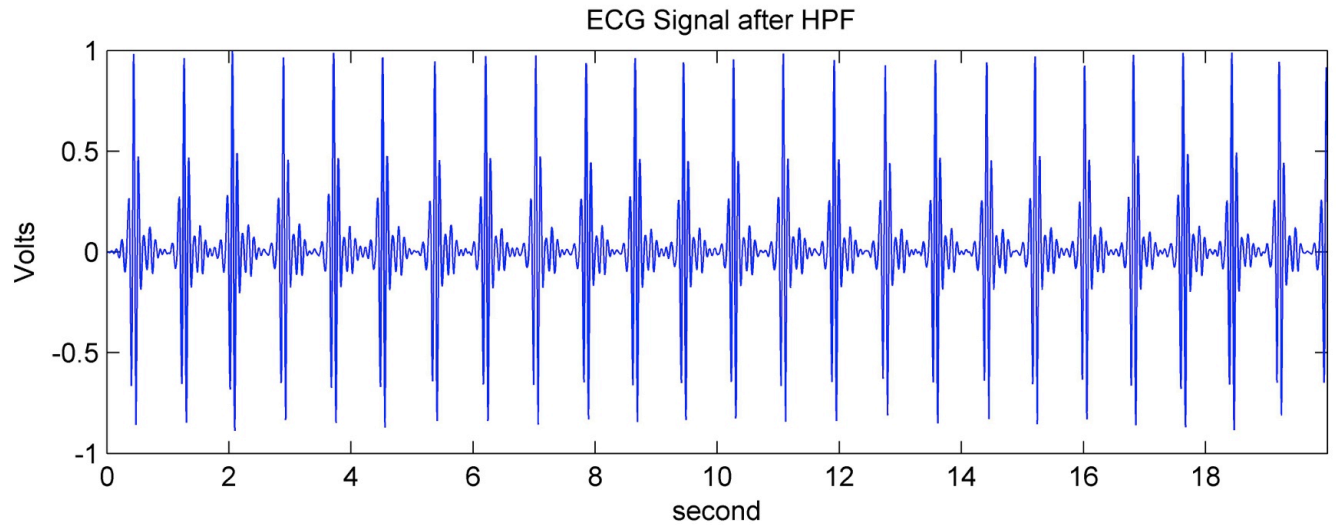
# Applicazione Algo Pan-Tompkins (III)

Segnale ECG dopo filtro Passa Basso



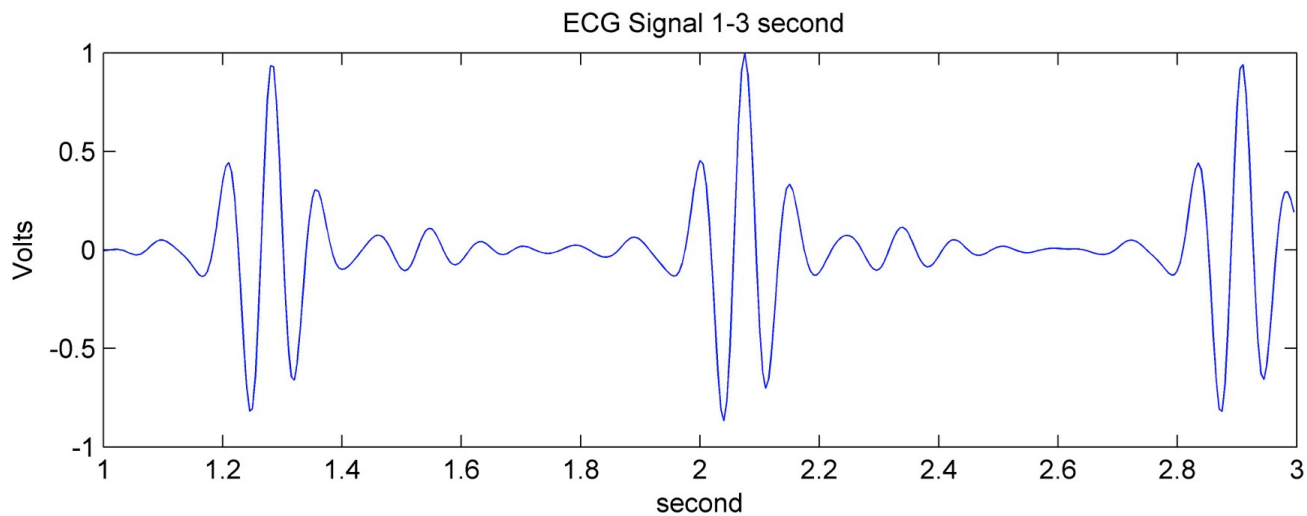
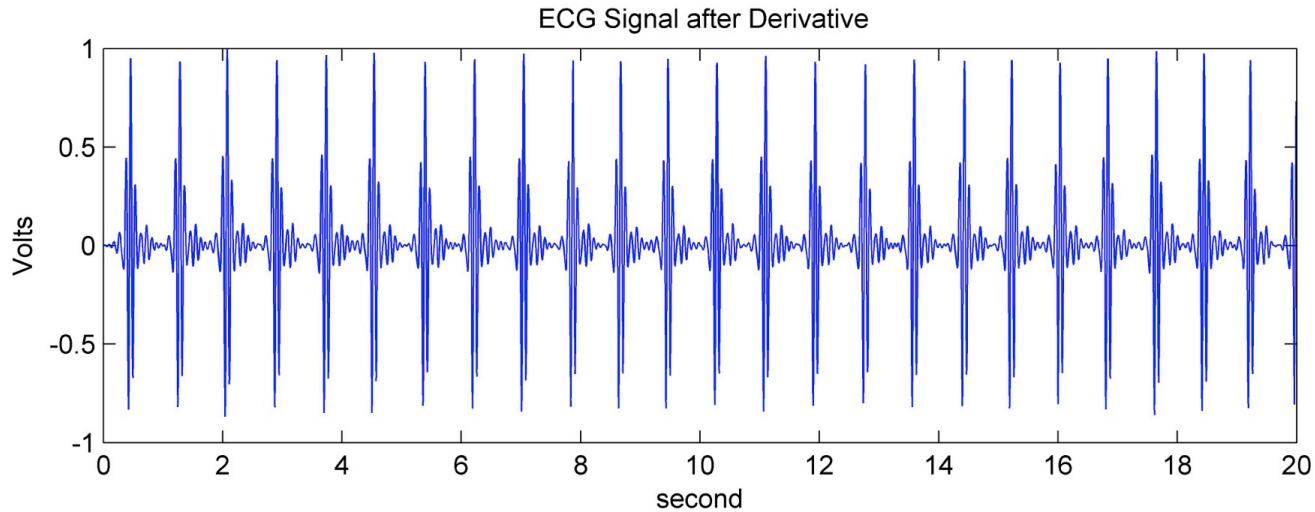
# Applicazione Algo Pan-Tompkins (IV)

Segnale ECG dopo filtro Passa alto



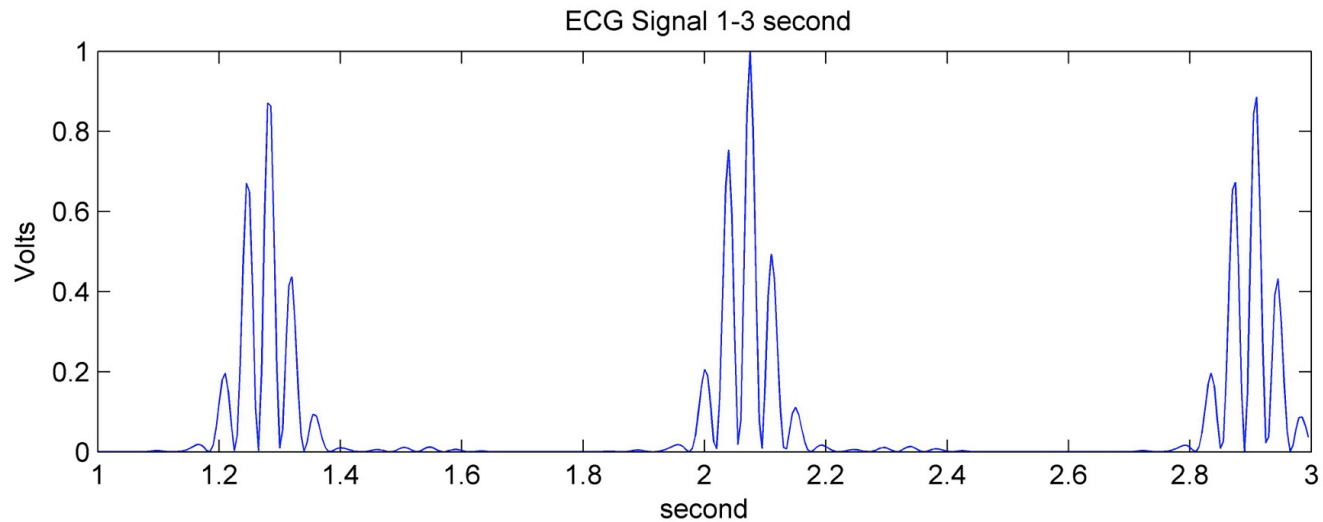
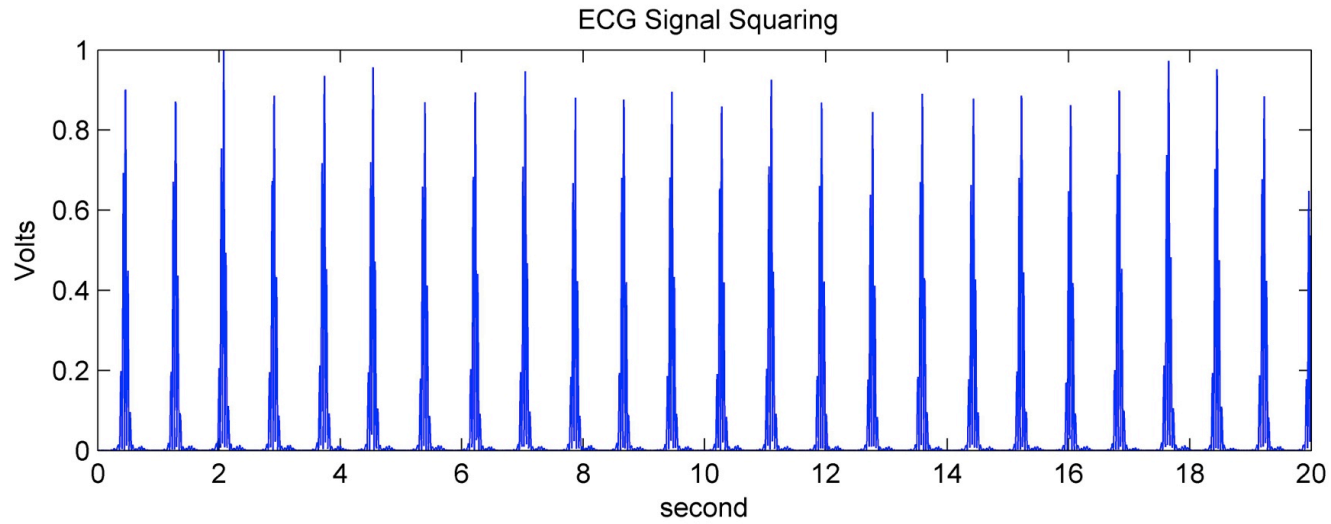
# Applicazione Algo Pan-Tompkins (V)

Segnale ECG dopo filtro derivativo



# Applicazione Algo Pan-Tompkins (VI)

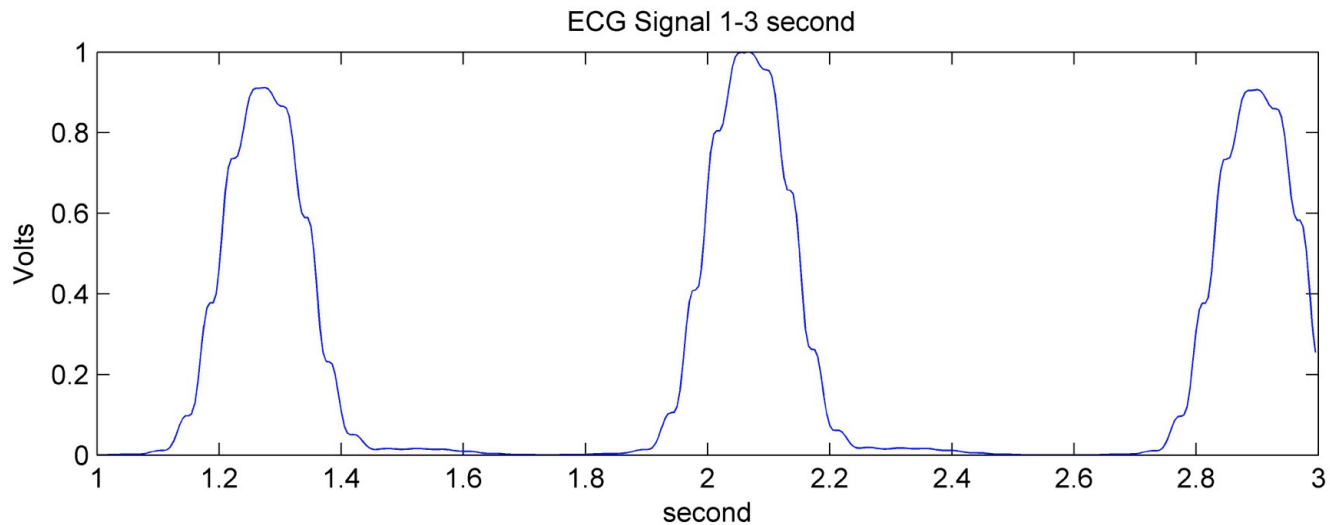
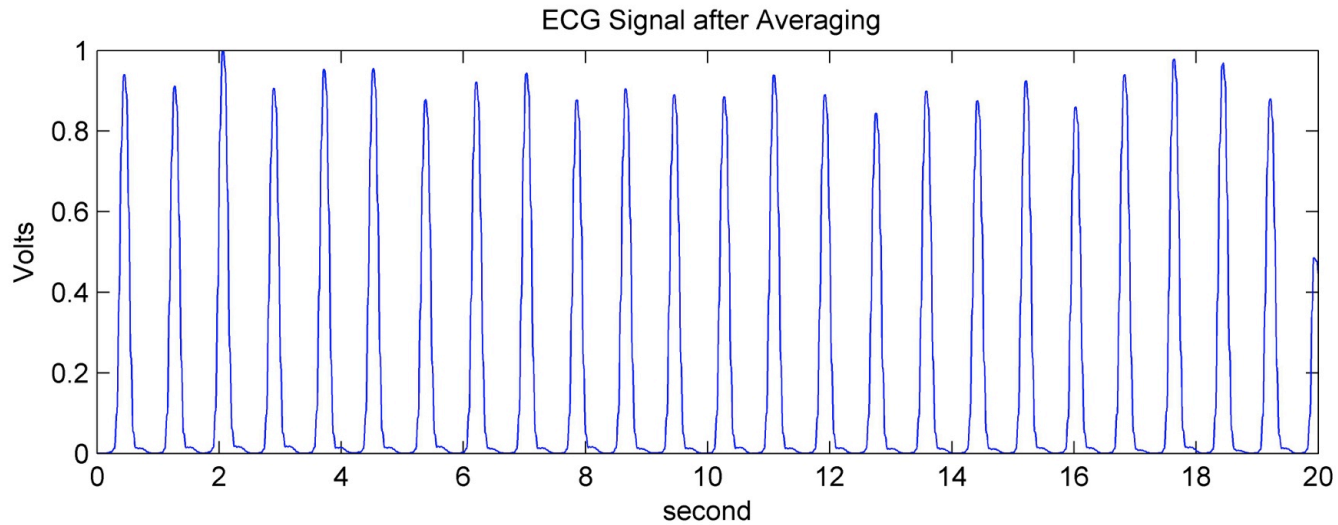
Segnale ECG dopo elevazione al quadrato





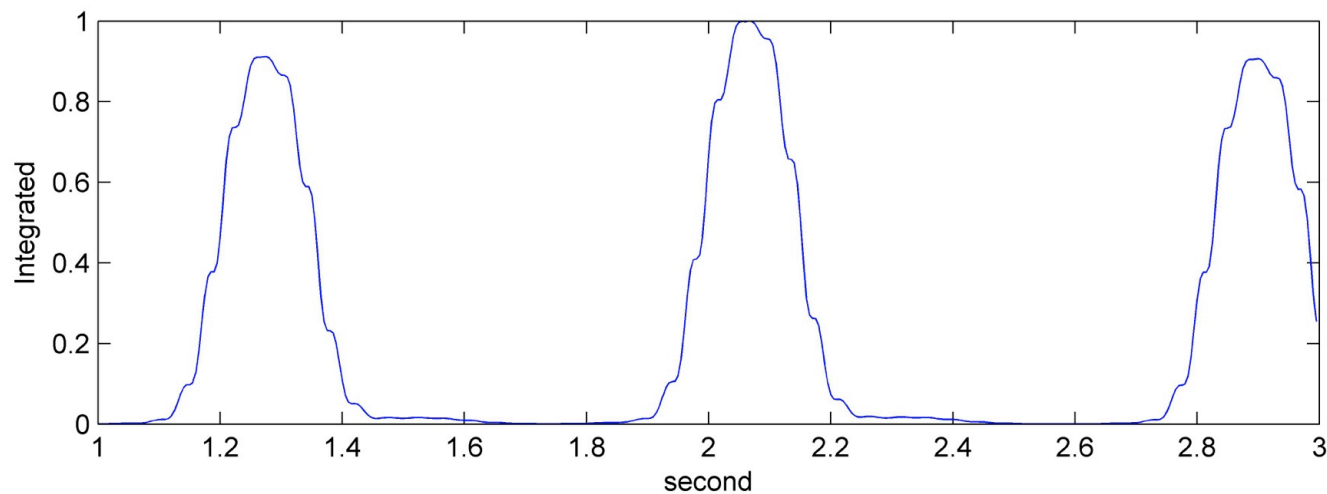
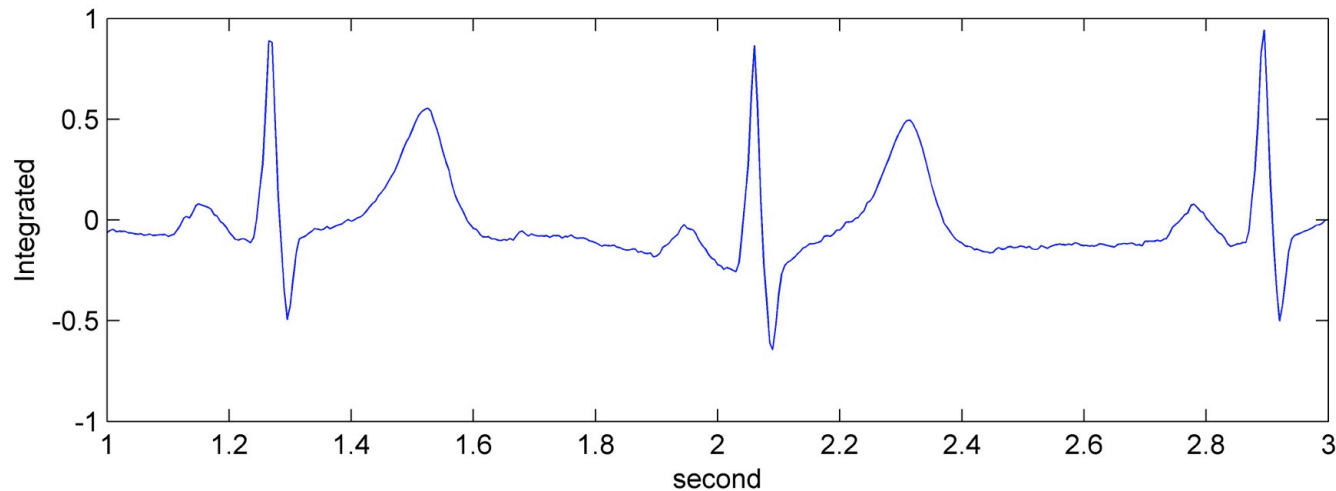
# Applicazione Algo Pan-Tompkins (VII)

Segnale ECG dopo filtro integratore



# Applicazione Algo Pan-Tompkins (VIII)

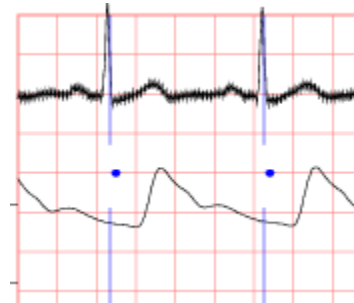
Segnale ECG iniziale (figura in alto) e finale dopo l'applicazione dei vari blocchi del Pan-Tompkins (figura in basso).



# Utilizzo di database

- PhysioBank è un grande archivio pubblico, in continua evoluzione e aumento, di registrazioni digitali di segnali fisiologici e di informazioni sulla loro origine, per poter essere utilizzato dalla comunità scientifica
- PhysioBank attualmente include archivi di segnali multiparametrici di attività cardio-polmonari, attività neuronali, e di altri segnali fisiologici prelevati sia da pazienti sani che da pazienti con diverse comuni patologie
- <http://www.physionet.org/physiobank/>

**PhysioBank**



# II database PhysioNet

## **PhysioBank**

Physiologic signals,  
time series, and  
related clinical data

## **PhysioNet Library**

Tutorials, reference  
guides, challenges,  
and publications

## **PhysioNetworks**

Collaborative development  
of data and software for  
PhysioBank and PhysioToolkit

## **PhysioToolkit**

Open-source software  
for data exploration  
and analysis