



Dispositivi per il monitoraggio di parametri fisiologici e di attività

nicola.carbonaro@centropiaggio.unipi.it

a.tognetti@centropiaggio.unipi.it

Argomenti della lezione

- Segnale ECG
 - Cenni sull'ECG
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale respiratorio (Breathing Rate BR)
 - Sistemi per il monitoraggio del segnale respiratorio
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale accelerometrico
 - E' possibile identificare l'intensità dell'attività dell'utente/paziente
 - Permette di poter avere informazioni utili da combinare/correlare con i parametri fisiologici
 - Valutazioni più robuste e affidabili

Argomenti della lezione

- Segnale ECG
 - Cenni sull'ECG
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale respiratorio (Breathing Rate BR)
 - Sistemi per il monitoraggio del segnale respiratorio
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale accelerometrico
 - E' possibile identificare l'intensità dell'attività dell'utente/paziente
 - Permette di poter avere informazioni utili da combinare/correlare con i parametri fisiologici
 - Valutazioni più robuste e affidabili

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)

Il segnale ECG

- 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.
- 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

Derivazioni di Einthoven

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

- $V_I = La - Ra$

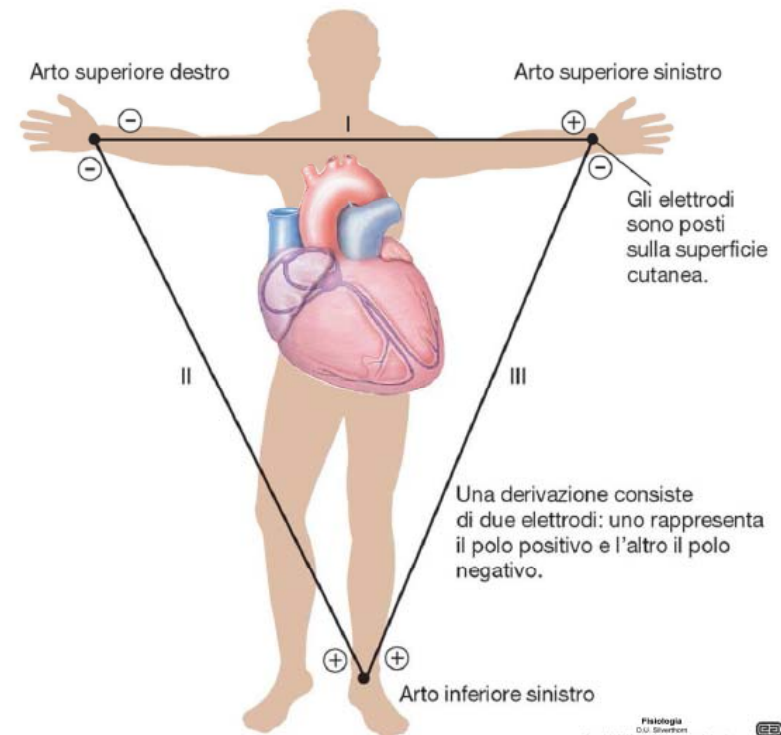
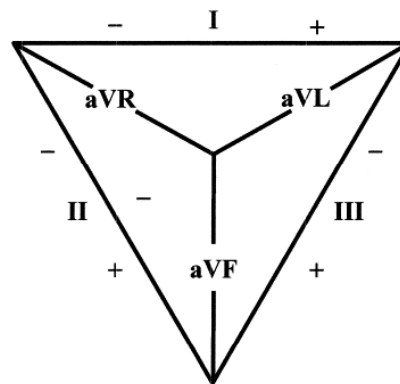
- $V_{II} = LL - Ra$

- $V_{III} = LL - La$

- $aVR = Ra - (La + LL)/2$

- $aVL = La - (Ra + LL)/2$

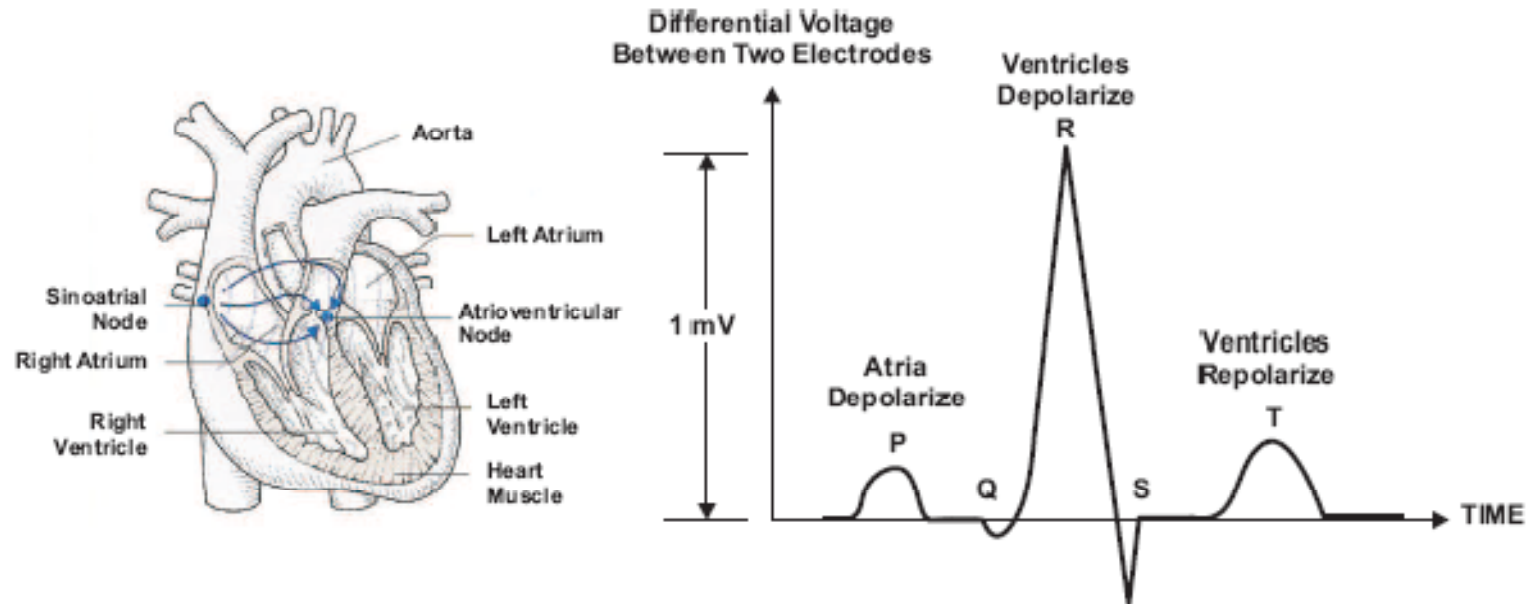
- $aVF = LL - (Ra + La)/2$



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.



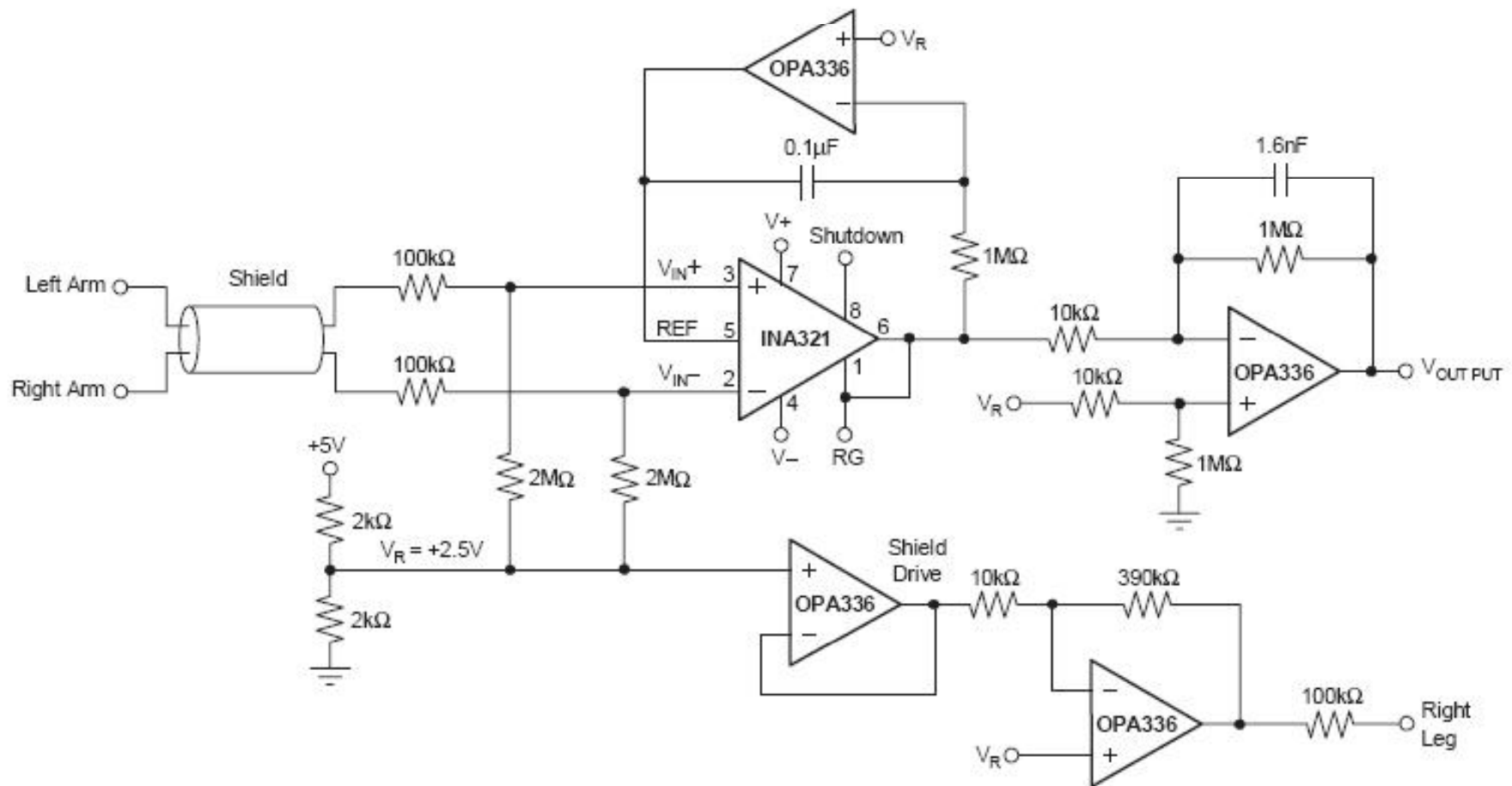
Grandezze tipiche ECG

Progettazione di un elettrocardiografo

▪ Specifiche del front-end analogico:

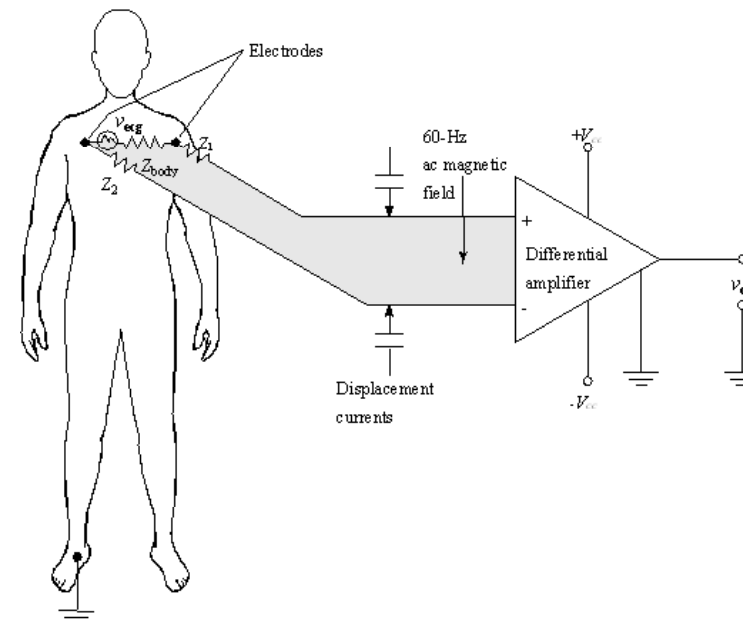
- Amplificazione di un fattore all'incirca 1000 (60db) solo nella banda utile
 - Per il monitoraggio freq. comprese 0.05 – 50 Hz
 - Per la diagnostica freq. fino al 1KHz
- Alta impedenza d'ingresso per evitare che l'impedenza incognita dell'elettrodo possa creare una partizione del segnale, attenuandolo
- 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

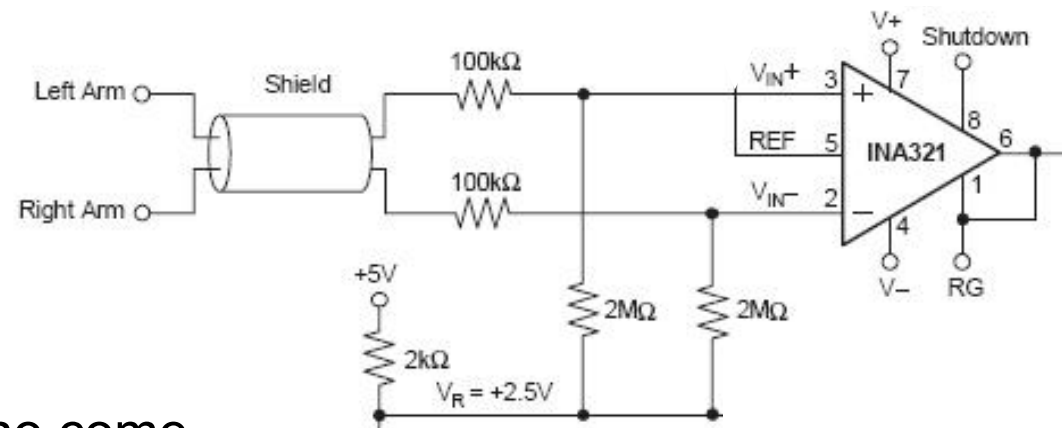
- L'amplificatore differenziale usato è un INA321
 - Basso costo, bassa amplificazione dei segnali differenziali e bassi consumi di potenza
 - Amplificazione selezionabile attraverso R_g esterna
 - $5\times$ per l'ECG (nessuna R_g)
 - Reiezione del rumore del segnale a modo comune, incluso frequenza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



I Stadio – II differenziale

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

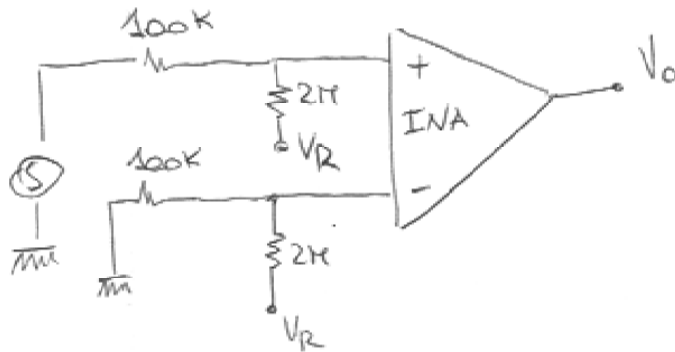
$$\rightarrow V_{out_INA} = V_{ECG} \times 5 + V_{REF}$$



- Le resistenze a $2M\Omega$ 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



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

$$\Rightarrow V^+ = V_R \cdot \frac{100k}{100k + 2M} + S \cdot \frac{2M}{2M + 100k} \approx 1$$

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

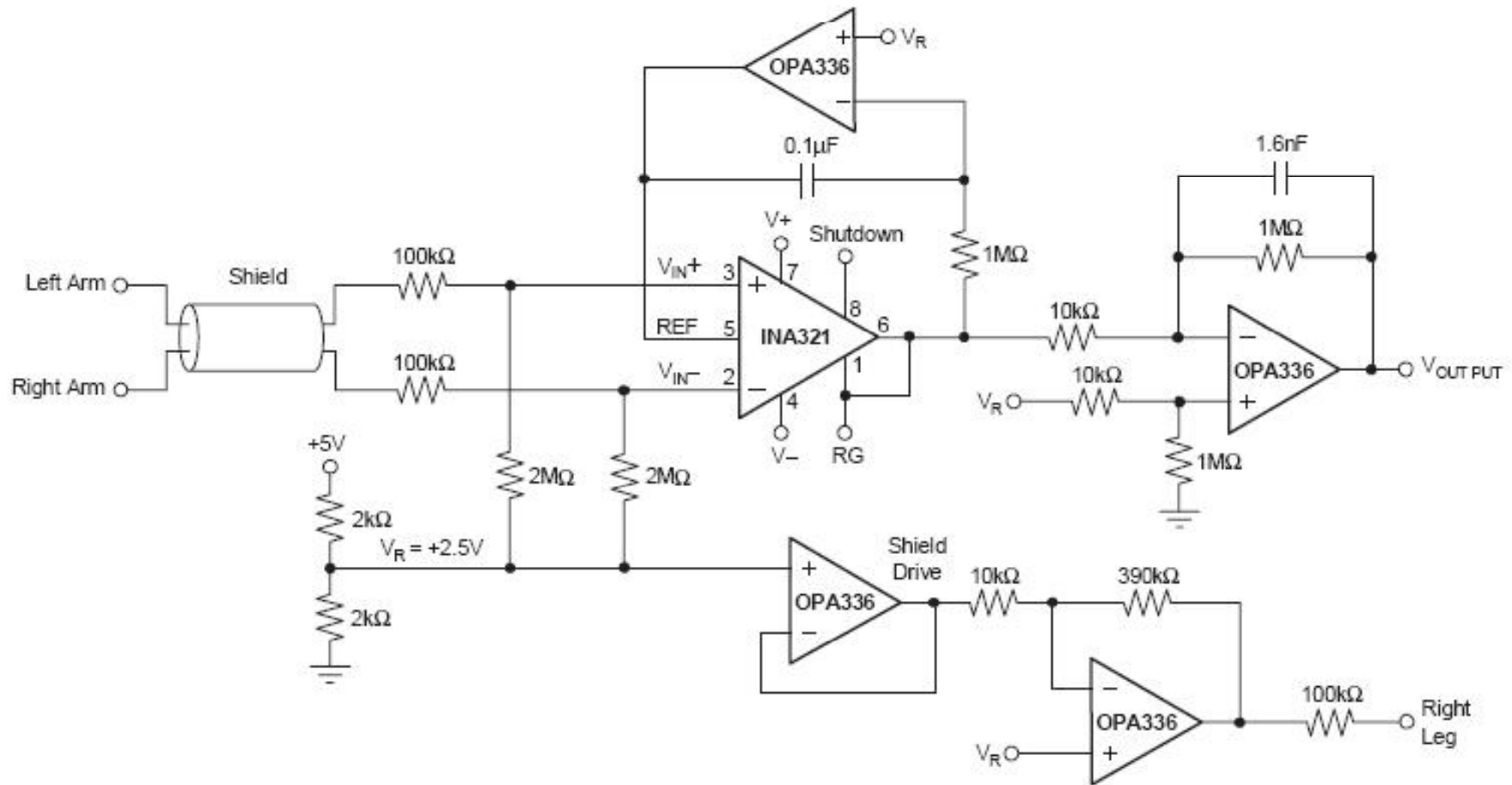
$$\Rightarrow V_o = 5 \times \left(V_R \cdot \frac{100k}{100k + 2M} + S \cdot \frac{2M}{2M + 100k} - V_R \cdot \frac{100k}{100k + 2M} \right)$$

$$V_o = S \times 5$$

II° Stadio – Filtraggio Passa Alto

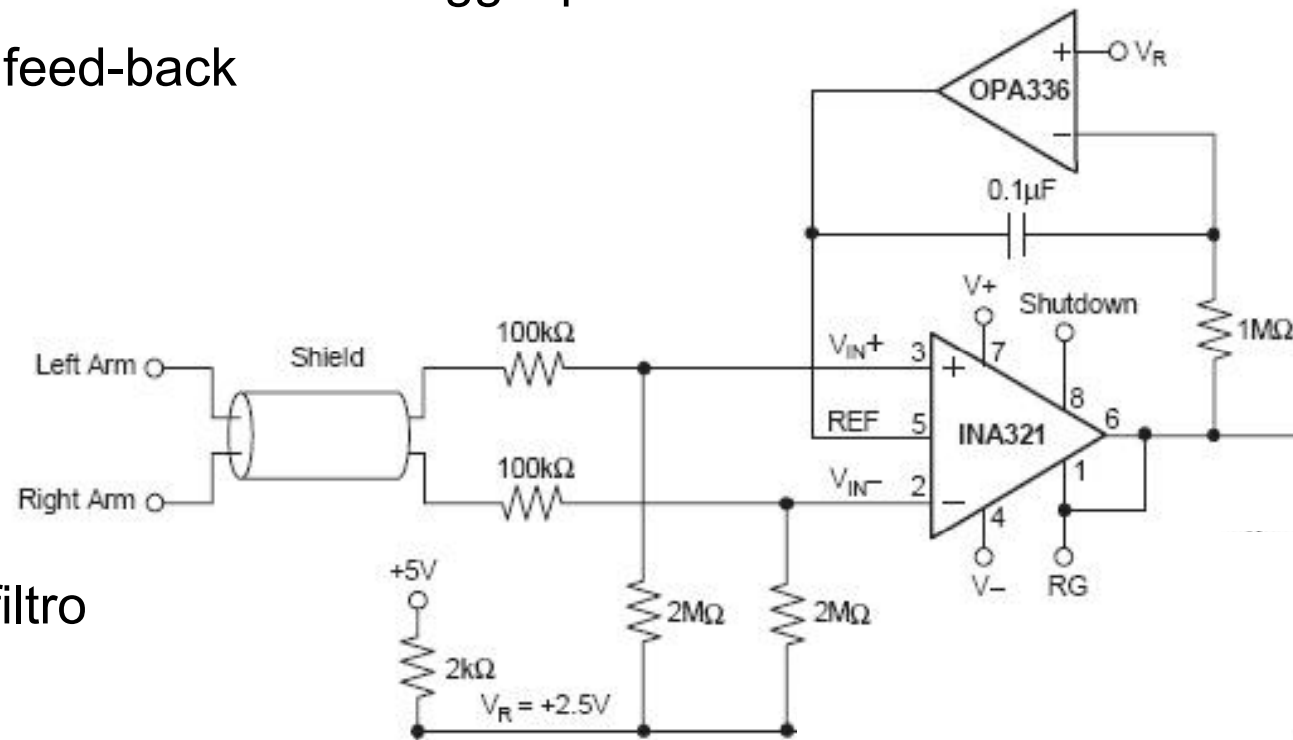
- La seconda specifica da soddisfare è quella sulla reiezione degli off-set e dei disturbi in continua
 - Filtro passa alto che tagli le componenti sotto i 50mHz
 - Per il monitoraggio freq. comprese 0.05 – 50 Hz
- Dove posizionare il filtro?
 - Sul segnale attenua troppo il segnale stesso assieme al 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

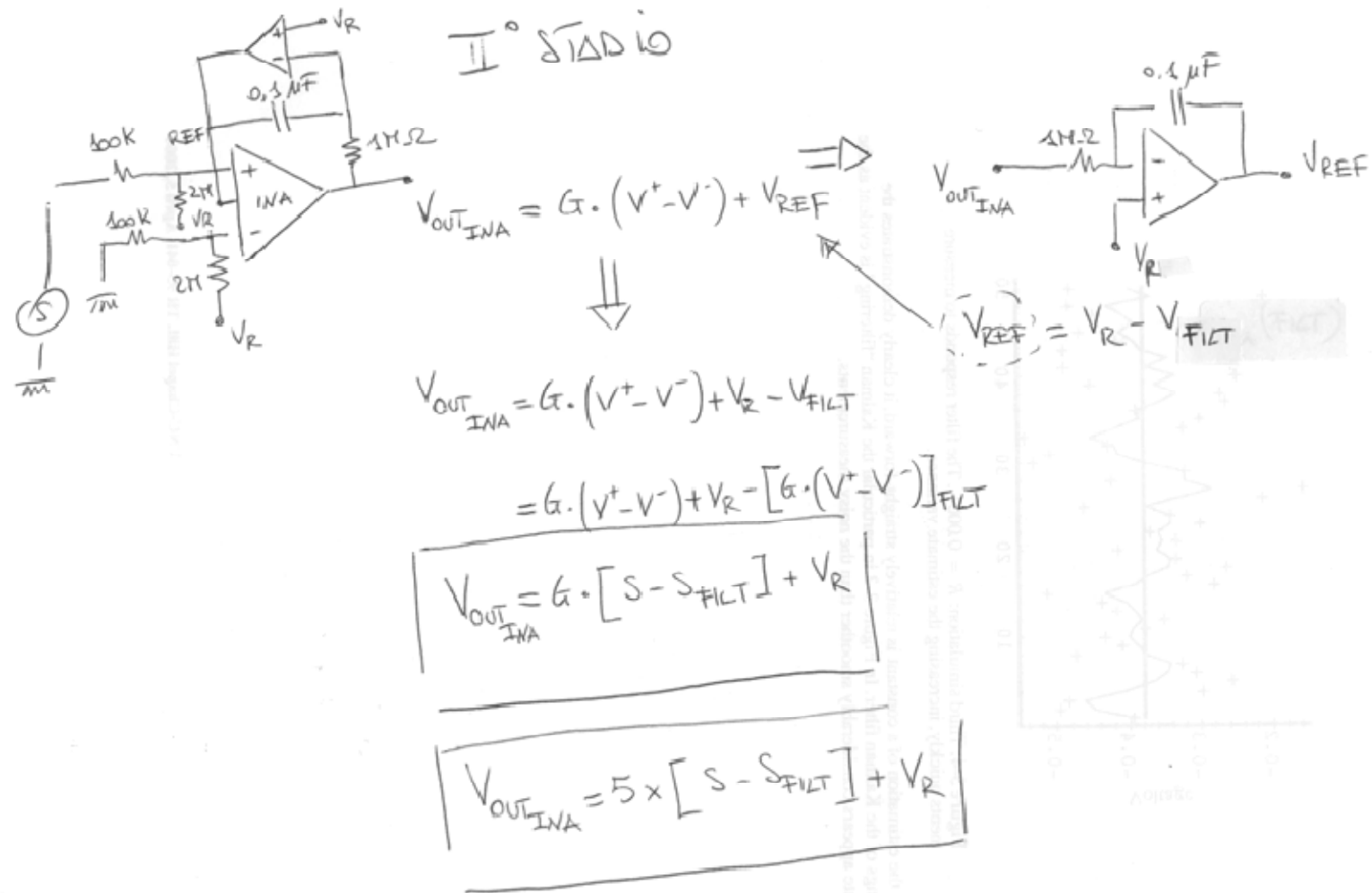


Freq di taglio del filtro

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

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

II Stadio – Filtro passa alto con integratore



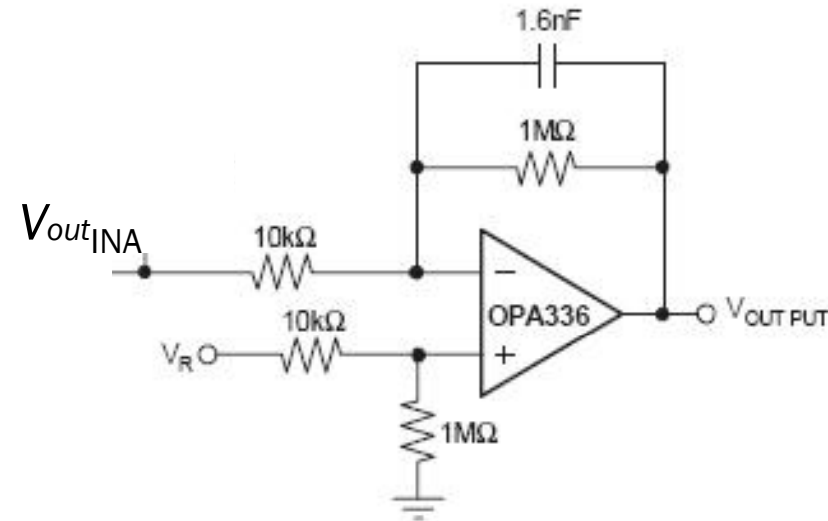
III Stadio – Filtraggio Passa basso e Amplificazione

■ Stadio di Amplificazione 100x

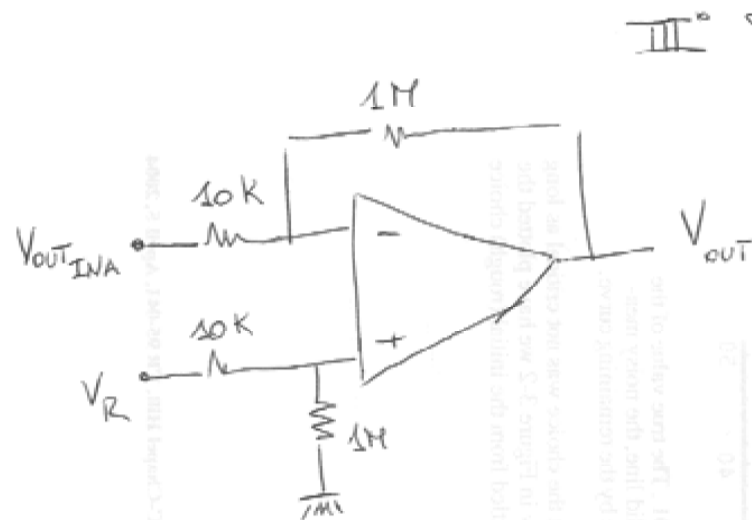
- Rapporto $1\text{M}\Omega/10\text{K}\Omega$
- Unito al precedente 5x ottengo
 - $G_{\text{FIN}} = 5 \times 100 = 500 \times$

■ 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

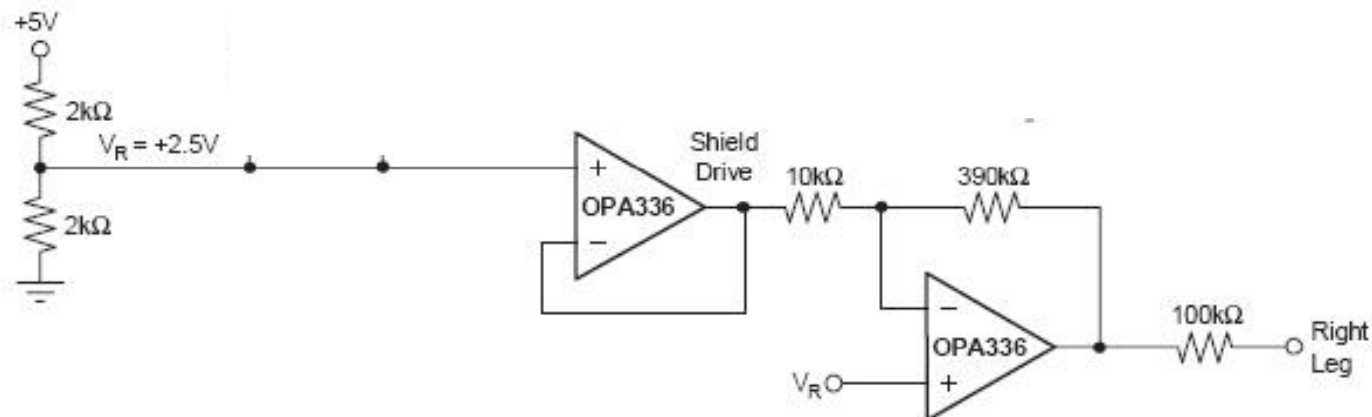


$$\begin{aligned}
 V_{OUT} &= V_R \cdot \left(1 + \frac{1M}{10K}\right) - V_{OUT_INA} \left(\frac{1M}{10K}\right) \\
 &= 100 \cdot V_R - 100 \cdot (5 \times [S - S_{FILT}] + V_R) \\
 &= 100 \cancel{V_R} - 500 \times [S - S_{FILT}] - 100 \cancel{V_R} \\
 \Rightarrow V_{OUT} &= -500 \times [S - S_{FILT}]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

FAITTORE DI GUADAGNO
100

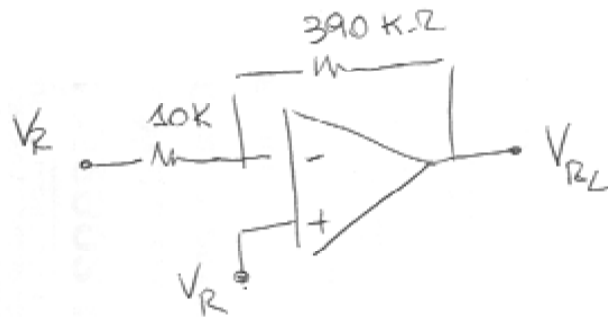
Pilotaggio della gamba destra

- 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

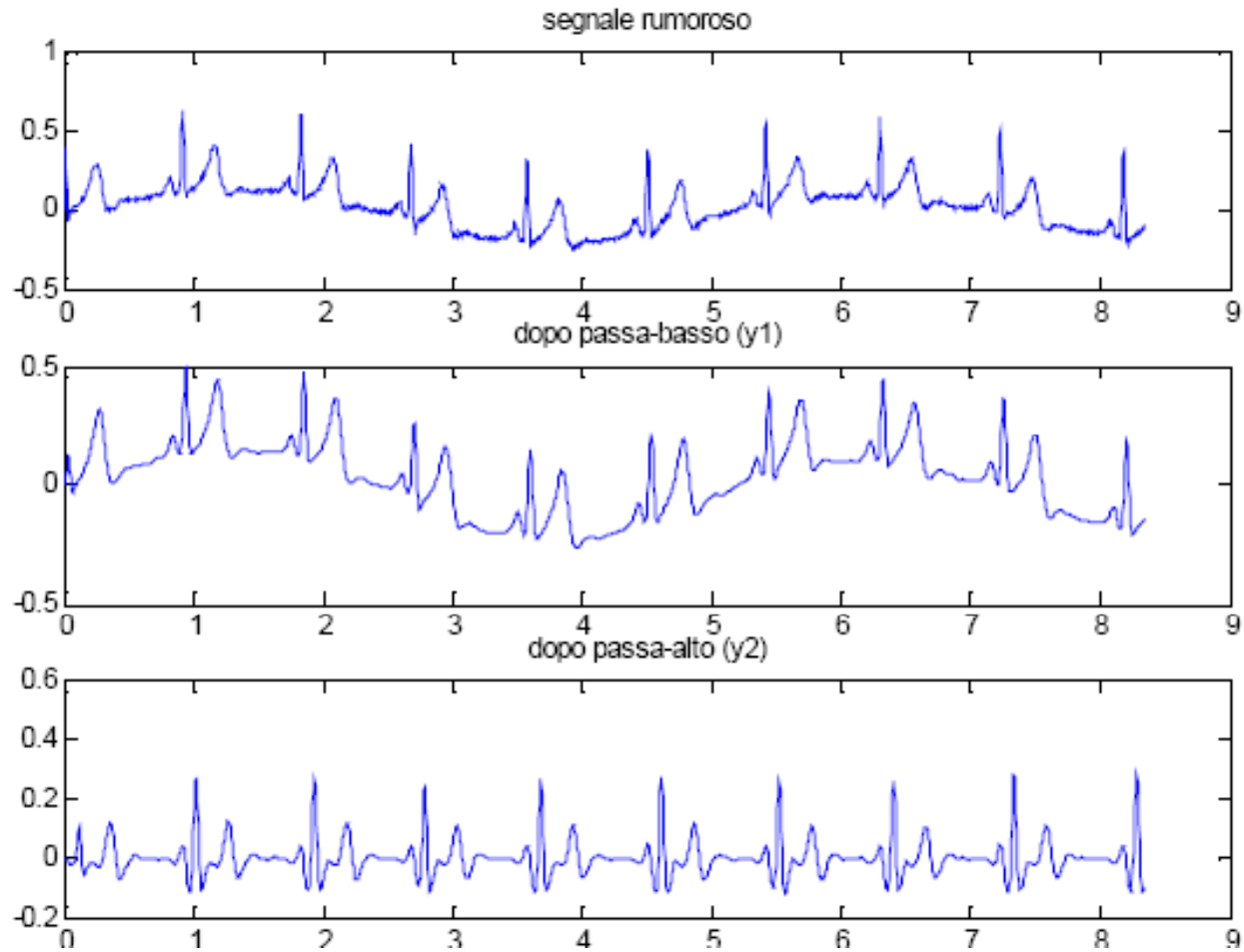


$$V_{RL} = V_R \left(1 + \frac{390K\Omega}{10K\Omega} \right) - V_R \left(\frac{390K\Omega}{10K\Omega} \right)$$

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

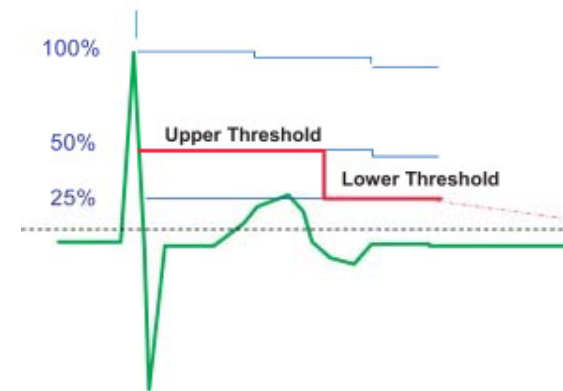
$$V_{RL} = V_R$$

Esempio utilizzo del front-end Analogico



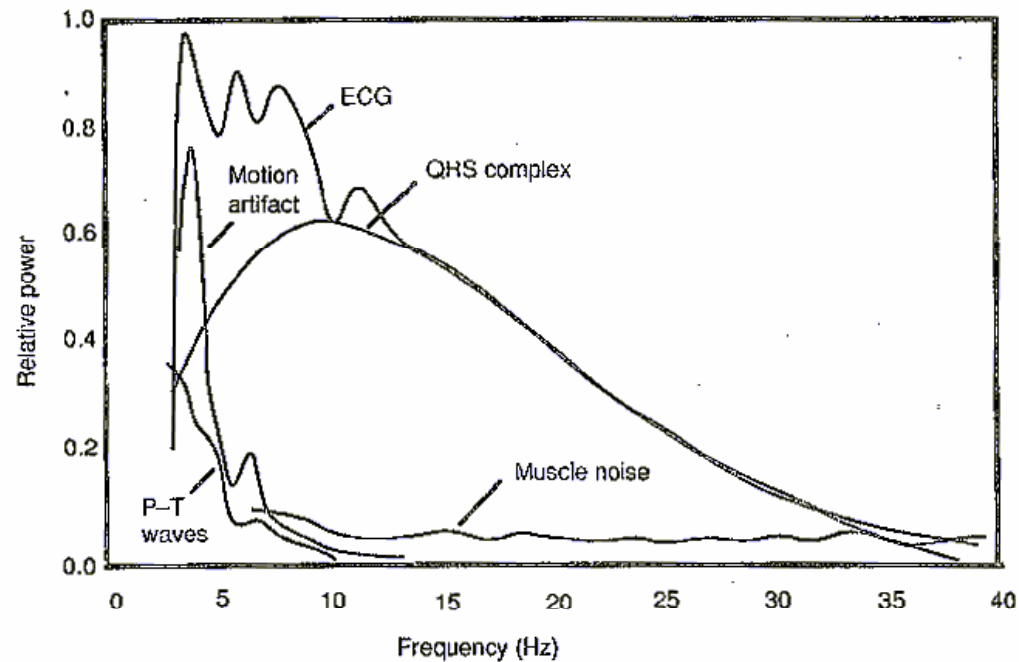
Riconoscimento del QRS dal segnale ECG

- 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



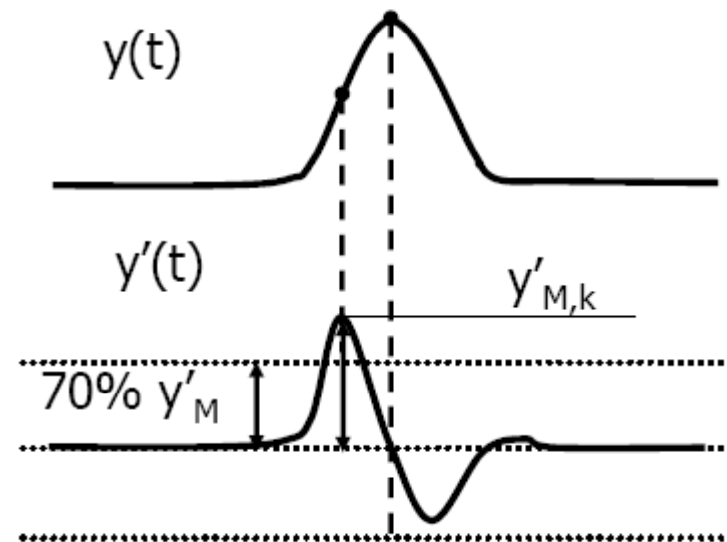
Segnale ECG principali rumori sovrapposti

- 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



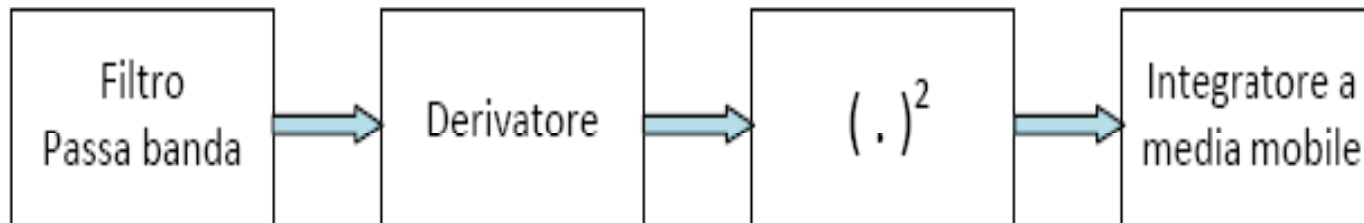
Riconoscimento del QRS - derivata/soglia

- 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



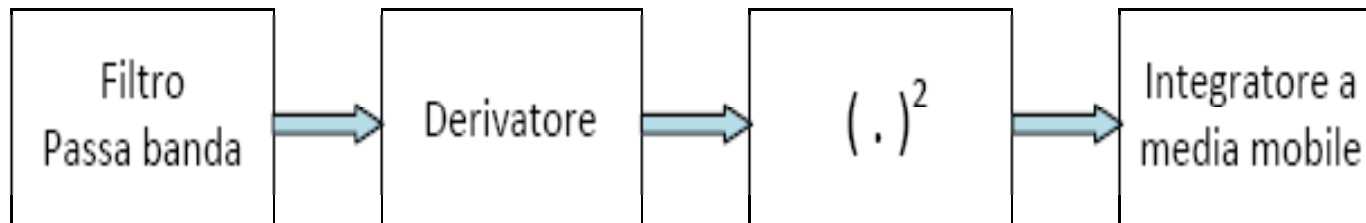
Riconoscimento QRS: L'algoritmo di Pan -Tompkins

- 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)

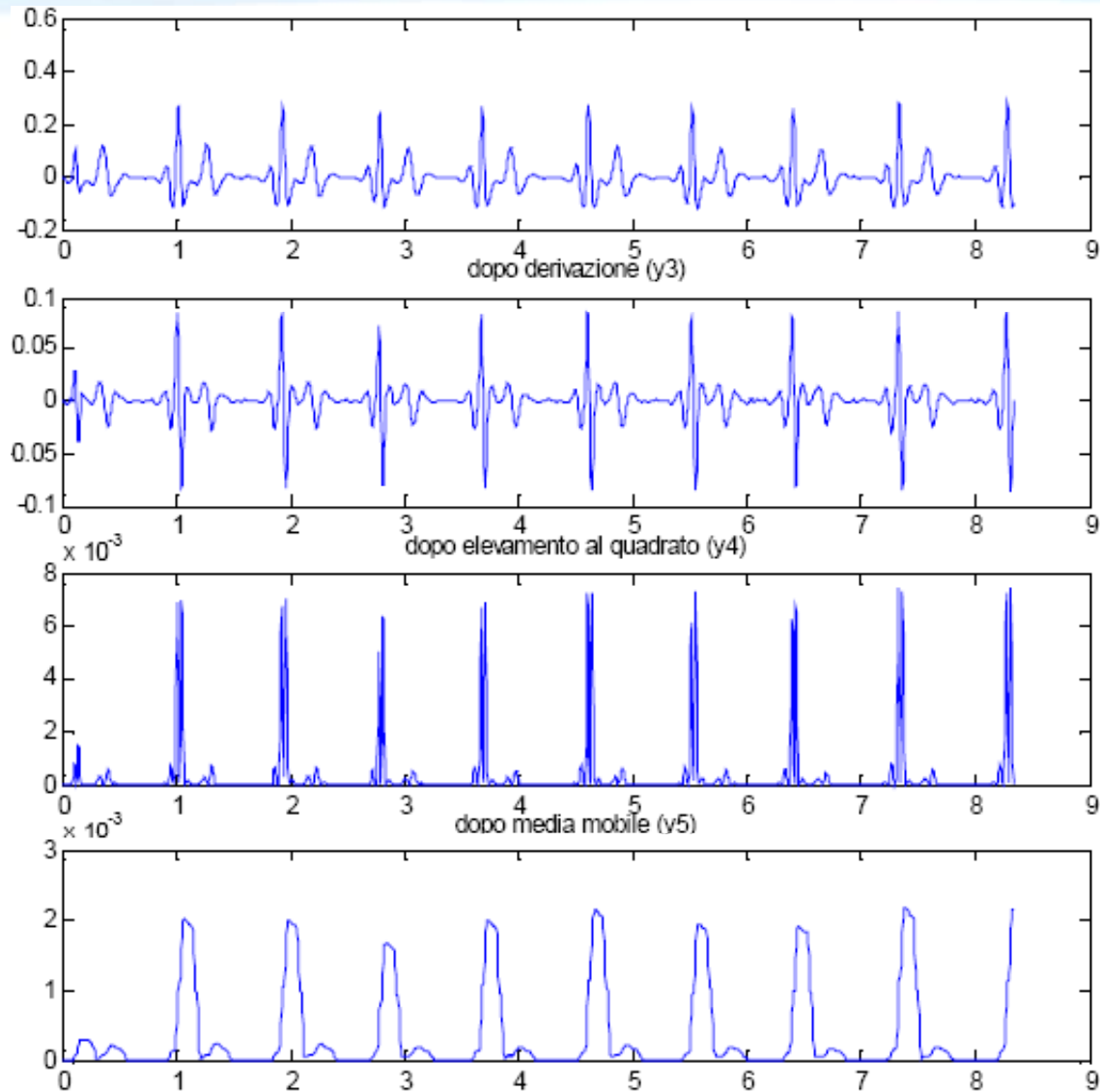


Riconoscimento QRS: L'algoritmo di Pan -Tompkins

- 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



Argomenti della lezione

- Segnale ECG
 - Cenni sull'ECG
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale respiratorio (Breathing Rate BR)
 - Sistemi per il monitoraggio del segnale respiratorio
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale accelerometrico
 - E' possibile identificare l'intensità dell'attività dell'utente/paziente
 - Permette di poter avere informazioni utili da combinare/correlare con i parametri fisiologici
 - Valutazioni più robuste e affidabili

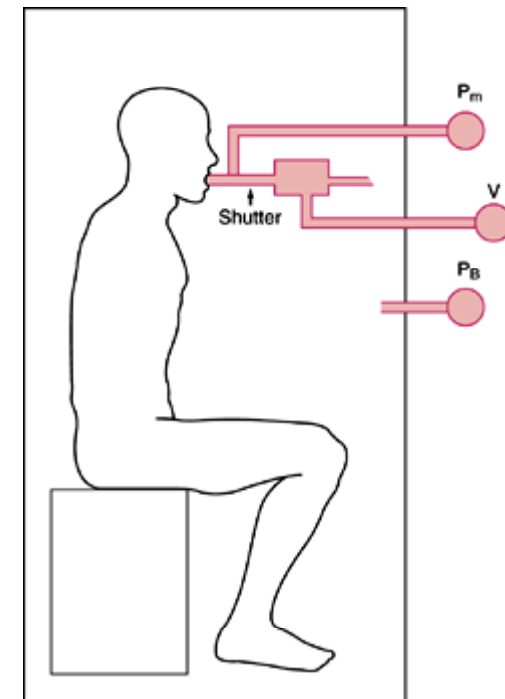
Rilevazione della frequenza respiratoria

- L'attività respiratoria è un task fisiologico importante per la vita di un organismo. La frequenza respiratoria è un segnale vitale utilizzato per monitorare la progressione di possibili malattie e come possibile marker per la diagnosi di malattie serie
 - Ex: alterazioni nell'attività respiratoria possono predire eventi come arresti cardiaci
- Esistono diversi metodi per il monitoraggio del respiro
 - Alcuni misurano la quantità di aria scambiata durante l'attività respiratoria
 - Misurazione diretta
 - Molti altri metodi (indiretti) rilevano parametri fisiologici correlati al respiro
 - Cambiamenti nella circonferenza del torace e/o della sua sezione
 - Misura dell'impedenza trans-toracica

Metodi per l'analisi del respiro

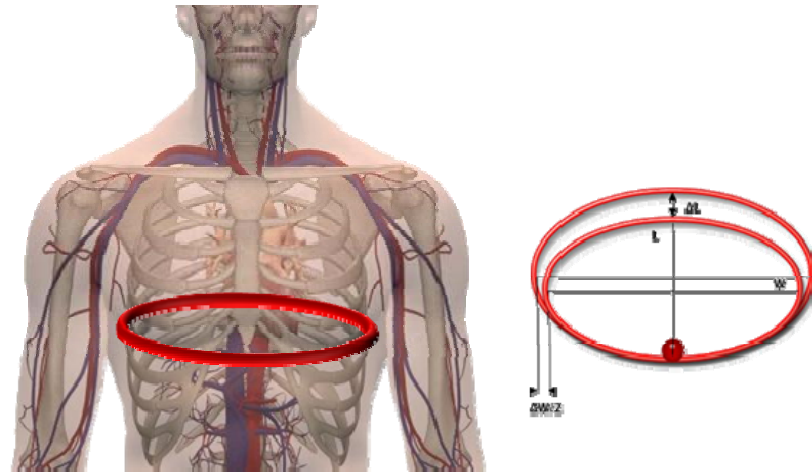
Tecniche indirette che possono essere utilizzate per l'utilizzo in sistemi "wearable" sono:

- pletismografia ad induttanza
- pletismografia ad impedenza
- pneumografia piezoresistiva
- pneumografia piezoelettrica
- Questi sistemi sono minimamente invasivi e non interferiscono con l'attività fisica del soggetto
 - molti di loro soffrono del rumore da artefatti da movimento
- Tutte queste misure differiscono per il tipo di sensore utilizzato



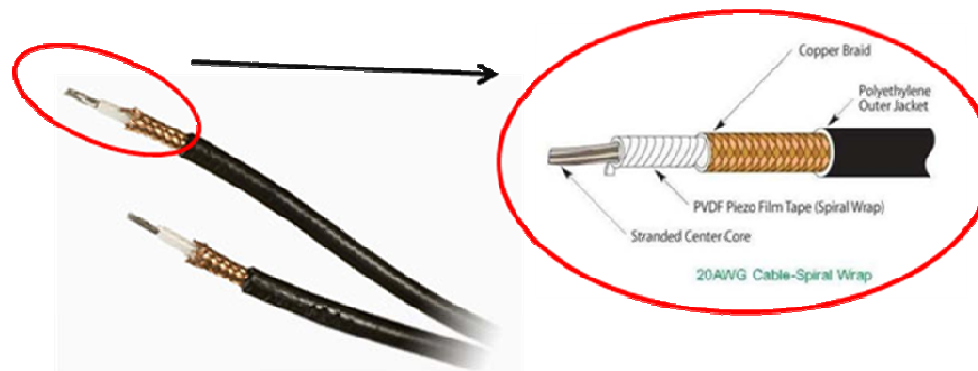
Metodo con sensore PiezoElettrico

- L'idea di base è che si vuole misurare la variazione della circonferenza toracica dovuta all'attività respiratoria
 - Serve un sensore che mi rilevi questo parametro?
- Sensore Piezoelettrico
 - Ad una variazione meccanica della sua lunghezza, corrisponde una variazione elettrica misurabile
 - Misurare le forze meccaniche esercitate dal movimento toracico e correlarlo alla frequenza fondamentale dell'attività respiratoria



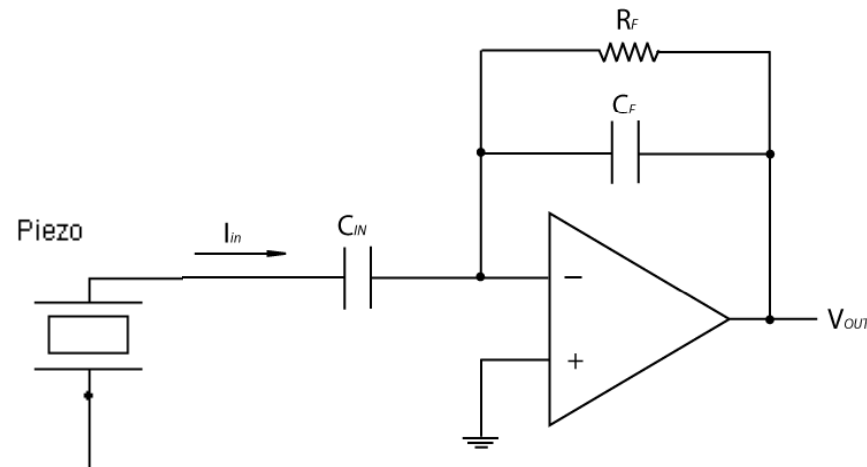
Sensore commerciale PiezoElettrico

- Il sensore (realizzato da Measurement Specialties) è costituito da un film sottile di PVDF (polivinilidenfluoruro, materiale piezoelettrico) rivestito da un altro strato conduttivo al fine di formare un sandwich di materiali diversi.
- Il cavo ha misure di diametro di 0.813mm e sezione 0.519mm² , una capacità tipica di 650 pFm-1 e sensibilità di 20 pCN-1
- Quando il cavo è compresso o allungato, si genera una carica tra i due strati del cavo, proporzionale alla variazione meccanica.



Sistema di lettura – Front-end analogico

- Bisogna utilizzare uno schema che ci permetta di leggere e monitorare la variazione della carica presente nel sensore per correlarla successivamente alla frequenza respiratoria
- Usiamo lo schema dell'amplificatore di carica
 - La carica del sensore è convertita in una tensione proporzionale
 - $V_{out} = Q/C_f$



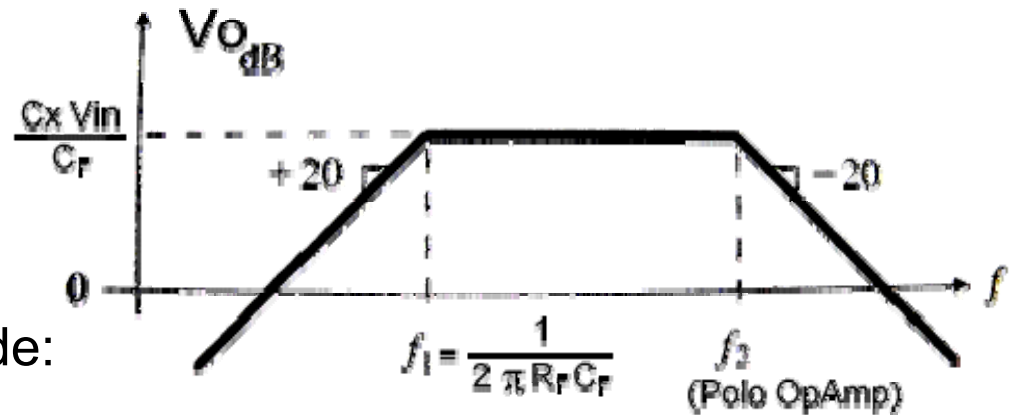
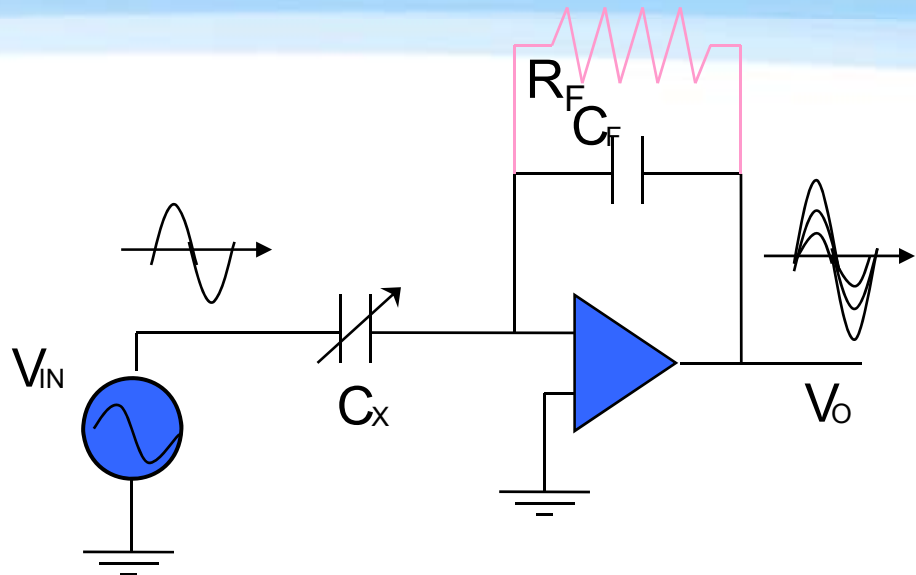
Lettura della variazione di carica

Il charge amplifier così ottenuto ha una FdT Con un polo nullo
 → Integra gli errori costanti:
 La corrente di Offset dell'OpAmp lo fa saturare!

Si aggiunge una resistenza R_F per ottenere un comportamento "PASSA BANDA":

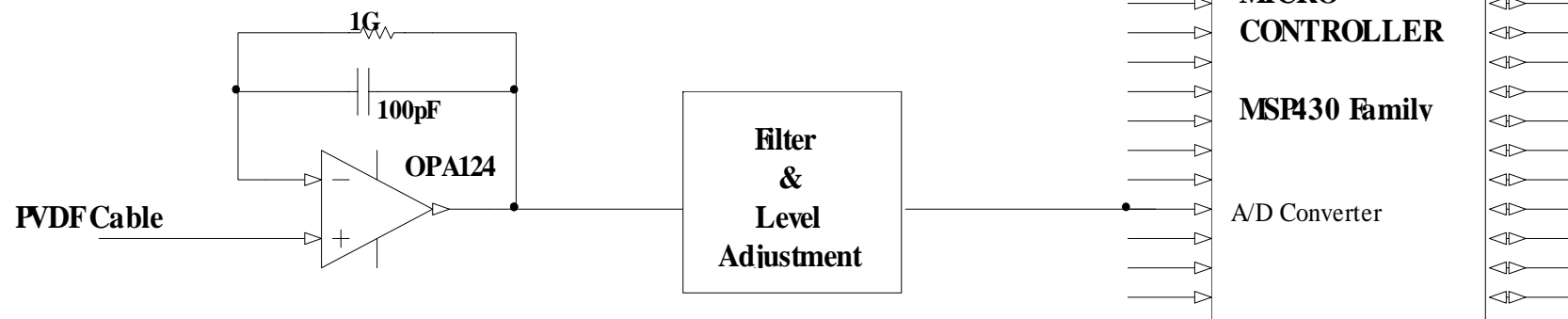
- A frequenze BASSE R_F assorbe la (lenta) iniezione di carica, con piccoli valori di V_o ,
- A frequenze ALTE il polo dominante dell'OpAmp attenua.

Risulta questo Diagramma di Bode:

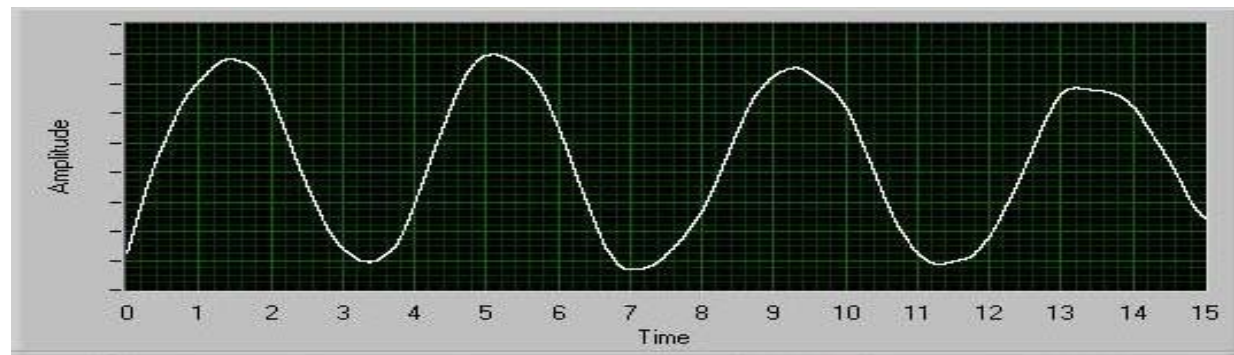
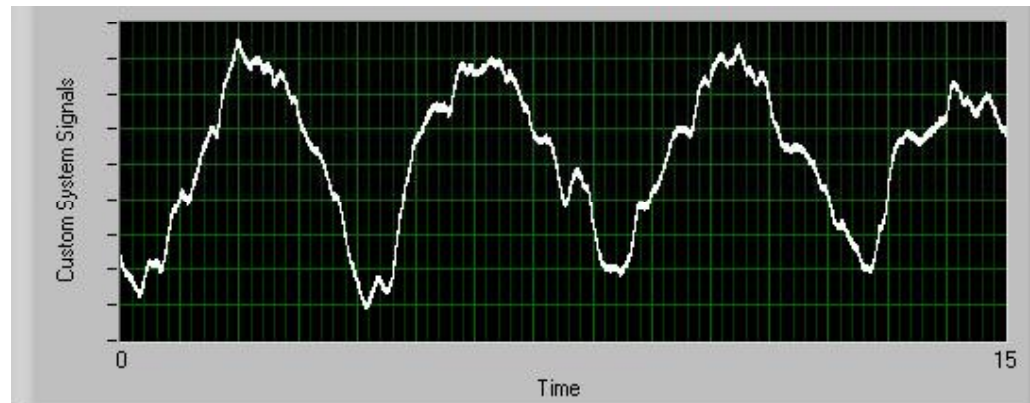


Schema reale di un dispositivo

- Il blocco che utilizza l'amplificatore a basso rumore ottimizza il segnale
 - OPA124, amplificatore operazione a FET che permette prestazioni superiori in termini di correnti di bias, rumore, reiezione del modo comune e consumo di potenza
 - Il blocco del filtro permette di selezionare le frequenze di interesse prima del blocco di campionamento
 - Filtro di Butterworth del secondo ordine è stato implementato con frequenza di taglio di 0.5Hz
 - Frequenze tipiche : 5 – 20 bpm, 3 – 12 Hz



Rilevazione dell'attività respiratoria



Argomenti della lezione

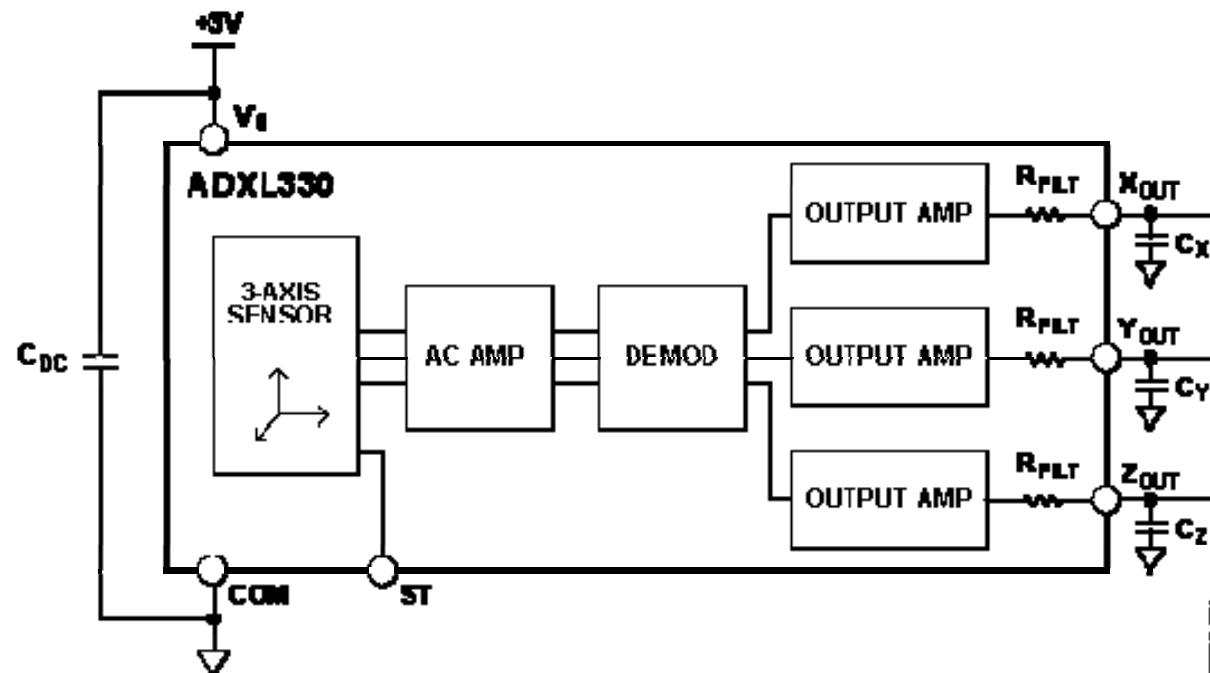
- Segnale ECG
 - Cenni sull'ECG
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale respiratorio (Breathing Rate BR)
 - Sistemi per il monitoraggio del segnale respiratorio
 - Specifiche del sistema di rilevamento
 - Progettazione dell'analog front-end
- Segnale accelerometrico
 - E' possibile identificare l'intensità dell'attività dell'utente/paziente
 - Permette di poter avere informazioni utili da combinare/correlare con i parametri fisiologici
 - Valutazioni più robuste e affidabili

Possibili applicazioni dell'accelerometro

- Le informazioni estratte dai segnali accelerometrici possono essere usate per identificare il contesto di valutazione di parametri fisiologici.
- Come esempio si può citare, come molte ricerche utilizzino il segnale accelerometrico per dare validità e robustezza alla misurazione del Heart Rate Variability (HRV)
 - Il segnale è poco considerabile quando il soggetto in esame svolge attività fisiche (pure di bassa intensità)
- Un segnale che ci dà una stima della intensità di attività effettuata dall'utente è il “signal magnitude area” (SMA), estratto dai segnali di un accelerometro tri-assiale.

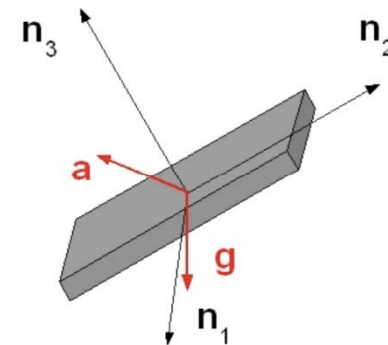
L'accelerometro

- L' [ADXL330](#) prodotto da Analog Device è di piccole dimensioni, sottile, bassi consumi di potenza, analogico, ed è un completo sensore a 3 assi integrato in un unico chip.



- L'accelerometro misura l'accelerazione a cui è sottoposto e l'accelerazione di gravità.
- Considerando un sensore tri-assiale calibrato (i.e. off-set e sensibilità compensata e l'uscita espressa in unità di g), il segnale accelerometrico (y) è formato da due fattori:
 - uno è il vettore gravitazionale (g)
 - l'altro è dovuto all'accelerazione inerziale del sistema (a), entrambi riferiti al sistema di riferimento del sensore:

$$\mathbf{y} = \mathbf{a} - \mathbf{g} \quad \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ y_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{pmatrix}$$



Calcolo del segnale SMA

- In condizioni statiche solo il fattore dovuto alla gravità è presente e di conseguenza, l'inclinazione dell'accelerometro rispetto alla verticale è noto.
- In condizioni dinamiche una stima dell'inclinazione è impossibile da praticare, semplicemente usando i segnali grezzi dell'accelerometro
 - Accelerazione inerziale è sommata a quella gravitazionale
 - L'errore che si commette è più grande quando il soggetto effettua movimenti intensi (come correre o saltare)
- Per poter stimare l'intensità dell'attività effettuata dall'utente si estrae il segnale SMA dalle componenti dell'accelerometro

$$SMA(k) = \frac{1}{N} \left(\sum_{Nk}^{N(k+1)-1} |a_1| + \sum_{Nk}^{N(k+1)-1} |a_2| + \sum_{Nk}^{N(k+1)-1} |a_3| \right)$$

Esempi applicativi

- Test effettuati su soggetti
- Risultati veramente incoraggianti
 - 0.6% del totale di non-walking è classificato erroneamente come walking

<i>a. Classified \ Actual [%]</i>		<i>none</i>	<i>walking</i>	<i>running</i>
<i>1</i>	<i>none</i>	99.4	0.5	0.0
<i>2</i>	<i>walking</i>	0.6	99.5	0.3
<i>3</i>	<i>running</i>	0.0	0.0	99.7

Esempi di Applicazioni

- Classificatore di intensità di movimento
 - Buone performance sono riportate nella matrice di confusione
- La migliore discriminazione si ottiene con le attività “mild” e “intense”

<i>b. Classified \ Actual [%]</i>		<i>none</i>	<i>mild</i>	<i>intense</i>
<i>1</i>	<i>none</i>	95.6	1.2	0.0
<i>2</i>	<i>mild</i>	4.4	98.8	0.3
<i>3</i>	<i>intense</i>	0.0	0.0	99.7