

Dispositivi Minimamente Invasivi

Monitoraggio attività respiratorie

nicola.carbonaro@centropiaggio.unipi.it

Argomenti della lezione

- Segnale respiratorio (Breathing Rate BR)
 - Sistemi per il monitoraggio del segnale respiratorio
 - Specifiche del sistema di rilevamento selezionato
 - Scelta e caratterizzazione del sensore
 - Progettazione dell'analog front-end
 - Elaborazione del segnale
 - Simulazione Matlab

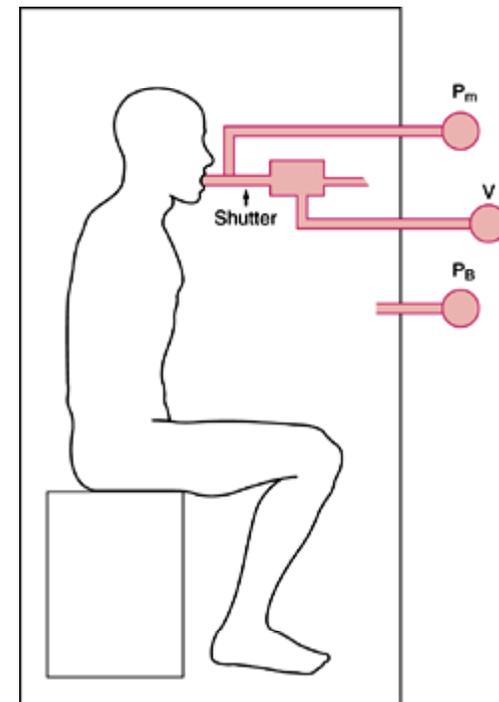
Rilevazione della frequenza respiratoria

- 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:

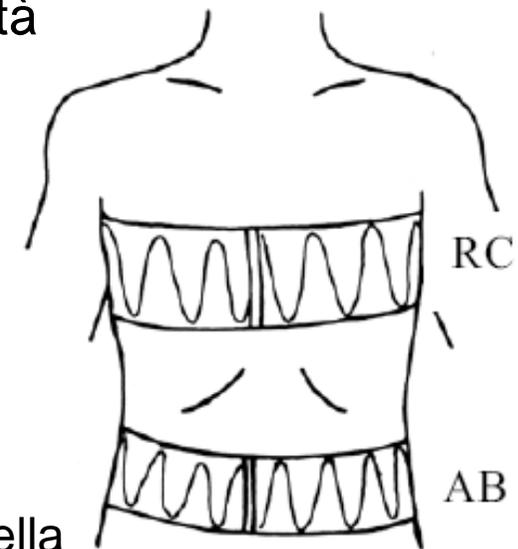
- pletismografia ad induttanza
- pletismografia ad impedenza
- pneumografia piezoresistiva
- pneumografia piezoelettrica
- Questi sistemi sono minimamente invasivi e non interferiscono con l'attività fisica del soggetto
 - molti di loro soffrono del rumore da artefatti da movimento
- Tutte queste misure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



Metodi per l'analisi del respiro

Pletismografia ad induttanza

- due bande elastiche attorno al torace e all'addome, percorse al loro interno da una spirale isolata ed eccitata da un circuito elettrico a bassissima intensità che varia con i movimenti del torace
 - Ipotesi che il cambiamento del volume dell'addome è uguale e opposto a quello del torace¹.
- Limiti
 - ristretto range di validità dei parametri di calibrazione (dipendenti dalla postura e dal volume)
 - spesso la calibrazione è difficile da ottenere a causa della scarsa collaborazione del soggetto

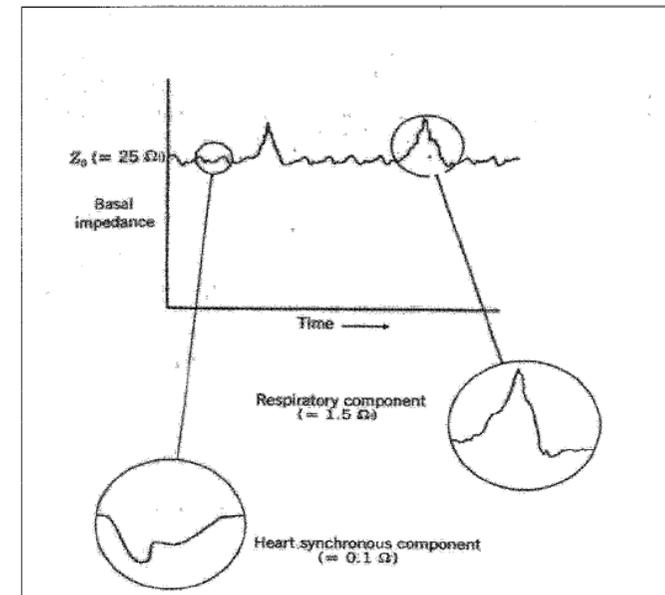
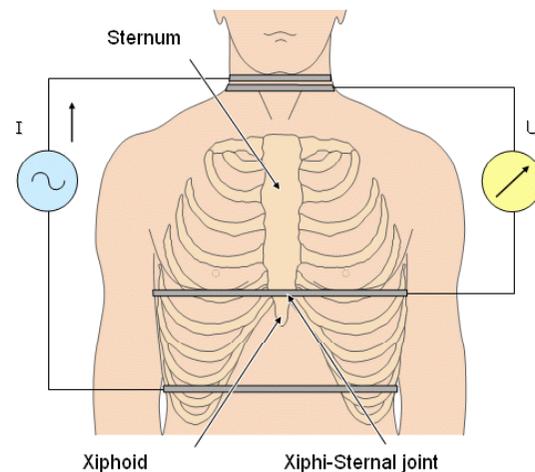


¹ Ref.: Konno K, and Mead J. (1967) measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol* 22: 407-422

Metodi per l'analisi del respiro

Pletismografia ad impedenza

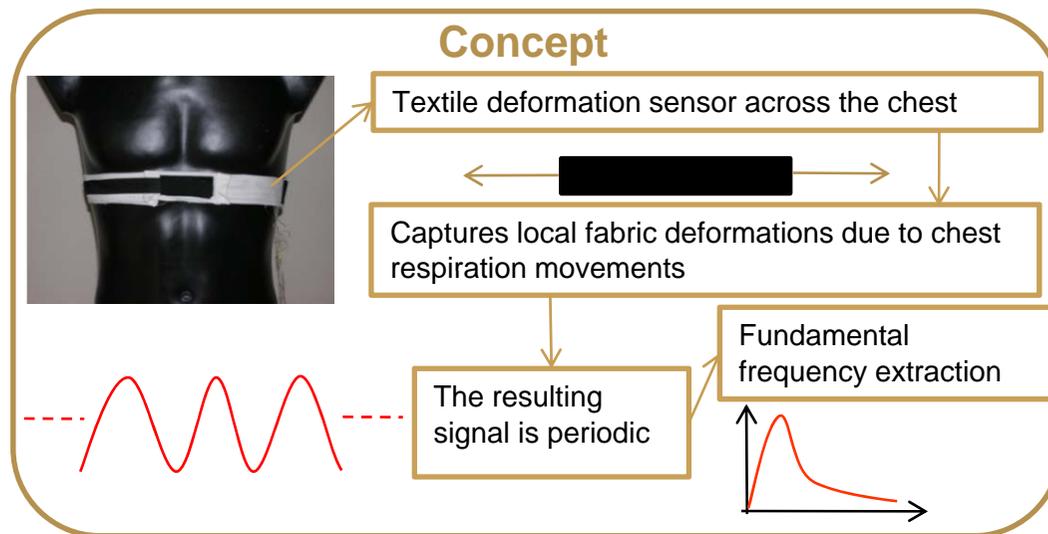
- Il valore dell'impedenza Z_0 si ricava dal rapporto tra il potenziale rilevato e la corrente introdotta
 - Corrente con range di frequenze di 20-100 KHz
- Il segnale ottenuto è costituito da tre componenti
 - Impedenza Basale (Z_0)
 - Attività respiratoria
 - Componente sincronizzata con l'attività cardiaca



Metodi per l'analisi del respiro

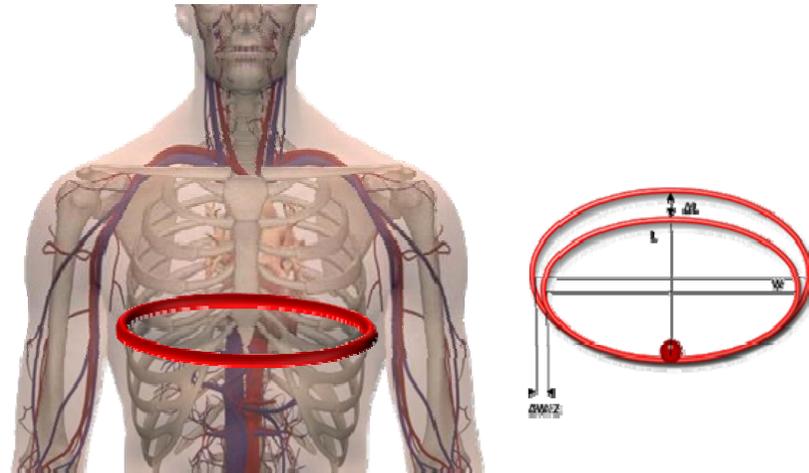
Pneumografia

- Permette lo studio di alcuni parametri dei movimenti respiratori
 - frequenza, ritmo, profondità
- Basati su sensori piezoresistivi o piezoelettrici
 - Attraverso la lettura della variazione di resistenza o carica si può risalire all'attività respiratoria

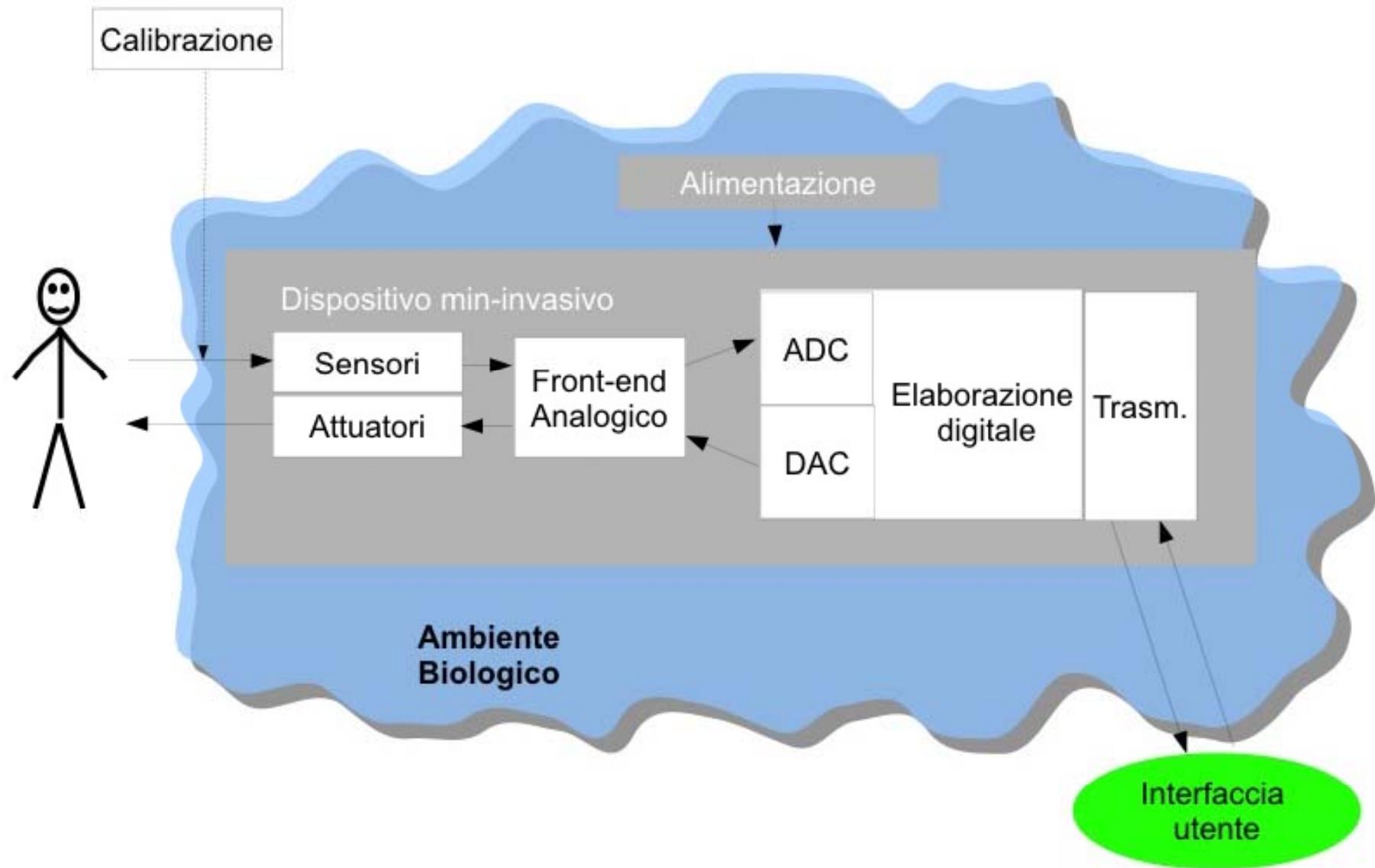


Metodo con sensore PiezoElettrico

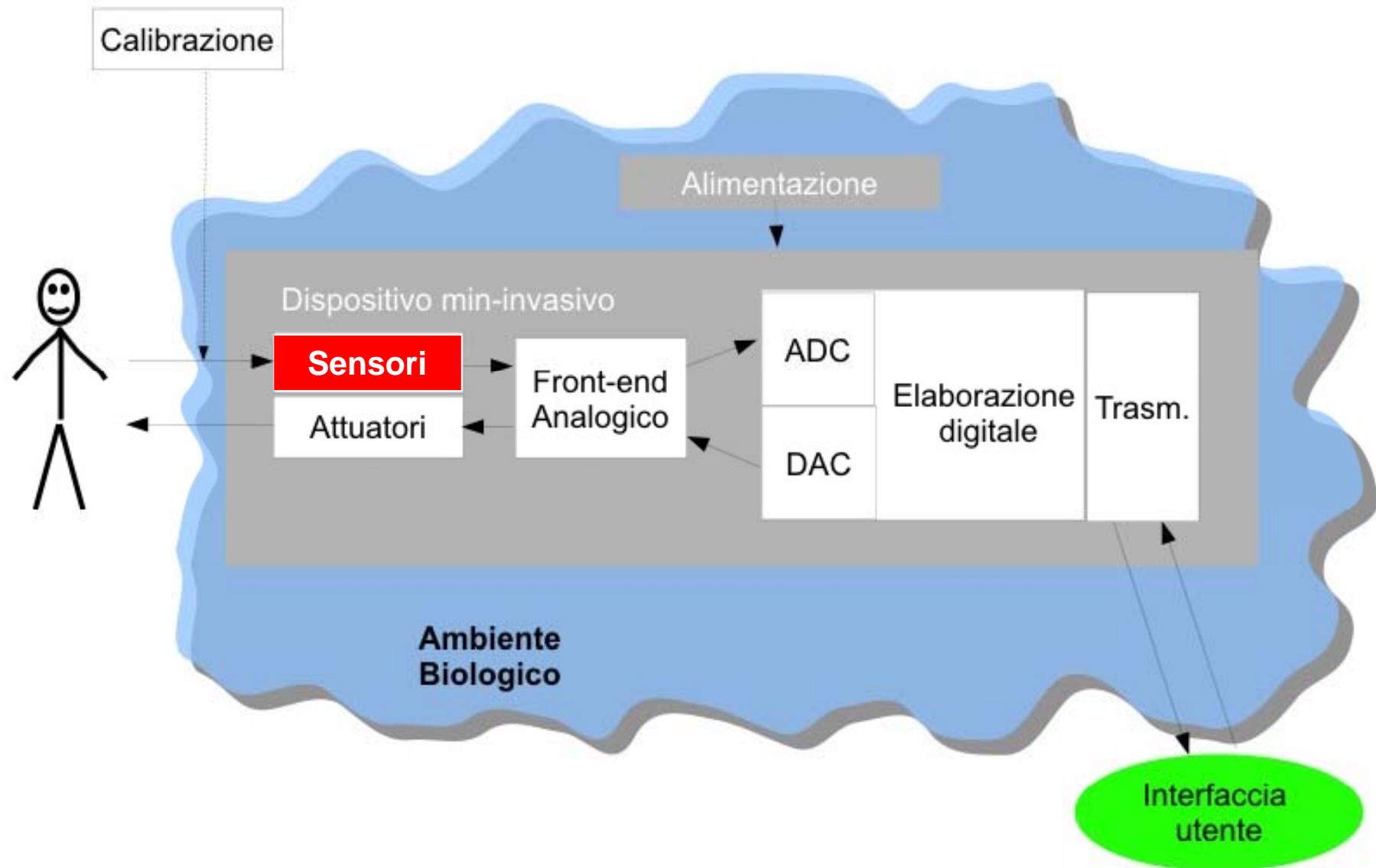
- L'idea di base è che si vuole misurare la variazione della circonferenza toracica dovuta all'attività respiratoria
 - Un sensore che mi rilevi questo parametro?
- Sensore Piezoelettrico
 - Ad una variazione meccanica della sua lunghezza, corrisponde una variazione elettrica misurabile
 - Misurare le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



Schema generale di un sistema di misura

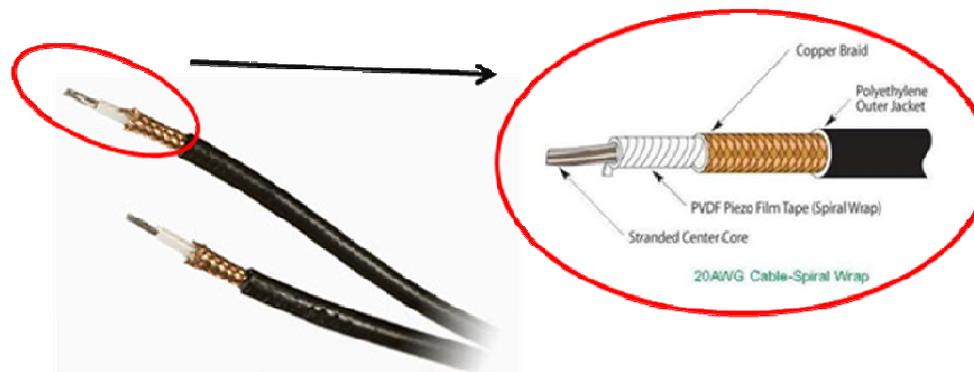


Selezione del sensore

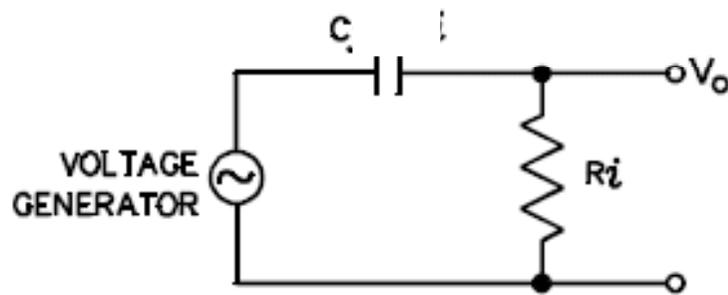


Sensore commerciale PiezoElettrico

- 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 0.519mm^2 , 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.

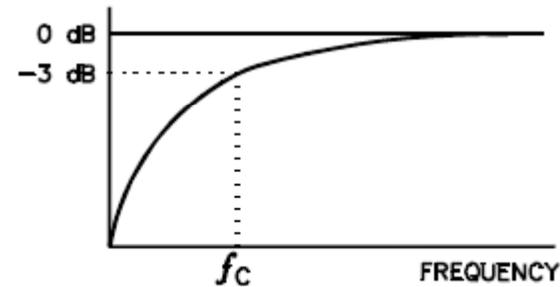


Trasduttori piezoelettrici



Alta impedenza di uscita il segnale di ingresso viene attenuato (effetto di “loading”, più importante alle basse frequenze)

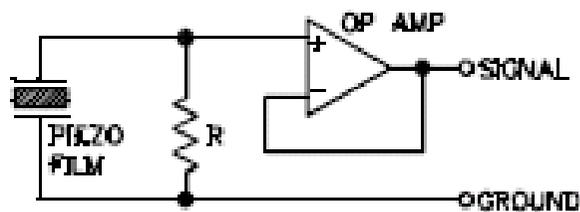
Il trasduttore si comporta come un filtro **passa alto**. La frequenza di taglio dipende dalla capacità del trasduttore e dall'impedenza di ingresso del circuito.



$$\begin{aligned} f_c &= \text{CUT-OFF FREQUENCY} \\ &= \frac{1}{2\pi \times \text{TIME CONSTANT}} \\ &= \frac{1}{2\pi RC} \end{aligned}$$

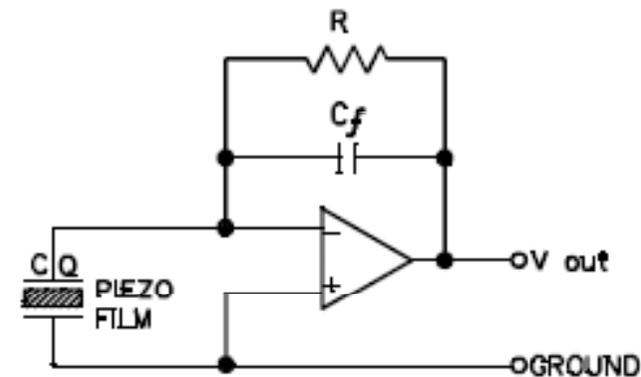
Trasduttori piezoelettrici

Circuiti di lettura



Buffer

Amplificatore carica



C_f = FEED BACK CAPACITANCE

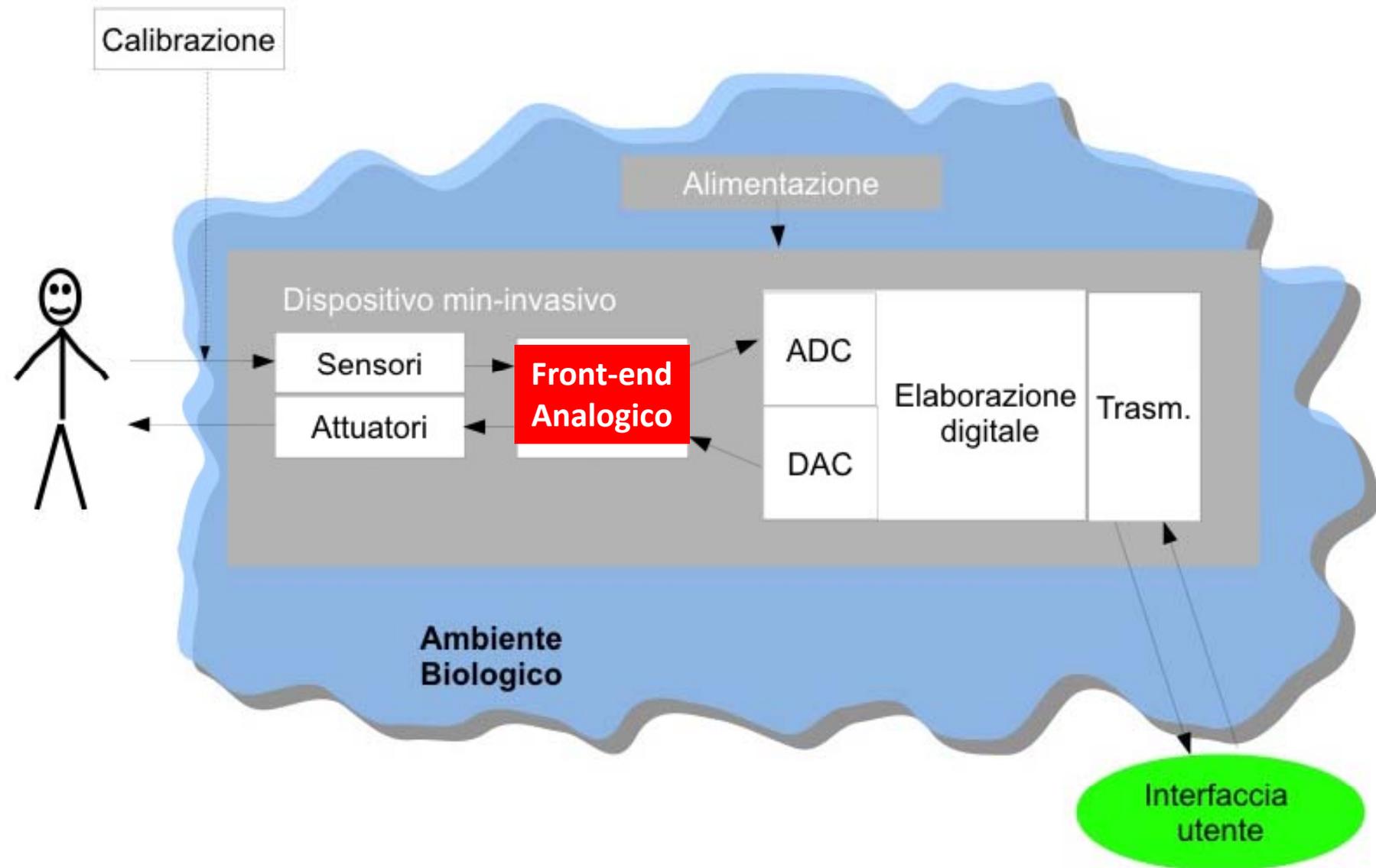
$$V_{out} = -\frac{Q}{C_f}$$

$$\text{VOLTAGE GAIN} = -\frac{Q}{C_f}$$

$$\text{TIME CONSTANT} = RC_f$$

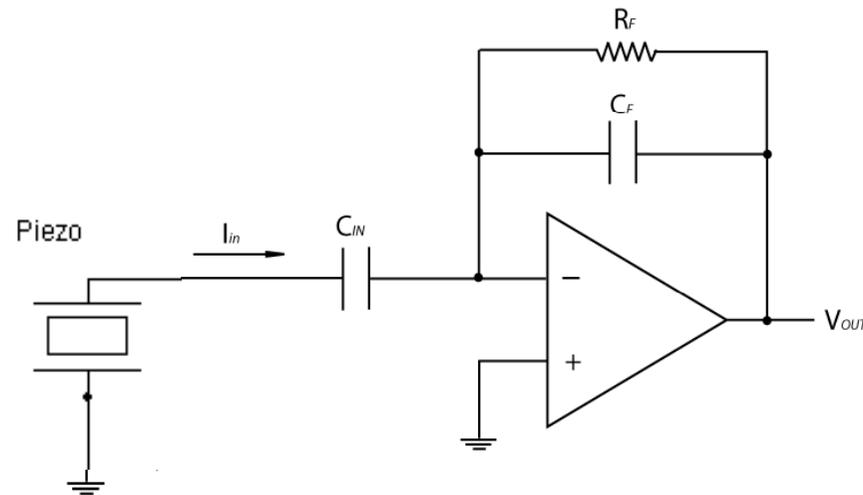
$$\text{CUT-OFF FREQUENCY} = \frac{1}{2\pi RC_f}$$

Progettazione Analog Front-end



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
 - $V_{out} = -Q/C_f$

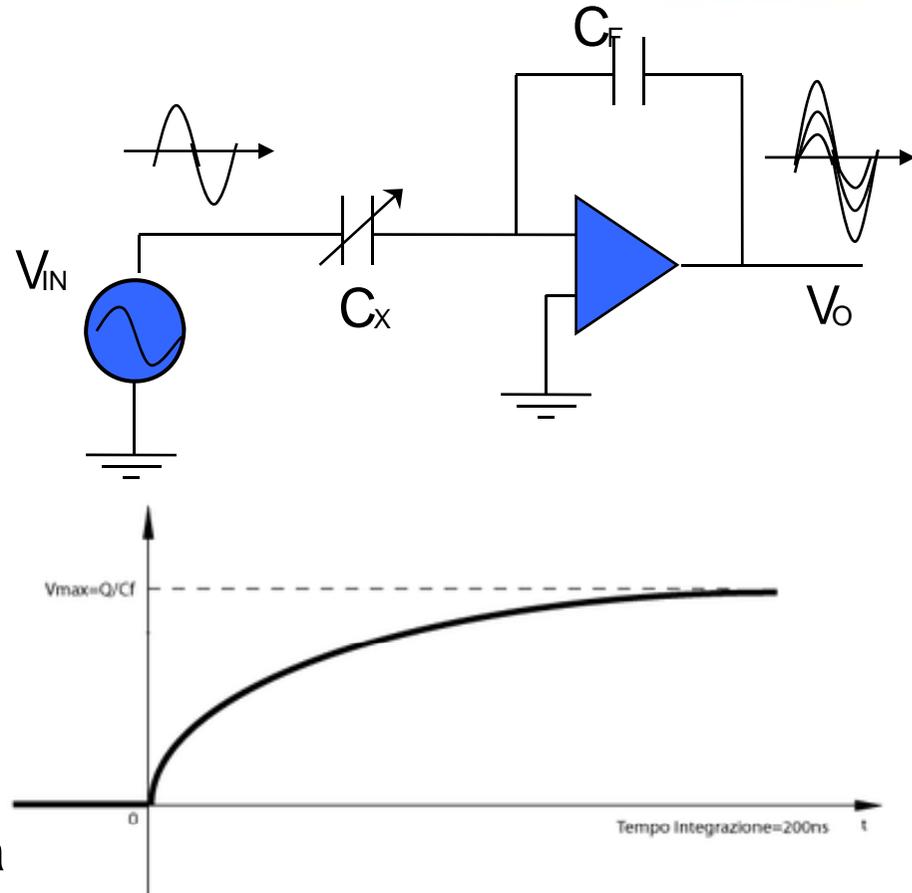


Letture della variazione di carica

Il charge amplifier così ottenuto ha una FdT Con un polo nullo
→ Integra gli errori costanti

La corrente di polarizzazione e la tensione di sbilanciamento vengono integrati generando in uscita una tensione linearmente crescente nel tempo.

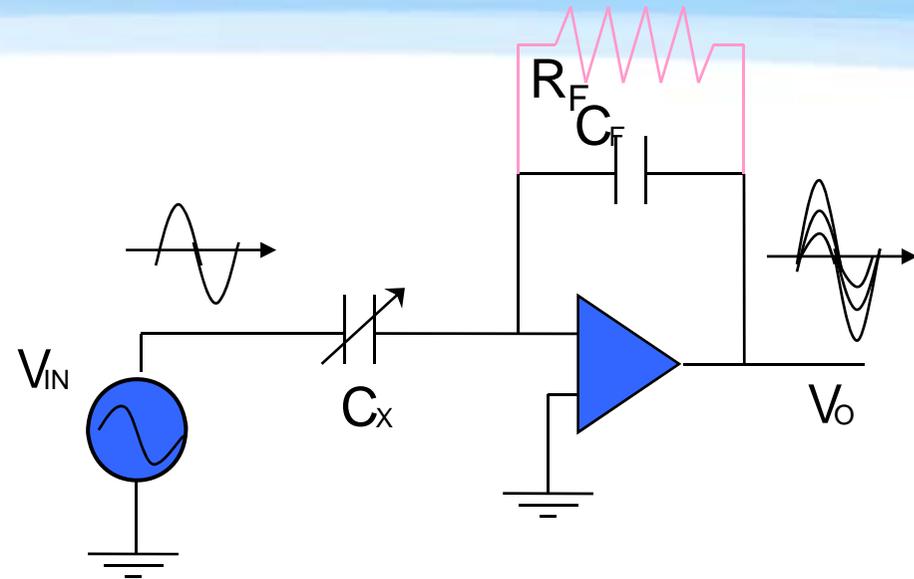
Questi due effetti causano una deriva dell'uscita che porta l'amplificatore in saturazione!



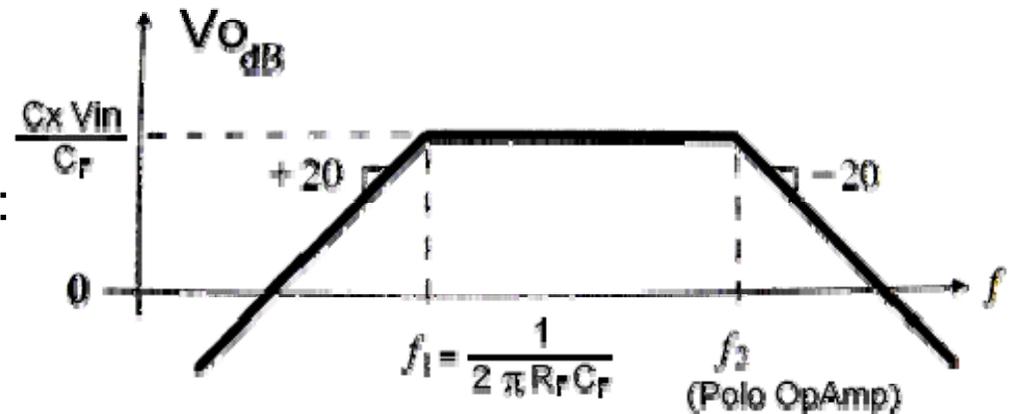
Lettura della variazione di carica

Si aggiunge una resistenza R_F per evitare la saturazione e 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.

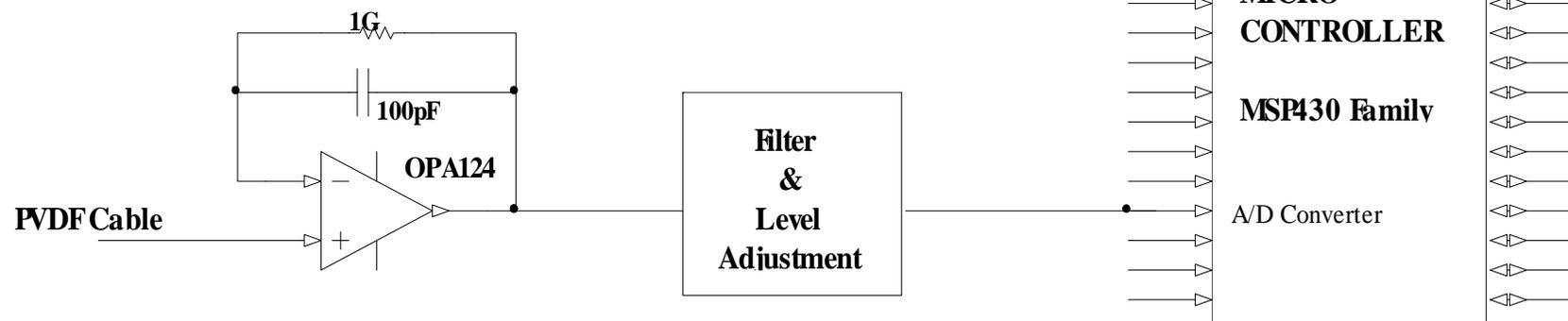


Risulta questo Diagramma di Bode:

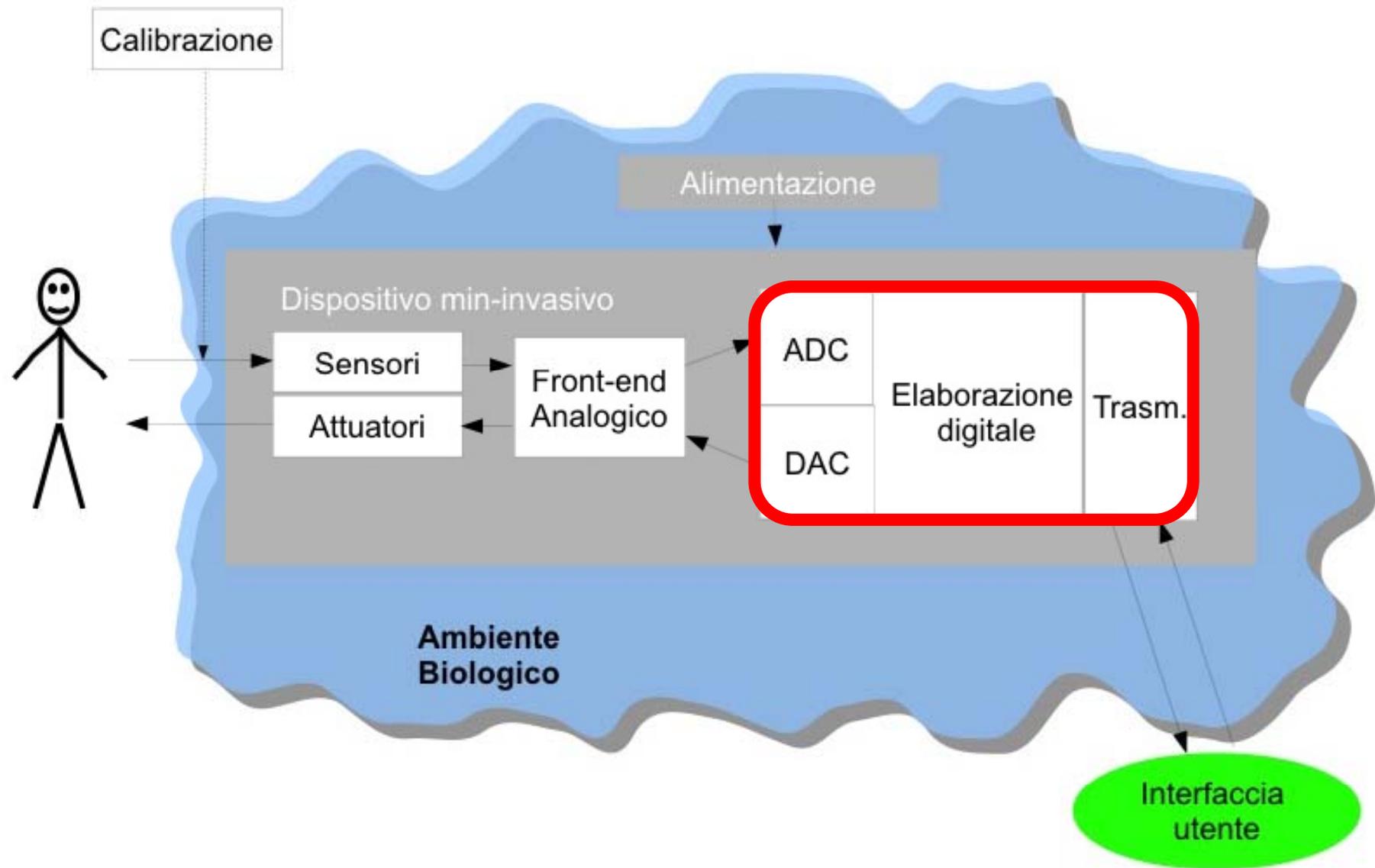


Schema reale di un dispositivo

- 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

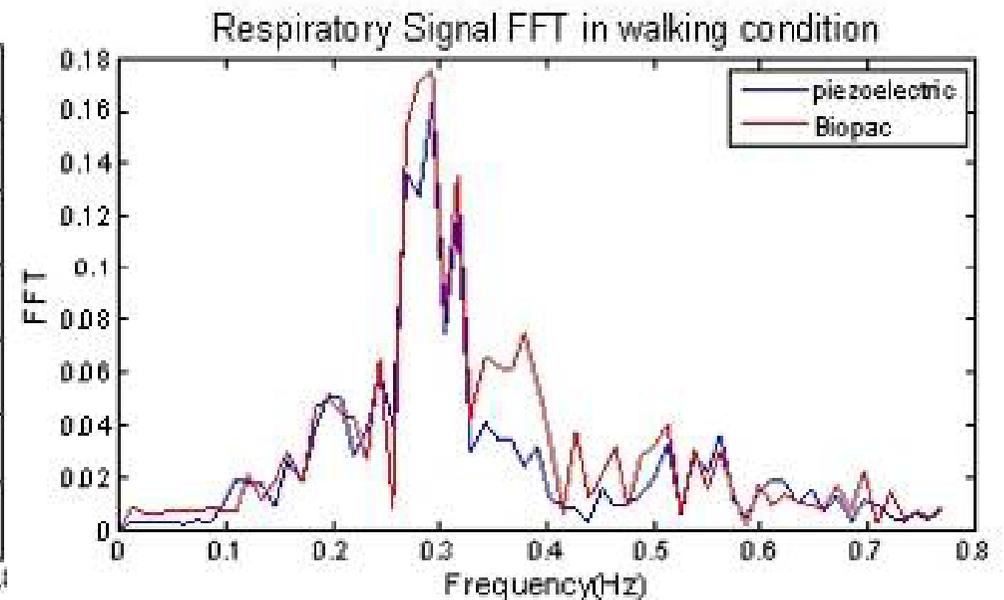
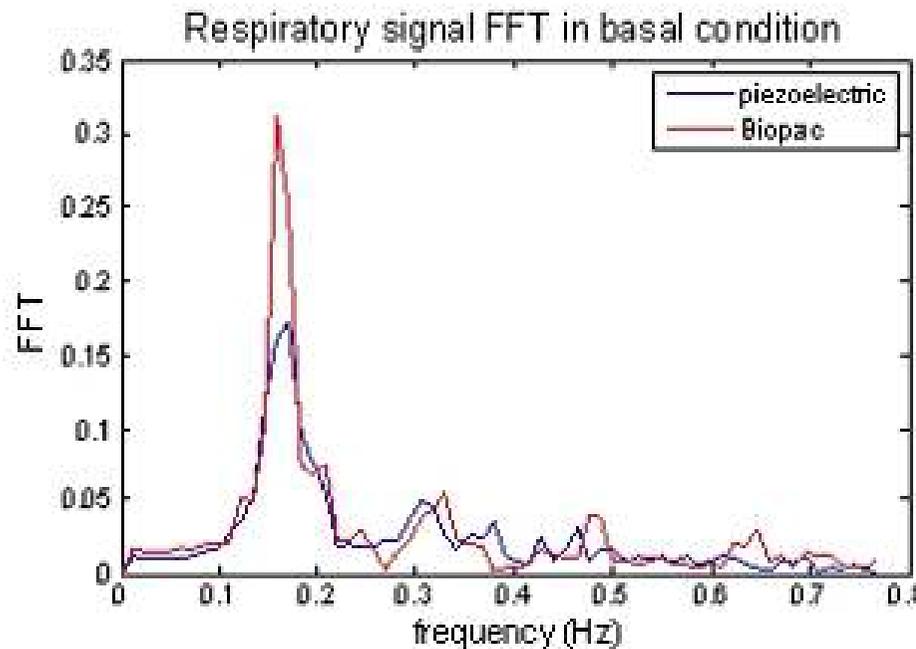


Conversione A/D e Elaborazione



Metodi per il riconoscimento del Respiro

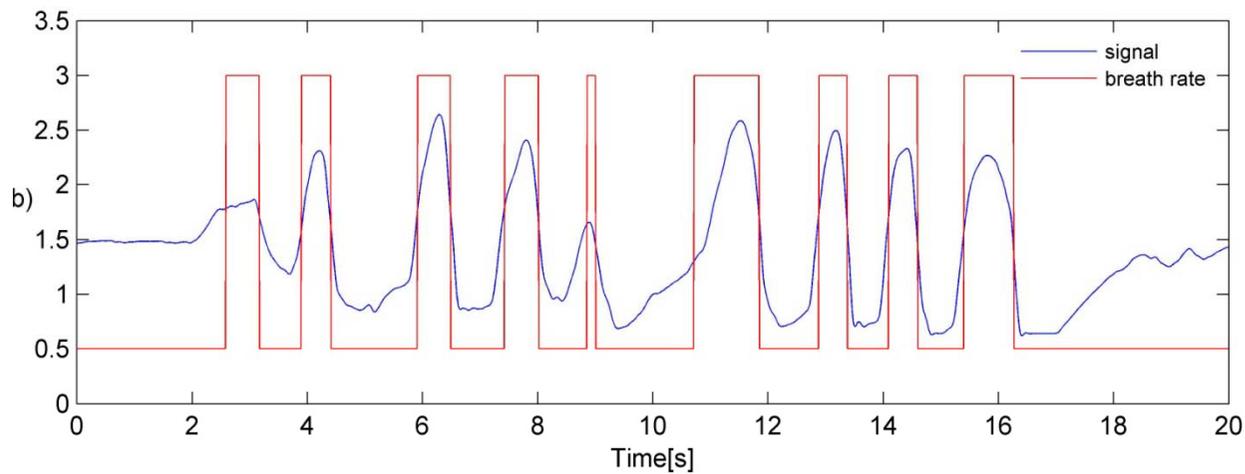
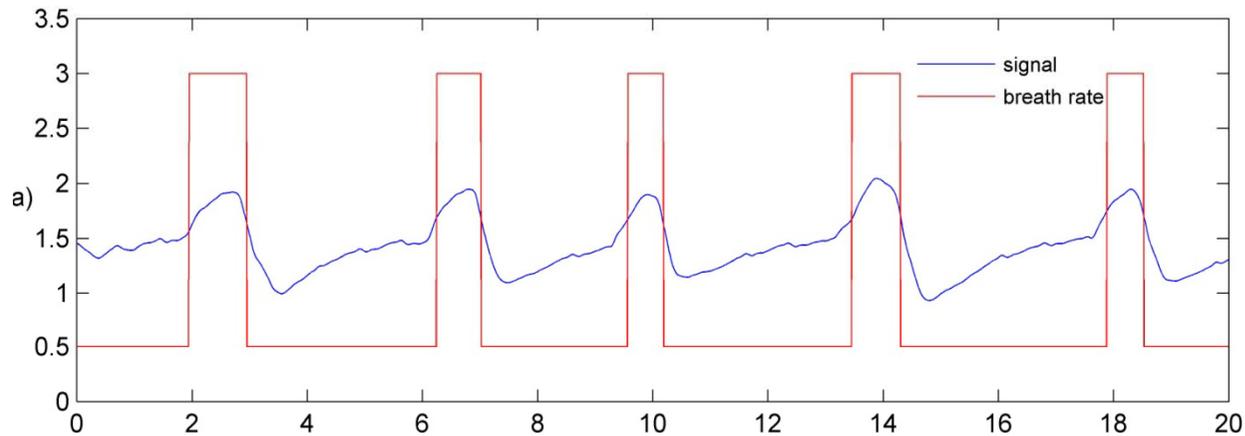
- Elaborazione
 - Nel dominio della frequenza

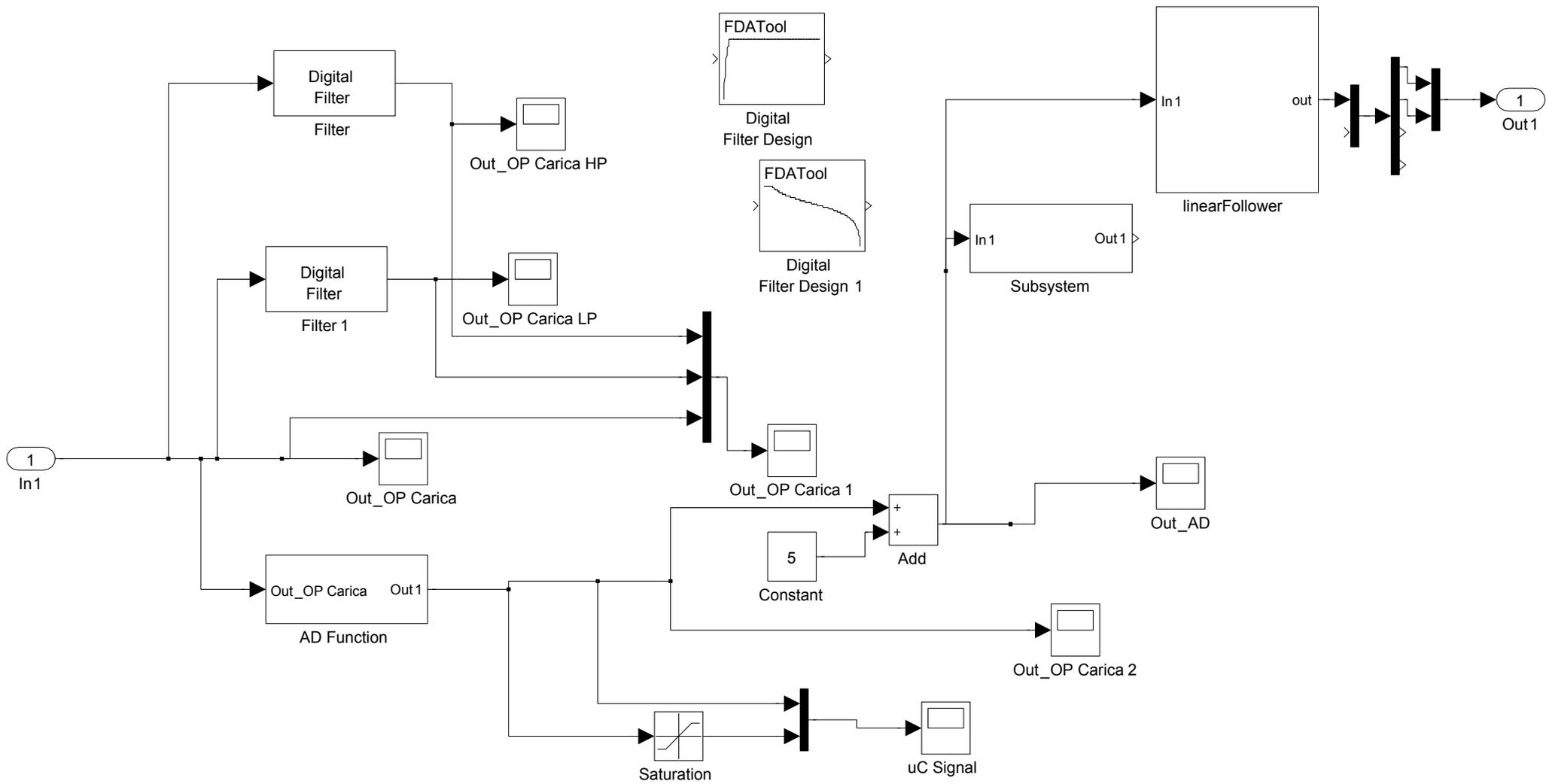


Metodi per il riconoscimento del Respiro

- Elaborazione

- Nel dominio del tempo





```
clear all;
close all;
clc;

num=input('inserisci il numero della prova ', 's');
j=str2double(num);
%j=8;
dati=(['Test_',num2str(j),'.mat']);
%a=load(dati);
if exist(dati)==0
    warning('la prova non esiste');
    return;
end
load(dati);
tf=length(OP_carica(:,1))/100;
clear dati j num;
set_param('AnalisiAcquisizioneRespiro', 'SimulationCommand', 'start');
```