# Presentazione esercitazioni MSSF esame finale per l'A.A. 24/25

Lorenzo Casavecchia, matricola 0350001 lorenzo.casavecchia@students.uniroma2.eu

Ingegneria dell'Automazione

24/07/2025



### Indice

1 Assignment 1 - Modello della meccanica respiratoria

# Modello della meccanica respiratoria Obiettivi

- Implementare il modello della meccanica respiratoria riportato a lezione
- Comparare gli andamenti dei volumi e dei flussi tra
  - pressioni sinusoidali vs pressioni ad onda quadra
  - caso fisiologico vs in presenza di patologie respiratorie

#### Modello di riferimento

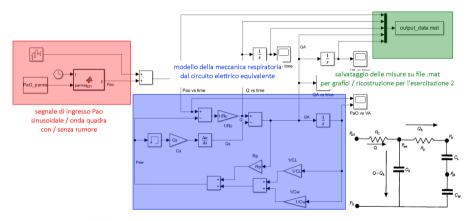


Figure 1: Modello Simulink e circuito equivalente per la meccanica respiratoria

Variabili del modello

#### Notazione

- ullet Pressione alla via aerea d'ingresso  $P_{\mathsf{ao}}$
- ullet Pressione alla via aerea principale  $P_{\mathsf{aw}}$
- ullet Flusso d'aria totale Q
- ullet Volume d'aria V
- ullet Flusso d'aria agli alveoli  $Q_A$
- ullet Volume d'aria agli alveoli  $V_A$

#### Costanti del modello

- Ostruzione alle vie aeree periferiche  $R_p$  (1  $\frac{\text{cmH2O}}{\text{litre}}$ s)
- Ostruzioni alla via aerea principale  $R_c$  (0.5  $\frac{\text{cmH2O}}{\text{litre}}$ s)
- Compliance delle vie aeree secondarie  $C_s$  (0.005 cmH2O · litre)
- Compliance del petto  $C_w$  (0.2 cmH2O · litre)
- Compliance dei polmoni  $C_L$  (0.2 cmH2O · litre)

Simulazione con  $P_{ao}$  sinusoidale

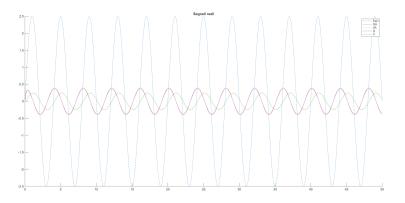


Figure 2:  $P_{ao} = 2.5\sin(2\pi \cdot 0.25\frac{1}{s} \cdot t)$  cmH2O

#### Parametri per $P_{ao}$ ad onda quadra

- A = 1 cmH2O
- ullet au=0.5 s,  $T_i=1.7$  s,  $T_e=3.3$  s ( $T_{
  m breath}=5.5$  s)
- PEEP = 0 i parametri differiscono di molto da quelli proposti in Noman Qaed 2015, A=25 cmH2O, PEEP = 6 cmH2O e  $T_{breath}=3$  s, ma la risposta nel tempo presenta le stesse caratteristiche

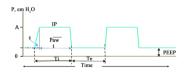
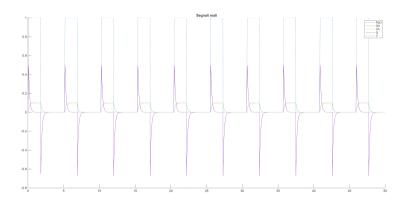


Figure 3: Forma dell'onda quadra adottata per le simulazioni

Simulazione con  $P_{ao}$  ad onda quadra



Simulazione con  $P_{ao}$  ad onda quadra

#### Nota

- Per  $P_{ao}$  sinusoidale abbiamo che  $Q, Q_A, V, V_A$  sono a regime sinusoidali (per sistemi lineari ingresso sinusoidale  $\implies$  uscita sinusoidale con ampiezza e fase proporzionali a quelli d'ingresso e alla frequenza)
- In entrambi i casi  $Q \approx Q_A$  in quanto  $C_s$  è molto piccola  $\implies$  la portata d'aria che arriva alle vie centrali raggiunge del tutto gli alveoli
- ullet Per  $P_{ao}$  ad onda quadra la risposta dei flussi d'aria  $Q,Q_A$  è molto più aggressiva di quella dei volumi  $V,V_A$

# Modello della meccanica respiratoria $tf di Q_A/P_{ao}$

#### Analisi orientata alle tf

Per caratterizzare la differenza dei comportamenti rispetto alle 2  $P_{ao}$  di riferimento calcoliamo le funzioni di trasferimento (tf) tra le misure di interesse e  $P_{ao}$ 

Dal circuito elettrico abbiamo

$$\begin{cases} Q_A &= sC_sP_{\mathsf{aw}} + \frac{1}{R_c}P_{\mathsf{ao}} - \frac{1}{R_c}P_{\mathsf{aw}} \\ P_{\mathsf{aw}} &= R_pQ_A + C_{L\parallel w}\frac{1}{s}Q_A \end{cases} \implies \frac{Q_A}{P_{\mathsf{ao}}} = \frac{s}{a_2s^2 + a_1s + a_0}$$

dove  $a_2 = R_c R_p C_s$ ,  $a_1 = R_c + R_p + R_c C_s C_{L\parallel w}$  e  $a_0 = C_{L\parallel w}$ 

# Modello della meccanica respiratoria $\operatorname{tf}\operatorname{di} Q_A/P_{ao}$

Inoltre

$$\begin{cases} \frac{Q_A}{P_{\mathsf{ao}}} = \frac{s}{a_2 s^2 + a_1 s + a_0} \\ \frac{V_A}{P_{\mathsf{ao}}} = \frac{1}{a_2 s^2 + a_1 s + a_0} \\ \frac{Q}{P_{\mathsf{ao}}} = \frac{1}{R_c} \left( 1 - \frac{P_{\mathsf{aw}}}{P_{\mathsf{ao}}} \right) \\ \frac{V}{P_{\mathsf{ao}}} = \frac{1}{R_c} \frac{1}{s} \left( 1 - \frac{P_{\mathsf{aw}}}{P_{\mathsf{ao}}} \right) \end{cases}$$

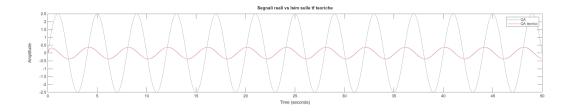
#### Nota

- Le tf sono di grado 2 (2 poli e  $\leq$  2 zeri) e si può verificare che i poli sono gli stessi (zeri di  $a_2s^2+a_1s+a_0$ , entrambi stabili dal criterio di Cartesio  $\Longrightarrow$  no instabilità da risonanze)
- ullet Poli uguali  $\Longrightarrow$  le proprietà di stabilità (a  $P_{
  m ao}=0$ ) sono le stesse per  $Q,Q_A,V,V_A$

# Modello della meccanica respiratoria Zeri delle tf

- ullet Inoltre lo zero all'origine per  $Q,Q_A$  rende i flussi d'aria sensibili a ripidi cambiamenti nella pressione  $P_{
  m ao}$
- Infine lo zero in  $-\frac{C_LC_s+C_LC_w+C_sC_w}{C_LC_sC_wR_p}$  di Q,V può soltanto cambiare la banda passante e il guadagno a bassa frequenza

Risposte nel tempo ( $P_{ao}$  sinusoidale



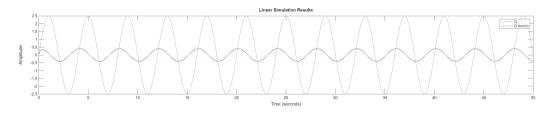
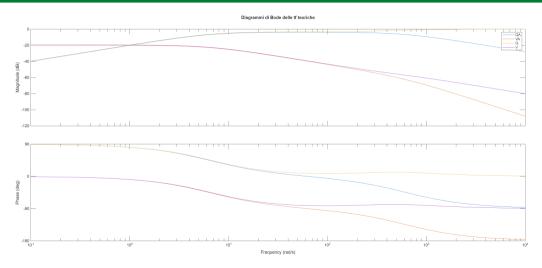
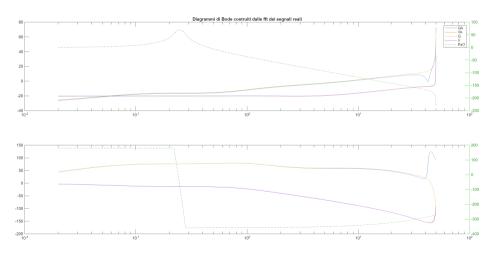


Diagramma di Bode teorico ( $P_{ao}$  sinusoidale)



Diagrammi di Bode estratto dalla simulazione ( $P_{ao}$  sinusoidale)

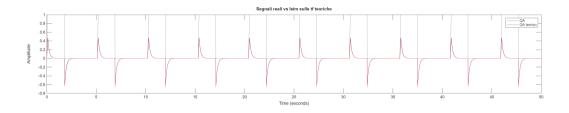


Osservazioni per i risultati con  $P_{ao}$  sinusoidale

#### Nota

- La simulazione nel tempo rispetta quasi perfettamente i dati reali
- Il diagramma di Bode si discosta di molto dal comportamento previsto in quanto
  - $ightharpoonup P_{
    m ao}$  sinusoidale  $\implies$  l'unica componente "affidabile" nella trasformata di Fourier di  $P_{
    m ao}, Q, Q_A, V, V_A$  è la pulsazione di  $P_{
    m ao}$
  - ightharpoonup nonostante le differenze l'andamento a bassa frequenza, così come la sovrapposizione (e discostamento) tra  $Q,Q_a$  e  $V,V_A$  sulla banda studiata sono fedeli al modello reale

Risposte nel tempo ( $P_{ao}$  ad onda quadra



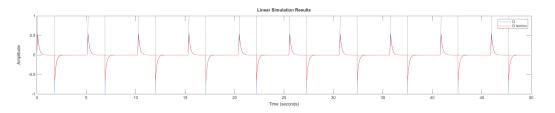
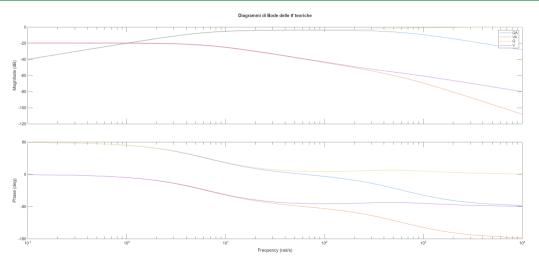
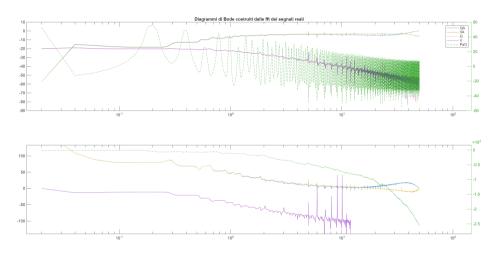


Diagramma di Bode teorico ( $P_{ao}$  ad onda quadra)



Diagrammi di Bode estratto dalla simulazione ( $P_{ao}$  ad onda quadra)



Osservazioni per i risultati con  $P_{ao}$  ad onda quadra)

#### Nota

- La simulazione nel tempo rispetta quasi perfettamente i dati reali
- Il diagramma di Bode è più fedele rispetto a  $P_{ao}$  sinusoidale (il supporto spettrale comprende infinite frequenze intervallate a multipli interi)
- ullet Anche se non riportato nelle slide, si vede che l'introduzione di rumore nella  $P_{ao}$  migliora ancora più l'accuratezza del diagramma di Bode

Per discutere l'effetto di variazioni parametriche dovute a patologie respiratorie possiamo collegarci all'effetto che questi hanno sulle singole tf

Variazioni parametriche dovute all'asma

#### Asma

Malattia respiratoria ostrusiva in cui la variazione di volume nelle vie aeree è ridotta rispetto al caso fisiologico, a parità di flusso d'aria

La diagnosi di malattie ostrusive tramite spirometria prevede anche la misura di

- FEV<sub>1</sub> volume d'aria espulsa con forza in 1 secondo, dopo una ispirazione profonda
- FVC volume d'aria espulsa con forza, tipicamente in almeno 6 secondi e dopo una ispirazione profonda

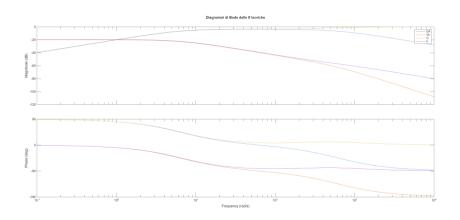
Effetti misurabili con FEV $_1$  su scale temporali più brevi rispetto a FVC, + nell'asma la riduzione in FEV $_1$  è più grande di quella in FVC  $\implies$  incremento di  $R_p, R_c$ 

Effetto dell'aumento nella resistività

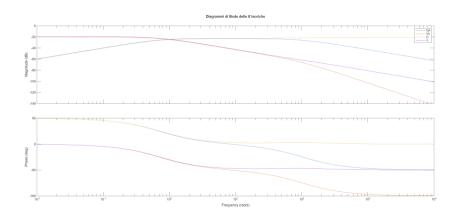
#### L'incremento di $R_p, R_c$

- ullet porta lo zero di Q,V verso frequenze più basse  $\Longrightarrow$  la banda passante di Q (passa-alto) aumenta
- ullet sposta i poli della tf a ciclo chiuso verso l'origine  $\Longrightarrow$  guadagno di  $Q_A,V_A$  più basso e diminuzione della banda passante

Diagrammi di Bode con  $\delta R_p = 0, \delta R_c = 0$ 



Diagrammi di Bode con  $\delta R_p = 4R_p, \delta R_c = 10R_c$ 



Variazioni parametriche dovute a fibrosi polmonare

#### Fibrosi polmonare

Malattia polmonare cronica restrittiva con cicatrizzazione della parete polmonare

A differenza dell'asma, nella fibrosi polmonare  $FEV_1$  e FVC sono ridotti proporzionalmente rispetto al caso fisiologico, e la diagnosi si svolge con tomografie o broncoscopie (visive e non correlate a misure della pressione o del flusso d'aria ai polmoni o alle vie aeree principali)

#### Nota

I meccanismi della respirazione dipendono da

 $R_c R_p C_s, R_c + R_p + R_c C_s C_{L\parallel w}, C_{L\parallel w}, -\frac{C_L C_s + C_L C_w + C_s C_w}{C_L C_s C_w R_p}$  ma non dalle singole resistenze o compliances  $\implies$  diverse quadruple  $(R_p, R_c, C_s, C_L, C_w)$  possono corrispondere a stesse tf