

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

Campus di Cesena

Scuola di Ingegneria e Architettura

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

**SVILUPPO DI UN PROGRAMMA IN MATLAB PER LA
VALUTAZIONE DELLE PRESTAZIONI DINAMICHE
DEI SISTEMI CATETERE-TRASDUTTORE DI PRESSIONE**

Elaborato in

Strumentazione Biomedica

Relatore

Prof.ssa Elisa Magosso

Presentata da

Davide Iannuzzi

Correlatore

Ing. Maurizio Lannocca

Sessione Prima

Anno Accademico 2012-2013

Parole chiave

Misura di pressione

Sistemi del secondo ordine

Calibrazione dinamica

Laboratorio virtuale

Graphical User Interface

Sommario

Introduzione	8
---------------------------	----------

Capitolo 1

Sistemi di misura invasiva della pressione arteriosa	12
1.1 Il monitoraggio emodinamico	12
1.2 Monitoraggio invasivo e non invasivo della pressione arteriosa	12
1.3 Quando il monitoraggio invasivo.....	13
1.4 Sistemi di allarme e artefatti	14
1.5 Configurazioni del sistema catetere-trasduttore di pressione.....	15
1.6 I componenti di un sistema di monitoraggio della pressione arteriosa	16
1.7 Funzionamento e pratica clinica.....	20
1.8 Come ottimizzare la misura di pressione: il teorema di Bernoulli	22

Capitolo 2

L'esercitazione di laboratorio	25
2.1 Introduzione	25
2.2 Strumenti utilizzati e set-up sperimentale	25
2.3 Il modello: ipotesi semplificative e analogia elettrica	28
s è lo spessore del diaframma. [1]	31
2.4 Il modello: pulsazione naturale e fattore di smorzamento	32
2.5 Passi dell'esercitazione	34

Capitolo 3

Guide	36
3.1 Interfaccia grafica utente	36
3.2 Il Layout Editor.....	36
3.3 Gli oggetti	38
3.4 Il codice di controllo	39

Capitolo 4

Creazione del programma.....	41
4.1 Introduzione	41

4.2 La prima interfaccia: la risposta al gradino.....	41
4.3 La seconda interfaccia: l'analisi armonica	48
4.4 Sensibilità ai parametri ed esaltazione/attenuazione percentuale	50
 Capitolo 5	
Esempio di funzionamento del programma.....	53
5.1 L'analisi nel dominio dei tempi.....	53
5.2 L'analisi armonica	57
 Capitolo 6	
Pressione arteriosa e accuratezza del sistema di monitoraggio	61
6.1 La pressione arteriosa durante il ciclo cardiaco	61
6.2 L'onda sfigmica	61
6.3 La pressione arteriosa	63
6.4 La pressione arteriosa media.....	64
6.5 Anomalie dell'onda pressoria.....	65
6.6 Accuratezza del sistema di monitoraggio: il test dell'onda quadra	67
6.7 Interfaccia per l'applicazione di onde pressorie reali.....	70
 Conclusioni	75
 Bibliografia	78

Introduzione

La pressione arteriosa è una delle variabili fisiologiche più rilevanti misurate in un paziente “critico”, in sala operatoria o in terapia intensiva: il suo monitoraggio è necessario per un’efficace valutazione del sistema cardiocircolatorio, fornendo criteri per la determinazione della funzionalità cardiovascolare, determinando la presenza e il grado di eventuali disfunzioni. Il mantenimento di un livello di pressione sufficiente è essenziale per garantire un’adeguata perfusione degli organi vitali. [1]

Nei pazienti critici, il monitoraggio della pressione arteriosa avviene con metodiche invasive, ovvero mediante incannulazione arteriosa: è previsto l’inserimento in un’arteria di un catetere riempito di soluzione fisiologica e collegato esternamente ad un trasduttore di pressione. Attraverso la colonna di fluido, la pressione all’estremità distale del catetere (all’interno dell’arteria), è trasmessa all’estremità prossimale collegata al trasduttore, il quale converte il segnale pressorio in segnale elettrico.

Di fondamentale importanza sono le prestazioni dinamiche del sistema di misura invasiva della pressione, ovvero la capacità del sistema di seguire le modificazioni più o meno rapide della pressione arteriosa. Le prestazioni dinamiche del sistema dipendono sia dalle caratteristiche del catetere e del suo fluido di riempimento, che dal trasduttore. In condizioni di ridotte prestazioni dinamiche, la lettura fornita dal sistema può risultare inaffidabile, pertanto la determinazione delle prestazioni dinamiche catetere-sensore di pressione è cruciale per assicurare il corretto funzionamento dello strumento e l’affidabilità della misura.

L’attività formativa “Laboratorio di Strumentazione Biomedica” (nell’ambito del Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica) prevede un’esercitazione di laboratorio dal titolo “Calibrazione dinamica di un sistema catetere-sensore di pressione”, che si propone proprio di determinare sperimentalmente le caratteristiche dinamiche (e quindi la fedeltà del segnale registrato) di un sistema catetere-trasduttore di pressione, usando, come modello matematico, un sistema del secondo ordine. In particolare, l’esercitazione richiede di effettuare prima l’analisi nel dominio dei tempi (valutando la risposta a un segnale a gradino) e successivamente l’analisi armonica, determinando i due parametri fondamentali che caratterizzano la risposta dinamica di

un sistema del secondo ordine: la pulsazione naturale e il fattore di smorzamento. L'esercitazione di laboratorio è limitata all'utilizzo di un solo catetere, riempito di acqua, collegato ad uno specifico sensore, e non prevede l'utilizzo di forme d'onda di pressione reali.

L'obiettivo di questo progetto di tesi è la realizzazione - a fini didattici - di un programma in Matlab, che permetta di riprodurre in un ambiente virtuale la stessa esercitazione. L'utilizzo di un ambiente virtuale offre il principale vantaggio di permettere allo studente di effettuare più prove rispetto a quelle possibili nella esercitazione pratica: attraverso l'utilizzo delle interfacce grafiche rese disponibili all'utente, è infatti possibile modificare le caratteristiche del sistema catetere-sensore e valutare le differenze in termini di risultati prestazionali, ovvero in termini di fattore di smorzamento e pulsazione naturale. Inoltre il programma permette di testare la capacità del sistema di riprodurre forme d'onda di pressione reale.

L'elaborato è organizzato nel seguente modo.

Il capitolo 1 descrive il contesto clinico nell'ambito del quale vengono impiegati i sistemi di monitoraggio della pressione arteriosa; sono chiarite le differenze tra metodi invasivi e non, specificando quali casi richiedono il metodo invasivo e i vantaggi che ne derivano; è presente una descrizione dei componenti del sistema, con maggiori dettagli sul catetere e sul trasduttore.

Il capitolo 2 descrive l'esercitazione di laboratorio a cui ha fatto riferimento il progetto di tesi. Dopo aver introdotto il set-up sperimentale e gli strumenti utilizzati, si passa alla descrizione del sistema del secondo ordine con cui è approssimato il sistema di misura della pressione, richiamando le ipotesi e le analogie elettriche alla base del modello. Vengono quindi ricavati il fattore di smorzamento e la pulsazione naturale. Sono infine elencati i passi che lo studente segue durante l'esercitazione in laboratorio.

Il capitolo 3 contiene informazioni relative a GUIDE (*Graphical User Interface Design Environment*), l'ambiente grafico di Matlab utilizzato per la realizzazione del programma: i principali oggetti disponibili, il funzionamento e gli strumenti utilizzati per lo sviluppo delle interfacce.

Nel capitolo 4 vengono presentate le interfacce grafiche principali del programma: dapprima ne viene descritto l'aspetto grafico, in seguito si spiega come sono state

realizzate, le funzionalità, le formule implementate e le informazioni richieste all'utente necessarie al funzionamento, e come vengono elaborati i dati inseriti durante lo svolgimento virtuale dell'esercitazione.

Il capitolo 5 contiene un esempio di funzionamento del programma sviluppato, mostrando come lo studente dovrebbe affrontarne l'utilizzo: sono presenti tutti i passi previsti dall'esercitazione ed in più sono illustrate interfacce che implementano nuove funzionalità, che supportano e ampliano l'analisi del sistema.

Per concludere, nel capitolo 6, a partire dal comportamento della pressione arteriosa durante il ciclo cardiaco, è mostrata e analizzata l'onda sfigmica; sono mostrati eventuali cambiamenti della morfologia del segnale a causa di patologie o in funzione della posizione dell'arteria monitorata. Si parla di test dell'onda quadra (utilizzato per determinare le prestazioni dinamiche nei sistemi reali di monitoraggio invasivo della pressione arteriosa), della sua necessità e utilità nella pratica clinica, della risultante classificazione del sistema, in termini di accuratezza e fedeltà di riproduzione del segnale pressorio. Infine è introdotta l'ultima interfaccia nella quale lo studente ha la possibilità di valutare la risposta del sistema a onde pressorie reali (delle quali viene calcolato lo spettro in frequenza), osservando in quali condizioni il sistema riesce a riprodurre fedelmente l'ingresso e in quali no.

Capitolo 1

Sistemi di misura invasiva della pressione arteriosa

1.1 Il monitoraggio emodinamico

Il monitoraggio di tipo invasivo della pressione arteriosa trova la sua applicazione in molti contesti clinici, come ad esempio in sala operatoria, in terapia intensiva e solitamente anche subintensiva. In queste condizioni il paziente, definito *critico*, necessita di un monitoraggio diagnostico accurato, che consenta di registrare le tracce elettrocardiografiche e i parametri vitali, quali la frequenza cardiaca, le pressioni (in modo invasivo e non invasivo), la saturazione di ossigeno nel sangue, la frequenza respiratoria, la temperatura corporea.

Più in generale si indica con il termine *monitoraggio emodinamico*, la costante rilevazione di una classe di parametri vitali e dati di differente natura (parametri e dati scelti in funzione delle caratteristiche e dello stato del paziente) che, opportunamente elaborati, consentono un'approfondita analisi della funzione cardiocircolatoria, finalizzata a:

- raggiungimento e mantenimento della stabilità emodinamica del paziente chirurgico ad alto rischio;
- adeguata perfusione d'organo;
- miglioramento del programma diagnostico;
- miglioramento delle scelte assistenziali e terapeutiche, con la possibilità di verificarne la corretta applicazione. [2]

1.2 Monitoraggio invasivo e non invasivo della pressione arteriosa

Il monitoraggio della pressione arteriosa può essere effettuato con metodica non invasiva o invasiva.

La prima consiste solitamente in una rilevazione periodica della pressione sistolica, diastolica e media, mediante uno sfigmomanometro automatizzato; questo sistema non dà un'informazione continua sulla dinamica della pressione sanguigna e non ha

un'accuratezza e una precisione tale da poter esser prevista nel monitoraggio di un paziente critico. In particolare questa metodica è causa di una sottostima della pressione sistolica e di una sovrastima della pressione diastolica; questi errori aumentano in caso di aritmia o patologie correlate. [1,3]

Al contrario, la misurazione della pressione arteriosa con metodiche invasive consente un monitoraggio continuo della pressione arteriosa e avviene mediante l'incannulazione di un'arteria con un catetere, connesso a un trasduttore in grado di trasformare gli impulsi pressori in impulsi elettrici che, adeguatamente tradotti, vengono visualizzati su monitor in forma di onda pressoria e valori numerici. Quest'ultima tecnica, nonostante la sua natura invasiva e i potenziali rischi, rappresenta il *gold standard*, poiché capace di fornire valori più prossimi a quelli reali.

Le differenze prestazionali tra le due metodiche di indagine sono condizionate da diversi fattori: tra questi il principale riguarda il fatto che la prima fa riferimento al flusso sanguigno, mentre la seconda misura gli impulsi pressori; sono due metodiche che si basano effettivamente su principi fisici e fisiologici differenti, che perciò danno risultati diversi. [10]

1.3 Quando il monitoraggio invasivo

Rispetto a un monitoraggio non invasivo, il monitoraggio invasivo della pressione arteriosa si rende necessario quando:

- il paziente è emodinamicamente instabile;
- vi è necessità di valutare le reazioni alla terapia impostata;
- vi è necessità di valutare altri tipi di valori pressori (es. pressione di perfusione cerebrale);
- vi è necessità di monitorare i valori emogasanalitici (con prelievi frequenti di campione di sangue);
- non vi è la possibilità di utilizzare metodiche non invasive (persone amputate, ingessate ...).

I vantaggi derivanti sono evidenti:

- verifica dell'emodinamica cardiaca, indipendentemente dai valori di pressione, mediante lo studio dell'onda pressoria;
- misurazione in continuo della pressione arteriosa;

- valutazione immediata dei farmaci inotropi e vasodilatatori;
- ottimizzazione degli interventi in caso di shock e arresto cardiocircolatorio.

Tuttavia sono presenti alcuni svantaggi dovuti all'inserimento di un catetere in un vaso arterioso, tra cui possibili fenomeni trombotici o di occlusione, emorragia e infezione. Le procedure, i protocolli ed i materiali utilizzati sono progettati in modo da minimizzare i rischi connessi con tale forma di monitoraggio. [1,2,4]

1.4 Sistemi di allarme e artefatti

L'apparato di monitoraggio è collegato a sistemi di allarme, che avvisano il personale medico-sanitario su cambiamenti clinicamente significativi nello stato del paziente che richiedono attenzione o immediato intervento. I sistemi di allarme svolgono il loro ruolo in funzione del “range di normalità” e di “tollerabilità” di una deviazione rispetto al range di normalità, che permette di stabilire i limiti di allarme individualizzati per i singoli parametri registrati.

Le deviazioni dal range di normalità possono essere o non essere patologiche:

- deviazioni dovute a variabilità individuale del range, determinate da fattori costituzionali (età, sesso, ecc.), abitudini (sedentarietà, fumo, dieta, ecc.), patologie pregresse (riguardanti soprattutto il sistema cardiovascolare e respiratorio), utilizzo prolungato di farmaci;
- deviazioni dovute all'insorgenza di eventi patologici;
- deviazioni dovuti ad artefatti (movimento del paziente, flush del catetere, coaguli di sangue, ecc.). [2]

I monitor nelle unità di terapia intensiva generano falsi allarmi con un'elevata frequenza: oltre a costituire un'eccessiva fonte di rumore (motivo di stress per pazienti e personale), questo può accrescere il carico di lavoro dello staff clinico e renderlo meno ricettivo a tutti gli allarmi (lo staff clinico si abitua al fatto che gli allarmi suonino senza motivo), esponendo spesso i pazienti a rischi significativi; frequentemente si risolve questo problema con la disattivazione degli allarmi da parte degli operatori (con conseguente nascita di un falso senso di sicurezza in coloro che operano pensando il sistema attivo).

Tuttavia, nonostante alcuni artefatti possano essere molto simili a dei reali cambiamenti fisiologici, la maggior parte dei falsi allarmi, può essere facilmente individuata dall'analisi della qualità del segnale e da una verifica della corrispondenza

con gli altri dati registrati.

A questo scopo sono stati implementati algoritmi di riconoscimento dei falsi allarmi, basati sull'analisi complementare di più parametri registrati dai sistemi di monitoraggio (es. relazioni tra tracce elettrocardiografiche e segnali di pressione, essendo questi due segnali strettamente correlati in termini di ritmicità e *timing*) [5]

Sono mostrati di seguito due esempi di artefatti in segnali di *Arterial Blood Pressure (ABP)*, visualizzati insieme alle relative tracce elettrocardiografiche.

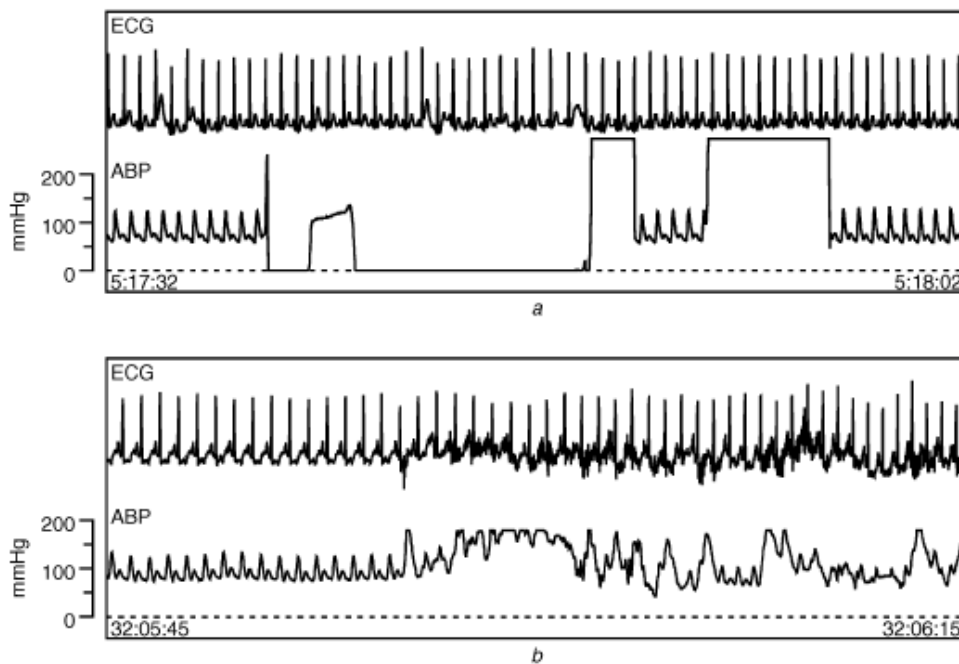


Figura 1.1 Esempi di artefatti in segnali ABP, dovuti a : (a) lavaggio del sistema di monitoraggio, (b) movimento del paziente [5]

1.5 Configurazioni del sistema catetere-trasduttore di pressione

Sono possibili due configurazioni per la misura della pressione con sistemi catetere-trasduttore:

- trasduttore di pressione connesso all'estremità esterna del catetere, riempito di soluzione fisiologica; è il metodo più utilizzato e la risposta in frequenza del sistema è data dalla risposta in frequenza del catetere e da quella del sensore;
- trasduttore di pressione connesso all'estremità del catetere interna al vaso sanguigno; in questo caso la risposta in frequenza del sistema dipende solo dalla risposta in frequenza del sensore, ma questo tipo di configurazione

richiede la miniaturizzazione del sensore. È caratterizzato da prestazioni dinamiche migliori, ma è una soluzione molto costosa, estremamente fragile e sensibile alle alte temperature.

Questi ultimi non si usano nella pratica clinica, ma soprattutto in attività di ricerca, specie se il segnale di pressione deve essere elaborato: durante il cateterismo cardiaco viene spesso calcolata la derivata della pressione ventricolare per ricavare gli indici della funzionalità ventricolare; in questo caso è necessaria una maggiore larghezza di banda poiché l'operazione di derivazione aumenta l'ampiezza delle armoniche di un fattore proporzionale alla frequenza. [1]

Si farà riferimento d'ora in poi alla prima soluzione, caratterizzata da una peggiore risposta in frequenza, per via dell'interposizione del catetere e del fluido di riempimento tra pressione in ingresso e trasduttore. La distorsione più grave è quella di banda: il segnale pressorio, in alcune patologie, potrebbe avere delle componenti ad alta frequenza che non verrebbero correttamente interpretate.

1.6 I componenti di un sistema di monitoraggio della pressione arteriosa

I componenti di un sistema di monitoraggio invasivo della pressione arteriosa sono:

- **Catetere intra-arterioso**, tipicamente 20-gauge*, inserito in arteria palpabile (a eccezione dell'arteria carotide) e fatto avanzare fino al punto di interesse. I cateteri utilizzati in questo tipo di sistemi sono realizzati in Polietilene, Poliuretano, PVC flessibile, Teflon e Silicone. In genere i cateteri arteriosi sono inseriti in arteria radiale, perché è superficiale, facile da riconoscere e incannulare, è un sito confortevole per il paziente e l'efficacia della circolazione arteriosa collaterale della mano può essere verificata facilmente. Più raramente viene incannulata l'arteria brachiale o femorale. Per l'incannulamento del vaso si utilizza il *metodo percutaneo*: si impiega una guida sulla quale viene fatto scorrere un catetere di dimensioni limitate, che viene fissato alla cute mediante punti di sutura.

* Per convenzione, le unità di misura di aghi e cateteri sono *french* e *gauge*: entrambe tuttavia sono utilizzate solo per il diametro esterno. La scala French (Fr) è caratterizzata dalla relazione: $1 Fr = 0.33 mm$.

La scala gauge invece è stata standardizzata dall'ISO (International Organization for Standardization), che ha pubblicato una tabella, nella quale a un catetere di un determinato gauge, corrisponde un colore e una misura nominale del diametro esterno. Ad esempio un catetere 20-gauge è caratterizzato dal colore rosa e da un valore nominale di diametro esterno di $1.0 - 1.1 mm$. Per conoscere quindi il valore esatto del diametro esterno e interno di un catetere, è necessario reperire queste informazioni dal produttore. [6]

È possibile osservare che esiste una diretta proporzionalità tra french e dimensioni del catetere e una proporzionalità inversa tra gauge e dimensioni del catetere.

Il metodo del *cateterismo* invece prevede l'avanzamento di un lungo catetere fino ai grandi vasi o al cuore. [1]

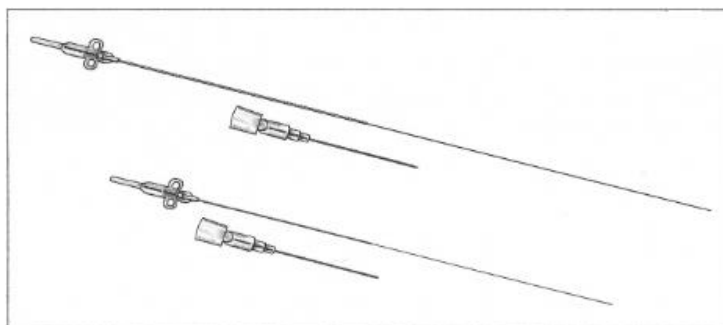


Figura 1.2 Catetere corto per arteria radiale e lungo per arteria femorale: all'interno una guida retta e a fianco l'ago introduttore [7]

- **Circuito di pressione** (*pressure tubing*): condotto semi rigido, più o meno lungo (in funzione delle esigenze del personale clinico) che connette il catetere al trasduttore; la rigidità di questo (come quella del catetere), insieme alle dimensioni geometriche, sono caratteristiche che influenzano le prestazioni dinamiche del sistema (e potrebbero introdurre distorsioni nella misura della pressione).



Figura 1.3 Catetere e circuito di pressione connesso. [8]

Nell'elaborato, da qui in avanti, con il termine “sistema catetere-trasduttore di pressione” si intenderà la parte del sistema di monitoraggio della pressione arteriosa compresa tra la pressione in ingresso e il trasduttore: catetere, circuito di pressione, eventuali rubinetti e il trasduttore; tutti questi elementi

contribuiscono a definire la dinamica del sistema.

- **Dispositivo di lavaggio** (*flush device*): un pressurizzatore con all'interno una sacca di plastica contenente il liquido di riempimento del catetere, 500 ml di soluzione fisiologica sodio-cloruro allo 0.9%.

Il pressurizzatore è impostato a 300 mmHg affinché ci sia un flusso continuo nel sistema di 2-3 mL/hr; questo flusso continuo impedisce il reflusso di sangue nel catetere, che potrebbe causare la formazione di coaguli.



Figura 1.4 Flush device: soluzione fisiologica all'interno di una sacca pressurizzata. [8]

- **Trasduttore**, dispositivo che converte l'onda pressoria generata dal flusso sanguigno in un segnale elettrico che può essere elaborato e visualizzato sul monitor.



Figura 1.5 Trasduttore e fast flush device (la valvola di colore azzurro).[8]

- **Connettore del trasduttore**, che connette il trasduttore al monitor.



Figura 1.6 Connettore del trasduttore.[8]

- **Fast flush device**: una valvola che permette un rapido lavaggio del sistema, utilizzato sia per rimuovere sangue coagulato o bolle d'aria dai componenti del sistema, che per testare le prestazioni dinamiche (genera infatti un'onda quadra). Il *fast flush test* è l'unico test possibile che può essere effettuato mentre il sistema di monitoraggio della pressione arteriosa è in funzione.
- **Rubinetti a 3 vie**: in genere situati nel punto di connessione tra il trasduttore e il circuito di pressione o tra questo e il catetere; consentono la chiusura o l'apertura temporanea della via ed eventuali prelievi di sangue.
- **Deflussore con valvola a flusso continuo**: permette un flusso di 2 – 5 mL/hr, senza modificare la pressione misurata e previene la coagulazione in punta di catetere.
- **Monitor**: strumento elettronico sui cui sono visualizzati i parametri misurati, secondo la programmazione definita dal personale che lo utilizza; comprende i circuiti elettronici di amplificazione e di filtraggio. [9,10]



Figura 1.7 Componenti del kit di monitoraggio pressorio connessi tra loro. [8]

1.7 Funzionamento e pratica clinica

Un catetere inserito in un vaso sanguigno si mette in contatto con un'onda di flusso che può essere in generale pulsatile (arteria) o non (vena); nel nostro caso il catetere viene inserito in un'arteria; la pressione presente all'estremità del catetere agisce su una colonna di soluzione fisiologica; quest'ultima, essendo incompressibile, trasmette la pressione al trasduttore che ne converte il valore istantaneo in tensione elettrica; questa è successivamente amplificata e visualizzata sul monitor.

Per il monitoraggio di pressioni in sala emodinamica, sono adottate tre convenzioni:

- le pressioni cardiovascolari sono espresse in *mmHg*, con l'eccezione della pressione centrale venosa che può essere espressa in *mmHg* oppure in *cm di H₂O*;
- per eliminare il contributo idrostatico della pressione, la maggior parte delle pressioni cardiovascolari sono misurate dal trasduttore all'altezza del cuore, più specificatamente all'altezza degli atri;
- il valore “zero” delle pressioni coincide con la pressione atmosferica.

Nella pratica clinica, per rispettare queste convenzioni e assicurarsi una continua accuratezza del sistema, sono previste tre fasi preliminari:

- *lavaggio del circuito di pressione*: operazione effettuata per rimuovere le bolle d'aria da tutti i componenti del sistema; questo perché l'eventuale presenza di aria tra il segnale in ingresso (la pressione) e il trasduttore, comporta la

trasmissione degli impulsi meccanici molto diversamente rispetto alla presenza di soli liquidi. Le bolle d'aria nei sistemi provvisti di tubi di conduzione costituiscono una delle più importanti e frequenti cause di errore nel monitoraggio in emodinamica, poiché persino piccole bolle d'aria con un diametro di 1 mm possono causare notevoli distorsioni del segnale utile.

Per questo motivo viene rimossa l'aria dalla sacca di soluzione salina, prima di collegarla agli altri componenti del kit di monitoraggio pressorio; dopodiché tutte le vie di conduzione, il trasduttore e gli altri elementi del sistema vengono accuratamente lavati grazie alla valvola di lavaggio rapido (*fast flush*), con particolare attenzione ai rubinetti e al trasduttore (zone dove le bolle d'aria si accumulano più facilmente).

Ulteriori accorgimenti sono seguiti per evitare la formazione di bolle d'aria: mantenere dritte tutte le connessioni, evitare di aggiungere rubinetti o estensioni di linea non necessari, mantenere la borsa con la soluzione per il lavaggio riempita e la cuffia esterna sempre a una pressione di 300 mmHg.

- **Calibratura:** per non considerare il contributo idrostatico della pressione, il trasduttore va posizionato a livello del cuore, o meglio a livello degli atri; il punto di riferimento è dato dall'*asse flebostatico*, definito come l'intersezione tra la linea immaginaria che parte dal IV spazio intercostale e si prolunga fino all'ascella, e la linea intermedia fra superficie anteriore e posteriore del torace.

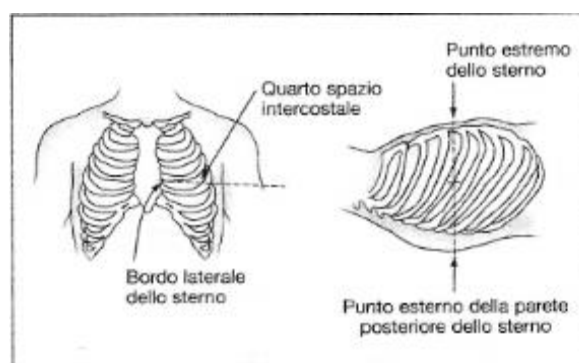


Figura 1.8 L'asse flebostatico. [7]

È stato dimostrato che l'asse flebostatico riflette molto accuratamente la posizione dell'atrio sinistro sia che il paziente sia in piedi che in posizione supina.

Per ogni centimetro sotto (sopra) l'asse flebostatico, si aggiungono

(sottraggono) 0.74 mmHg alla pressione misurata.

Infine si deve azzerare il sistema alla pressione atmosferica, dopo aver messo a contatto il trasduttore con l'aria.

I trasduttori possono decalibrarsi; pertanto, ogniqualvolta la postura del paziente è stata modificata o si sospetti una misurazione errata della pressione, occorre ripetere la calibratura.

- *Verifica delle prestazioni dinamiche*: per determinare se il sistema di monitoraggio riesce a riprodurre adeguatamente la pressione arteriosa, devono essere verificate le prestazioni dinamiche, definite dai valori di pulsazione naturale e coefficiente di smorzamento. Questo test viene effettuato, nella pratica clinica, con la semplice osservazione della risposta del sistema al *fast-flush test*, con il quale si espone il sistema a una rapida variazione pressoria. Il *fast flush test* sarà affrontato più dettagliatamente nel capitolo 6. [7,11]

1.8 Come ottimizzare la misura di pressione: il teorema di Bernoulli

La pressione arteriosa rappresenta la forza esercitata dal sangue per unità di area sulle pareti delle arterie ed è la somma di *pressione emodinamica, cinetica ed idrostatica*.

Il contributo emodinamico è costituito dall'energia impartita al sangue dalla contrazione del ventricolo sinistro e viene conservata grazie alle proprietà elastiche delle pareti delle arterie. Il contributo cinematico è associato al movimento del sangue. Il contributo idrostatico dipende dalla densità dei fluidi e dalla gravità; nel nostro caso, la pressione idrostatica è proporzionale all'altezza della colonna ematica tra il cuore e la vascolarizzazione periferica (in una persona in piedi, la pressione sanguigna nella gamba è maggiore di quella nel braccio).

Vi è una diretta corrispondenza tra questi tre elementi e i tre contributi energetici presenti nell'equazione di Bernoulli, valida per il moto stazionario di un fluido ideale in un condotto a pareti rigide.

$$p_1 + \rho g h_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = p_2 + \rho g h_2 + \frac{1}{2} \rho V_2^2$$

avendo indicato con ρ la densità del fluido, g l'accelerazione di gravità, p_1 e p_2 le pressioni, h_1 e h_2 le altezze di riferimento, V_1 e V_2 le velocità medie rispettivamente nelle sezioni 1 e 2. (Figura 1.9)

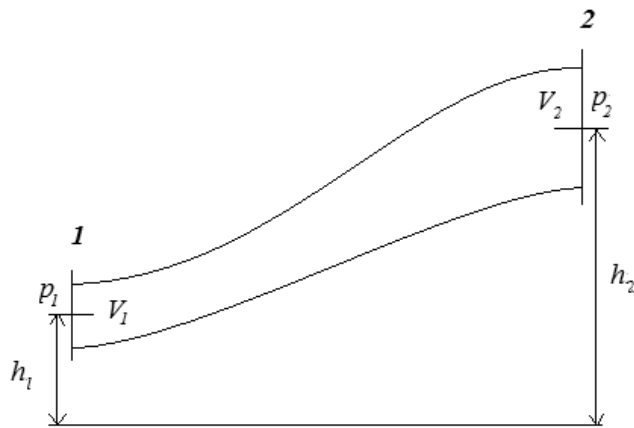


Figura 1.9 Parte di un condotto a pareti rigide.

Si è supposto per semplicità che il profilo di velocità nella sezione considerata sia piatto e che sia possibile trascurare la caduta di pressione dovuta all'attrito viscoso.

L'equazione di Bernoulli non solo ci permette di capire come variano le pressioni in presenza di fenomeni patologici come aneurismi e stenosi, ma soprattutto ci da suggerimenti su scelte progettuali: mette infatti in evidenza il ruolo rivestito dall'energia cinetica del fluido quando si misura la pressione intravascolare mediante un catetere.

Se l'apertura del catetere è “frontale”, come in Figura 1.10, la pressione misurata dipende anche dalla velocità ematica nel vaso vicino all'imbocco del catetere.

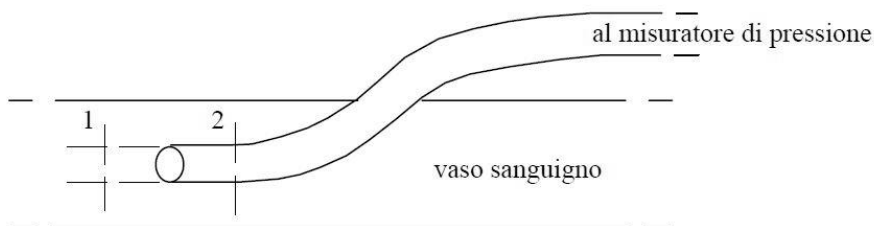


Figura 1.10 Catetere con apertura frontale.

Applicando l'equazione di Bernoulli alle sezioni 1 e 2 si ottiene:

$$p_1 + \frac{1}{2} \rho V_1^2 = p_2$$

Per $V_1 = 100 \frac{cm}{s}$ e $\rho = 1,05 \frac{g}{cm^3}$, risulta $\frac{1}{2} \rho V_1^2 = 5250 \frac{dine}{cm^2} \approx 4 mmHg$.

Per eliminare l'errore di misura della pressione, si può adottare un'apertura laterale perpendicolare alla velocità del fluido, come illustrato in Figura 1.11.

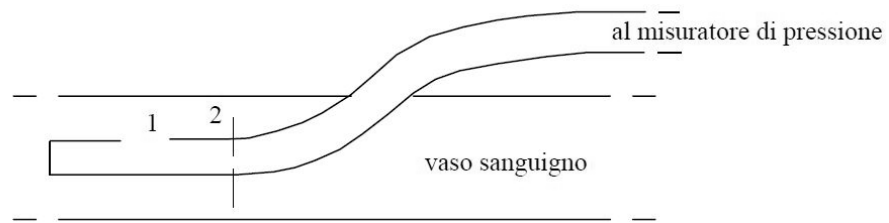


Figura 1.11 Catetere con apertura laterale.

In questo caso:

$$V_1 = 0 ; \quad V_2 = 0 ; \quad h_1 = h_2 ;$$

e risulta

$$p_1 = p_2.$$

Capitolo 2

L'esercitazione di laboratorio

2.1 Introduzione

L'esercitazione di laboratorio a cui ha fatto riferimento questo progetto di tesi è “Calibrazione dinamica di un sistema catetere-sensore di pressione”, prevista dall'attività formativa a scelta “Laboratorio di Strumentazione Biomedica”. Questo corso affronta principalmente problemi di progettazione e caratterizzazione di strumentazione biomedica e problemi di acquisizione, analisi ed elaborazione di segnali biologici.

L'esperienza in questione ha come scopo la determinazione sperimentale delle caratteristiche dinamiche di un sistema catetere-trasduttore di pressione, ipotizzando presente una dinamica del secondo ordine: lo studente quindi si interessa dapprima del comportamento nel dominio dei tempi e successivamente della risposta nel dominio delle frequenze. L'ipotesi sulla dinamica del secondo ordine è stata verificata sperimentalmente, osservando che questi sistemi, durante il funzionamento nella pratica clinica, mostrano un comportamento tipico di un sistema del secondo ordine sottosmorzato. [13]

2.2 Strumenti utilizzati e set-up sperimentale

Seguendo il set-up sperimentale indicato (Figura 2.1), i gruppi di lavoro collegano tra loro gli strumenti necessari, di seguito elencati:

- alimentatore c.c.
- tubicino usato come catetere
- sensore di pressione integrato ad estensimetri: *Honeywell SDX30*
- circuito di amplificazione esterno per il sensore
- generatore di onde pressorie: *601A Blood Pressure Systems Calibrator BIO-TEK INSTRUMENTS, INC., WINOOSKI, VT05404*
- oscilloscopio
- generatore di funzioni.

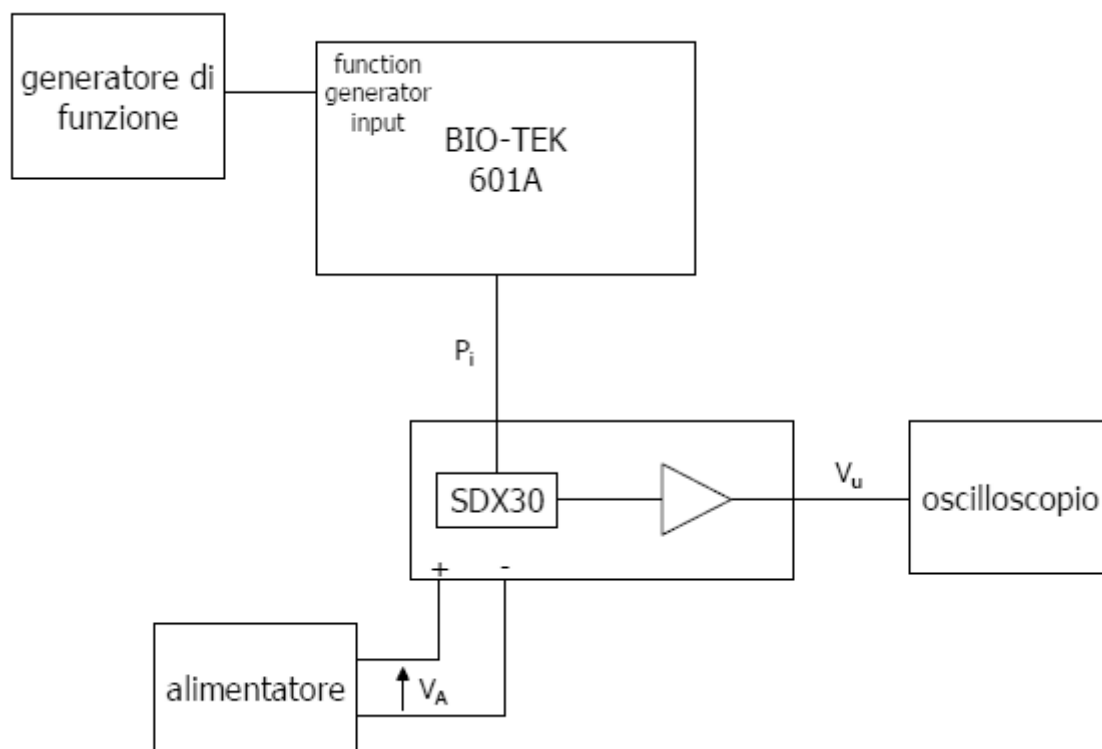


Figura 2.1 Set-up sperimentale

In questa esercitazione, è posta particolare attenzione al sensore di pressione e al generatore di onde di pressione.

L'*Honeywell SDX30* è un trasduttore *strain gauge*: sfrutta la proprietà di piezoresistività dei semiconduttori (caratterizzati da una maggiore sensibilità alla deformazione rispetto agli elementi metallici), per cui l'effetto di una sollecitazione meccanica e la conseguente deformazione, alterano la resistenza elettrica del semiconduttore stesso.

Gli estensimetri, prima parte dell'*elemento di conversione* del sensore, sono realizzati proprio con materiale semiconduttore e sono ricavati per diffusione sul diaframma, una membrana di silicio che divide due camere: una è a contatto con la pressione atmosferica tramite minuscoli fori, mentre l'altra viene posta a contatto con la pressione che si desidera misurare. Una differenza di pressione tra le due camere provoca una deformazione del diaframma che è trasmessa agli estensimetri, solidali ad esso; per loro natura, gli estensimetri trasformano la deformazione in variazione di resistenza e, essendo collocati in un ponte di Wheatstone, le variazioni di resistenza vengono convertite in variazioni di tensione in uscita dal ponte stesso.

In questo modo sono possibili misure di differenze di pressione rispetto alla pressione atmosferica.

Il funzionamento del sensore può essere mostrato attraverso uno schema a blocchi (Figura 2.2).

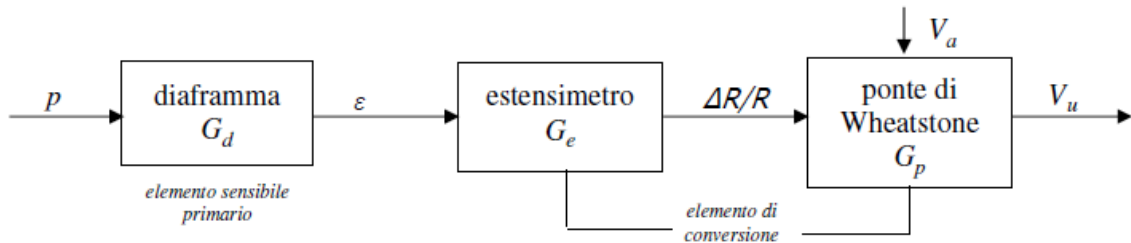


Figura 2.2 Schema a blocchi del trasduttore di pressione

La tensione V_u in uscita è legata alla pressione p in ingresso dalla relazione:

$$V_u = G_d \cdot G_e \cdot G_p \cdot V_A \cdot p$$

Dove $G_d = \frac{\varepsilon}{p}$ è il guadagno del diaframma ed è il rapporto tra la deformazione subita dal diaframma ε e la pressione in ingresso p ;

$G_e = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon}$ è il guadagno degli estensimetri, ovvero il rapporto tra la variazione relativa di resistenza degli estensimetri $\Delta R/R$ e la deformazione subita ε ;

$G_p = \frac{V_u}{\Delta R/R}$ è il guadagno del ponte (per Volt di alimentazione), dipende dal numero di rami attivi ed è il rapporto tra la tensione V_u in uscita e la variazione relativa di resistenza degli estensimetri $\Delta R/R$;

V_A è la tensione di alimentazione del ponte.

La sensibilità $S = \frac{V_u}{p}$ del sensore risulta pertanto:

$$S = G_d \cdot G_e \cdot G_p \cdot V_A$$

È importante osservare che la tensione di uscita e la sensibilità del trasduttore sono proporzionali alla tensione di alimentazione del ponte (V_A). È opportuno quindi che il ponte sia alimentato mediante una tensione stabile e pulita dal rumore.

Fra i pregi di questa categoria di trasduttori di pressione si sottolineano il basso costo, la prontezza, la buona accuratezza (elevata nel caso di *gauge* al silicio piezoresistivo) e stabilità rispetto alle variazioni di temperatura.

Il generatore di pressione, *601A Blood Pressure System Calibrator*, è utilizzato per valutare la funzionalità di sistemi per il monitoraggio invasivo della pressione sanguigna.

Lo strumento è in grado di generare forme d'onda di pressione relative a diversi punti del sistema cardiovascolare (a seconda della posizione dello switch) ed inoltre può ricevere in ingresso una forma d'onda prodotta tramite un generatore di funzione.

Prima di poter affrontare l'esercitazione di laboratorio, è stato introdotto un modello matematico che descrive il sistema catetere-sensore e con il quale è possibile svolgere un'analisi di tipo quantitativo.

2.3 Il modello: ipotesi semplificative e analogia elettrica

La trasduzione delle variazioni pressorie in segnale elettrico e la sua visualizzazione su monitor in forma d'onda possono essere inficiate da numerosi fattori (lunghezza e compliance dei tubi di connessione e del catetere, presenza di microbolle, rubinetti, connessioni elettriche non ottimali), che possono determinare distorsioni importanti dell'onda pressoria e quindi alterare i valori registrati.

Le necessità di quantificare e limitare le distorsioni introdotte dagli elementi del sistema di monitoraggio pressorio, hanno portato all'elaborazione di un modello, in cui il sistema possa essere descritto attraverso un'analogia elettromeccanica.

Un'analisi più accurata richiederebbe un modello a parametri distribuiti, in quanto il catetere ed il fluido contenuto nel lume costituiscono un sistema distribuito di elementi infinitesimi tutti dotati di massa, deformabilità e perdite viscosive.

Tuttavia i modelli a parametri distribuiti non sono normalmente utilizzati; al loro posto si utilizzano modelli a parametri concentrati, di più facile trattazione e che forniscono risultati con un grado di precisione accettabile ai fini clinici.

Pertanto qui si utilizzerà un modello a parametri concentrati, considerando il sistema di monitoraggio come composto da tre parti principali: catetere, sensore e diaframma.

Per semplificare ulteriormente la trattazione vengono fatte delle ipotesi sul fluido che è considerato *newtoniano* e con *flusso laminare stazionario*, anche se queste ipotesi, in alcuni casi, si discostano fortemente dal comportamento del sangue nei vasi sanguigni.

Il sottosistema catetere-fluido sarà caratterizzato da:

- *proprietà dissipative*, legate alla viscosità del fluido di riempimento e alla viscoelasticità del catetere,
- *proprietà inerziali*, legate alla massa del fluido nel catetere,
- *proprietà elastiche*, legate all'elasticità delle pareti del catetere.

Ognuna di queste proprietà sarà espressa con un parametro: rispettivamente con una resistenza idraulica, con un'inertanza e con una complianza.

Analogamente il sottosistema sensore-fluido sarà caratterizzato dalle medesime proprietà, mentre il diaframma sarà caratterizzato dalla sola complianza (chiamata anche *spostamento volumetrico* del diaframma).

Di seguito viene illustrato il modello elettromeccanico risultante, nel quale, attraverso l'analogia elettrica, le resistenze idrauliche sono rappresentate da resistori, le complianze da condensatori e le inertanze da induttori.

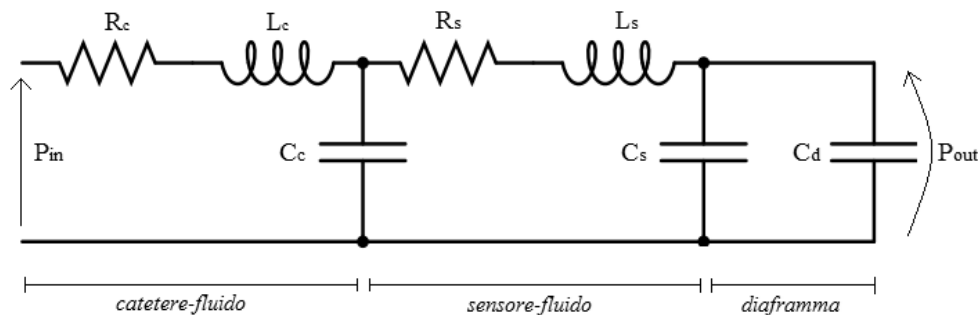


Figura 2.3 Analogo elettrico del sistema catetere-sensore di pressione

Sono possibili delle ulteriori semplificazioni:

- $R_s \ll R_c$; $L_s \ll L_c$

È lecito trascurare la resistenza e l'induttanza relative all'insieme sensore-fluido rispetto a quelle dell'insieme catetere-fluido, in quanto queste due grandezze fisiche sono proporzionali alla lunghezza dell'elemento ed il catetere ha lunghezza molto maggiore rispetto al sensore.

- $C_s \ll C_d$; $C_s \ll C_c$

La deformabilità del diaframma e quella del catetere sono sicuramente più elevate di quella del sensore. La complianza del sensore può quindi essere trascurata.

Grazie a queste modifiche, il modello elettrico può essere ridotto in questo modo.

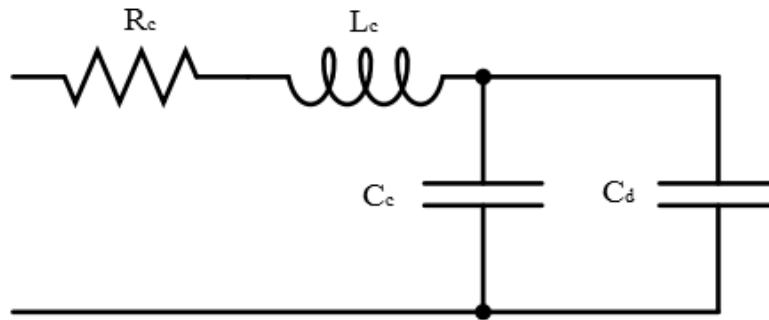


Figura 2.4 Analogo elettrico ridotto

La resistenza idraulica è imputata principalmente alla viscosità del fluido ed è espressa tramite la *legge di Hagen-Poiseuille*, valida con ottima approssimazione per un flusso laminare di fluidi newtoniani in un condotto cilindrico a pareti rigide.

$$R_c = \frac{8 \eta l}{\pi r^4}$$

dove η è la viscosità del fluido,

l è la lunghezza del catetere,

r è il raggio interno del catetere.

La massa del liquido in movimento possiede un'inerzia idraulica non trascurabile, che contrasta le variazioni di velocità; questa inerzia può essere quantificata attraverso l'inertanza, il rapporto tra la differenza di pressione e la relativa variazione di flusso.

Nel caso in esame risulta:

$$L_c = \frac{4}{3} \frac{\rho l}{\pi r^2}$$

dove ρ è la densità del fluido,

l è la lunghezza del catetere,

r è il raggio interno del catetere.

L'ultimo aspetto di cui tener conto è la deformabilità del catetere e del diaframma: la complianza associata è definita dal rapporto tra variazione di volume e variazione di pressione. Per il catetere risulta:

$$C_c = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{3\pi r^2 l \left(\frac{r}{h} + 1\right)^2}{E \cdot \left(\frac{2r}{h} + 1\right)}$$

dove E è il modulo elastico del materiale del catetere,

ρ è la densità del fluido,

l è la lunghezza del catetere,

r è il raggio interno del catetere.

Per il diaframma del sensore di pressione, invece, non è presente in letteratura un'unica formula che permette il calcolo della complianza associata, dato che questa dipende anche dalla forma del diaframma (solitamente circolare o quadrata). Ad esempio per un sensore caratterizzato da un diaframma di forma circolare, si ha:

$$C_d = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{\pi a^6 (1 - \nu^2)}{16 E s^3}$$

Dove a è il raggio del diaframma,

ν è il coefficiente di Poisson del materiale del diaframma,

E è il modulo elastico del materiale del diaframma,

s è lo spessore del diaframma. [1]

Inoltre è interessante osservare come si modifica il modello elettrico se è presente una bolla d'aria all'interno del sistema catetere-trasduttore di pressione; essa introduce un'ulteriore complianza C_b che si somma alle altre complianze presenti nel sistema e che altera le prestazioni dinamiche.

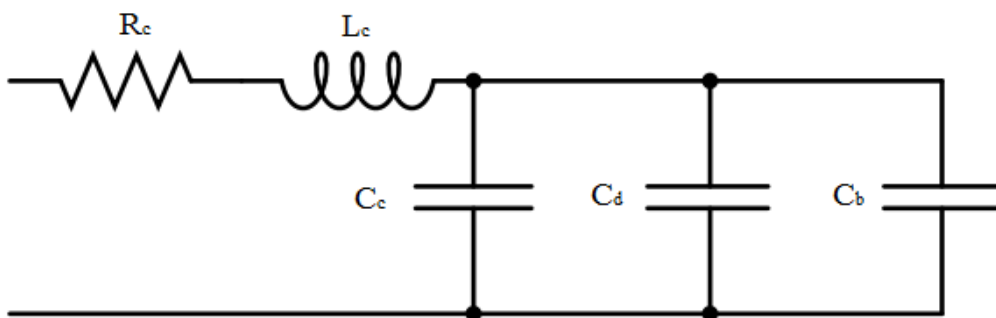


Figura 2.5 Analogo elettrico con presenza di una bolla d'aria

2.4 Il modello: pulsazione naturale e fattore di smorzamento

Il comportamento dinamico di tale sistema si può quindi caratterizzare tramite un sistema del secondo ordine. L'analogo elettrico, infatti, è costituito dal circuito serie RLC.

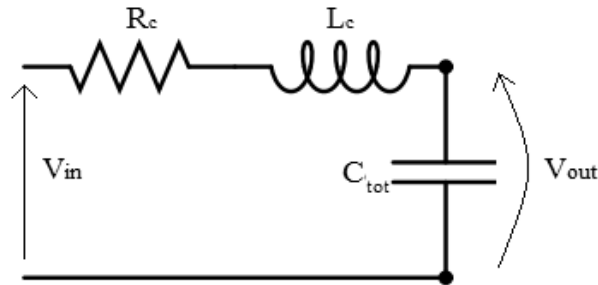


Figura 2.6 Analogo elettrico ridotto

L'ingresso del circuito rappresenta la pressione sanguigna, l'uscita invece è data dalla pressione misurata ai capi della compliance totale $C_{tot} = C_c + C_d$. In base all'analogia elettrica, le pressioni corrispondono a tensioni elettriche e i flussi a correnti elettriche.

Utilizzando il modello ridotto, si ottiene il circuito in Figura 2.6.

Nel circuito elettrico possiamo impostare la seguente equazione di maglia:

$$V_{in}(t) = L_c C_{tot} \frac{d^2 V_{out}(t)}{dt^2} + R_c C_{tot} \frac{dV_{out}(t)}{dt} + V_{out}(t)$$

da cui si può ricavare la funzione di trasferimento nel dominio delle frequenze:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}}(s) = \frac{1}{L_c C_{tot}} \cdot \frac{1}{s^2 + \frac{R_c}{L_c} s + \frac{1}{L_c C_{tot}}}$$

Confrontando l'equazione ottenuta con la generica funzione di trasferimento caratteristica dei sistemi del secondo ordine

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + 2\delta\omega_n s + \omega_n^2}$$

è possibile ricavare i parametri ω_n e δ , chiamati rispettivamente *pulsazione naturale* e *fattore di smorzamento*, del sistema esaminato.

L'uguaglianza tra la prima e la seconda equazione fornisce:

$$\omega_n = \frac{1}{\sqrt{L_c C_{tot}}}$$

$$\delta = \frac{R_c \sqrt{C_{tot}}}{2 \sqrt{L_c}}$$

Tali equazioni condizionano il comportamento dinamico del sistema e la fedeltà nella riproduzione del segnale pressorio.

Innanzitutto bisogna tenere presente che, per poter riprodurre con buona approssimazione l'andamento temporale della pressione sanguigna, è necessario che la frequenza naturale $f_n = \frac{\omega_n}{2\pi}$ sia almeno dieci volte la frequenza fondamentale del segnale di pressione arteriosa (ovvero la frequenza cardiaca); si può notare infatti in figura 2.7 che persino nella sesta armonica l'ampiezza è ridotta quasi del 90%. Pertanto per un sistema che debba rimanere accurato fino a un Heart Rate (HR) di $120bpm$, è necessario che la frequenza naturale sia almeno $(120bpm \cdot 10) / 60 s = 20Hz$. [1]

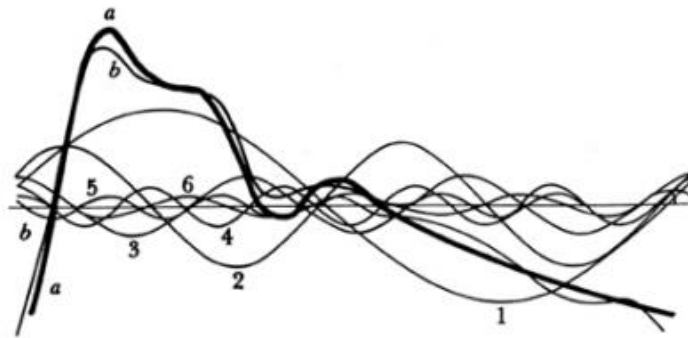


Figura 2.7 Prime sei armoniche del segnale di pressione arteriosa; (a)onda originale, (b)sintesi delle prime sei armoniche.

Inoltre le distorsioni in ampiezza e fase vengono minimizzate quando il valore del fattore di smorzamento δ è circa 0.7; tuttavia un certo grado di smorzamento è tollerato: nella pratica clinica valori comuni di δ sono nell'intorno di 0.3, mentre è ricercata una frequenza naturale la più alta possibile.

In funzione di queste linee guida, si cercano quali possono essere i parametri su cui è possibile agire in fase di progettazione: la densità ρ e la viscosità η dipendono dal fluido di riempimento utilizzato (in genere soluzione fisiologica), mentre si ha la possibilità di modificare lunghezza e raggio del catetere, nonostante possano

comunque variare in un range di valori abbastanza ridotto a causa di vincoli anatomici: per esempio più è corta la colonna di soluzione fisiologica tra il trasduttore e il vaso arterioso, più aumenta ω_n ; tuttavia un catetere troppo corto andrebbe contro l'esigenza pratica di poter misurare pressioni in punti lontani dal luogo di inserzione, mentre un circuito di pressione troppo corto andrebbe contro le esigenze di praticità del personale medico-sanitario.

Per quanto riguarda la deformabilità del catetere, questa andrebbe resa piccola per poter elevare ω_n ; tuttavia una scelta di questo tipo comporta un aumento della rigidità del catetere, con conseguente aumento della difficoltà nel suo inserimento e avanzamento in un vaso arterioso.

2.5 Passi dell'esercitazione

- 1) Lo studente, dopo aver collegato gli strumenti, imposta, tramite il generatore di pressione, un'onda pressoria rettangolare, in modo da poter stimare, mediante letture ripetute sull'oscilloscopio, i parametri che caratterizzano la risposta del sistema nel dominio dei tempi, ovvero il valore di regime K , la massima sovraelongazione A e il periodo T dell'oscillazione smorzata.

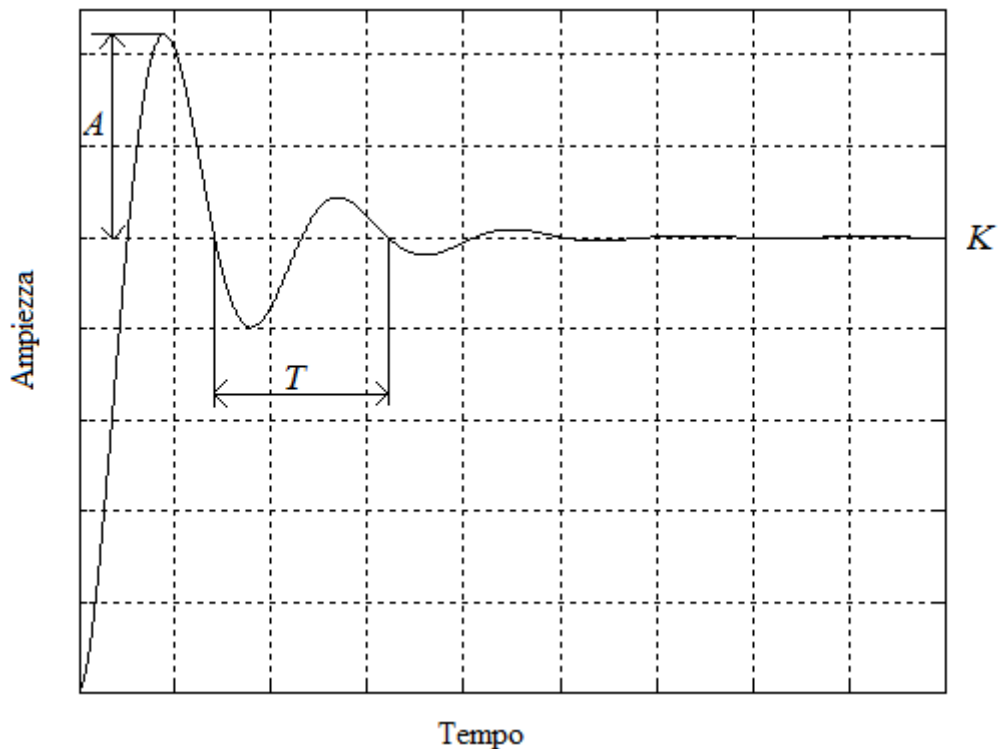


Figura 2.8 Esempio di risposta di un sistema sottosmorzato a un segnale a gradino

- 2) Ricava quindi, il fattore di smorzamento δ , la pulsazione naturale ω_n e la frequenza naturale f_n . Questi parametri sono legati al valore di regime K , alla massima sovraelongazione A e al periodo T della risposta oscillatoria smorzata tramite le relazioni:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\pi}{\ln A/K}\right)^2}}$$

$$\omega_n = \frac{2\pi}{T\sqrt{1 - \delta^2}}$$

- 3) Calcola, noti δ e ω_n , il valore della pulsazione di risonanza ω_p e della frequenza di risonanza f_p , tramite la relazione:

$$\omega_p = \omega_n \sqrt{1 - 2\delta^2}$$

- 4) Genera in Matlab il diagramma del modulo della risposta armonica del sistema.
- 5) Analizza il comportamento del sistema nel dominio delle frequenze: mediante il generatore di funzione, imposta in ingresso al sistema pressioni sinusoidali di frequenza f crescente fino a raggiungere e superare la frequenza di risonanza f_p .

Mediante osservazione delle forme d'onda sul display dell'oscilloscopio, determina il rapporto fra le ampiezze delle sinusoidi in ingresso e in uscita per $f \ll f_p$, per $f < f_p$, per $f = f_p$, e per $f > f_p$.

Capitolo 3

Guide

3.1 Interfaccia grafica utente

In questo progetto di tesi, per riprodurre virtualmente l'esercitazione di laboratorio “Calibrazione dinamica di un sistema catetere-sensore di pressione”, è stata realizzata un'interfaccia grafica utente, nota anche come GUI (dall'inglese *Graphical User Interface*), utilizzando il software Matlab 7.11.0.


Matlab implementa una GUI come un oggetto di tipo *figure*, contenente una serie di controlli intuitivi, detti *uicontrol objects*, come tasti, campi editabili, barre di scorrimento, menu a scorrimento, che permettono a un utente di manipolare in modo interattivo, con l'utilizzo del mouse e della tastiera, una qualsiasi applicazione realizzata.


3.2 Il Layout Editor

Matlab mette a disposizione un ambiente grafico, chiamato GUIDE, *Graphical User Interface Design Environment*, che permette di ridurre notevolmente i tempi di sviluppo di un'interfaccia grafica, rispetto alla programmazione testuale.

Una volta avviato GUIDE e selezionato una GUI vuota tra i modelli disponibili, appare il Layout Editor (Figura 3.1): è presente in alto una barra degli strumenti, a sinistra la palette degli oggetti che possiamo inserire nella nostra interfaccia e al centro l'area di lavoro.

Per creare una GUI occorre innanzitutto costruire l'interfaccia, progettando e realizzando l'aspetto grafico, definendo quali oggetti inserire, come disporli e come dimensionarli; a tal fine risulta fondamentale l'utilizzo di alcuni strumenti, come

Align Objects , che consente di posizionare e allineare gli oggetti in modo

opportuno e *Property Inspector* , che permette di accedere alle proprietà dell'oggetto selezionato (colore, contenuto, dimensione testo, tag, ecc) ed eventualmente di modificarle.

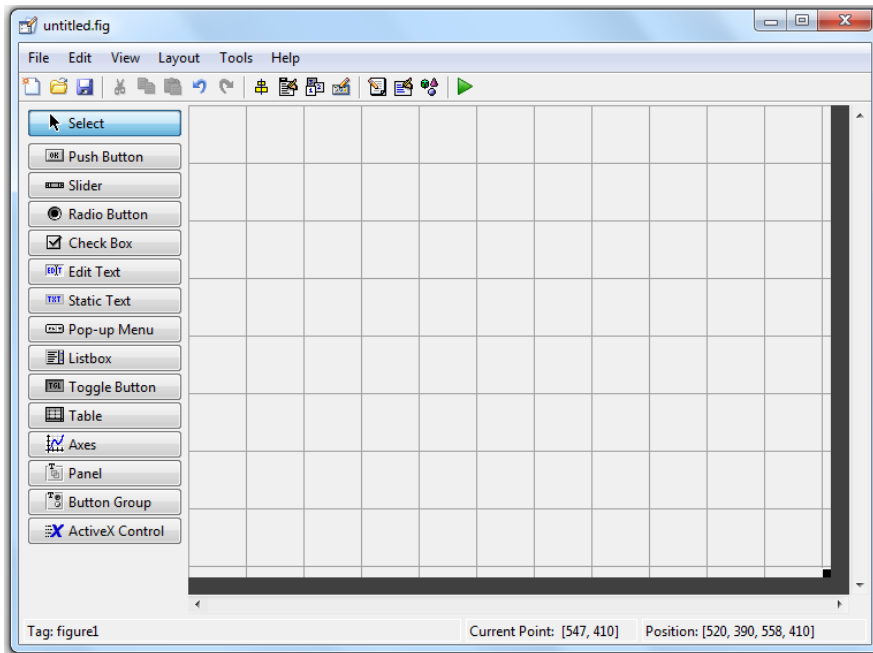


Figura 3.1 Layout Editor di GUIDE

Tra le proprietà che caratterizzano un oggetto, per il programmatore è fondamentale il “Tag”: è il nome che assume l’oggetto all’interno del codice utilizzato per definirne funzioni e caratteristiche; di default, Matlab utilizza il nome del tipo di oggetto seguito da un numero sequenziale, ma è consigliabile, soprattutto se si deve creare un’interfaccia con molti oggetti uguali, cambiare i tag di default con nomi che facciano riferimento alle funzioni che svolgono.

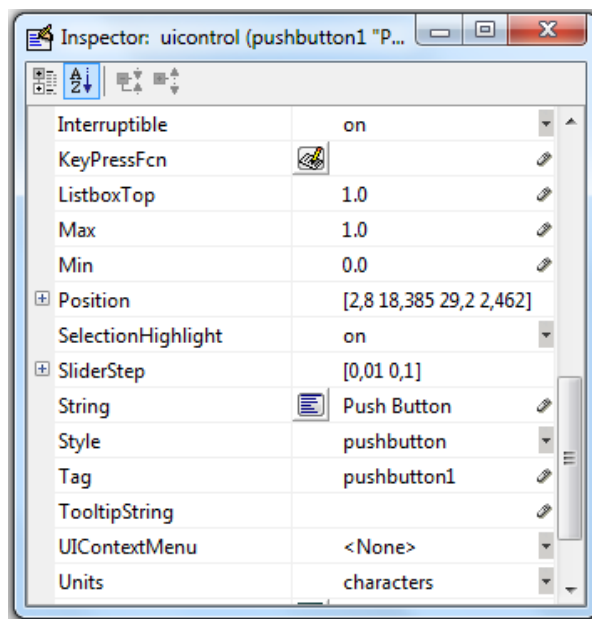


Figura 3.2 Alcune delle proprietà di un push button

3.3 Gli oggetti

Nella palette degli oggetti sono presenti gli *uicontrol objects*, con la quale l'utente interagirà: possono essere controlli (push button, slider, edit text), elementi statici (panel, static text), menu e oggetti utilizzati per visualizzare dati grafici.

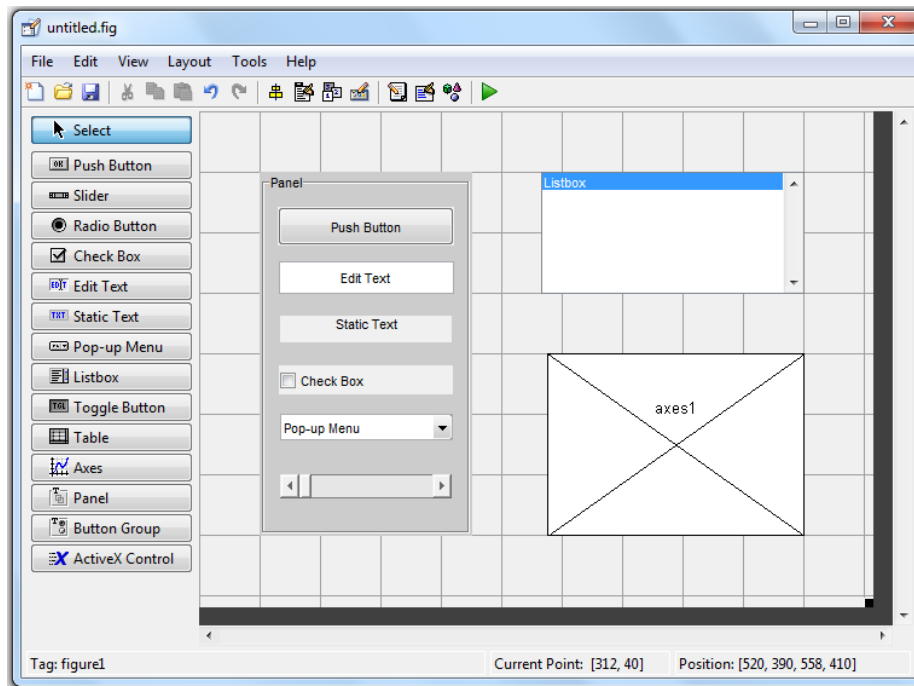



Figura 3.3 Alcuni dei principali oggetti disponibili

Gli oggetti maggiormente usati:

- Push button: richiama un evento con il solo clic.
- Edit text: campo che permette all'utente di interagire con un oggetto testuale, editando un testo.
- Static text: mostra una stringa di testo in una casella; questo campo non può essere modificato dall'utente.
- Check box: oggetto che simula il segno di spunta; indica lo stato di un'opzione o di un attributo.
- Pop-up menu: menu a tendina che fornisce una lista di opzioni mutuamente esclusive.
- Listbox: analogamente al precedente, mostra una lista di opzioni selezionabili.
- Axes: permette di visualizzare grafici nella GUI.
- Panel: area in cui sono raggruppati più controlli.

È infine possibile, attraverso il *Toolbar Editor* , modificare la Toolbar dell'interfaccia, aggiungendo strumenti utili all'utente, come operazioni di zoom, stampa, *data cursor*, ecc.

3.4 Il codice di controllo

Una volta concluso l'aspetto grafico, salvando l'interfaccia realizzata, Matlab genera in modo automatico due file: un file .fig che contiene la completa descrizione grafica della GUI e un file .m in cui dovrà essere inserito il codice di controllo.

Nel file .m una parte del codice è inserita automaticamente da Matlab, ossia:

- un codice di inizializzazione dell'interfaccia che non deve essere modificato;
- la *OpeningFcn*: contiene il codice che viene eseguito prima che l'interfaccia si renda visibile all'utente; solitamente questo spazio viene utilizzato per inizializzare le variabili;
- la *OutputFcn*: le uscite di questa “function” vengono restituite nella command line al termine dell'utilizzo dell'interfaccia;
- le funzioni *Callback* relative ai singoli oggetti presenti nella GUI. Il programmatore dovrà definire, al loro interno, una sequenza di comandi (parti di controllo e di calcolo), che deve essere eseguita quando l'oggetto è attivato. In questo modo se l'utente preme un bottone o inserisce un testo con la tastiera, si attiva la “callback”.

Ogni oggetto possiede un certo numero di proprietà: queste possono essere esaminate e modificate nel *Property Inspector*, mentre si realizza la parte grafica, oppure possono essere modificate ed elaborate in fase di scrittura del codice nel file .m, attraverso le funzioni “get” e “set”.

“Get” permette di acquisire il valore di una proprietà, ad es.

```
get(handles.edit_lim_sup,'String')
```

permette di leggere quale insieme di caratteri caratterizza la proprietà “String” dell'oggetto individuato dal tag “edit_lim_sup” (un edit text).

“Set” permette di impostare il valore di una proprietà, ad es.

```
set(handles.edit_L, 'String', 0)
```

permette di impostare il carattere “0” nella proprietà “String” dell'oggetto individuato

dal tag “edit_L”.

Per identificare l’oggetto dobbiamo utilizzare la struttura “handles.” che contiene i puntatori agli oggetti presenti all’interno dell’interfaccia.

Capitolo 4

Creazione del programma

4.1 Introduzione

In questo capitolo sono mostrate le interfacce principali del programma, descrivendone prima l'aspetto grafico e poi le funzionalità, le equazioni implementate, le informazioni richieste all'utente e come queste vengono elaborate e gestite.

4.2 La prima interfaccia: la risposta al gradino

Per la creazione di questo programma, l'utilizzo dell'ambiente grafico GUIDE ha reso necessario, per ogni interfaccia, la realizzazione prima dell'aspetto grafico e poi di quello funzionale.

Quando viene avviato il file "start.m" in Matlab, l'interfaccia che appare è la seguente:

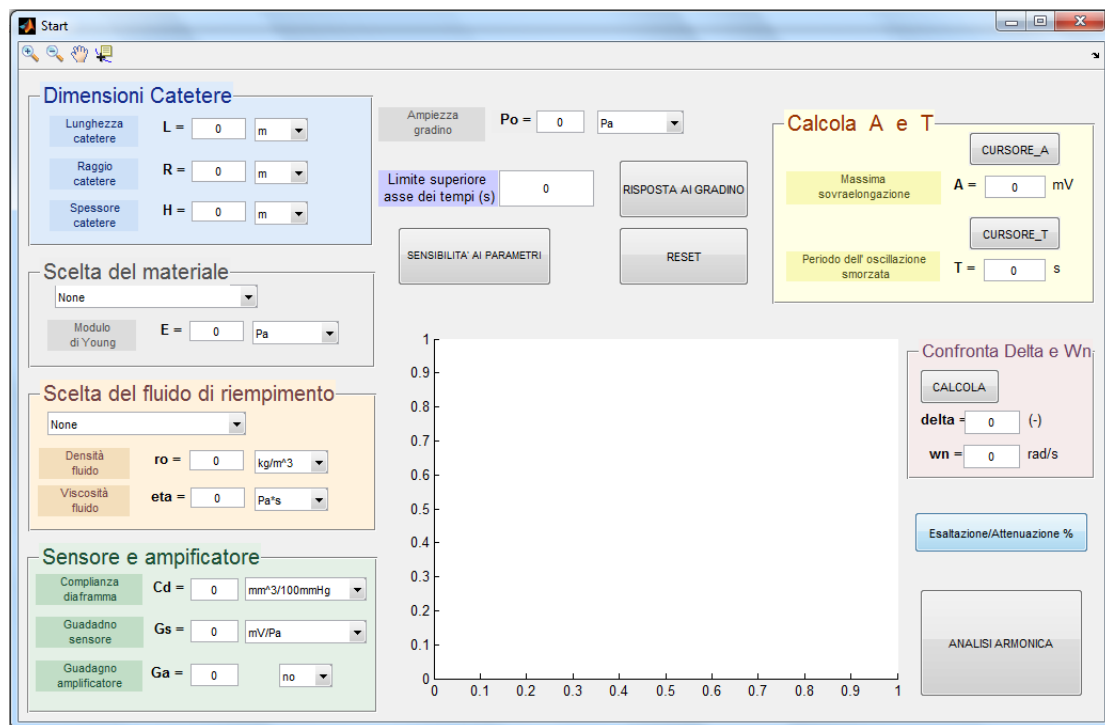


Figura 4.1 La prima interfaccia: analisi della risposta al segnale a gradino

Nella prima interfaccia, dedicata allo studio nel dominio dei tempi del sistema catetere-trasduttore di pressione, sono stati inseriti dei pannelli di colore diverso, ognuno dei quali rappresenta un aspetto del sistema in esame: per il catetere dimensioni geometriche, scelta del materiale e scelta del fluido di riempimento, mentre per il trasduttore il suo guadagno e la compliance del diaframma, e infine il guadagno dell'amplificatore a valle. All'interno di ogni pannello, per ogni variabile sperimentale, sono indicati il nome, un simbolo identificativo, un edit text in cui l'utente inserisce un valore numerico e un pop-up menu attraverso il quale seleziona l'unità di misura.

Nel file .m di questa interfaccia, per fare uso dei dati inseriti dall'utente, è stato utilizzato il comando "get"; procedendo in questo modo, si osserva che il dato inserito in un edit text, anche se numerico, viene letto da Matlab come un array di caratteri (ovvero come un elemento di tipo "string"); pertanto occorre sempre convertire la stringa in un array di numeri (ovvero come un elemento di tipo "double"), con l'utilizzo del comando "str2double".

Contestualmente, se il valore di una delle variabili sperimentali richieste non è stata inserita dall'utente, una volta cliccato il push button "RISPOSTA AL GRADINO" (il quale avvia l'analisi prestazionale del sistema), verrà visualizzato un messaggio in una finestra di dialogo che richiede l'inserimento del dato mancante.

Ogni variabile definita all'interno di una "function", come nelle "callback" presenti nel codice che regola il funzionamento dell'interfaccia, è locale; per comodità dell'utente e per l'utilizzo di questi dati in altre interfacce, ogni variabile è salvata nel Workspace con il comando "assignin".

Nel caso in cui sia stata scelta un'unità di misura diversa da quella che appare di default, vengono eseguite le necessarie conversioni: ad esempio, per le dimensioni geometriche del catetere (lunghezza, raggio e spessore), se l'utente seleziona *cm*, *mm* o *Fr*, il programma procede con la conversione in *m*.

Ecco un esempio di elaborazione della variabile "raggio del catetere":

```
R=str2double(get(handles.edit_R,'String'));
if(R==0)
    msgbox(['Inserire il valore del raggio del catetere'])
    return
end
```

```

assignin('base','R',R)
sel_R=get(handles.popupmenu_R,'Value');
if(sel_R==2)
    R=R*10^(-2);
elseif(sel_R==3)
    R=R*10^(-3);
elseif(sel_R==4);
    R=R*0.33*10^(-3);
end

```

Per la scelta del materiale del catetere, all'utente sono consentite due alternative: inserire direttamente il valore del modulo elastico del materiale, il quale verrà processato secondo le modalità descritte in precedenza, oppure selezionare uno dei materiali presenti nel pop-up menu; in questo caso comparirà automaticamente un valore medio del modulo elastico del materiale scelto. Per il modulo elastico l'unità di misura di default è Pa , sebbene sia presente in alternativa anche $dyne/cm^2$.

Analogamente, per la scelta del fluido di riempimento, è consentito scegliere una delle opzioni presenti nel pop-up menu: la relativa "callback" farà apparire i corrispondenti valori di densità e viscosità. In alternativa l'utente può inserire direttamente i valori di queste variabili di progetto. Le unità di misura selezionabili sono kg/m^3 (di default) e g/cm^3 per la densità e $Pa \cdot s$ (di default) e $Poise$ per la viscosità.

Dopodiché l'utente inserisce il guadagno del sensore (in mV/Pa , mV/psi o $mV/mmHg$), la compliance del diaframma (in $mm^3/100mmHg$) e dell'amplificatore (adimensionale).

All'utente è richiesto infine di inserire l'ampiezza del segnale a gradino che verrà applicato al sistema (in Pa , $dyne/cm^2$, $mmHg$, bar , atm o psi) e un valore numerico (in s) che costituirà il limite superiore della finestra temporale nella quale sarà visualizzata la risposta e con il quale sarà definito il vettore dei tempi. Ottenuti questi dati, il programma genera il vettore del segnale a gradino in funzione del vettore dei tempi.

A partire dalle variabili di progetto, il programma calcola i valori di *resistenza idraulica*, *inertanza* e *compliance* del catetere, secondo le seguenti relazioni precedentemente commentate nel capitolo 2:

$$R_c = \frac{8 \eta l}{\pi r^4}$$

$$L_c = \frac{4}{3} \frac{\rho l}{\pi r^2}$$

$$C_c = \frac{3\pi r^2 l \left(\frac{r}{h} + 1\right)^2}{E \cdot \left(\frac{2r}{h} + 1\right)}$$

Si ricava quindi la compliance totale del sistema come somma della compliance del catetere e di quella del diaframma del trasduttore:

$$C_{tot} = C_c + C_d$$

Questi parametri vengono definiti come “global” e vengono salvati nel Workspace. Successivamente il programma calcola le grandezze (definite sempre come “global”) *fattore di smorzamento* δ e *pulsazione naturale* ω_n , che caratterizzano interamente il comportamento dinamico del sistema del secondo ordine con cui si approssima l’insieme catetere-trasduttore di pressione. A tale fine si utilizzano le relazioni:

$$\delta = \frac{R_c \sqrt{C_{tot}}}{2 \sqrt{L_c}}$$

$$\omega_n = \frac{1}{\sqrt{L_c C_{tot}}}$$

In funzione dei valori assunti dai due parametri, il programma riconosce tre casi:

- $\delta < 0$

Il sistema è *instabile*: la risposta del sistema è divergente. Dalla relazione che lega δ ai parametri del catetere, si osserva che questa condizione non è normalmente verosimile, a meno che lo studente non si sia sbagliato nell’inserimento dei dati. Viene visualizzato quindi un messaggio in una finestra di dialogo che avverte l’utente dell’instabilità del sistema e che consiglia di ricontrollare i valori inseriti.

- $\delta = 0$

In questo caso se $\omega_n = 0$, il sistema è *semplicemente stabile*: la risposta rimane limitata; viceversa se $\omega_n \neq 0$, il sistema è *instabile*. Entrambi i casi sono dubbi per un sistema di questo tipo, perciò una finestra di dialogo

avviserà l'utente sul comportamento inusuale del sistema e consiglierà, come nel caso precedente, di ricontrollare i dati inseriti.

- $\delta > 0$

Il sistema è *asintoticamente stabile*. Solo nel caso di stabilità asintotica, il programma procede con il calcolo della risposta del sistema.

Se $\delta > 1$, il sistema è *sovrasmorzato*: la risposta (Figura 4.2) è priva di oscillazioni e di sovralongazione, e si ottiene dalla relazione:

$$V_{out}(t) = K \left[1 - \frac{\delta + \sqrt{\delta^2 - 1}}{2\sqrt{\delta^2 - 1}} e^{(-\delta + \sqrt{\delta^2 - 1})\omega_n t} + \frac{\delta - \sqrt{\delta^2 - 1}}{2\sqrt{\delta^2 - 1}} e^{(-\delta - \sqrt{\delta^2 - 1})\omega_n t} \right]$$

dove V_{out} è la tensione in uscita dal sistema,

$K = P_0 \cdot G_s \cdot G_a$, con P_0 l'ampiezza del gradino, G_s e G_a il guadagno rispettivamente del sensore e dell'amplificatore.

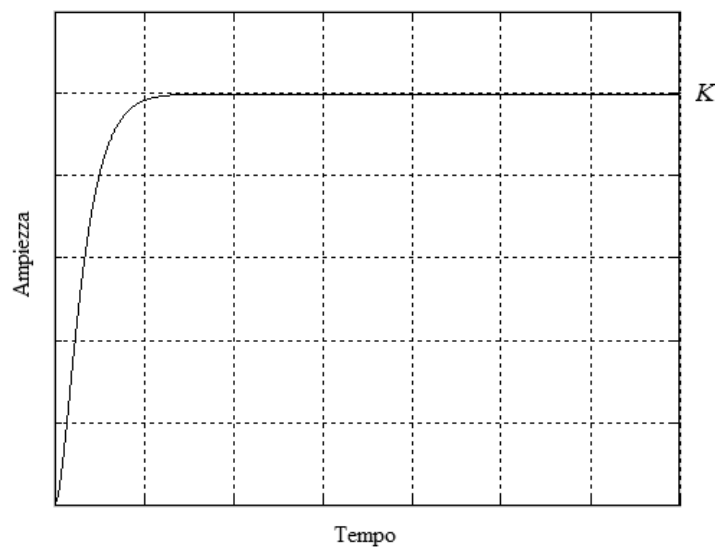


Figura 4.2 Esempio di risposta di un sistema sovrasmorzato

Se $\delta = 1$, il sistema è a *smorzamento critico*: anche in questo caso sono assenti oscillazioni e sovralongazione, ma la risposta raggiunge più velocemente il valore di regime K (le figure 4.2, 4.3 e 4.4 hanno la stessa finestra temporale); per un sistema a smorzamento critico, vale la relazione:

$$V_{out}(t) = K[1 - (1 + \omega_n)e^{-\omega_n t}]$$

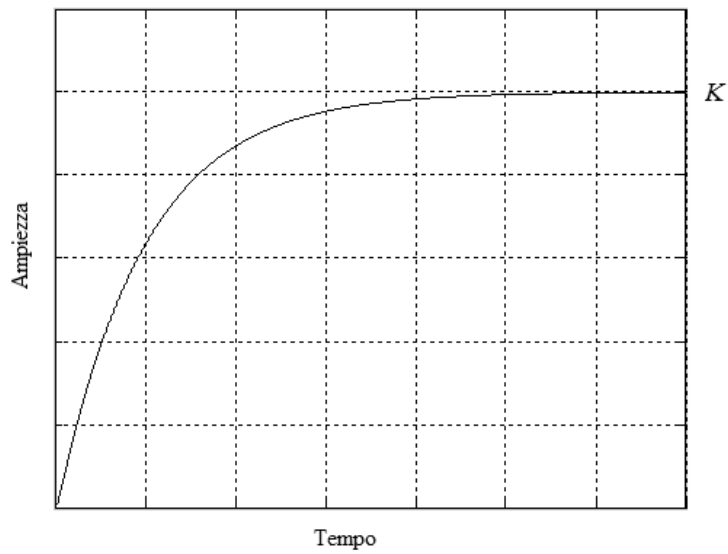


Figura 4.3 Esempio di risposta di un sistema a smorzamento critico

Se infine $0 < \delta < 1$, il sistema è *sottosmorzato*: la risposta è caratterizzata da una rapida salita, una sovraelongazione, una sottoelongazione e oscillazioni continue finché l'uscita non si assesta sul valore di regime. L'equazione della risposta di un sistema sottosmorzato è:

$$V_{out}(t) = K \left\{ 1 - \frac{e^{-\delta\omega_n t}}{\sqrt{1-\delta^2}} \text{sen} \left[\omega_n t \sqrt{1-\delta^2} + \arcsen(\sqrt{1-\delta^2}) \right] \right\}$$

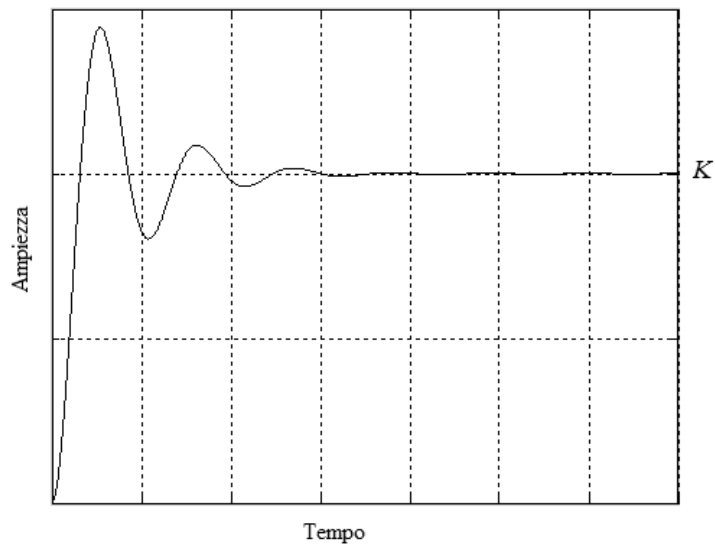


Figura 4.4 Esempio di risposta di un sistema sottosmorzato

Una volta calcolato il vettore della risposta, questa è visualizzata in una finestra preventivamente inserita nell'interfaccia durante la fase grafica di progettazione.

Nella "callback" del push button "RESET" si è fatto invece largo uso del comando "set" per permettere l'azzeramento degli edit text di tutte le variabili sperimentali.

Un pannello di questa interfaccia è dedicato al calcolo della *massima sovralongazione* A e del *periodo dell'oscillazione smorzata* T . Cliccando su uno dei due push button, in primo luogo il programma controlla il valore di δ :

- se $\delta \geq 0.7$ una finestra di dialogo informa l'utente dell'assenza di una sovralongazione e di un andamento periodico nella risposta del sistema;
- se $\delta \leq 0$ l'utente è avvisato nuovamente del comportamento instabile del sistema;
- se $0 < \delta < 0.7$ il programma attiva la funzione "ginput" per consentire all'utente di selezionare due punti con il cursore: il picco della prima oscillazione e il valore di regime per determinare la massima sovralongazione (A) e due punti appartenenti a due periodi diversi, ma in posizioni analoghe (per esempio due picchi), per determinare il periodo dell'oscillazione smorzata (T). Il programma procede con il calcolo della differenza tra le due ordinate nel primo caso e tra le due ascisse nel secondo caso, fornendo i valori approssimati a due cifre decimali rispettivamente in mV e in s .

Con questi due parametri l'utente può calcolare δ e ω_n :

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\pi}{\ln A/K}\right)^2}}$$
$$\omega_n = \frac{2\pi}{T\sqrt{1 - \delta^2}}$$

Con l'ultimo pannello, l'interfaccia fornisce i valori di δ e ω_n precedentemente calcolati dal programma, per un confronto con i valori ottenuti invece dall'utente.

Cliccando su "ANALISI ARMONICA", si aprirà la seconda interfaccia.

4.3 La seconda interfaccia: l'analisi armonica

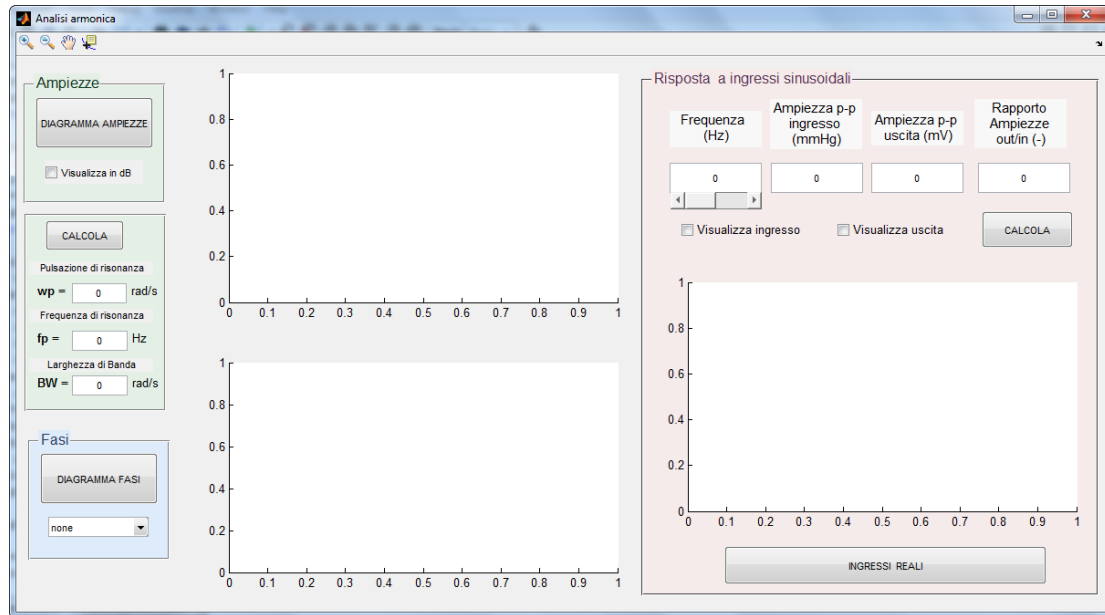


Figura 4.5 La seconda interfaccia: analisi armonica

Nella prima metà dell'interfaccia, l'utente, cliccando sui push button, può visualizzare il diagramma di Bode delle ampezze.

Il programma infatti, dopo aver caricato dal Workspace le variabili necessarie al calcolo, implementa e rappresenta graficamente la relazione:

$$|G(j\omega)| = \frac{G_a \cdot G_s}{\sqrt{\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}\right)^2 + 4 \frac{\delta^2 \omega^2}{\omega_n^2}}}$$

utilizzando come vettore delle pulsazioni ω , un array che abbia come limiti dei valori due ordini di grandezza superiore e inferiore rispetto alla pulsazione naturale.

Eventualmente è permesso esprimere le ordinate in dB piuttosto che in mV/Pa (o $mV/mmHg$ o mV/psi , in funzione della scelta dell'unità di misura del guadagno del sensore nell'interfaccia precedente); a partire dalla relazione precedente, viene rappresentato graficamente:

$$|G(j\omega)|_{dB} = 20 \log|G(j\omega)|$$

Nel pannello sottostante, l'utente può ottenere la pulsazione di risonanza, la frequenza di risonanza e la larghezza di banda, ottenuti con le seguenti formule:

$$\omega_p = \omega_n \sqrt{1 - 2\delta^2} \quad (\text{rad/s})$$

$$f_p = f_n \sqrt{1 - 2\delta^2} \quad (\text{Hz})$$

$$BW = \omega_n \sqrt{1 - 2\delta^2 + \sqrt{(1 - 2\delta^2)^2 + 1}} \quad (\text{rad/s})$$

I risultati vengono visualizzati nell'interfaccia con un'approssimazione a una cifra decimale.

Se si verificasse la condizione $\delta \geq 0.7$, l'utente verrebbe avvisato della mancanza di un picco nel diagramma di Bode e quindi dell'impossibilità di calcolare la pulsazione e la frequenza di picco.

Cliccando su "DIAGRAMMA FASI", l'utente visualizza il diagramma di Bode delle fasi, scegliendo se esprimere le ordinate in radianti o in gradi; il grafico è ottenuto utilizzando la formula:

$$\arg G(j\omega) = -\text{arctg} \left(\frac{2 \frac{\delta\omega}{\omega_n}}{1 - \frac{\omega^2}{\omega_n^2}} \right)$$

Nel caso in cui sia scelta la rappresentazione in gradi, il programma utilizzerà la relazione:

$$\arg G(j\omega)^\circ = \arg G(j\omega) \cdot \frac{180^\circ}{\pi}$$

In questo grafico sono stati volutamente visualizzati sull'asse delle ordinate solo alcuni valori notevoli (sia in gradi che in radianti): $-\pi$, $-\frac{3}{4}\pi$, $-\frac{\pi}{2}$, $-\frac{\pi}{4}$ e 0.

Nella seconda metà dell'interfaccia, l'utente inserisce i valori di frequenza (in Hz) e ampiezza picco-picco (in mV) della sinusoide che vuole applicare in ingresso al sistema; per quanto riguarda la frequenza, è possibile inserire direttamente un valore oppure selezionarlo con lo slider.

Cliccando su "CALCOLA", il programma, dopo aver verificato l'inserimento di questi dati, li legge e li utilizza per calcolare l'ampiezza picco-picco della sinusoide in uscita dal sistema (con un'approssimazione a una cifra decimale) e il rapporto tra le ampiezze delle due sinusoidi (con un'approssimazione a tre cifre decimali).

A tale scopo, se la frequenza inserita è \bar{f} , il programma calcola la pulsazione

corrispondente $\bar{\omega} = 2\pi\bar{f}$ e successivamente il valore assunto dal modulo e dalla fase della funzione di trasferimento del sistema $G(j\omega)$.

$$|G(j\bar{\omega})| = \frac{G_a \cdot G_s}{\sqrt{\left(1 - \frac{\bar{\omega}^2}{\omega_n^2}\right)^2 + 4 \frac{\delta^2 \bar{\omega}^2}{\omega_n^2}}}$$

$$\arg G(j\bar{\omega}) = -\arctg\left(\frac{2 \frac{\delta \bar{\omega}}{\omega_n}}{1 - \frac{\bar{\omega}^2}{\omega_n^2}}\right)$$

L'ampiezza picco-picco e la fase della sinusoide in uscita sono state ottenute con le seguenti relazioni:

$$V_{out}^{pp} = V_{in}^{pp} \cdot |G(j\bar{\omega})|$$

$$\varphi_{out} = \varphi_{in} + \arg G(j\bar{\omega})$$

Le precedenti relazioni permettono di rappresentare graficamente le due sinusoidi in ingresso e in uscita, infatti:

$$\text{se } x(t) = \frac{V_{in}^{pp}}{2} \text{sen}(\omega t + \varphi_{in}) \text{ è la sinusoide in ingresso,}$$

$$y(t) = \frac{V_{out}^{pp}}{2} \text{sen}(\omega t + \varphi_{out}) \text{ è la sinusoide in uscita.}$$

Le due sinusoidi possono essere visualizzate, per due soli periodi, singolarmente o insieme.

Poiché l'utente, secondo quanto previsto dall'esercitazione di laboratorio, dovrà ripetere più volte questi passaggi, ogniqualvolta si inserisce un valore diverso di frequenza o si muove lo slider, tutti i campi (eccetto l'ampiezza picco-picco della sinusoide in ingresso) vengono azzerati e le forme d'onda scompaiono.

4.4 Sensibilità ai parametri ed esaltazione/attenuazione percentuale

Nella prima interfaccia sono presenti due push button che consentono l'accesso a due funzionalità del programma che permettono delle analisi del sistema non previste dall'esercitazione di riferimento. Cliccando su "SENSIBILITÀ AI PARAMETRI", si apre la seguente finestra.

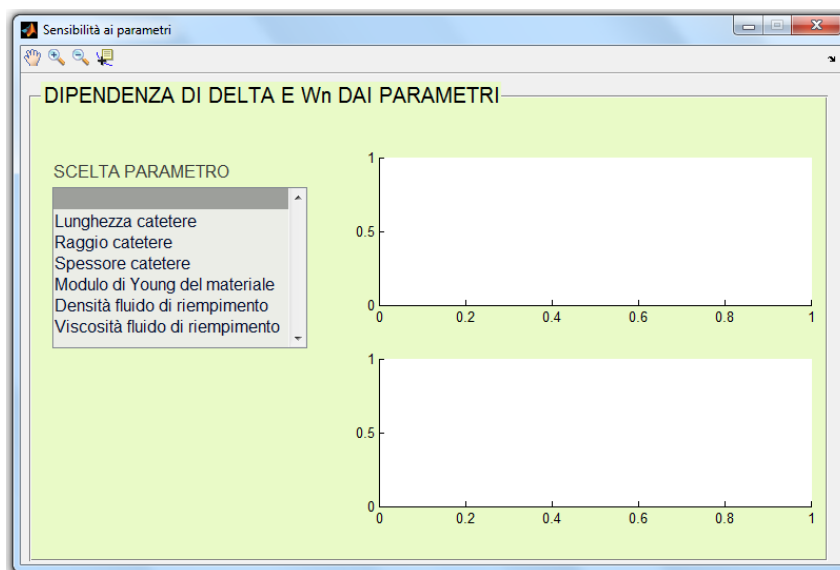


Figura 4.6 Sensibilità ai parametri

L'obiettivo di questa interfaccia è valutare come i due parametri caratterizzanti il sistema, δ e ω_n , possano essere influenzati dalle variabili sperimentali.

Ogniqualvolta l'utente selezioni un parametro tra quelli presenti nel *listbox*, il programma carica i valori di tutte le variabili sperimentali salvate precedentemente nel Workspace (con il comando "evalin"), eccetto quella selezionata; questa è invece fatta variare in un range di valori realistici per quel parametro. Dopodiché sono nuovamente calcolati *resistenza idraulica*, *inerzanza*, *compliance* e da questi δ e ω_n . Contemporaneamente sono visualizzati nei due grafici vuoti gli andamenti di δ e ω_n in funzione del parametro scelto e, in alto, due formule che esprimono la dipendenza matematica che lega queste grandezze al parametro scelto.

Per le dimensioni geometriche del catetere, viene caricata inoltre un'immagine rappresentativa del parametro.

Cliccando invece su "Esaltazione/Attenuazione %", si apre una nuova finestra nella quale all'utente è richiesto di inserire il valore della massima frequenza \bar{f} , in corrispondenza della quale lo spettro del segnale di pressione arteriosa ha componenti non trascurabili; dopodiché è richiesta la massima esaltazione o attenuazione percentuale tollerata ($x\% = 2\%, 5\%, 10\%$) delle componenti armoniche di quel segnale di frequenza inferiore a quella impostata.

Un grafico che ha in ascissa il fattore di smorzamento δ e in ordinata la pulsazione naturale ω_n , consente di visualizzare un'area colorata comprendente i valori di δ e ω_n

caratterizzanti un sistema del secondo ordine che soddisfa quelle determinate condizioni.

Il grafico è stato ottenuto risolvendo, in funzione di δ e ω_n , la disequazione:

$$|G(j\bar{\omega})| = \frac{1}{\sqrt{\left(1 - \frac{\bar{\omega}^2}{\omega_n^2}\right)^2 + 4 \frac{\delta^2 \bar{\omega}^2}{\omega_n^2}}} \leq x \%$$

dove $\bar{\omega} = 2\pi\bar{f}$.

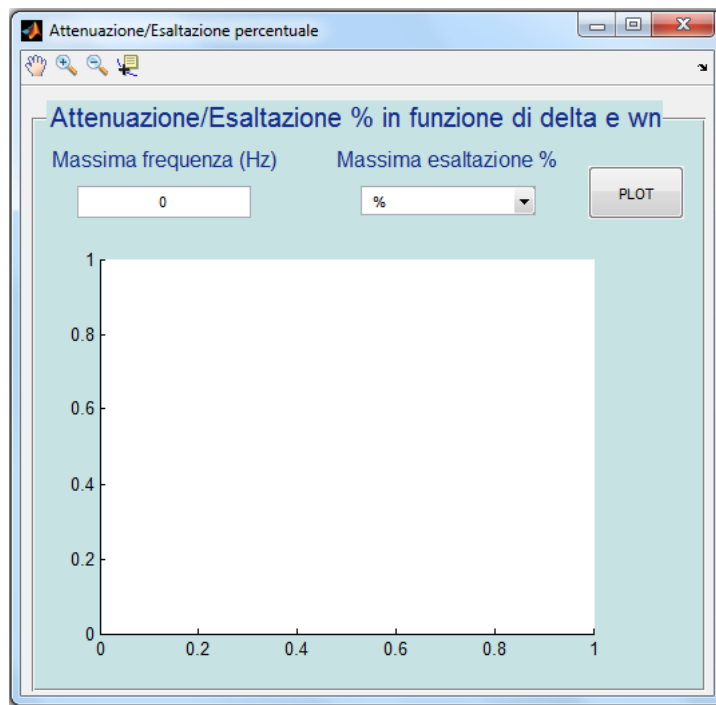


Figura 4.7 Interfaccia di esaltazione/attenuazione %

Capitolo 5

Esempio di funzionamento del programma

5.1 L'analisi nel dominio dei tempi

In questo capitolo sarà mostrato un esempio di funzionamento delle interfacce per uno studente, l'utente tipo per cui è stato realizzato il programma: la replica virtuale dell'esercitazione pratica e le nuove funzionalità offerte saranno accompagnate da riflessioni e commenti circa i risultati delle analisi del sistema.

Lo studente, una volta avviato il programma, deve inserire i valori delle variabili sperimentali, scegliendo l'unità di misura dal corrispondente pop-up menu.

Dopo aver fornito le informazioni relative alle dimensioni del catetere, l'utente ne inserisce il valore del modulo elastico del materiale con cui è stato realizzato, oppure seleziona una delle opzioni presenti nel pop-up menu, dove sono stati inseriti i materiali maggiormente utilizzati per la produzione di cateteri in sistemi di monitoraggio, ovvero *Polietilene*, *Poliuretano*, *PVC flessibile*, *Teflon* e *Silicone*.

Similmente, per la scelta del fluido di riempimento, l'utente inserisce direttamente i valori di densità e viscosità oppure dal pop-up menu può selezionare *soluzione fisiologica*, o *acqua*. L'acqua, nonostante non sia utilizzata nella pratica clinica, è stata inserita perché scelta come fluido di riempimento nell'esercitazione di laboratorio.

All'utente rimane ora da impostare la compliance del diaframma del sensore, il guadagno del sensore, il guadagno dell'amplificatore e l'ampiezza del segnale a gradino da applicare virtualmente al sistema per effettuare l'analisi nel dominio dei tempi.

Prima di procedere con la visualizzazione della risposta, è infine richiesto l'inserimento del limite superiore dell'asse dei tempi per impostare una finestra temporale adeguata al tipo di risposta da visualizzare.

Operazioni di modifica alla visualizzazione della risposta possono essere effettuate

anche con gli strumenti resi disponibili nella Toolbar in alto: *zoom in*, *zoom out*, *data cursor* e *pan* per la navigazione.

Cliccando sul push button “RISPOSTA AL GRADINO”, l’utente ottiene la rappresentazione grafica della risposta al segnale a gradino di ampiezza impostata, di un sistema catetere-trasduttore di pressione avente le specifiche scelte.

Ipotizzando di voler studiare le prestazioni dinamiche di un sistema catetere-sensore di pressione caratterizzato da:

- catetere in Poliuretano lungo 1.2 m , di raggio interno 0.38 mm e spessore 0.14 mm ;
- soluzione fisiologica sodio cloruro 0.9% ;
- guadagno del sensore 0.055 mV/mmHg e guadagno dell’amplificatore 100 ;

Si ipotizza nell’esempio che la compliance del diaframma sia trascurabile rispetto alla compliance del catetere: numerose prove infatti hanno confermato questa ipotesi, in particolare modo quando si considerano cateteri lunghi ($1 - 1.2\text{ m}$) e materiali del catetere con basso modulo elastico.

Il programma genera la seguente risposta a un gradino di ampiezza 70 mmHg .

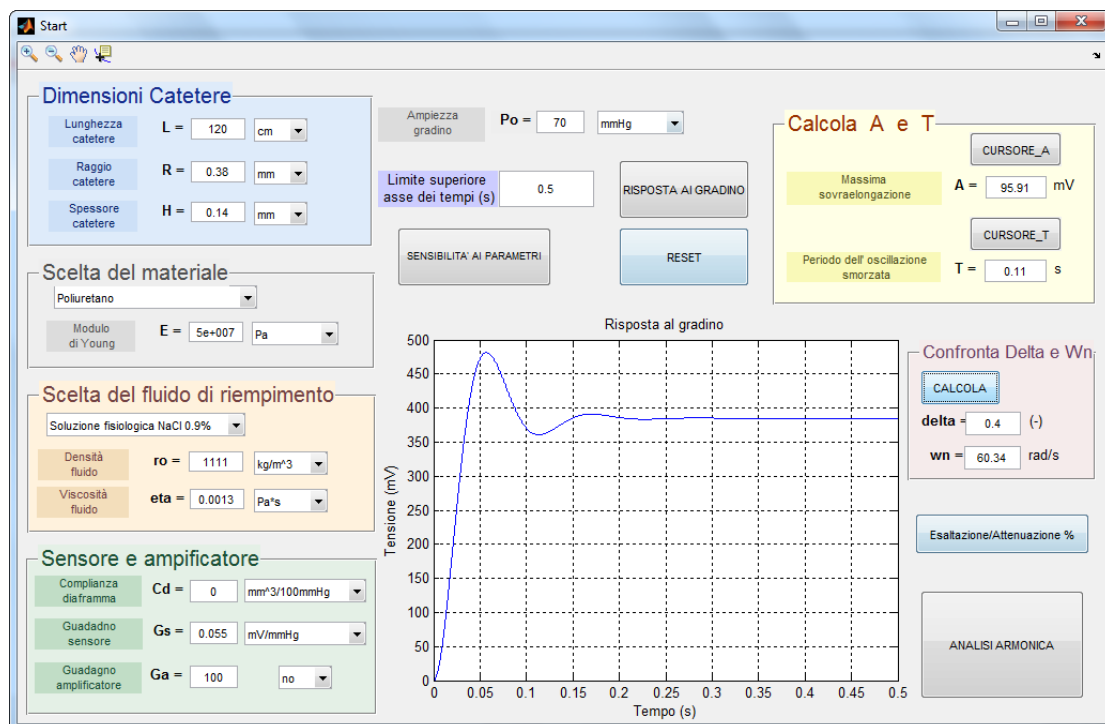


Figura 5.1 Esempio di risposta del sistema catetere-trasduttore di pressione

Nella Figura 5.1 sono mostrati anche i valori di massima sovraelongazione A e periodo dell'oscillazione T , determinati utilizzando i cursori resi disponibili nell'interfaccia (come descritto nel capitolo 4). Da tali misure, lo studente ricava “sperimentalmente” i valori di δ e ω_n :

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\pi}{\ln A/K}\right)^2}}$$

$$\omega_n = \frac{2\pi}{T\sqrt{1 - \delta^2}}$$

Seguendo gli step previsti dall'esercitazione, i valori ottenuti possono essere confrontati con quelli calcolati automaticamente dal programma (a partire dalle variabili di progetto) e visualizzati nell'interfaccia, grazie all'utilizzo del push button “CALCOLA” nel pannello “Confronta Delta e Wn”.

A questo punto, l'utente, cliccando sul push button “SENSIBILITÀ AI PARAMETRI”, potrà studiare, in una nuova finestra, la dipendenza del fattore di smorzamento δ e della pulsazione naturale ω_n (che caratterizzano il sistema) da ognuna delle principali variabili sperimentali (Figura 5.2)

In questo modo, conoscendo l'effetto che le variazioni di δ e ω_n hanno sulla risposta del sistema, è possibile variare i parametri nell'interfaccia principale per ottenere una risposta diversa (per esempio più performante). Il maggiore vantaggio offerto dall'ambiente virtuale di questa analisi è dato proprio dalla possibilità di poter cambiare istantaneamente le variabili del sistema in esame, osservando gli effetti di tali variazioni; questa procedura, per ovvie ragioni, non è attuabile al di fuori del contesto virtuale.

È noto che una pulsazione naturale ω_n elevata consente alla risposta del sistema di raggiungere più velocemente il valore di regime, mentre valori troppo elevati del fattore di smorzamento δ rallentano la risposta e valori troppo bassi producono molte oscillazioni.

Inoltre lo studente può rendersi conto di quali parametri sono più determinanti nel caratterizzare la risposta rispetto ad altri, osservando che le variazioni di δ e ω_n sono

relativamente piccole in alcuni casi rispetto ad altri: per esempio ω_n è indipendente dalla viscosità del fluido di riempimento, mentre dipende dall'inverso della radice quadrata del raggio del catetere.

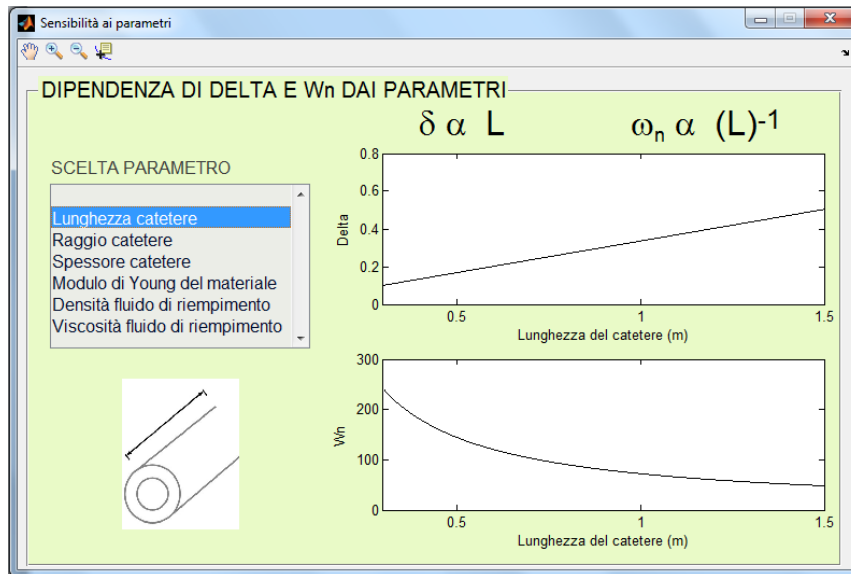


Figura 5.2 Dipendenza di δ e ω_n dalla lunghezza del catetere

Queste riflessioni vengono suggerite dalla presenza di formule che indicano la dipendenza matematica di δ e ω_n dal parametro scelto.

Per far comprendere allo studente in che direzione “migliorare” i due parametri δ e ω_n , gli viene fornito un secondo strumento: cliccando su “Esaltazione/Attenuazione %”, appare una finestra nella quale dovrà inserire un valore approssimativo della massima frequenza dello spettro del segnale di pressione arteriosa e la massima alterazione del segnale tollerata. Apparirà quindi nel grafico un’area colorata comprendente tutte le combinazioni di δ e ω_n che soddisfano quelle specifiche.

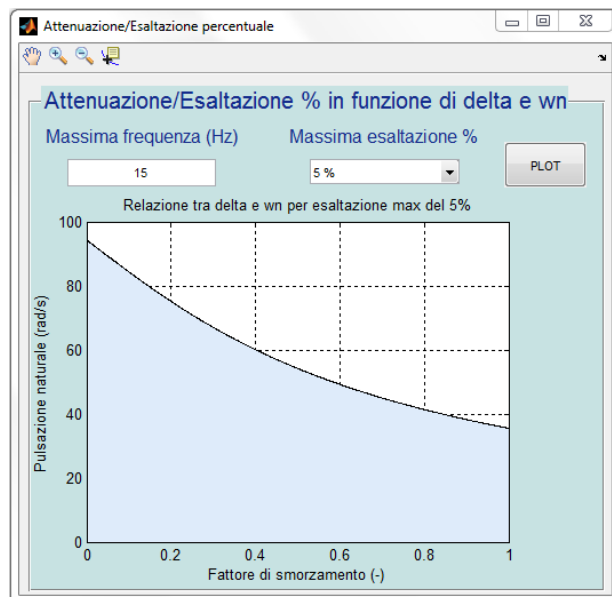


Figura 5.3 Esempio di funzionamento dell'interfaccia

L'analisi nel dominio dei tempi si conclude in questo modo e per proseguire con l'analisi armonica sarà sufficiente premere sul corrispondente push button.

5.2 L'analisi armonica

Lo studente, nella seconda interfaccia, cliccando sui push button, procede con la visualizzazione del diagramma di Bode delle ampiezze (anche in dB), del diagramma di Bode delle fasi (in radianti o gradi) e calcola la pulsazione di risonanza, la frequenza di risonanza e la larghezza di banda.

Una volta ottenuti i due grafici (Figura 5.4), lo studente, riflettendo sulle componenti armoniche del segnale di pressione, può osservare fino a quale frequenza massima le componenti armoniche non vengono amplificate e sfasate. Nell'esempio in Figura 5.3 il sistema è caratterizzato da una frequenza naturale un po' bassa: in questo caso lo studente potrà ipotizzare che alcune componenti armoniche del segnale di pressione, a una frequenza maggiore di f_n , non sono ben riprodotte dal sistema, ma vengono alterate.

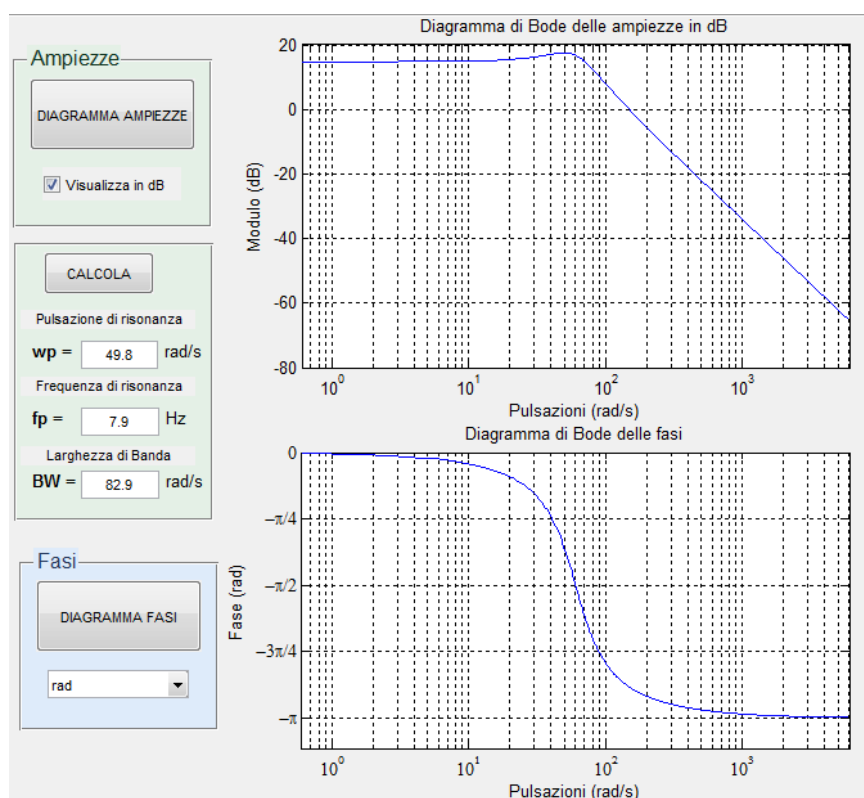


Figura 5.4 Diagrammi di Bode del sistema

Per esaminare meglio questo aspetto, nella seconda metà dell'interfaccia, è possibile calcolare la risposta del sistema a ingressi sinusoidali, inserendo la frequenza e

l'ampiezza picco-picco. Il programma, una volta cliccato sul push button "Calcola", stamperà l'ampiezza picco-picco della sinusoide in uscita dal sistema e il rapporto tra le ampiezze in uscita e in ingresso.

Inoltre, selezionando i check box "Visualizza ingresso" e "Visualizza uscita", sarà possibile visualizzare le due sinusoidi, osservando effettivamente se l'uscita risulta attenuata e sfasata.

Lo studente, come previsto dal programma di esercitazione, ripete questo procedimento, aumentando la frequenza a partire da un valore molto inferiore alla frequenza di picco fino ad arrivare a un valore superiore alla stessa, per osservare il diverso comportamento del sistema con differenti componenti frequenziali (ovvero per capire come le differenti componenti armoniche del segnale di pressione vengono elaborate dal sistema).

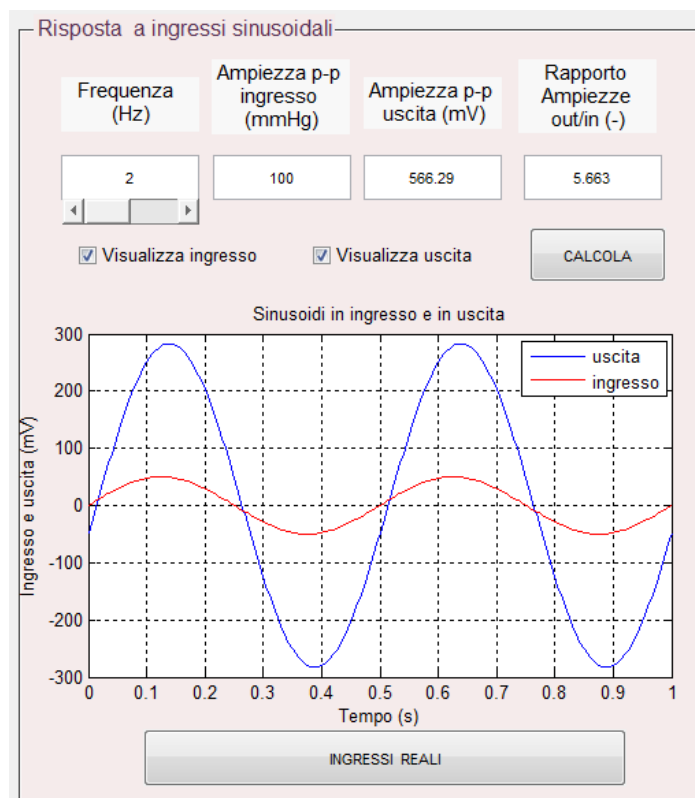


Figura 5.5 Risposta a un ingresso sinusoidale con $f \ll f_p$

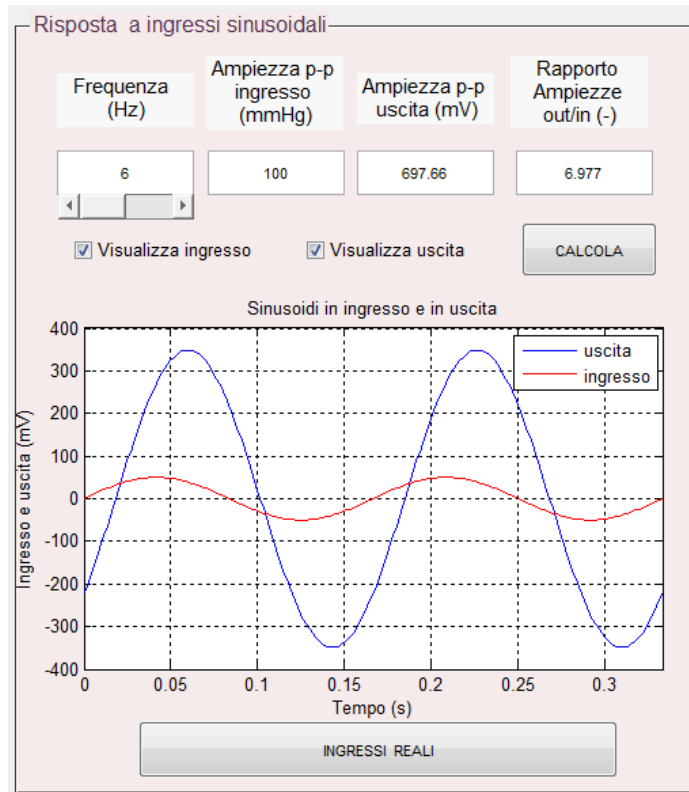


Figura 5.6 Risposta a un ingresso sinusoidale con $f < f_p$

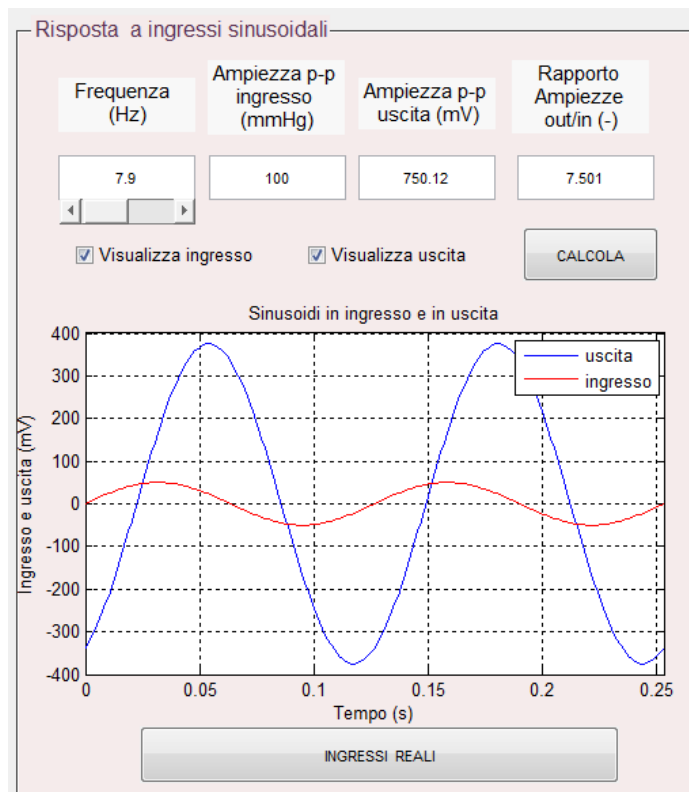


Figura 5.7 Risposta a un ingresso sinusoidale con $f = f_p$

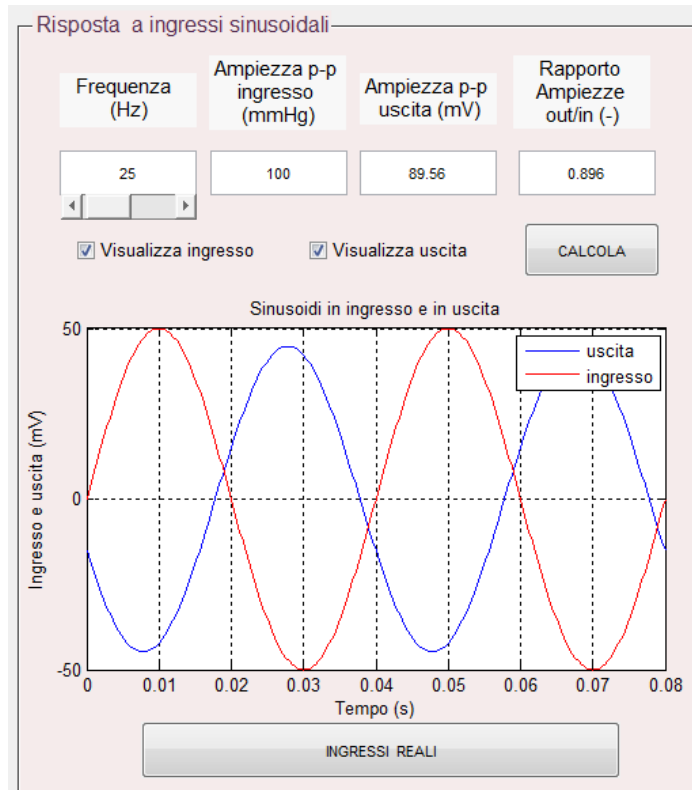


Figura 5.8 Risposta a un ingresso sinusoidale con $f \gg f_p$

Capitolo 6

Pressione arteriosa e accuratezza del sistema di monitoraggio

6.1 La pressione arteriosa durante il ciclo cardiaco

La pressione arteriosa è una misura della forza propulsiva con la quale il sangue è spinto dal ventricolo sinistro attraverso il sistema cardiovascolare.

Ipotizziamo di voler studiare l'andamento del segnale di pressione nell'aorta di un soggetto sano e di giovane età; un discorso analogo varrebbe tuttavia anche per le altre arterie di grande e piccolo calibro, sebbene siano presenti variazioni della morfologia del segnale.

Quando il sangue viene eiettato dal ventricolo sinistro (sistole ventricolare), la gittata sistolica entra nell'aorta più velocemente di quanto il sangue non fuoriesca verso la periferia; l'aorta e le grandi arterie si espandono per accoglierlo e, siccome solo una parte riesce a raggiungere la periferia, il volume che rimane nelle arterie distende la parete del vaso, determinando un aumento della pressione fino a un valore massimo di circa 120 – 125 *mmHg* (*pressione sistolica*).

Durante il rilasciamento del ventricolo (diastole ventricolare), le valvole semilunari si chiudono e le pareti delle arterie presentano un ritorno elastico che spinge il sangue nelle arterie più piccole e nelle arteriole; la pressione diminuisce progressivamente fino a raggiungere un valore minimo (*pressione diastolica*) di circa 70 – 75 *mmHg* [3,5].

6.2 L'onda sfigmica

Gli eventi di immagazzinamento, di successivo svuotamento e propulsione del sangue nelle arterie, si ripetono in modo continuo lungo tutto l'albero arterioso dando origine all'onda sfigmica (percepita come pulsazione a livello delle arterie periferiche), che si propaga a una velocità di 5 – 10 *m/s*.



Figura 6. 1 Andamento semplificato dell'onda sfigmica. [11]

L'onda sfigmica arteriosa inizia con l'apertura della valvola aortica ed è caratterizzata da una componente di ascesa rapida, denominata *branca anacrota*. Una volta raggiunto il valore massimo, la pressione diminuisce parallelamente al rallentamento dell'eiezione ventricolare.

Durante la fase di rilasciamento isovolumetrico, la diminuzione della pressione dovuta alla diastole ventricolare coincide con la componente di discesa dell'onda sfigmica, denominata *branca dicrota* e caratterizzata dall'*incisura dicrota*. La presenza di questa incisura è dovuta alla chiusura della valvola aortica, che causa un'inversione transitoria del flusso dalle arterie centrali verso il ventricolo, determinando un incremento temporaneo della pressione. La comparsa ritardata dell'incisura può dipendere da un ritardo della chiusura aortica (nei pazienti affetti da ipovolemia) e dalla posizione dell'arteria che si sta monitorando: più l'arteria è distale e più la comparsa dell'incisura sarà ritardata.

In seguito, durante la diastole, la pressione arteriosa si riduce gradualmente, prima dell'inizio di un nuovo ciclo cardiaco e del ripetersi del segnale pressorio.

L'onda pressoria appena analizzata è il risultato in realtà della somma di due contributi: un'onda *incidente* dovuta alla contrazione e al rilasciamento ventricolare, e un'onda *riflessa* (circa l'80% dell'onda incidente) dovuta all'elevata impedenza dei vasi periferici, molto ramificati e di calibro inferiore; il sangue tende a ritornare verso l'aorta dopo che la gittata ventricolare è cessata.

La combinazione delle due onde diventa sempre più rilevante via via che ci si allontana dall'aorta, in particolare la progressiva diminuzione del diametro dei vasi e la minore distanza dai siti in cui l'onda sfigmica si riflette, causa un visibile

incremento della pressione sistolica (Figura 6.2), che può risultare maggiore perfino di 20 mmHg rispetto alla pressione aortica. [11,15]

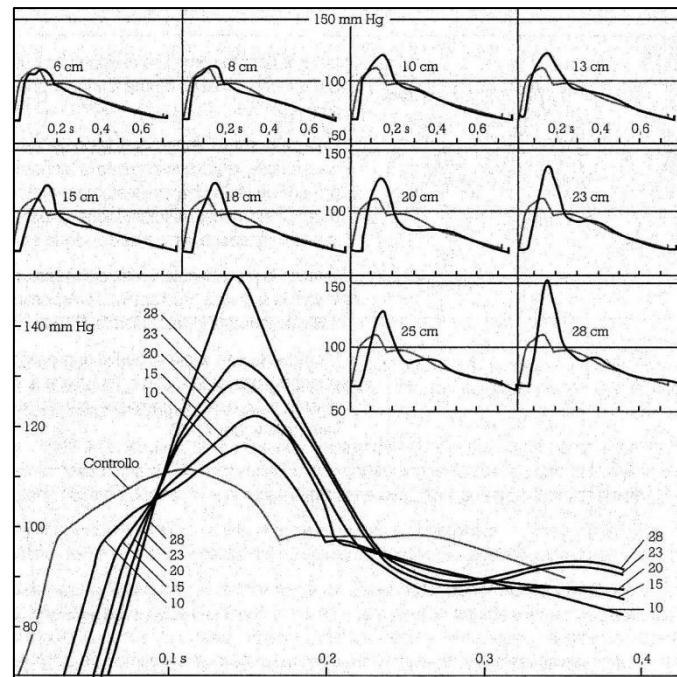


Figura 6.2 Differenze fra pressioni sistoliche e diastoliche in funzione della distanza del vaso arterioso dall'aorta. [7]

Da un punto di vista clinico, la componente riflessa ricopre un ruolo rilevante: nei soggetti giovani, il ritorno di sangue durante la diastole, aumenta la perfusione dell'albero coronarico; in soggetti anziani, il reflusso sanguigno avviene durante la sistole (a causa di vasi arteriosi meno elastici) e determina un aumento della pressione sistolica.

6.3 La pressione arteriosa

La pressione arteriosa dipende dal ritmo e dalla forza di contrazione del cuore, dalla quantità di sangue e, soprattutto, dalle resistenze che arterie, arteriole e capillari oppongono al flusso sanguigno.

Il flusso del sangue segue le leggi della fluidodinamica, ossia è direttamente proporzionale al gradiente pressorio tra due punti qualsiasi della rete vascolare e inversamente proporzionale alla resistenza che i vasi offrono allo scorrimento del sangue.

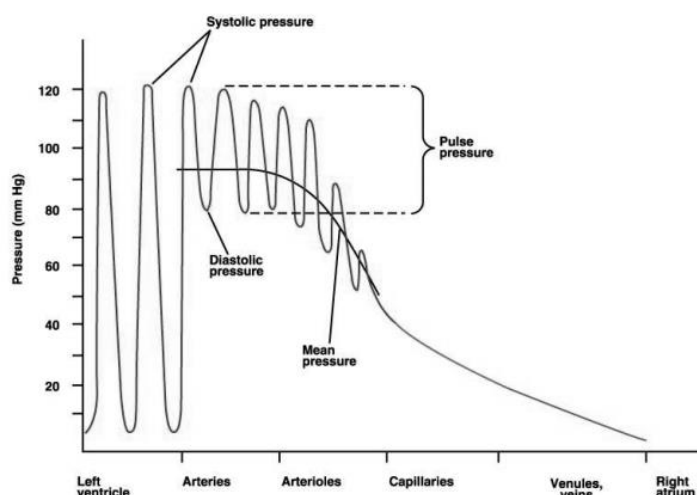


Figura 6.3 Pressione attraverso la circolazione sistemica.

Infatti, la pressione sanguigna più elevata è quella esistente nelle arterie; essa decresce progressivamente mano a mano che il sangue fluisce attraverso il sistema circolatorio. Il decremento della pressione è dovuto alla perdita di energia conseguente alla resistenza al flusso offerta dai vasi e dall'attrito degli elementi corpuscolari presenti nel sangue. [12]

6.4 La pressione arteriosa media

Dato che la pressione arteriosa è pulsatile, è utile avere un singolo valore che sia rappresentativo della pressione di propulsione: la *pressione arteriosa media* (PAM), che viene stimata calcolando la somma della pressione diastolica più un terzo della pressione differenziale (ottenuta come differenza tra la pressione sistolica e diastolica). Per una persona che presenta una pressione sistolica di 120 mmHg e una pressione diastolica di 80 mmHg avremo:

$$PAM = 80 \text{ mmHg} + \frac{1}{3} (120 - 80) \text{ mmHg} = 93 \text{ mmHg}$$

La PAM si avvicina maggiormente alla pressione diastolica perché la diastole occupa circa due terzi del ciclo cardiaco quando la frequenza media è di 60/min; solo quando non ci si scosta molto da questa ipotesi si ha una buona stima della pressione media. Tuttavia in ogni sistema di monitoraggio sono implementati algoritmi di calcolo della pressione media che si adattano alla frequenza cardiaca e in generale alle condizioni del paziente.

La presenza di una pressione arteriosa media eccessivamente alta o bassa può essere indice di un problema nel sistema cardiovascolare: se la pressione diventa troppo bassa (ipotensione arteriosa), la forza propulsiva che sostiene il flusso sanguigno può non essere in grado di contrastare la forza di gravità, se invece è troppo alta (ipertensione arteriosa), spingendo sulle pareti dei vasi, può causare la rottura di quelle aree meno resistenti con conseguente fuoriuscita di sangue nei tessuti.

Per evitare queste circostanze la PAM è monitorata dai barocettori situati nell'arco aortico e nei seni carotidei, i quali modificano il calibro dei vasi arteriosi per permettere un ampio range di pressioni medie per gli organi irrorati (60 – 150 *mmHg*). [11,12]

6.5 Anomalie dell'onda pressoria

Alcune condizioni patologiche possono alterare la morfologia del segnale di pressione arteriosa. Nei soggetti affetti da arteriosclerosi, per esempio, i vasi arteriosi sono meno complianti, pertanto non si dilatano molto durante la diastole, causando un incremento rapido della pressione (branca anacrota ripida). Per di più l'apporto dell'onda riflessa è maggiore, più veloce e visibile prima e dopo la chiusura della valvola aortica; in condizioni normali risulterebbe più difficoltoso distinguere i contributi dell'onda incidente da quelli dell'onda riflessa.

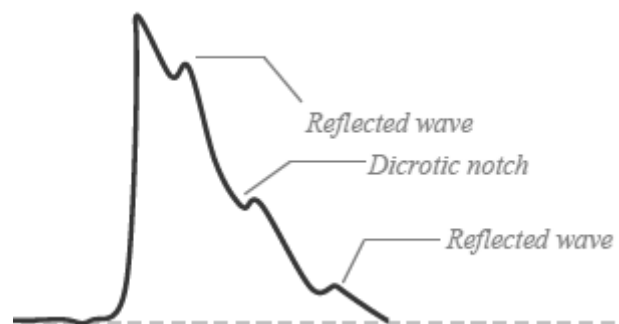


Figura 6.4 Onda pressoria in caso di arteriosclerosi [11]

In caso di stenosi aortica il passaggio del sangue dal ventricolo sinistro all'aorta è ostacolato; questo fenomeno può essere evidenziato nell'onda pressoria, osservando una diminuzione della pendenza della branca anacrota e un conseguente ritardo nel raggiungimento della pressione massima.

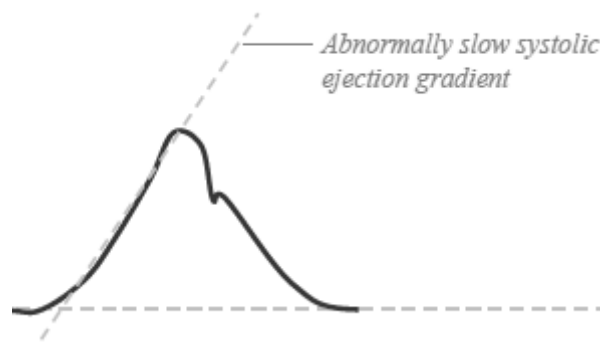


Figura 6.5 Onda pressoria in caso di stenosi aortica [11]

Infine se il soggetto è affetto da insufficienza aortica (l'imperfetta chiusura della valvola semilunare), è causa di una pressione diastolica molto bassa e di una pressione differenziale elevata.

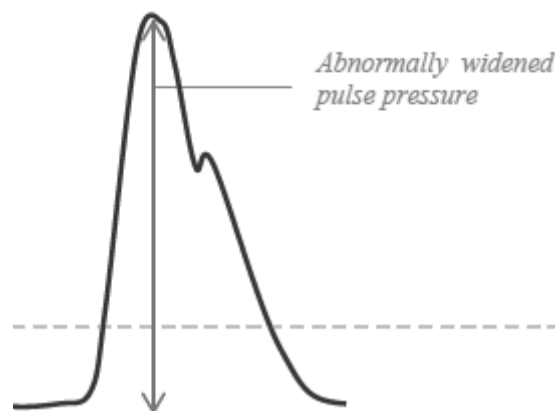


Figura 6.6 Onda pressoria in caso di insufficienza aortica [11]

In aggiunta ai cambiamenti patologici della singola onda pressoria, è opportuno menzionare anche le variazioni che si verificano nell'andamento del segnale di pressione durante il monitoraggio continuo. In un paziente che respira spontaneamente, è comune osservare un abbassamento dell'onda pressoria in toto (normalmente inferiore a 10 *mmHg*): durante ogni inspirazione, la diminuzione della pressione intratoracica si trasmette all'aorta (è come se il torace richiamasse a sé il sangue). [11]



Figura 6.7 Effetto della respirazione durante il monitoraggio della pressione arteriosa [11]

6.6 Accuratezza del sistema di monitoraggio: il test dell'onda quadra

Mentre il sistema di monitoraggio della pressione arteriosa è in funzione, il personale medico deve eseguire periodicamente il *fast flush test* per lavare efficacemente il sistema, rimuovendo eventuali bolle d'aria, ma soprattutto per testarne l'accuratezza. Solitamente il test viene eseguito ogniqualevolta si sospetti una misurazione errata della pressione o si effettui un prelievo (utilizzando lo stesso catetere del sistema di misura).

Il *fast flush device* permette di mettere a contatto, per 1 – 2 secondi, il sistema e la soluzione fisiologica pressurizzata a 300 mmHg: l'elevata pressione manda in saturazione il trasduttore, cosicché sul monitor sarà visibile un'onda quadra (da qui il nome "test dell'onda quadra"). In queste condizioni il flusso di soluzione salina che attraversa il sistema catetere-trasduttore e che giunge al paziente passa da 2 – 3 ml/hr a 30 ml/hr.

È stato verificato che i risultati del *fast flush test* esprimono la qualità della dinamica dell'intero sistema. [16]

Una volta chiusa la valvola del dispositivo di lavaggio, il clinico osserva le oscillazioni registrate dal sistema prima di ricollegarsi al segnale pressorio: in particolare esamina la frequenza delle oscillazioni e il rapporto tra le ampiezze delle prime due oscillazioni; da queste informazioni è possibile comprendere se la misura rilevata sia sufficientemente accurata e se il sistema sia sufficientemente reattivo.

Un buon sistema di monitoraggio è caratterizzato da valori della frequenza di circa 25 – 30 Hz, due sole oscillazioni e un rapporto di 1/3 tra le loro ampiezze. Queste caratteristiche sono tipiche di un sistema sottosmorzato: un certo grado di smorzamento è desiderato affinché le variazioni di pressione sanguigna possano sollecitare il sistema in modo soddisfacente. A partire dai parametri misurati dal clinico, è possibile ricavare i valori del fattore di smorzamento δ e della pulsazione naturale ω_n , impiegando le relazioni:

$$\delta = \frac{\ln \frac{A_1}{A_2}}{\sqrt{\pi^2 + \left(\ln \frac{A_1}{A_2}\right)^2}}$$

$$\omega_n = \frac{2\pi f_r}{\sqrt{1 - \delta^2}}$$

Dove A_1 e A_2 sono le ampiezze delle prime due oscillazioni e f_r la frequenza di risonanza (ovvero la frequenza con cui il sistema oscilla quando è stimolato). [14]

In Figura 6.8 è mostrato un esempio di “test dell’onda quadra” eseguito in un sistema reattivo e accurato: l’incisura dicrota è chiara e ben distinta.



Figura 6.8 Test dell’onda quadra di un sistema di monitoraggio con buone caratteristiche dinamiche [11]

Se le oscillazioni che seguono il *fast flush test*, sono molto limitate (in Figura 6.9 è presente una sola oscillazione), il sistema è considerato “sovrasmorzato”, sebbene non lo sia realmente (in un’approssimazione con un sistema del secondo ordine si avrebbe comunque $0 < \delta < 1$). In queste condizioni, il sistema tende a ridurre le ampiezze delle componenti armoniche del segnale e a trascurare quelle a più alta frequenza; ne risulta una sottostima della pressione sistolica, una sovrastima della pressione diastolica e uno arrotondamento della curva di pressione: particolari come l’incisura dicrota sono ridotti o del tutto assenti.

Questa condizione si verifica quando vi è sangue coagulato in punta di catetere, bolle d’aria nelle vie di conduzione pressoria, circuiti di pressioni lunghi e complianti o rubinetti non necessari.



*Figura 6.9 Test dell'onda quadra di un sistema di monitoraggio
"sovrasmorzato"[11]*

Se infine la risposta al test è simile a quella in Figura 6.10, con molteplici oscillazioni, che si attenuano lentamente, il sistema è identificato come "sottosmorzato". Un sistema in questo stato tende ad amplificare le componenti armoniche del segnale di pressione; in particolare si rileva una sovrastima della pressione sistolica e una sottostima della pressione diastolica.

Si è osservato sperimentalmente che, per i sistemi sovrasmorzato e sottosmorzato, in realtà gli errori relativi alle pressioni diastoliche siano minori rispetto agli errori relativi alle pressioni sistoliche. [11,14]



*Figura 6.10 Test dell'onda quadra di un sistema di monitoraggio
"sottosmorzato"[11]*

Quando si notano anomalie nel segnale di pressione, occorre verificare se sono dovute a una risposta non accurata del sistema oppure allo stato del paziente: un segnale pressorio in caso di stenosi aortica, vasodilatazione o ipovolemia, ha caratteristiche simili al segnale di pressione di un sistema "sovrasmorzato", mentre casi di arteriosclerosi, ipertensione, vasocostrizione e insufficienza aortica, possono essere confusi con il segnale di un sistema sottosmorzato. [11]

6.7 Interfaccia per l'applicazione di onde pressorie reali

Nel programma realizzato in questo progetto di tesi, è stata inserita un'interfaccia nella quale è possibile valutare come il sistema virtuale catetere-sensore di pressione risponde a segnali di pressione arteriosa reali.

A questo scopo, dopo aver eseguito l'analisi della risposta al gradino e l'analisi armonica, allo studente è consentito selezionare uno di sei casi clinici disponibili:

- *pacing atriale*: ritmo cardiaco elettroindotto da un pacemaker atriale;
- *battiti ectopici*: contrazioni irregolari (di origine atriale e nodale nel caso preso in esame dal programma);
- *fibrillazione ventricolare*: contrazioni non coordinate dei ventricoli;
- *extrasistoli ventricolari*: contrazioni premature originate nei ventricoli;
- *ritmo sinusale con alto o basso Heart Rate (HR)*: ritmo cardiaco in condizioni normali, determinato da un pacemaker naturale, il nodo senoatriale.

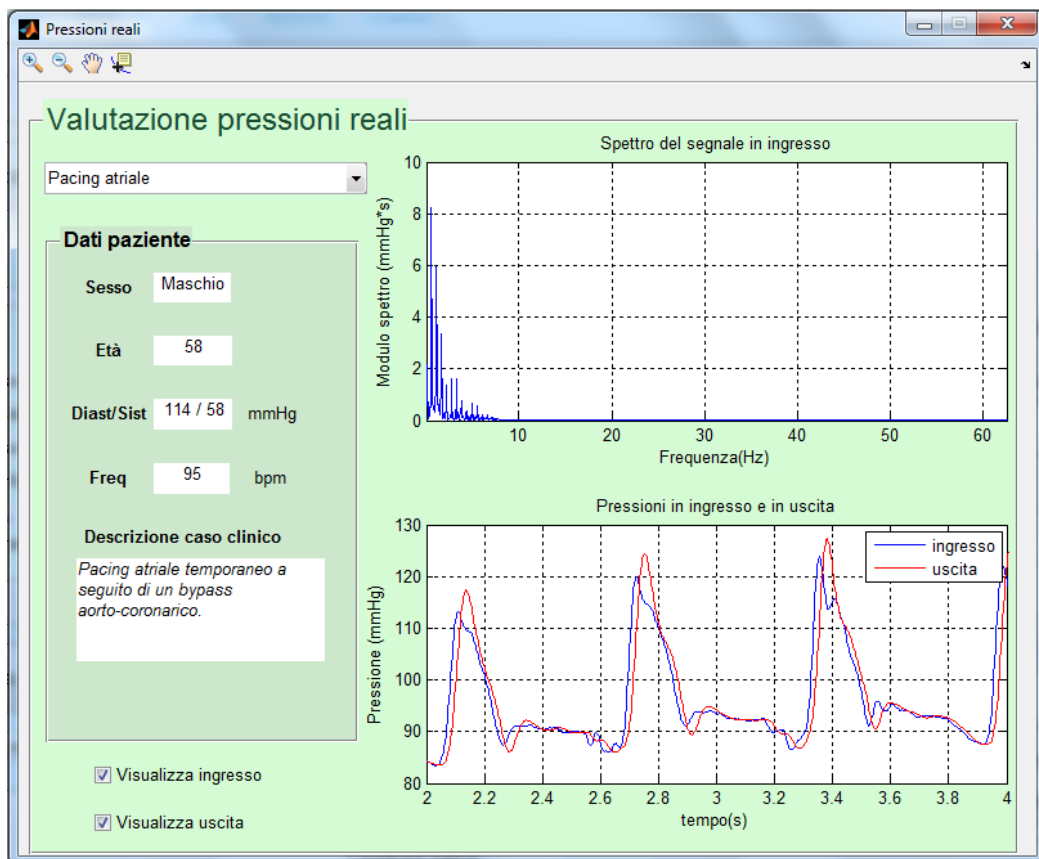


Figura 6.11 Interfaccia per la valutazione dei segnali di pressione reale

Il programma mostra graficamente lo spettro del segnale di pressione e alcune informazioni relative al paziente e al suo stato: sesso, età, pressioni diastolica e sistolica, frequenza cardiaca e una breve descrizione delle sue condizioni.

L'interfaccia permette inoltre di visualizzare 2 secondi della pressione reale e della risposta del sistema a tale pressione. Lo studente, in base alle informazioni che ha ricavato nelle interfacce precedenti e in base allo spettro osservato, può ipotizzare, prima di rendere visibile l'uscita del sistema, quanto il sistema riesca a "seguire" il segnale di pressione.

I segnali di pressione reale utilizzati appartengono al *Massachusetts General Hospital/Marquette Foundation (MGH/MF) Waveform Database*, al quale è possibile accedere tramite *Physionet* (www.physionet.org); questo archivio contiene forme d'onda elettrocardiografiche ed emodinamiche di pazienti stabili e non, monitorati in unità di terapia intensiva e sala operatoria.

Per ogni paziente sono stati registrati, per circa un'ora, onde elettrocardiografiche, principali pressioni (in arteria radiale, in arteria polmonare e la pressione centrale venosa), impedenza respiratoria e concentrazione di CO_2 nel sangue. Per quanto riguarda la pressione arteriosa, il segnale è stato monitorato e registrato da un sistema con trasduttore in punta di catetere, inserito in arteria radiale, e campionato a una frequenza di $F_c = 125 \text{ Hz}$.

Il database di *Physionet* permette di osservare l'andamento dei segnali registrati in finestre temporali più o meno estese; una volta individuato un caso clinico di interesse e selezionata una finestra temporale nella quale la pressione rispecchiasse meglio le condizioni del paziente, il segnale viene estratto in formato numerico.

Per calcolare lo spettro, il programma utilizza il comando "fft", che implementa un algoritmo ottimizzato per calcolare i coefficienti della trasformata discreta di Fourier; se il segnale è caratterizzato da N campioni, si ottiene un vettore di N elementi complessi, dei quali viene calcolato il modulo.

Ogni elemento reale ottenuto corrisponde a una frequenza f_k , definita come:

$$f_k = \frac{F_c}{N} k, \quad k = 0, 1, \dots, N - 1 ;$$

pertanto occorre costruire un vettore delle frequenze opportuno, di lunghezza N e passo $\frac{F_c}{N}$.

Tuttavia, con queste istruzioni si otterrebbe uno spettro bilaterale in cui l'informazione è ridondante; si visualizza lo spettro solo fino a $\frac{F_c}{2}$ e si moltiplica per 2 lo spettro per conservare l'energia del segnale.

In Figura 6.11 è mostrato il comportamento del sistema catetere-trasduttore realizzato virtualmente con i dati inseriti nel capitolo 5. Come ci si aspettava, un sistema con una frequenza naturale troppo bassa (circa 9 Hz nel caso in esame), tende ad amplificare le componenti armoniche del segnale di pressione a più alta frequenza, soprattutto nella fase di ascesa rapida; ne risulta una sovrastima della pressione sistolica e la scomparsa dell'incisura dicrota.

Per ottenere risultati più performanti lo studente può tornare nell'interfaccia principale per modificare le variabili di progetto: ad esempio riducendo la lunghezza del catetere da 1.2 m a 0.5 m e riducendo il calibro del catetere da 0.38 mm a 0.28 mm , si ottiene un sistema con una frequenza (e pulsazione) naturale quasi doppia rispetto al caso iniziale e un coefficiente di smorzamento di poco inferiore. Con questo nuovo sistema si ottiene una risposta migliore allo stesso segnale di pressione in ingresso (Figura 6.12).

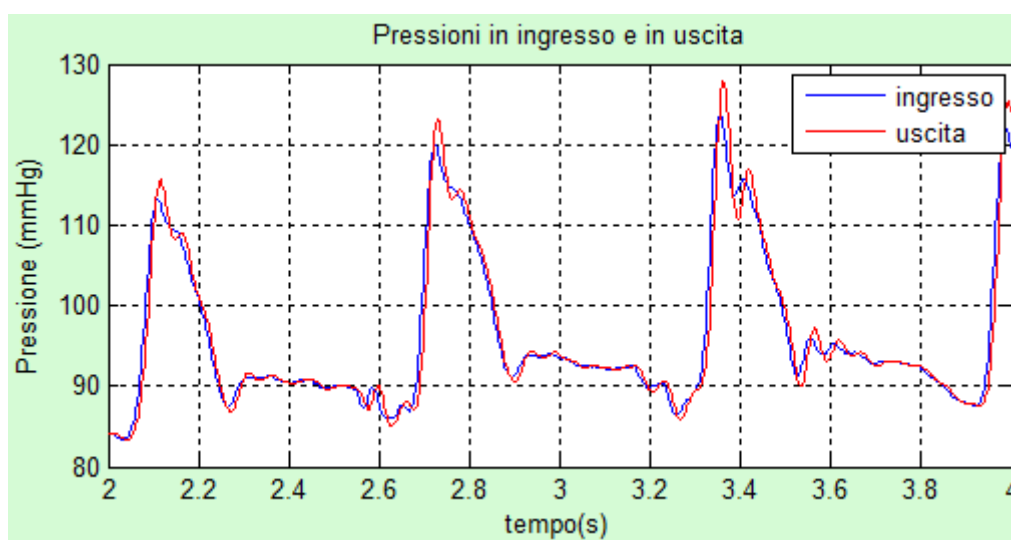


Figura 6.12 Risposta del sistema "migliorato"

Per lo stesso sistema, è possibile valutare le differenze, in termini di prestazione e

accuratezza, in funzione del segnale pressorio monitorato; in particolare la frequenza cardiaca è un parametro che influenza molto la capacità del sistema di “seguire” il segnale in ingresso. Per poter riprodurre con buona approssimazione l’andamento temporale della pressione sanguigna, è necessario che la frequenza naturale sia almeno dieci volte la frequenza fondamentale del segnale di pressione arteriosa (ovvero la frequenza cardiaca); si parla proprio di “Working Heart Rate” per indicare la massima frequenza cardiaca che permette a un sistema, con un dato coefficiente di smorzamento e pulsazione di naturale, di essere accurato. [1]

Di seguito sono mostrate le risposte del sistema “migliorato” a due segnali di pressione reali, caratterizzati da bassa ed elevata frequenza cardiaca.

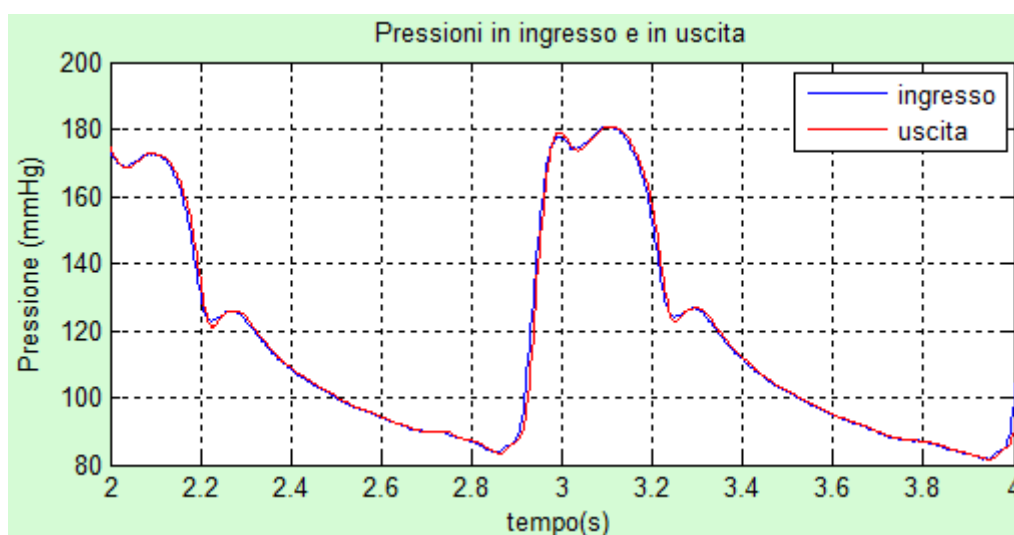


Figura 6.13 Risposta del sistema in caso di bradicardia

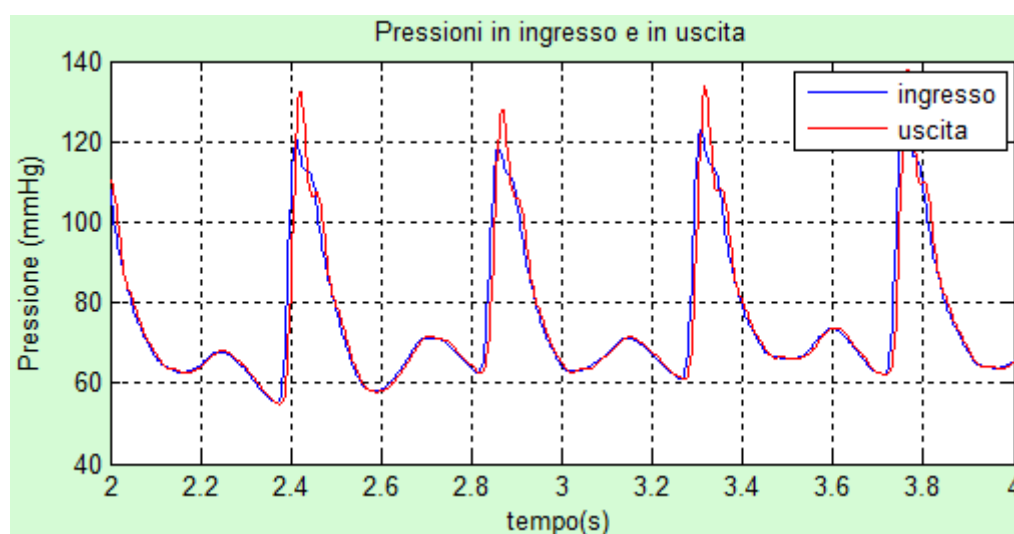


Figura 6.14 Risposta del sistema in caso di tachicardia

Conclusioni

Il programma realizzato in Matlab nell'ambito di questo lavoro di tesi permette l'esecuzione, in un ambiente virtuale, della calibrazione dinamica di un sistema per la misura invasiva della pressione, costituito da un catetere collegato ad un sensore di pressione. Il programma sviluppato ha preso spunto da un'esercitazione pratica di laboratorio ("Calibrazione dinamica di un sistema catetere-sensore di pressione") svolta nell'ambito dell'attività formativa "Laboratorio di Strumentazione Biomedica". Il programma permette allo studente di svolgere l'esercitazione in una sorta di laboratorio virtuale, in cui è possibile realizzare virtualmente set up sperimentali differenti. In questo modo è offerta allo studente l'opportunità di esaminare una casistica molto più ampia di sistemi catetere-trasduttore: nell'esercitazione pratica svolta in laboratorio, infatti, non è possibile disporre di più cateteri di dimensioni o materiali diversi, di fluidi di riempimento con caratteristiche differenti, di molteplici sensori o amplificatori, mentre virtualmente questo è consentito. La possibilità di modificare questi elementi, verificandone istantaneamente gli effetti sul fattore di smorzamento e sulla pulsazione naturale, agevola lo studente nel comprendere come i parametri dei vari componenti influenzino le prestazioni dinamiche del sistema e come si possa eventualmente intervenire per migliorarle (ricercando anche le caratteristiche di un sistema più performante). È importante sottolineare, inoltre, che il programma sviluppato mette a disposizione dello studente la possibilità di eseguire analisi (tra cui l'analisi di sensibilità sui parametri, l'analisi della attenuazione/amplificazione percentuale delle componenti armoniche) che non sono presenti nell'esercitazione pratica, che permettono di approfondire ulteriormente l'indagine e migliorare la comprensione dello strumento di misura.

Tra gli aspetti non realizzabili nell'esercitazione pratica, di particolare rilievo è l'applicazione di forme d'onda di pressione reali, che permette di testare la capacità del sistema di fornire una lettura affidabile in condizioni reali e di comprendere come cattive prestazioni dinamiche si traducano nella distorsione della forma d'onda di ingresso. È proprio in questa parte del programma che lo studente può osservare come si traducono i risultati della calibrazione dinamica nella pratica clinica: ad esempio si

vede chiaramente se (e in quali condizioni) un sistema di misura riesce a monitorare correttamente un segnale di pressione arteriosa.

Le interfacce realizzate nel programma sono user friendly: il loro funzionamento è facilmente comprensibile e gli step che lo studente deve seguire sono suggeriti dal raggruppamento delle diverse funzioni in pannelli di colore differente. Inoltre, le interfacce possono essere facilmente modificate e ampliate per introdurre nuove funzionalità.

Gli aspetti precedentemente evidenziati costituiscono punti di forza del programma sviluppato e sono il presupposto per l'utilizzo del programma nel corso "Laboratorio di Strumentazione Biomedica" dei prossimi anni accademici, affiancando lo svolgimento pratico dell'esercitazione di laboratorio con lo svolgimento nell'ambiente virtuale. L'utilizzo del programma da parte degli studenti potrà anche mettere in luce quali aspetti sono da migliorare, da rivedere o da ampliare.

Bibliografia

- [1] G. Avanzolini. *Strumentazione biomedica. Progetto e impiego dei sistemi di misura*. Pàtron, 1998, 165-182.
- [2] S. Celotto, M. Nesci, A. Lucchini, S. Bellani, M. Bombino. *I parametri vitali del monitoraggio emodinamico*. MINERVA ANESTESIOLOGICA, 2003; 69:289-9.
- [3] Graettinger WF, Lipson JL, Cheung DG, Weber MA. *Validation of portable noninvasive blood pressure monitoring devices: comparisons with intra-arterial and sphygmomanometer measurements*. AMERICAN HEART JOURNAL, 1988 Oct; 116(4):1155-60.
- [4] G. Angelica, A. Carpico. *Il paziente cardiocirurgico*. Elsevier, 2009, 37-38.
- [5] W. Zong, G.B. Moody, R.G. Mark. *Reduction of false arterial blood pressure alarms using signal quality assessment and relationships between the electrocardiogram and arterial blood pressure*. MEDICAL AND BIOLOGICAL COMPUTING, 2004; 42:698–706.
- [6] Technical Corrigendum 1 ISO 10555-5:1996. Pubblicato in data 15/06/2002.
- [7] M. Luisa Parra Moreno, Susana Arias Rivera, Andrés Esteban de la Torre. *Il paziente critico. Protocolli e procedure di assistenza generale e specialistica*. Elsevier, 2005, 319-359.
- [8] Italian nurses. *Il monitoraggio in area critica*. 2012
- [9] R. Vacchelli, R. Penso. *Dossier InFad. Cateterismo arterioso*. Anno 3, n.37, marzo 2008.
- [10] Orlando Health, Education & Development. *Fundamentals of Hemodynamic Monitoring. Self-Learning Packet*. 2011.

- [11] Beate H. McGhee, Elizabeth J. Bridges. *Monitoring Arterial Blood Pressure: What You May Not Know*. CRITICAL CARE NURSE, 2002; 22:60-79.
- [12] Dee Unglaub Silverthorn, Edizione italiana cura di Magda Passatore, Silvestro Roatta, Franca Vellea Sacchi. *Fisiologia umana. Un approccio integrato*. Pearson Benjamin Cummings Ed., 2010, 15:525-529.
- [13] Reed M. Gardner. *Direct Blood Pressure Measurement – Dynamic Response Requirements*. ANESTHESIOLOGY, 1981; 54:227-236.
- [14] Scott F. Hipkins, Albert J. Rutten et al. *Experimental Analysis of Catheter-Manometer Systems In Vitro and In Vivo*. ANESTHESIOLOGY, 1989; 71:893-906.
- [15] G. Germano, L. Sperduti. *Emodinamica dell'invecchiamento*.
- [16] B. Kleinman, S. Powell, et al.. *The Fast Flush Test Measures the Dynamic Response of the Entire Blood Pressure Monitoring System*. ANESTHESIOLOGY, 1992; 77:1215-1220.