



UNIVERSITÀ  
DI PAVIA

FACOLTA' DI INGEGNERIA  
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

TESI DI LAUREA

# **Analisi emodinamica dell'aorta: confronto tra modello 0D e mock circulatory loop**

Candidata: Martina Damiani

Relatore: Prof. Michele Conti  
Correlatore: Ing. Giulia Formenton

A.A. 2024/2025



## Sommario

La modellazione emodinamica dell'aorta mediante modelli a parametri concentrati è ampiamente utilizzata per lo studio del comportamento globale del sistema cardiovascolare; tuttavia, molti modelli presenti in letteratura descrivono in modo semplificato i rami sovraortici, limitandosi a rappresentarli come condizioni al contorno equivalenti senza analizzarne esplicitamente il ruolo nella distribuzione del flusso e nella modulazione della pressione.

L'obiettivo del presente lavoro è lo sviluppo e la validazione di un modello a parametri concentrati (0D) dell'aorta, finalizzato all'analisi del comportamento emodinamico del sistema arterioso e al confronto con dati sperimentali ottenuti mediante un mock circulatory loop (banco prova cardiovascolare). Il modello è stato implementato in ambiente MATLAB/Simulink ed è stato parametrizzato utilizzando dati geometrici e biomeccanici derivati sia dalla letteratura sia da misure effettuate su un banco prova basato su aorta suina. A differenza di molti modelli a parametri concentrati presenti in letteratura, il presente lavoro dedica particolare attenzione alla modellazione esplicita dei rami sovraortici, con l'obiettivo di analizzare la distribuzione della portata tra il tratto discendente e le diramazioni dell'arco aortico e di valutarne l'influenza sulla dinamica pressoria.

Il modello è stato sottoposto a una procedura di validazione articolata, comprendente una fase preliminare di analisi qualitativa e una successiva analisi quantitativa basata sul confronto tra pressioni sistolica, diastolica e Pressione Pulsatile (pulse pressure) ottenute numericamente e sperimentalmente. I risultati mostrano un buon accordo tra modello e banco prova, con errori generalmente inferiori al 10% per pressione sistolica e diastolica nei principali compartimenti del sistema. In particolare, gli errori sulla pressione sistolica risultano compresi tra circa il 2% e il 10%, mentre quelli sulla pressione diastolica risultano generalmente inferiori all'8%. Errori più elevati si osservano invece sulla Pressione Pulsatile, soprattutto nei rami sovraortici, evidenziando i limiti del modello nella rappresentazione delle componenti pulsatili locali. Per quanto riguarda la portata nei rami sovraortici, il modello mostra errori contenuti, compresi tra circa il 5% e l'8%, confermando una buona capacità di descrivere la redistribuzione del flusso tra i diversi distretti.

Sono state inoltre condotte analisi parametriche per valutare l'influenza delle proprietà biomeccaniche della parete (spessore e modulo di Young) e delle condizioni di carico (post-carico e resistenze nei rami sovraortici) sulla risposta emodinamica del sistema. Tali analisi evidenziano il ruolo chiave della compliance nella modulazione della componente pulsatile e della resistenza periferica nella determinazione del livello pressorio globale, in accordo con la fisiologia cardiovascolare.

I risultati dimostrano che il modello è particolarmente efficace nella descrizione del comportamento globale del sistema e nella previsione della distribuzione del flusso, mentre presenta limitazioni nella rappresentazione delle variazioni pressorie locali, dovute alla

natura semplificata dell'approccio 0D, che non include fenomeni di propagazione e riflessione dell'onda.

Nel complesso, il lavoro evidenzia come i modelli a parametri concentrati rappresentino uno strumento utile ed efficiente per l'analisi sistemica dell'emodinamica aortica, e pone le basi per futuri sviluppi verso modelli multiscala e applicazioni patient-specific basate su modelli digitali personalizzati del paziente.



# Indice

<b>Lista delle figure .....</b>	<b>VII</b>
<b>Lista delle tabelle .....</b>	<b>X</b>
<b>1. Introduzione e stato dell'arte .....</b>	<b>1</b>
1.1 Sistema cardiocircolatorio	4
1.1.1 Anatomia funzionale dell'aorta	5
1.1.2 Distribuzione del flusso sistemico verso i distretti superiori	8
1.2 Adozione del modello 0D come modello matematico cardiovascolare	9
1.3 Esempi di modelli 0D per la descrizione dei fenomeni emodinamici	11
1.3.1 Significato fisiologico di Resistenza e Compliance	14
1.4 Obiettivi e struttura della tesi	16
<b>2. Materiali e metodi .....</b>	<b>18</b>
2.1 Banco prova sperimentale e protocollo di acquisizione dati	19
2.2 Modellizzazione dell'aorta	27
2.2.1 Suddivisione in compartimenti	27
2.3 Caratterizzazione sperimentale delle valvole di post-carico	30
2.4 Caratterizzazione elementi e validazione di tipo mock	32
2.5 Implementazione numerica in MATLAB-Simulink	36
2.5.1 Descrizione degli elementi Simulink utilizzati nel modello	37
2.5.2 Schema del circuito emodinamico	45
2.5.3 Flusso in ingresso	48
2.6 Strategia di validazione del modello numerico	51

<b>3. Risultati e discussione .....</b>	<b>53</b>
3.1 Risultati sperimentali del banco prova	53
3.1.1 Regime continuo: misurazioni geometriche dell'aorta suina	53
3.1.2 Risultati in regime pulsatile	54
3.2 Risultati del modello computazionale	58
3.2.1 Influenza dello spessore della parete	58
3.2.2 Influenza del modulo di Young	62
3.2.3 Effetto della valvola di post-carico	65
3.2.4 Effetto della valvola dei tronchi sovraortici	68
3.3 Analisi della risposta pressoria e della Pressione Pulsatile	72
3.4 Validazione quantitativa del modello numerico	78
3.5 Validazione qualitativa del modello numerico	84
3.6 Discussione dei risultati	91
<b>4. Conclusioni e obiettivi futuri .....</b>	<b>93</b>
4.1 Conclusioni	93
4.2 Obiettivi futuri	94
<b>Appendice A.....</b>	<b>95</b>
Modello Simulink completo	95
<b>Bibliografia.....</b>	<b>96</b>

# Lista delle figure

1.1	Schema del sistema cardiovascolare	4
1.2	Anatomia dell'aorta e principali diramazioni epiaortiche	5
1.3	Principali diramazioni epiaortiche	6
1.4	Rappresentazione dell'effetto Windkessel nelle arterie elastiche	11
1.5	Modello di Windkessel a elementi concentrati	14
2.1	Schema del banco prova cardiovascolare utilizzato per la validazione sperimentale	19
2.2	Sistema di generazione del flusso pulsatile (Pressione Pulsatile) e collegamento alla compliance ventricolare del circuito sperimentale	20
2.3	Compliance ventricolare del banco prova	21
2.4	Flussimetro a ultrasuoni clamp-on non invasivo applicato al tubo in silicone del circuito sperimentale	23
2.5	Misurazione in regime continuo del diametro dell'aorta discendente a 100 mmHg mediante analisi fotografica calibrata	24
2.6	Determinazione in regime continuo della lunghezza del tratto ascendente dell'aorta a 100 mmHg mediante analisi fotografica calibrata	25
2.7	Determinazione in regime continuo della lunghezza del tratto discendente dell'aorta a 100 mmHg mediante analisi fotografica calibrata.	26
2.8	Schema concettuale di un banco prova cardiovascolare	34
2.9	Blocco Flow Rate Source (IL)	37
2.10	Blocco PIPE (IL)	38
2.11	Sensore di pressione Pressure Sensor (IL)	41

2.12 Sensore di portata Flow Rate Sensor (IL)	42
2.13 Blocco Local Resistance (IL)	42
2.14 Blocco Flow Resistance (IL)	43
2.15 Sorgente ideale di flusso in ingresso al modello, rappresentativa della gittata cardiaca	45
2.16 Compartimento del modello rappresentativo dell'aorta ascendente, con contributi resistivi	46
2.17 Compartimenti del modello rappresentativi dei rami epiaortici e dei relativi post-carichi resistivi	47
2.18 Compartimenti del modello rappresentativi dell'aorta discendente, del distretto periferico e del post-carico sistemico terminale	47
2.19 Forma d'onda in ingresso al modello	50
3.1 Pressione sistolica (Ps) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso	59
3.2 Pressione diastolica (Pd) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso	60
3.3 Pressione sistolica (Ps) al variare del modulo di Young (E)	62
3.4 Pressione diastolica (Pd) al variare del modulo di Young (E)	63
3.5 Pressione sistolica (Ps) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di 1/2"	65
3.6 Pressione diastolica (Pd) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di 1/2"	66
3.7 Pressione sistolica (Ps) al variare della chiusura della valvola di posta dopo i tronchi di 3/8"	69

3.8 Pressione diastolica (Ps) al variare della chiusura della valvola di posta dopo i tronchi di 3/8"	70
3.9 Pressione Pulsatile (PP) al variare del rapporto spessore / diametro	73
3.10 Pressione Pulsatile (PP) al variare del modulo di Young (E)	74
3.11 Pressione Pulsatile (PP) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di 1/2"	75
3.12 Pressione Pulsatile (PP) al variare della chiusura della valvola dopo i tronchi di 3/8"	76
3.13 Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola di post-carico impostata a 35°	84
3.14 Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola di post-carico impostata a 50°	85
3.15 Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 2.5 giri	86
3.16 Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 3 giri	87
3.17 Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 4 giri	87
3.18 Confronto tra la forma d'onda della portata sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 2.5 giri	88
3.19 Confronto tra la forma d'onda della portata sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 3 giri	89
3.20 Confronto tra la forma d'onda della portata sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 4 giri	90

# Lista delle tabelle

2.1	Tratti dell'aorta e loro funzione.	29
3.1	Risultati dimensioni aorta porcina ottenuti dalle misurazioni effettuate mediante acquisizione fotografica e successiva analisi in MATLAB	54
3.2	Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola di post-carico posta a 40°	54
3.3	Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola di post-carico posta a 35°	55
3.4	Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola di post-carico posta a 50°	55
3.5	Portate misurate nei diversi rami con valvola dei tronchi posta a 2,5 giri.	56
3.6	Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola dei tronchi posta a 2.5 giri	56
3.7	Portate misurate nei diversi rami con valvola dei tronchi posta a 3 giri.	57
3.8	Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola dei tronchi posta a 3 giri	57
3.9	Portate misurate nei diversi rami con valvola dei tronchi posta a 4 giri.	57
3.10	Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola dei tronchi posta a 4 giri	57
3.11	Pressione sistolica (Ps) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso.	59

3.12 Pressione diastolica (Pd) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso.	61
3.13 Pressione sistolica (Ps) al variare del modulo di Young (E).	63
3.14 Pressione diastolica (Pd) al variare del modulo di Young (E).	63
3.15 Pressione sistolica (Ps) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di ½".	66
3.16 Pressione diastolica (Pd) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di ½".	66
3.17 Pressione sistolica (Ps) al variare della chiusura della valvola di posta dopo i tronchi di 3/8".	69
3.18 Pressione diastolica (Ps) al variare della chiusura della valvola di posta dopo i tronchi di 3/8".	70
3.19 Portate misurate nei diversi rami al variare della chiusura della valvola posta dopo i tronchi di 3/8".	71
3.20 Pressione Pulsatile (PP) al variare del rapporto spessore / diametro.	73
3.21 Pressione Pulsatile (PP) al variare del modulo di Young (E).	74
3.22 Pressione Pulsatile (PP) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di ½".	75
3.23 Pressione Pulsatile (PP) al variare della chiusura della valvola dopo i tronchi di 3/8".	76
3.24 Errore percentuale sulla pressione diastolica per diverse configurazioni della valvola di post-carico di ½".	78
3.25 Errore percentuale sulla pressione sistolica per diverse configurazioni della valvola di post-carico di ½".	79
3.26 Errore percentuale della Pressione Pulsatile per diverse configurazioni della valvola di post-carico di ½".	79

3.27 Errore percentuale sulla pressione diastolica per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".	80
3.28 Errore percentuale sulla pressione sistolica per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".	80
3.29 Errore percentuale della Pressione Pulsatile per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".	81
3.30 Errore percentuale della portata nei tronchi per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".	82



# 1. Introduzione e stato dell'arte

La modellazione del sistema cardiovascolare rappresenta un'importante risorsa analitica e predittiva nel campo della bioingegneria, poiché permette di esaminare, comprendere e anticipare le interazioni tra il cuore, i vasi sanguigni e il flusso ematico in contesti sia fisiologici che patologici. Le dinamiche complesse generate dall'interazione tra la contrazione cardiaca, la geometria vascolare e le proprietà meccaniche delle pareti arteriose non possono essere facilmente valutate esclusivamente tramite misurazioni cliniche o sperimentali. Pertanto, la creazione di modelli numerici è diventata essenziale per descrivere la dinamica del flusso sanguigno, stimare parametri difficili da misurare direttamente, come la compliance arteriosa o l'impedenza periferica, e prevedere l'impatto di modificazioni morfologiche o funzionali nel sistema circolatorio (*Formaggia et al., 2009; Mynard & Smolich, 2015*).

All'interno del sistema arterioso, l'aorta svolge un ruolo cruciale. Essa è il primo segmento attraverso cui la gittata cardiaca viene immessa nella circolazione sistemica e costituisce l'elemento principale nella modulazione della pressione arteriosa lungo l'albero vascolare, fino ai distretti periferici e capillari. La sua elevata compliance permette di accumulare parte dell'energia fornita dal cuore durante la sistole e di rilasciarla progressivamente durante la diastole, contribuendo a smorzare le oscillazioni pulsatili e a garantire una progressiva attenuazione delle variazioni di pressione e portata lungo la circolazione sistemica. Questo comportamento è noto come effetto Windkessel, attraverso il quale l'aorta e le grandi arterie elastiche trasformano un flusso fortemente pulsatile, generato dall'attività cardiaca, in un flusso più continuo e uniforme nei vasi periferici, condizione fondamentale per un'adeguata perfusione dei tessuti (*Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010*). Procedendo dall'aorta verso le arterie di calibro minore, si osserva infatti una progressiva riduzione dell'ampiezza delle oscillazioni pressorie, fino ad arrivare al livello dei capillari, dove il flusso risulta quasi stazionario. In questo modo, l'azione combinata della compliance aortica e delle proprietà del sistema arterioso contribuisce a proteggere il microcircolo da variazioni pressorie eccessive, garantendo condizioni favorevoli agli scambi metabolici. Le caratteristiche geometriche e meccaniche dell'aorta influenzano notevolmente la forma dell'onda pressoria, la distribuzione del flusso verso i vari distretti corporei e il rapporto tra pressione sistolica e diastolica (*Belz, 1995*). Per queste ragioni, la modellazione dell'aorta è un argomento frequente nella letteratura emodinamica e rappresenta un tema di significativo interesse in bioingegneria (*Westerhof et al., 2010*).

Nel corso degli anni, sono stati sviluppati diversi modelli computazionali per lo studio del sistema cardiovascolare, caratterizzati da differenti livelli di dettaglio spaziale e complessità computazionale. Tra questi, i modelli a parametri concentrati (0D) rappresentano un approccio semplificato e computazionalmente poco oneroso, particolarmente adatto per l'analisi del comportamento globale del sistema e dei fenomeni a bassa frequenza. In questo lavoro, l'attenzione è rivolta allo sviluppo di un

modello 0D dell'aorta, che risulta essere una soluzione efficiente e robusta per analizzare il comportamento complessivo del sistema cardiovascolare, grazie alla sua semplicità, stabilità numerica e capacità di riprodurre correttamente la dinamica a bassa frequenza (*Westerhof et al., 2010; Ghitti et al., 2022*). Questo modello si basa sull'analogia elettro-idraulica, traducendo le resistenze viscosse e la compliance parietale in elementi circuitali corrispondenti. L'obiettivo è quindi quello di riprodurre il comportamento della pressione e del flusso nei principali segmenti aortici e nelle diramazioni epiaortiche utilizzando equazioni differenziali ordinarie derivate dai principi di conservazione della massa e della quantità di moto.

Nel contesto di questa tesi, il modello è stato implementato in MATLAB/Simulink e calibrato utilizzando dati tratti sia da informazioni derivate dall'attività sperimentale sia dalla letteratura scientifica, con riferimento a studi consolidati sulla geometria aortica e sui modelli fisiologici del flusso sanguigno (*Reymond et al., 2009; Belz, 1995; Westerhof et al., 2010*). È stata condotta una validazione del modello mediante confronto con misure acquisite su un banco prova idraulico, progettato per riprodurre il comportamento dell'arco aortico attraverso un modello fisico di aorta porcina. Le prove sperimentali sono state eseguite sia in regime continuo sia in regime pulsatile, consentendo di caratterizzare il sistema in condizioni stazionarie e dinamiche.

I dati sperimentali, comprendenti misure di pressione e portata nei diversi compartimenti del sistema, sono stati utilizzati come riferimento per verificare la capacità del modello di riprodurre correttamente la distribuzione delle pressioni, la dinamica dell'onda pulsatile e la risposta del sistema al variare delle condizioni di carico.

Tale approccio integrato, basato sull'utilizzo congiunto di dati di letteratura e risultati sperimentali, consente di aumentare l'affidabilità del modello sviluppato e di garantire una maggiore coerenza tra la rappresentazione numerica e il comportamento del sistema fisico reale.

In questo contesto, il problema specifico affrontato nella presente tesi consiste nello sviluppo di un modello a parametri concentrati (0D) dell'aorta che sia in grado non solo di riprodurre l'andamento globale di pressione e portata lungo il vaso, ma anche di descrivere in modo esplicito la distribuzione del flusso nei rami sovraortici e l'influenza del loro post-carico sulla dinamica pressoria del sistema.

Il principale valore aggiunto del modello sviluppato risiede proprio nella trattazione esplicita dei rami sovraortici, che non vengono considerati come semplici condizioni al contorno globali, ma come compartimenti dedicati, dotati di propri elementi di carico e quindi in grado di influenzare direttamente la ripartizione della portata e la risposta pressoria dell'intero sistema. Questa scelta consente di analizzare in modo più realistico il ruolo emodinamico delle diramazioni dell'arco aortico rispetto a quanto avviene nei modelli 0D più semplificati, e rappresenta al tempo stesso un avanzamento rispetto alle schematizzazioni precedentemente utilizzate nel gruppo di ricerca.

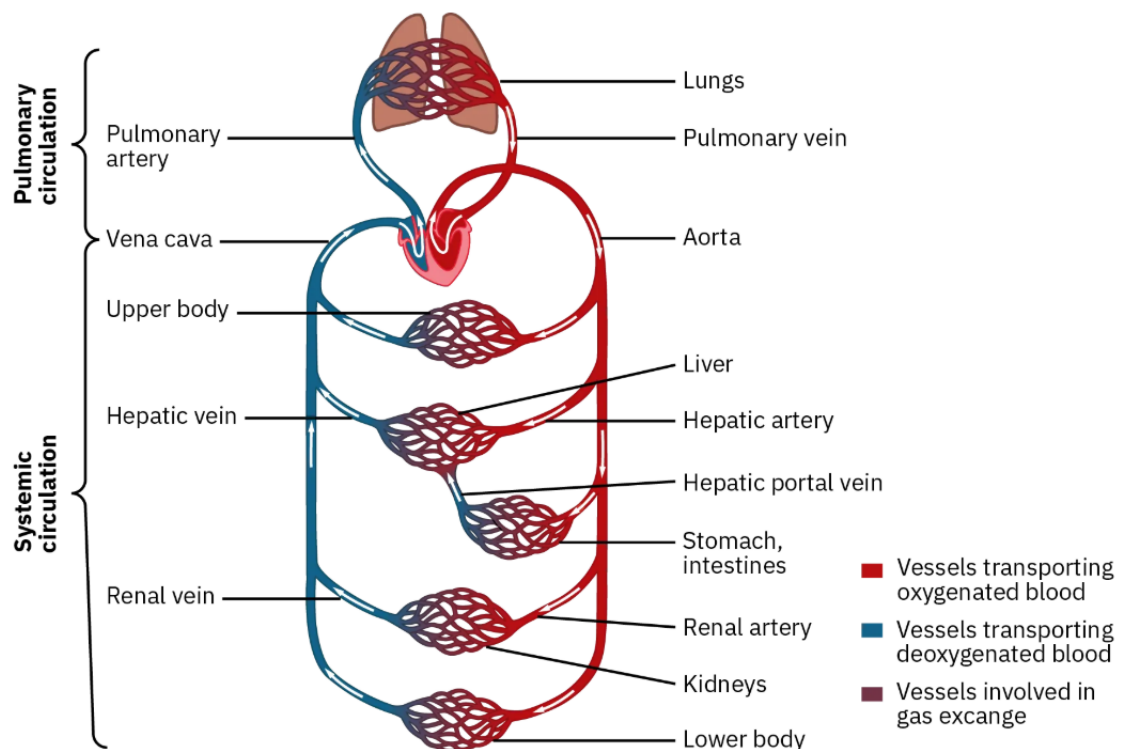
Nonostante l'ampio impiego dei modelli zero-dimensionali nella descrizione della dinamica cardiovascolare, emerge ancora la necessità di disporre di strumenti che, oltre

a mantenere semplicità computazionale e coerenza fisiologica, siano in grado di rappresentare in modo più realistico il ruolo emodinamico delle principali diramazioni dell'arco aortico. In particolare, la descrizione esplicita della distribuzione del flusso nei rami sovraortici e della loro interazione con il post-carico periferico costituisce un aspetto ancora meritevole di approfondimento, soprattutto quando si voglia affiancare alla modellazione numerica una verifica sperimentale su sistema fisico reale.

## 1.1 Sistema cardiocircolatorio

Il sistema cardiovascolare è un circuito chiuso in cui il cuore funge da pompa pulsatile, mentre la rete arteriosa ha il compito di distribuire la gittata cardiaca attraverso una serie di vasi con proprietà elastiche e geometriche diverse. In questo contesto, l'aorta è il principale vaso di conduzione e il primo elemento responsabile della trasformazione del flusso pulsatile in una forma più continua, grazie alle sue capacità elastiche.

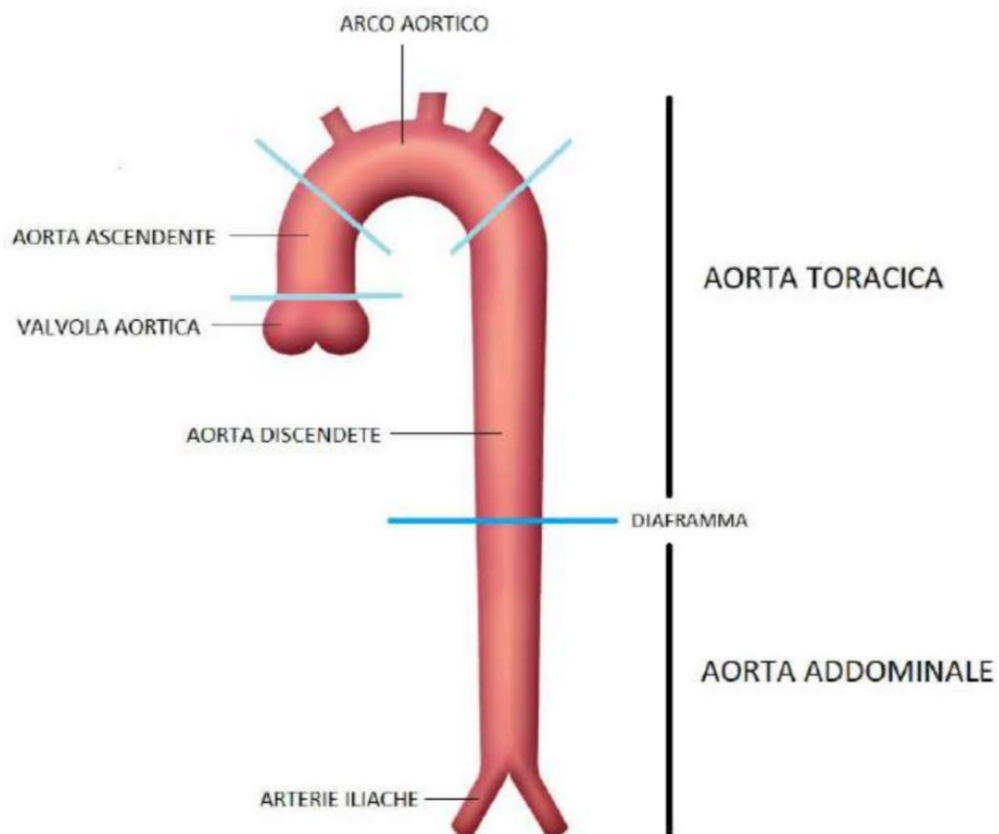
Come illustrato in Figura 1.1, il cuore alimenta due circuiti distinti, polmonare e sistemico, e l'aorta rappresenta il principale vaso di uscita del sangue ossigenato verso la circolazione sistemica.”



**Figura 1.1: Schema del sistema cardiovascolare.** Il cuore agisce come pompa pulsatile mentre la rete arteriosa distribuisce il flusso ematico ai diversi distretti corporei; l'aorta rappresenta il principale vaso di conduzione. Fonte: OpenStax, *Anatomy and Physiology 2e*, Fig. 16.3, licenza CC BY 4.0.

### 1.1.1 Anatomia funzionale dell'aorta

L'aorta, che parte dal ventricolo sinistro, è la principale arteria del sistema circolatorio e rappresenta il primo condotto attraverso il quale il volume sistolico viene espulso dal ventricolo sinistro. Anatomicamente, come mostrato in Figura 1.2, si suddivide convenzionalmente in tre segmenti principali: l'aorta ascendente, l'arco aortico e l'aorta discendente. Ogni sezione possiede caratteristiche geometriche, meccaniche e funzionali uniche che rispecchiano la specifica distribuzione del flusso e il ruolo emodinamico lungo il suo percorso.

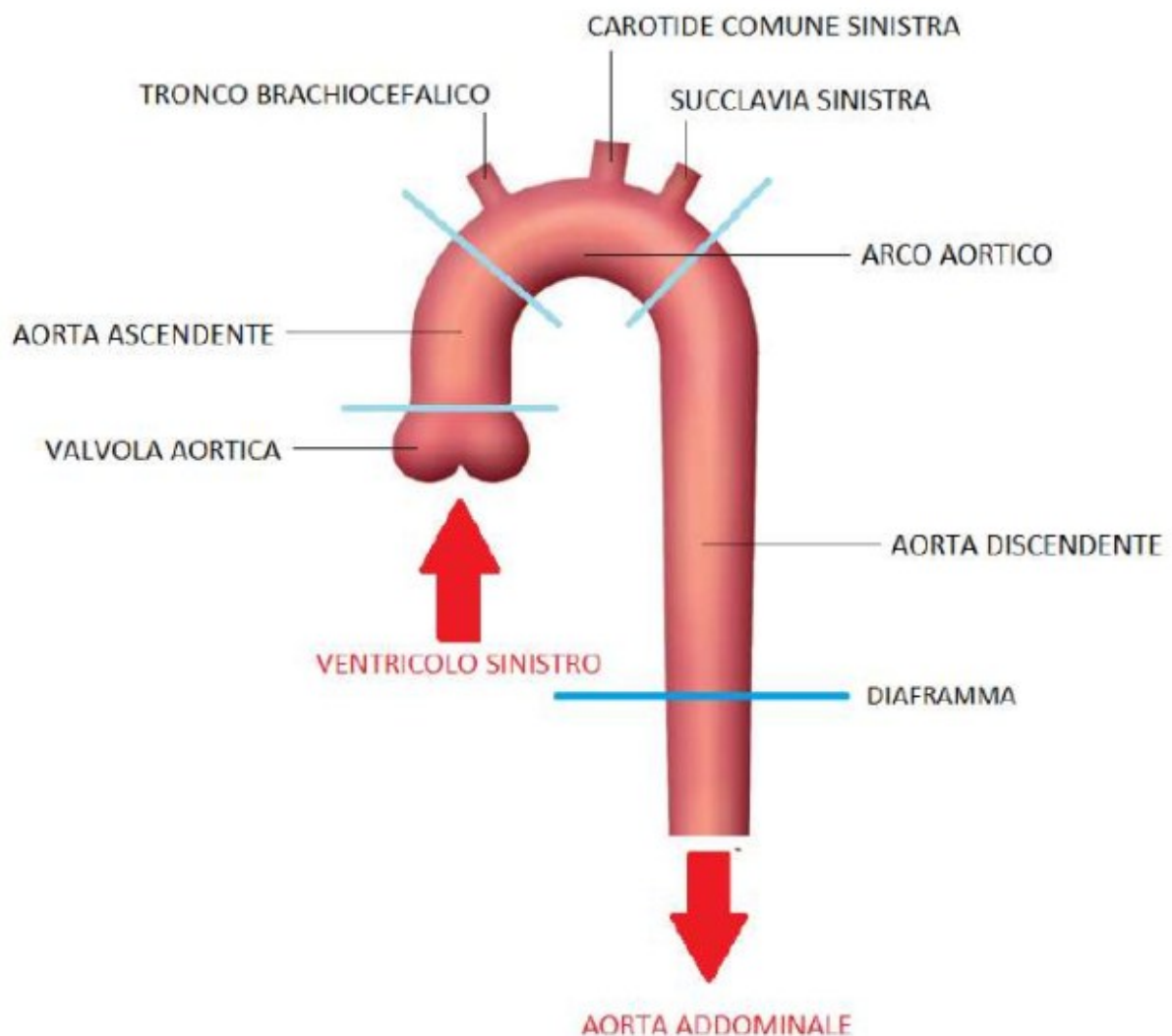


**Figura 1.2: Anatomia dell'aorta e principali diramazioni epiaortiche.** L'aorta origina dal ventricolo sinistro attraverso la valvola aortica e si suddivide in aorta ascendente, arco aortico e aorta discendente. L'aorta discendente si estende dal tratto toracico fino al diaframma, oltre il quale prosegue come aorta addominale, terminando nella biforcazione nelle arterie iliache comuni. Questa suddivisione riflette differenze funzionali e anatomiche lungo il decorso del vaso. Fonte: Erbel et al., 2014.

L'aorta ascendente inizia dall'anello valvolare aortico e include i seni di Valsalva, tre dilatazioni anatomiche situate immediatamente a valle della valvola. Questa sezione è caratterizzata da un'elevata compliance, grazie a una componente elastica significativa nella tonaca media, costituita da fibre elastiche concentriche disposte tra strati di cellule muscolari lisce. Tale struttura permette di assorbire una parte considerevole del colpo sistolico, attenuando la pendenza della curva di pressione e contribuendo a smorzare le oscillazioni pulsatorie, noto come "effetto Windkessel". Studi fisiologici e biomeccanici

indicano che la compliance dell'aorta ascendente è la più alta lungo l'intero albero arterioso e diminuisce progressivamente nei segmenti più distali (Belz, 1995; Formaggia et al., 2009).

L'arteria prosegue formando l'arco aortico, una struttura curva che collega l'aorta ascendente al tratto discendente. Da questa parte emergono tre vasi epiaortici importanti, responsabili della perfusione della regione cefalica e degli arti superiori: il tronco brachiocefalico, l'arteria carotide comune sinistra e l'arteria succlavia sinistra.



**Figura 1.3: Principali diramazioni epiaortiche.** Dall'arco aortico emergono i principali rami epiaortici: tronco brachiocefalico, arteria carotide comune sinistra e arteria succlavia sinistra. Questi sono responsabili della perfusione del distretto cefalico e degli arti superiori. Fonte: Erbel et al., 2014.

La particolare curvatura dell'arco e la presenza di biforcazioni determinano variazioni locali di impedenza che influenzano la distribuzione del flusso e generano onde riflesse, che contribuiscono alla formazione della pressione centrale osservata nell'aorta ascendente (Westerhof et al., 2010). Sebbene la compliance sia inferiore rispetto all'aorta ascendente, l'arco mantiene una notevole elasticità grazie alla predominanza di fibre elastiche rispetto a quelle di collagene, caratteristica tipica delle arterie di conduzione.

L'aorta discendente, che si divide in una parte toracica e una addominale, trasporta il flusso verso le regioni toraciche, viscerali e periferiche. La sua struttura istologica mostra un aumento progressivo di collagene e una riduzione delle fibre elastiche allontanandosi dal cuore, riducendo la compliance e rendendo il comportamento meccanico progressivamente più rigido. Questa variazione longitudinale delle proprietà parietali è ben documentata in letteratura e rappresenta uno dei principali determinanti della propagazione dell'onda di pressione e della formazione di riflessioni distali (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2010*). La diminuzione della compliance lungo l'aorta discendente porta a un'accelerazione della velocità dell'onda di polso (PWV), un valore frequentemente utilizzato come indicatore clinico di rigidità arteriosa.

Dal punto di vista funzionale, l'insieme di queste caratteristiche anatomiche e biomeccaniche consente all'aorta di svolgere un duplice ruolo: strutturale, assicurando un canale a bassa resistenza per il trasporto del sangue, e dinamico, modulando la pressione arteriosa attraverso l'immagazzinamento e il rilascio di energia elastica. Questo comportamento è il fulcro del cosiddetto effetto Windkessel, che costituisce la base dei moderni modelli 0D.

L'importanza delle proprietà funzionali dell'aorta emerge anche nella distribuzione del flusso: la conformazione del lume, l'elasticità parietale e la presenza di biforcazioni influenzano la ripartizione del flusso tra i diversi rami arteriosi, in particolare verso il distretto cefalico, che richiede un apporto costante e ben regolato. La variazione delle proprietà meccaniche lungo il decorso aortico è quindi un elemento chiave per comprendere la fisiologia del sistema circolatorio e risulta essenziale nella definizione dei parametri di un modello matematico realistico.

## 1.1.2 Distribuzione del flusso sistemico verso i distretti superiori

La distribuzione della gittata cardiaca nell'albero arterioso non è omogenea, ma è influenzata da una combinazione di fattori anatomici, funzionali ed emodinamici che regolano come il flusso si distribuisce nei diversi distretti. In condizioni fisiologiche, una parte considerevole del flusso che esce dal ventricolo sinistro è diretta verso il distretto cefalico attraverso i rami epiaortici. Le analisi emodinamiche presenti in letteratura indicano che circa il 15-20% della gittata cardiaca è destinata al cervello e agli arti superiori, un valore relativamente costante che rispecchia l'elevato consumo metabolico dei tessuti cerebrali (*Formaggia et al., 2009; Westerhof et al., 2010*).

Il cervello, pur rappresentando una frazione ridotta della massa corporea, necessita infatti di un apporto costante di ossigeno e glucosio, motivo per cui riceve tra il 12 e il 15% del flusso a riposo, con variazioni minime durante il ciclo cardiaco.

La distribuzione del flusso a livello dell'arco aortico dipende non solo dalla geometria delle biforcazioni, ma anche dalla relazione tra resistenze periferiche e impedenza caratteristica dei rami epiaortici. La presenza delle tre principali diramazioni (tronco brachiocefalico, carotide comune sinistra e succlavia sinistra) introduce significative discontinuità nell'impedenza idraulica del sistema arterioso. Queste discontinuità generano onde riflesse (*Westerhof et al., 2008*).

Le onde riflesse, generate all'interfaccia tra rami con diversa impedenza, interagiscono con l'onda incidente prodotta dall'eiezione sistolica e contribuiscono a definire la forma complessiva della curva di pressione nell'aorta ascendente. La portata e il tempo di ritorno delle riflessioni dipendono dalla posizione delle biforcazioni, dalla rigidità delle pareti e dalla resistenza vascolare dei distretti distali, fattori che cambiano con l'età e con la presenza di patologie cardiovascolari.

Dal punto di vista funzionale, una corretta modulazione del flusso verso i rami epiaortici è essenziale per garantire la perfusione cerebrale e degli arti superiori. La posizione anatomica delle diramazioni, la curvatura dell'arco e la variazione longitudinale della compliance lungo l'aorta influenzano la velocità dell'onda di polso, il rapporto tra pressione sistolica e diastolica e, più in generale, il profilo della pressione centrale. Le simulazioni numeriche riportate nella letteratura recente dimostrano come anche piccole variazioni della rigidità aortica possano alterare significativamente la distribuzione del flusso nei rami dell'arco (*Reymond et al., 2009*).

Questi fenomeni, anche se non risolti spazialmente nei modelli 0D, devono essere adeguatamente rappresentati nel dominio del tempo attraverso parametri concentrati che catturino l'effetto globale delle biforcazioni e della variazione di impedenza. La rappresentazione corretta della distribuzione del flusso e della componente riflessa è quindi fondamentale per ottenere una simulazione realistica della dinamica pressoria centrale, obiettivo alla base della modellizzazione descritta in questa tesi.

## 1.2 Adozione del modello 0D come modello matematico cardiovascolare

I modelli zero-dimensionali rappresentano una delle formulazioni più consolidate e diffuse per lo studio della dinamica cardiovascolare (*Ghitti et al., 2022*). Essi permettono di descrivere il comportamento globale del sistema arterioso attraverso un numero ridotto di variabili e parametri concentrati, risultando particolarmente adatti per analisi sistemiche e per l'implementazione numerica efficiente.

In questo approccio, ciascun tratto vascolare viene schematizzato mediante elementi equivalenti che sintetizzano le principali proprietà fisiche del sistema: la resistenza idraulica  $R$ , che rappresenta le perdite viscosse associate al flusso sanguigno; la compliance  $C$ , che descrive la capacità del vaso di immagazzinare volume in risposta a variazioni di pressione; e l'inerzia  $L$ , che tiene conto degli effetti inerziali del fluido in movimento. Tali grandezze consentono di rappresentare il comportamento emodinamico complessivo del sistema attraverso analogie con circuiti elettrici, in cui pressione e portata sono assimilate rispettivamente a tensione e corrente (*Westerhof et al., 2008; Formaggia et al., 2009*).

Uno dei modelli più noti appartenenti a questa categoria è il modello di Windkessel, introdotto per descrivere il comportamento globale del sistema arterioso mediante un numero limitato di parametri. Tale modello è strettamente legato all'effetto Windkessel, che descrive la capacità dell'aorta e delle grandi arterie elastiche di immagazzinare parte dell'energia fornita dal cuore durante la sistole e di restituirla durante la diastole. Questo meccanismo consente di smorzare le oscillazioni pulsatili della pressione e di garantire un flusso più continuo verso la circolazione periferica (*Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010*). Nella sua formulazione classica a due elementi, il modello include una resistenza periferica e una compliance arteriosa, che rappresentano rispettivamente le perdite viscosse nel sistema vascolare e la capacità delle arterie di accumulare e rilasciare volume. Nelle versioni più avanzate a tre o quattro elementi viene introdotta anche una componente aggiuntiva per descrivere in modo più accurato la dinamica del flusso, migliorando la capacità di riprodurre l'andamento pulsatile della pressione arteriosa (*Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010*).

I modelli 0D sono ampiamente utilizzati sia in ambito di ricerca che in applicazioni cliniche, grazie alla loro capacità di fornire una descrizione sintetica ma fisicamente significativa del sistema cardiovascolare. Essi risultano particolarmente utili nello studio degli effetti globali dei parametri emodinamici, nella simulazione di condizioni fisiologiche e patologiche e nello sviluppo di modelli ridotti per applicazioni di tipo patient-specific e per la realizzazione di modelli digitali personalizzati del paziente (*Reymond et al., 2009; Alastruey et al., 2016*).

Nonostante le semplificazioni introdotte, che comportano la perdita dell'informazione spaziale dettagliata, i modelli zero-dimensionali rappresentano uno strumento estremamente efficace per l'analisi della risposta pressoria e della distribuzione dei flussi nel sistema arterioso. In particolare, essi consentono di isolare il ruolo dei singoli parametri (resistenza, compliance, rigidità) e di studiarne l'influenza in modo controllato, fornendo

una base teorica solida per l'interpretazione dei fenomeni emodinamici osservati sia sperimentalmente sia nei modelli più complessi (*Formaggia et al., 2009; Ghitti et al., 2022*).

I modelli 0D offrono un compromesso ottimale tra complessità computazionale e capacità descrittiva rispetto a modelli a più alta dimensionalità, quali i modelli monodimensionali (1D) e tridimensionali (3D). Mentre questi ultimi consentono una descrizione dettagliata della distribuzione spaziale delle grandezze emodinamiche, includendo effetti locali quali gradienti di velocità, profili di flusso e fenomeni vorticosi, essi richiedono tempi di calcolo elevati e una definizione accurata delle condizioni al contorno e delle proprietà del sistema (*Formaggia et al., 2009; Quarteroni et al., 2016*).

Al contrario, i modelli 0D consentono di simulare la dinamica emodinamica con un costo computazionale estremamente ridotto, rendendoli particolarmente adatti per studi parametrici, analisi di sensibilità e applicazioni in tempo reale. Pur non fornendo una descrizione spaziale dettagliata del flusso, essi garantiscono una buona accuratezza nella riproduzione delle grandezze globali del sistema cardiovascolare, quali la pressione arteriosa centrale, la Pressione Pulsatile, la gittata sistolica e la relazione pressione-volume dell'aorta (*Westerhof et al., 2010; Reymond et al., 2009*).

Questa caratteristica rende tali modelli particolarmente utili quando l'obiettivo principale è lo studio del comportamento globale del sistema e dell'influenza dei parametri fisiologici, piuttosto che la risoluzione fine dei campi di moto. Inoltre, la loro semplicità strutturale facilita l'integrazione con dati sperimentali e clinici, permettendo una più agevole calibrazione e validazione rispetto ai modelli tridimensionali, che richiedono procedure più complesse e onerose (*Alastruey et al., 2016; Ghitti et al., 2022*).

In questo contesto, i modelli 0D rappresentano uno strumento efficace per l'analisi della dinamica cardiovascolare su scala sistemica, fornendo un equilibrio tra semplicità, interpretabilità fisica e capacità di riprodurre i principali fenomeni emodinamici. Grazie alla loro efficienza computazionale, i modelli 0D sono largamente impiegati per studi parametrici e analisi di sensibilità, dove è necessario effettuare numerose simulazioni modificando resistenze, compliance o condizioni di carico per valutare la risposta emodinamica del sistema (*Reymond et al., 2009*).

L'adozione del modello 0D in questo studio nasce dalla volontà di sviluppare uno strumento robusto, efficiente e fisiologicamente coerente per analizzare il comportamento emodinamico dell'aorta. In particolare, il modello è stato costruito con l'obiettivo di riprodurre il comportamento del sistema fisico presente nel banco prova sperimentale, utilizzando come riferimento le caratteristiche geometriche e biomeccaniche dell'aorta suina analizzata. A tal fine, il modello è stato inizialmente validato mediante confronto con i dati sperimentali acquisiti sul banco prova, verificandone la capacità di riprodurre la distribuzione delle pressioni e delle portate nei diversi compartimenti del sistema. Successivamente, i parametri del modello sono stati integrati e raffinati anche sulla base di dati disponibili in letteratura, al fine di garantire la coerenza fisiologica delle simulazioni. Una volta validato, il modello è stato quindi utilizzato per analizzare la risposta dinamica del sistema al variare dei principali parametri

biomeccanici e delle condizioni di carico periferico, consentendo di studiare in modo sistematico l'influenza di tali fattori sulla dinamica emodinamica.

### 1.3 Esempi di modelli OD per la descrizione dei fenomeni emodinamici

Per sviluppare un modello zero-dimensionale coerente dal punto di vista fisiologico, è necessario identificare i principali fenomeni emodinamici che caratterizzano il comportamento del sistema arterioso e comprenderne la rappresentazione attraverso parametri concentrati. Tra questi, un ruolo centrale è svolto dalla capacità delle grandi arterie elastiche di trasformare il flusso pulsatile generato dal cuore in un flusso più continuo a livello periferico.

Durante la sistole, come illustrato in Figura 1.4, l'eiezione ventricolare immette nel sistema arterioso una quantità significativa di energia sotto forma di pressione e flusso. Le pareti elastiche dell'aorta si espandono in risposta a questo impulso, immagazzinando parte dell'energia meccanica sotto forma di energia elastica. Successivamente, durante la diastole, il rilassamento della parete vascolare determina il rilascio di tale energia, contribuendo a mantenere il flusso ematico anche in assenza di eiezione cardiaca. Questo meccanismo consente di attenuare le oscillazioni della pressione e garantire una perfusione più continua dei tessuti (Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010).

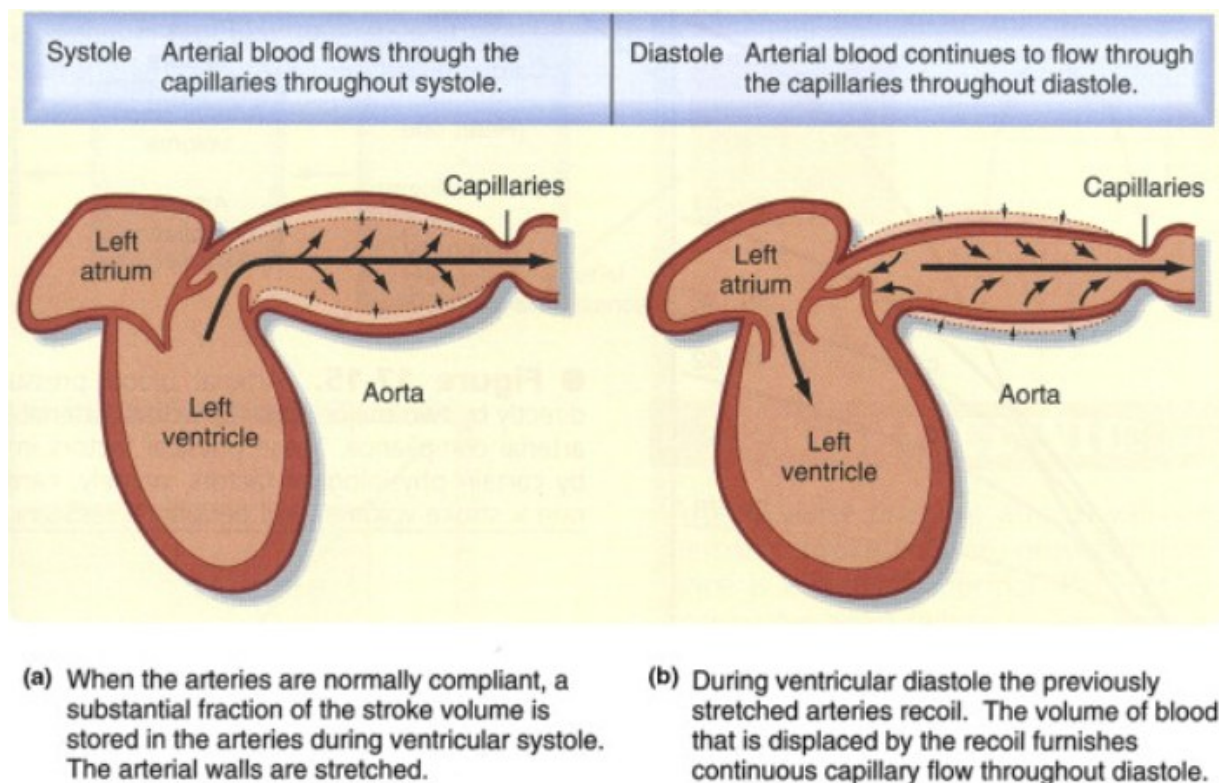


Figura 1.4: **Rappresentazione dell'effetto Windkessel nelle arterie elastiche.** Durante la sistole (a), l'eiezione ventricolare provoca l'espansione dell'aorta e l'accumulo di energia elastica nelle pareti vascolari; durante la diastole (b), il rilascio di tale energia consente il mantenimento del flusso nei capillari, contribuendo allo smorzamento delle oscillazioni pressorie nelle pareti vascolari; durante la diastole (b), il rilascio di tale energia

*consente il mantenimento del flusso nei capillari, contribuendo allo smorzamento delle oscillazioni pressorie e alla continuità della perfusione. Fonte: Hall, 2021.*

Nel contesto dei modelli 0D, l'effetto Windkessel non è quindi semplicemente un modello specifico, ma rappresenta un comportamento fisiologico fondamentale che deve essere riprodotto. A tal fine, i parametri concentrati del modello assumono un significato diretto: la compliance descrive la capacità dell'aorta di immagazzinare e rilasciare energia elastica, mentre la resistenza rappresenta le perdite di carico nei distretti periferici. L'eventuale introduzione di termini inerziali consente inoltre di tenere conto degli effetti dinamici legati alla variazione temporale del flusso (*Westerhof et al., 2008; Formaggia et al., 2009*).

L'analogia elettrico-idraulica, spesso utilizzata nella modellazione emodinamica, fornisce uno strumento matematico per formalizzare tali concetti, consentendo di rappresentare il sistema mediante circuiti equivalenti, in cui pressione e portata sono assimilate rispettivamente a tensione e corrente, facilitando l'analisi e l'implementazione numerica. Tuttavia, è importante sottolineare che l'obiettivo principale dei modelli 0D non è la costruzione di un circuito elettrico equivalente in sé, bensì la riproduzione dei comportamenti fisiologici del sistema cardiovascolare.

La letteratura scientifica ha ampiamente mostrato come i modelli a parametri concentrati costituiscano uno strumento efficace per descrivere il comportamento globale del sistema cardiovascolare e, in particolare, la dinamica pressione-portata dell'aorta. Un riferimento fondamentale in questo ambito è rappresentato dal lavoro di Formaggia, Quarteroni e Veneziani, che fornisce una trattazione sistematica dei modelli 0D, 1D e 3D, evidenziandone ipotesi, potenzialità e limiti (*Formaggia et al., 2009*). In tale contesto, i modelli zero-dimensionali emergono come strumenti particolarmente adatti all'analisi globale della circolazione e allo studio di parametri emodinamici difficilmente misurabili direttamente.

Tra i contributi più rilevanti, i lavori di Westerhof e Stergiopoulos hanno svolto un ruolo cruciale nella formalizzazione dei modelli di Windkessel nelle loro varianti moderne. In tali modelli, il sistema arterioso è rappresentato mediante combinazioni di resistenze e compliance, talvolta integrate con elementi inerziali, al fine di riprodurre l'andamento dell'onda pressoria. In particolare, il modello a tre elementi consente di rappresentare in modo più accurato la risposta pulsatile del sistema arterioso, distinguendo il contributo resistivo periferico e quello elastico dell'aorta (*Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010*). Questi modelli sono generalmente implementati tramite equazioni differenziali ordinarie e risolti in ambienti numerici come MATLAB o Simulink, risultando particolarmente adatti per simulazioni rapide e analisi parametriche.

Dal punto di vista fisiologico, numerosi studi hanno evidenziato il ruolo chiave della compliance aortica nella modulazione della pressione arteriosa e nel mantenimento di un flusso relativamente continuo verso la periferia. In particolare, Belz ha mostrato come la riduzione della compliance, associata all'invecchiamento o a condizioni patologiche, determini un aumento della pressione sistolica e della Pressione Pulsatile (*Belz, 1995*).

Questi aspetti risultano particolarmente rilevanti nella modellazione dell'aorta, in quanto influenzano direttamente la scelta e la calibrazione dei parametri elastici del modello.

Un'evoluzione significativa è rappresentata dai modelli distribuiti 0D multi-compartimentali, come quello proposto da *Reymond et al. (2009)*, in cui l'albero arterioso viene suddiviso in più segmenti interconnessi, ciascuno caratterizzato da parametri specifici. Questo approccio consente di modellare fenomeni più complessi, come la propagazione dell'onda di pressione e le riflessioni nei punti di biforcazione, mantenendo al contempo una struttura computazionalmente efficiente. Tali modelli sono spesso utilizzati in combinazione con dati clinici e implementati in ambienti numerici avanzati, consentendo una descrizione più realistica della distribuzione spaziale delle grandezze emodinamiche rispetto ai modelli Windkessel classici.

Negli ultimi anni, particolare attenzione è stata rivolta allo sviluppo di modelli 0D più avanzati, in grado di rappresentare comportamenti non lineari. Ad esempio, Ghitti, Toro e Müller (2022) propongono un modello in cui i parametri emodinamici, quali resistenza e compliance, variano in funzione della pressione, permettendo di rappresentare in modo più accurato il comportamento non lineare della parete arteriosa. Parallelamente, lavori come quelli di Li e Mao (2022) hanno affrontato il problema dell'identificazione rapida dei parametri Windkessel in modelli paziente-specifici, evidenziando il potenziale applicativo di questi approcci in ambiente clinico.

Analogamente, *Alastruey et al. (2016)* hanno sviluppato modelli multiscala che combinano approcci 0D e 1D per descrivere la dinamica emodinamica in modo più completo, integrando la semplicità dei modelli a parametri concentrati con la capacità dei modelli distribuiti di catturare fenomeni di propagazione. Un ulteriore sviluppo è rappresentato dai modelli automatizzati per la generazione di reti arteriose personalizzate, come proposto da *Pfaller et al. (2022)*, nei quali modelli 0D e 1D vengono costruiti automaticamente a partire da dati anatomici del paziente.

Dal punto di vista dei fenomeni fisiologici, i modelli 0D sono in grado di riprodurre efficacemente l'effetto Windkessel, responsabile dello smorzamento dell'onda pressoria; la relazione pressione-volume dell'aorta; la distribuzione della portata nei rami arteriosi; e, nei modelli più avanzati, gli effetti di riflessione e interazione tra onde pressorie. Tuttavia, essi presentano alcune limitazioni intrinseche, legate all'assenza di una descrizione spaziale dettagliata del flusso. In particolare, non consentono di rappresentare fenomeni locali quali profili di velocità, vortici o effetti tridimensionali complessi, che richiedono modelli di ordine superiore (*Formaggia et al., 2009; Quarteroni et al., 2016*).

Nonostante tali limitazioni, la modellazione 0D dell'aorta rappresenta oggi uno strumento maturo e ampiamente utilizzato, in grado di fornire un equilibrio ottimale tra semplicità, interpretabilità fisica e capacità predittiva. Essa costituisce una base fondamentale sia per lo sviluppo di modelli più complessi, sia per l'analisi dei dati sperimentali e clinici, mantenendo un ruolo centrale nella ricerca in emodinamica cardiovascolare. La letteratura conferma, quindi, come i modelli zero-dimensionali rappresentino un compromesso efficace tra semplicità computazionale e realismo fisiologico, risultando

particolarmente adatti allo studio dell'aorta e alla loro integrazione in approcci modellistici più complessi.

### 1.3.1 Significato fisiologico di Resistenza e Compliance

Nell'analogia elettrico-idraulica, largamente utilizzata nella modellazione 0D del sistema cardiovascolare, la pressione sanguigna corrisponde al potenziale elettrico e la portata volumetrica al flusso di corrente (Westerhof et al., 2008; Formaggia et al., 2009). Tale parallelismo consente di descrivere il comportamento dell'aorta e delle grandi arterie attraverso un insieme di elementi concentrati, in particolare resistenza  $R$  e compliance  $C$ , ciascuno dei quali rappresenta un preciso fenomeno fisiologico, come illustrato in Figura 1.5 (Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010).

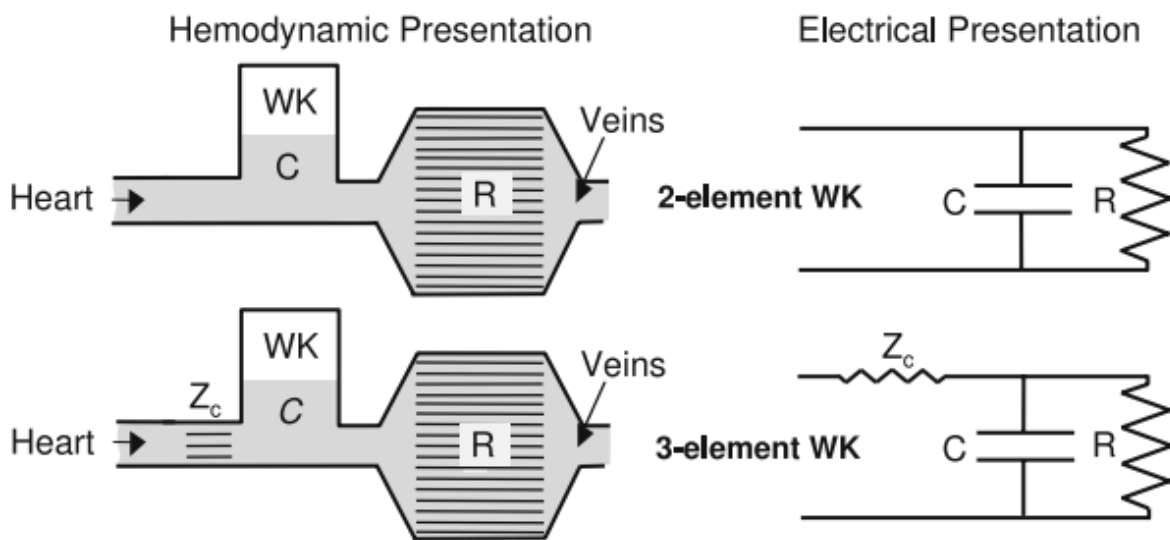


Figura 1.5: **Modello di Windkessel a elementi concentrati.** Rappresentazione del sistema arterioso mediante circuito equivalente, in cui la resistenza ( $R$ ) descrive le perdite viscosive, la compliance ( $C$ ) la capacità elastica delle arterie. Fonte: Westerhof et al., 2009.

La resistenza arteriosa ( $R$ ) rappresenta l'effetto delle perdite viscosive che si verificano durante il moto del sangue lungo il vaso. Essa dipende sia dalle proprietà reologiche del fluido sia dai parametri geometrici del lume vascolare, quali diametro e lunghezza. Dal punto di vista fisiologico, la resistenza esprime la capacità del sistema vascolare di opporsi al flusso ed è strettamente legata alla regolazione della pressione media arteriosa e della pressione diastolica. In particolare, il post-carico periferico costituisce il principale contributo resistivo del sistema e determina il livello pressorio a valle della circolazione (Formaggia et al., 2009; Westerhof et al., 2010). Nell'analogia elettrica, tale comportamento è rappresentato da una resistenza, responsabile della dissipazione di energia.

La compliance arteriosa ( $C$ ) rappresenta invece la capacità elastica della parete vascolare di deformarsi in risposta a variazioni di pressione. In condizioni fisiologiche, durante la sistole l'aorta si espande accumulando parte dell'energia meccanica impartita dal cuore sotto forma di energia elastica. Durante la diastole, questa energia viene restituita, contribuendo a mantenere il flusso ematico anche in assenza di eiezione ventricolare.

Questo meccanismo costituisce il cosiddetto effetto Windkessel, che permette di smorzare le oscillazioni pressorie e di trasformare il flusso pulsatile in un flusso più continuo a livello periferico (*Westerhof et al., 2008*).

Dal punto di vista fisiologico, la compliance è massima nei tratti prossimali dell'aorta, dove la parete è ricca di fibre elastiche, e diminuisce progressivamente nei distretti più periferici, caratterizzati da una maggiore componente muscolare. Tale distribuzione è fondamentale per garantire una corretta propagazione dell'onda di pressione e un'efficace regolazione della perfusione sistemica (*Belz, 1995; Stergiopoulos et al., 1999*). Nell'analogia elettrica, la compliance è rappresentata da un condensatore, in grado di immagazzinare e rilasciare energia.

La combinazione di resistenza e compliance consente di descrivere matematicamente la relazione tra pressione e flusso mediante equazioni differenziali ordinarie, fornendo una rappresentazione efficace del comportamento globale del sistema arterioso. Numerosi studi in letteratura hanno dimostrato che modelli basati su questi elementi concentrati sono in grado di riprodurre con buona accuratezza il comportamento a bassa frequenza dell'aorta e, in particolare, l'andamento temporale della pressione arteriosa centrale (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2010*).

Nonostante la loro semplicità, tali modelli rappresentano ancora oggi uno strumento fondamentale sia nella ricerca che nelle applicazioni cliniche, in quanto consentono di interpretare in modo chiaro il ruolo dei principali parametri fisiologici nella regolazione della dinamica emodinamica.

## 1.4 Obiettivi e struttura della tesi

Alla luce di quanto emerso dalla letteratura, risulta quindi evidente l'interesse verso modelli OD che non si limitino a riprodurre l'andamento globale delle grandezze emodinamiche, ma che consentano anche di analizzare in modo esplicito la ripartizione della portata nei rami sovraortici e l'influenza delle relative condizioni di carico sulla dinamica pressoria aortica. In questo contesto, assume particolare rilevanza la possibilità di sottoporre tali modelli a validazione sperimentale, così da verificarne l'affidabilità non solo sul piano teorico, ma anche rispetto al comportamento di un sistema fisico reale.

L'obiettivo generale di questa tesi è sviluppare un modello a parametri concentrati (OD) dell'aorta che consenta di simulare, con adeguata fedeltà fisiologica, le principali grandezze emodinamiche, quali pressione e flusso, nei segmenti aortici e nei rami epiaortici. In particolare, un aspetto centrale del lavoro è rappresentato dalla modellazione esplicita dei rami sovraortici, considerati non come semplici condizioni al contorno, ma come compartimenti dedicati, in grado di influenzare direttamente la distribuzione della portata e la dinamica pressoria del sistema. Il modello è stato costruito con l'intento di riprodurre il comportamento del sistema arterioso su scala globale, con particolare attenzione al ruolo emodinamico delle diramazioni dell'arco aortico.

A tal fine esso è stato implementato in ambiente MATLAB/Simulink e parametrizzato mediante una combinazione di dati geometrici e biomeccanici derivanti dalle prove sperimentali condotte sul banco prova e da letteratura. Un aspetto centrale del presente lavoro è rappresentato dalla validazione sperimentale del modello: esso non è stato implementato solo con finalità descrittive, ma con l'obiettivo di essere confrontato direttamente con un sistema fisico reale, in modo da verificarne la capacità predittiva. A questo scopo è stato utilizzato un banco prova idraulico progettato per riprodurre il comportamento emodinamico dell'arco aortico mediante un modello fisico di aorta suina, sul quale sono state effettuate misure di pressioni e portata in specifiche condizioni.

La validazione è stata condotta confrontando i risultati delle simulazioni numeriche con i dati sperimentali in regime pulsatile. Questo confronto ha permesso di valutare il grado di accordo tra modello e sistema fisico rispetto alla dinamica dell'onda pressoria, alla distribuzione della portata tra i diversi rami e alla risposta del sistema al variare delle condizioni di carico.

La validazione sperimentale, quindi, assume un duplice significato: da un lato consente di verificare la correttezza della struttura del modello e delle ipotesi adottate nella schematizzazione OD dell'aorta; dall'altro permette di valutare l'affidabilità del modello come strumento di simulazione, evidenziandone sia le potenzialità sia gli eventuali limiti nella rappresentazione del comportamento reale del sistema.

L'integrazione tra modellazione numerica e verifica sperimentale costituisce, quindi, un punto di forza del seguente lavoro, poichè garantisce una maggiore coerenza tra la rappresentazione teoria e il fenomeno fisico osservato.

La struttura della tesi riflette le diverse fasi del lavoro:

- **Capitolo 1:** introduce il contesto fisiologico e teorico, delineando l'organizzazione del sistema cardiovascolare, i principi della modellazione OD e lo stato dell'arte della modellistica aortica;
- **Capitolo 2:** descrive i materiali e metodi impiegati; nello specifico vengono presentati il banco prova sperimentale, il protocollo di acquisizione dei dati, i principi del modello OD, i parametri geometrici ed emodinamici utilizzati, il processo di caratterizzazione degli elementi del circuito e l'implementazione numerica del modello, includendo la fase di validazione sperimentale;
- **Capitolo 3:** riporta e discute i risultati ottenuti, distinguendo tra risultati sperimentali e risultati del modello computazionale, e analizza il comportamento del sistema al variare dei parametri, confrontando le simulazioni con i dati sperimentali per la validazione del modello;
- **Capitolo 4:** presenta le conclusioni del lavoro e propone possibili sviluppi futuri, sia dal punto di vista metodologico sia in relazione a potenziali applicazioni in ambito clinico e ingegneristico.

## 2. Materiali e metodi

In questo capitolo vengono descritti i materiali e i metodi adottati per lo sviluppo del modello zero-dimensionale dell'aorta. Il lavoro è stato articolato in due componenti principali: una parte sperimentale, finalizzata alla caratterizzazione del banco prova e all'acquisizione di misure di pressione e portata; una parte numerica, dedicata alla costruzione, parametrizzazione e implementazione del modello OD in ambiente MATLAB/Simulink.

La parte sperimentale è stata utilizzata sia per definire alcune grandezze necessarie alla costruzione del modello, sia per fornire i dati di riferimento per la fase di validazione. In particolare, le misure effettuate sul banco prova hanno consentito di caratterizzare il comportamento delle valvole di post-carico, di ricavare i parametri geometrici principali del modello aortico suino e di acquisire segnali di pressione e portata in regime pulsatile.

La parte numerica è stata, invece, dedicata alla schematizzazione dell'aorta mediante compartimenti a parametri concentrati, alla definizione dei parametri geometrici e biomeccanici del modello e alla successiva implementazione del circuito emodinamico in Simulink. Particolare attenzione è stata rivolta alla distinzione tra i parametri derivati dalla letteratura e quelli ottenuti sperimentalmente. I primi sono stati utilizzati principalmente le proprietà biomeccaniche della parete e i range fisiologici di riferimento; i secondi sono stati impiegati per descrivere la geometria del modello fisico, il comportamento delle valvole di post-carico e le condizioni di ingresso e validazione del modello.

Infine, vengono descritti i criteri adottati per il confronto tra risultati sperimentali e numerici, con particolare riferimento alla distribuzione della portata nei rami sovraortici e all'andamento delle pressioni nei principali compartimenti del sistema.

L'approccio si basa su una combinazione di revisione della letteratura scientifica e modellazione matematica, con l'obiettivo di ottenere un modello emodinamico coerente dal punto di vista fisiologico e adeguato alla rappresentazione del comportamento globale dell'aorta e delle sue principali diramazioni.

## 2.1 Banco prova sperimentale e protocollo di acquisizione dati

Per poter validare il modello computazionale sviluppato, sono state condotte delle prove sperimentali presso il laboratorio  $\beta$ -Lab all'interno del Dipartimento di Ingegneria Civile e Architettura dell'Università di Pavia, utilizzando il banco prova idraulico progettato per riprodurre le principali condizioni fluidodinamiche del sistema aortico con rami sovraortici.

Il sistema consente di generare sia condizioni di flusso continuo sia pulsatile e di regolare in modo indipendente i parametri di resistenza e compliance, permettendo una caratterizzazione controllata del comportamento pressione-portata del sistema (Formenton, 2021).

L'attività sperimentale ha avuto, infatti, l'obiettivo di acquisire misure di pressione e portata in differenti condizioni, sia in regime continuo sia in regime pulsatile. Nella prima condizione le prove sono state condotte al fine di valutare la variazione di lunghezza e diametro interno al variare di pressione e frequenza cardiaca; mentre, nel secondo caso, le misure sono state utilizzate per confrontare il comportamento del sistema fisico con le previsioni del modello numerico.

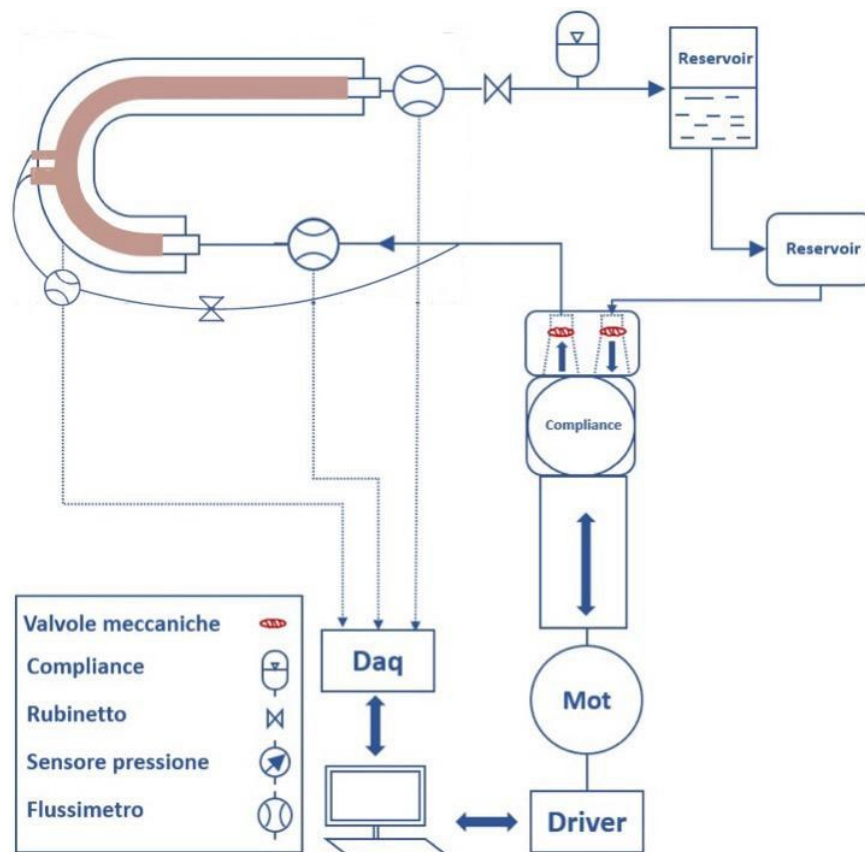
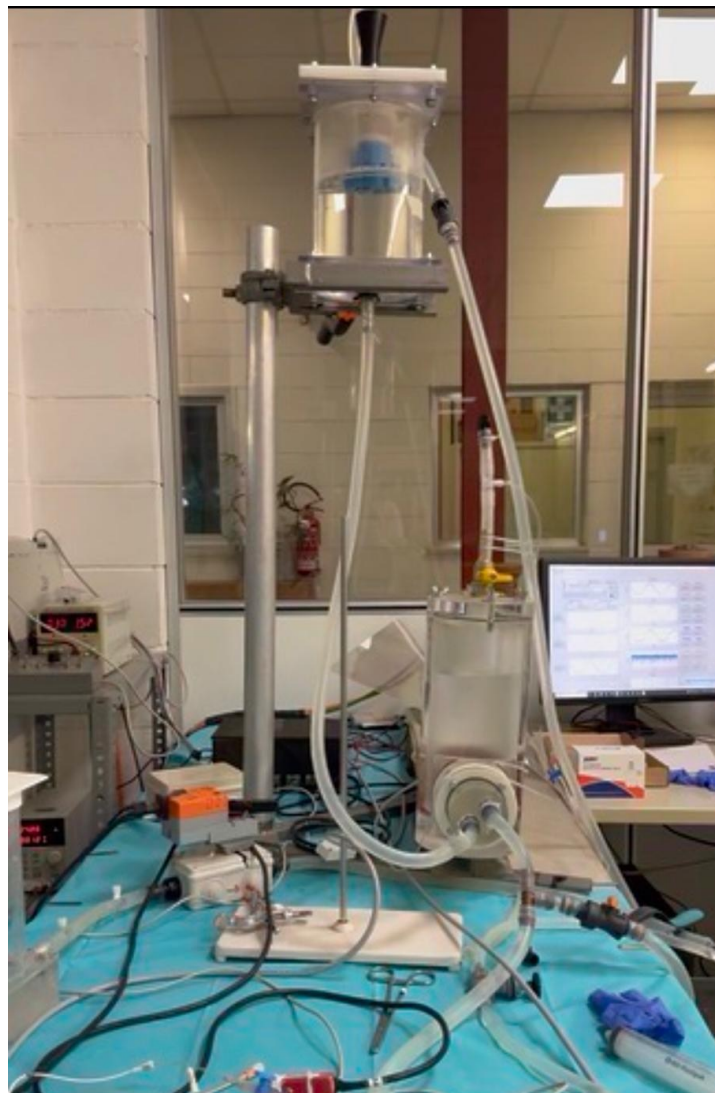


Figure 2.1: **Schema del banco prova cardiovascolare utilizzato per la validazione sperimentale.** Il sistema comprende motore elettrico, vite senza fine e cilindro pneumatico, compliance ventricolare, reservoir, valvole meccaniche di ingresso e uscita, sensori di pressione, flussimetri e sistema di acquisizione dati.

Il circuito sperimentale è costituito da un modello fisico dell'aorta suina comprensivo dell'aorta ascendente, dell'arco aortico e del tratto discendente, includendo i tratti prossimali dei principali rami sovraortici. Il sistema è collegato ad una linea di post-carico regolabile tramite valvola e ad un sistema di generazione del flusso; gli elementi del banco prova sono collegati tra loro tramite tubi in silicone e connettori in plastica rigida con diametro interno di mezzo pollice (RAUMEDIC - ECC - Silikon ½ x 3/32).

La generazione del flusso è affidata a un sistema a pistone verticale controllato (Pulse Duplicator), in grado di riprodurre un'onda di portata periodica assimilabile all'eiezione ventricolare. Il dispositivo è costituito da un servomotore elettrico sincrono (LENZE MCS06C41) che, tramite un meccanismo a vite senza fine, trasforma il moto rotazionale in moto traslatorio. Tale movimento viene trasmesso ad un cilindro pneumatico (WAIRCOM 50/200 XTA/M) che comprime ciclicamente una camera riempita di fluido, generando un impulso di pressione che si propaga nel circuito idraulico (Formenton, 2021).



*Figura 2.2: Sistema di generazione del flusso pulsatile (Pressione Pulsatile) e collegamento alla compliance ventricolare del circuito sperimentale.*

La frequenza e l'ampiezza del moto del pistone sono controllate tramite software, consentendo di modulare il segnale in ingresso e, quindi, di riprodurre diverse condizioni fisiologiche del flusso pulsatile. Il fluido pompato dal sistema, attraverso una serie di tubazioni flessibili, raggiunge la compliance ventricolare e successivamente il modello aortico. In questo modo il circuito permette di simulare condizioni emodinamiche pulsatile controllate e riproducibili (Formenton, 2021).

La compliance ventricolare è realizzata mediante un recipiente cilindrico in plastica rigida (26.8 h x 10 Ø cm), parzialmente riempito di liquido e dotato di un sistema di regolazione del volume interno tramite valvola. Il volume di aria a pressione atmosferica intrappolato al di sopra del fluido determina la deformabilità complessiva del sistema: un volume maggiore corrisponde a una maggiore compliance, mentre una riduzione del volume d'aria comporta un aumento della rigidità equivalente (Formenton, 2021).



**Figura 2.3: Compliance ventricolare del banco prova.** Serbatoio elastico riempito di fluido e aria, dotato di valvola superiore per la regolazione del volume d'aria e quindi della rigidità equivalente.

Il collegamento tra la compliance ventricolare e l'ingresso del modello aortico è realizzato mediante una cannula con diametro nominale pari a 1/2", scelta in modo da garantire continuità geometrica tra i componenti del circuito e limitare discontinuità di sezione lungo il percorso del fluido.

Prima dell'avvio delle prove sperimentali, la camera viene riempita fino al livello desiderato tramite un rubinetto a valvola sferica posto sulla sommità del contenitore, che consente l'ingresso o la fuoriuscita di aria e liquido. Una volta raggiunta la configurazione impostata, il rubinetto viene chiuso, mantenendo costante il volume d'aria durante l'intera acquisizione (Formenton, 2021).

Durante il funzionamento del sistema pulsatile, la compressione dell'aria presente nella camera permette di immagazzinare energia elastica durante la fase di incremento pressorio e di restituirla nelle fasi successive, riproducendo il comportamento di compliance del ventricolo sinistro.

Il fluido di lavoro impiegato nelle prove è acqua, utilizzata come approssimazione del sangue in virtù della semplicità di gestione e della riproducibilità delle condizioni sperimentali. Pur non replicando perfettamente le proprietà reologiche del sangue, tale scelta è coerente con l'obiettivo di analizzare il comportamento globale del sistema in termini di relazione pressione-portata in un sistema a parametri concentrati.

L'elemento centrale del banco prova è costituito da un modello fisico dell'aorta suina comprensivo delle porzioni prossimali dei rami sovraortici principali. A valle delle diramazioni è presente una valvola regolabile a vite con manicotto, che consente di variare il grado di apertura espresso in numero di giri. Tale componente è utilizzata per rappresentare il carico periferico dei rami sovraortici e permette di modulare la distribuzione della portata tra ramo discendente e rami collaterali.

La linea principale del circuito termina con una valvola di post-carico di diametro nominale pari a 1/2 pollice, utilizzata per regolare la resistenza sistemica equivalente. Variando l'apertura di tale valvola è possibile controllare prevalentemente il livello della pressione diastolica e il valore medio della pressione arteriosa.

È, inoltre, presente una compliance di post-carico, introdotta per attenuare eventuali fenomeni di riflessione dell'onda e ridurre fenomeni impulsivi non fisiologici.

Il banco prova è equipaggiato con sensori di pressione e sensori di flusso installati in punti strategici del circuito e collegati alla scheda di acquisizione dati (NATIONAL INSTRUMENTS USB-6001) che effettua la conversione analogico-digitale a 100 Hz di campionamento per poter poi trattare i dati raccolti. I dati campionati dalla scheda di acquisizione vengono registrati tramite l'uso del software LabVIEW e ogni registrazione ha una durata di 20 s.

I sensori di pressione (HONEYWELL 40PC Series) sono collegati all'estremità di cannule inserite nel circuito in direzione opposta al flusso, in modo da ridurre effetti dinamici locali. Nel presente studio per le pressioni come punti di misura sono stati considerati l'ingresso aortico P1, il tratto discendente P2 e i rami sovraortici P3. Per ogni punto si è misurata la pressione sistolica, diastolica e la Pressione Pulsatile Ppp (ovvero il delta pressorio).

Le misure di portata (SonoFlow (SONOTEC)) sono state effettuate mediante flussimetri a ultrasuoni di tipo clamp-on non invasivo, nei quali il sensore viene applicato esternamente al tubo in silicone. Tale configurazione consente la misura della portata senza contatto diretto con il fluido e senza introdurre perdite di carico aggiuntive nel circuito.



*Figura 2.4: Flussimetro a ultrasuoni clamp-on non invasivo applicato al tubo in silicone del circuito sperimentale.*

Sono stati acquisiti i flussi in ingresso prossimale F1, in uscita distale F2 e nei rami sovraortici F3, al fine di valutare la distribuzione del flusso e verificare la percentuale di portata convogliata nei tronchi rispetto al flusso totale in ingresso. Ogni acquisizione ha avuto una durata di 20 secondi, così da garantire un numero sufficiente di cicli cardiaci in regime pulsatile.

In regime continuo il flusso viene mantenuto costante nel tempo, eliminando gli effetti dinamici legati all'inerzia del fluido e alla deformabilità del sistema, per effettuare le misurazioni geometriche dirette dell'aorta porcina alla pressione di riferimento di 100 mmHg, valore rappresentativo della pressione arteriosa media fisiologica che consente di approssimare lo stato di deformazione in vivo del vaso.

Le misurazioni delle principali dimensioni dell'aorta sono state effettuate mediante analisi fotografica calibrata al fine di ottenere le dimensioni effettive dei tratti aortici del modello.

In particolare, il modello è stato acquisito tramite immagini digitali contenenti un riferimento metrico noto pari a 5 cm, appositamente evidenziato sul dispositivo.

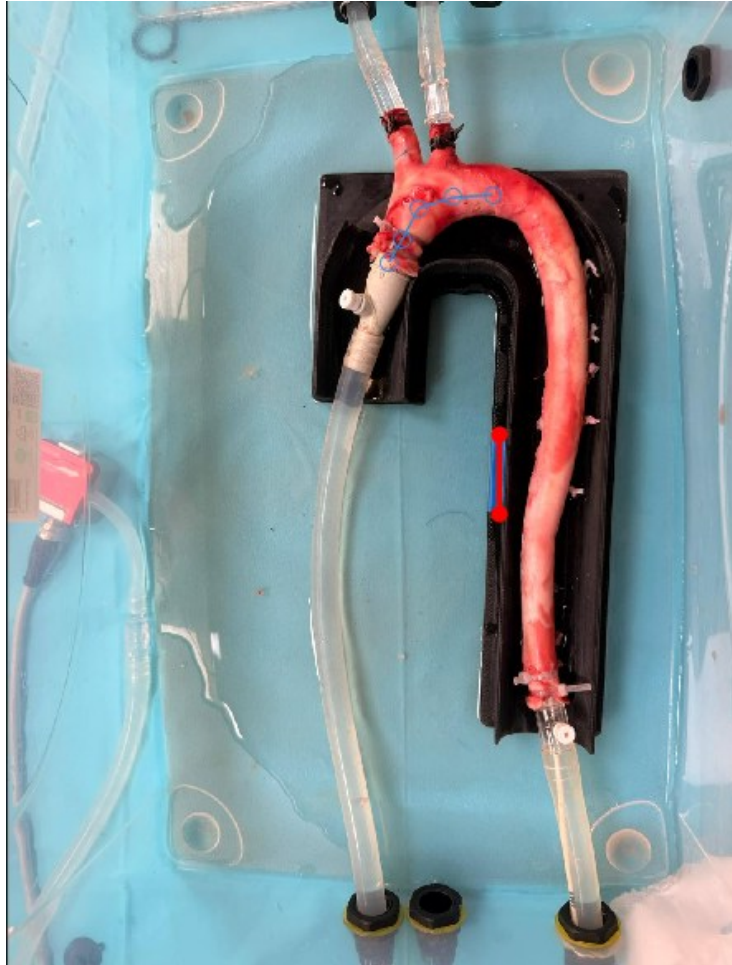
Le immagini sono state successivamente importate in ambiente MATLAB, dove è stata effettuata una procedura di calibrazione spaziale che ha consentito di stabilire il rapporto di conversione tra pixel e lunghezza reale. Una volta determinato tale fattore di scala, le dimensioni dei diversi segmenti aortici sono state ricavate misurando le distanze direttamente sull'immagine in pixel e convertendole nelle corrispondenti lunghezze fisiche espresse in metri. Sull'immagine acquisita è stato tracciato il profilo longitudinale del vaso lungo la linea mediana, selezionando una serie di punti lungo la curvatura dell'aorta. Ad esempio, il diametro del tratto discendente è stato misurato

perpendicolarmente all'asse del vaso nella sezione individuata come rappresentativa del segmento rettilineo.



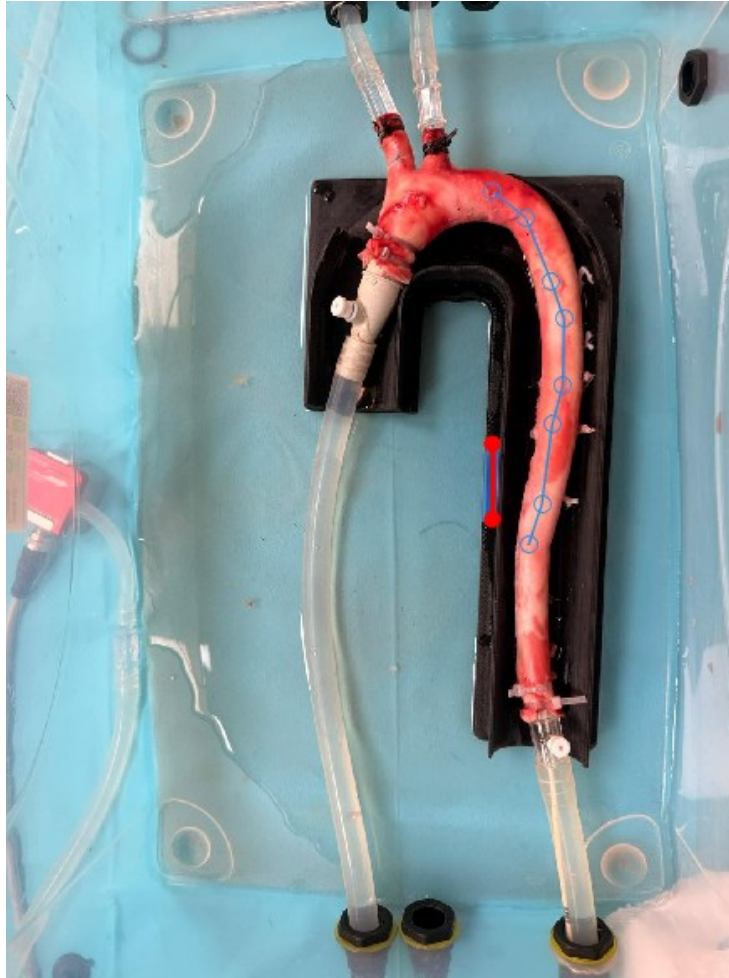
*Figura 2.5: Misurazione in regime continuo del diametro dell'aorta discendente a 100 mmHg mediante analisi fotografica calibrata.*

La lunghezza del tratto ascendente è stata calcolata seguendo l'asse del vaso mediante selezione di punti lungo la curva e successiva interpolazione della traiettoria.



*Figura 2.6: Determinazione in regime continuo della lunghezza del tratto ascendente dell'aorta a 100 mmHg mediante analisi fotografica calibrata.*

Analogamente, la lunghezza del tratto discendente è stata determinata tracciando il percorso del vaso lungo l'intera curvatura.



*Figura 2.7: Determinazione in regime continuo della lunghezza del tratto discendente dell'aorta a 100 mmHg mediante analisi fotografica calibrata.*

La lunghezza reale del segmento è stata quindi calcolata integrando la distanza tra i punti selezionati e applicando il fattore di scala derivato dal riferimento metrico. I risultati quantitativi delle misurazioni sono riportati nel Capitolo 3.

In regime pulsatile, invece, il sistema opera in condizioni più realistiche dal punto di vista fisiologico e anche in questo caso le acquisizioni sono state effettuate mantenendo una pressione arteriosa media prossima a 100 mmHg. La generazione di tale flusso è stata ottenuta mediante il sistema a pistone, mentre la distribuzione della portata nei rami sovraortici e il livello pressorio complessivo sono stati controllati rispettivamente regolando l'apertura della valvola dei tronchi e la valvola di post-carico.

L'insieme delle misure sperimentali acquisite costituisce la base per la fase di validazione del modello numerico. Nel Capitolo 3 i risultati ottenuti saranno utilizzati per confrontare l'andamento delle pressioni e la distribuzione dei flussi previsti dal modello con quelli misurati sperimentalmente in regime pulsatile; in questo modo sarà possibile valutare il grado di coerenza tra sistema reale e modello computazionale e analizzare l'influenza della resistenza di post-carico e della compliance sulla dinamica pressoria globale.

## 2.2 Modellizzazione dell'aorta

La modellizzazione dell'aorta rappresenta un passaggio centrale nello sviluppo di un modello cardiovascolare zero-dimensionale, in quanto questo vaso costituisce l'elemento di accoppiamento tra l'attività pulsatile del cuore e la circolazione sistemica.

Nei modelli 0D, l'eterogeneità geometrica e biomeccanica del vaso non può essere descritta in modo distribuito, ma deve essere rappresentata mediante una suddivisione in compartimenti distinti, ciascuno caratterizzato da parametri concentrati equivalenti. Questo approccio consente di mantenere una formulazione computazionalmente efficiente, pur preservando le principali caratteristiche fisiologiche del sistema (*Formaggia et al., 2009; Westerhof et al., 2010*).

Nel presente lavoro, l'aorta è stata quindi modellizzata come una rete di compartimenti interconnessi, includendo esplicitamente anche i rami sovraortici. Tale scelta consente di analizzare non solo il comportamento globale del sistema, ma anche la distribuzione del flusso tra il tratto discendente e le diramazioni dell'arco aortico.

I criteri adottati per la suddivisione in compartimenti e la definizione dei parametri sono descritti nel paragrafo successivo.

### 2.2.1 Suddivisione in compartimenti

La suddivisione dell'aorta in compartimenti rappresenta una scelta metodologica fondamentale nella costruzione di un modello zero-dimensionale fisiologicamente significativo. Poiché nei modelli 0D le grandezze emodinamiche non presentano dipendenza spaziale, la variabilità anatomica e funzionale dell'aorta deve essere incorporata attraverso la definizione di più elementi concentrati, ciascuno rappresentativo di un tratto con caratteristiche geometriche e biomeccaniche omogenee (*Formaggia et al., 2009*).

Un aspetto caratterizzante del presente lavoro è la modellazione esplicita dei rami sovraortici: questi non vengono trattati come una semplice condizione al contorno globale, ma sono rappresentati mediante compartimenti dedicati, ciascuno accoppiato a specifici elementi di post-carico. Questa scelta consente di descrivere in modo più realistico la distribuzione della portata tra il tratto discendente e le diramazioni dell'arco aortico, permettendo di analizzare direttamente l'influenza dei rami epiaortici sulla dinamica pressoria del sistema.

Dal punto di vista anatomico, l'aorta è stata suddivisa nei tre segmenti principali, comunemente adottati in letteratura: aorta ascendente, arco aortico e aorta discendente (*Westerhof et al., 2010*). A tali compartimenti è stato affiancato un elemento rappresentativo del distretto periferico, al fine di includere gli effetti del carico vascolare a valle.

L'aorta ascendente, immediatamente a valle della valvola aortica, che riceve direttamente il flusso dal ventricolo sinistro, è caratterizzata da un'elevata compliance e bassa resistenza poiché la parete è altamente elastica e il flusso prevalentemente laminare. Essa svolge un ruolo fondamentale nell'accumulo di energia elastica durante la sistole e nel suo rilascio in diastole, contribuendo alla modulazione della pressione e alla formazione dell'onda pressoria. Essa agisce come un serbatoio elastico: durante la sistole, una frazione significativa della gittata ventricolare è temporaneamente immagazzinata nelle sue pareti elastiche, determinando un aumento di pressione che viene poi rilasciato gradualmente in diastole (*Westerhof et al., 2010*). Nei modelli 0D questo comportamento è rappresentato tramite un compartimento con compliance  $C_{asc}$  elevata e bassa resistenza  $R_{asc}$  (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2008*). Dal punto di vista delle condizioni di continuità, la portata e la pressione risultano continue tra aorta ascendente e arco aortico:

$$Q_{asc,out}(t) = Q_{arc,in}(t) \quad P_{asc,out}(t) = P_{arc,in}(t)$$

L'arco aortico costituisce il segmento intermedio che connette l'aorta ascendente alla discendente ed è sede delle principali diramazioni sovraortiche. Nel modello umano dell'arco aortico originano il tronco brachiocefalico, l'arteria carotide comune sinistra e l'arteria succlavia sinistra, responsabili della perfusione del distretto cefalico e degli arti superiori. Nel modello suino considerato, invece, la configurazione anatomica differisce significativamente, essendo presente un unico tronco brachiocefalico dal quale si dipartono successivamente sia le arterie carotidi comuni sia le arterie succlavie, senza una origine diretta delle carotidi dall'arco aortico. La presenza di tali diramazioni introduce una suddivisione del flusso, con effetti significativi sulla propagazione e sulla riflessione delle onde pressorie. Qui le perdite viscosse aumentano leggermente, mentre la compliance  $C_{arc}$  diminuisce rispetto alla porzione ascendente. Tale riduzione è legata sia alle diverse proprietà meccaniche della parete, caratterizzata da una minore componente elastica e quindi da una maggiore rigidità, sia alla geometria curva del tratto e alla presenza delle diramazioni, che modificano la distribuzione delle tensioni e la capacità di espansione del vaso.

L'arco svolge una funzione di "transizione dinamica", attenuando le pulsazioni generate dalla sistole (*Formaggia et al., 2009*). Nei modelli 0D, l'arco aortico viene quindi modellizzato come un compartimento distinto, a cui sono collegati elementi equivalenti rappresentativi dei rami epiaortici (*Alastruey et al., 2007; Reymond et al., 2009*).

L'aorta discendente, infine, convoglia la maggior parte della gittata cardiaca verso i distretti toracico, addominale e periferico. Lungo questo tratto la pressione media decresce progressivamente e la resistenza periferica  $R_{desc}$  cresce; si osserva una progressiva riduzione della compliance arteriosa  $C_{desc}$ , associata a un aumento della rigidità parietale (*Reymond et al., 2009*).

Dal punto di vista circuitale, ciascun tratto  $i$  (ascendente, arco, discendente) è rappresentato mediante un elemento equivalente che sintetizza gli effetti resistivi del

flusso. In particolare, le perdite viscosse sono descritte tramite una resistenza idraulica equivalente, mentre la deformabilità della parete è rappresentata attraverso la compliance del compartimento. I compartimenti sono collegati in serie a formare un circuito equivalente dell'intera aorta. La suddivisione in compartimenti consente inoltre di garantire la continuità delle grandezze emodinamiche tra i vari segmenti del modello. Il collegamento dei compartimenti deve rispettare i principi di continuità della portata e della pressione, analogamente alle leggi di Kirchhoff:

1. Continuità della portata:

$$Q_{OUT,i}(t) = Q_{IN,i+1}(t)$$

il flusso in uscita da un compartimento è identico a quello in ingresso al successivo (assenza di perdite di massa).

2. Continuità della pressione:

$$P_{OUT,i}(t) = P_{IN,i+1}(t)$$

garantendo che la pressione sia continua ai nodi di interfaccia tra tratti.

<b>TRATTO AORTICO</b>	<b>DESCRIZIONE FISIOLGICA</b>	<b>RUOLO</b>
Aorta ascendente	Segmento prossimale, alta compliance, riceve il flusso e ne smorza le oscillazioni	Immazzinamento elastico dell'energia sistolica
Arco aortico	Tratto curvo intermedio, ridotta compliance, moderata resistenza	Transizione e smorzamento parziale dell'onda di pressione
Aorta discendente	Tratto distale, elevata resistenza, ridotta capacità	Dissipazione viscosa e attenuazione finale dell'onda

*Tabella 2.1: Tratti dell'aorta e loro funzione.*

Questa suddivisione consente di rappresentare in modo compatto ma fisiologicamente coerente la dinamica del sistema aortico, includendo esplicitamente sia i principali segmenti anatomici sia i rami sovraortici, al fine di descrivere la distribuzione del flusso e l'andamento pressorio lungo l'intero asse aortico.

## 2.3 Caratterizzazione sperimentale delle valvole di post-carico

La determinazione del post-carico rappresenta un passaggio fondamentale nella costruzione del modello zero-dimensionale, poiché consente di assegnare ai terminali del circuito condizioni al contorno coerenti con il comportamento del sistema sperimentale.

Nel banco prova, il carico a valle dei rami sovraortici è rappresentato da una valvola regolabile a vite con manicotto di diametro nominale  $\frac{3}{8}$ ", il cui grado di apertura modula la resistenza idraulica al flusso e consente di rappresentare il carico periferico equivalente delle diramazioni dell'arco aortico. Nel post-carico sistemico, invece, è stata utilizzata una valvola a due vie Belimo di diametro nominale  $\frac{1}{2}$ ", che permette una regolazione continua della portata variando automaticamente la sezione di passaggio e quindi la perdita di carico, simulando in modo più dinamico le condizioni di esercizio. Questa differenziazione riflette sia il diverso calibro dei vasi sia la diversa funzione emodinamica dei rami epiaortici rispetto al tratto sistemico discendente e giustifica l'assegnazione di valori resistivi distinti nel modello numerico. Le valvole non sono modellate nel dettaglio meccanico, ma sono rappresentate mediante resistenze idrauliche equivalenti determinate sperimentalmente.

A tal fine è stata condotta una caratterizzazione preliminare il cui obiettivo è stato mettere in relazione il grado di apertura della valvola con le grandezze fluidodinamiche misurabili, in particolare portata e caduta di pressione. La perdita di pressione  $\Delta P$  attraverso la valvola è stata calcolata come differenza tra la pressione a monte e quella a valle:

$$\Delta P = P_2 - P_1$$

La portata  $Q$  è stata invece stimata, ove disponibile, come media di due misure indipendenti, al fine di ridurre l'influenza del rumore sperimentale:

$$Q = \frac{F_1 + F_2}{2}$$

dove  $F_1$  rappresenta la portata misurata in ingresso prossimale del tratto considerato e  $F_2$  la portata misurata all'uscita distale. Su queste basi è stata quindi determinata la resistenza idraulica, definita come rapporto tra perdita di pressione e portata, ottenendo così una misura diretta della capacità della valvola di opporsi al flusso:

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

Poiché i dati sperimentali risultano disponibili solo per un numero discreto di configurazioni di apertura, vincolando, quindi, l'analisi a punti isolati che rendono difficile cogliere l'andamento complessivo delle grandezze di interesse, è stata applicata una procedura di interpolazione mediante metodo PCHIP (Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial). Tale metodo consente di costruire una funzione interpolante a tratti cubici che preserve la monotonicità dei dati sperimentali e ne rispetta l'andamento, evitando oscillazioni. In questo modo è possibile ottenere una rappresentazione continua

e fisicamente coerente del comportamento della valvola (*MATLAB Documentation, MathWorks*). Tale scelta permette di preservare la coerenza fisica dei dati, evitando oscillazioni spurie e garantendo una rappresentazione realistica dell'andamento delle grandezze nel continuo.

Sulla base delle stesse misure è stata inoltre stimata un'area equivalente di passaggio, utilizzando una relazione proporzionale tra portata e radice quadrata della perdita di pressione, derivata dalle leggi dell'efflusso:

$$A \propto \frac{Q}{\sqrt{\Delta P}}$$

Questa grandezza è stata successivamente calibrata imponendo che, alla massima apertura, l'area coincidesse con quella geometrica della valvola considerata (1/2" per il post-carico e 3/8" per i rami epiaortici).

Le aree equivalenti così ottenute non sono state direttamente utilizzate nel modello numerico, ma hanno costituito una grandezza intermedia per la determinazione dei parametri resistivi. In particolare, a partire dall'area è stato ricavato un diametro idraulico equivalente, utilizzato come parametro che indicasse la sezione disponibile al passaggio del fluido attraverso la valvola. In questo modo, i valori resistivi assegnati nel modello zero-dimensionale risultano fisicamente coerenti con il comportamento sperimentale delle valvole, anche se viene mantenuta la natura semplificata dell'approccio a parametri concentrati.

Il medesimo procedimento è stato applicato sia alla valvola di post-carico da 1/2", sia alla valvola da 3/8", con alcune differenze legate alla disponibilità dei dati sperimentali. In particolare, mentre nel caso della valvola di post-carico è stato possibile utilizzare due misure indipendenti di portata, nel caso delle valvole dei rami epiaortici si è fatto riferimento a una singola misura, in accordo con la configurazione sperimentale disponibile.

Complessivamente, tale procedura ha consentito di integrare nel modello numerico l'effetto della regolazione delle valvole in modo indiretto ma fisicamente fondato, traducendo una variabile meccanica (grado o numero di giri) del sistema reale in un parametro idraulico equivalente (resistenza) utilizzabile nel modello numerico, senza introdurre una dipendenza dinamica esplicita dall'apertura e mantenendo la natura semplificata dell'approccio a parametri concentrati.

## 2.4 Caratterizzazione elementi e validazione di tipo mock

Una volta definiti i criteri per la stima dei parametri geometrici, biomeccanici e resistivi, il modello è stato sottoposto ad una fase di caratterizzazione complessiva e ad una successiva validazione preliminare di tipo mock, il cui fine era verificare la coerenza fisiologica e la stabilità numerica prima del confronto diretto con i dati sperimentali in regime pulsatile. La caratterizzazione dei singoli elementi del modello è stata effettuata a partire da dati sperimentali e valori medi riportati in letteratura, con particolare riferimento agli studi classici e moderni sulla fisiologia dell'aorta e sulla modellazione Windkessel estesa (Belz, 1995; Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010).

In particolare, i parametri geometrici dei compartimenti aortici, quali diametro interno e lunghezza, sono stati ricavati dalle misurazioni effettuate sull'aorta suina del banco prova in regime continuo alla pressione di 100 mmHg, frequentemente utilizzati negli studi sperimentali di emodinamica cardiovascolare per la loro affinità morfologica e funzionale con l'aorta umana. Dal punto di vista implementativo, tali grandezze sono definite nel codice MATLAB mediante i vettori diametri e lunghezze, espressi in unità del Sistema Internazionale [m].

È importante sottolineare che, nel setup sperimentale di riferimento, il fluido di lavoro non è il sangue ma l'acqua, scelta comunemente adottata nei circuiti mock per motivi di semplicità, riproducibilità e sicurezza. A tal fine, è stata assunta una densità pari a  $998 \frac{kg}{m^3}$  e pressione atmosferica di riferimento di 101325 Pa.

La definizione delle condizioni operative del modello è stata effettuata a partire da una stima della portata media complessiva del sistema. In particolare, è stata assunta una portata volumetrica media pari a circa 5 L/min, valore coerente con le condizioni operative del banco prova e con i range fisiologici tipici della gittata cardiaca a riposo. Tale valore è stato convertito in portata massica assumendo una densità del fluido pari a quella dell'acqua, utilizzata nel circuito sperimentale, ovvero circa  $998 \text{ kg/m}^3$ . La conversione è stata effettuata secondo la relazione:

$$\dot{m} = \rho \cdot Q$$

da cui si ottiene una portata massica complessiva pari a circa:

$$\dot{m}_{tot} \approx 0.083 \text{ kg/s}$$

La successiva ripartizione della portata tra il ramo aortico discendente e i tronchi sovraortici è stata definita sulla base di dati di letteratura relativi alla distribuzione del flusso nell'arco aortico. Diversi studi sperimentali indicano infatti che una quota compresa tra il 20% e il 30% del flusso aortico viene distribuita ai rami epiaortici, mentre la restante parte prosegue lungo l'aorta discendente. In particolare, misure sperimentali riportano valori indicativi pari a circa il 14–15% della portata totale per il tronco brachiocefalico e circa il 7% per l'arteria succlavia, per un totale di circa il 22% del flusso destinato ai rami sovra-aortici (Barakat et al., 1997). Tali valori risultano coerenti con altre

osservazioni riportate in letteratura sulla distribuzione del flusso nei principali distretti arteriosi (*Westerhof et al., 2010*). Sulla base di tali considerazioni, nel presente modello è stata adottata una ripartizione della portata pari a circa il 78% verso l'aorta discendente e il 22% verso i rami sovraortici. Applicando tale suddivisione alla portata massica totale, sono stati ottenuti i seguenti valori di portata nominale: per il ramo discendente è pari a  $\dot{m}_{desc} \approx 0.065 \text{ kg/s}$ ; per i rami sovraortici, invece,  $\dot{m}_{tronchi} \approx 0.0182 \text{ kg/s}$ .

Questi valori sono stati utilizzati come condizioni di riferimento per la definizione delle portate nei diversi rami del circuito. Dal punto di vista fisico, tale procedura consente di garantire una distribuzione del flusso coerente con il comportamento fisiologico del sistema arterioso, contribuendo a migliorare la rappresentatività del modello e la sua capacità di riprodurre la dinamica emodinamica osservata nel sistema reale.

Allo stesso tempo, le proprietà biomeccaniche della parete arteriosa sono state descritte attraverso parametri efficaci: lo spessore parietale è stato stimato assumendo un rapporto proporzionale al diametro interno; il modulo elastico di Young è stato trattato come parametro efficace, successivamente calibrato per ottenere una risposta pressoria compatibile con i range fisiologici (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2008; Westerhof et al., 2010*).

La compliance di ciascun compartimento aortico è stata stimata mediante una formulazione che mette in relazione la variazione di volume del vaso con le proprietà elastiche della parete arteriosa, assumendo un comportamento di parete sottile rispetto al raggio del vaso. In particolare, è stata adottata l'espressione proposta da Langewouters e successivamente utilizzata in numerosi studi emodinamici, che lega la compliance al diametro del vaso, allo spessore parietale e al modulo elastico della parete (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2008*).

A valle degli elementi resistivi associati al post-carico, è stato inoltre introdotto un contributo addizionale di perdita di carico equivalente, con l'obiettivo di garantire una corretta chiusura del bilancio pressorio del circuito e di calibrare il modello rispetto alle condizioni sperimentali. Tale contributo è stato rappresentato attraverso una relazione non lineare tra portata e caduta di pressione, definita a partire da parametri nominali. In particolare, è stato assegnato un valore di caduta di pressione nominale pari a  $\Delta P_{nom} = 0.013 \text{ Mpa}$  corrispondente a circa 100 mmHg.

L'introduzione di questo termine riflette il ruolo svolto, nel banco prova, dalla camera aria-acqua utilizzata per stabilire il livello pressorio di riferimento del circuito. Nel modello numerico, in assenza di una rappresentazione esplicita di tale componente, tale effetto è stato riprodotto attraverso l'introduzione di una perdita di carico equivalente.

Dal punto di vista fisico, questo contributo rappresenta una perdita distribuita che tiene conto delle dissipazioni complessive del circuito non esplicitamente modellate, quali raccordi, discontinuità geometriche e componenti idraulici. L'inserimento di tale contributo, in combinazione con le resistenze locali precedentemente definite, consente

quindi di ottenere una baseline pressoria coerente con il valore di riferimento di circa 100 mmHg e di migliorare la rappresentazione globale del comportamento del sistema.

Una volta completata la fase di assegnazione dei parametri, il modello è stato sottoposto a una procedura di validazione preliminare di tipo *mock*, al fine di verificare la coerenza fisiologica e la stabilità numerica delle risposte emodinamiche prima del confronto diretto con i dati sperimentali. In ambito di modellazione zero-dimensionale del sistema cardiovascolare, la validazione *mock* rappresenta una fase preliminare ampiamente adottata, che consente di valutare l'affidabilità del modello in assenza di misure dirette specifiche.

Il concetto di validazione *mock* deriva dall'utilizzo di circuiti cardiovascolari artificiali, noti come *mock loops*, sviluppati per riprodurre in modo controllato il comportamento globale del sistema cardiovascolare mediante componenti equivalenti. In Figura 2.7 è riportato, a titolo di riferimento metodologico, uno schema tratto da Formenton et al., 2025, che illustra il parallelismo tra un setup sperimentale di tipo *mock* e la corrispondente rappresentazione numerica a parametri concentrati. Tale schema evidenzia come resistenze, inerzie e compliance equivalenti vengano utilizzate per modellare i principali effetti emodinamici e costituisce la base concettuale dell'approccio di validazione adottato nel presente lavoro.

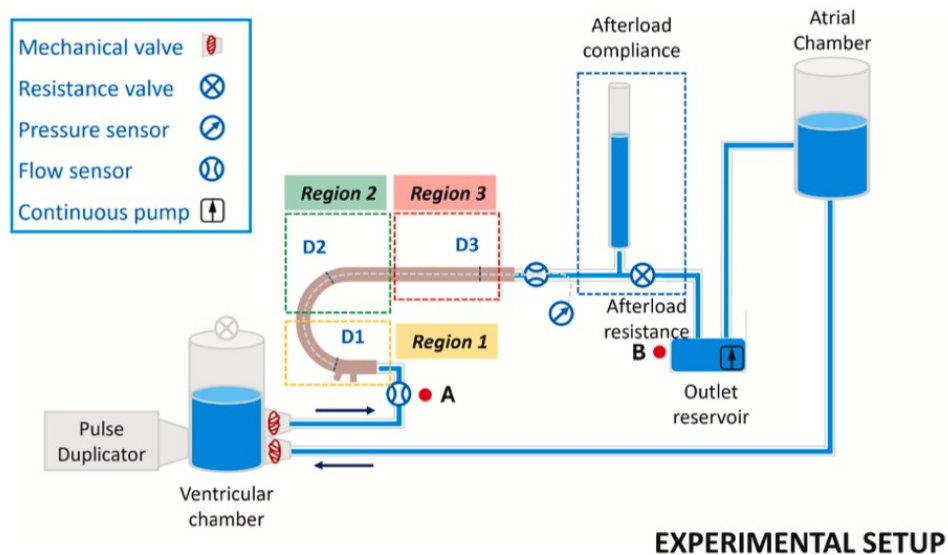


Figura 2.8: Schema concettuale di un banco provacardiovascolare. Riprodotta da Formenton et al. (2025).

In questo contesto, la validazione *mock* non si configura come un processo di validazione quantitativa su dati paziente-specifici, bensì come una verifica interna della capacità del modello di riprodurre grandezze emodinamiche coerenti con i range fisiologici riportati in letteratura (Reymond et al., 2009; Formenton et al., 2025).

Nel presente lavoro, la validazione è stata condotta analizzando le simulazioni in regime periodico stazionario, dopo aver escluso la fase transitoria iniziale necessaria al raggiungimento della stabilità dinamica del sistema. È stata rivolta particolare attenzione al livello medio della pressione arteriosa; ai valori di pressione sistolica e diastolica; all'ampiezza della Pressione Pulsatile; alla forma d'onda della pressione e della portata nei principali compartimenti e alla distribuzione del flusso tra i rami epiaortici e il distretto discendente.

Dal punto di vista numerico, il mock ha, inoltre, permesso di verificare la stabilità del modello e l'assenza di comportamenti non fisici, quali oscillazioni spurie, divergenze numeriche o accumulo non realistico di volume nei compartimenti. Eventuali aggiustamenti dei parametri sono stati effettuati in modo controllato, agendo principalmente sulle resistenze di post-carico e sulle compliance dei compartimenti, mantenendo invariati i rapporti geometrici e le relazioni biomeccaniche derivate dalla letteratura. Questo tipo di calibrazione è coerente con quanto riportato in studi recenti, nei quali la fase di tuning dei parametri è considerata parte integrante del processo di validazione interna dei modelli 0D (*Ghitti et al., 2022; Formenton et al., 2025*).

Nel complesso, tale procedura adottata consente di affermare che il modello sviluppato è in grado di riprodurre in modo stabile e fisiologicamente coerente il comportamento globale dell'aorta in condizioni normali. Tale fase costituisce un passaggio metodologico essenziale per garantire l'affidabilità delle simulazioni e rappresenta la base per l'analisi quantitativa dei risultati presentata nel Capitolo 3.

## 2.5 Implementazione numerica in MATLAB-Simulink

L'implementazione numerica del modello zero-dimensionale dell'aorta costituisce il passaggio operativo attraverso cui la formulazione teorica e la modellizzazione concettuale vengono tradotte in uno strumento di simulazione dinamica. In questo lavoro il modello è stato implementato nell'ambiente MATLAB-Simulink, utilizzando componenti fisici di Simscape, opportunamente parametrizzati per rappresentare il modello di interesse. In particolare, è stata impiegata la libreria *Isothermal Liquid (IL)* di Simscape Fluids che consente di modellare il comportamento di fluidi incomprimibili in condizioni isoterma mediante componenti equivalenti a parametri concentrati. Ciò consente di costruire modelli fisicamente consistenti a partire da componenti elementari, ciascuno dei quali è associato a precise equazioni costitutive.

L'intero sistema cardiovascolare modellato è descritto come una rete di componenti concentrati, interconnessi secondo la reale anatomia dell'aorta e dei suoi principali rami. La struttura del modello riflette quindi sia la geometria del sistema arterioso sia i meccanismi fisiologici che governano la dinamica di pressione e *flusso* (Westerhof et al., 2010).

Dal punto di vista numerico, il sistema complessivo è descritto da un insieme di equazioni differenziali accoppiate che governano l'evoluzione temporale delle pressioni e delle portate nei diversi compartimenti aortici. Simulink consente di risolvere tali equazioni in modo automatico mediante solver per sistemi dinamici, permettendo di analizzare il comportamento transitorio e periodico del modello su più cicli cardiaci. Questo approccio è ampiamente utilizzato nella letteratura di modellazione cardiovascolare, in particolare per lo studio della risposta pressoria globale e per analisi parametriche (Reymond et al., 2009; Mynard & Smolich, 2015).

L'implementazione è stata strutturata in modo modulare, in modo che ciascun compartimento aortico e ciascun elemento di post-carico possa essere modificato o ricalibrato indipendentemente. Tale modularità consente non solo di facilitare la fase di validazione del modello, ma anche di estenderne l'utilizzo a scenari alternativi, quali variazioni delle proprietà elastiche, modifiche del post-carico periferico o accoppiamento con modelli di ordine superiore (Westerhof et al., 2008).

Nei paragrafi successivi vengono descritti in dettaglio lo schema del circuito emodinamico implementato, la definizione del flusso in ingresso al modello e le modalità con cui è stato realizzato il post-carico sistemico e periferico all'interno dell'ambiente MATLAB-Simulink.

## 2.5.1 Descrizione degli elementi Simulink utilizzati nel modello

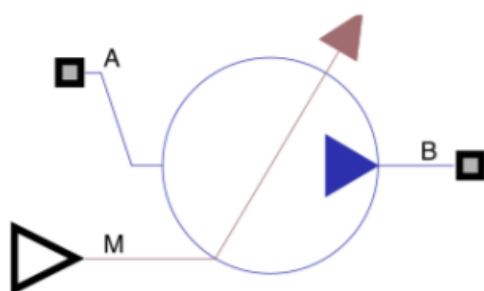
Il modello emodinamico zero-dimensionale sviluppato in questo lavoro è stato implementato mediante l'impiego di elementi fisici appartenenti all'ambiente Simulink-Simscape, selezionati al fine di rappresentare in maniera coerente i principali fenomeni fluidodinamici e meccanici che governano il comportamento del sistema arterioso. In questa fase le relazioni teoriche introdotte nei paragrafi precedenti vengono tradotte in parametri numerici assegnati ai singoli blocchi del modello, in modo da consentire il passaggio dalla descrizione fisiologica all'implementazione numerica.

Ciascun elemento del circuito svolge una funzione ben definita ed è stato associato a specifiche equazioni costitutive che descrivono la relazione tra pressione, portata e proprietà elastiche del sistema. La scelta e la corretta parametrizzazione dei blocchi rappresentano, quindi, un passaggio fondamentale per garantire la stabilità numerica del modello e la plausibilità fisiologica delle risposte simulate.

Di seguito vengono descritti in modo dettagliato tutti gli elementi utilizzati, seguendo l'ordine con cui essi compaiono nel modello, a partire dall'ingresso del circuito fino ai post-carichi periferici. Per ogni componente vengono illustrati il significato fisico, le equazioni di riferimento e i parametri necessari alla sua configurazione.

### 2.5.1.1 Flow Rate Source (IL)

Il flusso in ingresso al modello è imposto mediante un elemento di tipo *Flow Rate Source (IL)*, che rappresenta una sorgente ideale di portata e consente di prescrivere direttamente l'andamento temporale della portata emessa dal ventricolo sinistro, senza introdurre una dinamica cardiaca esplicita. Dal punto di vista fisico, tale blocco modella una sorgente che fornisce al sistema una portata prescritta indipendentemente dalle condizioni di pressione a valle, consentendo di isolare la risposta emodinamica del sistema arterioso dalla funzione contrattile del cuore.



PARAMETRI:
Portata volumetrica imposta al circuito [ $m^3/s$ ]
Segnale fisico di controllo della portata [-]

Figura 2.9: Blocco **Flow Rate Source (IL)**.

Fonte: documentazione MATLAB, MathWorks Inc.

Questa scelta modellistica è ampiamente adottata nei modelli zero-dimensionale dell'aorta, quando l'obiettivo principale è analizzare la propagazione della pressione e la distribuzione dei flussi nei vari rami piuttosto che descrivere esplicitamente la funzione cardiaca (Westerhof et al., 2010; Formaggia et al., 2009).

La portata imposta è di tipo pulsatile ed è fornita al modello sotto forma di segnale temporale generato esternamente in MATLAB a partire da dati sperimentali.

Dal punto di vista matematico, il comportamento della sorgente può essere descritto dalla relazione:

$$Q(t) = Q_{IN}(t)$$

dove  $Q_{IN}(t)$  rappresenta la portata istantanea imposta all'ingresso del circuito.

Il blocco riceve in ingresso un segnale di controllo, definito esternamente in ambiente MATLAB sotto forma di *timeseries*, e impone al circuito una portata istantanea corrispondente al valore del segnale. L'uscita del blocco è costituita dalla connessione idraulica attraverso la quale il flusso viene immesso nel primo compartimento aortico. L'adozione di una sorgente di flusso consente di focalizzare l'analisi sulla risposta del sistema arterioso, separando il contributo vascolare da quello cardiaco, in accordo con numerosi studi di modellazione zero-dimensionale presenti in letteratura.

### 2.5.1.2 Pipe (IL)

I diversi segmenti dell'aorta e i rami epiaortici sono stati modellati mediante blocchi di tipo **Pipe (IL)**, che rappresentano l'elemento centrale dell'intero schema circuitale. Ciascun blocco Pipe è utilizzato come elemento concentrato e consente di includere, in un'unica formulazione, gli effetti resistivi e volumetrici associati al flusso sanguigno all'interno di un tratto vascolare. Dal punto di vista fisico, il blocco descrive il bilancio di massa e di quantità di moto del fluido contenuto nel compartimento, tenendo conto della compressibilità del volume e della deformabilità equivalente del vaso. Gli ingressi e le uscite del blocco sono costituiti da porte idrauliche, attraverso le quali vengono scambiate le grandezze di pressione e portata con i compartimenti adiacenti. L'utilizzo di tale elemento permette di riprodurre l'effetto Windkessel distribuito lungo l'aorta, che svolge un ruolo fondamentale nello smorzamento delle oscillazioni pressorie generate dall'attività cardiaca (Belz, 1995; Westerhof et al., 2008).



Figura 2.10: Blocco **PIPE(IL)**. Fonte: documentazione MATLAB, MathWorks Inc.

PARAMETRI:
Lunghezza equivalente del segmento vascolare [m]
Diametro interno medio del vaso [m]
Densità del fluido [ $kg/m^3$ ]
Viscosità dinamica del fluido [ $Pa \cdot s$ ]
Compliance equivalente della parete [ $m^2/Pa$ ]

In particolare, nel modello questo elemento è utilizzato per rappresentare l'aorta ascendente, l'arco aortico, l'aorta discendente, il distretto periferico e i rami epiaortici quali tronco brachiocefalico e arteria succlavia sinistra; la parametrizzazione dei blocchi è stata effettuata assegnando, per ciascun compartimento, i valori specifici di lunghezza e diametro interno misurati in regime continuo.

In particolare, l'area di sezione trasversale di ciascun compartimento è stata calcolata a partire dal diametro interno secondo la relazione:

$$A_i = \pi \left( \frac{D_i}{2} \right)^2$$

Il comportamento elastico della parete arteriosa è incorporato nei blocchi Pipe mediante il parametro di compliance, che rappresenta la capacità del compartimento di accumulare volume in risposta a variazioni di pressione. Nel modello, la compliance di ciascun compartimento è stata calcolata esternamente utilizzando una formulazione riconducibile ai lavori di Langewouters, ampiamente adottata per la descrizione delle grandi arterie elastiche (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2008*). In ipotesi di comportamento elastico lineare e parete sottile, la compliance è stata stimata mediante la relazione:

$$C = \frac{\pi D^3}{4tE}$$

Dove  $D$  è il diametro interno del vaso,  $t$  lo spessore parietale ed  $E$  il modulo elastico di Young della parete. Nel codice MATLAB, lo spessore parietale dell'aorta non è stato assunto costante, ma è stato stimato in funzione del diametro interno del vaso attraverso un rapporto proporzionale compreso in un intervallo fisiologicamente plausibile. In particolare, è stato considerato un rapporto spessore/diametro variabile nell'intervallo:

$$0.05 \leq \frac{t}{D} \leq 0.10$$

Tale scelta è supportata sia da ipotesi comunemente adottate nei modelli emodinamici a parametri concentrati, sia da dati sperimentali riportati in letteratura. In diversi studi di modellazione cardiovascolare, infatti, lo spessore della parete aortica viene approssimato pari al 10% del raggio, equivalente al 5% del diametro (*Alastruey et al., 2016; Pfaller et al., 2022*).

Per verificare la coerenza di tale ipotesi, sono stati analizzati dati sperimentali disponibili in letteratura relativi allo spessore della parete aortica e al diametro del vaso in differenti condizioni fisiologiche. I valori riportati evidenziano che il rapporto  $t/D$  varia tipicamente tra il 5% e il 10% lungo i diversi tratti dell'aorta. Ad esempio, nello studio di Fanari et al. (2015) è riportato un rapporto pari a circa 0.084 per l'aorta discendente, mentre in Liu et al. (2015) si osservano valori compresi tra circa 0.067 e 0.107.

Ulteriori dati ottenuti mediante imaging a risonanza magnetica, come riportato in, indicano valori del rapporto  $t/D$  pari a circa 0.052 per l'aorta ascendente e 0.045 per quella

discendente (*Mensel et al., 2014*). Infine, alcuni studi istologici evidenziano una variazione dello spessore lungo l'aorta, con valori che confermano la stessa fascia di variabilità (*Concannon et al., 2020*).

Alla luce di tali evidenze, nel presente lavoro lo spessore di parete è stato modellato come grandezza proporzionale al diametro interno del vaso, assumendo un intervallo di variazione del rapporto  $t/D$  compreso tra 0.05 e 0.10. È importante sottolineare che dal punto di vista fisiologico lo spessore della parete aortica non è costante lungo il suo decorso: studi sperimentali evidenziano come lo spessore tenda a diminuire progressivamente dall'aorta ascendente verso i tratti distali, riflettendo variazioni nella struttura della parete e nella composizione delle fibre elastiche e collagene (*Mensel et al., 2014; Concannon et al., 2020*). Di conseguenza, anche il rapporto  $t/D$  può variare lungo l'aorta, assumendo valori generalmente più elevati nei tratti prossimali e più contenuti in quelli distali. Tuttavia, nei modelli zero-dimensionali è comune assumere un rapporto costante tra spessore e diametro, al fine di semplificare la parametrizzazione del sistema e ridurre il numero di variabili indipendenti (*Alastruey et al., 2016*). Nel presente lavoro si è scelto di adottare un intervallo di valori per tale rapporto piuttosto che un valore fisso in modo da tener conto della variabilità fisiologica lungo il decorso aortico e di consentire l'analisi dell'influenza dello spessore parietale sulla risposta emodinamica del sistema.

Il modulo elastico della parete è stato assunto costante per tutti i compartimenti e pari a 0.46 MPa. Tale valore rappresenta un modulo elastico efficace, scelto in accordo con dati sperimentali e successivamente calibrato in modo da ottenere una risposta pressoria complessiva compatibile con condizioni fisiologiche (*Formaggia et al., 2009*). Il modulo di Young viene qui inteso come una grandezza media che ingloba, in forma semplificata, il comportamento non lineare e viscoelastico della parete reale, come comunemente fatto nei modelli a parametri concentrati (*Westerhof et al., 2010; Ghitti et al., 2022*).

Applicando la formula di Langewouters, nel codice viene quindi calcolato il coefficiente di compliance pressorio per ciascun compartimento:

$$K_{ps,i} = \frac{\pi D_i^3}{4t_i E}$$

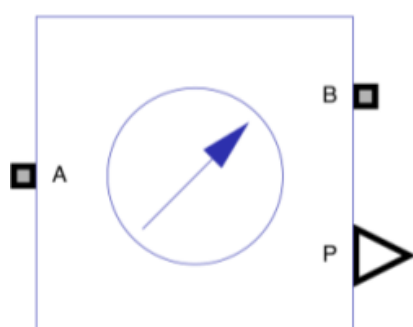
I valori di compliance così ottenuti sono stati assegnati ai rispettivi blocchi Pipe, consentendo di riprodurre l'elevata capacità di accumulo elastico dei tratti prossimali dell'aorta e la progressiva riduzione della distensibilità nei segmenti distali.

In questo modo, ogni Pipe rappresenta un tratto funzionalmente distinto dell'aorta, consentendo di riprodurre le differenze di impedenza e di risposta dinamica tra la porzione prossimale, i rami epiaortici e il tratto discendente. L'utilizzo di questo elemento risulta particolarmente adatto alla modellazione zero-dimensionale, poiché permette di mantenere una struttura compatta pur conservando una chiara interpretabilità fisiologica dei parametri.

### 2.5.1.3 Pressure Sensor (IL) e Flow Rate Sensor (IL)

Per il monitoraggio delle grandezze emodinamiche all'interno del circuito sono stati inseriti blocchi di Pressure Sensor (IL) e Flow Rate Sensor (IL) in corrispondenza dei principali compartimenti e dei rami epiaortici. Entrambi i sensori sono elementi ideali, progettati in modo da non introdurre perdite di carico aggiuntive né alterare la dinamica del sistema. La loro presenza risulta essenziale per l'analisi dei risultati, in quanto consente di valutare la distribuzione dei flussi e il profilo pressorio nei diversi compartimenti, nonché di effettuare confronti con valori fisiologici riportati in letteratura.

I sensori di pressione consentono di misurare l'andamento temporale della pressione locale, fornendo in uscita un segnale fisico che può essere successivamente convertito in unità cliniche (mmHg); vengono collocati nei punti di interesse del circuito come la radice aortica, l'aorta discendente, i rami epiaortici e il distretto periferico in modo da analizzare in maniera dettagliata l'onda pressoria. Dal punto di vista matematico, il sensore restituisce direttamente il valore della pressione assoluta o relativa nel punto di connessione, fornendo un segnale fisico convertibile successivamente in unità cliniche (mmHg).



PARAMETRI:
Pressione misurata [Pa]
Pressione di riferimento [Pa]

Figura 2.11: Sensore di pressione **Pressure Sensor (IL)**.  
Fonte: documentazione MATLAB, MathWorks Inc.

Analogamente, i sensori di portata permettono di acquisire il flusso ematico istantaneo che attraversa ciascun ramo del modello. Il sensore fornisce direttamente la portata istantanea che attraversa il ramo, senza introdurre perdite di carico aggiuntive. Essi risultano fondamentali per l'analisi dei flussi nei rami epiaortici e nel distretto periferico, consentendo un confronto diretto con i valori attesi sulla base della fisiologia.

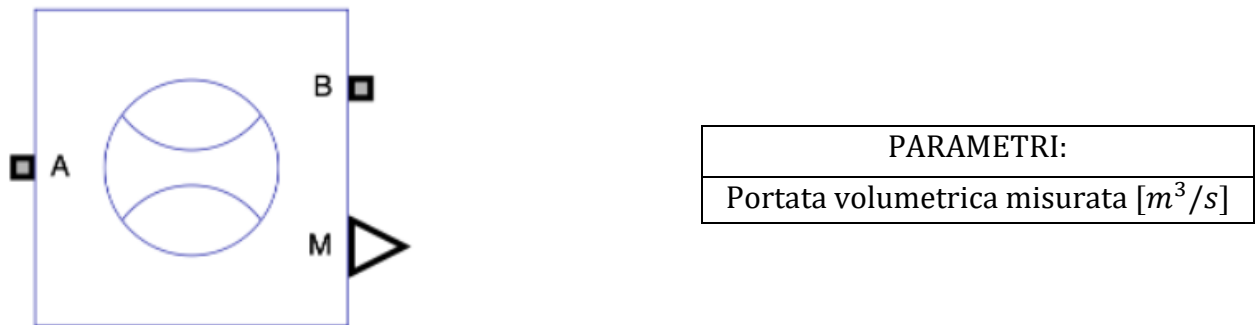


Figura 2.12: Sensore di portata **Flow Rate Sensor (IL)**.

Fonte: documentazione MATLAB, MathWorks Inc.

#### 2.5.1.4 Local Resistance (IL)

Il post-carico del sistema è stato implementato mediante blocchi di tipo **Local Resistance (IL)**, collocati a valle dei compartimenti terminali del modello. Tali elementi modellano le valvole di post-carico presenti nel banco prova, il cui grado di apertura determina la resistenza idraulica opposta al flusso. Questi elementi rappresentano resistenze idrauliche concentrate e sono utilizzati per sintetizzare l'effetto complessivo della circolazione distale non esplicitamente modellata, comprendente arteriole, capillari e venule. Il blocco Local Resistance stabilisce una relazione lineare tra la differenza di pressione ai suoi capi e la portata che lo attraversa, secondo una relazione lineare (Westerhof et al., 2010). Tale comportamento è descritto dalla legge:

$$\Delta P = R \cdot Q$$

dove  $R$  rappresenta la resistenza idraulica equivalente.

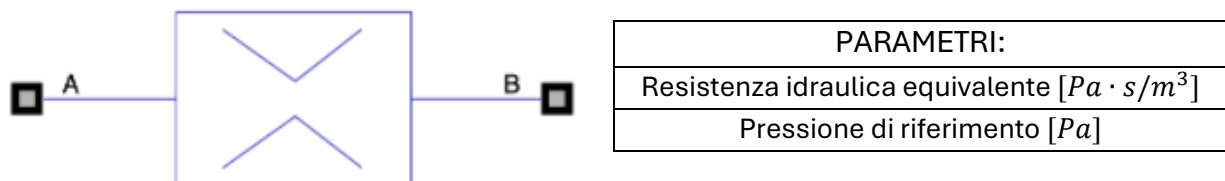


Figura 2.13: Blocco **Local Resistance (IL)**.

Fonte: documentazione MATLAB, MathWorks Inc.

Nel presente modello, tali resistenze sono state impiegate sia per rappresentare il post-carico sistemico terminale, associato al distretto periferico, sia per modellare il carico a valle dei rami epiaortici, consentendo una ripartizione del flusso coerente con la fisiologia. Dal punto di vista sperimentale, queste resistenze sono realizzate mediante valvole

regolabili (rubinetti), il cui grado di apertura determina la perdita di pressione e quindi il valore della resistenza idraulica equivalente.

I valori delle resistenze equivalenti sono stati calcolati seguendo la procedura sperimentale descritta nel paragrafo 2.4; in questo modo il parametro resistivo incorpora indirettamente l'effetto dell'apertura della valvola, mantenendo una rappresentazione compatta e coerente con l'approccio dei modelli a parametri concentrati.

### 2.5.1.5 Flow Resistance (IL)

A valle degli elementi di tipo *Local Resistance*, è stato inserito un ulteriore blocco di tipo **Flow Resistance (IL)** con l'obiettivo di rappresentare una perdita di carico equivalente addizionale e contribuire alla chiusura del bilancio pressorio del circuito.

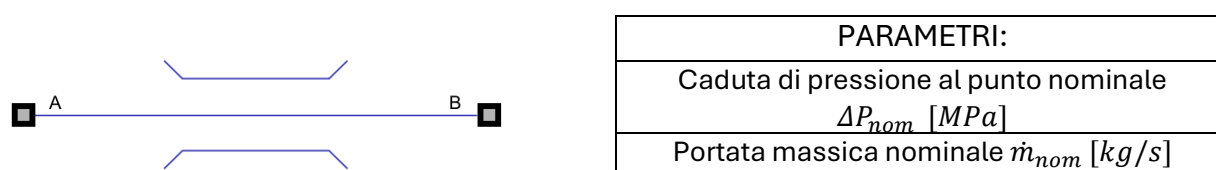


Figura 2.14: Blocco **Flow Resistance (IL)**.

Fonte: documentazione MATLAB, MathWorks Inc.

Tale elemento introduce una relazione tra la portata che attraversa l'elemento e la corrispondente caduta di pressione, definita a partire da valori nominali di riferimento. In particolare, il parametro caduta di pressione associata a una determinata portata nominale viene utilizzato dal modello per costruire la relazione non lineare tra portata e perdita di carico:

$$\Delta P = f(\dot{m})$$

dove  $\dot{m}$  rappresenta la portata massica attraverso il componente. Dal punto di vista matematico, il comportamento del blocco è descritto da due relazioni fondamentali.

La prima è la conservazione della massa, in quanto il volume del componente è trascurabile:

$$\dot{m}_A + \dot{m}_B = 0$$

La seconda è la relazione costitutiva pressione-portata, che nel modello assume una dipendenza quadratica dalla portata massica, regolarizzata in prossimità di flusso nullo:

$$p_A - p_B = K \dot{m} \sqrt{\dot{m}^2 + \dot{m}_{lam}^2}$$

Dove  $p_A$  e  $p_B$  sono le pressioni ai lati del componente;  $\dot{m}$  è la portata massica;  $\dot{m}_{lam}$  è il termine di regolarizzazione nella regione laminare;  $K$  è il coefficiente di perdita del componente. Quest'ultimo non viene assegnato direttamente, ma è calcolato a partire dai parametri nominali del blocco:

$$K = \frac{\Delta P_{nom}}{\dot{m}_{nom}^2}$$

Dove  $\Delta P_{nom}$  è la caduta di pressione nominale e  $\dot{m}_{nom}$  è la portata massica nominale. Il termine di regolarizzazione è definito come:

$$\dot{m}_{lam} = f_{lam} \cdot \dot{m}_{nom}$$

dove  $f_{lam}$  è il parametro *Fraction of nominal mass flow rate for laminar flow*. Nel caso in esame, è stato assegnato un valore di caduta di pressione nominale pari a

$$\Delta P_{nom} = 0.013 \text{ MPa}$$

corrispondente a circa 97 mmHg.

Nel complesso, l'insieme degli elementi utilizzati consente di costruire un circuito emodinamico coerente con l'approccio zero-dimensionale adottato, in cui ciascun blocco svolge una funzione ben definita e fisiologicamente interpretabile. La modularità della struttura facilita inoltre l'estensione del modello e l'esecuzione di studi parametrici, rendendo possibile l'analisi dell'influenza delle proprietà geometriche e biomeccaniche dei singoli compartimenti sulla risposta globale del sistema arterioso.

## 2.5.2 Schema del circuito emodinamico

Lo schema del circuito emodinamico implementato in MATLAB/Simulink si basa sull'approccio zero-dimensionale a parametri concentrati, in cui ciascun tratto vascolare è rappresentato come un compartimento caratterizzato da grandezze medie di pressione e portata, variabili nel tempo ma non nello spazio. L'architettura del modello è stata progettata per riprodurre in modo semplificato, ma fisiologicamente coerente, il comportamento dell'aorta e dei principali rami epiaortici, includendo gli effetti di resistenza e compliance della parete vascolare (Formaggia et al., 2009; Westerhof et al., 2010).

All'ingresso del circuito è presente una sorgente ideale di flusso (Controlled Flow Rate Source), che rappresenta la gittata cardiaca del ventricolo sinistro. Tale sorgente impone al sistema una portata pulsatile assegnata, derivata da dati sperimentali di flusso misurati nel modello suino. Il segnale viene estratto, convertito nelle unità di misura coerenti con il modello [ $\text{m}^3/\text{s}$ ] e replicato per più cicli cardiaci per simulare il regime periodico stazionario. La scelta di rappresentare il cuore come sorgente di flusso consente di concentrarsi sull'analisi della risposta arteriosa senza introdurre la complessità della modellazione elettromeccanica ventricolare (Westerhof et al., 2008; Formaggia et al., 2009).

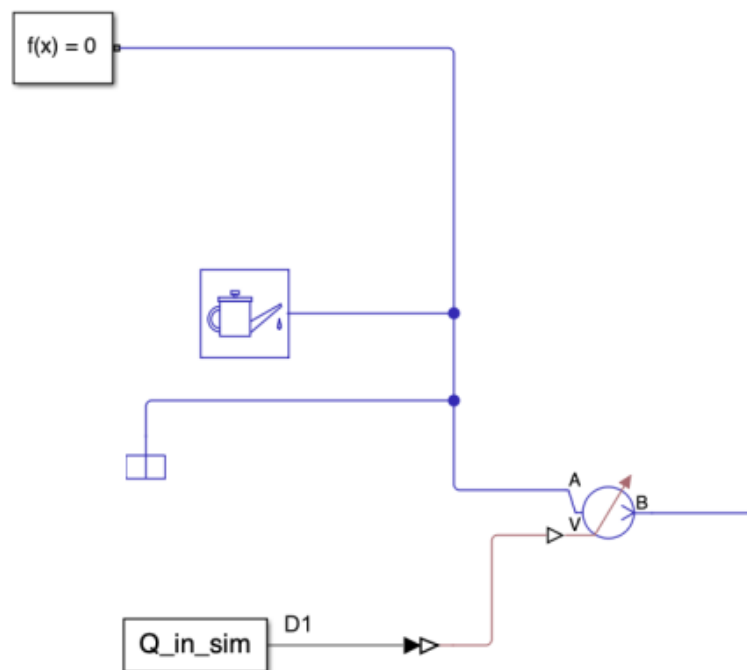
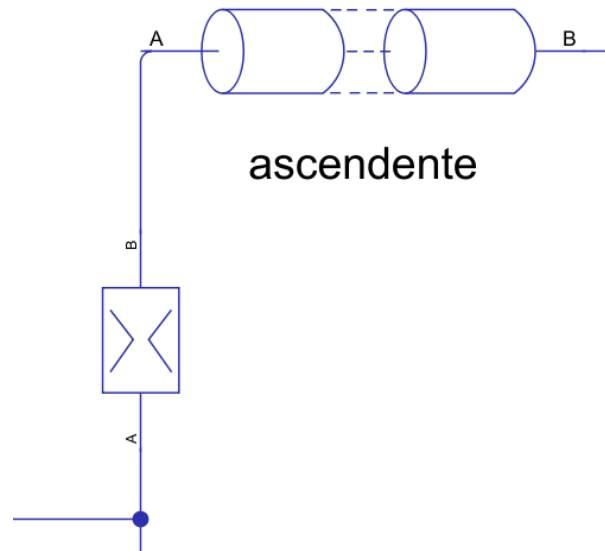


Figura 2.15: Sorgente ideale di flusso in ingresso al modello, rappresentativa della gittata cardiaca pulsatile.

Il primo compartimento del circuito rappresenta l'aorta prossimale (radice e tratto ascendente) ed è modellato mediante un elemento di tipo *Pipe* in modo da combinare simultaneamente due contributi fondamentali: resistivo, per modellare le perdite viscosive lungo il tratto; compliance per rappresentare la deformabilità elastica della parete aortica.

La presenza della compliance nel tratto prossimale è fondamentale per riprodurre l'effetto Windkessel, responsabile dell'attenuazione del picco pressorio sistolico e dell'immagazzinamento temporaneo di energia elastica durante la sistole, successivamente restituita in diastole.



*Figura 2.16: Compartimento del modello rappresentativo dell'aorta ascendente, con contributi resistivi.*

A valle dell'aorta ascendente, il circuito si dirama nei principali rami epiaortici modellati esplicitamente: il tronco brachiocefalico e l'arteria succlavia sinistra. Ogni biforcazione è realizzata mediante nodi idraulici ideali, che garantiscono la continuità della pressione e la conservazione della portata, in accordo con le leggi di bilancio della massa. Ciascun ramo epiaortico è rappresentato da un ulteriore elemento *Pipe*, parametrizzato in base ai valori geometrici specifici del vaso considerato, e termina con un proprio post-carico resistivo che rappresenta l'impedenza complessiva del distretto vascolare a valle (*Burattini & Gnudi, 1982; Reymond et al., 2009*).

La presenza di un post-carico a valle dei rami epiaortici consente di modulare la distribuzione della portata tra i rami collaterali e il tratto discendente, permettendo di riprodurre una distribuzione del flusso coerente con la fisiologia e di analizzare l'influenza delle biforcazioni sulla dinamica pressoria centrale.

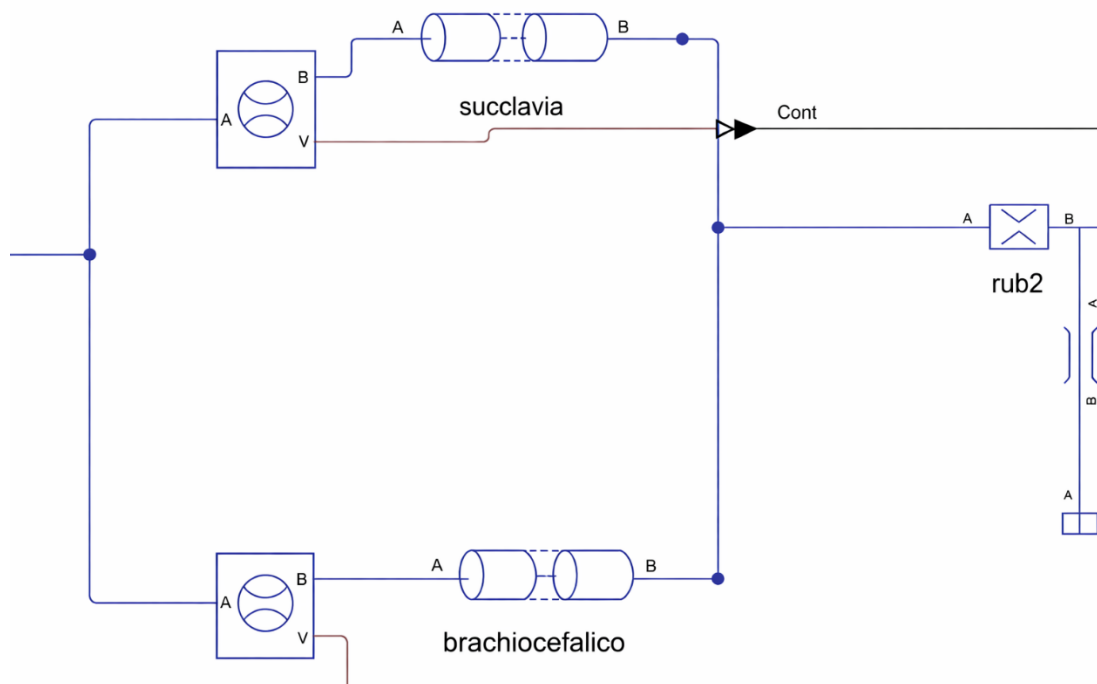


Figura 2.17: Compartimenti del modello rappresentativi dei rami epiaortici e dei relativi post-carichi resistivi.

Il tratto discendente dell'aorta è modellato come un compartimento separato, anch'esso rappresentato da un elemento *Pipe*, caratterizzato da valori di diametro, lunghezza e compliance differenti rispetto al tratto prossimale, in modo da riflettere la progressiva riduzione della deformabilità elastica lungo l'albero arterioso. A valle dell'aorta discendente è collocato il post-carico sistemico terminale, modellato mediante una resistenza equivalente che sintetizza l'effetto complessivo della circolazione periferica distale, comprendente arterie di piccolo calibro, arteriole e letto capillare. Questo elemento contribuisce in modo determinante alla definizione della pressione diastolica e del valore medio della pressione arteriosa nell'intero sistema (Westerhof et al., 2010; Ghitti et al., 2022).



Figure 2.18: Compartimenti del modello rappresentativi dell'aorta discendente, del distretto periferico e del post-carico sistemico terminale.

All'interno del circuito sono inoltre inseriti sensori ideali di pressione e portata in corrispondenza dei principali compartimenti: radice, ascendente, arco, rami epiaortici e discendente. Tali sensori non influenzano la dinamica del sistema, ma permettono di acquisire le grandezze emodinamiche di interesse per l'analisi dei risultati, la valutazione della Pressione Pulsatile e la successiva fase di validazione del modello.

La risoluzione numerica del sistema è stata effettuata in ambiente Simulink mediante un solver a passo variabile di tipo implicito, nello specifico il metodo **ode15s (stiff/NDF)**. Tale solver è particolarmente adatto per la risoluzione di sistemi di equazioni differenziali stiff, ossia caratterizzati dalla presenza di dinamiche con scale temporali molto differenti, che rendono inefficiente o instabile l'impiego di metodi espliciti.

Il metodo ode15s si basa su formule alle differenze finite di tipo Numerical Differentiation Formulas (NDF), che permettono di approssimare le derivate temporali a partire da valori discreti delle variabili di stato. Questi metodi risultano particolarmente stabili per problemi stiff, in quanto consentono di utilizzare passi temporali relativamente ampi senza compromettere la stabilità numerica della soluzione, a differenza dei metodi espliciti che richiederebbero passi molto piccoli per garantire la convergenza.

Il solver adatta automaticamente il passo temporale durante la simulazione in funzione dell'errore stimato, con un valore massimo impostato pari a  $10^{-3}$  s, al fine di garantire un compromesso tra accuratezza numerica e costo computazionale. Le tolleranze relative e assolute sono state impostate rispettivamente pari a  $10^{-3}$  e  $10^{-6}$ , in linea con le impostazioni comunemente adottate per sistemi dinamici di tipo fisiologico al fine di assicurare che le variazioni di pressione e di portata nel tempo vengano rappresentate in maniera accurata.

Il modello è risolto come un sistema di equazioni differenziali-algebriche (DAE) in forma implicita, che derivano dall'interconnessione dei componenti idraulici all'interno dell'ambiente Simscape. L'integrazione numerica è stata effettuata a livello globale del modello, senza l'attivazione di solver locali all'interno di Simscape, garantendo così una gestione coerente e accoppiata dell'intero sistema di equazioni.

In sintesi, lo schema del circuito emodinamico adottato rappresenta un compromesso efficace tra semplicità computazionale e realismo fisiologico. Esso consente di identificare chiaramente il ruolo di ciascun compartimento e dei rispettivi elementi; di interpretare le variazioni della pressione e della portata in relazione ai parametri geometrici, biomeccanici e di post-carico.

### 2.5.3 Flusso in ingresso

Il flusso in ingresso al modello rappresenta la portata ematica eiettata dal ventricolo sinistro nell'aorta ed è un elemento fondamentale per la corretta simulazione della dinamica del sistema arterioso. Nel modello sviluppato, il cuore non viene descritto attraverso un modello elettromeccanico esplicito, ma il suo effetto sul sistema vascolare è incorporato mediante l'imposizione diretta della portata in ingresso. Tale scelta consente di isolare la risposta dell'aorta e dei rami epiaortici alle condizioni di carico imposte, riducendo la complessità del modello e mantenendo al contempo un'elevata coerenza fisiologica (*Westerhof et al., 2010*).

L'imposizione del flusso mediante un blocco di *Flow Rate Source (IL)* consente di assegnare una portata dipendente dal tempo. Questo approccio, ampiamente utilizzato nei modelli emodinamici zero-dimensionali, permette di studiare la relazione tra flusso e pressione senza introdurre ulteriori parametri legati alla funzione contrattile del ventricolo sinistro, che esulano dagli obiettivi del presente lavoro (*Reymond et al., 2009*).

Nel presente lavoro, il flusso in ingresso non è descritto mediante una funzione analitica idealizzata, ma è ricavato a partire da dati sperimentali reali. In particolare, la forma d'onda della portata prossimale è stata acquisita da un file Excel contenente misure sperimentali di flusso, successivamente importate in ambiente MATLAB. Il segnale grezzo è stato convertito in un vettore numerico ed elaborato per identificare un singolo ciclo cardiaco rappresentativo. L'identificazione del ciclo cardiaco è stata effettuata mediante un'analisi diretta del segnale temporale, individuando due minimi consecutivi della portata, corrispondenti approssimativamente all'inizio di due cicli successivi. In particolare, nel codice MATLAB è stata utilizzata una funzione di involuppo che permette di individuare una curva superiore, che segue i picchi del segnale, e una curva inferiore, che segue i minimi. In questo modo si ottiene una banda entro cui oscilla il flusso reale. Successivamente, il segnale di flusso viene ricostruito facendo la media tra i due involuppi in modo da poter eliminare le oscillazioni più rapide e non significative, mantenendo, invece, l'andamento globale del flusso nel tempo. A questo si aggiunge, poi, un'ulteriore operazione di smoothing che rende la curva ancora più liscia e continua.

Questo approccio consente di estrarre un ciclo completo comprensivo delle fasi di accelerazione sistolica, picco di eiezione e decelerazione diastolica, preservando le caratteristiche fisiologiche del segnale sperimentale senza ricorrere a filtraggi o approssimazioni artificiali.

Il ciclo cardiaco estratto viene successivamente replicato nel tempo per ottenere un segnale di flusso continuo della durata desiderata della simulazione (20s). Questa procedura garantisce la periodicità del segnale e permette di analizzare il comportamento del sistema in condizioni di regime pulsatile stazionario, escludendo gli effetti transitori iniziali. La frequenza cardiaca è fissata a 75 battiti al minuto, valore rappresentativo di una condizione fisiologica a riposo, ed è utilizzata per determinare il periodo del ciclo e il numero di cicli simulati.

Dal punto di vista delle unità di misura, il flusso sperimentale viene opportunamente convertito in  $\frac{m^3}{s}$ , in modo da risultare compatibile con le grandezze fisiche utilizzate all'interno del modello Simulink. Il segnale finale è quindi fornito al blocco di sorgente di flusso sotto forma di *timeseries*, assicurando una corretta sincronizzazione temporale con il solver numerico.

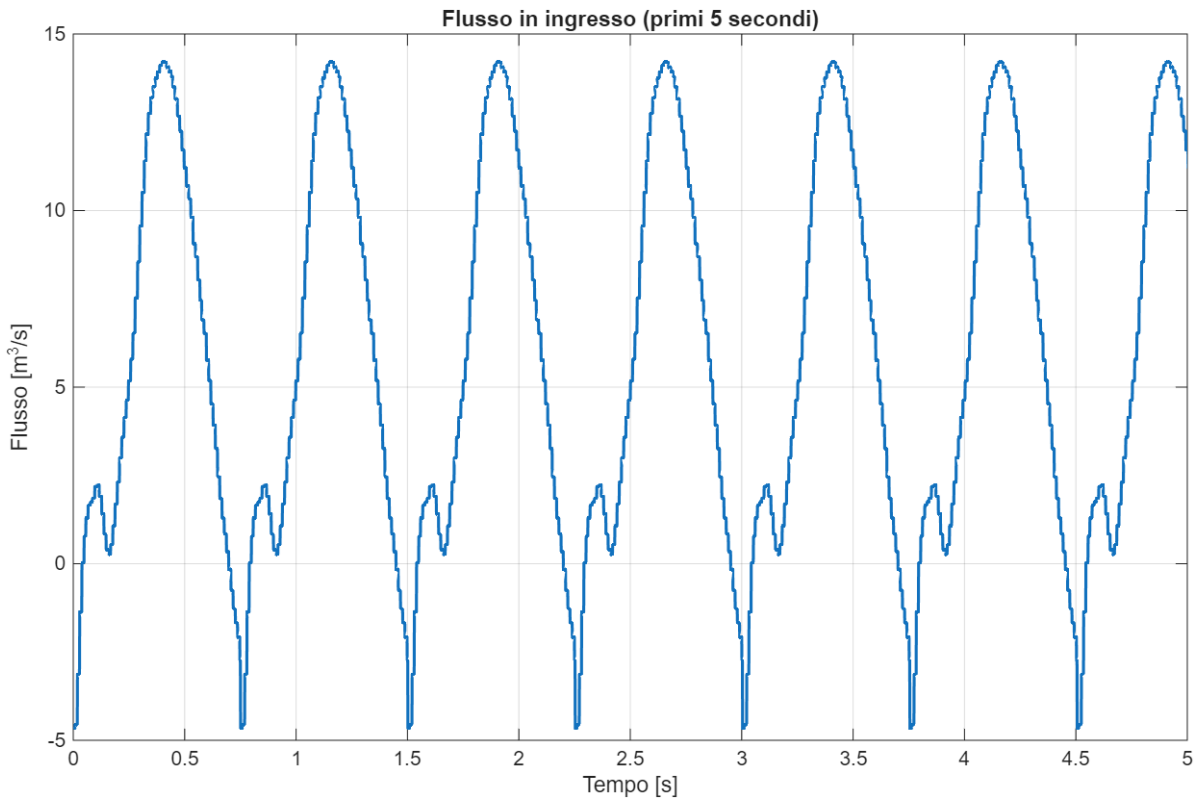


Figure 2.19: Forma d'onda in ingresso al modello.

L'utilizzo di un flusso di ingresso derivato da dati sperimentali rappresenta un aspetto rilevante del modello, in quanto consente di riprodurre in modo più realistico la forma d'onda fisiologica rispetto a segnali idealizzati. In particolare, la presenza di accelerazioni rapide durante la fase sistolica e di una decelerazione graduale in diastole influisce in modo significativo sulla risposta pressoria dell'aorta e sull'interazione con la compliance dei compartimenti modellati. Tali effetti risultano difficilmente catturabili mediante segnali idealizzati e rendono il modello più rappresentativo della fisiologia reale.

Questo approccio è coerente con quanto proposto in numerosi studi di modellazione emodinamica zero-dimensionale e multi-scala, nei quali il flusso cardiaco viene prescritto sulla base di misure sperimentali per concentrarsi sull'analisi delle proprietà vascolari e del post-carico arterioso (Westerhof et al., 2010; Reymond et al., 2009). L'adozione di un segnale sperimentale rende inoltre il modello particolarmente adatto a successive fasi di validazione e confronto con dati fisiologici.

## 2.6 Strategia di validazione del modello numerico

La validazione del modello numerico rappresenta una fase fondamentale del presente lavoro, in quanto consente di valutare la capacità del modello sviluppato di riprodurre il comportamento emodinamico osservato nel sistema sperimentale. A differenza della validazione di tipo mock, descritta nel paragrafo 2.4, finalizzata alla verifica della coerenza fisiologica interna del modello, la presente fase è orientata al confronto diretto tra risultati numerici e dati sperimentali acquisiti nel banco prova in regime pulsatile.

Il confronto tra modello numerico ed esperimento è stato condotto analizzando le principali grandezze emodinamiche di interesse, in particolare i valori di pressione sistolica e diastolica, la Pressione Pulsatile, la distribuzione della portata tra rami epiaortici e tratto discendente.

Al fine di garantire la significatività del confronto, le simulazioni numeriche sono state eseguite imponendo al modello le stesse condizioni operative del banco prova, utilizzando come ingresso la portata pulsatile misurata sperimentalmente. Tale approccio consente di isolare la risposta del sistema arterioso e di valutare in modo diretto la capacità del modello di riprodurre la dinamica osservata.

La validazione è stata condotta attraverso una serie di studi parametrici, con l'obiettivo di analizzare la sensibilità del modello rispetto alle principali grandezze biomeccaniche e resistive. In particolare, sono stati considerati i seguenti casi di studio:

- variazione del rapporto spessore/diametro interno dei vasi;
- variazione del modulo elastico di Young;
- variazione del post-carico sistemico;
- variazione del post-carico dei rami epiaortici.

Nel caso della variazione del rapporto spessore/diametro interno, è stata effettuata una scelta mirata ovvero che i valori relativi ai compartimenti principali dell'aorta sono stati mantenuti costanti: 0.10 per il tratto ascendente, 0.08 per il tratto discendente e 0.07 per il distretto periferico. Tali valori sono stati selezionati in quanto rappresentativi della fisiologia delle grandi arterie elastiche, caratterizzate da una parete relativamente spessa nel tratto prossimale e progressivamente più sottile nei distretti distali (*Belz, 1995; Westerhof et al., 2008*).

La variazione del rapporto spessore/diametro interno è stata, invece, applicata ai rami epiaortici (tronco brachiocefalico e arteria succlavia), con l'obiettivo di studiare in modo specifico l'influenza delle proprietà biomeccaniche locali sulla distribuzione del flusso e sulla dinamica pressoria. Questa scelta è coerente con l'obiettivo del lavoro, che si concentra in modo particolare sul ruolo dei rami sovraortici nel comportamento emodinamico complessivo.

Analogamente, nelle analisi parametriche, i valori geometrici (diametri e lunghezze) sono stati mantenuti costanti per tutti i test, in quanto derivati direttamente dalle misurazioni sperimentali sul banco prova, al fine di isolare l'effetto delle sole variazioni biomeccaniche e resistive.

Per quanto riguarda il modulo elastico di Young, nei casi in cui non costituiva parametro di studio esso è stato mantenuto costante pari a 0.46 MPa, valore scelto in accordo con la letteratura per le grandi arterie elastiche e successivamente calibrato per ottenere una risposta pressoria fisiologicamente plausibile (*Westerhof et al., 2008*).

Per il post-carico, nei casi non oggetto di variazione, sono stati adottati valori di riferimento corrispondenti alle condizioni operative del banco prova: la valvola di post-carico sistemico (1/2") è stata mantenuta al 60%, mentre la valvola dei rami epiaortici (3/8") è stata fissata a 3.5 giri. Tali valori rappresentano una configurazione intermedia stabile, scelta per garantire condizioni emodinamiche riproducibili e comparabili tra i diversi test.

Al fine di rafforzare la validazione del modello, è stata condotta sia un'analisi qualitativa sia quantitativa basata sul confronto tra valori caratteristici ottenuti da dati sperimentali e simulazioni numeriche. Dal punto di vista qualitativo, sono state confrontate le forme d'onda di pressione e di flusso ottenute dal modello con quelle misurate sperimentalmente, valutandone l'andamento temporale, la presenza dei picchi sistolici, la morfologia della Pressione Pulsatile e la distribuzione del flusso tra i diversi rami del sistema. Questo confronto ha consentito di verificare la capacità del modello di riprodurre in modo realistico la dinamica emodinamica osservata nel banco prova. Dal punto di vista quantitativo, sono stati invece i seguenti indicatori: pressione sistolica, pressione diastolica e Pressione Pulsatile.

Per ciascuna grandezza, è stato calcolato l'errore relativo percentuale tra modello numerico e dati sperimentali, definito come:

$$\varepsilon\% = \frac{|X_{modello} - X_{bancoprova}|}{X_{bancoprova}} \cdot 100$$

dove  $X_{modello}$  rappresenta il valore ottenuto dal modello e  $X_{bancoprova}$  il corrispondente valore sperimentale. Quest'analisi è stata condotta nei principali punti del circuito, consentendo di valutare in modo quantitativo la capacità del modello di riprodurre i livelli pressori osservati. L'utilizzo di indicatori semplici ma significativi, come l'errore su pressione sistolica, diastolica e Pressione Pulsatile, rappresenta un approccio consolidato nella validazione dei modelli emodinamici a parametri concentrati (*Formaggia et al., 2009*).

Nel complesso, la strategia di validazione adottata consente di valutare in modo completo l'affidabilità del modello. L'analisi parametrica permette, inoltre, di identificare i parametri più influenti sulla risposta emodinamica del sistema, fornendo indicazioni utili per l'interpretazione dei risultati e per eventuali sviluppi futuri del modello.

## 3. Risultati e discussione

Il presente capitolo è dedicato all'analisi dei risultati ottenuti mediante il modello computazionale sviluppato e al loro confronto con i dati sperimentali acquisiti in laboratorio. L'obiettivo è valutare la capacità del modello di riprodurre il comportamento emodinamico del sistema aortico in differenti condizioni di carico, analizzando l'andamento delle pressioni, la distribuzione dei flussi nei rami arteriosi e l'influenza della compliance sulla dinamica pulsatile.

In una prima fase vengono presentati i risultati delle prove sperimentali eseguite sul banco prova, con particolare riferimento alle misure di pressione e portata acquisite in regime continuo e pulsatile e alle caratteristiche geometriche del modello fisico dell'aorta.

Successivamente vengono illustrati i risultati delle simulazioni numeriche, ottenuti analizzando l'influenza dei principali parametri del modello, tra cui lo spessore della parete dell'aorta, il modulo di Young e le condizioni di post-carico, sull'andamento delle pressioni e sulla distribuzione dei flussi nei rami arteriosi.

Infine, i risultati numerici vengono confrontati con le misure sperimentali, al fine di valutare il grado di coerenza tra modello e sistema reale e di discutere eventuali scostamenti alla luce delle ipotesi semplificative adottate. Particolare attenzione è rivolta al ruolo della compliance e del post-carico nel determinare la risposta pulsatile complessiva del sistema.

### 3.1 Risultati sperimentali del banco prova

Il presente paragrafo riporta i risultati sperimentali ottenuti mediante il banco prova descritto nel Capitolo 2, finalizzati alla caratterizzazione del comportamento emodinamico del modello fisico dell'arco aortico porcino in condizioni controllate.

#### 3.1.1 Regime continuo: misurazioni geometriche dell'aorta suina

In condizioni di regime continuo è stata imposta una pressione arteriosa media prossima a 100 mmHg; il flusso in ingresso è stato mantenuto costante mediante regolazione della portata di ingresso; mentre il livello pressorio è stato controllato agendo sulla valvola di post-carico posta a valle del circuito.

Le misurazioni dirette delle dimensioni dell'aorta porcina sono state eseguite mediante acquisizione fotografica del modello aortico montato nel circuito sperimentale e successiva analisi in ambiente MATLAB, secondo la procedura descritta nel Capitolo 2.5. Sono stati determinati i seguenti parametri geometrici principali:

	<b>Ascendente</b>	<b>Discendente</b>	<b>Periferica</b>	<b>Brachiocefalico</b>	<b>Succlavia</b>
<b>Diametri [m]</b>	0.0272	0.0267	0.0183	0.0150	0.0119
<b>Lunghezze [m]</b>	0.087	0.2496	0.0991	0.0338	0.0235

*Tabella 3.1: Risultati dimensioni aorta porcina ottenuti dalle misurazioni effettuate mediante acquisizione fotografica e successiva analisi in MATLAB.*

La progressiva riduzione del diametro lungo il decorso aortico riflette l'andamento fisiologico osservato sperimentalmente, mentre le lunghezze assegnate ai singoli tratti risultano coerenti con una segmentazione anatomica semplificata ma rappresentativa (Belz, 1995; Westerhof et al., 2010).

L'utilizzo di misurazioni effettuate a pressione fisiologica consente di ridurre l'errore associato alla deformabilità del tessuto vascolare e garantisce una maggiore coerenza tra sistema sperimentale e modello computazionale.

### 3.1.2 Risultati in regime pulsatile

Le prove in regime pulsatile sono state condotte al fine di riprodurre condizioni emodinamiche assimilabili alla fisiologia cardiaca, caratterizzate da una portata variabile nel tempo e da onde pressorie periodiche generate.

In una prima fase, la valvola a vite posta sui rami sovraortici è stata mantenuta chiusa, impedendo il passaggio di fluido verso i tronchi. In tale configurazione, la quasi totalità della portata in ingresso viene convogliata lungo la linea principale dell'aorta discendente.

Successivamente la valvola dei rami sovraortici è stata aperta di un giro, consentendo il passaggio di parte della portata verso i tronchi collaterali, evidenziato dall'andamento del segnale F3. Tale configurazione riproduce condizioni fisiologiche più realistiche, in cui una frazione della portata cardiaca viene destinata ai distretti sovraortici.

Nella configurazione finale, la valvola dei tronchi è stata aperta di 3,5 giri, mentre la valvola di post-carico terminale è stata parzialmente chiusa (40°), aumentando la resistenza periferica complessiva. Questa combinazione ha consentito di ottenere contemporaneamente un livello pressorio medio intorno a 100 mmHg e una ripartizione significativa della portata tra ramo discendente e rami sovraortici.

<b>PUNTO</b>	<b>Pdiastolica [mmHg]</b>	<b>Psistolica [mmHg]</b>	<b>Ppp [mmHg]</b>
<b>P1</b>	69.59	129.47	59.88
<b>P2</b>	73.54	123.11	49.57
<b>P3</b>	64.62	113.14	47.29

*Tabella 3.2: Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi a 3,5 giri e valvola di post-carico posta a 40°.*

Le pressioni mostrano un andamento chiaramente pulsatile con valori minimi e massimi distinti per ciascun compartimento, consentendo il calcolo della pressione media e della Pressione Pulsatile. I risultati indicano una progressiva attenuazione dell'ampiezza dell'onda pressoria procedendo dall'ingresso aortico verso il distretto distale, coerente

con l'effetto combinato della compliance del sistema e delle resistenze periferiche. Infatti, in P3 la pressione media risulta inferiore rispetto ai punti più prossimali, evidenziando la perdita di carico lungo il circuito.

Successivamente, sempre in regime pulsatile, è stata analizzata l'influenza della resistenza di post-carico sulla dinamica pressoria del sistema andando a variare esclusivamente il grado di chiusura della relativa valvola. All'inizio essa è stata impostata a una chiusura pari a 35°, corrispondente ad una resistenza periferica relativamente più elevata. In questa condizione i valori delle pressioni sono i seguenti:

<b>PUNTO</b>	<b>Pdiastolica [mmHg]</b>	<b>Psistolica [mmHg]</b>	<b>Ppp [mmHg]</b>
<b>P1</b>	75.12	139.46	64.34
<b>P2</b>	73.22	137.68	64.46
<b>P3</b>	72.18	132.62	60.44

*Tabella 3.3: Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola di post-carico posta a 35°.*

In seguito, la valvola di post-carico è stata parzialmente aperta fino ad una posizione pari a 50°, riducendo, quindi, la resistenza periferica equivalente.

<b>PUNTO</b>	<b>Pdiastolica [mmHg]</b>	<b>Psistolica [mmHg]</b>	<b>Ppp [mmHg]</b>
<b>P1</b>	69.32	130.65	61.33
<b>P2</b>	66.08	126.26	60.18
<b>P3</b>	64.44	124.83	60.39

*Tabella 3.4: Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola di post-carico posta a 50°.*

In questa condizione, caratterizzata da una minore resistenza periferica, si osserva una riduzione generalizzata dei livelli pressori lungo l'intero sistema rispetto al caso precedente. I valori di pressione sistolica e diastolica risultano inferiori in tutti i punti di misura, mentre la Pressione Pulsatile si mantiene su valori comparabili tra i diversi distretti, indicando una risposta emodinamica coerente con una diminuzione del carico a valle.

Il confronto tra le due condizioni evidenzia che la maggiore chiusura della valvola di post-carico (35°), corrispondente a una resistenza periferica più elevata, determina un aumento significativo sia della pressione sistolica sia della pressione diastolica in tutti i punti di misura. Al contrario, una maggiore apertura della valvola (50°) comporta una riduzione del carico a valle e, conseguentemente, una diminuzione dei livelli pressori lungo l'intero sistema.

La Pressione Pulsatile mostra variazioni più contenute tra le due configurazioni, suggerendo che la resistenza periferica influisce principalmente sul livello medio della pressione arteriosa, mentre l'ampiezza dell'onda pressoria è maggiormente legata alle proprietà elastiche del sistema.

Tali prove hanno permesso di valutare il comportamento dinamico del sistema, evidenziando il ruolo della regolazione del post-carico e della resistenza dei rami sovraortici nella modulazione della pressione sistolica e diastolica.

Infine, in regime pulsatile si è voluta analizzare l'influenza dell'apertura della valvola dei tronchi sovraortici sulla distribuzione del flusso e sulle pressioni del sistema. Tale valvola rappresenta il carico periferico dei rami sovraortici: variandone l'apertura è possibile modificare la quota di portata convogliata verso i tronchi rispetto al flusso diretto verso l'aorta discendente.

Con valvola posta a 2.5 giri si osserva una quota significativa di flusso diretta verso i rami sovraortici ( $\approx 1.30$  L/min), mentre il flusso nel ramo discendente risulta inferiore ( $\approx 3.93$  L/min). Questa configurazione evidenzia quindi una distribuzione della portata più orientata verso i rami collaterali, coerente con una resistenza relativamente contenuta in tali distretti.

Dal punto di vista pressorio, i valori risultano compresi in un range fisiologico nei compartimenti prossimali ( $P1 \approx 70-135$  mmHg), con una progressiva attenuazione lungo il sistema. La Pressione Pulsatile mostra una lieve riduzione passando da P1 a P3, indicando un moderato smorzamento dell'onda pressoria lungo il circuito.

<b>FLUSSO</b>	<b>VALORE MEDIO</b>
Ingresso prossimale F1	$\approx 5.00$ L/min
Uscita distale F2	3.93 L/min
Rami sovraortici F3	1.30 L/min

*Tabella 3.5: Portate misurate nei diversi rami con valvola dei tronchi posta a 2.5 giri.*

<b>PUNTO</b>	<b>Pdiastolica [mmHg]</b>	<b>Psistolica [mmHg]</b>	<b>Ppp [mmHg]</b>
<b>P1</b>	70.09	135.38	65.29
<b>P2</b>	68.23	129.92	61.69
<b>P3</b>	60.00	126.19	59.68

*Tabella 3.6: Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi posta a 2.5 giri.*

Con una rotazione pari a 3 giri si osserva una redistribuzione del flusso verso il ramo discendente, con un incremento della portata distale ( $\approx 4.03$  L/min) e una riduzione del flusso nei rami sovraortici ( $\approx 1.02$  L/min). La distribuzione risulta quindi più sbilanciata verso il tratto discendente rispetto al caso precedente.

I valori di pressione nei compartimenti prossimali rimangono comparabili a quelli della configurazione a 2.5 giri, con una lieve attenuazione lungo il circuito. La Pressione Pulsatile si mantiene su valori simili o leggermente superiori, indicando che la variazione della resistenza dei rami sovraortici influisce principalmente sulla distribuzione della portata, con effetti più contenuti sull'ampiezza dell'onda pressoria.

FLUSSO	VALORE MEDIO
Ingresso prossimale F1	$\cong 5.00$ L/min
Uscita distale F2	4.03 L/min
Rami sovraortici F3	1.02 L/min

Tabella 3.7: Portate misurate nei diversi rami con valvola dei tronchi posta a 3 giri.

PUNTO	Pdiastolica [mmHg]	Psistolica [mmHg]	Ppp [mmHg]
P1	69.25	135.94	66.69
P2	67.97	131.23	63.26
P3	63.25	127.70	64.45

Tabella 3.8: Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi posta a 3 giri.

Infine, nella configurazione a 4 giri si evidenzia un ulteriore incremento del flusso nel ramo discendente ( $\approx 4.16$  L/min) accompagnato da una marcata riduzione del flusso nei rami sovraortici ( $\approx 0.71$  L/min), indicando una distribuzione fortemente sbilanciata verso il tratto discendente.

Dal punto di vista pressorio, si osserva una riduzione dei valori di pressione diastolica nei compartimenti prossimali, mentre la pressione sistolica rimane elevata, determinando un aumento della Pressione Pulsatile in tutti i punti di misura. Questo comportamento suggerisce una diminuzione della capacità del sistema di smorzare le oscillazioni pressorie, verosimilmente associata alla maggiore apertura della valvola e alla conseguente riduzione della resistenza nei rami sovraortici.

FLUSSO	VALORE MEDIO
Ingresso prossimale F1	$\cong 5.00$ L/min
Uscita distale F2	4.16 L/min
Rami sovraortici F3	0.81 L/min

Tabella 3.9: Portate misurate nei diversi rami con valvola dei tronchi posta a 4 giri.

PUNTO	Pdiastolica [mmHg]	Psistolica [mmHg]	Ppp [mmHg]
P1	65.95	136.47	70.52
P2	62.01	133.78	71.77
P3	64.50	130.15	68.09

Tabella 3.10: Misurazione pressioni P1 ascendente, P2 discendente, P3 tronchi con valvola dei tronchi posta a 4 giri.

Nel complesso, il confronto tra queste tre configurazioni evidenzia che l'apertura della valvola dei tronchi sovraortici influenza in modo diretto il profilo pressorio del sistema. All'aumentare dell'apertura, la quota di flusso diretta verso i rami collaterali tende ad aumentare, modificando il bilancio di portata tra i diversi distretti e riducendo la pressione media nei tratti prossimali. I risultati confermano quindi il ruolo della resistenza periferica

dei tronchi nel contribuire alla regolazione dell'onda pressoria nel sistema aortico sperimentale.

## 3.2 Risultati del modello computazionale

Il modello computazionale sviluppato, descritto nel Capitolo 2 e implementato in ambiente MATLAB–Simulink, è stato utilizzato per analizzare il comportamento emodinamico del sistema aortico e per valutare l'influenza dei principali parametri fisici e fisiologici sulla dinamica pressoria e sulla distribuzione dei flussi.

A differenza delle prove sperimentali, che forniscono una descrizione diretta del comportamento del sistema reale in specifiche condizioni operative, il modello numerico consente di isolare e studiare in modo sistematico l'effetto dei singoli parametri, permettendo un'analisi di sensibilità difficilmente realizzabile sul banco prova.

Le simulazioni sono state condotte utilizzando come riferimento i parametri geometrici, biomeccanici e resistivi determinati a partire dalle misure sperimentali e dalle procedure di caratterizzazione descritte nel Capitolo 2, garantendo così la coerenza tra sistema fisico e rappresentazione numerica.

In particolare, l'analisi si è concentrata sull'influenza di quattro aspetti principali del modello:

- lo spessore della parete arteriosa, che incide sulla compliance del sistema;
- il modulo elastico di Young, che determina la rigidità della parete vascolare;
- la resistenza di post-carico, associata alla regolazione della valvola terminale;
- la distribuzione del flusso nei rami sovraortici, controllata dall'apertura della valvola dei tronchi.

Per ciascuno di questi parametri sono state eseguite simulazioni in regime pulsatile, analizzando l'andamento delle pressioni nei diversi compartimenti, la distribuzione della portata e le variazioni della Pressione Pulsatile. I risultati ottenuti sono presentati nei paragrafi successivi, evidenziando il ruolo di ciascun parametro nel determinare la risposta emodinamica complessiva del sistema.

Le osservazioni qualitative riportate di seguito vengono poi approfondite nel paragrafo 3.4 mediante un'analisi quantitativa degli errori tra modello e dati sperimentali, al fine di valutare in modo oggettivo il grado di accuratezza del modello.

### 3.2.1 Influenza dello spessore della parete

L'influenza dello spessore della parete arteriosa sulla risposta emodinamica del sistema è stata analizzata mediante una serie di simulazioni in cui il rapporto tra spessore e diametro interno del vaso è stato variato all'interno dell'intervallo fisiologico definito nel Capitolo 2. Tale variazione si traduce in una modifica diretta della rigidità della parete e, di conseguenza, della compliance dei compartimenti aortici.

Dal punto di vista fisico, un aumento dello spessore parietale comporta una riduzione della compliance del vaso, ovvero della sua capacità di espandersi in risposta a una

variazione di pressione. Nei modelli emodinamici, tale effetto si riflette in un incremento della velocità di propagazione dell'onda di pressione e in una modifica della dinamica di accumulo e rilascio dell'energia elastica durante il ciclo cardiaco (Westerhof et al., 2008; Reymond et al., 2009).

I risultati delle simulazioni evidenziano come l'aumento dello spessore della parete produca un incremento della pressione sistolica nei diversi compartimenti del sistema. Questo effetto è particolarmente evidente nei rami sovraortici, dove si osserva una maggiore amplificazione della componente sistolica. Tale comportamento è riconducibile alla ridotta capacità del vaso di deformarsi durante la fase di eiezione: l'energia impartita dal flusso pulsatile non viene assorbita elasticamente, ma si traduce in un aumento locale della pressione. Inoltre, l'incremento della rigidità determina un aumento della velocità dell'onda di pressione, favorendo fenomeni di riflessione e sovrapposizione delle onde nei punti di discontinuità del sistema (Nichols et al., 2011).

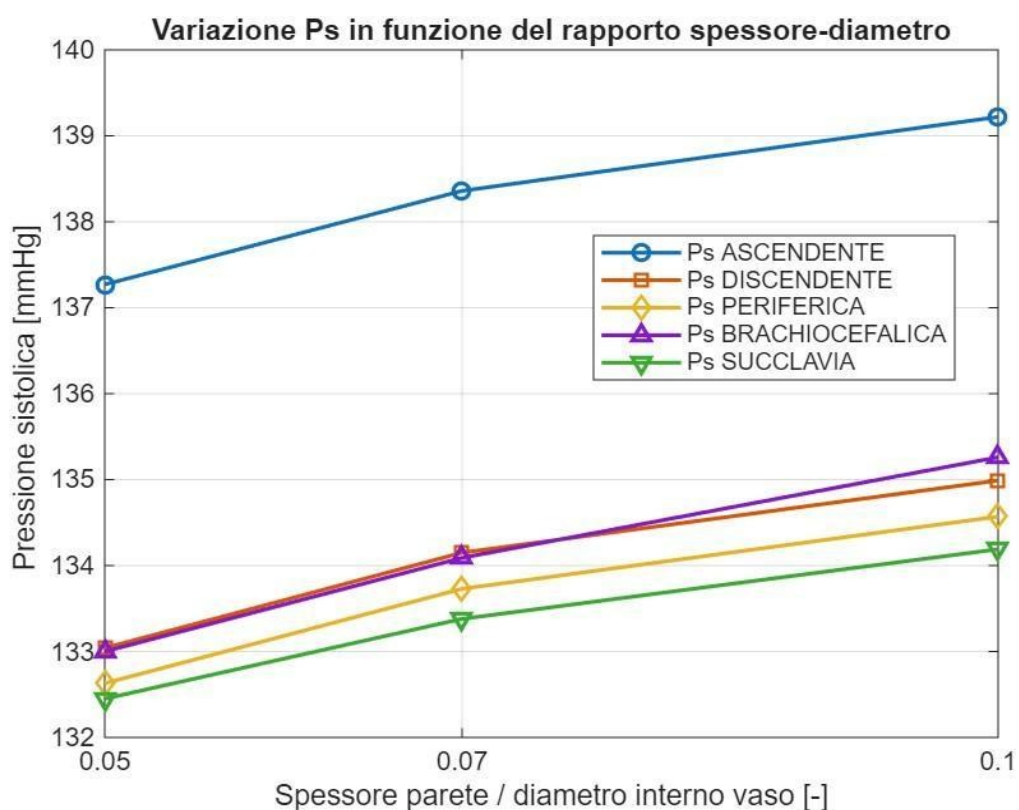


Figura 3.1: Pressione sistolica (Ps) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso.

SPESSORE / DIAMETRO [-]	Ps ASCENDENTE [mmHg]	Ps DISCENDENTE [mmHg]	Ps PERIFERICA [mmHg]	Ps BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Ps SUCCLAVIA [mmHg]
0.05	137.27	133.04	132.63	133.00	132.45
0.07	138.36	134.15	133.73	134.09	133.38
0.10	139.22	134.99	134.57	135.26	134.19

Tabella 3.11: Pressione sistolica (Ps) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso.

Un aspetto rilevante emerso dall'analisi è che la pressione nella aorta discendente rimane pressoché invariata al variare dello spessore dei rami sovraortici. Ciò indica che le modifiche introdotte agiscono prevalentemente a livello locale, senza alterare in modo significativo il bilancio globale del sistema. Al contrario, nei rami brachio-succlavici si osserva un incremento più marcato della pressione sistolica, attribuibile a fenomeni di mismatch di impedenza tra i diversi segmenti vascolari. Tali discontinuità favoriscono la riflessione dell'onda di pressione, amplificando localmente il segnale pressorio (Reymond et al., 2009; Nichols et al., 2011).

Per quanto riguarda la pressione diastolica, le variazioni risultano più contenute e mostrano una tendenza alla diminuzione nei compartimenti caratterizzati da maggiore rigidità. Questo comportamento è coerente con la riduzione dell'effetto Windkessel: in un sistema meno compliant, la capacità di immagazzinare energia durante la sistole e di restituirla in diastole è ridotta, con conseguente diminuzione della pressione residua durante la fase di rilassamento (Westerhof et al., 2010).

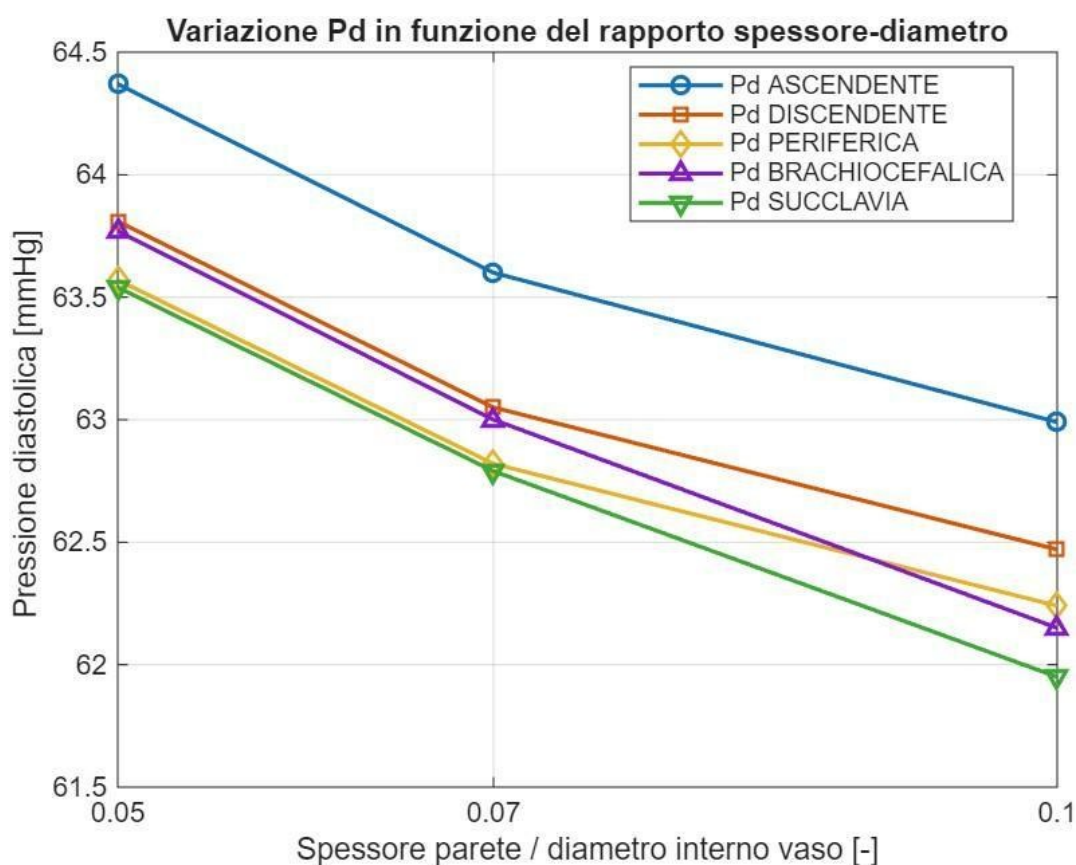


Figura 3.2: Pressione diastolica (Pd) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso.

<b>SPESSORE / DIAMETRO [-]</b>	<b>Pd ASCENDENTE [mmHg]</b>	<b>Pd DISCENDENTE [mmHg]</b>	<b>Pd PERIFERICA [mmHg]</b>	<b>Pd BRACHIOCEFALICA [mmHg]</b>	<b>Pd SUCCLAVIA [mmHg]</b>
0.05	64.37	63.81	63.57	63.77	63.54
0.07	63.60	63.05	62.82	63.00	62.79
0.10	62.99	62.47	62.24	62.15	61.95

*Tabella 3.12: Pressione diastolica (Pd) al variare del rapporto spessore parete / diametro interno del vaso.*

Nel complesso, le variazioni pressorie risultano dell'ordine di pochi mmHg, evidenziando come la modifica della compliance, a parità di resistenza periferica e condizioni di ingresso, produca effetti relativamente contenuti sul livello pressorio medio, ma influenzi in modo significativo l'ampiezza della componente pulsatile. Questo comportamento è coerente con quanto osservato nella fisiologia cardiovascolare, dove l'aumento della rigidità arteriosa è associato a un incremento della pressione sistolica, a una riduzione della pressione diastolica e a un conseguente aumento della Pressione Pulsatile (*Westerhof et al., 2008; Nichols et al., 2011*).

Dal punto di vista interpretativo, i risultati mostrano che il modello è in grado di rappresentare in modo corretto il ruolo della compliance nella modulazione della risposta emodinamica, confermando la validità dell'approccio a parametri concentrati per lo studio di variazioni globali delle proprietà meccaniche. Tuttavia, la limitata entità delle variazioni osservate e la loro distribuzione prevalentemente locale evidenziano anche come il modello tenda a smorzare gli effetti lungo il sistema, riflettendo la natura mediata dell'approccio 0D.

Questo implica che il modello risulta particolarmente adatto per studi parametrici sulla rigidità arteriosa e per l'analisi delle tendenze globali, mentre può presentare limitazioni nella descrizione dettagliata delle variazioni locali e dei fenomeni di interazione tra compartimenti, che richiederebbero una rappresentazione spazialmente distribuita del sistema (*Reymond et al., 2009; Formaggia et al., 2009*).

### 3.2.2 Influenza del modulo di Young

L'influenza del modulo elastico di Young sulla risposta emodinamica del sistema è stata analizzata mediante simulazioni, in cui tale parametro è stato modificato mantenendo invariati gli altri parametri del modello. Il modulo di Young rappresenta una misura diretta della rigidità della parete vascolare e costituisce uno dei principali determinanti della compliance arteriosa.

Dal punto di vista fisico, un incremento del modulo elastico comporta una riduzione della compliance del vaso e un aumento della velocità di propagazione dell'onda di pressione. Nei modelli emodinamici, tale effetto si traduce in una modifica significativa della dinamica dell'onda pressoria, con un incremento delle riflessioni e una maggiore sensibilità alle discontinuità di impedenza lungo il sistema vascolare (Westerhof et al., 2008; Nichols et al., 2011).

I risultati delle simulazioni mostrano che, all'aumentare del modulo di Young, la pressione sistolica aumenta progressivamente in tutti i compartimenti considerati. Questo comportamento è coerente con la ridotta capacità dei vasi di espandersi durante la fase di eiezione: l'energia del flusso pulsatile non viene assorbita elasticamente, ma si traduce in un aumento dell'ampiezza dell'onda pressoria (Westerhof et al., 2010).

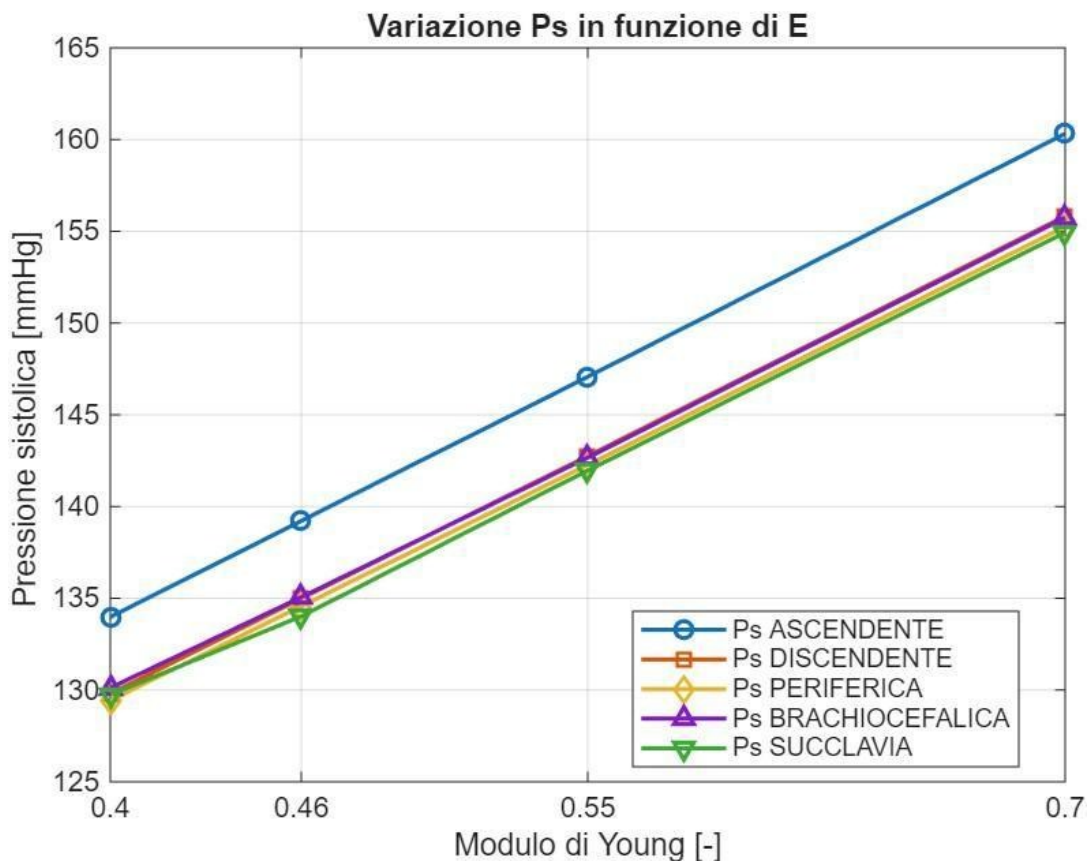


Figura 3.3: Pressione sistolica (Ps) al variare del modulo di Young (E).

MODULO DI YOUNG [-]	Ps ASCENDENTE [mmHg]	Ps DISCENDENTE [mmHg]	Ps PERIFERICA [mmHg]	Ps BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Ps SUCCLAVIA [mmHg]
0.4	133.98	129.81	129.43	130.12	129.74
0.46	139.22	134.99	134.57	135.06	134.02
0.55	147.07	142.75	142.27	142.67	141.97
0.7	160.32	155.82	155.25	155.74	154.94

Tabella 3.13: Pressione sistolica (Ps) al variare del modulo di Young (E).

Parallelamente, la pressione diastolica tende a diminuire, in particolare per valori elevati di  $E$ , a causa della riduzione dell'effetto Windkessel, che limita la capacità del sistema di mantenere la pressione durante la fase diastolica (Westerhof et al., 2010).

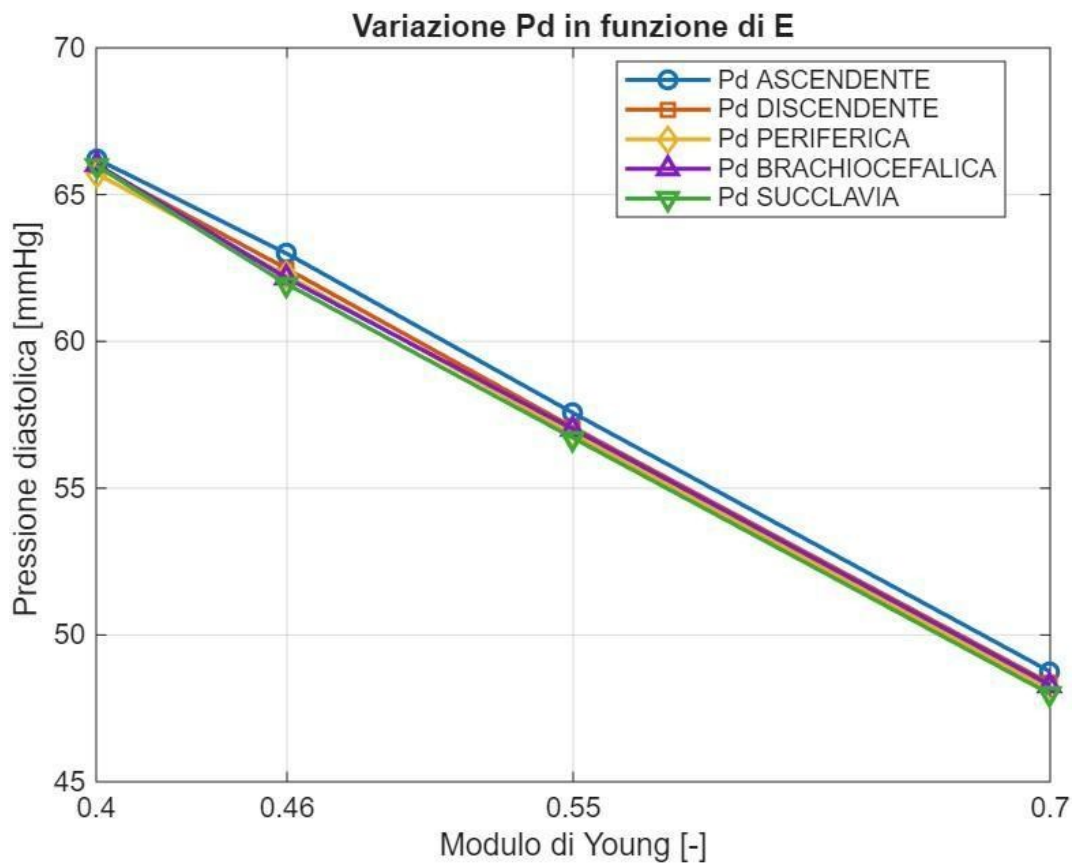


Figura 3.4: Pressione diastolica (Pd) al variare del modulo di Young (E).

MODULO DI YOUNG [-]	Pd ASCENDENTE [mmHg]	Pd DISCENDENTE [mmHg]	Pd PERIFERICA [mmHg]	Pd BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Pd SUCCLAVIA [mmHg]
0.4	66.22	65.96	65.72	66.04	65.99
0.46	62.99	62.47	62.24	62.15	61.95
0.55	57.56	57.07	56.85	57.01	56.71
0.7	48.75	48.35	48.16	48.29	47.99

Tabella 3.14: Pressione diastolica (Pd) al variare del modulo di Young (E).

Per quanto riguarda la distribuzione spaziale delle pressioni, l'aorta ascendente mantiene valori sistolici costantemente superiori rispetto agli altri distretti, in accordo con la sua prossimità alla sorgente pulsatile. L'aorta discendente e il compartimento periferico presentano invece valori tra loro simili e leggermente inferiori, indicando una distribuzione relativamente uniforme lungo la linea principale del flusso.

Un aspetto particolarmente rilevante emerge dal confronto tra l'aorta discendente e i rami brachio-succlavici. Per bassi valori del modulo di Young, le pressioni nei diversi distretti risultano pressoché coincidenti, a testimonianza di un sistema altamente compliant in cui le differenze locali sono fortemente smorzate.

All'aumentare della rigidità, si osserva invece una progressiva divergenza del comportamento pressorio: la pressione sistolica nei rami sovraortici diventa maggiore rispetto a quella dell'aorta discendente, mentre la pressione diastolica risulta inferiore. In condizioni di elevata rigidità, le onde riflesse tendono a sovrapporsi più precocemente all'onda incidente, determinando un'amplificazione della componente sistolica nei rami e una riduzione della pressione diastolica (*Reymond et al., 2009; Nichols et al., 2011*).

Nel complesso, i risultati evidenziano come il modulo di Young influenzi in modo diretto la componente pulsatile della risposta emodinamica, determinando variazioni marcate della pressione sistolica e della Pressione Pulsatile, a fronte di effetti più contenuti sulla distribuzione globale della pressione lungo il sistema. Questo comportamento è coerente con la fisiologia cardiovascolare, in cui la rigidità arteriosa agisce principalmente sulla dinamica dell'onda pressoria piuttosto che sul livello pressorio medio (*Westerhof et al., 2008; Nichols et al., 2011*).

Dal punto di vista interpretativo, il modello si dimostra in grado di riprodurre correttamente gli effetti della rigidità arteriosa, risultando particolarmente sensibile alle variazioni del modulo elastico. Tuttavia, la progressiva divergenza delle pressioni tra i diversi distretti, soprattutto nei rami sovraortici, è rappresentata in forma attenuata rispetto a quanto atteso in un sistema reale, suggerendo una limitata capacità del modello di catturare pienamente i fenomeni di riflessione e amplificazione locale dell'onda pressoria.

Questo implica che il modello risulta adeguato per l'analisi delle tendenze globali associate alla rigidità arteriosa e per studi parametrici, mentre può presentare limitazioni nella descrizione dettagliata delle differenze locali tra compartimenti, che dipendono da fenomeni di propagazione e interazione d'onda non esplicitamente rappresentati nell'approccio 0D (*Reymond et al., 2009; Formaggia et al., 2009*).

### 3.2.3 Effetto della valvola di post-carico

L'influenza della valvola di post-carico sulla dinamica emodinamica del sistema è stata analizzata mediante simulazioni in cui è stata variata la resistenza associata alla valvola posta a valle del distretto periferico. Tale configurazione risulta particolarmente significativa, in quanto il post-carico rappresenta uno dei principali determinanti della pressione arteriosa e del lavoro cardiaco.

Dal punto di vista fisico, la variazione dell'apertura della valvola si traduce in una modifica diretta della resistenza idraulica complessiva del sistema. Un aumento dell'apertura comporta una riduzione della resistenza al flusso, favorendo l'incremento della portata a valle; viceversa, una chiusura parziale determina un aumento della resistenza, con conseguente riduzione del flusso e incremento delle pressioni a monte. Questo comportamento è coerente con le leggi fondamentali dell'emodinamica, che legano pressione, portata e resistenza secondo relazioni analoghe alla legge di Ohm per i sistemi fluidodinamici (Westerhof et al., 2010; Formaggia et al., 2009).

I risultati delle simulazioni evidenziano come la variazione del post-carico influenzi in modo significativo la distribuzione delle pressioni nei diversi compartimenti del sistema.

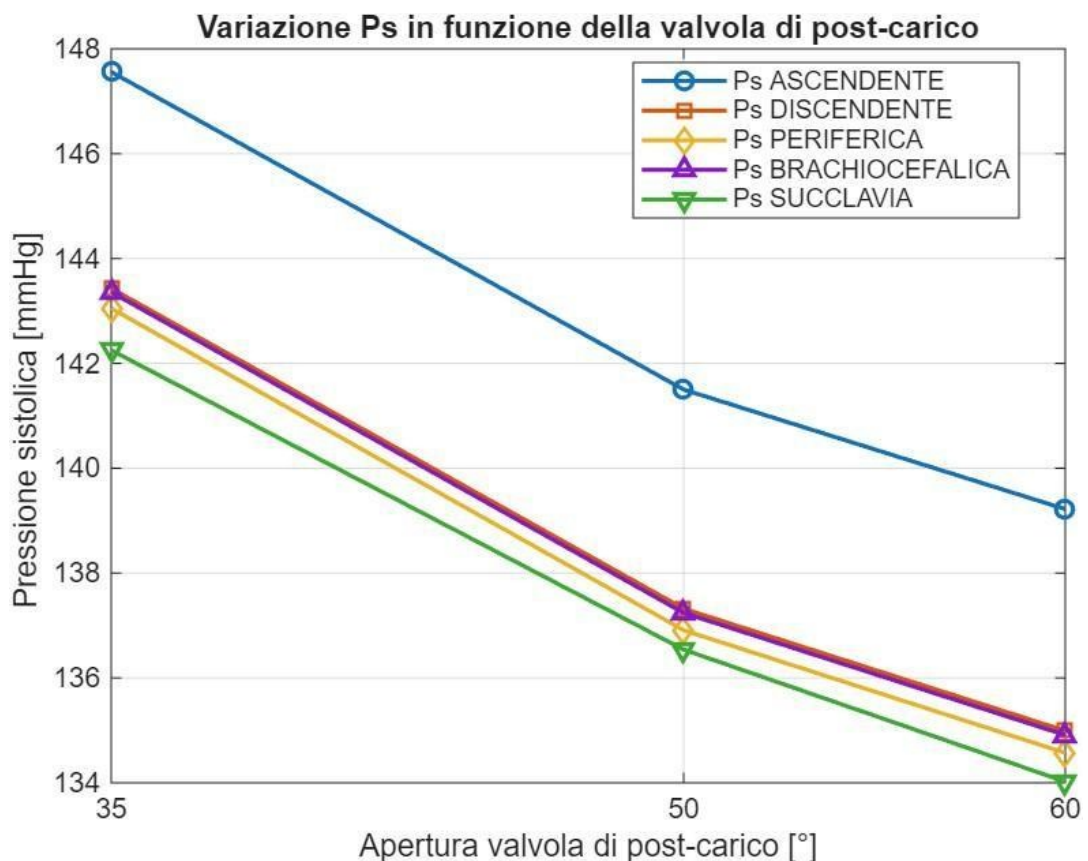


Figura 3.5: Pressione sistolica (Ps) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di 1/2".

VALVOLA POST-CARICO	Ps ASCENDENTE [mmHg]	Ps DISCENDENTE [mmHg]	Ps PERIFERICA [mmHg]	Ps BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Ps SUCCLAVIA [mmHg]
35°	147.56	143.43	143.05	143.36	142.25
50°	141.5	137.32	136.91	137.24	136.54
60°	139.22	134.99	134.57	134.91	134.02

Tabella 3.15: Pressione sistolica (Ps) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di ½".

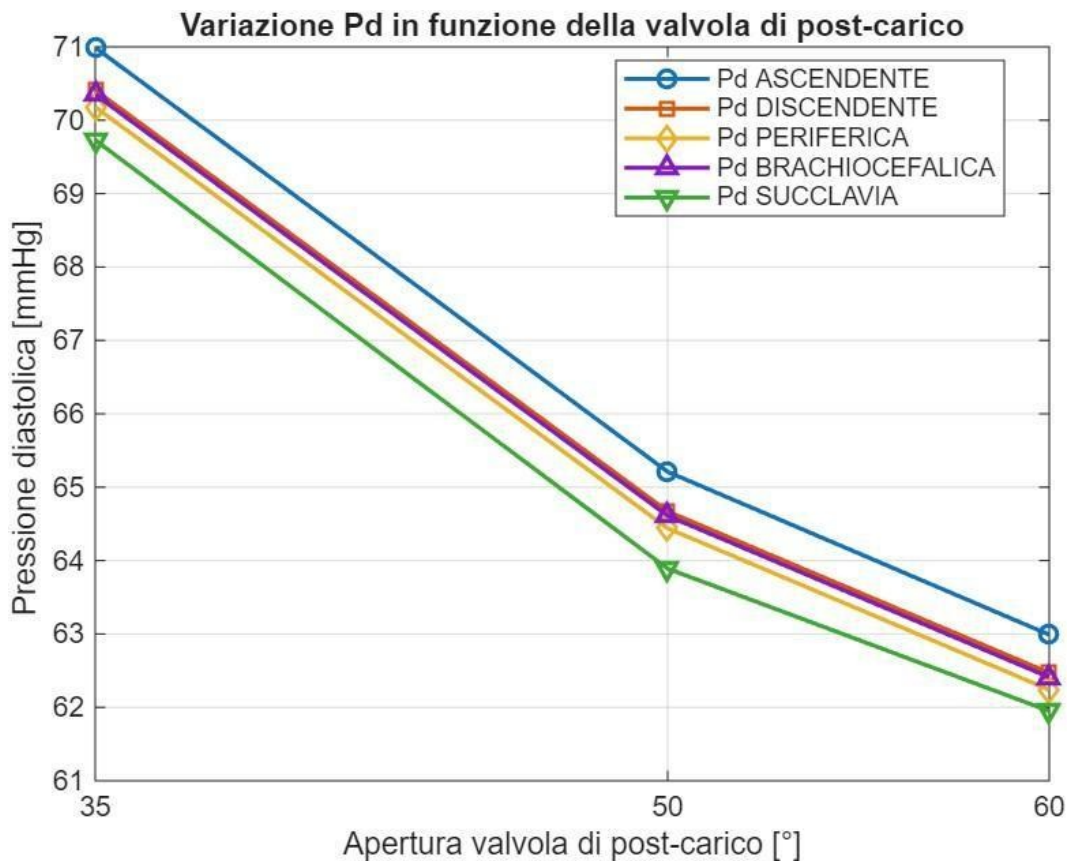


Figura 3.6: Pressione diastolica (Pd) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di ½".

VALVOLA POST-CARICO	Pd ASCENDENTE [mmHg]	Pd DISCENDENTE [mmHg]	Pd PERIFERICA [mmHg]	Pd BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Pd SUCCLAVIA [mmHg]
35°	70.99	70.41	70.18	70.35	69.73
50°	65.21	64.67	64.44	64.61	63.89
60°	62.99	62.47	62.24	62.41	61.95

Tabella 3.16: Pressione diastolica (Pd) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di ½".

Nei tratti prossimali, in particolare nell'aorta ascendente e nei rami brachio-succlavici, si osserva un aumento marcato sia della pressione sistolica sia di quella diastolica all'aumentare della chiusura valvolare. Questo effetto è attribuibile all'incremento del carico contro cui il sistema deve lavorare: una maggiore resistenza a valle richiede una

pressione più elevata per garantire il flusso, determinando un aumento globale del livello pressorio. Tale comportamento è coerente con quanto osservato nella fisiologia cardiovascolare, dove un aumento del post-carico è associato a un incremento della pressione arteriosa e del lavoro del ventricolo sinistro (*Westerhof et al., 2008*).

Nell'aorta discendente, anch'essa posta a monte della valvola, si osserva un incremento della pressione, sebbene di entità inferiore rispetto ai tratti più prossimali. Questa differenza è riconducibile alle perdite di energia lungo il sistema e alle caratteristiche di impedenza del vaso, che attenuano la propagazione delle variazioni pressorie lungo il tratto arterioso.

Per quanto riguarda il distretto periferico, localizzato immediatamente a monte della valvola, il comportamento risulta fortemente influenzato dalla posizione della stessa. In questo caso, un aumento dell'apertura valvolare comporta una riduzione della resistenza complessiva e un incremento del flusso a valle, con conseguente aumento della pressione locale. Al contrario, una chiusura della valvola riduce il flusso e determina una diminuzione della pressione periferica. Questo risultato evidenzia come, a differenza dei tratti più prossimali, la pressione in questo compartimento sia maggiormente legata alla distribuzione del flusso piuttosto che al livello globale di post-carico.

I risultati evidenziano come il post-carico agisca come principale determinante del livello pressorio globale del sistema, influenzando in modo diretto sia la pressione sistolica sia quella diastolica nei compartimenti a monte. Questo comportamento è coerente con la fisiologia cardiovascolare, in cui la resistenza periferica regola il livello medio della pressione arteriosa e il lavoro del ventricolo sinistro (*Westerhof et al., 2010; Nichols et al., 2011*).

Dal punto di vista interpretativo, il modello riproduce correttamente la relazione tra resistenza, pressione e portata, mostrando una risposta globale coerente con le leggi dell'emodinamica. Tuttavia, la variazione della pressione nel distretto periferico, fortemente legata alla posizione della valvola, evidenzia anche una sensibilità locale che nel modello è rappresentata in forma semplificata, senza considerare effetti dinamici più complessi legati alla propagazione dell'onda.

Questo implica che il modello risulta particolarmente affidabile per l'analisi dell'effetto del post-carico sul comportamento globale del sistema, mentre può presentare limitazioni nella descrizione dettagliata della distribuzione locale della pressione, soprattutto in prossimità delle condizioni al contorno, dove nei sistemi reali intervengono fenomeni di riflessione e interazione d'onda non esplicitamente modellati (*Reymond et al., 2009; Formaggia et al., 2009*).

### 3.2.4 Effetto della valvola dei tronchi sovraortici

Nel presente test è stata analizzata l'influenza della variazione dell'apertura della valvola posta a valle dei rami brachiocefalico e succlavia, al fine di valutare l'impatto di una variazione localizzata della resistenza su un ramo secondario del sistema arterioso. Tale configurazione consente di studiare la sensibilità del sistema emodinamico a perturbazioni locali e la conseguente redistribuzione della portata tra i diversi distretti.

Dal punto di vista fisico, la progressiva riduzione dell'apertura valvolare comporta un aumento della resistenza idraulica nei rami brachio-succlavici, con conseguente diminuzione della portata che li attraversa. Tuttavia, poiché tali rami rappresentano una porzione secondaria del sistema rispetto alla linea principale aortica, il loro contributo al bilancio globale delle resistenze risulta limitato. Di conseguenza, l'effetto sul comportamento complessivo del sistema è modesto, in accordo con i principi della distribuzione del flusso nei sistemi vascolari ramificati (*Westerhof et al., 2010*).

I risultati delle simulazioni evidenziano infatti variazioni pressorie estremamente contenute, dell'ordine dei centesimi o, al più, dei decimi di mmHg. In particolare, l'aorta ascendente presenta valori di pressione sistolica e diastolica pressoché invariati al variare dell'apertura della valvola, indicando che il post-carico globale del sistema non viene significativamente modificato. Analogamente, l'aorta discendente mostra variazioni trascurabili, confermando che il flusso principale lungo la linea aortica rimane sostanzialmente inalterato.

Il distretto periferico collegato all' aorta discendente evidenzia anch'esso variazioni minime, con una lieve tendenza alla diminuzione della pressione all'aumentare della resistenza nei rami brachio-succlavici. Tale comportamento è interpretabile come conseguenza della redistribuzione della portata: la chiusura parziale dei rami secondari comporta infatti un maggiore convogliamento del flusso nella linea principale, con effetti locali limitati ma coerenti dal punto di vista emodinamico.

Per quanto riguardano i rami brachiocefalico e succlavia, direttamente interessati dalla variazione di resistenza, si osservano variazioni pressorie anche se contenute. Questo risultato è coerente con la natura del modello adottato: nei modelli a parametri concentrati di tipo Windkessel, la pressione è definita a livello di nodo e non è possibile risolvere variazioni spaziali locali. Di conseguenza, compartimenti con proprietà meccaniche simili tendono a presentare valori pressori simili (*Formaggia et al., 2009; Reymond et al., 2009*). Nel caso in esame, la geometria dei due rami, abbastanza simile, unita alla presenza della medesima condizione a valle, determina una distribuzione pressoria sostanzialmente uniforme.

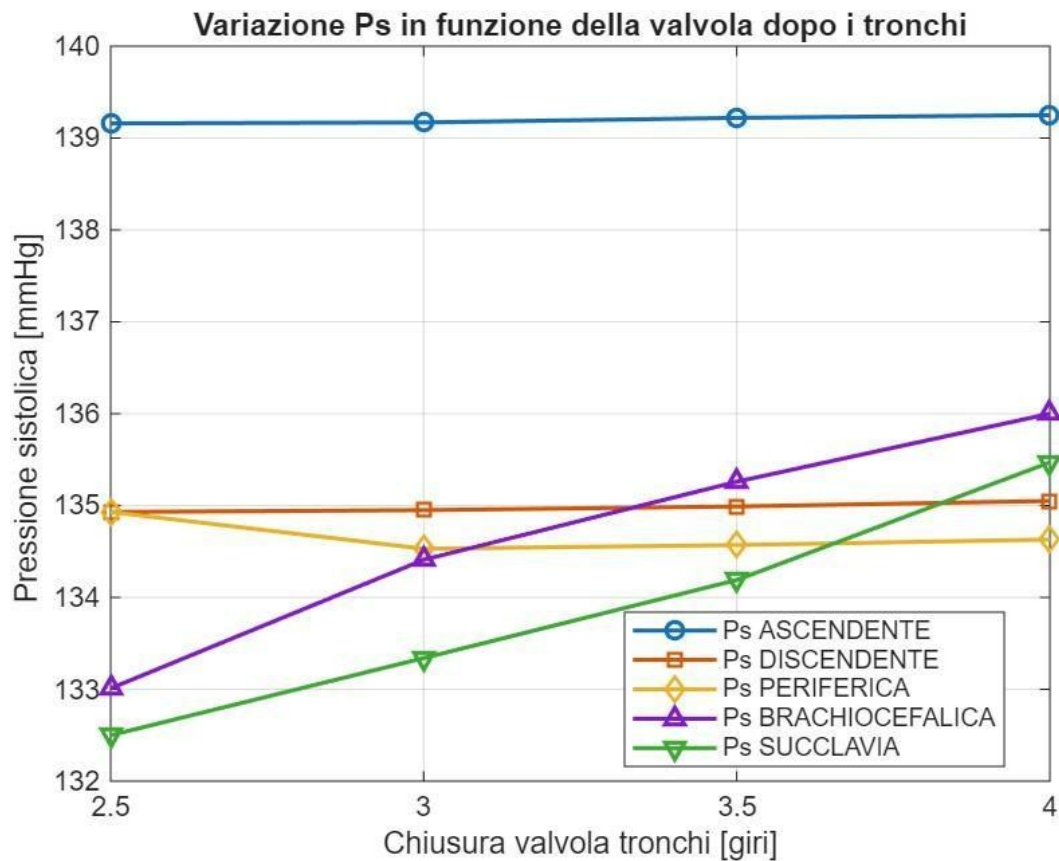


Figura 3.7: Pressione sistolica (Ps) al variare della chiusura della valvola posta dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".

VALVOLA TRONCHI	Ps ASCENDENTE [mmHg]	Ps DISCENDENTE [mmHg]	Ps PERIFERICA [mmHg]	Ps BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Ps SUCCLAVIA [mmHg]
2.5 giri	139.16	134.93	134.93	133.01	132.5
3 giri	139.17	134.95	134.53	134.41	133.34
3.5 giri	139.22	134.99	134.57	135.26	134.19
4 giri	139.25	135.05	134.63	136.00	135.47

Tabella 3.17: Pressione sistolica (Ps) al variare della chiusura della valvola posta dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".

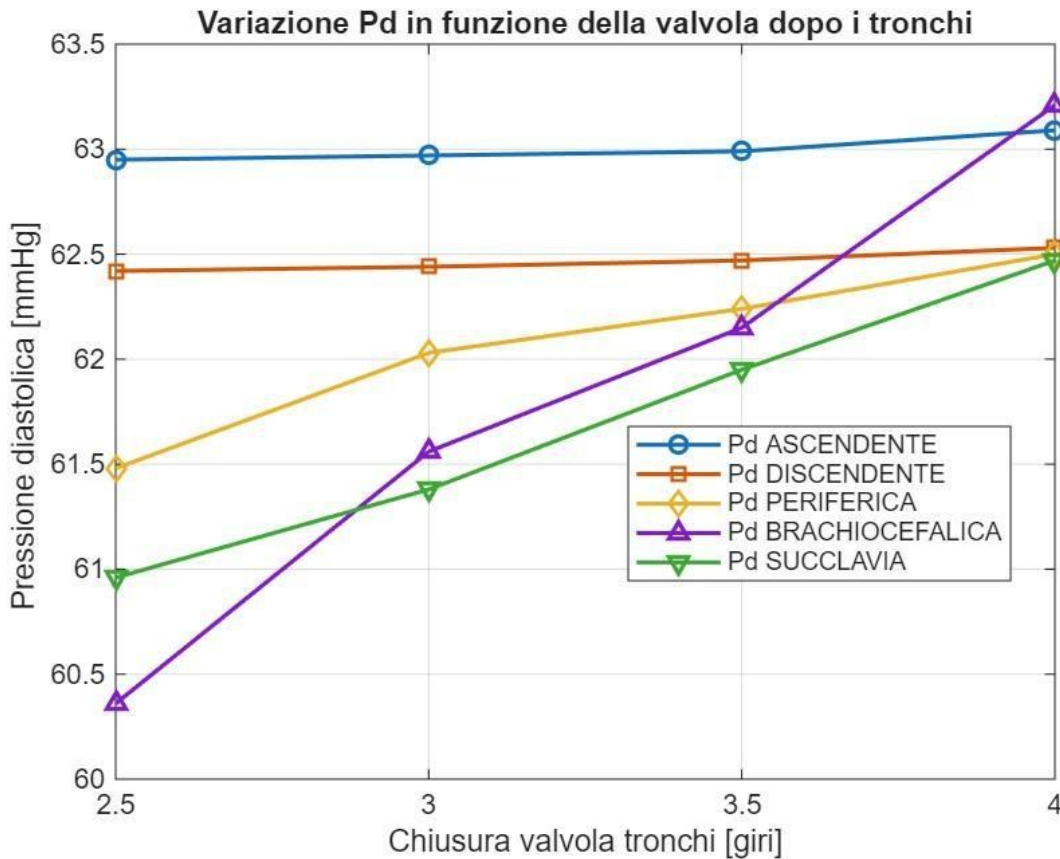


Figura 3.8: Pressione diastolica (Pd) al variare della chiusura della valvola posta dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".

VALVOLA TRONCHI	Pd ASCENDENTE [mmHg]	Pd DISCENDENTE [mmHg]	Pd PERIFERICA [mmHg]	Pd BRACHIOCEFALICA [mmHg]	Pd SUCCLAVIA [mmHg]
2.5 giri	62.95	62.42	61.48	60.36	60.96
3 giri	62.97	62.44	62.03	61.56	61.38
3.5 giri	62.99	62.47	62.24	62.15	61.95
4 giri	63.09	62.53	62.5	63.21	62.47

Tabella 3.18: Pressione diastolica (Pd) al variare della chiusura della valvola posta dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".

Un confronto con i risultati sperimentali ottenuti in laboratorio evidenzia tuttavia una differenza quantitativa significativa: nel sistema reale si osservano variazioni pressorie nell'arco aortico dell'ordine di alcuni mmHg al variare delle condizioni di carico. Tale discrepanza è attribuibile ai limiti intrinseci del modello OD, che non include la propagazione delle onde di pressione, gli effetti inerziali del fluido e le riflessioni d'onda dovute a discontinuità geometriche. In sistemi reali, questi fenomeni giocano un ruolo fondamentale nella modulazione locale della pressione e possono amplificare significativamente gli effetti di variazioni anche modeste della resistenza (Nichols et al., 2011; Raymond et al., 2009).

Dal punto di vista della distribuzione delle portate, la variazione dell'apertura della valvola dei tronchi sovraortici evidenzia un comportamento pienamente coerente con i

principi di conservazione della portata e con la natura ramificata del sistema. In tutte le configurazioni analizzate, la portata in ingresso nell'aorta ascendente si mantiene costante, in quanto imposta come condizione al contorno del modello. Le variazioni osservate riguardano pertanto esclusivamente la ripartizione del flusso tra il ramo discendente e i rami sovraortici. In particolare, all'aumentare del numero di giri della valvola dei tronchi, corrispondente a una progressiva riduzione dell'area efficace e quindi a un aumento della resistenza nei rami brachio-succlavici, si osserva una diminuzione della portata nei tronchi e un contestuale incremento della portata nel ramo discendente. I risultati ottenuti sono riportati di seguito:

<b>VALVOLA TRONCHI</b>	<b>INGRESSO PROSSIMALE F1 [L/min]</b>	<b>USCITA DISTALE F2 [L/min]</b>	<b>RAMI SOVRAORTICI F3 [L/min]</b>
2.50 giri	5.00	3.91	1.20
3.00 giri	5.00	4.21	0.960
4.00 giri	5.00	4.56	0.750

*Tabella 3.19: Portate misurate nei diversi rami al variare della chiusura della valvola posta dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".*

Tale andamento evidenzia chiaramente come la valvola dei tronchi agisca come elemento di regolazione locale della distribuzione del flusso: una maggiore chiusura dei rami sovraortici comporta una riduzione della quota di portata che li attraversa e un conseguente convogliamento del flusso verso la linea aortica principale. Viceversa, condizioni di maggiore apertura favoriscono una più elevata perfusione dei rami collaterali.

Questo comportamento è analogo a quello osservabile in un sistema idraulico ramificato, in cui la variazione di resistenza su un ramo secondario non modifica la portata totale imposta a monte, ma ne altera la distribuzione tra i diversi percorsi disponibili. In tal senso, il modello riproduce correttamente il meccanismo di redistribuzione del flusso: in presenza di maggiore resistenza nei tronchi, il flusso proveniente dall'aorta ascendente viene progressivamente deviato verso il ramo discendente.

Nel complesso, i risultati evidenziano in modo chiaro come la variazione della resistenza nei rami sovraortici influenzi principalmente la distribuzione della portata, senza modificare in modo significativo il livello pressorio globale del sistema. Questo comportamento è coerente con la struttura gerarchica del sistema arterioso, in cui i rami secondari contribuiscono in misura limitata alla resistenza totale rispetto alla linea aortica principale (*Westerhof et al., 2010*).

Dal punto di vista interpretativo, il modello si dimostra particolarmente efficace nel riprodurre il meccanismo di redistribuzione del flusso: l'aumento della resistenza nei tronchi brachio-succlavici comporta una riduzione della portata nei rami collaterali e un contestuale incremento nel ramo discendente, in accordo con i principi di conservazione della massa. Questo conferma la capacità del modello di descrivere correttamente l'interazione tra i diversi rami del sistema.

Al contrario, le variazioni pressorie limitate osservate nei rami sovraortici evidenziano un limite strutturale del modello. Nei sistemi reali, infatti, modifiche locali della resistenza possono generare variazioni di pressione più marcate a causa di fenomeni di propagazione dell'onda, riflessioni e interazioni tra onde incidenti e riflesse, che non sono rappresentati nei modelli zero-dimensionali (*Reymond et al., 2009; Nichols et al., 2011*). Il modello restituisce quindi una risposta più smorzata e uniforme, tipica dell'approccio a parametri concentrati.

Ciò implica che il modello risulta affidabile per lo studio della distribuzione globale del flusso e per l'analisi dell'effetto delle resistenze locali sulla ripartizione della portata, mentre presenta limitazioni nella descrizione delle variazioni pressorie locali nei rami secondari. In particolare, l'interpretazione dei risultati nei distretti sovraortici deve essere effettuata con cautela, soprattutto quando si vogliono analizzare effetti locali o fenomeni legati alla propagazione dell'onda.

### 3.3 Analisi della risposta pressoria e della Pressione Pulsatile

La Pressione Pulsatile (PP) rappresenta una delle grandezze emodinamiche più significative per la caratterizzazione del comportamento pulsatile del sistema arterioso. Dal punto di vista fisiologico, essa costituisce un indice sintetico dell'interazione tra gittata sistolica, compliance arteriosa e resistenza periferica, ed è pertanto particolarmente utile per interpretare sia i risultati sperimentali sia la risposta del modello computazionale (*Westerhof et al., 2008; Nichols et al., 2011*).

Nel banco prova sperimentale, le misure effettuate in regime pulsatile a circa 100 mmHg hanno evidenziato valori di Pressione Pulsatile dell'ordine di alcune decine di mmHg nei compartimenti prossimali e distali del sistema. In particolare, nelle configurazioni analizzate si osservano valori più elevati nei tratti prossimali, in prossimità della sorgente pulsatile, e una progressiva attenuazione lungo il sistema, effetto riconducibile al ruolo della compliance del circuito e alla dissipazione energetica associata alle resistenze periferiche. Questo comportamento è coerente con la fisiologia arteriosa: l'aorta prossimale, pur ricevendo direttamente l'impulso sistolico, agisce come serbatoio elastico, immagazzinando parte dell'energia durante la sistole e restituendola in diastole. La Pressione Pulsatile dipende quindi in maniera sensibile dalla capacità del sistema di smorzare l'onda di pressione attraverso il meccanismo di Windkessel (*Westerhof et al., 2010*).

L'analisi numerica condotta nei paragrafi precedenti mostra come la Pressione Pulsatile risulti strettamente influenzata dai parametri biomeccanici e periferici del modello. In particolare, l'aumento dello spessore parietale e del modulo di Young determina una riduzione della compliance vascolare e quindi un incremento dell'ampiezza dell'onda pressoria. Dal punto di vista fisico, una parete più rigida si espande meno durante la sistole, con conseguente aumento della pressione sistolica; allo stesso tempo, la minore capacità di accumulare energia elastica comporta una ridotta restituzione di pressione in diastole, con lieve diminuzione della pressione diastolica. Il risultato complessivo è un

aumento della Pressione Pulsatile, in accordo con quanto riportato nella letteratura emodinamica (Belz, 1995; Reymond et al., 2009; Nichols et al., 2011).

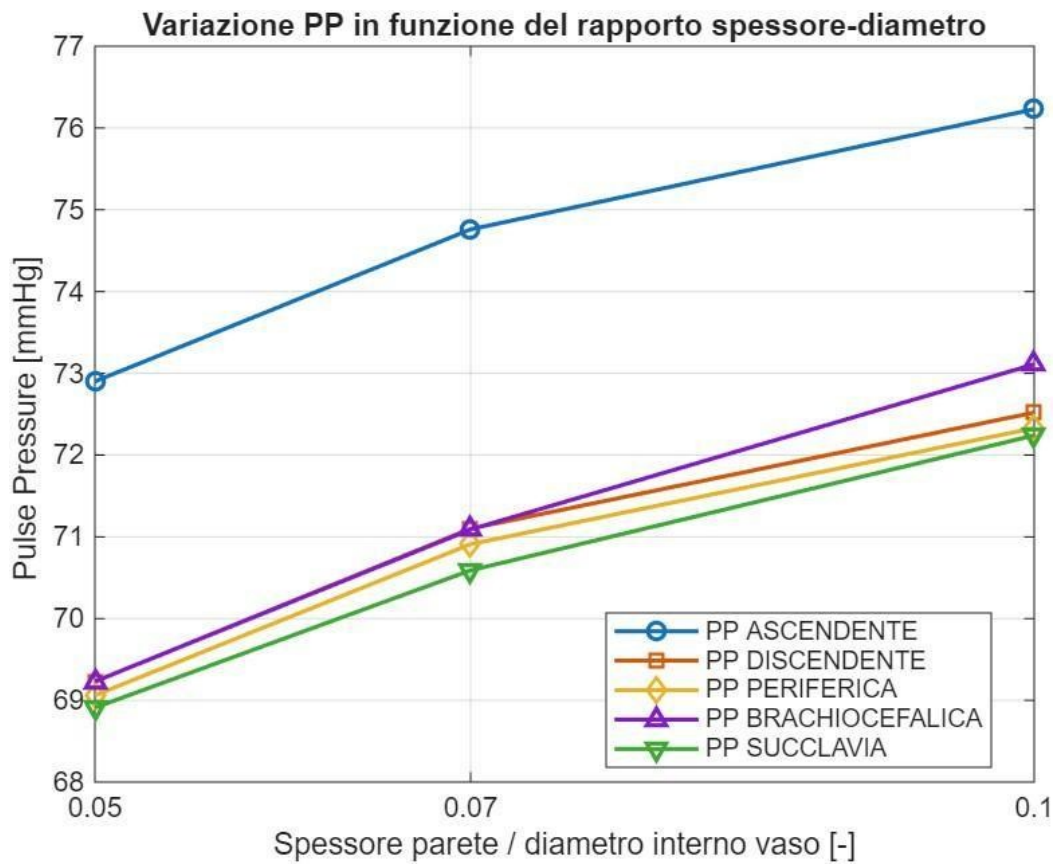


Figura 3.9: Pressione Pulsatile (PP) al variare del rapporto spessore/diametro.

<b>SPESSORE / DIAMETRO [-]</b>	<b>PP ASCENDENTE [mmHg]</b>	<b>PP DISCENDENTE [mmHg]</b>	<b>PP PERIFERICA [mmHg]</b>	<b>PP BRACHIOCEFALICA [mmHg]</b>	<b>PP SUCCLAVIA [mmHg]</b>
0.05	72.90	69.23	69.06	69.23	68.91
0.07	74.76	71.10	70.91	71.09	70.59
0.10	76.23	72.52	72.33	73.11	72.24

Tabella 3.20: Pressione Pulsatile (PP) al variare del rapporto spessore/diametro.

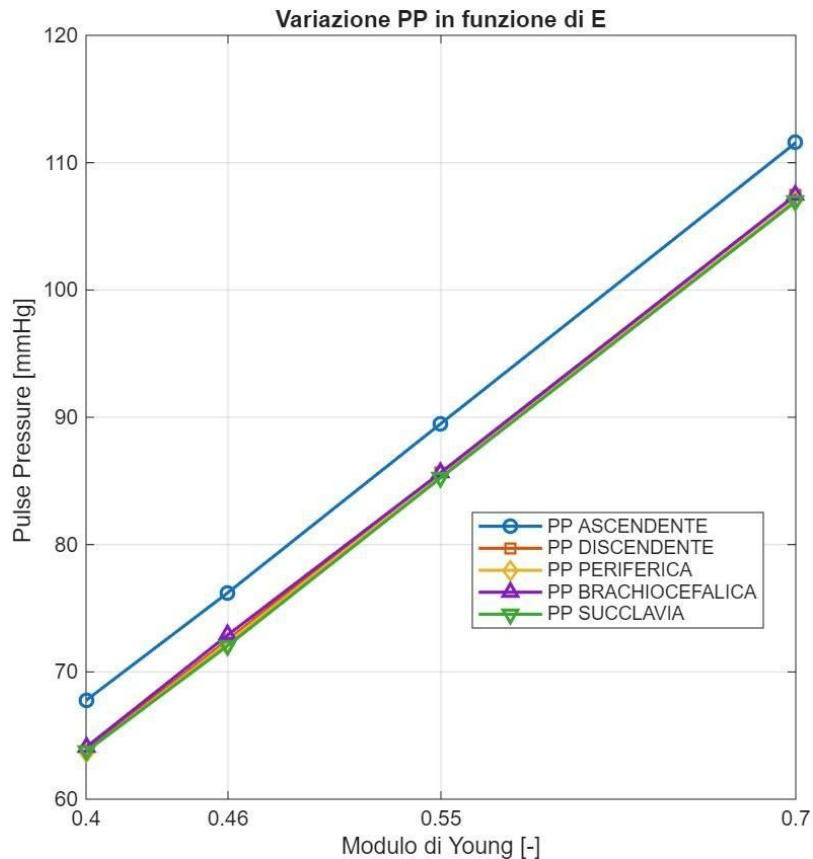


Figura 3.10: Pressione Pulsatile (PP) al variare del modulo di Young (E).

MODULO DI YOUNG [-]	PP ASCENDENTE [mmHg]	PP DISCENDENTE [mmHg]	PP PERIFERICA [mmHg]	PP BRACHIOCEFALICA [mmHg]	PP SUCCLAVIA [mmHg]
0.4	67.76	63.85	63.71	64.08	63.75
0.46	76.23	72.52	72.33	72.91	72.07
0.55	89.51	85.68	85.42	85.66	85.26
0.7	111.57	107.47	107.09	107.45	106.95

Tabella 3.21: Pressione Pulsatile (PP) al variare del modulo di Young (E).

L'effetto della rigidità risulta particolarmente evidente nei rami sovraortici, dove le variazioni di Pressione Pulsatile tendono a essere più marcate rispetto alla linea principale aortica. Questo comportamento è riconducibile non solo alla riduzione della compliance, ma anche all'incremento delle riflessioni d'onda e al mismatch di impedenza tra i diversi segmenti vascolari. In presenza di pareti più rigide, le onde riflesse tendono infatti a sovrapporsi più precocemente all'onda incidente, determinando un'amplificazione della componente sistolica locale e quindi della pressione pulsatoria (Nichols et al., 2011; Westerhof et al., 2008).

Anche il post-carico esercita un'influenza importante sulla Pressione Pulsatile. Le simulazioni e i risultati sperimentali mostrano che una maggiore chiusura della valvola di post-carico, corrispondente a un aumento della resistenza periferica equivalente, si associa in generale a un incremento del livello pressorio a monte e a una modifica dell'ampiezza dell'onda pulsatile. In questo caso, la Pressione Pulsatile non dipende

esclusivamente dalla compliance del sistema, ma anche dal diverso equilibrio tra flusso e resistenza periferica. L'aumento del post-carico tende infatti a innalzare la pressione sistolica per effetto del maggiore carico imposto al sistema, mentre la pressione diastolica può mantenersi più elevata per la minore capacità di svuotamento del circuito. La risposta della PP alla variazione del post-carico risulta quindi più complessa rispetto a quella osservata per la sola rigidità parietale, ma resta pienamente coerente con la fisiologia del sistema arterioso (Westerhof et al., 2010; Formaggia et al., 2009).

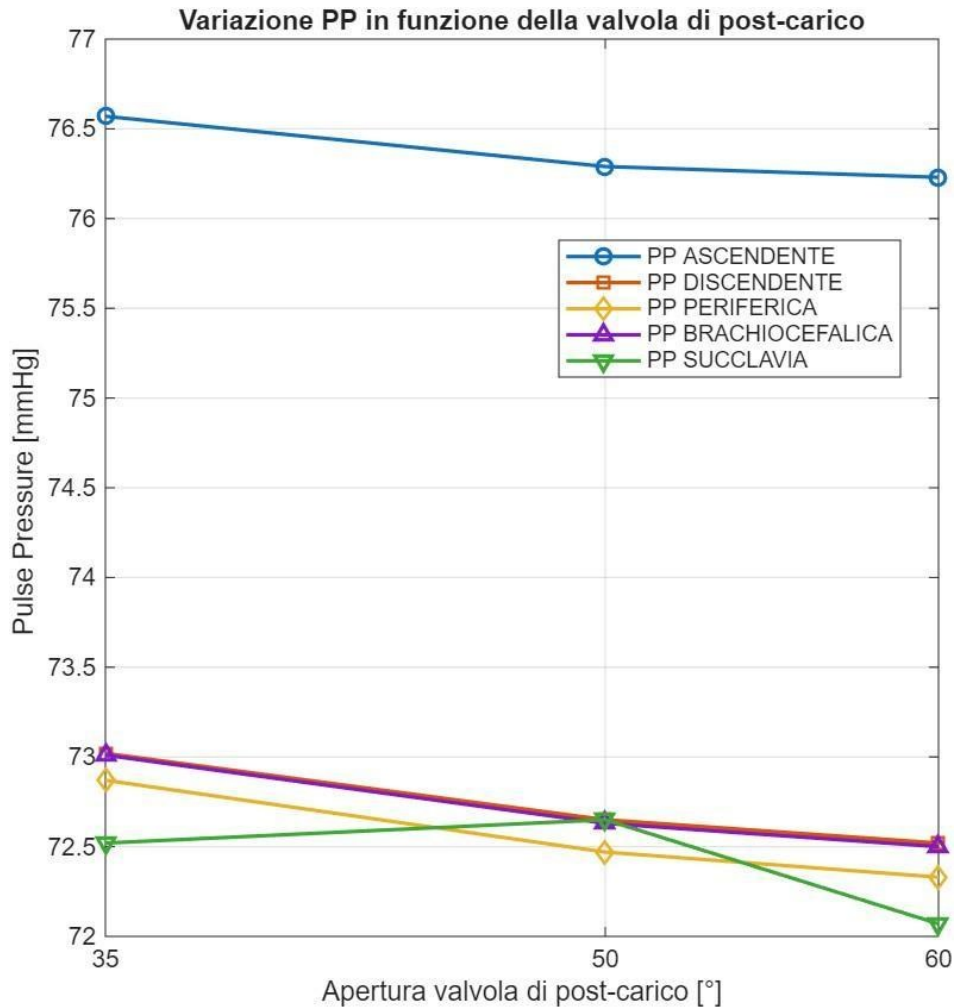


Figura 3.11: Pressione Pulsatile (PP) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di 1/2".

VALVOLA POST-CARICO	PP ASCENDENTE [mmHg]	PP DISCENDENTE [mmHg]	PP PERIFERICA [mmHg]	PP BRACHIOCEFALICA [mmHg]	PP SUCCLAVIA [mmHg]
35°	76.57	73.02	72.87	73.01	72.52
50°	76.29	72.65	72.47	72.63	72.65
60°	76.23	72.52	72.33	72.50	72.07

Tabella 3.22: Pressione Pulsatile (PP) al variare dell'apertura della valvola di post-carico di 1/2".

Diverso è invece il caso della variazione dell'apertura dei tronchi sovraortici. Come mostrato nelle simulazioni, la modifica della resistenza localizzata nei rami brachiocefalico e succlavia produce effetti molto più contenuti sulla Pressione Pulsatile globale. Questo risultato è atteso, poiché tali rami rappresentano un contributo secondario rispetto alla linea principale dell'aorta e non alterano in maniera significativa il post-carico complessivo del sistema. Le eventuali variazioni della pressione pulsatoria risultano perciò limitate e prevalentemente locali. Il confronto con i risultati sperimentali mostra tuttavia che, nel sistema reale, anche queste modifiche possono generare differenze di alcuni mmHg, a causa di fenomeni che il modello 0D non è in grado di rappresentare pienamente, quali propagazione dell'onda, effetti inerziali e riflessioni locali (Reymond et al., 2009).

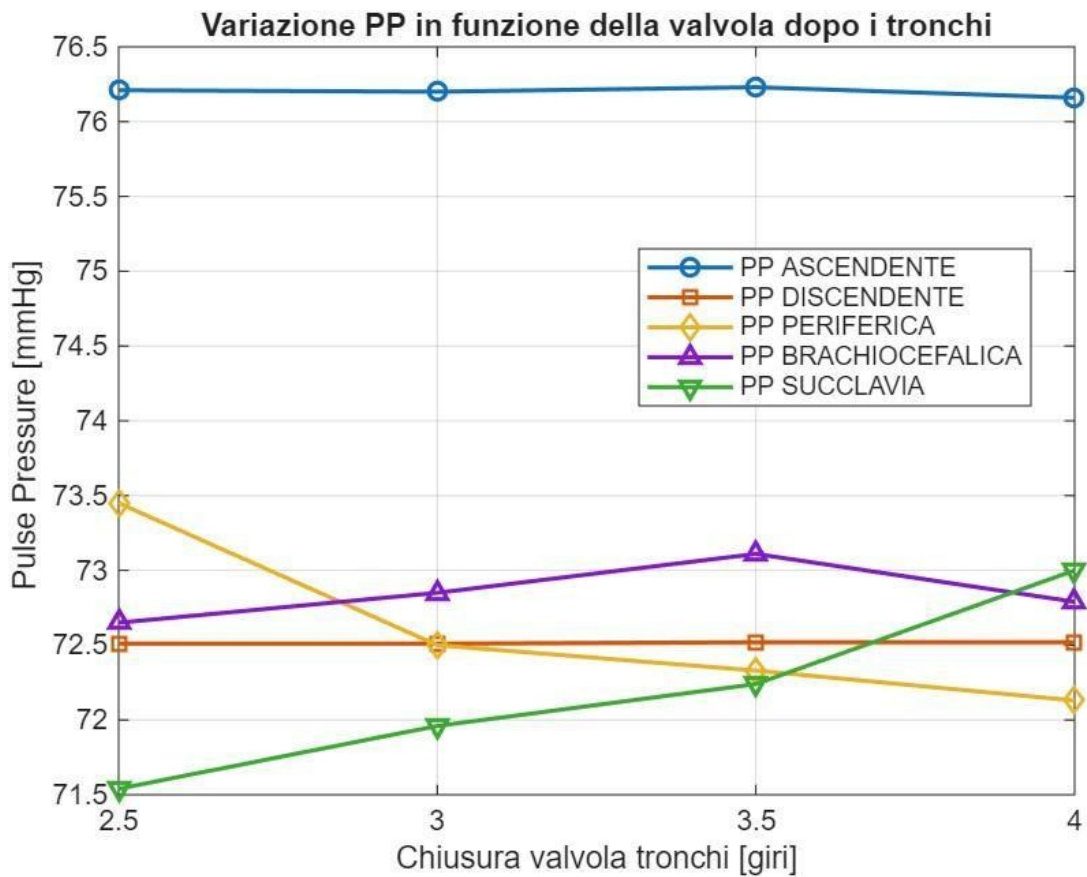


Figura 3.12: Pressione Pulsatile (PP) al variare della chiusura della valvola dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".

VALVOLA TRONCHI	PP ASCENDENTE [mmHg]	PP DISCENDENTE [mmHg]	PP PERIFERICA [mmHg]	PP BRACHIOCEFALICA [mmHg]	PP SUCCLAVIA [mmHg]
2.5 giri	76.21	72.51	73.45	72.65	71.54
3 giri	76.2	72.51	72.5	72.85	71.96
3.5 giri	76.23	72.52	72.33	73.11	72.24
4 giri	76.16	72.52	72.13	72.79	73.00

Tabella 3.23: Pressione Pulsatile (PP) al variare della chiusura della valvola dopo i tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".

Nel complesso, l'analisi della Pressione Pulsatile conferma che questa grandezza costituisce un indicatore particolarmente sensibile della dinamica globale del sistema arterioso. A differenza della sola pressione media, che risente soprattutto della resistenza periferica, la Pressione Pulsatile riflette in maniera diretta le proprietà elastiche del sistema e il modo in cui l'energia pulsatile viene immagazzinata, trasmessa e dissipata lungo l'aorta. Per questo motivo, la sua valutazione rappresenta uno strumento particolarmente utile per la validazione del modello e per l'interpretazione dei risultati ottenuti nelle diverse configurazioni simulate.

I risultati ottenuti nel presente lavoro risultano nel complesso coerenti con quanto atteso dalla fisiologia cardiovascolare e dalla letteratura: un aumento della rigidità arteriosa determina un incremento della pressione pulsatoria; una variazione del post-carico modifica la Pressione Pulsatile attraverso l'interazione tra resistenza e risposta elastica del sistema; le variazioni di resistenza localizzate nei rami secondari producono invece effetti più contenuti e prevalentemente locali. Tale coerenza conferma la capacità del modello di riprodurre in modo realistico i principali meccanismi che governano la dinamica pressoria del sistema aortico.

### 3.4 Validazione quantitativa del modello numerico

Nel seguente paragrafo vengono riportati e discussi i risultati dell'analisi quantitativa degli errori, introdotta nel paragrafo 2.6, al fine di valutare il grado di accordo tra modello numerico e dati sperimentali nelle diverse configurazioni di funzionamento.

In particolare, l'attenzione è rivolta al comportamento del modello al variare delle condizioni di carico, distinguendo tra le variazioni del post-carico sistemico e quelle associate ai rami sovraortici. Questa fase consente di passare da una valutazione qualitativa della risposta del sistema a una verifica quantitativa della capacità del modello di riprodurre le condizioni sperimentali, individuando in modo diretto le configurazioni in cui il modello risulta maggiormente accurato e quelle in cui emergono le principali discrepanze.

<b>VALVOLA POST-CARICO</b>	<b><math>\epsilon</math> ASCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> DISCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> TRONCHI</b>
35°	5.50 %	3.84 %	3.02 %
50°	5.93 %	2.13 %	0.29 %

*Tabella 3.24: Errore percentuale sulla pressione diastolica per diverse configurazioni della valvola di post-carico di 1/2".*

Dal punto di vista della pressione diastolica, il modello mostra un buon livello di accuratezza, con errori generalmente contenuti al di sotto del 6%. In particolare, si osserva una riduzione dell'errore nei tratti distali all'aumentare dell'apertura della valvola, con valori particolarmente bassi nel compartimento dei tronchi ( $\approx 0.3\%$  a 50°).

Questo comportamento è coerente con il fatto che la pressione diastolica è fortemente influenzata dal post-carico periferico, che nel modello è rappresentato tramite una resistenza equivalente calibrata sui dati sperimentali. La buona corrispondenza osservata suggerisce quindi una corretta rappresentazione del contributo resistivo del sistema, in linea con quanto riportato nei modelli in letteratura (*Westerhof et al., 2010*).

<b>VALVOLA POST-CARICO</b>	<b><math>\epsilon</math> ASCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> DISCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> TRONCHI</b>
35°	5.81 %	4.18 %	4.72 %
50°	8.30 %	8.76 %	9.66 %

*Tabella 3.25: Errore percentuale sulla pressione sistolica per diverse configurazioni della valvola di post-carico di ½".*

Per quanto riguarda la pressione sistolica, si osservano errori più elevati rispetto alla componente diastolica, in particolare per la configurazione a 50°, dove i valori raggiungono circa il 9–10%.

Questo risultato è fisiologicamente giustificabile, in quanto la pressione sistolica è maggiormente influenzata dalle proprietà elastiche del sistema (compliance aortica) e dagli effetti dinamici legati alla propagazione dell'onda pressoria, che nei modelli 0D sono rappresentati in forma semplificata.

Nonostante ciò, gli errori rimangono complessivamente contenuti entro il 10%, valore generalmente considerato accettabile nei modelli a parametri concentrati cardiovascolari (Reymond et al., 2009), confermando la capacità del modello di riprodurre adeguatamente il comportamento globale del sistema.

<b>VALVOLA POST-CARICO</b>	<b><math>\epsilon</math> ASCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> DISCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> TRONCHI</b>
35°	19.01%	13.28%	20.39%
50°	24.39%	20.72%	20.28%

*Tabella 3.26: Errore percentuale della Pressione Pulsatile per diverse configurazioni della valvola di post-carico di ½".*

Gli errori associati alla Pressione Pulsatile risultano significativamente più elevati rispetto a quelli osservati per pressione sistolica e diastolica, con valori compresi tra circa il 13% e il 24%. Questo comportamento è atteso, in quanto la Pressione Pulsatile rappresenta una grandezza particolarmente sensibile alle proprietà elastiche del sistema e agli effetti dinamici legati alla propagazione e riflessione delle onde pressorie. Nei modelli a parametri concentrati, tali fenomeni sono descritti in forma semplificata, il che può portare a una minore accuratezza nella riproduzione dell'ampiezza dell'onda pressoria (Westerhof et al., 2010; Reymond et al., 2009).

Si osserva inoltre un aumento dell'errore all'incrementare dell'apertura della valvola, suggerendo una maggiore difficoltà del modello nel descrivere correttamente le condizioni a bassa resistenza periferica, in cui la dinamica pulsatile diventa più marcata.

<b>VALVOLA TRONCHI</b>	<b>ε ASCENDENTE</b>	<b>ε DISCENDENTE</b>	<b>ε TRONCHI</b>
2.5 giri	10.19%	8.52%	7.56%
3 giri	9.07%	8.14%	1.93%
4 giri	4.34%	0.84%	0.71%

*Tabella 3.27: Errore percentuale sulla pressione diastolica per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".*

Nel caso della variazione della resistenza nei rami sovraortici, si osserva una maggiore variabilità degli errori, con valori inizialmente più elevati (fino a circa 10%) che tendono a ridursi significativamente all'aumentare dell'apertura della valvola.

In particolare, per la configurazione a 4 giri, gli errori risultano molto contenuti (<5% in tutti i compartimenti), indicando una migliore capacità del modello di riprodurre le condizioni a bassa resistenza nei rami collaterali.

Questo comportamento evidenzia come la modellazione dei rami sovraortici, essendo più sensibile alla distribuzione del flusso e alle interazioni tra compartimenti, introduca una maggiore complessità rispetto al caso del post-carico sistemico.

<b>VALVOLA TRONCHI</b>	<b>ε ASCENDENTE</b>	<b>ε DISCENDENTE</b>	<b>ε TRONCHI</b>
2.5 giri	2.79%	3.86%	6.93%
3 giri	2.38%	2.83%	5.35%
4 giri	2.04%	0.95%	3.44%

*Tabella 3.28: Errore percentuale sulla pressione sistolica per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".*

A differenza della pressione diastolica, l'errore sulla pressione sistolica risulta complessivamente più contenuto, con valori inferiori al 7% in tutte le configurazioni e inferiori al 3% nei compartimenti principali per aperture maggiori.

Questo risultato è particolarmente significativo, in quanto indica che il modello è in grado di riprodurre con buona accuratezza la componente dinamica dell'onda pressoria anche in presenza di variazioni nella distribuzione del flusso tra rami principali e collaterali.

La riduzione progressiva dell'errore all'aumentare dell'apertura della valvola suggerisce inoltre che il modello descrive in modo più efficace le condizioni in cui il sistema si avvicina a una configurazione a bassa impedenza nei rami sovraortici.

<b>VALVOLA TRONCHI</b>	<b><math>\epsilon</math> ASCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> DISCENDENTE</b>	<b><math>\epsilon</math> TRONCHI</b>
2.5 giri	16.73%	17.54%	20.80%
3 giri	14.26%	14.62%	12.34%
4 giri	8.00%	1.05%	7.06%

*Tabella 3.29: Errore percentuale della Pressione Pulsatile per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di 3/8".*

Nel caso della variazione della resistenza nei rami sovraortici, si osserva una riduzione progressiva dell'errore all'aumentare dell'apertura della valvola. In particolare, nella configurazione a 4 giri gli errori risultano sensibilmente inferiori rispetto ai casi precedenti, con valori molto contenuti nel tratto discendente.

Questo andamento indica che il modello descrive in modo più accurato la dinamica pulsatile quando il sistema si trova in condizioni di minore impedenza nei rami sovraortici, mentre mostra maggiori difficoltà nelle configurazioni a resistenza più elevata, in cui le interazioni tra compartimenti e gli effetti di riflessione risultano più rilevanti. Nonostante i valori di errore più elevati rispetto alle altre grandezze, l'andamento complessivo risulta coerente con quello osservato sperimentalmente, indicando che il modello è comunque in grado di catturare le principali variazioni della Pressione Pulsatile al variare delle condizioni di carico.

Per completare la validazione quantitativa del modello, è stato inoltre valutato l'errore relativo sulla portata nei rami sovraortici, considerati di particolare interesse nel presente lavoro. In questo caso l'analisi è stata limitata alla portata F3, corrispondente al flusso diretto verso i rami collaterali, poiché rappresenta la grandezza più sensibile alle variazioni della resistenza introdotta dalla valvola dei tronchi.

VALVOLA TRONCHI	$\epsilon$ TRONCHI
2.5 giri	7.69%
3 giri	5.88%
4 giri	5.00%

*Tabella 3.30: Errore percentuale della portata nei tronchi per diverse configurazioni della valvola dei tronchi di  $\frac{3}{8}$ ".*

I risultati mostrano errori sempre inferiori all'8%, con una progressiva riduzione all'aumentare dell'apertura della valvola. In particolare, l'errore passa da circa il 7.7% nella configurazione a 2.5 giri a circa il 5% nella configurazione a 4 giri. Questo andamento suggerisce che il modello è in grado di riprodurre con buona accuratezza la redistribuzione della portata tra ramo discendente e rami sovraortici, soprattutto nelle condizioni a minore resistenza locale.

Dal punto di vista fisiologico, il risultato è particolarmente significativo, in quanto conferma che il modello descrive correttamente il ruolo dei rami sovraortici come percorso alternativo di distribuzione del flusso. All'aumentare della resistenza nei tronchi, il flusso viene progressivamente deviato verso il ramo discendente, mentre una maggiore apertura favorisce una quota più elevata di portata nei rami collaterali. La buona corrispondenza osservata tra modello e dati sperimentali indica quindi che il modello a parametri concentrati è in grado di rappresentare in modo affidabile il bilancio di portata tra i diversi distretti, nonostante la semplificazione intrinseca dell'approccio OD (*Formaggia et al., 2009; Reymond et al., 2009*).

L'errore contenuto osservato sulla portata nei rami sovraortici rappresenta un ulteriore elemento a supporto della validità del modello, soprattutto considerando che uno degli obiettivi principali del presente lavoro era proprio l'analisi della distribuzione del flusso nei rami dell'arco aortico.

L'analisi quantitativa evidenzia come il modello sia in grado di riprodurre con buona accuratezza la pressione sistolica e diastolica, con errori generalmente inferiori al 10% per tutte le configurazioni analizzate, in linea con quanto riportato in letteratura per modelli a parametri concentrati del sistema cardiovascolare (*Reymond et al., 2009; Ghitti et al., 2022*).

Per quanto riguarda la pressione pulsatile, si osservano errori più elevati, coerenti con la maggiore complessità nella rappresentazione della componente pulsatile del sistema

nei modelli a parametri concentrati, che non descrivono esplicitamente i fenomeni di propagazione e riflessione dell'onda pressoria lungo l'albero arterioso (*Westerhof et al., 2010; Formaggia et al., 2009*).

Le discrepanze più rilevanti si manifestano nelle configurazioni caratterizzate da una maggiore sensibilità alla distribuzione del flusso e agli effetti di riflessione, in particolare nei rami sovraortici, confermando i limiti intrinseci dei modelli 0D nella descrizione dettagliata delle interazioni locali.

I risultati ottenuti dimostrano comunque che il modello fornisce una rappresentazione affidabile del comportamento emodinamico globale del sistema aortico e della distribuzione del flusso tra i diversi distretti, risultando adeguato per l'analisi della risposta pressoria e per studi parametrici sulle condizioni di carico.

### 3.5 Validazione qualitativa del modello numerico

Poiché il presente lavoro si concentra in modo particolare sul ruolo emodinamico dei rami sovraortici, l'analisi qualitativa è stata condotta confrontando le forme d'onda pressorie ottenute numericamente e sperimentalmente nei tronchi epiaortici, nelle stesse condizioni operative investigate nel banco prova.

Variando la valvola di post-carico sistemico, il confronto qualitativo mostra che il modello è in grado di riprodurre correttamente l'andamento generale della pressione nei tronchi, mantenendo una buona corrispondenza nella periodicità del segnale e nella successione delle fasi sistolica e diastolica. In entrambe le configurazioni analizzate, all'aumentare del post-carico si osserva un incremento dei valori pressori e della Pressione Pulsatile, comportamento coerente con quanto atteso dal punto di vista fisiologico, poiché un aumento della resistenza periferica determina un innalzamento della pressione sistolica e un maggior accumulo di energia elastica nelle pareti arteriose (Westerhof et al., 2008).

Tuttavia, il confronto evidenzia anche alcune differenze sistematiche tra modello e dato sperimentale. In particolare, il modello tende a sovrastimare i picchi sistolici e a produrre una forma d'onda più regolare e smussata rispetto a quella sperimentale. Nei segnali acquisiti sul banco prova è infatti presente una marcata irregolarità nella fase di discesa della pressione, associata a un piccolo rialzo secondario dopo il picco sistolico, che il modello non riesce a riprodurre completamente. Tale differenza può essere attribuita alla natura concentrata del modello 0D, che non consente di rappresentare in modo dettagliato i fenomeni di riflessione locale, le discontinuità geometriche e le oscillazioni introdotte dal sistema sperimentale reale (Westerhof et al., 2008).

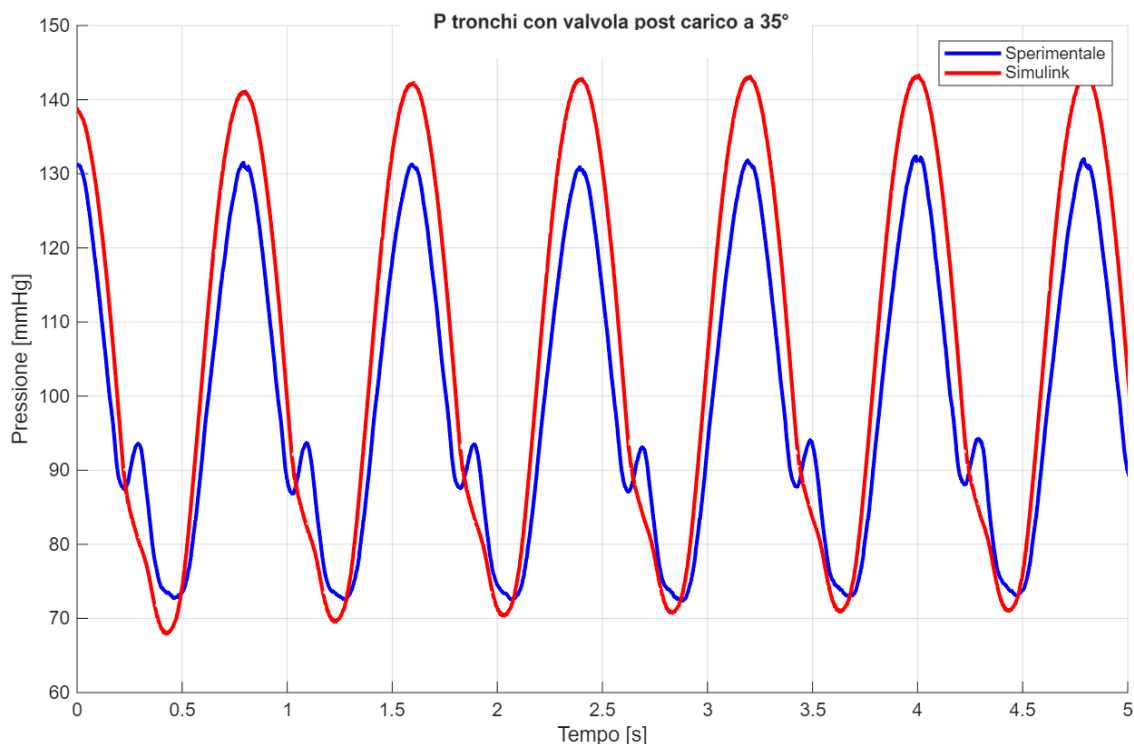
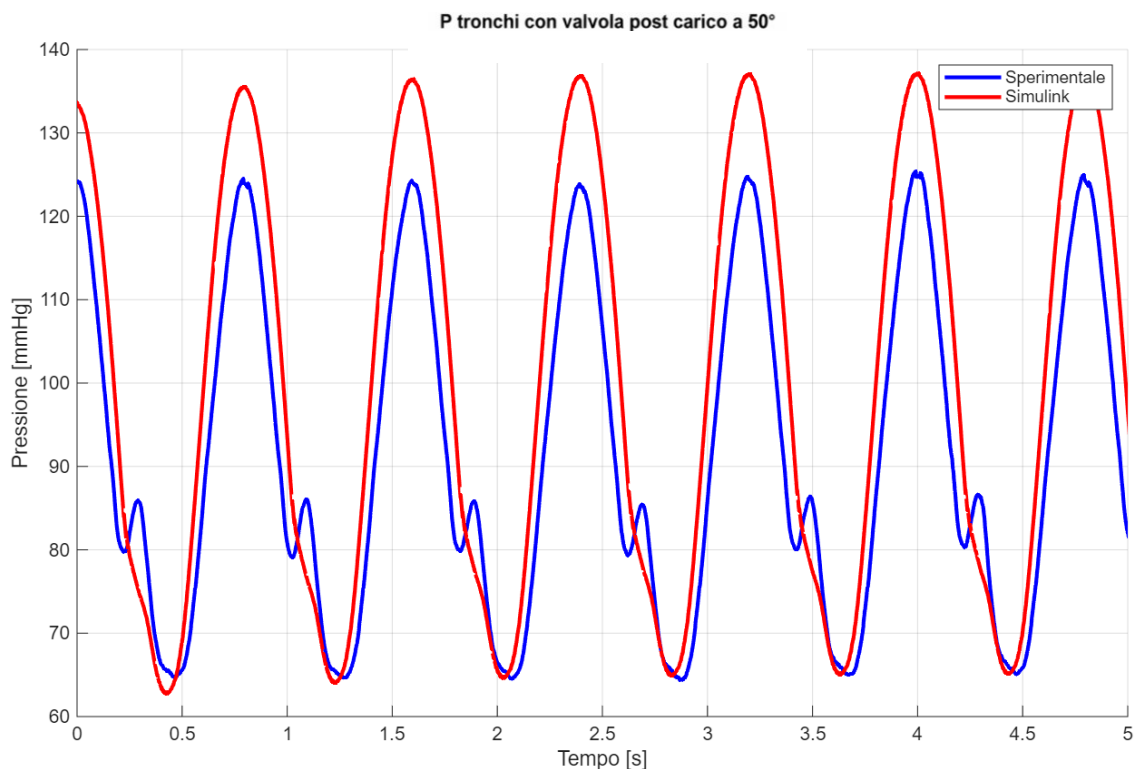


Figura 3.13: Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola di post-carico impostata a 35°.

Questa configurazione mette particolarmente in evidenza la differenza tra il comportamento sperimentale e quello simulato nella fase di decadimento della pressione, mostrando come il modello riesca a riprodurre correttamente l'andamento globale ma non le irregolarità locali della forma d'onda.

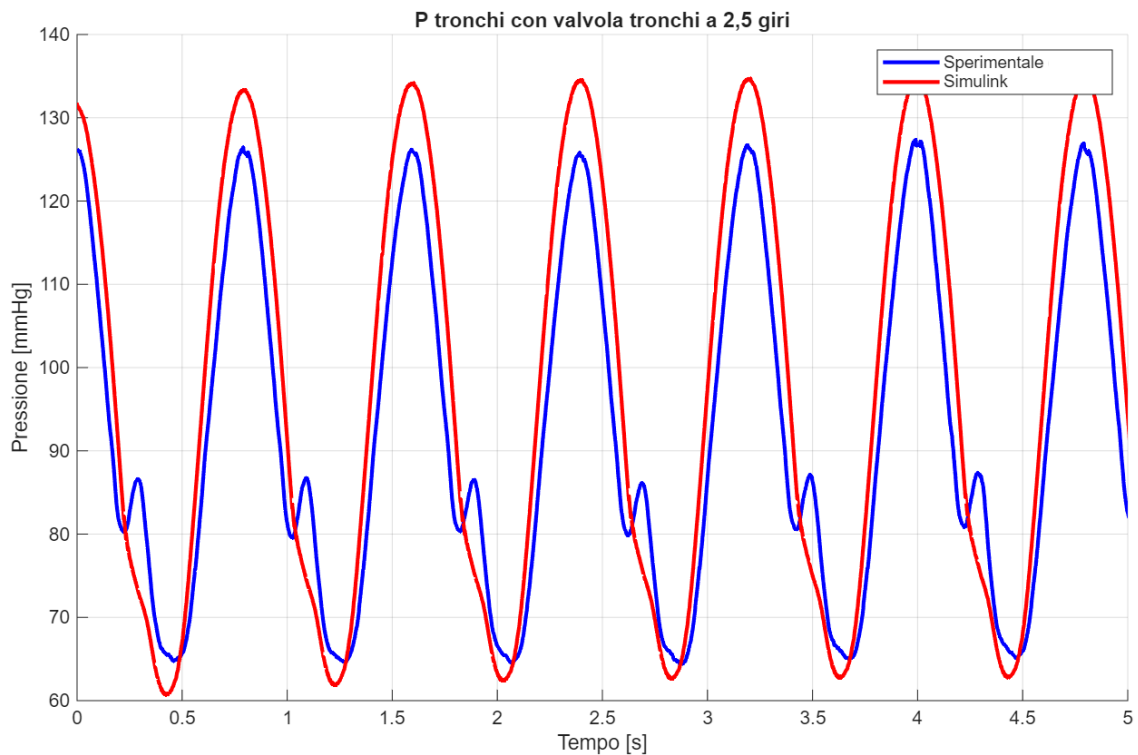


*Figura 3.14: Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola di post-carico impostata a 50°.*

In questa configurazione il modello mantiene la stessa tendenza osservata a 35°, ma il maggiore livello pressorio rende ancora più evidente la sovrastima del picco sistolico.

Per quanto riguarda invece la variazione della valvola dei tronchi, il modello mostra una buona capacità di riprodurre l'effetto del diverso post-carico locale sulla pressione nei rami epiaortici. All'aumentare dell'apertura della valvola, la forma d'onda simulata segue correttamente la riduzione della pressione minima e il lieve incremento della Pressione Pulsatile osservati sperimentalmente. Anche in questo caso, il modello mantiene una buona coerenza temporale con il dato sperimentale, riproducendo correttamente il periodo cardiaco e la posizione del picco sistolico.

Dal punto di vista qualitativo, la configurazione a 2.5 giri evidenzia ancora una differenza relativamente marcata tra simulazione ed esperimento, soprattutto in corrispondenza della parte finale della sistole e dell'inizio della diastole.



*Figura 3.15: Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 2.5 giri.*

Al contrario, aumentando progressivamente l'apertura della valvola dei tronchi, il comportamento del modello tende ad avvicinarsi maggiormente a quello sperimentale. In particolare, nella configurazione a 4 giri si osserva la migliore sovrapposizione tra le due curve, sia in termini di livelli pressori sia in termini di forma complessiva dell'onda. Questo risultato suggerisce che il modello rappresenti con maggiore accuratezza le condizioni caratterizzate da minore resistenza locale nei rami epiaortici.

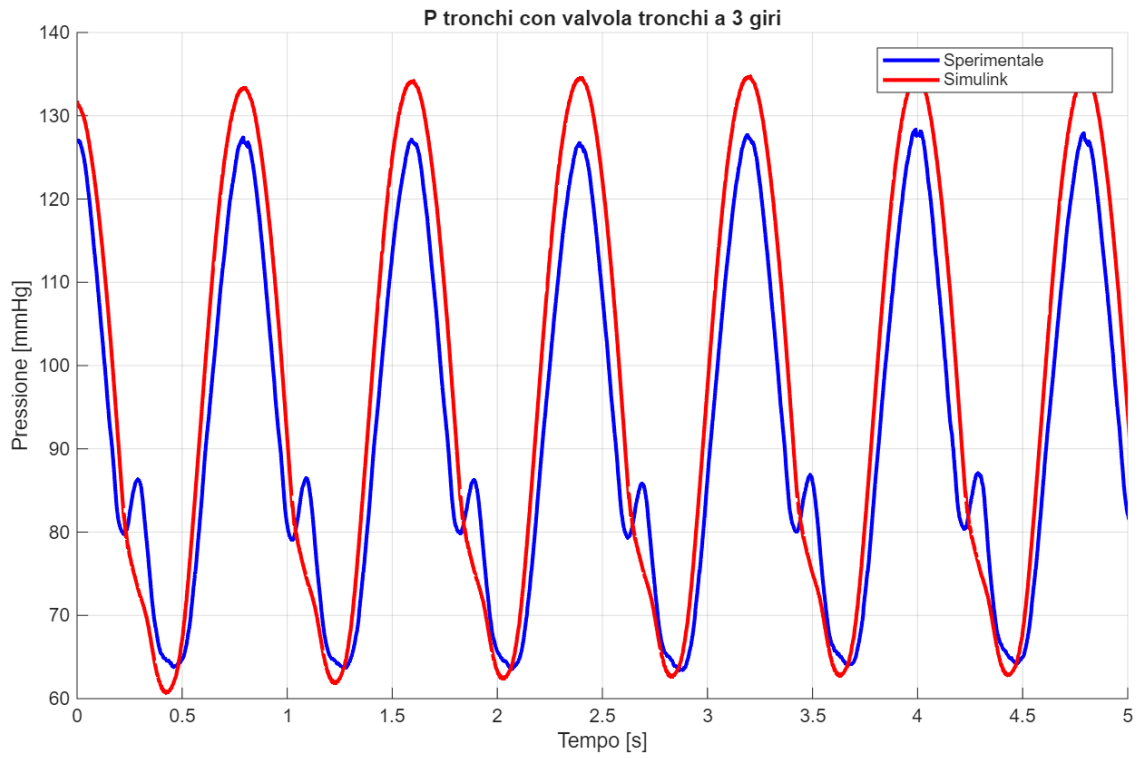


Figura 3.16: Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 3 giri.

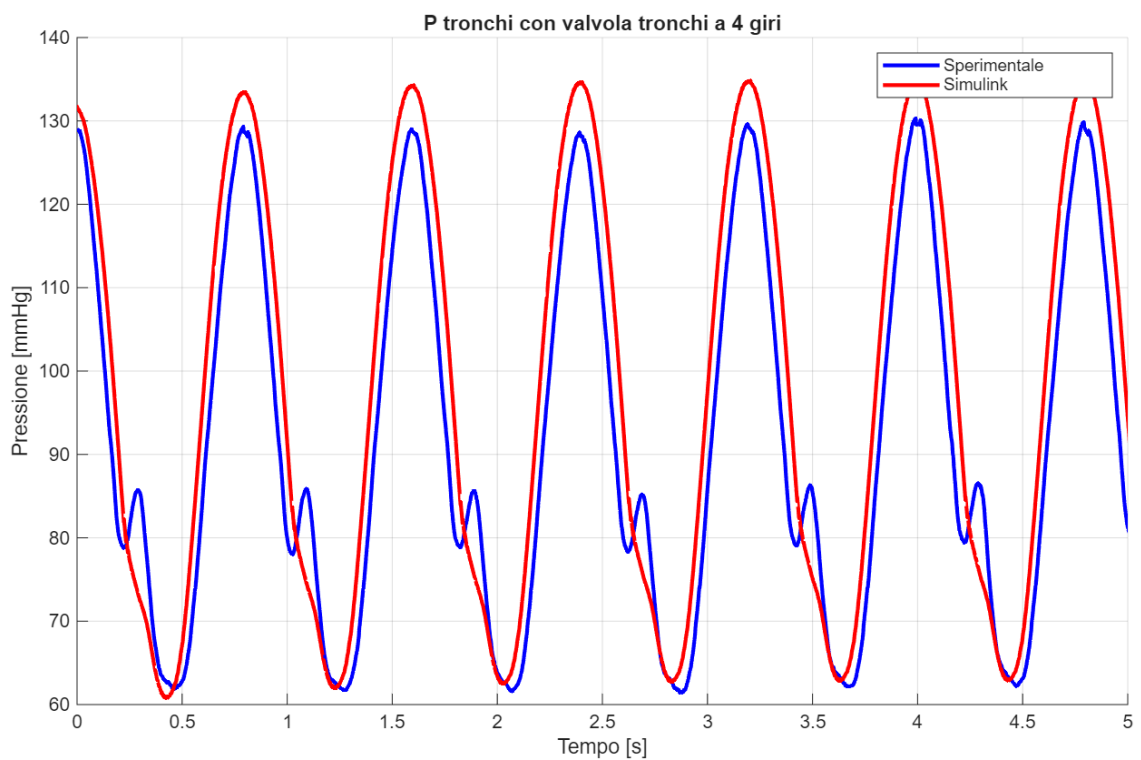


Figura 3.17: Confronto tra la forma d'onda pressoria sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 4 giri.

Nel complesso, l'analisi qualitativa conferma che il modello è in grado di riprodurre in modo soddisfacente l'andamento globale della pressione nei rami epiaortici e la variazione della risposta pressoria al modificarsi delle condizioni di carico. Le principali discrepanze osservate riguardano la sovrastima dei picchi sistolici e la mancata riproduzione di alcune irregolarità locali presenti nel dato sperimentale, aspetti che possono essere ricondotti ai limiti intrinseci dei modelli a parametri concentrati, i quali, pur garantendo semplicità computazionale, non consentono di descrivere in modo dettagliato i fenomeni locali di propagazione e riflessione dell'onda pressoria (Formaggia et al., 2009; Quarteroni et al., 2016).

Un'ulteriore verifica qualitativa è stata effettuata confrontando le forme d'onda della portata nei rami sovraortici ottenute sperimentalmente e numericamente al variare dell'apertura della valvola dei tronchi.

In tutte le configurazioni considerate, il modello riproduce correttamente l'andamento periodico del segnale, la posizione temporale dei picchi principali e la riduzione progressiva della portata media nei rami sovraortici all'aumentare del numero di giri della valvola. Questo risultato conferma che il modello descrive in modo coerente la redistribuzione della portata tra i rami sovraortici e il tratto discendente dell'aorta, in accordo con il comportamento atteso in un sistema ramificato in cui un aumento della resistenza locale comporta una diminuzione del flusso nel ramo interessato (Formaggia et al., 2009; Westerhof et al., 2010).

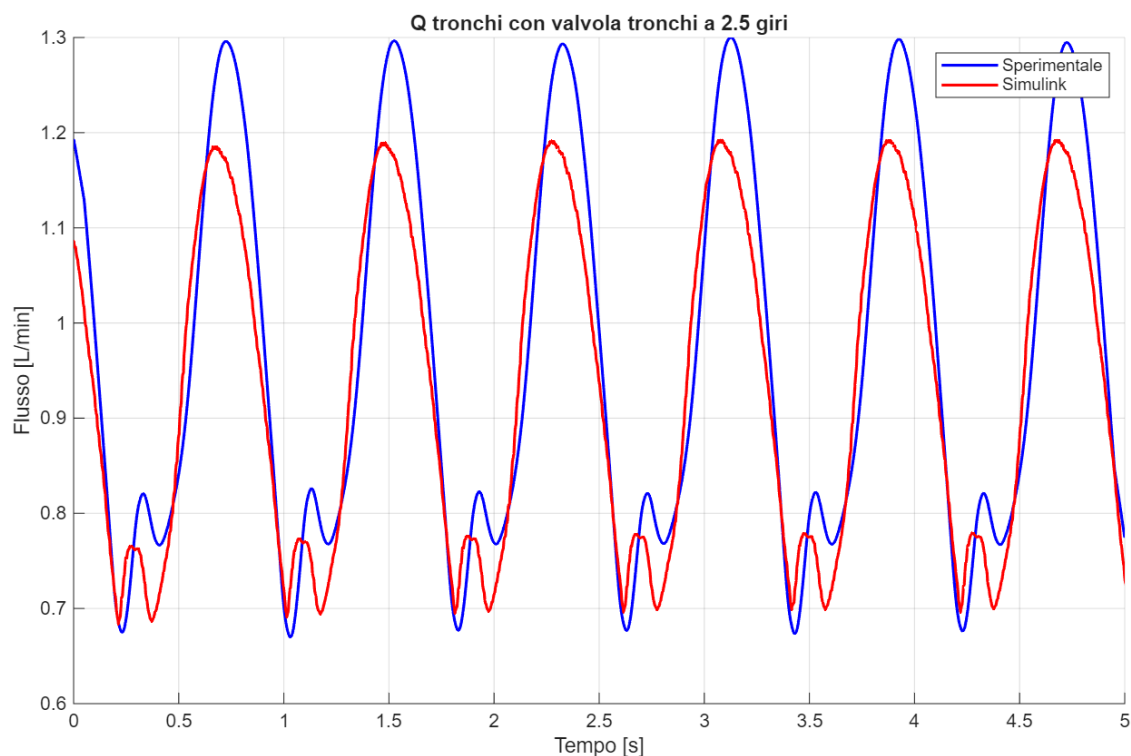
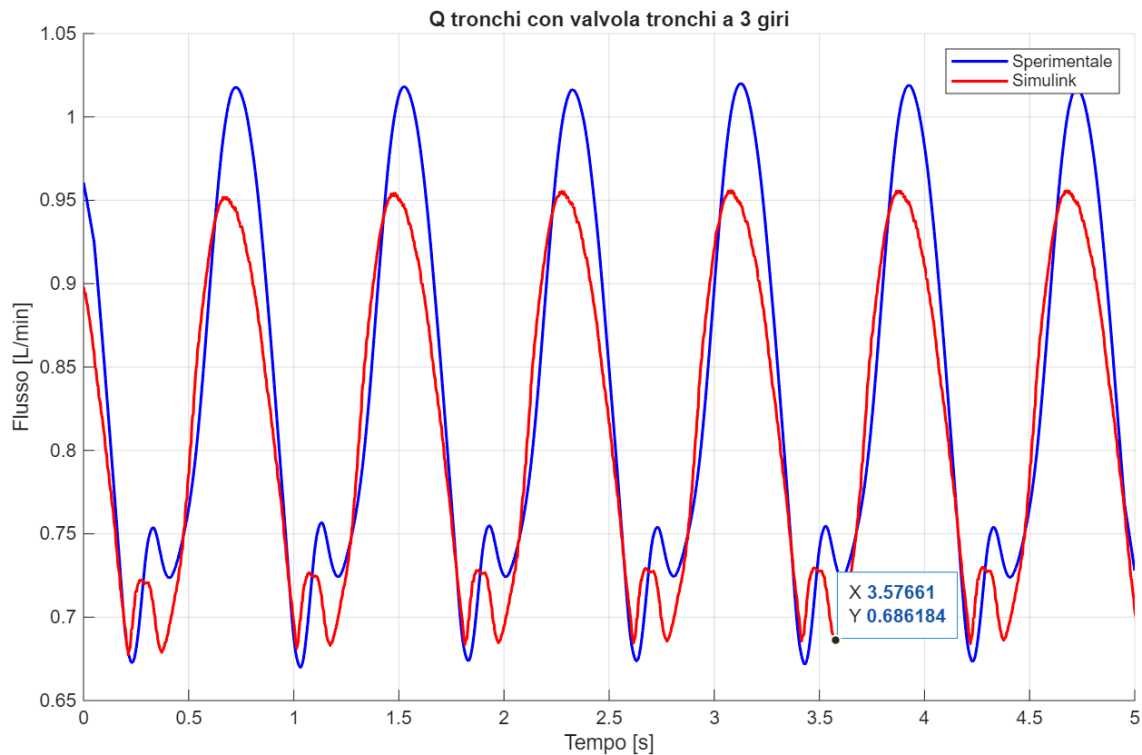


Figura 3.18: Confronto tra la forma d'onda della portata sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 2.5 giri.

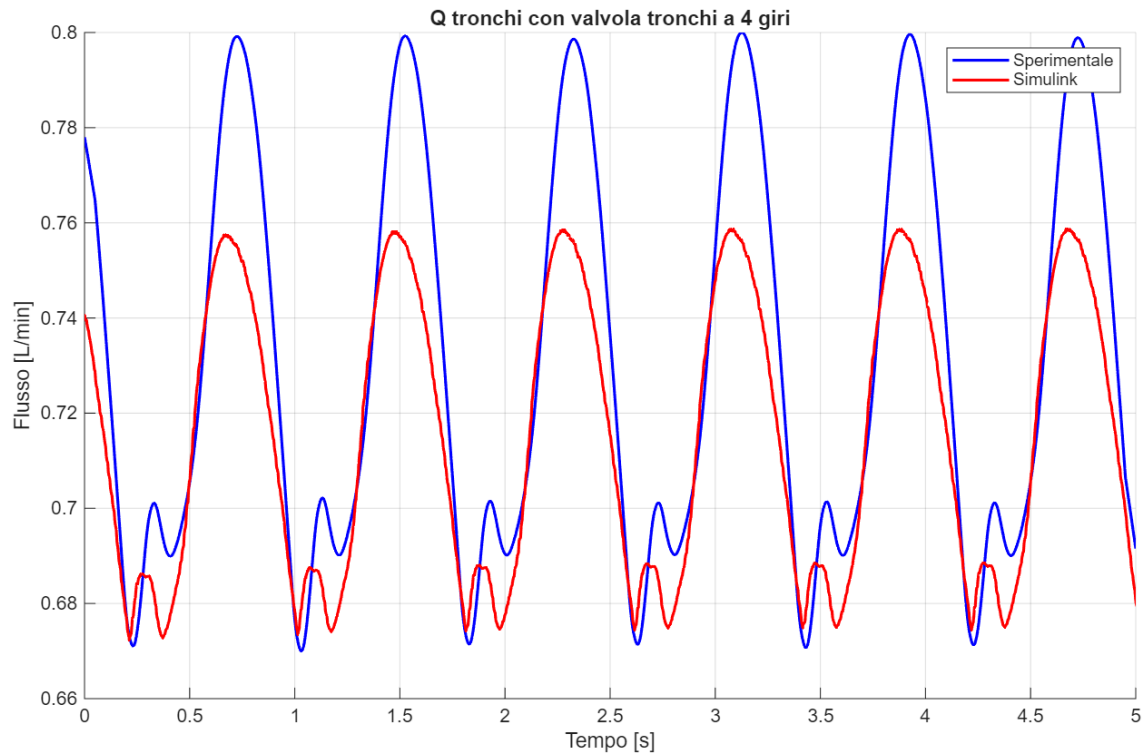
Nella configurazione a 2.5 giri, la forma d'onda simulata presenta una buona corrispondenza con quella sperimentale in termini di periodicità e posizione del picco

sistolico. Tuttavia, il modello tende a sottostimare leggermente il valore massimo della portata e a smorzare il piccolo rialzo secondario osservato sperimentalmente nella fase di decrescita del flusso.



*Figura 3.19: Confronto tra la forma d'onda della portata sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 3 giri.*

Nella configurazione a 3 giri si osserva un comportamento analogo, con una riduzione complessiva della portata nei rami sovraortici sia nel modello sia nel banco prova cardiovascolare. Anche in questo caso il modello riproduce correttamente la forma generale del segnale, pur mantenendo una leggera sottostima del picco massimo e una forma d'onda più regolare rispetto a quella sperimentale.



*Figura 3.20: Confronto tra la forma d'onda della portata sperimentale e simulata nei tronchi con valvola dei tronchi impostata a 4 giri.*

La configurazione a 4 giri mostra la migliore sovrapposizione tra dato numerico e sperimentale. In questa condizione, il modello riproduce con buona accuratezza sia l'ampiezza della portata sia l'andamento complessivo del segnale, evidenziando soltanto una lieve differenza nella parte finale della fase di decrescita. Questo risultato è coerente con quanto osservato anche nell'analisi quantitativa, dove la configurazione a 4 giri mostrava gli errori più contenuti.

Il confronto qualitativo delle forme d'onda di portata evidenzia quindi che il modello è in grado di descrivere in modo soddisfacente la dinamica del flusso nei rami sovraortici e la sua variazione al modificarsi delle resistenze locali. Le principali differenze riguardano la tendenza del modello a produrre segnali più regolari e smussati rispetto a quelli sperimentali, nei quali sono presenti piccole oscillazioni secondarie e irregolarità locali. Anche in questo caso, tali discrepanze possono essere attribuite alla natura del modello a parametri concentrati, che non rappresenta esplicitamente i fenomeni inerziali locali, la propagazione delle onde e le riflessioni dovute alle discontinuità geometriche del sistema reale (Quarteroni et al., 2016; Reymond et al., 2009).

## 3.6 Discussione dei risultati

Il presente paragrafo è dedicato all'interpretazione complessiva dei risultati ottenuti, alla luce del confronto tra modello numerico e dati sperimentali discusso nel paragrafo precedente. L'obiettivo è evidenziare il significato fisico dei risultati, nonché i principali punti di forza e le limitazioni del modello sviluppato.

Nel complesso, il modello mostra una buona capacità di riprodurre il comportamento globale del sistema aortico. In particolare, esso descrive correttamente i principali trend fisiologici osservati sperimentalmente. L'aumento della rigidità della parete, sia in termini di spessore sia di modulo elastico, si traduce in un incremento della pressione sistolica e della Pressione Pulsatile, accompagnato da una lieve riduzione della pressione diastolica, in accordo con il comportamento atteso di un sistema arterioso meno compliant (*Westerhof et al., 2008; Nichols et al., 2011*).

Analogamente, la variazione del post-carico produce un aumento del livello pressorio nei compartimenti a monte e una modifica della distribuzione del flusso tra i diversi rami, riflettendo il ruolo della resistenza periferica nella regolazione della pressione arteriosa (*Westerhof et al., 2010*).

Un aspetto particolarmente rilevante riguarda la capacità del modello di descrivere la distribuzione del flusso tra la linea aortica principale e i rami sovraortici. Le simulazioni evidenziano come variazioni della resistenza nei rami secondari influenzino il bilancio di portata tra i diversi distretti, pur mantenendo un comportamento globale coerente. Questo risultato è significativo, in quanto indica che il modello è in grado di rappresentare in modo plausibile l'interazione tra ramo principale e diramazioni epiaortiche, che costituisce uno degli elementi di maggiore interesse del presente lavoro.

Tuttavia, dall'analisi dei risultati emerge anche come il modello presenti alcune limitazioni nella descrizione delle variazioni locali della pressione, in particolare nei rami sovraortici. Le misure sperimentali mostrano infatti una maggiore sensibilità alle variazioni delle condizioni di carico rispetto a quanto previsto dal modello, che tende a restituire una risposta più smorzata.

Questa differenza è riconducibile ai limiti intrinseci dei modelli zero-dimensionali. In particolare, l'approccio a parametri concentrati non consente di rappresentare esplicitamente la propagazione dell'onda di pressione lungo i vasi né i fenomeni di riflessione associati alle discontinuità di impedenza, che nel sistema reale contribuiscono in modo significativo alla modulazione locale della pressione (*Reymond et al., 2009; Nichols et al., 2011*).

Inoltre, la natura a parametri concentrati del modello comporta una rappresentazione mediata delle grandezze emodinamiche, che tende a ridurre le differenze tra compartimenti con proprietà simili. Questo effetto risulta particolarmente evidente nei rami sovraortici, dove nel sistema reale la complessità geometrica e gli effetti tridimensionali del flusso determinano variazioni più marcate rispetto a quelle previste dal modello.

Nonostante tali limitazioni, i risultati ottenuti confermano che il modello è in grado di fornire una rappresentazione affidabile del comportamento emodinamico globale del sistema. In particolare, esso consente di interpretare in modo chiaro il ruolo dei parametri fondamentali, quali compliance, rigidità e resistenza periferica, risultando efficace per l'analisi della risposta pressoria e per studi parametrici.

Nel complesso, il modello può quindi essere considerato validato dal punto di vista globale, in quanto capace di riprodurre i principali meccanismi fisiologici e le relazioni tra le grandezze emodinamiche. Allo stesso tempo, le discrepanze osservate evidenziano la necessità di approcci modellistici più avanzati, quali modelli 1D o 3D, per una descrizione più accurata dei fenomeni locali e della propagazione dell'onda pressoria.

Le considerazioni emerse costituiscono la base per le conclusioni del lavoro e per l'individuazione di possibili sviluppi futuri, che verranno discussi nel Capitolo 4.

## 4. Conclusioni e obiettivi futuri

### 4.1 Conclusioni

Il presente lavoro ha portato allo sviluppo di un modello zero-dimensionale dell'aorta, esteso alla rappresentazione dell'arco aortico e dei principali rami sovraortici, con l'obiettivo di descrivere il comportamento emodinamico del sistema in termini di pressione e portata. Il modello è stato implementato in ambiente MATLAB/Simulink e parametrizzato mediante una combinazione di dati sperimentali e di letteratura.

Uno degli aspetti distintivi del lavoro risiede nell'inclusione esplicita dei rami sovraortici, che ha permesso di analizzare non solo il comportamento globale del sistema aortico, ma anche la distribuzione del flusso e della pressione nei distretti collaterali. Questo ha consentito di approfondire il ruolo delle resistenze locali nella modulazione della dinamica emodinamica, evidenziando come variazioni nei rami secondari influenzino il bilancio di portata pur mantenendo un impatto limitato sul comportamento globale.

La validazione del modello, condotta attraverso il confronto con i dati sperimentali, ha mostrato un buon accordo sia dal punto di vista qualitativo sia quantitativo. In particolare, gli errori sulle pressioni sistolica e diastolica risultano generalmente contenuti, confermando la capacità del modello di riprodurre i livelli pressori e i principali trend osservati sperimentalmente. Maggiori discrepanze sono state osservate nella Pressione Pulsatile, in linea con la maggiore complessità nella rappresentazione della componente pulsatile nei modelli a parametri concentrati.

Nel complesso, i risultati ottenuti dimostrano che il modello sviluppato è in grado di descrivere in modo affidabile il comportamento emodinamico globale del sistema aortico e di cogliere i principali meccanismi fisiologici che regolano la dinamica pressione-portata. Ciò conferma l'efficacia dei modelli a parametri concentrati come strumenti per l'analisi sistemica e per studi parametrici, pur nei limiti legati alla loro natura semplificata (*Westerhof et al., 2010; Formaggia et al., 2009*).

Nonostante i risultati ottenuti, il modello presenta alcune limitazioni intrinseche legate all'approccio zero-dimensionale adottato. In particolare, la natura a parametri concentrati del modello non consente di descrivere la propagazione dell'onda di pressione lungo i vasi né i fenomeni di riflessione associati alle discontinuità di impedenza, che giocano un ruolo rilevante nella modulazione locale della pressione (*Reymond et al., 2009*).

Inoltre, la rappresentazione mediata delle grandezze emodinamiche tende a ridurre le differenze locali tra compartimenti, limitando la capacità del modello di catturare variazioni pressorie più marcate osservate sperimentalmente, in particolare nei rami sovraortici.

Un'ulteriore limitazione riguarda l'assenza di una descrizione non lineare delle proprietà della parete arteriosa, che potrebbe influenzare la risposta del sistema soprattutto in condizioni di maggiore variabilità pressoria o in contesti patologici (*Ghitti et al., 2022*).

## 4.2 Obiettivi futuri

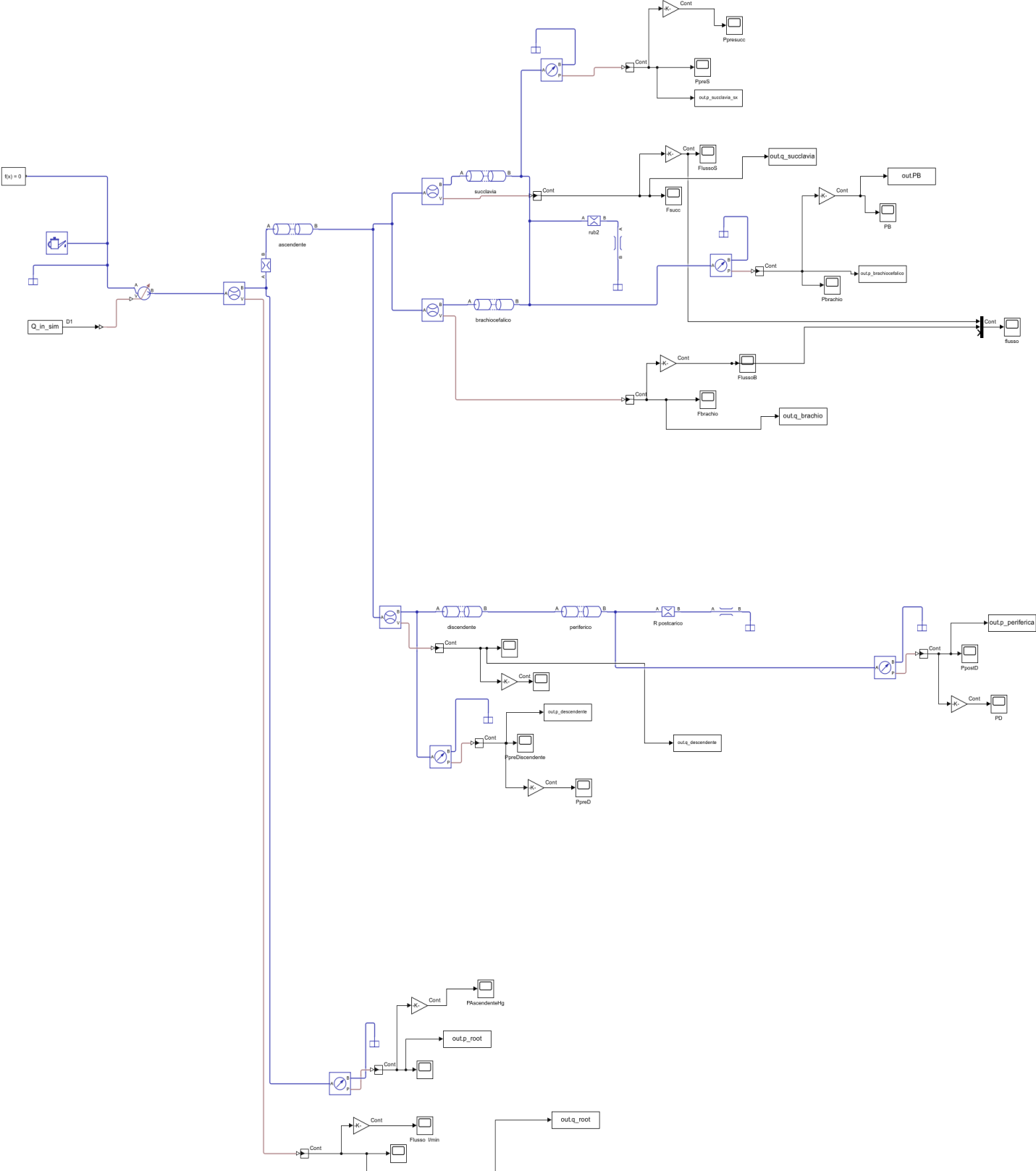
I risultati ottenuti aprono diverse prospettive di sviluppo. Dal punto di vista modellistico, un primo miglioramento riguarda l'estensione verso approcci di ordine superiore, quali modelli 1D o multiscala, in grado di includere la propagazione dell'onda di pressione e gli effetti di riflessione, migliorando la capacità di descrivere i fenomeni locali (*Reymond et al., 2009; Alastruey et al., 2016*). Un ulteriore sviluppo consiste nell'introduzione di leggi costitutive non lineari per la parete arteriosa, al fine di rappresentare in modo più realistico il comportamento elastico dei vasi.

Dal punto di vista sperimentale, risulta di interesse ampliare la fase di validazione mediante l'acquisizione di dati più dettagliati, in particolare misure locali di pressione e portata nei rami sovraortici, al fine di migliorare la calibrazione del modello e rafforzarne la validazione quantitativa.

Infine, una possibile evoluzione applicativa riguarda l'estensione del modello a configurazioni patient-specific, attraverso l'integrazione di dati clinici reali. Questo permetterebbe di sviluppare strumenti di supporto alla diagnosi e alla pianificazione terapeutica, in linea con le attuali prospettive dei modelli digitali personalizzati del sistema cardiovascolare (*Pfaller et al., 2022; Formenton et al., 2025*).

# Appendice A

## Modello Simulink completo



## Bibliografia

- Formenton G., Schembri M., Pascaner A.F., Mandigers T.J., de Kort J.F., Trimarchi S., Conti M., Auricchio F., Caimi A., *Development of a 0D digital twin for assessment of the impact of vascular graft on ex-vivo porcine aortas*, *Computers in Biology and Medicine*, vol.196, Part B, Art.110792, 2025.doi:10.1016/j.combiomed.2025.110792
- Formenton G., Sviluppo di modelli computazionali per la caratterizzazione di dispositivi di infusione in condizioni fluidodinamiche complesse, Tesi di Laurea Magistrale in Bioingegneria, Università degli Studi di Pavia, Dipartimento di Ingegneria Industriale e dell'Informazione, A.A. 2021/2022.
- Formaggia L., Quarteroni A., Veneziani A., *Cardiovascular Mathematics*, Springer, 2009
- Mynard J.P., Smolich J.J., "One-dimensional hemodynamic modeling and wave dynamics in the entire adult circulation," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 1, pp. 144–167, 2015
- Reymond P. et al., "Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, 2009
- Alastruey J. et al., "Modelling the circle of Willis to assess the effects of anatomical variations and occlusions on cerebral flows," *J. Biomech.*, 2007
- Alastruey J., Xiao N., Fok H., Schaeffter T., Figueroa C.A. *On the impact of modelling assumptions in multi-scale, subject-specific models of aortic haemodynamics* *Journal of the Royal Society Interface*, 2016, Vol. 13(119): 20160073. DOI: 10.1098/rsif.2016.0073
- Westerhof N., Stergiopoulos N., Noble M.I.M., *Snapshots of Hemodynamics*, Springer, 2010
- Westerhof N., Lankhaar J.-W., Westerhof B.E., "The arterial Windkessel," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 2, pp. 131–141, 2008
- Belz G.G., "Elastic properties and Windkessel function of the human aorta," *Cardiovasc. Drugs Ther.*, vol. 9, no. 1, pp. 73–83, 1995

- Burattini R., Gnudi G., “Computer identification of models for the arterial tree input impedance: Comparison between two new models and the standard four-element Windkessel,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1982
- Ghitti B., Toro E.F., Müller L.O., “Nonlinear lumped-parameter models for blood flow simulations in networks of vessels,” *ESAIM: M2AN*, vol. 56, pp. 2117–2144, 2022
- Li Z., Mao W., “A fast approach to estimating Windkessel model parameters for patient-specific multi-scale CFD simulations of aortic flow,” *arXiv preprint arXiv:2207.05867*, 2022
- Fumagalli I., Dedè L., Quarteroni A., “A reduced 3D–0D fluid–structure interaction model of the aortic valve that includes leaflet curvature,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, 2025
- Chien S., “Shear dependence of effective cell volume as a determinant of blood viscosity,” *Science*, vol. 168, pp. 977–979, 1970
- Thurston G.B., “Viscoelasticity and thixotropy of human blood in shear,” *Biorheology*, vol. 16, pp. 149–162, 1979
- Cokelet G.R., Meiselman H.J., “Macro- and micro-rheological properties of blood,” in *Handbook of Hemorheology and Hemodynamics*, IOS Press, 2007
- Popel A.S., Johnson P.C., “Microcirculation and hemorheology,” *Annu. Rev. Fluid Mech.*, vol. 37, pp. 43–69, 2005
- Secomb T.W., “Blood flow in the microcirculation,” *Annu. Rev. Fluid Mech.*, vol. 49, pp. 443–461, 2017
- Nichols, W.W., O’Rourke, M.F., Vlachopoulos, C. *McDonald’s Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*. 6th Edition, Hodder Arnold / CRC Press, 2011
- Erbel, R., Aboyans, V., Boileau, C., Bossone, E., Di Bartolomeo, R., Eggebrecht, H., Evangelista, A., Falk, V., Frank, H., Gaemperli, O., Grabenwöger, M., Haverich, A., Iung, B., Manolis, A. J., Meijboom, F., Nienaber, C. A., Roffi, M., Rousseau, H., Sechtem, U., Sirnes, P. A., von Allmen, R. S., & Vrints, C. J. M. (2014). *2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document*

*covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult.* *European Heart Journal*, 35(41), 2873–2926

<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehu281>

- Hall, J. E. (2021). *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology* (14th ed.). Elsevier
- Barakat, A. I., Marini, R. P., & Colton, C. K. (1997). Measurement of flow rates through aortic branches in the anesthetized rabbit. *Laboratory Animal Science*, 47(2), 184–189.
- Mensel B., Quadrat A., Kühn J. P., Völzke H., Dörr M., Lieb W., Hegenscheid K. MRI-based determination of reference values of thoracic aortic wall thickness in a general population *European Radiology*, 2014. DOI: 10.1007/s00330-014-3206-1
- Concannon J., Dockery P., Black A., Sultan S. Morphological and biomechanical properties of the porcine aorta: implications for cardiovascular research *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2020. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103658