POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Tecniche innovative per l'applicazione di stimoli compressivi controllati agli arti



Relatore:

Prof. Carlo Ferraresi

Candidato: Monica Greco

Correlatore:

Prof. Silvestro Roatta

Dott.sa Maria Paterna

Dott. Daniel Pacheco Quinones

Ing. Carlo De Benedictis

Anno accademico 2021/2022

Abstract

In ambito biomedico la generazione di impulsi pressori è la base di moltissimi dispositivi e l'utilizzo dell'aria compressa per generarli è ormai una pratica consolidata. Innumerevoli dispositivi utilizzano già questa tecnica e molti altri sono oggetto di studi e di numerose ricerche. Uno stimolo compressivo può essere utilizzato non solo in dispositivi impiegati in contesti riabilitativi, ma anche nel calcolo di parametri potenzialmente utili, come il calcolo della velocità di propagazione di un'onda pressoria nel comparto venoso (vPWV).

I dispositivi già brevettati che sfruttano la generazione di impulsi pressori tramite aria compressa presentano due principali problematiche: l'aria compressa è difficile da utilizzare in ospedali o cliniche, e portarla dall'esterno potrebbe risultare complicato in termini di costi e dimensioni, ed essendo inoltre un fluido comprimibile l'utilizzo dell'aria compressa comporta una latenza nella generazione e nella successiva propagazione degli stimoli.

Il progetto si propone di migliorare tale generazione di impulsi attraverso la sostituzione dell'aria compressa con un fluido incomprimibile e di facile utilizzo, che possa quindi aiutare nel superamento dei limiti sopracitati: l'acqua. Un ulteriore aspetto positivo dell'utilizzo dell'acqua potrebbe essere la possibilità di utilizzare il dispositivo contemporaneamente anche per trattamenti termici, tramite il raffreddamento o il riscaldamento dell'arto trattato. Riscaldare l'arto stimolerebbe la circolazione sanguigna, apportando numerosi benefici in applicazioni quale per esempio la sopracitata v

Il dispositivo, in particolare, attraverso un apposito sistema di pompaggio mette in pressione l'acqua, già presente nel circuito idraulico, e genera l'impulso che si propaga fino al braccio del paziente, attraverso un manicotto comunemente utilizzato per misurare la pressione.

Durante l'intero progetto sono state effettuate diverse prove, in particolare alcune prove statiche attraverso l'uso di una slitta micrometrica, ed alcune prove dinamiche attraverso spinte rapide per la generazione degli impulsi. In entrambe le tipologie di prove è stata utilizzata una cella di carico, utile a misurare le forze necessarie per il raggiungimento del range previsto. Tali prove si sono dimostrate essenziali per discernere le giuste strade da intraprendere ed eliminare tentativi poco efficaci nel contesto della generazione di impulsi, quale per esempio la pompa del freno a disco di una bicicletta.

Successivi studi potrebbero portare nuovi miglioramenti in questo ambito e perfezionare tutti quei dispositivi che utilizzano la generazione di impulsi di pressione, in ambito ospedaliero o clinico, migliorando, indirettamente, la qualità della vita di molte persone.

INDICE

INDICE DELLE FIGURE 4 INDICE DELLE TABELLE. 7 Capitolo 1: Stato dell'arte 8 1.1 Introduzione 8 1.2 Obiettivi 10 1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio 12 1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat	INDICE	2
INDICE DELLE TABELLE 7 Capitolo 1: Stato dell'arte 8 1.1 Introduzione 8 1.2 Obiettivi 10 1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio 12 1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulin	INDICE DELLE FIGURE	4
Capitolo 1: Stato dell'arte. 8 1.1 Introduzione. 8 1.2 Obiettivi 10 1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio 12 1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensorie 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2	INDICE DELLE TABELLE	7
1.1 Introduzione 8 1.2 Obiettivi 10 1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio 12 1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 <t< th=""><th>Capitolo 1: Stato dell'arte</th><th></th></t<>	Capitolo 1: Stato dell'arte	
1.2 Obiettivi 10 1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio 12 1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 <tr< th=""><th>1.1 Introduzione</th><th>8</th></tr<>	1.1 Introduzione	8
1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio 12 1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 2.1 Visione generale 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 <t< th=""><td>1.2 Obiettivi</td><td>10</td></t<>	1.2 Obiettivi	10
1.2.1 Il ciclo cardiaco 12 1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 <t< th=""><td>1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio</td><td></td></t<>	1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio	
1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza. 16 1.2.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica. 19 1.3.1 IPC. 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico. 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 2.6.1 Pompa freno a disco 45 <td>1.2.1 Il ciclo cardiaco</td> <td></td>	1.2.1 Il ciclo cardiaco	
12.3 La compliance 17 1.2.4 La pressione venosa centrale 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 2.1 Visione generale 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 2.6.1 Pompa freno a disco 45	1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza	
1.2.4 La pressione venosa centrale. 18 1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico. 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale. 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione. 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	1.2.3 La compliance	
1.3 Dispositivi in clinica 19 1.3.1 IPC 19 1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 1.4 Fluidi e perdite di carico 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive 25 2.1 Visione generale 25 2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	1.2.4 La pressione venosa centrale	
1.3.1 IPC	1.3 Dispositivi in clinica	
1.3.2 vPWV 20 1.3.3 Rapid Cuff Inflation System 22 1.4 Fluidi e perdite di carico. 22 Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive. 25 2.1 Visione generale. 25 2.1 Visione generale. 25 25 2.1 Visione generale. 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione. 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione. 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	1.3.1 IPC	
1.3.3Rapid Cuff Inflation System221.4Fluidi e perdite di carico.22Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive252.1Visione generale.252.2Manicotto: riempimento e bolle262.3Sensoristica272.3.1Sensore272.3.2Circuito di amplificazione.292.3.3Calibrazione e calcolo del rumore342.4Alimentazione392.5Software402.5.1Speedgoat402.5.2Simulink412.6Sistema di pompaggio422.6.1Pompa freno a disco42Capitolo 3: Prove45	1.3.2 <i>vPWV</i>	20
1.4Fluidi e perdite di carico.22Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive.252.1Visione generale.252.2Manicotto: riempimento e bolle262.3Sensoristica272.3.1Sensore272.3.2Circuito di amplificazione.292.3.3Calibrazione e calcolo del rumore342.4Alimentazione392.5Software402.5.1Speedgoat402.5.2Simulink412.6Sistema di pompaggio422.6.1Pompa freno a disco42Capitolo 3: Prove45	1.3.3 Rapid Cuff Inflation System	
Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive252.1Visione generale252.2Manicotto: riempimento e bolle262.3Sensoristica272.3.1Sensore272.3.2Circuito di amplificazione292.3.3Calibrazione e calcolo del rumore342.4Alimentazione392.5Software402.5.1Speedgoat402.5.2Simulink412.6Sistema di pompaggio422.6.1Pompa freno a disco42Capitolo 3: Prove45	1.4 Fluidi e perdite di carico	22
2.1 Visione generale	Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressiv	e25
2.2 Manicotto: riempimento e bolle 26 2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	2.1 Visione generale	25
2.3 Sensoristica 27 2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	2.2 Manicotto: riempimento e bolle	
2.3.1 Sensore 27 2.3.2 Circuito di amplificazione 29 2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore 34 2.4 Alimentazione 39 2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	2.3 Sensoristica	27
2.3.2Circuito di amplificazione.292.3.3Calibrazione e calcolo del rumore342.4Alimentazione.392.5Software	2.3.1 Sensore	
2.3.3Calibrazione e calcolo del rumore342.4Alimentazione392.5Software402.5.1Speedgoat402.5.2Simulink412.6Sistema di pompaggio422.6.1Pompa freno a disco42Capitolo 3: Prove	2.3.2 Circuito di amplificazione	
2.4 Alimentazione	2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore	
2.5 Software 40 2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove	2.4 Alimentazione	
2.5.1 Speedgoat 40 2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove	2.5 Software	40
2.5.2 Simulink 41 2.6 Sistema di pompaggio 42 2.6.1 Pompa freno a disco 42 Capitolo 3: Prove 45	2.5.1 Speedgoat	40
2.6 Sistema di pompaggio	2.5.2 Simulink	41
2.6.1Pompa freno a disco42Capitolo 3: Prove45	2.6 Sistema di pompaggio	42
Capitolo 3: Prove	2.6.1 Pompa freno a disco	
	Capitolo 3: Prove	

45
45
46
50
52
. 56
56
60
60
61
63
64
65
. 66
66
69
71
71
73
.75
75
76
79
. 81
322

INDICE DELLE FIGURE

Figura 1.1: Anatomia del cuore12
Figura 1.2: Circolazione sistemica e polmonare13
Figura 1.3: Differenze tonache vene, arterie e capillari
Figura 1.4: Velocità laminare nei fluidi17
Figura 1.5: Differenza compliance venosa e arteriosa18
Figura 1.6: Dispositivo multicamerale IPC19
Figura 1.7: Dispositivo monocamerale con profili di pressione personalizzabili
Figura 1.8: Dispositivo vPWV
Figura 1.9: Dispositivo Rapid Cuff Inflation System22
Figura 1.10: Diagramma di Moody22
Figura 1.11: Esempio di coefficienti per tipo di modifica del vaso
Figura 2.1: Schema a blocchi generatori di impulsi25
Figura 2.2: Anima del manicotto con raccordi
Figura 2.3: Tubo controllo offset27
Figura 2.4: Sensore di pressione Honeywell27
Figura 2.5: Ponte di Wheatstone
Figura 2.6: Piedinatura sensore
Figura 2.7: Schema Chip LM358
Figura 2.8: Schema di amplificazione LTSpice30
Figura 2.9: Primo stadio amplificazione31
Figura 2.10: Secondo stadio amplificazione31
Figura 2.11: Prove circuito di amplificazione33
Figura 2.12: Circuito di amplificazione finale34
Figura 2.13: Calibratore di pressione35
Figura 2.14: Manometro
Figura 2.15: Retta di regressione calibrazione del manometro 3ϵ
Figura 2.16: Disposizione calibrazione del sensore37
Figura 2.17: Retta di regressione calibrazione sensore
Figura 2.18: Filtro Butterworth – Ampiezza e fase38
Figura 2.19: Confronto segnale filtrato e non filtrato
Figura 2.20: Alimentatore da banco
Figura 2.21: Real time Speedgoat40
Figura 2.22: Simulink41
Figura 2.23: Elementi freno a disco42
Figura 2.24: Pompa freno a disco idraulico42
Figura 2.25: Caratterizzazione molla – prima visuale43

Figura 2.26:	Caratterizzazione	molla - seconda	visuale	
1 iguiu =.=0.	Curateringanorie	nona occontat	VIOUNIC	

Figura 3.1: Disposizione prove pompa freno a disco	45
Figura 3.2: Prove iniziali di controllo pressione	45
Figura 3.3: Zoom picco di pressione	45
Figura 3.4: Cella di carico 50kfg	46
Figura 3.5: Disposizione calibrazione cella di carico	46
Figura 3.6: Equazione calibrazione cella di carico	47
Figura 3.7: Disposizione prove dinamiche	47
Figura 3.8: Punto di contatto pistone e cella di carico	47
Figura 3.9: Retta di regressione Pressione - Forza	48
Figura 3.10: Slitta micrometrica	48
Figura 3.11: Prova statica pompa	49
Figura 3.12: Prove con il manicotto gemello	50
Figura 3.13: Grafico prove manicotto gemello	51
Figura 3.14: Disposizione prove con siringa	52
Figura 3.15: Chiusura stretta manicotto	53
Figura 3.16: Chiusura larga manicotto	53
Figura 3.17: Chiusura normale manicotto	54
Figura 3.18: Fitting Volume - Pressione	55

Figura 4.1: Sistema cilindro - motore	56
Figura 4.2: Cilindro a membrana rotolante	56
Figura 4.3: Motore lineare	
Figura 4.4: Giunto lineare	59
Figura 4.5: Cilindro di collegamento	60
Figura 4.6: Modello Simulink totale	61
Figura 4.7: Modello Simulink motore	61
Figura 4.8: Modello Simulink bilancio di forze	63
Figura 4.9: Modello Simulink fitting V - P	64
Figura 4.10: Modello Simulink figure	65

Figura 5.1: Controllo parametri PI	66
Figura 5.2: Spostamento – variazione parametri PI	67
Figura 5.3: Profilo pressioni – basso tempo di risposta	68
Figura 5.4: Profilo pressioni – alto tempo di risposta	68
Figura 5.5: Profilo pressione – spostamento: compromesso	69
Figura 5.6: Profilo pressioni – incremento pressioni	70
Figura 5.7: Spostamento – confronto motori	72
Figura 5.8: Profilo pressioni – confronto motori	72
Figura 5.9: Profilo pressioni e spostamento – confronto cilindri	73

Figura 6.1: Diagramma delle alzate	77
Figura 6.2: Profilo della camma	78
Figura 6.3: Angolo di pressione	78

INDICE DELLE TABELLE

Tabella 2.1: Parametri sensore di pressione	29
Tabella 2.2: Piedinatura del sensore	29
Tabella 2.3: Caratteristiche LM 358	
Tabella 2.4: Parametri di calibrazione del manometro	35
Tabella 2.5: Tensioni e pressioni relativi ad uno e due centimetri d'acqua	
Tabella 2.6: Parametri calibrazione del sensore	
Tabella 2.7: Parametri relativi al filtro Butterworth	
Tabella 2.8: Parametri Speedgoat	40
Tabella 2.9: Risultati caratterizzazione molla	43
Tabella 3.1: Parametri calibrazione cella di carico	46
Tabella 3.2: Parametri retta di regressione	48
Tabella 3.3: Parametri chiusura manicotto	53
Tabella 3.4: Parametri fitting V - P	54
Tabella 4.1: Calcolo Area efficace	57
Tabella 4.2: Caratteristiche cilindro	57
Tabella 4.3: Caratteristiche motore lineare	58
Tabella 4.4: Caratteristiche giunto	59
Tabella 4.5: Legenda parametri	62
Tabella 5.1: Parametri PI	66
Tabella 5.2: Profilo pressioni - compromesso	69
Tabella 5.3: Nuovi parametri fitting Volume - Pressione	70
Tabella 5.4: Caratteristiche motori	71
Tabella 5.5: Parametri PI – variazione motori	72
Tabella 5.6: Parametri cilindro S4	73
Tabella 5.7: Parametri PI – variazione cilindro	74
Tabella 6.1: Condizioni al contorno	77

Capitolo 1: Stato dell'arte

1.1 Introduzione

Lo studio che viene presentato in questa tesi riguarda stimoli compressivi generati attraverso l'utilizzo dell'acqua. Gli stimoli compressivi sono generati attraverso l'applicazione di compressione meccanica sull'arto superiore o inferiore del soggetto. Tali stimoli possono essere periodici o impulsivi, a seconda dell'obiettivo prefissato. Lo sviluppo di stimoli derivanti da compressione, normalmente generati attraverso lo sfruttamento dell'aria compressa, risulta vantaggioso in moltissime applicazioni e l'utilizzo dell'acqua potrebbe migliorare molte di esse.

Tra i principali impieghi possiamo sicuramente annoverare la realizzazione di fronti rapidi, utili per esempio, per il calcolo della velocità dell'onda pressoria venosa (vPWV) o di profili di pressione personalizzabili utili a sondare la reattività vascolare e migliorare la comprensione dell'iperemia indotta. Tutte queste applicazioni possono essere particolarmente rilevanti dal punto di vista clinico.

La vPWV è un potenziale indicatore della variazione di pressione venosa, a sua volta strettamente dipendente dallo stato volemico del paziente: un determinante del funzionamento del sistema cardiovascolare, ma di difficile valutazione e controllo nonostante la fortissima correlazione con mortalità e morbidità di pazienti che necessitino di terapie fluide. (1)

Anche la vasoreattività può avere implicazioni importanti nella clinica odierna, in quanto possibile indicatore di funzionalità vascolare.

Uno stimolo compressivo, soprattutto di breve durata, comporta un'iperemia molto rapida nei muscoli scheletrici. Una recente pubblicazione (2), dimostra una rapida risposta anche nella circolazione cutanea. Tale risposta ha una stretta dipendenza dalla posizione dell'arto rispetto al livello del cuore, ma presenta anche una lieve dipendenza dalla pressione e dalla durata dello stimolo. Come si evince dalla ricerca, la meccanosensibilità dei vasi cutanei, sebbene presente, è minore rispetto a quella muscolare; entrambe però rispondono istantaneamente a variazioni di pressione transmurale. Tra gli innumerevoli motivi, portati avanti dallo studio, per cui la meccanosensibilità dei vasi cutanei è importante possiamo citare lo sviluppo di nuovi test diagnostici, non dolorosi o fastidiosi per i pazienti, in grado di valutare la funzione microvascolare, l'interpretazione del contributo relativo dei letti cutanei e vascolari e la possibilità di affrontare trattamenti terapeutici volti a migliorare la circolazione sanguigna cutanea.

Un'importante tecnica, strettamente collegata alla creazione di stimoli compressivi, è quella riguardante la IPC. La IPC, ossia la compressione pneumatica intermittente, prevede un insieme di stimoli di pressione impulsivi o periodici applicati tramite compressione di una parte del corpo. È un trattamento consolidato per il trattamento di moltissimo disturbi. È

già prescritta per il trattamento di tromboembolisi venosa e linfedemi. Viene ritenuta utile nei pazienti con ischemia critica degli arti ed efficace nel miglioramento della deambulazione di pazienti affetti da claudicazione intermittente (3). Ulteriori studi la ritengono efficace per la gestione di ulcere venose, anche nel caso di ulcere grandi o croniche (4) e per la prevenzione di trombosi venosa profonda (5). Alcuni recenti studi condotti presso il Politecnico di Torino (6) indicano innumerevoli applicazioni, che spaziano dall'impiego terapeutico e riabilitativo a quello diagnostico. La sopracitata vPWV è, infatti, un ottimo esempio di utilizzo in campo diagnostico. Nel campo della ricerca, invece, potrebbe aiutare in fenomeni ancora poco conosciuti nel sistema vascolare.

Negli ultimi anni, inoltre, dalla collaborazione del Politecnico di Torino con il Dipartimento di Neuroscienze dell'Università di Torino sono nati interessanti studi sulla possibilità di erogare stimoli compressivi con profili pressori personalizzabili (7). Nella maggior parte delle applicazioni di stimoli compressivi o nello studio di essi vengono solitamente utilizzati profili standard, semplici e predefiniti di pressione. Tra i più comuni profili utilizzati è possibile citare un andamento temporale trapezoidale o triangolare; lo studio citato invece propone nuovi profili personalizzabili e l'uso di tali profili potrebbe aiutare non solo a sondare la reattività vascolare alla compressione muscolare, ma anche a migliorare la comprensione dell'iperemia indotta da essa le cui cause sono ancora sconosciute e fortemente discusse. La personalizzazione di uno stimolo consiste nell'erogare uno stimolo di ampiezza elevata, preceduto e seguito da una precompressione a bassa pressione. Il controllo dei profili di pressione potrebbe essere impiegato nel trattamento dell'arteriopatia periferica e in altri possibili trattamenti clinici di compressione. L'adoperare profili di pressione personalizzabili consente di studiare l'influenza del volume di sangue presente nel vaso e del gradiente di pressione. Aiuta inoltre nell' applicazione delle compressioni pneumatiche intermittenti, citate precedentemente. Affiancare queste due tecniche permette uno studio più completo dei fenomeni vascolari come l'iperemia. (8)

L'impiego di compressioni pneumatiche prevede però complicazioni e limiti intrinseci che potrebbero peggiorare o rendere difficoltoso l'utilizzo dei diversi dispositivi. Considerate le applicazioni cliniche sopracitate, il limite principale è rappresentato sicuramente dall'utilizzo dell'aria compressa.

Essa è solitamente impiegata negli ospedali sia come aria compressa respirabile che come aria compressa per strumenti specifici, e in particolare è indispensabile per la produzione di ossigeno e azoto ad uso ospedaliero. Nella pratica, in quest'ultimo caso, non molti ospedali riescono effettivamente a produrli e spesso l'utilizzo di ossigeno e azoto è subordinato alla fornitura esterna. (9) L'utilizzo di dispositivi ad aria compressa, nell'ottica delle compressioni pneumatiche, può tuttavia risultare arduo in ospedali e cliniche, sia a causa della necessità di una linea di aria compressa e di una stanza dedicata che non tutte le strutture hanno o possono effettivamente destinare a tale utilizzo, sia per ciò che viene definita latenza, o ritardo, che essa introduce nelle misure. Essendo un fluido comprimibile parte dell'impulso viene infatti utilizzato durante il gonfiaggio del manicotto producendo così un ritardo nella creazione dell'impulso ed anche nella sua successiva propagazione.

La sostituzione dell'aria compressa con l'acqua potrebbe portare al superamento di tali limiti. Il suo impiego permetterebbe infatti l'utilizzo dei dispositivi citati, o di ulteriori dispositivi che utilizzano compressioni pneumatiche, in tutte le strutture, eliminando del tutto la necessità di una linea di aria compressa ed in molti casi anche la necessità di avere una stanza dedicata. Pur sembrando questo un piccolo limite è importante che tutti gli ospedali possano usufruire di dispositivi e tecnologie efficaci e adeguate ed utilizzare l'acqua permetterebbe una migliore distribuzione dei dispositivi considerati. Inoltre, essendo l'acqua un fluido incomprimibile, potrebbe portare all'eliminazione complessiva, o quanto meno ad una parziale riduzione, della latenza. Nella vPWV, per esempio, l'impulso di pressione viene generato in sincronia con l'attività cardiaca e l'attività respiratoria del soggetto, per una maggiore stabilità nelle misure. La latenza introdotta dall'utilizzo di aria compressa potrebbe rendere difficile tale sincronia. L'incomprimibilità dell'acqua porterebbe a velocizzare la creazione dell'impulso stesso e il suo passaggio dal manicotto al paziente, rendendo le misure maggiormente precise. Ulteriore fattore positivo è la possibilità di utilizzare l'acqua a diverse temperature, sfruttando quindi la possibilità di riscaldare l'arto. Nel calcolo della vPWV, per esempio, il riscaldamento dell'arto e il conseguente stimolo della circolazione sanguigna, apporterebbe miglioramenti al funzionamento del dispositivo. Le variazioni di temperatura, agendo direttamente sulla circolazione sanguigna, permetterebbero inoltre numerosi studi sull'approccio integrato di stimolazioni pressorie e trattamenti termici contemporanei.

1.2 Obiettivi

Considerate le innumerevoli applicazioni della generazione di stimoli compressivi (sia per la morbidità dei pazienti in alcune specifiche situazioni, sia per lo studio di diversi parametri) e analizzati i numerosi benefici nella sostituzione dell'aria compressa con l'acqua, in futuro si potrebbe pensare di studiare tutte le applicazioni sopracitate con stimoli compressivi generati attraverso l'utilizzo dell'acqua.

L'obiettivo è quindi la progettazione del prototipo di un sistema in grado di generare uno stimolo compressivo attraverso l'utilizzo dell'acqua (sistema di compressione idraulica), facendo particolare attenzione al superamento dei limiti imposti dall'utilizzo di aria compressa in tali sistemi. Specificatamente, è stato utilizzato un manicotto normalmente impiegato per la misurazione della pressione arteriosa, riempito di acqua e collegato ad un circuito idraulico contente un sensore di pressione ed un sistema pompante per la generazione dell'impulso. Il circuito è completamente pieno di acqua, con massima attenzione all'assenza di bolle e senza alcuna evidente perdita. Il manicotto, legato intorno al braccio del paziente, contiene quindi inizialmente una certa quantità d'acqua predefinita e, attraverso il sistema pompante, l'acqua contenuta nel circuito viene messa in pressione generando l'impulso che verrà inviato ai vasi sottostanti. La pressione creata viene tenuta sotto controllo tramite il sensore, inserito grazie alla presenza di un raccordo all'interno del

circuito idraulico e collegato a sua volta a tutta la circuitistica necessaria per leggere il segnale e studiarlo anche in un secondo momento.

1.2 Anatomia: Sistema cardiocircolatorio

1.2.1 Il ciclo cardiaco

Il sistema cardiovascolare è costituito da una rete di vasi molto fitta che si espande in tutto il nostro corpo e da un organo cavo, il cuore, che fornisce l'energia per la circolazione del sangue.



Figura 1.1: Anatomia del cuore

Il cuore, organo principale del sistema cardiovascolare, è diviso in una parte sinistra ed una parte destra attraverso un setto mediano, utile a non far mescolare il sangue ossigenato, portato nei vari distretti del corpo, con quello deossigenato, portato ai polmoni per essere riossigenato. Ogni parte è poi ulteriormente divisa in atrio e ventricolo; quindi, il cuore conta due atri e due ventricoli (uno per ogni lato). Atri e ventricoli sono separati a loro volta da valvole, in particolare l'atrio destro e il ventricolo destro sono separati dalla valvola tricuspide, mentre il sangue presente nell'atrio sinistro passa al rispettivo ventricolo tramite la valvola bicuspide o mitralica. Altre due valvole sono presenti poi alla fine dei rispettivi ventricoli, dove il sangue passa invece ai vasi, per essere portato nei vari distretti passando dal ventricolo sinistro al circolo sistemico attraverso la valvola aortica, o dal ventricolo destro al circolo polmonare tramite la valvola polmonare nel caso di sangue deossigenato.



Figura 1.2: Circolazione sistemica e polmonare

L'intero sistema può essere suddiviso, infatti, in due circuiti, in serie fra loro: la circolazione sistemica e quella polmonare. (10) Nella circolazione sistemica il sangue, carico di ossigeno, presente nell'atrio sinistro, passa nel rispettivo ventricolo e successivamente viene distribuito in tutti i distretti del nostro corpo. Come già anticipato dal nome della valvola presente nel ventricolo sinistro, il sangue passa dall'aorta e da lì passa poi in tutte le varie diramazioni. Attraverso le varie collaterali dell'aorta il sangue riesce a perfondere tutti gli organi e i tessuti, distribuendo quindi ossigeno e torna poi, come sangue deossigenato e quindi povero di ossigeno ma carico di anidride carbonica, all'atrio destro. Dall'atrio destro inizia, invece, proprio la circolazione polmonare. Il sangue deossigenato, arrivato nell'atrio destro, passa al rispettivo ventricolo e attraverso l'arteria polmonare, e le sue varie diramazioni, viene portato ai polmoni. Una volta arrivato agli alveoli polmonari il sangue si carica nuovamente di ossigeno, raccolto durante l'inspirazione, e libera anidride carbonica, che verrà eliminata durante l'espirazione. Il sangue ossigenato ritorna all'imbocco dell'atrio sinistro, pronto a ricominciare con la circolazione sistemica. Nonostante le palesi differenze è importante notare che entrambi i circoli iniziano e terminano con il cuore e il sangue, che circola in essi, li attraversa entrambi in sequenza, e proprio per questo le due circolazioni vengono definite in serie.



Figura 1.3: Differenze tonache vene, arterie e capillari

La principale divisione relativa ai vasi è, come era facilmente intuibile, quella in arterie, che portano il sangue dal cuore alla periferia, sia nella circolazione polmonare che in quella sistemica e le vene, che portano il sangue dalla periferia al cuore. Errore comune è considerare le arterie i vasi che trasportano sangue ossigenato e le vene come i vasi che trasportano, invece, quello deossigenato; questa credenza può essere facilmente confutata dal fatto che l'arteria polmonare, nonostante appunto sia un'arteria, contenga invece sangue deossigenato che viene portato ai polmoni.(10) Sia le vene che le arterie, poi, si diramano in vasi sempre più piccoli come le arteriole, le venule e i capillari, che differiscono per un calibro inferiore ed una parete decisamente più sottile. I vasi presentano una parete costituita da tre diversi strati, che vengono definite tonache (11):

- Intima: è lo strato più interno, a contatto con il flusso ematico. È un tessuto prevalentemente costituito da fibre endoteliali, che evitano la formazione di trombi, e permettono il trasferimento del segnale che farà dilatare o restringere la parete stessa.
- Media: è lo strato intermedio e viene comunemente definito anche strato muscolare. Questo strato è infatti costituito soprattutto da fibre elastiche e muscolari lisce. È quello che maggiormente definisce la reale contrazione o dilatazione dell'arteria.
- Avventizia: la più esterna rispetto al lume del vaso, invece contiene fibre elastiche perlopiù di natura connettivale.

Le arterie presentano una parete spessa, elastica ed in grado di resistere ad alte pressioni sanguigne. Possono essere di grosso o medio o piccolo calibro, anche se di solito presentano un diametro comunque inferiore rispetto alle vene, e sono vasi profondi. (11) Le vene, al contrario, pur avendo tre strati esattamente come le arterie presentano una parete più sottile e, pur conservando una buona capacità espansiva, indispensabile per il loro ruolo, risultano meno elastiche rispetto ad arterie dello stesso calibro. I tre strati, infatti, hanno composizioni leggermente differenti rispetto a quelli presenti nelle arterie, poiché hanno scopi e di conseguenza proprietà meccaniche e regimi pressori totalmente differenti. Pur dividendosi in vene superficiali e profonde, molte vene sono così superficiali da poter essere osservate ad occhio nudo. Presentano al loro interno le cosiddette valvole a nido di rondine, per garantire l'unidirezionalità del flusso e quindi il rispetto della circolazione sanguigna corretta. Un'ulteriore differenza tra arterie e vene può essere descritta attraverso la risposta ad una lesione: la lesione di una vena comporta, infatti, un'emorragia continua e regolare; al contrario, il sangue, in uscita da una lesione arteriosa, spinto dalle contrazioni cardiache esce a fiotti, nei cosiddetti zampilli.

Il cuore pompa il sangue attraverso una serie di contrazioni autonome, intervallate da rilassamenti, che vengono comunemente chiamate battiti e sono divisi in particolare in due fasi:

 sistole: è la vera e propria fase di contrazione. Il sangue viene spinto verso l'esterno della camera. o diastole: è la fase del rilassamento, in cui avviene invece l'afflusso di sangue.

Entrambe possono essere ulteriormente divise in atriale e ventricolare. In condizioni normali lo stimolo per la contrazione cardiaca è originato in un punto chiamato nodo senoatriale grazie ad un gruppo di cellule definito pacemaker. Il nodo seno atriale controlla l'attività di tutto il cuore e viene quindi definito "avviatore primario del cuore". (10) Queste contrazioni sono quindi generate principalmente da un potenziale d'azione generato a sua volta da una serie di cellule chiamate pacemaker ed il cuore può essere considerato come un generatore di pressione. Successivamente il potenziale d'azione si propaga velocemente in altre zone di conduzione specifiche del cuore: il nodo atrio-ventricolare, il fascio di His e le fibre di Purkinje, fino ad arrivare ai ventricoli. (10) L'intero flusso sanguigno è governato da variazioni di pressione e di volumi delle diverse camere cardiache. Le diverse pressioni, consentendo la corretta apertura e chiusura delle valvole, garantiscono che il flusso del sangue sia unidirezionale e questo comporta, di conseguenza, variazioni specifiche di volume sanguigno nelle diverse camere. Il fatto che la circolazione sistemica e la circolazione polmonare siano definite in serie comporta che nell'unità di tempo tutto il sangue che passa attraverso il lato sinistro del cuore e il circolo sistemico, deve passare anche nel lato destro e quindi nel circolo polmonare. Il volume massimo che il ventricolo può raggiungere durante un ciclo cardiaco viene definito volume telediastolico (EDV) ventricolare ed è composto dal sangue rimasto nel ventricolo dopo la precedente eiezione, che è il valore minimo di volume presente in un ciclo cardiaco, definito residuo sistolico o volume telesistolico (ESV), e dal sangue in arrivo durante la diastole, che viene definito volume di ritorno diastolico ventricolare. Questo parametro può anche essere definito precarico ed aumenta con l'aumentare del ritorno venoso. In particolare, il precarico dipende dal gradiente pressorio tra vene periferiche e atrio destro e dipende quindi in particolare dalla differenza tra pressione venosa periferica e pressione venosa centrale. La gittata sistolica (SV) è, invece, la quantità di sangue che ad ogni battito ciascun ventricolo pompa nell'arteria che ad esso fa capo e questo parametro è strettamente legato ai volumi definiti precedentemente, infatti:

SV = EDV - ESV

La gittata sistolica dipende quindi dal volume telediastolico, dalle dimensioni del cuore, dalla contrattilità, dalla durata della contrazione, dal precarico e dal postcarico. (12) Più in generale può essere definita la gittata cardiaca (CO), che è la quantità di sangue che in un minuto attraversa tutto l'apparato cardiovascolare ed è quindi la stessa quantità che in un minuto viene pompata dal ventricolo destro o da quello sinistro e quindi che attraversa il circolo polmonare ed anche quello sistemico. I due ventricoli, dunque, eiettano la stessa quantità di sangue e, di solito, si contraggono circa contemporaneamente. Le due gittate sono legate da una stretta relazione di dipendenza grazie ad un terzo parametro: la frequenza cardiaca (HR), che è il numero di battiti che il cuore compie in un minuto. La frequenza cardiaca varia molto da soggetto a soggetto attraverso una serie di input ricevuti sia dal sistema simpatico che da quello parasimpatico, poiché dipende da una serie di parametri personali quali età, livello di attività muscolare, sesso e addirittura stati emozionali. (13) Può essere definita la seguente relazione:

$$CO = HR \times SV$$

1.2.2 Parametri: flusso, pressione, resistenza

Le variazioni di pressioni generano il movimento del flusso sanguigno; infatti, la pressione presente in ciascuna sezione determina il flusso nella sezione successiva. L'intero flusso sanguigno, come anticipato precedentemente, è regolato da una veloce successione di variazioni di volumi e di pressioni all'interno del cuore e dei vasi stessi. I fluidi in generale, ed in questo particolare caso il sangue, si muovono in risposta ad un gradiente di pressione fra punti diversi del loro percorso:

- Un fluido non può scorrere quando la pressione è la stessa in tutte le sue parti
- Un fluido scorre solo quando la sua pressione è più elevata in un'area rispetto a un'altra e fluisce sempre dall'area a pressione più elevata verso quella a pressione più bassa

Il gradiente di pressione, in particolare, è la variazione di forza esercitata dal sangue per unità di superficie e viene generato dal cuore che, innalzando la pressione media nell'aorta (pressione arteriosa media) durante il ciclo cardiaco, crea una differenza di pressione tra le arterie e le vene. (14)

Il flusso sanguigno dipende, però, anche da un altro parametro molto importante: la resistenza dei vasi sanguigni, che racchiude tutti gli ostacoli che il sangue incontra durante un ciclo cardiaco e che quindi alterano il suo flusso. In particolare, la resistenza vascolare descrive l'attrito tra il sangue e i tessuti dei vasi. Ipotizzando un moto laminare del sangue, la resistenza vascolare R può essere definita tramite la legge di Poiseulle (11):

$$R = \frac{8L\eta}{\pi r^4}$$

Con:

- η: viscosità del fluido, che nel caso del sangue dipende dal livello di ematocrito
- L: lunghezza del condotto
- r: raggio del condotto.

Come è possibile notare dalla legge sopra descritta il parametro che più influenza la resistenza vascolare è il raggio, presente come prodotto alla quarta nella formula.

Semplificando, nel nostro sistema cardiocircolatorio, il maggior determinante della resistenza al flusso sanguigno è rappresentato dalla distensibilità dei vasi.

Il movimento pulsatile del sangue è cioè possibile non solo grazie alla pressione impressa dal lavoro della pompa cardiaca ma anche grazie alla distensibilità dei vasi. L'interazione tra le due componenti comporta continue accelerazioni e decelerazioni del sangue e conseguenti variazioni dell'energia cinetica necessarie per lo spostamento sanguigno all'interno

dei vasi. La presenza di condotti rigidi comporterebbe una maggiore difficoltà di scorrimento con conseguente aumento del lavoro svolto dal cuore. Attraverso le variazioni di pressione, ottenute durante le contrazioni cardiache i vasi tendono ad espandersi e contrarsi passivamente, modificando di conseguenza il proprio raggio. Una modifica importante del raggio del vaso comporta quindi una grossa variazione delle resistenze e di conseguenza del flusso sanguigno e del gradiente pressorio. Il più alto valore pressorio è presente a livello dell'aorta, ovvero quello che riceve il flusso direttamente dal ventricolo sinistro. Al contrario, il più basso valore di pressione si trova in corrispondenza delle vene cave, che portano il sangue all'interno dell'atrio destro, nel cosiddetto ritorno venoso. (10) Il ritorno venoso indica il flusso che riporta il sangue al cuore e, in condizioni di riposo, è essenzialmente uguale alla gittata cardiaca. Questi due parametri, pur essendo strettamente correlati, vengono regolati in maniera indipendente. In particolare, il ritorno venoso viene influenzato da moltissimi parametri: la pompa muscolare, la variazione di capacitanza venosa, la pompa respiratoria, la compressione della vena cava, l'azione di pompaggio del cuore. (14) In condizioni normali, il sangue viene approssimato ad un fluido laminare, e quindi viene ipotizzato un profilo del flusso sanguigno parabolico.



Figura 1.4: Velocità laminare nei fluidi

Questo concetto coincide con quanto appena detto: nel profilo parabolico le velocità maggiori sono al centro del vaso, mentre in vicinanza delle pareti la velocità diventa circa zero. Sulle pareti l'attrito tra sangue e tessuti del vaso stesso sarà massimo, determinando quindi un rallentamento della velocità. L'esatto opposto accade al centro del vaso. In caso di ostruzioni, biforcazioni o particolari situazioni il flusso può diventare turbolento e quindi disordinato. In questo caso la legge appena descritta risulta essere non più valida.

1.2.3 La compliance

La compliance descrive la deformabilità intrinseca del vaso che permette le vasodilatazioni e le vasocostrizioni presenti durante il ciclo cardiaco. La compliance è la variazione di volume per unità di variazione di pressione di distensione o pressione transmurale, che è la differenza tra la pressione interna al vaso e quella esterna. (13) In particolare, le arterie, costituite da tessuto spesso e ad alto contenuto di elastina, tendono a deformarsi meno rispetto alle vene, costituite, invece, da pareti sottili e tessuto elastico. La compliance venosa infatti risulta maggiore, anche fino a venti volte, rispetto a quella arteriosa.

Tale caratteristica garantisce una reazione distensiva tempestiva anche per minime variazioni di pressione, necessaria affinché le vene si adattino rapidamente ai cambiamenti posturali riducendo il rischio di occlusioni dannose. (15) La deformabilità del tono muscolare delle vene è molto importante perché influisce sulla regolazione della pressione venosa, in particolare la pressione venosa centrale.

1.2.4 La pressione venosa centrale

La pressione venosa centrale è la pressione rilevata nel tratto finale della vena cava superiore, ed è quindi la pressione misurata nell'atrio destro del cuore. È un parametro molto importante nella valutazione dello stato cardiocircolatorio del paziente ed è frequentemente utilizzata in clinica per la gestione delle terapie fluide in soggetti malati. (16) É influenzata da moltissimi fattori quali per esempio la pompa respiratoria, il volume di sangue che circola nel nostro corpo e la contrazione dei muscoli scheletrici. Durante la respirazione, infatti, il susseguirsi di inspirazioni ed espirazioni creano gradienti pressori differenti che spingono il sangue verso le vene centrali o viceversa. Anche la contrazione della muscolatura liscia della parete vascolare influenza la pressione interna del sangue e quindi il ritorno venoso. La pressione venosa centrale è anche un indicatore del precarico cardiaco, ossia la forza richiesta per produrre l'allungamento delle cellule miocardiche. Tale pressione è di solito molto bassa, con valori massimi di circa 8/12 mmHg e dipende fortemente dallo stato volemico e dalla compliance venosa. (10) Avendo valori così bassi è facile, anche tramite piccolissime perturbazioni, occludere le vene e quindi rendere impossibile il calcolo della pressione venosa. La misura della pressione venosa centrale è purtroppo ancora molto invasiva e, a volte, rischiosa: è necessario, infatti, inserire un catetere in una vena profonda di grosso calibro, per esempio la vena succlavia o a livello della vena giugulare interna. Questo tipo di misurazione è praticamente infattibile in ambito ambulatoriale e porta con sé una percentuale non minima di complicazioni. (17)



Figura 1.5: Differenza compliance venosa e arteriosa

1.3 Dispositivi in clinica

Come già anticipato precedentemente, in clinica la generazione di impulsi pressori è fortemente utilizzata. Di seguito si andranno ad analizzare più nel dettaglio alcuni dispositivi che utilizzano gli impulsi pressori.

1.3.1 IPC

La IPC, acronimo di compressione pneumatica intermittente, è una tecnica studiata e ampiamente utilizzata in clinica. Il dispositivo è formato da uno o più manicotti che gonfiandosi, grazie ad un sistema apposito, rilasciano impulsi pressori controllati sull'arto del paziente. I primi dispositivi IPC furono utilizzati fin dagli anni 60 dopo le prime evidenze sperimentali. (8) In moltissime occasioni questa tecnica fornisce un supporto migliore rispetto ai bendaggi o alle calze che vengono solitamente utilizzate per la circolazione, perché in grado di funzionare anche in assenza di tono muscolare del paziente. Possono essere di due diversi tipi: monocamera o multicamera, a seconda del numero di camere il dispositivo può avere applicazioni differenti: il primo, infatti, è in grado di fornire un impulso singolo e concentrato; il multicamera, al contrario, fornisce una serie di impulsi in sequenza utili a spingere il sangue nella parte centrale del corpo del paziente. (18)



Figura 1.6 Dispositivo multicamerale IPC

Per quanto riguarda il multicamera, il politecnico di Torino ha sviluppato un prototipo con sei camere d'aria, inserite in due gusci posizionati sul piede e sul polpaccio, il più possibile adattabili all'anatomia dell'arto. Tali camere sono state progettate flessibili ma inestensibili, perché potessero deformarsi unicamente in direzione dell'arto. In questo modo l'intero stimolo è diretto contro l'arto, al fine di ottimizzare le prestazioni, evitando inutili dispersioni di energia legata alla deformazione del materiale. Questa particolare conformazione è stata studiata per un miglioramento del ritorno venoso nelle persone con deficit motori. Il controllo è affidato a sei valvole elettropneumatiche a tre vie, sei sensori di

pressione, entrambi montati sul guscio posizionato sul polpaccio, e un controllore logico programmabile (18). Il controllore si occupa di gonfiare e sgonfiare le camere, simulando una contrazione peristaltica. Con successivi esperimenti è stato dimostrato che effettivamente questa tecnica è in grado di migliorare il ritorno venoso. Si è testato il dispositivo su 19 volontari sani, monitorati per raccogliere i valori di base della bioimpedenza elettrica toracica (TEB), utile ad acquisire i cambiamenti del volume telediastolico ventricolare (EDV) indirettamente, evitando misure invasive. In particolare, tale parametro è stato monitorato tramite un dispositivo cardiografo ad impedenza, ottenendo una misura continuativa, ma non invasiva durante ogni fase dell'esperimento. Durante la sperimentazione con contrazioni peristaltiche a tendenza caudale – rostrale, l' EDV è aumentato di circa il 10% rispetto alle osservazioni fatte in precedenza. (19)



Figura 1.7 Dispositivo monocamerale con profili di pressione personalizzabili

Per il monocamerale, invece, è importante citare il dispositivo, sviluppato dal Politecnico di Torino in collaborazione con l'Università di Torino, per lo studio di fenomeni vascolari come l'iperemia. (8) Il dispositivo, in grado di applicare profili di pressione personalizzabili, è composto da un manicotto gonfiabile, normalmente usato per la misurazione della pressione, avvolto attorno all'arto del paziente ed un circuito pneumatico che coinvolge due elettrovalvole digitali e una valvola proporzionale di pressione, utili a soddisfare le specifiche in termini di precisione e tempi di risposta brevi. In particolare, le due valvole digitali sono state utilizzate per gonfiare e sgonfiare rapidamente il bracciale. La valvola proporzionale, invece, si è dimostrata utile nel controllare con estrema precisione il livello di pressione all'interno del bracciale utilizzato.

1.3.2 *vPWV*

La PWV, Pulse wave velocity, è una tecnica già ampiamente utilizzata in clinica nell'ambito delle arterie. Tale parametro è, infatti, proporzionale alla rigidità delle stesse e fortemente utilizzata nella salute vascolare. (1) Nella sfera venosa è invece ancora poco studiata, nonostante sia strettamente connessa alle perdite di sangue, ma soprattutto, tramite una

dipendenza lineare, alla pressione venosa (1). Scoperta molti anni fa dopo alcuni iniziali tentativi venne sottovalutata per due principali motivi: la facilità con cui è possibile modificare la pressione venosa e la mancanza di impulsi naturali. Come già anticipato, la pressione venosa ha valori massimi di circa 8/12mmHg e a causa di questi valori molto bassi è possibile alterarla con piccolissime perturbazioni. Negli ultimi anni questa tecnica è stata rivalutata, riuscendo a superare i limiti sopracitati. In particolare, prevede il calcolo della velocità con la quale un'onda pressoria si propaga all'interno dei condotti venosi nel corpo umano.

Per sopperire alla mancanza di impulsi nelle vene, il Politecnico di Torino, in collaborazione con l'Università di Torino, ha previsto la generazione di un impulso di pressione tramite un bracciale per la misurazione della pressione sanguigna avvolto attorno all'arto e gonfiato ad aria compressa. (1, 20) La rilevazione di tale onda pressoria, in un punto a distanza nota, avviene tramite l'utilizzo dell'ecografia Doppler. La misurazione, inoltre, viene effettuata in sincronizzazione con l'attività respiratoria e con l'attività cardiaca per avere una maggiore stabilità delle misurazioni. Conoscere la velocità dell'onda di pressione all'interno delle vene, ci consente di ottenere una serie di informazioni sui vasi, ma anche sulla condizione di salute dei vasi sanguigni e quindi ottenere potenziali osservazioni sullo stato di salute del sistema cardiocircolatorio e del paziente stesso. La pressione venosa centrale e il volume sanguigno sono, infatti, parametri essenziali nella caratterizzazione emodinamica dei pazienti.



Figura 1.8: Dispositivo vPWV

1.3.3 Rapid Cuff Inflation System

Il sistema pneumatico migliore attualmente in commercio è il *"Rapid Cuff Inflation System",* un dispositivo dell'azienda Hokanson.



Figura 1.9: Rapid Cuff Inflation System

Il dispositivo rappresentato in Figura 1.9 è in grado di gonfiare qualsiasi bracciale in circa 0,3 s, è in grado di mantenere la pressione a tempo indeterminato o per quanto richiesto dal protocollo, e successivamente sgonfiare immediatamente il bracciale. Tale dispositivo non dipende dalla dimensione del polsino o dell'arto del soggetto. Il polsino, senza lattice, è facilmente sostituibile e la sua larghezza, secondo il costruttore, dovrebbe essere del 20% più grande rispetto al diametro del soggetto, per riuscire a comprimere tutti i tessuti molli in modo uniforme. È un dispositivo dal facile utilizzo, è necessario infatti solo selezionare la pressione necessaria e premere il pulsante per gonfiare e successivamente sgonfiare il polsino. Le pressioni raggiungibili sono nel range desiderato (0 – 300 mmHg) e le dimensioni non troppo ingombranti. Il dispositivo prevede inoltre l'utilizzo di un display di lettura digitale, per leggere i valori di pressione considerati ed un costo particolarmente alto.

1.4 Fluidi e perdite di carico

La fluidodinamica, in fisica, è la scienza che studia i fluidi in movimento, tenendo conto di diverse proprietà quali la densità, il volume, la temperatura o la pressione che definiscono il moto ma anche il tipo di fluido studiato: gas o liquido. Liquidi e gas si differenziano per innumerevoli caratteristiche, ma la più importante è sicuramente l'essere o no fluidi incomprimibili. Un fluido incomprimibile è un fluido in cui volume o densità non vengono modificate se viene applicata una pressione; in questo caso risulta molto difficile comprimere il fluido, soprattutto a causa della minore distanza tra le particelle, che sono

strettamente legate tra loro, anche se in maniera nettamente inferiore rispetto ai solidi. (21) I liquidi essendo fluidi incomprimibili, non vengono facilmente compressi e questa caratteristica risulta essenziale per l'obiettivo di questo progetto. In particolare, in questo progetto la scelta del fluido da utilizzare è ricaduta sull'acqua, fluido molto semplice da reperire, non corrosivo e non tossico.

L'intero circuito idraulico contiene quindi acqua. Durante tutta la progettazione è necessario porre l'attenzione sulle perdite di carico, che potrebbero inficiare le misure effettuate. Le perdite di carico sono perdite di pressione causate da resistenze che si oppongono al moto del fluido. Vengono solitamente divise in: continue e localizzate.

Le perdite continue o distribuite si manifestano lungo i tratti lineari del condotto e si generano inevitabilmente dallo scorrere del fluido nel tubo e perciò sono distribuite in tutto il circuito. Queste perdite sono inoltre strettamente correlate con lunghezza e diametro del tubo, ma soprattutto con il coefficiente di attrito, spesso calcolato tramite il diagramma di Moody e facendo particolare attenzione al numero di Reynolds, che descrive il tipo di moto considerato, ed alla scabrezza, espressa solitamente in millimetri.



Figura 1.10: Diagramma di Moody

Un altro metodo per il calcolo delle perdite continue dell'acqua, sono le tabelle che forniscono la perdita in relazione al diametro dei tubi ed alla portata, di solito forniscono anche la velocità che serve per tenere sotto controllo il moto, se dovesse diventare troppo rumoroso, o le perdite concentrate. Le perdite di carico localizzate, invece, si manifestano in punti particolari dei condotti che fanno variare la direzione o la sezione di passaggio del fluido, creando turbolenza. Possibili esempi di organi in grado di causare perdite di carico sono: imbocchi dei serbatoi, raccordi curvilinei a gomito, giunzioni a T a spigolo vivo, allargamenti o restringimenti della sezione, raccordi con variazioni brusche di sezione, organi quali per esempio le valvole. Anche in questo caso per il calcolo è possibile utilizzare un metodo diretto ed uno indiretto. Attraverso il metodo diretto, più utilizzato, è possibile calcolare le perdite attraverso una semplice formula, contente un parametro denominato coefficiente d'attrito. Questo parametro dipende dalla geometria dell'oggetto che determina la perdita ed è solitamente tabulato per tipologia di snodo.

Simbolo	Descrizione	Referenza	Coefficiente (
	Manicatta dritta	H102	0.25
G	Gomito a 90°	H122	2.0
\square	Riduzione 2 diametri Riduzione 3 diametri	H103 H103	0.55
0	Curva a 45°	H144	0,6
	Raccordo a T Raccordo a Tridatto	H150 H151	1.8 3.6
	Raccordo a T Raccordo a Tridotto	H150 H151	1,3 2,6
	Raccordo a T Raccordo a Tridotto	H150 H151	4.2 9.0
	Raccordo a T Raccordo a Tridotto	H150 H151	2,2 5,0
	Raccordo a 1 con filetto	H154	0,8
P	Gomito a 90° con filetto	H127	2,2
	Raccordo filettato maschio	H107	0,4
Ċ	Rubinetto d'intercettazione	H170	2,4

Figura 1.11: Esempi di coefficienti per tipo di modifica del vaso

Il metodo indiretto prevede invece l'utilizzo di lunghezze equivalenti, sostituendo gli organi considerati con pezzi lineari in grado di dare le stesse perdite. Di solito si preferisce utilizzare il metodo diretto, poiché sufficientemente accurato e facile da utilizzare.

È molto importante conoscere le perdite di carico di un circuito per riuscire a dimensionare i condotti del circuito e decidere le caratteristiche corrette delle pompe o di altri strumenti, utili a mantenere il fluido in movimento. Durante tutta la progettazione si è badato a diminuire le lunghezze dei condotti e ridurre al minino raccordi o valvole, che potessero inficiare le misure.

Capitolo 2: Innovazione in stimolazioni compressive

2.1 Visione generale

Il dispositivo progettato consta di alcuni blocchi principali:

- Manicotto: è la parte a contatto con il paziente. Riceve l'impulso pressorio e lo trasmette al soggetto. Viene inserito in un bracciale di tessuto per poterlo chiudere intorno al braccio.
- Tubo di sfiato/controllo offset: utile, in una prima fase, per l'eliminazione di aria e bolle dal manicotto. In fase di utilizzo, per gestire il volume iniziale di acqua presente nel manicotto tramite una siringa. Controllare tale valore è importante per non imprimere una precompressione iniziale in grado di occludere le vene.
- Trasduttore di pressione: è l'elemento sensibile in grado di misurare le pressioni utilizzate. È collegato a sua volta all' amplificazione ed indirettamente ad alimentazione e software.
- Amplificazione: utile ad amplificare il segnare del sensore.
- Alimentazione: fornisce l'alimentazione al sensore.
- Software: utile a leggere il segnale misurato dal sensore in tempo reale ed a salvarlo per successivi studi.
- Sistema di pompaggio: utilizzato per creare l'impulso di pressione vero e proprio.



Figura 2.1: Diagramma a blocchi generatore di impulsi

Ogni blocco, rappresentato nello schema a blocchi, verrà analizzato minuziosamente nei paragrafi successivi.

2.2 Manicotto: riempimento e bolle

Il primo passo effettuato è stato trovare e preparare il manicotto. È stato comprato un manicotto della pressione, formato bambino, in modo che fosse leggermente più piccolo dei manicotti usati quotidianamente. Il manicotto è stato poi aperto ed è stata prelevata l'anima in gomma. Sono stati eliminati i tubi di gomma nera che vengono solitamente utilizzati per connetterlo all'apparecchio elettronico atto a visualizzare il valore di pressione ed è stato riempito d'acqua.



Figura 2.2 Anima del manicotto di pressione con raccordi

Come è possibile notare dalla Figura 2.2 il manicotto è collegato a due piccolissimi tubi di gomma, anch'essi trasparenti, uno utilizzato per il riempimento e l'altro come tubo di sfiato. Per riempire il manicotto sono stati utilizzati un piccolo catetere ed una siringa. Una volta riempito il manicotto è stato tappato uno dei due tubicini e sono state eliminate tutte le bolle, sempre tramite catetere e siringa. Le bolle, infatti, non permettono al manicotto un completo riempimento e la presenza di aria al suo interno può inficiare le misure effettuate successivamente. I tubi collegati al manicotto sono molto piccoli, con un diametro esterno di circa 4,6 mm e un diametro interno di 3 mm. Come è possibile osservare in Figura 2.3, per collegare il manicotto al resto del circuito sono stati utilizzati dei raccordi nipplo spinato (a) in grado di collegare il manicotto ad un tubo di circa 6 mm. Il tubo designato per lo sfiato e il controllo dell'offset del dispositivo, rappresentato in Figura 2.3, è stato collegato ad un rubinetto (b), per controllare meglio la fuoriuscita di acqua. Ad esso è stata collegata una siringa (c), per poter controllare l'offset iniziale del dispositivo tramite l'aggiunta o il prelevamento dell'acqua presente nel circuito.



Figura 2.3: Tubo di offset

L'altro tubo, invece, si collega con il restante circuito. Attraverso il nipplo spinato ed il tubo di 6 mm, è collegato ad un raccordo a T, utile a collegare a sua volta il sensore di pressione ed il sistema di pompaggio.

L'intero circuito è stato progettato con tubi trasparenti, per essere certi che le bolle non fossero presenti nei vari tubi e per poterle, nel caso, individuare ed eliminare velocemente. Il manicotto a doppio tubo verrà poi avvolto intorno al braccio del paziente e trasmetterà quindi l'impulso di pressione tramite una compressione dei tessuti. In particolare, il bracciale con il quale il manicotto verrà avvolto è di un materiale specificatamente pensato per riuscire a trasmettere in modo il più preciso e omogeneo possibile l'impulso a tutte le vene sottostanti.

2.3 Sensoristica

2.3.1 Sensore

Il secondo importantissimo blocco è quello riguardante il sensore di pressione. Un sensore di pressione è un dispositivo in grado di convertire la pressione rilevata in un segnale elettrico di tensione analogico. In particolare, è in grado di rilevare la pressione tramite la misurazione della deformazione di una membrana che sta all'interno del sensore stesso. In questo progetto è necessario che il sensore sia in grado di stare a contatto con l'acqua e di misurare in maniera efficiente la pressione dei liquidi.



Figura 2.4 Sensore di pressione Honeywell

Dopo un'attenta ricerca sul mercato è stato selezionato il sensore Honeywell con un range di 5psi, e quindi di circa 258,575 mmHg. Questo range di pressione è stato scelto basandosi su alcune delle applicazioni viste precedentemente, quale per esempio la vPWV. In questa applicazione, infatti, impulsi che vanno da 100 a 200 mmHg risultano sufficienti per generare impulsi in grado di propagarsi nel sistema venoso, con un'intensità tale da consentirne la rilevazione tramite sonda Doppler. Il suo principale compito è dare un'idea delle pressioni in gioco ed è stato posizionato vicino al manicotto in modo da poter dare una lettura quanto più verosimile possibile alla pressione presente all'interno del manicotto e quindi trasmessa al braccio del paziente. Il sensore contiene quattro elementi piezoresistivi che formano il ponte di Wheatstone: quando viene applicata una pressione la resistenza cambia e il sensore fornisce un segnale in uscita in millivolt, proporzionale alla pressione di ingresso.



Figura 2.5: Ponte di Wheatstone

In particolare, il ponte di Wheatstone, indicato in Figura 2.5, prevede due diverse configurazioni:

- Si dice bilanciato se tutte le resistenze presentano lo stesso valore e di conseguenza, per simmetria, la tensione ai capi 2 e 4 risulta essere uguale.
- Se il valore di una o più resistenze varia rispetto al valore iniziale, a causa della deformazione degli elementi piezoresistivi, il ponte si dice sbilanciato. In questo caso il valore di tensione Vovaria e può essere calcolato come:

$$V_0 = \frac{V_s R_2 R_3}{(R_2 R_3)^2} \left(\frac{\Delta R_3}{R_3} + \frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} - \frac{\Delta R_4}{R_4}\right)$$

Cambiando opportunamente il valore delle resistenze il ponte può tornare facilmente in una configurazione bilanciata. Nel nostro caso è presente un ponte in configurazione *full bridge*, che utilizza la deformazione di tutte e quattro le resistenze presenti. In tale configurazione è prevista un'uscita in tensione che è pari a quattro volte quella della configurazione *quarter bridge*, in cui a cambiare è una sola delle quattro resistenze. Questa configurazione può essere utile anche per compensare gli effetti della temperatura.

Durante le varie prove sono state considerate pressioni superiori ai 100mmHg. Il sensore, già compensato, è stato amplificato e successivamente calibrato.

Alcune caratteristiche decisive sono riportate nella tabella sottostante.

Attributo	Valore
Tipo di lettura	Pressione relativa
Pressione minima	0 psi
Pressione massima	5 psi (258,575 mmHg)
Tipo di uscita	Ponte di Wheatstone
Uscita analogica	47mV→53mV
Tensione di alimentazione	10 V c.c.
Tempo di risposta	1ms

Tabella 2.1: Parametri sensore di pressione

La piedinatura del sensore, descritta in Tabella 2.2, è rappresentata in Figura 2.6.



Figura 2.6: Piedinatura sensore

Simbolo	Descrizione
Vcc	Alimentazione
Output (+)	Uscita positiva ponte
Ground	Terra
Output (-)	Uscita negativa ponte

Tabella 2.2: Piedinatura sensore

2.3.2 Circuito di amplificazione

Il segnale dato in uscita dal sensore è dell'ordine dei millivolt, precisamente, come descritto nella Tabella 2.1, in un range di 47-53mV. Per poter studiare e analizzare il segnale è stato quindi necessario progettare un circuito di amplificazione. Gli amplificatori maggiormente adatti per sensori di pressione del tipo utilizzato sono i cosiddetti amplificatori da strumentazione (InAmp). Essi sono di tipo differenziale, utili a diminuire il rumore presente nel segnale tramite un rapporto di reiezioni di modo comune (CMRR) molto alto. Idealmente questo tipo di amplificatori è dotato di resistenze in entrata molto alte e impedenze basse in uscita, per il disaccoppiamento tra il ponte e lo stadio di acquisizione del segnale. I sensori, infatti, presentano comunemente uscite nell'ordine dei mV, o anche più piccole. Trasmettere segnali di tale intensità è molto difficile e spesso i sistemi di processing richiedono tensioni dell'ordine dei Volt. È necessario che in entrata siano presenti alte impedenze per far sì che l'errore di ripartizione sia trascurabile e non si abbiano perdite di segnale in ingresso. Per la costruzione del circuito di amplificazione sono stati utilizzati due amplificatori LM358. Le caratteristiche principali dell'amplificatore sono riassunte in Tabella 2.3.

Definizione	Simbolo	Valore	Unità di misura
Supply voltage	Vs	3 - 30	V
Input offset voltage	Vos	3 - 7	mV
Common-mode rejection ratio	CMRR	80	dB
Open-loop voltage gain	Aol	100	$\frac{V}{mV}$

Tabella 2.3: Caratteristiche LM358





Come è possibile notare dalla Figura 2.7, che riporta uno schema del chip dell'amplificatore utilizzato, ogni amplificatore contiene due amplificatori per chip, per un totale quindi di quattro possibili amplificatori utilizzabili. Gli amplificatori sono stati collegati opportunamente, come da Figura 2.8, per poter formare un amplificatore da strumentazione.



Figura 2.8: Circuito di amplificazione in ambiente LTspice

In Figura 2.8 viene riportato il circuito modellizzato su LTspice® (Linear Technology Corp., Analog Devices, Inc.), un programma che permette all'utente di simulare software e schemi di interfaccia. Le componenti del circuito racchiuse all'interno delle linee tratteggiate rappresentano proprio i due chip LM358, denominati in Figura 2.8 "A1" e "A2", per una migliore comprensione. In particolare, è stato modellizzato un InAmp per strumentazione facendo particolare attenzione ad un importante vincolo di design: l'alimentazione utilizzata prevedeva infatti un'alimentazione a +10V, il circuito ipotizzato invece una doppia alimentazione (±10V). Per ovviare a questo problema si è effettuato uno shiftaggio della tensione di uscita (Vout) tramite la tensione di riferimento (Vref), che entra all'interno del pin non invertente del secondo stadio InAmp (22) A livello teorico è necessario che l'impedenza di uscita di Vref sia molto bassa, tendente allo zero, per essere certi che il guadagno non dipenda dal carico. È stato quindi necessario creare una frapposizione tra il partitore delle tensioni (PDT) e l'InAmp di un voltage follower di disaccoppiamento, sfruttando l'amplificatore inutilizzato di uno dei chip LM358. Una particolare attenzione, facendo riferimento ad alcuni articoli (23), è stata posta al partitore di tensione, riferito in questo caso al ground dell'acquisizione (la speedgoat) per evitare problemi di ground loop. Ad ogni amplificatore è stata poi aggiunta una capacità di bypass di 0,1µF, il più vicina possibile al chip stesso, come richiesto dal datasheet dello stesso amplificatore. La capacità di bypass è utile, infatti, a ridurre il rischio della presenza di un disturbo in prossimità del punto di alimentazione del chip, riducendo il rumore e creando un segnale più pulito. La resistenza denominata Rioad è la resistenza presente all'interno del dispositivo.

Dividendo il circuito in due stadi è possibile studiare la tensione di uscita e il guadagno del circuito in entrambi gli stadi.



Figura 2.9: Primo stadio amplificazione



Figura 2.10: Secondo stadio amplificazione

Facendo riferimento alla Figura 2.9, nel primo stadio, il guadagno e la rispettiva tensione d'uscita risultano essere:

$$G_1 = 1 + \frac{R_{22} + R_{21}}{R_1}$$
$$V_{11} - V_{22} = (S_- - S_+)(1 + \frac{R_{22} + R_{21}}{R_1})$$

Facendo riferimento alla Figura 2.10 nel secondo stadio invece è possibile calcolare guadagno e tensione d'uscita come:

$$G_2 = \frac{R_{42}}{R_{32} + R_{42}} \left(1 + \frac{R_{41}}{R_{31}} \right) - \frac{R_{41}}{R_{31}}$$

$$V_{out} = \frac{R_{42}}{R_{32} + R_{42}} \left(1 + \frac{R_{41}}{R_{31}} \right) V_{22} - \frac{R_{41}}{R_{31}} V_{11}$$

Nell'ipotesi di modello ideale, è possibile applicare un'approssimazione utile a semplificare le formule sopracitate. Come è possibile notare nelle Figure 2.9 e 2.10, molte resistenze risultano uguali a due a due ($R_{21} = R_{22}, R_{31} = R_{32}, R_{41} = R_{42}$).

È possibile quindi semplificare il guadagno e la tensione di uscita del primo stadio, rappresentato in Figura 2.8:

$$G_{1|R_{21}=R_{22}} = 1 + 2\frac{R_{22}}{R_1}$$
$$V_{11} - V_{22} = (S_- - S_+)(1 + 2\frac{R_{22}}{R_1})$$

E nel secondo stadio, rappresentato in Figura 2.9:

$$G_{2|R_{31}=R_{32}\&R_{41}=R_{42}} = \frac{R_{41}}{R_{31}}$$
$$V_{out} = (V_{22} - V_{11})\frac{R_{41}}{R_{31}}$$

La tensione di uscita dell'intero circuito può essere calcolata come:

$$V_{out} = \left(1 + 2\frac{R_{22}}{R_1}\right) \left(\frac{R_{32}}{R_{31}}\right) \left(S_+ - S_-\right)$$

La tensione di uscita appena calcolata, ed il relativo gain, sono però semplicemente ipotesi ideali. Nella realtà nessuna resistenza è uguale ad un'altra, neanche in caso di resistenze della stessa grandezza. È bene ricordare, infatti, che ogni resistenza ha una tolleranza tra il 5% e il 10% del valore enunciato dal produttore.

Per la sua prototipazione il circuito è stato costruito su un breadboard di prova.

Elementi essenziali per la costruzione del circuito di amplificazione sono stati:

- Due amplificatori LM358
- Cavi
- Diverse resistenze: sei resistenze da $10k\Omega \pm 5\%$ (combinate in modo differente a seconda delle specifiche esigenze) e due da $470k\Omega \pm 5\%$ e $30k\Omega \pm 5\%$ (combinate per formare due resistenze da $500k\Omega$).
- Due condensatori da 0, 1µF

Successivamente sono state effettuate una serie di test sul corretto funzionamento del circuito. Le prove in questione sono state eseguite tramite l'aiuto di una siringa e di un manometro, come da Figura 2.11.



Figura 2.11: Prova del circuito di amplificazione

Solo dopo aver verificato l'effettiva funzionalità del circuito creato, lo stesso è stato riprodotto su una basetta millefori, all'interno di una scatola cablata.



Figura 2.12: Circuito di amplificazione finale

Osservando la Figura 2.12 è possibile notare alcuni particolari del sistema di amplificazione ultimato:

- 1. Cavo collegato ai piedini del sensore di pressione.
- 2. Cavi di alimentazione, a ±10V, connessi tramite connettori a banana.
- 3. È il segnale di output, viene collegato direttamente alla Speedgoat tramite connettore BNC.
- 4. È il secondo dei due amplificatori, nella Figura 2.8 denominato A2
- 5. È il primo dei due amplificatori, nella Figura 2.8 denominato *A1*
- 6. In nero sono segnalate tutte le resistenze presenti nel circuito
- 7. In blu sono segnalati i due condensatori, posti il più vicino possibile ai rispettivi amplificatori come richiesto dall' amplificatore stesso

Dopo aver provato diverse configurazioni si è pensato fosse necessario saldare il sensore al cavo (1), per evitare eccessive deformazioni dei piedini del sensore ed ottenere una più facile maneggiabilità.

2.3.3 Calibrazione e calcolo del rumore

La calibrazione è un'operazione che prevede l'utilizzo di uno standard di misurazione per determinare il rapporto tra il valore visualizzato dallo strumento e il valore reale. Calibrando uno strumento di misurazione secondo uno standard conosciuto di misura si garantisce l'affidabilità dello strumento stesso. (24)
Il sensore è stato calibrato più volte. La prima volta tramite l'utilizzo di una siringa, che immettesse pressione nel circuito tramite l'iniezione di aria e un manometro già opportunamente calibrato. Successivamente, per una calibrazione più precisa, si è passati ad una calibrazione con l'utilizzo di acqua. Il primo passo è stato calibrare un manometro tramite l'utilizzo di un calibratore di pressione. I calibratori di pressione sono progettati per velocizzare e facilitare la calibrazione e la gestione dei dispositivi di pressione.





Figura 2.14: Manometro

Figura 2.13: Calibratore di pressione

Considerato il range di pressione di funzionamento del sensore (0 – 258 mmHg circa) sono stati fissati, sul calibratore di pressione, diversi valori di pressione facenti parte del range selezionato. Impostando la pressione desiderata sul calibratore di pressione, lo stesso insuffla nel tubo di collegamento tra calibratore e manometro l'aria corrispondente alla pressione selezionata. Sul manometro è possibile leggere la misura di pressione corrispondente. Per una calibrazione più precisa sono stati effettuati tre diversi cicli. In Tabella 2.4 sono riportati i parametri ottenuti dalla calibrazione del manometro e nella Figura 2.15 è stata riportata la retta di regressione della calibrazione effettuata e la rispettiva equazione.

Definizione	Simbolo	Valore	Unità di misura
Coefficiente angolare	m	1,088191	mbar mhar
.		2 (5250)	mbu
Intercetta	q	2,452794	mbar
Guadagno	G	0,918956	mbar mbar

Tabella 2.4 Parametri calibrazione del manometro



Figura 2.15: Retta di regressione calibrazione del manometro

Successivamente si è passati alla vera e propria calibrazione del sensore. Non avendo nessun manometro che potesse essere usato con acqua senza subire alcun danno, è stato inizialmente collegato il sensore ad un tubicino trasparente, a cui è stata applicata una scala in centimetri, per calcolare la pressione sentita dal sensore con un centimetro di acqua. In particolare, è stata calcolata la pressione e la relativa tensione di una colonna d'acqua alta un centimetro e due centimetri d'acqua. Sono stati considerati i seguenti parametri:

- Densità dell'acqua (ρ): 997,7735 $\frac{kg}{m^3}$
- Accelerazione gravitazionale (g): 9,81 $\frac{m}{c^2}$

La Tabella 2.5 mostra i valori ottenuti nei calcoli appena descritti. La tensione misurata con un centimetro d'acqua è stata considerata come V₀ per una maggiore sicurezza: non essendo certi della posizione esatta dell'elemento sensiente del sensore si è preferito utilizzare un centimetro d'acqua come offset per tutti i successivi calcoli.

	Altezza (m)	Pressione (Pa)	Tensione (V)
V ₀	0,01	97,882	0,5867
V ₁	0,02	195,763	0,5987

Tabella 2.5: Tensioni e Pressioni ad uno e due centimetri

Nel passo successivo, infatti, il sensore insieme al tubicino contenente i 2 cmH₂O è stato collegato, grazie ad un raccordo a T, al manometro precedentemente calibrato e al quadro di alimentazione pneumatica presente in laboratorio. Sono stati effettuati diversi cicli di calibrazione, per ottenere una retta di regressione il più precisa possibile.



Figura 2.16: Calibrazione del sensore con manometro e quadro di alimentazione

Il manometro, precedentemente calibrato, è stato utilizzato per essere certi di leggere un valore accurato di pressione, del quadro di alimentazione pneumatica del laboratorio non calibrato e tarato in mbar. Attraverso il quadro è stata insufflata dell'aria compressa all'interno del circuito e, letta la pressione dal manometro calibrato, è stata registrata la tensione corrispondente. Nella tabella 2.6 sono descritti i parametri risultanti dalla calibrazione effettuata e nel successivo grafico è possibile osservare la retta di regressione ottenuta da tale calibrazione.

Definizione	Simbolo	Valore	Unità di misura
Coefficiente angolare	m	0,019303	V mmHg
Intercetta	q	0,026123	V
Guadagno	G	51,80527	mmHg V



Tabella 2.6: Parametri relativi alla calibrazione del sensore

Figura 2.17: Retta di regressione calibrazione del sensore

Dopo aver calibrato il sensore si è passati al calcolo del rumore ed al relativo filtraggio. Attraverso l'uso di Matlab si è calcolato il rumore come la media delle differenze tra il picco massimo ed il picco minimo. Tale differenza è stata effettuata su lassi di tempo con segnale costante, con riferimento alla Figura 2.19.

Per migliorare il rumore è stato implementato un filtro Butterworth passa basso con i seguenti parametri:

Parametri	Valori
Frequenza di campionamento	100 Hz
Frequenza di taglio	5 Hz
Ordine del filtro	Secondo
Frequenza di Nyquist	50 Hz

Tabella 2.7: Parametri relativi al	filtro Butterworth
------------------------------------	--------------------



Figura 2.18: Filtro Butterworth- Ampiezza e fase

Dopo aver filtrato il segnale il rumore si è notevolmente ridotto, in particolare il rumore medio risulta essere 1,56 mbar, che sono quindi 1,17 mmHg. Il segnale viene quindi filtrato correttamente, anche se il filtro introduce un piccolo sfasamento, di circa 0,04 secondi. Lo sfasamento è accettabile rispetto alla tempistica dell'esperimento.



Figura 2.19: Confronto segnale filtrato e non filtrato

2.4 Alimentazione

Tutte le apparecchiature elettroniche necessitano di un'alimentazione regolata e amplificata. Gli alimentatori stabilizzati sono adattatori in grado di erogare una tensione di alimentazione continua fissa o variabile a fronte di una corrente di alimentazione alternata in ingresso. (25)



Figura 2.20: Alimentatore da banco

Il sensore utilizzato necessita di un'alimentazione di 10V.

2.5 Software

2.5.1 Speedgoat

Durante tutta la durata del progetto per rilevare e visualizzare il segnale è stata utilizzata la real-time speedgoat machine. Questo dispositivo contiene al suo interno due diversi moduli FPGA: IO183 e IO397. FPGA, acronimo di *"Field Programmable Gate Array"*, indica un dispositivo logico programmabile e tali moduli sono utili per connettere la real-time speedgoat machine all'hardware del computer. Nel nostro progetto è stato utilizzato solo il modulo IO183. Il beneficio principale della Speedgoat è la semplicità; il dispositivo carica il codice Simulink e si interfaccia in maniera efficace direttamente con il PC.



Figura 2.21: Real time Speedgoat

In particolare, è stata utile per l'acquisizione dei dati in ogni fase del progetto. Il sistema di acquisizione prevede 4 porte di input e 4 porte di output per ogni modulo, in questo caso è stata utilizzata solo la prima porta di input.

Le caratteristiche del modulo utilizzato sono riportate nella Tabella 2.8.

Parametri	Valori	
Frequenza di taglio	1000 Hz	
Numero di porte	4	Canala di innut
Range di Tensione	±10 V	Canale di Input
Numero di porte	4	Canala di autraut
Range di Tensione	0÷5 V	Canale di output

Tabella 2.8: Parametri Speedgoat

2.5.2 Simulink

Nella Figura 2.22 è riportato lo schema Simulink che rappresenta la logica di funzionamento della Speedgoat. Come già anticipato è stato utilizzato un unico canale, in particolare il primo canale del modulo IO183.



Figura 2.22: Simulink

Una volta acquisito il segnale viene eliminato l'offset presente, tramite il blocco di addizione e sottrazione (a). Successivamente, attraverso i parametri risultanti dalla calibrazione del sensore, viene ricavato il segnale in pressione che risulta essere già in mmHg, unità di misura richiesta in questo progetto (b). Da qui in poi il circuito viene diviso in due parti: nella sezione superiore il segnale di pressione in mmHg viene convertito in mbar per un confronto fra i due segnali (c). Nella sezione inferiore, invece, il passo seguente riguarda il sopracitato filtraggio del segnale ed il confronto tra il segnale pre e post filtraggio (e). I due blocchi a sinistra sono i blocchi di input e output del modulo della speedgoat utilizzato (e). Attraverso i blocchetti "*Scope*", durante le prove, è possibile visualizzare il segnale misurato in tempo reale, per conoscere in ogni momento i valori di interesse e poter svolgere al meglio tutte le prove.

Per le successive prove di calcolo della forza, spiegate nel paragrafo 2.5.1, si è aggiunta la seconda parte del circuito (f). Attraverso il secondo canale si preleva il segnale di tensione dalla cella di carico e, utilizzando i parametri ottenuti dalla calibrazione della stessa, viene ricavato il segnale della Forza, calcolata in Newton.

2.6 Sistema di pompaggio

L'elemento successivo è l'elemento pompante, utile a creare l'impulso. Nel corrispettivo sistema di generazione di stimoli ad aria compressa, l'impulso viene generato attraverso un impianto di aria compressa e due valvole elettropneumatiche a controllo digitale per il gonfiaggio e lo sgonfiaggio di un bracciale pneumatico avvolto intorno all'arto del paziente. (1) Nel caso di generazione ad acqua sono state passate al vaglio diverse idee che potessero generare impulsi utili, che fossero di dimensione inferiore rispetto al serbatoio di aria compressa e che potessero essere di facile applicazione. Non tutte le idee però sono effettivamente risultate idonee.

2.6.1 Pompa freno a disco

La prima ipotesi è stata l'utilizzo della pompa contenuta nel freno a disco idraulico di molte biciclette. Dopo aver trovato il freno adatto, si è proceduto smontando il freno per arrivare alla pompa. L'elemento pompante, in particolare, è costituito da una molla, una parte in gomma ed un piccolo pistoncino. Nella Figura 2.24 è possibile visualizzare meglio l'elemento pompante.



Figura 2.23: Elementi freno a disco idraulico



Figura 2.24: Pompa freno a disco

Dopo averlo smontato e osservato è stata caratterizzata la molla, per avere un'idea più precisa sulle forze in gioco. Per la caratterizzazione della molla si è utilizzato il sistema raffigurato in Figura 2.25 e in Figura 2.26.



Figura 2.25: Caratterizzazione molla prima visuale



Figura 2.26: Caratterizzazione molla seconda visuale

La molla è stata posizionata su una piccola lastra, grazie ad una vite molto lunga (circa 9 cm), centrata perfettamente nella molla. La molla è stata tenuta ferma grazie ad un piccolo piattino ed un dado, avvitato sulla vite. La piastra è stata attaccata al tavolo di lavoro tramite una morsa. È stata misurata l'iniziale lunghezza (chiamata x_0) della molla, pari a 2,76 cm. La prova è stata ripetuta con diversi pesi, in particolare:

- 1. Un peso di 200,8 g e un peso di 269,3 g, per un totale di 470,1 g
- 2. Un peso di 269 g e un peso di 253,8 g aggiunti ai pesi precedenti, per un totale di 992,9 g.

Per ogni set di pesi è stata misurata la deformazione e la forza peso presente.

Tramite la formula sotto riportata sono state quindi calcolate le diverse rigidezze:

$$K_n = \frac{F_n}{x_n - x_0}$$

Prove	Pesi (Kg)	Deformazione (m)	Forza (N)	Rigidezza (^N / _m)
1	0,4701	0,0243	4,61	1396,97
2	0,9929	0,0209	9,74	1453,73

In Tabella 2.9 sono riportati i diversi risultati.

Tabella 2.9: Risultati caratterizzazione molla

La rigidezza media risulta quindi essere 1425,35 $\frac{N}{m}$. Una volta caratterizzata la molla ed ottenuta la rigidezza si è passati al calcolo della forza elastica presente nella pompa. Considerando la precompressione iniziale della molla, causata dal suo alloggiamento nel freno, e la corsa possibile, la forza calcolata è stata di 29,36 N. Successivamente è stata determinata la forza necessaria per raggiungere le pressioni desiderate, ipotizzate a circa

100/200 mmHg. Considerando l'area di spinta della pompa del freno a disco e la pressione desiderata si è calcolata una forza di circa 1,67N.

Risulta lapalissiano che la molla è molto rigida e, di conseguenza, la forza necessaria per raggiungere la pressione adeguata viene completamente assorbita dalla forza elastica della stessa. A seguito delle sperimentazioni effettuate (descritte nel Capitolo 3), è risultato che la pompa del freno a disco della bicicletta non è idonea al conseguimento del nostro obiettivo. Sono state quindi poste al vaglio alternative differenti.

Capitolo 3: Prove

In questo capitolo sono state raccolte tutte le varie prove effettuate nel corso del progetto. Alcune di queste risultate essenziali nel decifrare l'assetto migliore per l'obiettivo prefissato.

3.1 Prove pompa freno a disco

3.1.1 Prove per il controllo del range di pressione

La pompa, descritta nel paragrafo 2.5.1, è stata nuovamente montata all'interno del freno collegato al restante circuito. Le prime prove svolte sono state utili per controllare che la pompa fosse effettivamente in grado, tramite la spinta del pistone, di generare impulsi di pressione, in un range compreso tra 150 e 300 mmHg.



Figura 3.1: Disposizione esperimento

Il tubo simulante il braccio del soggetto è stato immobilizzato tramite fascette su una piastra, a sua volta tenuta fissa al tavolo tramite morsa. Il manicotto, inserito nell'apposito bracciale, è stato avvolto intorno ad un tubo di gomma, che potesse simulare il braccio del paziente. Le prove svolte sono state prove dinamiche, effettuate spingendo semplicemente il pistone manualmente. In tutte le seguenti prove il manicotto è sempre stato legato nello stesso modo, per permettere misure più ripetibili.



Figura 3.2: Prove per il controllo del range di pressione



Il sistema presenta un offset di circa 4,46 mmHg, dovuto probabilmente all'avvolgimento del manicotto intorno al tubo e della disposizione totale del sistema. Come è possibile osservare dalla Figura 3.2 le pressioni raggiunte sono effettivamente contenute nel range sperato. La prova, però, non risulta ripetibile, il pistone, come già anticipato, è stato spinto manualmente e questo rende difficoltosa la ripetibilità.

3.1.2 Prove per la misura della forza

Al fine di ottenere un'idea iniziale delle forze in gioco utili ad ottenere i range di pressione stabiliti si è pensato di utilizzare una cella di carico in grado di misurarle. La cella di carico selezionata, di circa 50kgf (quindi circa 490 N) è presentata in Figura 3.4. Per la calibrazione la cella di carico è stata avvitata ad una piastra ad L, a sua volta fermata ad un pilastro tramite una morsa e ad un gancio a cui attaccare i pesi utili, come mostrato in Figura 3.5.



Figura 3.4: Cella di carico 50kfg



Figura 3.5: Disposizione calibrazione cella di carico

La calibrazione è stata effettuata attaccando al gancio diversi carichi, in un range tra 0 kg e 9,537 kg. In Tabella 3.1 sono riportati i parametri risultanti dalla calibrazione e in Figura 3.6 è possibile osservare la retta di calibrazione e la rispettiva equazione.

Definizione	Simbolo	Valore	Unità di misura
Coefficiente angolare	m	0,002653	$\frac{V}{N}$
Intercetta	q	-1,59476	V

Tabella 3.1: Parametri calibrazione cella di carico



Figura 3.6: Equazione calibrazione cella di carico

Una volta calibrata la cella di carico si è passati alle prove vere e proprie. In particolare, sono state svolte due differenti tipi di prove: statiche e dinamiche. Inizialmente si è provato a misurare forze e pressioni in gioco dinamicamente. Il manicotto è stato fissato ad una piastra, per essere certi che non si potesse muovere. Al pistoncino della pompa è stato collegato un cilindretto con un foro M4, collegato appunto al pistone, e un foro M6, collegato alla cella di carico. L'altro lato della cella di carico è stato collegato ad una piastra, collegata a sua volta, ad alcune carrelli, che permettevano il suo movimento. Il sistema è raffigurato in Figura 3.7. Nella Figura 3.8 è presente, invece, uno zoom del contatto tra pompa e cella di carico.



Figura 3.7: Disposizione prove dinamiche



Figura 3.8: Punto di contatto pistone cella di carico

Si è prestata particolare attenzione a mantenere in asse il pistoncino con la cella di carico, fissando anche il freno alla piastra sottostante, per ottenere misure più accurate e immobilizzando il tubo collegato al freno al tubo di gomma sottostante tramite una fascetta.

Per provare se ci fosse una correlazione tra impulso di pressione e forza utilizzata per raggiungerlo si è provato a calcolare la retta di regressione. La Figura 3.9, e la rispettiva Tabella 3.2, confermano quanto detto precedentemente. La correlazione tra i due parametri non risulta ottimale e questo è stato il secondo problema presentato dall'uso della pompa del freno a disco. In particolare, il coefficiente di determinazione R², indice di correttezza del modello, presenta un valore molto piccolo, prossimo allo zero. Tale valore indica una

mancata correlazione lineare fra i parametri della retta calcolata e quindi una scarsa efficacia della retta di sintetizzare l'analisi effettuata.

Definizione	Simbolo	Valore	Unità di misura
Coefficiente angolare	m	1,46136	mmHg
			N
Intercetta	q	-12,6484	Ν
Coefficiente di	R ²	0,1063	-
determinazione			

Tabella 3.2: Parametri retta di regressione



Figura 3.9: Retta di regressione Forza - Pressione

Per eseguire la prova statica si è utilizzata una slitta micrometrica. Sono quindi stati sostituiti i carrelli che permettevano il movimento di un lato del sistema con la slitta micrometrica rappresentata in Figura 3.10. La slitta è stata a sua volta collegata ad una piastra ad L collegata alla cella di carico come per le prove dinamiche. Attraverso la rotazione del pistoncino, contente una scala in millimetri, è possibile effettuare micromovimenti controllati, tenendo sotto controllo anche lo spostamento della cella.



Figura 3.10: Slitta micrometrica

Durante la prova statica ci si è accorti però che la pressione non rispondeva alle spinte della slitta micrometrica. Nonostante la cella di carico misurasse una forza di circa 25/30N, il sensore non ha misurato differenze di pressione, e il suo valore è rimasto costante a 5 mmHg, valore di offset del dispositivo, per tutta la durata della prova. Nella Figura 3.11 la forza raggiunge il range calcolato teoricamente: considerando la forza elastica calcolata prima (circa 29 N) e la forza determinata dalla pressione e dall'area del dispositivo (circa 1,67N) il range era stato fissato proprio intorno a 30 N. Non in tutte le prove però la forza ha raggiunto questo range, pur svolgendo la prova nello stesso identico modo tutte le volte.



Figura 3.11: Prova statica pompa

La causa principale delle innumerevoli incertezze presenti nell'utilizzo della pompa del freno a disco risulta essere la presenza di un giunto sferico nel pistoncino della pompa stessa. Lo stesso tende a non rimanere fisso lungo il proprio asse, ma a ruotare in tutte le direzioni. La cella di carico monoassiale utilizzata misura le forze solo quando dirette lungo il proprio asse. Il pistoncino ruotando in ogni direzione, pur traslando solo nella direzione corretta, ha reso difficile, e alle volte impossibile, la misura controllata della forza. Questo risponde probabilmente al fatto che in diverse prove, effettuate tutte con lo stesso metodo e nonostante le spinte controllate dalla slitta micrometrica, la forza non fosse sempre uguale, ma variasse di prova in prova. Il problema si sarebbe propagato anche con l'utilizzo di un solenoide programmato per generare gli impulsi spingendo sul pistone.

Per quanto riguarda la pressione, invece, il fatto che rimanga a zero e non vari rispetto al suo valore iniziale può probabilmente essere imputato a diverse cose: la molla troppo rigida utilizzata dalla pompa, il manicotto non perfettamente adeso, la deformazione di tessuti e del manicotto stessa e la conseguente energia sprecata. Come detto precedentemente, infatti, la forza elastica della pompa risulta essere quasi trenta volte superiore alla forza determinata dalla pressione richiesta; di conseguenza la maggior parte della forza di spinta viene inglobata dalla molla e la pochissima forza rimasta non è in grado di causare variazioni di pressioni, anche minime.

Una prima soluzione è stata quella di modificare la molla, per ottenere una rigidezza inferiore e diminuire la forza elastica, rendendo più facili le spinte. Nonostante sia stata trovata effettivamente una molla meno rigida, e sia stata caratterizzata con un metodo simile a quello precedentemente descritto per la prima molla, questo non è risolutivo degli altri

problemi sorti durante gli esperimenti. Il problema maggiore risulta essere infatti il pistoncino collegato ad un giunto sferico. Sono state ipotizzate diverse soluzioni per risolvere questo complesso problema:

- 1. Stampare, tramite stampante 3D, una sorta di guida che mantenesse in asse il pistoncino. Lo spazio disponibile per allocare il pezzo è effettivamente molto piccolo e consentirebbe poco gioco per disporre e fissare il pezzo. Inoltre, con questa soluzione rimarrebbero comunque presenti tutti i problemi degli attriti o delle molle ugualmente molto rigide rispetto alla forza determinata dalla pressione che risulta essere molto piccola.
- 2. Una nuova pompa che potesse sostituire quella utilizzata fino a questo momento. Sono state poste al vaglio diverse pompe, come quelle utilizzate nei giardini o negli acquari, ma ognuna di queste pompe portava con sé diverse problematiche: pressioni troppo alte rispetto al range da noi richiesto, dimensioni troppo ingombranti, flussi continui e quindi non adatti alla creazione di un impulso.

Risulta chiaro che nessuna di queste ipotesi è effettivamente in grado di sostituire la pompa del freno a disco e generare impulsi di pressione consoni alle applicazioni previste.

3.2 Prove con manicotto gemello

Nel tentativo di trovare un nuovo elemento in grado di generare l'impulso all'interno del manicotto sono state eseguite nuove prove statiche attraverso l'utilizzo di un altro manicotto che facesse da "elemento pompante". In particolare, queste prove sono servite a calcolare il volume da spostare per ottenere le pressioni desiderate, misurando attraverso la slitta micrometrica lo spostamento necessario ed il volume d'acqua spostato per il raggiungimento del range di pressione considerato. Il manicotto utilizzato è stato definito "manicotto gemello", in quanto in tutto e per tutto simile al manicotto principale utilizzato nel dispositivo.



Figura 3.12: Prove con il manicotto gemello

Come è possibile notare dalla Figura 3.12 la slitta micrometrica è stata attaccata verticalmente ad un pilastro, attraverso l'utilizzo di due piastre. Il manicotto principale è stato avvolto attorno al tubo di gomma, inchiodato a sua volta ad una lastra, bloccata al tavolo tramite una morsa, per essere certi che non si muovesse. Il manicotto gemello, attaccato al capo opposto del circuito è stato poggiato su alcune lastre di legno per consentire ai due manicotti di stare più o meno alla stessa altezza. Come ultima accortezza i tubi del circuito idraulico sono stati bloccati tramite fascette e nastro adesivo ai piani sottostanti, per eliminare del tutto, o quasi, l'incertezza prodotta dal possibile movimento del sistema.

Le prove sono state ripetute più volte per controllare che il sistema fosse ripetibile e la slitta, durante tutte le prove è stata spostata di 5 mm ogni volta. Lo spostamento totale, da quando la slitta tocca il manicotto gemello, è quindi circa di 15 mm. Tra le diverse prove le varie condizioni, come la larghezza del manicotto o la quantità d'acqua all'interno del circuito, non sono state modificate e l'esperimento si è dimostrato abbastanza ripetibile.



Figura 3.13: Grafico prove manicotto gemello

Per raggiungere pressioni nel range desiderato, superiore a 100 mmHg, è necessario quindi uno spostamente totale di circa 15 mm e, considerando le dimensioni del manicotto (11,7 cm x 5,5 cm) è stato possibile calcolare un volume teorico di acqua spostata, pari circa a 96,525 ml. Considerando la misura non perfettamente geometrica del manicotto, che tende a gonfiarsi al centro quando ricolmo d'acqua e la non perfetta conoscenza della quantità d'acqua presente all'interno dell'intero circuito idraulico il valore ottenuto dalle prove effettuate risulta probabilmente non pienamente veritiero.

3.3 Prove con siringa

Per un calcolo più accurato dei volumi d'acqua spostati per raggiungere le pressioni richieste si è pensato di eseguire alcune prove con l'uso di una siringa, che potesse quindi erogare acqua nel circuito in maniera controllata. È stata utilizzata una siringa da 60 ml ed il manicotto, prima di iniziare la prova, è stato riempito con circa 20 ml di acqua. Una delle principali accortezze è stata sostituire il tubo di gomma, che fungeva da braccio, con un cilindro metallico, più rigido e che resistesse agli impulsi senza comprimersi eccessivamente. Durante le prove, infatti, si è notato che il tubo di gomma, ad alte pressioni, tende a comprimersi in maniera eccessiva, rendendo il segnale molto instabile e leggermente falsato. La siringa, collegata al posto del manicotto gemello, è stata posizionata sulle stesse lastre di legno, perché potesse stare alla stessa altezza del manicotto principale arrotolato intorno al cilindro metallico.



Figura 3.14: Disposizione prove con siringa

In quest'ultima prova si è provato a modificare anche la chiusura del bracciale contenente il manicotto. Precedentemente il manicotto era stato standardizzato attraverso una scala in centimetri disegnata sul bracciale usato per avvolgerlo sul tubo ed era stato chiuso sempre nello stesso modo. Nelle prove qui descritte, invece, si è pensato di utilizzare i parametri presenti in Tabella 3.3.

Definizioni	Valori	Unità di misura
Circonferenza tubo di metallo	18,84	cm
Lunghezza totale manicotto	37,6	cm

Tabella 3.3: Parametri chiusura manicotto

Idealmente, infatti, per ottenere una chiusura perfetta è necessario che il tessuto sovrapposto sia circa di 18,76 cm, poiché:

Circonferenza = Lunghezza totale - Tessuto sovrapposto

Nella realtà è impossibile ottenere questo risultato, a causa del rigonfiamento del manicotto pieno d'acqua e arrotolato intorno al tubo di metallo che ingrandisce la circonferenza da percorrere. Sono state quindi svolte le prove con diverse lunghezze di tessuto sovrapposto per meglio comprendere come variassero i parametri coinvolti (Pressione, Volume spostato, offset). Per ogni diversa chiusura sono state svolte due prove, per controllare che i risultati fossero ripetibili. Tutte le prove sono state scalate rispetto ai valori di offset (circa 28,7 mmHg).



Le due Figure rappresentano le prove effettuate con una chiusura stretta del bracciale (Figura 3.15) ed una chiusura larga del bracciale (Figura 3.16). Nel caso di chiusura stretta del manicotto bastano circa 14 ml di acqua per riuscire a raggiungere una pressione di 150 mmHg. Nel caso di chiusura larga, invece, sono necessari circa 33 ml di acqua per riuscire a raggiungere le stesse pressioni. Nel primo caso si rischia però di occludere le vene a causa di pressioni troppo alte prima dell'effettiva generazione dell'impulso. Nel secondo caso, invece, sono necessari volumi maggiori di acqua per raggiungere lo stesso livello di pressione.

La prova più significativa è quella che prevede una lunghezza di tessuto sovrapposto di circa 16 cm, che corrisponde ad una chiusura più o meno normale del manicotto, in Figura 3.17.





Come è possibile notare dalla Figura 3.17 sono necessari circa 20 ml di acqua per raggiungere pressioni di circa 150 mmHg. Le prove dimostrano, quindi, un volume decisamente inferiore rispetto a quello calcolato grazie alle prove eseguite con l'utilizzo del manicotto gemello.

Attraverso i valori sperimentali di pressione e volume calcolati durante l'esperimento si è creato un fitting tra volume e pressione, che potesse, una volta ottenuto il volume, permetterci di ricavare la pressione, secondo la formula:

$$P = a * (e^{b * Volume})$$

I parametri dell'equazione sono stati calcolati attraverso la funzione di Matlab 'fittype', che richiede in entrata proprio l'equazione sopracitata e fornisce in uscita il modello dell'equazione, contenente i parametri, visualizzati in Tabella 3.4.

Parametri	Valori
а	19,4681
b	3,1481* 105

Tabella 3.4: Parametri fitting Pressione - Volume

Per la creazione del modello si è effettuata una media dei valori di pressione ottenuti nei due diversi cicli di prove prima di inserirli all'interno della funzione Matlab, per ottenere parametri più ripetibili possibili.

Come è possibile osservare in Figura 3.18, la funzione ricavata approssima bene i valori sperimentali e il modello può quindi essere ritenuto valido.



Figura 3.18: Fitting Volume - Pressione

Capitolo 4: Nuovo modello

4.1 Modello cilindro a membrana – motore lineare

Visti i tentativi precedentemente falliti si è pensato di utilizzare un sistema che prevedesse l'utilizzo di un cilindro a membrana rotolante ed un motore lineare in grado di muovere il pistone del cilindro stesso.



Figura 4.1: Sistema cilindro - motore

In Figura 4.1 è rappresentato il modello del sistema con il relativo bilancio di forze. Il motore lineare, una volta in funzione, spinge il pistone del cilindro a membrana, collegato ad esso attraverso un giunto. Il pistone muovendosi mette in pressione l'acqua presente nel relativo circuito idraulico, generando l'impulso pressorio desiderato.

Il primo passo è stato selezionare un cilindro che fosse concorde con le esigenze di progetto. I cilindri a membrana rotolante sono attuatori solitamente realizzati con elastomeri, materiali ingegnerizzati e tessuti che non richiedono lubrificazione, essendo virtualmente privi di attrito. Convertono, praticamente senza alcun attrito, una pressione pneumatica in una forza lineare e sono molto utilizzati in quanto molto affidabili, pur mantenendo un prezzo medio molto basso. Tra le molte qualità è possibile elencare una spiccata sensibilità, la sopracitata assenza di lubrificazione, una bassa isteresi e un ampio range di temperature utilizzabili. La membrana è flessibile, ma molto resistente. (26) Il cilindro selezionato è un cilindro a singolo effetto; al suo interno è presente una molla, utile per il ritorno in posizione del pistone e conseguentemente della membrana descritta. La membrana a sua volta presenta una rigidezza ed uno smorzamento non nulli, ma abbastanza piccoli da poter essere trascurati in questo lavoro.



Figura 4.2: Cilindro a membrana rotolante

Utilizzando la corsa ed il volume di acqua spostata per raggiungere la pressione desiderata, ottenuti nelle prove con l'utilizzo della siringa presenti nel Capitolo 3, e considerando:

$$Area \ efficace = \frac{Volume}{Corsa}$$

Otteniamo due diverse Aree efficaci, a seconda della corsa considerata, come riportato in Tabella 4.1.

Volume (ml)	Corsa (cm)	Area efficace (cm ²)
20	1	20
20	1,5	13,3

Tabella 4.1: Calcolo Area efficace

Le aree efficaci appena calcolate sono state un primo indizio sul tipo di cilindro da selezionare. In Tabella 4.2 sono riportate le principali caratteristiche del cilindro selezionato, un cilindro compatto dell'azienda ControlAir, di alluminio con stelo in acciaio al carbonio cromato. La membrana è invece in nitrile.

Valore	Unità di misura
10,96	cm ²
2,54	cm
7,38	cm
1400	$\frac{N}{m}$
	Valore 10,96 2,54 7,38 1400

Tabella 4.2: Caratteristiche cilindro

In particolare, per utilizzare il cilindro compatto avendo un'area efficace più piccola di quella desiderata, si potrebbe utilizzare una corsa maggiore. Considerando un'area efficace di 10,96 cm² e un volume di circa 20 cm³ è possibile calcolare una corsa di circa 2 cm.

Utilizzando i parametri appena calcolati è possibile ipotizzare anche il range di forza utile a generare gli impulsi desiderati, considerando l'area efficace appena calcolata ed una pressione di circa 180 mmHg, è possibile calcolare la forza prevista nel cilindro (F=26,1 N). Tale forza, come è possibile osservare in Figura 4.1, non è però l'unica forza contenuta all'interno del cilindro. Il cilindro, come anticipato precedentemente, prevede al suo interno una molla, con una sua rigidezza caratteristica, ed una membrana con relativa rigidezza e smorzamento in grado di generare ulteriori forze che prendono parte al bilancio totale. Rigidezza e smorzamento relativi alla membrana sono stati considerati, in questo lavoro, trascurabili. Una volta scelto il cilindro da utilizzare si è passati alla scelta di un motore lineare che possa spingere il pistone del cilindro a membrana per generare l'impulso di pressione. Il motore selezionato è il NiLab 160Q. Un motore lineare standard con caratteristiche adeguate alle richieste del progetto.



Figura 4.3: Motore lineare

Il motore è stato scelto in base al valore di forza calcolato precedentemente, ricordando però che quel valore corrisponde solo alla forza F_c presente nel modello Simulink del paragrafo 4.2. Nonostante la forza fosse di circa 26,1 N, si è quindi ricercato un motore con valori di forze maggiori per considerare anche tutti i contributi non ancora calcolati.

Le principali caratteristiche del motore, utilizzate successivamente nel modello Simulink, sono riportate in Tabella 4.3.

Definizione	Valore	Unità di misura
Induttanza di fase	0.0334	Н
Resistenza di fase	57	Ohm
Costante di Forza controelettromotrice	25.1	$\frac{V_{rms}}{\frac{m}{s}}$
Costante di Forza	43	N A
Corrente continuativa	0.55	A
Forza continuativa	23.5	N
Forza di picco	152.75	N
Corrente di picco (per 2 sec)	2.5	A
Massa dello slider	0.377	kg
Lunghezza dello slider	1.4	kg m

Tabella 4.3: Caratteristiche motore lineare

Il giunto disegnato in Figura 4.1 è un giunto lineare atto collegare motore e cilindro e garantire che rimangano perfettamente coassiali.



Figura 4.4: Giunto lineare

Il giunto selezionato è un giunto lineare, prodotto dall'azienda R+W e distribuito da azienda come Parker e NiLab per i rispettivi motori, rappresentato in Figura 4.4. Presenta una struttura leggera ed una bassa inerzia, dimensioni contenute e non presenta gioco in direzione assiale. Il corpo principale è in alluminio, ad alta resistenza, e contiene lamelle assialmente rigide in acciaio.

Le principali caratteristiche sono presenti in Tabella 4.4.

Definizione	Valore	Unità di misura
Massa	0,023	kg
Forza	150	Ν
Lunghezza totale	33	mm
Diametro esterno	22	mm
Max coppia di serraggio	7	Nm
Filettatura	M6	-

INCOMM I.I. CHIMICINONCHE ZIMINO	Tabella 4.4	Caratteristich	e giunto
----------------------------------	-------------	----------------	----------

Il giunto è stato scelto seguendo le specifiche del motore selezionato. Il 160Q NiLab presenta una forza di picco di circa 150N, il giunto è stato scelto quindi con una forza più o meno dello stesso calibro, per garantire, anche in caso di raggiungimento di forza massima del motore, una salvaguardia del giunto stesso. La massa è abbastanza contenuta e questo è un ulteriore fattore positivo sia per l'obiettivo finale di ottenere un dispositivo di dimensioni contenute, facile da trasportare al bisogno, sia perché non introduce componenti eccessive della forza di inerzia

Come è possibile notare dalla Tabella 4.4, le parti connesse a cilindro e motore presentano una filettatura M6, perfetta per il motore scelto che presenta a sua volta un foro M6. Il cilindro a membrana rotolante presenta un pistoncino filettato con filettatura americana 3/8 16 UNC,_non compatibile quindi con la filettatura M6 del giunto scelto. Si è progettato un cilindro in alluminio che avesse da un lato un pistone M6, in grado di collegarsi al giunto e da un lato un foro con la stessa filettatura presente sul pistone del cilindro. Per progettarlo si è tenuto conto delle dimensioni del giunto, studiate per sopportare i carichi necessari ed il materiale, in modo che fosse abbastanza leggero da non interferire troppo nel modello. Il cilindro, di diametro esterno circa 2 cm, è raffigurato in Figura 4.5.



Figura 4.5 : Cilindro di collegamento

Immaginando di produrlo interamente in alluminio, con densità di circa 2700 kg/m3, è possibile calcolare una massa di 0,018 kg.

4.2 Modello Simulink

4.2.1 Presentazione generale

Il modello Simulink utilizzato per studiare il comportamento del sistema prevede diversi sottosistemi, come è possibile osservare in Figura 4.6.



Figura 4.6: Modello Simulink totale

Ogni diverso sottosistema del modello, rappresentato di un colore differente, rappresenta un passaggio differente: motore, fitting volume – pressione, cilindro a membrana e bilancio di forze. Un ulteriore sottosistema, contenente tutte le figure utili, non è rappresentato in Figura 4.6.

Il modello inizia con un gradino di posizione, denominato nel sistema *posizione di reference*. Esso rappresenta lo spostamento desiderato al termine della simulazione ed entra, sommato allo spostamento in uscita dal cilindro a membrana, e quindi realmente ottenuto nelle simulazioni, nel primo sottosistema.

4.2.2 Primo sottosistema: motore lineare

Il primo sottosistema contiene al suo interno il modello del motore lineare e in Figura 4.7 è possibile visualizzare il modello Simulink dello stesso. Una legenda dei parametri utilizzati è presente in Tabella 4.5.



Simbolo	Definizione
x_r	Spostamento (desiderato - reale)
Vc	Tensione di controllo
Va	Tensione dell'armatura
La	Induttanza armatura
Ra	Resistenza armatura
xp_f	Velocità reale
Ia	Corrente dell'armatura

Tabella 4.5: Legenda parametri

Lo spostamento viene convertito in tensione, in particolare nella tensione denominata *Tensione di controllo*. Il blocchetto denominato PI è il cosidetto controllore. Tale blocchetto rappresenta un sistema di retroazione contente un controllo proporzionale e un controllo integrale, essenziali per il corretto funzionamento del modello. La tensione V_c viene a suo turno convertita nella *Tensione di armatura* V_a , seguendo la seguente funzione di trasferimento:

$$\frac{V_a}{V_c} = \frac{G_v}{1 + sT_v}$$

In particolare, secondo la formula sopracitata, la tensione di controllo viene scalata di una certa quantità utile a considerare il possibile sfasamento presente nel circuito. Successivamente attraverso la seconda legge di Kirchhoff, descritta nella formula sottostante, è possibile mettere in relazione le tensioni presenti nel circuito:

$$V_a = (R_a + sL_a)I_a + V_g$$

La tensione determinata dalla forza controelettromotrice viene calcolata attraverso un parametro denominato *Kv* moltiplicato per la velocità di reference del sistema, secondo la formula:

$$V_g = K_v \dot{x}$$

Secondo il Datasheet del motore utilizzato il parametro Kv è dato come: V_{rms}*s/m, quindi è stato necessario convertirlo in V/m/s per ottenere unità di misura omogenee in tutto il sistema, secondo la formula:

$$V = V_{rms} * \sqrt{2}$$

Al bilancio delle tensioni prende parte anche la tensione ricavata tramite resistenza e induttanza dell'armatura. Invertendo la formula della legge di Kirchhoff, è possibile calcolare la corrente che scorre nell'armatura stessa, che moltiplicata sucessivamente per la resistenza dell'armatura entra a far parte del bilancio. In uscita dal primo sottosistema è presente proprio tale corrente, denominata *Ia*.

4.2.3 Secondo sottosistema: Cilindro a membrana e bilancio di forze

Facendo riferirimento sempre alla figura 4.6, nel secondo sottosistema, di colore verde, è presente il bilancio delle forze, rappresentato in Figura 4.8.



Figura 4.8: Modello Simulink bilancio di forze

Tutte le forze che agiscono sul modello vengono utilizzate per il calcolo dell'accelerazione:

$$\ddot{x} = \frac{1}{M} (F_m - F_k - F_c - F_d)$$

La massa totale comprende la somma di tutte le singole masse presenti nel sistema, tra cui ricordiamo: la massa dello slider del motore lineare, del giunto e del cilindro. Il giunto è l'anello di unione tra il motore e il cilindro a membrana rotolante. Essendo un elemento avente una massa definita, come descritto precedentemente, partecipa attivamente al bilancio di forze necessario per la trasmissione della forza utile a muovere il pistone. Nella

massa del giunto viene considerata anche la massa dell'elemento di collegamento tra giunto e cilindro a membrana rotolante.

Nel bilancio sono presenti quattro diverse forze:

1) F_m: forza del motore, che si ottiene dalla corrente calcolata al punto precedente tramite una costante di forza K_t tramite la formula:

$$F_m = K_t I_a$$

2) Fk: forza elastica prodotta dalla molla. Avendo infatti scelto un cilindro a singolo effetto sarà presente al suo interno una molla per la fase di ritorno in posizione della relativa membrana. Fk si ottiene dalla formula:

$$F_k = kx$$

3) Fd: forza di smorzamento, determinata da rigidezza e smorzamento della membrana. In questo lavoro è però considerata trascurabile.

$$F_d = k_d x + \beta_d \dot{x}$$

4) F_c: forza generata dalla pressione presente nel cilindro, spiegata nel paragrafo successivo.

Dopo aver calcolato l'accelerazione, tramite la formula del bilancio meccanico sopracitata, attraverso due diverse integrazioni è possibile calcolare la velocità e lo spostamento in uscita dal cilindro.

4.2.4 Fitting Volume – Pressione

Il sottosistema di colore giallo, denominato *Fitting Volume – Pressione* è rappresentato in Figura 4.9. Tale sottosistema, come già anticipato, si è dimostrato essenziale per il calcolo della forza *Fc*, forza generata dalla pressione presente nel cilindro a membrana.



Figura 4.9: Modello Simulink Fitting V - P

Il primo passo è il calcolo del volume di acqua spostata, calcolato moltiplicando l'area del cilindro considerato, presente in Tabella 4.2 e la posizione reale ottenuta dalla simulazione. Il volume è stato poi utilizzato per ricavare il valore di pressione, tramite il modello di regressione trovato nel capitolo 3. Una volta ottenuta la pressione, è possibile calcolare la F_c ricordando la formula:

$$F_c = p_c A_c$$

4.2.5 Diagrammi

L'ultimo sottosistema, non visibile in Figura 4.6, è raffigurato in Figura 4.10. È il sottosistema in cui sono stati raccolti tutti i grafici potenzialmente utili nelle diverse simulazioni.



Figura 4.10: Modello Simulink figure

Le figure sono divise in blocchi diversi a seconda del parametro rappresentato. In particolare, nel blocco viola, contenente le figure relative alle forze, sono inseriti due diversi grafici. Il primo relativo alle forze del motore lineare, ossia la forza Fm descritta precedentemente, la forza di picco F_{peak} e la forza nominale F_r , il secondo relativo al bilancio di forze citato nel relativo sottoparagrafo.

Analogamente nel blocco di colore rosa è presente il grafico relativo alle correnti caratteristiche del motore: *Ia*, descritta precedentemente, la corrente di picco *Ipeak* e la corrente nominale *Ir*. Il blocchetto azzurro rappresenta l'errore in posizione, tra la posizione di riferimento e la posizione effettiva ottenuta durante la simulazione. In ultimo il blocco giallo contiene il grafico contenente il profilo di pressione dell'impulso.

Capitolo 5: Simulazioni

5.1 Variazione dei parametri di controllo

I parametri di controllo sono i parametri presenti nel blocchetto PI, ossia il controllo proporzionale - integrale, un sistema di retroazione impiegato nei sistemi di controllo. Attraverso la funzione *"Tune"* e la variazione dei parametri presenti al suo interno (proporzionale e integrale) è possibile ottenere diversi risultati. In particolare, è possibile attuare due principali modifiche per ottenere nuovi parametri:

- 1. Il tempo di risposta (s), che può essere più veloce (valori più bassi) o più lento (valori più alti)
- 2. Il comportamento al transitorio, che può essere più aggressivo (valori più bassi) o più robusto (valori più alti)

Variando questi due parametri, attraverso i cursori raffigurati in Figura 5.1, variano in automatico anche i due parametri di controllo: P (parametro proporzionale) e I (parametro integrale).



Figura 5.1: Controllo parametri PI

Sono state provate diverse configurazioni, riportate per semplicità in Tabella 5.1

Prove	Tempo di risposta	Comportamento	Р	Ι
	[s]	al transitorio		
1 - Posizione centrale	0,1311	0,4589	0	27580
2 – Tempo basso	0,04210	0,333	834,6	69630
Transitorio aggressivo				
3 – Tempo basso	0,04210	0.675	1514	35310
Transitorio robusto				
4 – Tempo alto	0,1728	0,126	0	21390
Transitorio aggressivo				
5 – Tempo alto	0,2077	0,693	0	17960
Transitorio robusto				

Tabella 5.1: Parametri PI

In risposta alle variazioni dei parametri del PI, lo spostamento del pistone del cilindro, ottenuto tramite integrazione subisce diverse modifiche. In Figura 5.2, è possibile osservare la differenza dei profili di spostamento in seguito alle modifiche riportate in Tabella 5.1.



Figura 5.2: Spostamento – variazione parametri PI

Il profilo di pressione, strettamente connesso alla corsa del pistone, presenta variazioni similari a quelle dello spostamento. In Figura 5.3 sono riportati i profili di pressione ottenuti tramite tempi di risposta molto bassi (curva 2 e 3), confrontati con il profilo ottenuto tramite tempo di risposta medio (curva 1). In Figura 5.4, al contrario, sono presenti i profili di



pressione ottenuti con tempi di risposta alti (curve 4 e 5), confrontati con il profilo ottenuto con tempo di risposta medio (1), come quello presente in Figura 5.3.

È possibile notare che abbassando il tempo di risposta il fronte di salita tende a diventare maggiormente ripido nel caso di transiente aggressivo. La curva 2, con transiente aggressivo, dopo circa 0,5 s raggiunge i valori massimi di pressione. Di contro, però, il controllore diventa meno performante ed il segnale, soprattutto inizialmente, subisce grandi oscillazioni.

Rendendo il transiente più robusto, come nel caso della curva 3, questo fenomeno si attenua, rendendo al tempo stesso meno ripido il fronte di salita. Dopo 0,5 s non raggiunge i valori più alti, ma si trova circa a 100 mmHg, con valori massimi di 180 mmHg.

Il profilo della curva 1, presenta tempi di risposta ed un comportamento al transiente medio. Il profilo di salita risulta molto simile alla curva 3, nonostante per quest'ultima siano stati impostati tempi di risposta molto più bassi. Anche il comportamento del controllore sembra ugualmente performante, nonostante il transiente, nella curva 3, sia molto più robusto.

In Figura 5.4, essendo i tempi di risposta più alti rispetto alla curva 1, con tempi medi, le curve presentano un profilo di salita meno ripido, impiegando quasi più di un secondo per raggiungere pressioni di 160 mmHg. Nonostante nelle tre curve si sia impostato un corportamento del transiente completamente diverso, nelle due curve con tempi maggiori (curve 4 e 5) il controllo risulta più performante, quasi senza nessuna oscillazione.

Risulta chiara la differenza fra i due grafici: tempi di risposta più bassi comportano fronti di salita più ripidi, un comportamento al transiente più robusto prevede, in generale, minori oscillazioni del segnale. Queste differenze non sono però così nette, i due parametri si influenzano vicedevolmente. Un profilo come quello rappresentato dalle due curve con tempi di risposta alti, però, nonostante il controllo performante e di conseguenza la quasi

totale assenza di oscillazioni, non risulta idoneo, in quanto la generazione di un impulso da noi desiderato richiede fronti di salita ripidi, con tempi di salita intorno a 0,5 s e picchi di pressione di 180mmHg. Di contro, la curva 2 della Figura 5.3, pur rispettando meglio i requisiti di tempo previsti, possiede però un comportamento troppo poco perfomante, con grosse oscillazioni del segnale. E' necessario quindi riuscire a trovare un compromesso fra tempo di risposta basso, e di conseguenza un fronte di salita ripido come quello desiderato, ed un comportamento performante del controllo, attraverso il comportamento al transiente. Un buon compromesso potrebbe essere quello raffigurato in Figura 5.5, ottenuto con i relativi parametri in Tabella 5.2. Tale compromesso è stato utilizzato per il motore 160Q in tutte le simulazioni successive.

Prove	Tempo di risposta [s]	Comportamento al transitorio	Р	Ι
Compromesso	0,04213	0,468	1054	63640

Tabella 5.2 : Profilo di pressione - compromesso



Figura 5.5 : Profilo di pressione -spostamento : compromesso

5.2 Variazione del fitting Pressione – Volume

Il modello rappresentato è una modellizzazione del dispositivo ottenuta tramite prove statiche, e per questo presenta profili più lenti e dinamiche meno performanti. Tutti i valori sperimentali, utilizzati nel modello, per esempio i parametri della caratterizzazione pressione – volume, sono stati misurati tramite prove statiche (con l'utilizzo di una siringa). Provando a modificare i valori di pressione ottenuti nelle diverse prove è possibile avere un'idea più realistica di cosa potrebbe succedere nel caso di modellizzazione dinamica. Si è provato ad incrementare i valori sperimentali di pressione del 10%, del 25% e del 35%, mantenendo i valori sperimentali di volume costanti. È stato calcolato nuovamente il fitting tra i due parametri, per ogni incremento di pressione, ed il nuovo valore di corsa corrispettivo ai 180mmHg desiderati. In Figura 5.6 è possibile visualizzare i profili di pressione rappresentanti i vari fitting effettuati, e nella tabella sottostante i nuovi parametri a e b e la corsa reale.

Definizioni	a	b	Corsa [m]
Normale	19,4681	314810	0,0206
10%	21,4150	314810	0,0203
25%	24,3352	314810	0,0199
35%	26,2250	314910	0,0197

Tabella 5.3: Nuovi parametri fitting Volume - Pressione



Figura 5.6: Profili pressioni – incremento pressioni

Dalla Tabella 5.5 è possibile notare che incrementando i valori di pressione il parametro a tende a crescere, il parametro b invece rimane sempre costante, tranne nel caso di incremento del 35%, in cui subisce una piccola variazione.

Nonostante le variazioni percentuali di pressione, il profilo di pressione rimane invariato in tutte le diverse simulazioni. Durante le diverse simulazioni non è stato necessario modificare i parametri di controllo, questo potrebbe essere indice del fatto che, in future simulazioni dinamiche, non sarà necessario modificare il controllore, rendendo più facile la modellizzazione dinamica.
5.3 Utilizzo di un differente motore

5.3.1 Motore miniaturizzato NiLab e motore integrato

Una possibile modifica potrebbe essere il tipo di motore lineare utilizzato. Uno dei punti principali di cui si è tenuto conto durante lo sviluppo di questo progetto è l'ingombro totale del dispositivo. Riuscire ad utilizzare un motore di dimensioni minori potrebbe quindi essere utile nel trasporto o nell'utilizzo in contesti differenti, quali cliniche o ospedali. In particolare, si è simulato il comportamento del modello con due differenti motori della stessa marca del motore precedente (NiLab). I due motori sono entrambi miniaturizzati, e di conseguenza vantano dimensioni e peso inferiori rispetto al NiLab 160Q. Il secondo motore possiede un'ulteriore qualità: pur mantenendo le stesse dimensioni del primo, possiede al suo interno un driver integrato che potrebbe permettere di non utilizzare un driver esterno. Non utilizzare il driver esterno consentirebbe di diminuire maggiormente l'ingombro totale del dispositivo.

Definizione	160Q	120Q	120Q integrato	Unità di misura
Induttanza di fase	0,0334	0,003	0,003	Н
Resistenza di fase	57	5,96	2,98	Ohm
Costante di Forza	25,1	6,928	5,9	Vrms/(m/s)
controelettromotrice				
Costante di Forza	43	12	12	N/A
Corrente continuativa	0,55	1,76	2	А
Forza continuativa	23,5	21,12	20,60	Ν
Forza di picco	152,75	137,28	137,28	Ν
Massa dello slider	0,377	0,343	0,343	kg
Lunghezza dello slider	1,4	0,78	0,78	kg/m

Le caratteristiche dei motori, confrontate con il NiLab 160Q, sono riportate in Tabella 5.6.

Tabella 5.4: Caratteristiche motori

Nelle Figure sottostanti è possibile osservare i profili di pressione e di spostamento dei tre motori a confronto.



Figura 5.8 : Profili pressioni – confronto motori

I profili di pressione risultano pressochè identici. Utilizzare un motore tra quelli miniaturizzati potrebbe quindi apportare migliorie in dimensioni e portabilità, senza arrecare nessun danno al funzionamento del modello. Modificando i parametri del PI, come in Tabella 5.5, si ottengono prestazioni identiche, in termini di profilo di salita e controllo performante.

Prove	Tempo di risposta [s]	Comportamento al transitorio	Р	Ι
Motore integrato	0,056	0,279	0	20880
Motore 120Q	0,056	0,279	0	2088

Tabella 5.5: Parametri PI – variazione motori

Anche lo spostamento ottenuto, parametro utile per il calcolo della pressione desiderata, rimane pressochè identico in tutti i motori utilizzati. Dati i risultati ottenuti i tre motori risultano interscambiabili, sebbene i motori proposti in questo paragrafo siano inferiori di dimensioni, specialmente il motore 120Q integrato. Essendo inoltre tutti motori della stessa linea, non dovrebbero creare alcun problema con il giunto selezionato nel capitolo precedente.

5.4 Variazione di cilindri a membrana rotolante

Per una migliore modellizzazione del sistema è stato testato anche l'utilizzo di un cilindro a membrana rotolante, della stessa marca, ma di un modello diverso: S4. È un cilindro a singolo effetto, leggermente più grande rispetto al modello compatto da noi considerato precedentemente. Si sperava di ottenere prestazione superiori del modello, rinunciando all'ingombro minimo del cilindro compatto. Le caratteristiche del nuovo cilindro sono riportate in Tabella 5.6

Definizione	Valore	Unità di misura
Area efficace	25,8	cm ²
Corsa	4,57	cm
Lunghezza	11	cm
Rigidezza molla	700	(N/m)

Tabella	5.6	:	Parametri	cilindro	S4



Figura 5.9: Profili di pressione e spostamento – confronto cilindri

Come è possibile notare dalla Figura 5.9 utilizzando il cilindro S4 si ottengono prestazioni inferiori. Il fronte di salita è molto meno ripido, e impiega quasi 1 s a raggiungere pressione di circa 160 mmHg. Anche il controllo è meno performante, con un picco spurio iniziale molto alto e successive continue oscillazioni.

Il cilindro compatto si conferma quindi la soluzione ottimale per il modello, avendo dimensioni minori, utili per la portabilità del dispositivo, ed anche migliori prestazioni.

Per ottenere i risultati in Figura 5.9 è stato necessario modificare i parametri di controllo, come rappresentato in Tabella 5.7.

Prove	Р	Ι	Tempo di risposta [s]	Comportamento	
				al transitorio	
S4	2276	13110	0,03121	0,036	

Tabella 5.7: Parametri PI – variazione cilindro

Capitolo 6: Risultati e conclusioni

6.1 Risultati

Questo lavoro si propone di modellizzare un dispositivo utile a generare impulsi di pressione, di circa 180 mmHg, attraverso l'uso di un fluido incomprimibile, riscaldabile e di facile recupero come l'acqua. Nelle prime fasi del lavoro ci si è concentrati maggiormente su manicotto, il sensore di pressione adeguato e tutto ciò che era necessario per un corretto funzionamento dello stesso. La parte più complicata del lavoro è stata però definire un corretto sistema di pompaggio, che fosse in grado di generare impulsi di range adeguati (100 – 200 mmHg). La prima idea, la pompa del freno a disco di una bici, per quanto di facile realizzazione si è infatti rivelata non idonea al progetto. Le diverse prove, prima dinamiche, poi anche statiche, descritte nel Capitolo 3, hanno dimostrato una non ripetibilità delle prove. La pompa presenta diversi problemi. Tra tutti ne spiccano due principali: la rigidezza molto alta della molla, che si somma a tutte gli attriti presenti nel freno, e il giunto sferico presente alla base del pistone. Pur provando a cambiare la molla utilizzata, gli attriti troppo alti e la presenza del giunto hanno reso impossibile l'uso del freno. Le prove effettuate con il freno e le successive prove statiche con l'utilizzo della siringa hanno portato a definire la strada per un nuovo modello. Il nuovo modello, descritto nel Capitolo 4, prevede l'utilizzo di un motore lineare, un cilindro a membrana rotolante, utile per i bassi attriti presenti al suo interno, ed un giunto che potesse collegarli. Il motore lineare, una volta attivato, spinge il pistone del cilindro che, collegato al circuito idraulico del manicotto, mette in pressione l'acqua. In entrambi i casi si è provato a mantenere l'ingombro totale del dispositivo il più basso possibile, con motori o cilindri che fossero abbastanza compatti. Simulazioni successive, presente nel Capitolo 5, hanno dimostrato però che l'utilizzo di altri motori lineari miniaturizzati, in particolare 120Q e 120Q integrato, che prevede un driver integrato al suo interno e garantisce quindi un ingombro totale del dispositivo ancora migliore, potrebbero garantire risultati ugualmente soddisfacenti, con ingombri minori. Il cilindro utilizzato invece, grazie ad ulteriori simulazioni, si è dimostrato il più efficace tra quelli testati, con profili di pressione migliori e ingombri inferiori.

In generale il modello Simulink proposto descrive correttamente il funzionamento previsto dal dispositivo. Variando i parametri del controllore proporzionale – integrale è possibile ottenere profili differenti di pressioni (profili di salita più ripidi o controlli più o meno performanti in termini di oscillazioni del segnale). Trovando un compromesso tra i parametri del controllore si ottiene un profilo di pressione, con fronti di salita abbastanza ripidi e tempi per raggiungere pressioni di 180 mmHg, di circa 0,7 secondi. Le tempistiche dell'impulso sono leggermente maggiori rispetto a quelle richieste, in particolare il fronte di salita tende a salire in maniera meno ripida di quanto ci si aspettasse. Dopo più o meno 0,5 s ci si aspettava il raggiungimento del picco di pressione massimo, raggiunto nel modello leggermente più tardi.

Questa differenza è probabilmente dovuta all'utilizzo di un modello ottenuto tramite prove statiche e quindi più facile ed intuitivo, ma poco rappresentativo. L'utilizzo del modello statico e delle relative prove è stato necessario, in un primo momento, soprattutto per determinare il percorso corretto da seguire e impostare una prima versione del modello. Le prove dinamiche, effettuate tramite l'uso di una siringa o della pompa presente nel freno della bicicletta, si sono rivelate non ripetibili e per questo non utilizzabili all'interno del modello creato. Alcune simulazioni, ottenute incrementando la pressione di quantità percentuali sempre crescenti, hanno dimostrato che lo stesso modello probabilmente non necessiterà di variazioni dei parametri di controllo, senza peggiorare in alcun modo le prestazioni del modello. Tali prove sono state necessarie per simulazioni più robuste del modello.

Durante l'intera simulazione motore, cilindro e giunto sembrano essere in grado di trasmettere correttamente i carichi e comprimere la membrana nel modo corretto. Il modello risulta quindi efficace nella generazione di impulsi di pressione del range adeguato.

Confrontando il modello con i dispositivi presenti in clinica, in particolare il dispositivo *Rapid Cuff Inflation System*, il modello presenta fronti di salita ugualmente ripidi e range di pressione raggiunti tra 0 e 300 mmHg. Al contrario del dispositivo sopracitato però garantisce la possibilità di creare profili di pressione personalizzabili, la possibilità di riscaldare il fluido e di conseguenza l'arto del soggetto, utile sia ad aumentare la sua circolazione, sia a utilizzare una combinazione di trattamenti termici e trattamenti compressivi. Visto, inoltre, l'altissimo costo del dispositivo, il prototipo modellizzato in questo progetto potrebbe garantire prestazioni simili, ad un prezzo inferiore.

6.2 Modello camma e motore rotativo

Un possibile sviluppo futuro potrebbe essere una modifica nel sistema di pompaggio, utile nel generare range di pressioni adeguate. Si potrebbe pensare di costruire il sistema utilizzando una camma, opportunamente progettata, ed un motore rotativo strettamente connesso ad essa.

Un ipotetico profilo della camma è stato già determinato lungo il corso di questo progetto. Il primo passo è stato determinare il profilo di spostamento della camma. Tale profilo di spostamento, definito diagramma delle alzate, presenta quattro diverse fasi:

- Alzata
- Arresto
- Discesa
- Riposo

Gli angoli delle quattro fasi sopracitate sono stati calcolati utilizzando i tempi relativi alla generazione di un impulso con l'uso di un dispositivo per il calcolo della vPWV, ipotizzando un giro completo (360°) in un tempo totale (T) di circa 3 s e ricordando che:

$$\alpha = t \frac{2\pi}{T}$$

Modellizzando tale profilo è importante ricordare che possibili discontinuità della derivata prima e della derivata seconda devono essere evitate, perché potrebbe causare vibrazioni del cedente ed un funzionamento non ottimale della camma. Per ovviare a questo problema è stato utilizzato un polinomio di quinto grado nel determinare la fase di alzata e quella di discesa. La fase di arresto e quella di riposo sono costituite da tratti costanti e quindi di facile modellizzazione. Utilizzando il polinomio di quinto grado riportato qui sotto:

$$y = a_1 + a_2\alpha + a_3\alpha^2 + a_4\alpha^3 + a_5\alpha^5 + a_6\alpha^5$$

e considerando le condizioni al contorno riportate in Tabella 6.1, sono stati calcolati per entrambe le fasi i sei coefficienti, utilizzati successivamente per il calcolo del diagramma delle alzate.

	C.C	Spostamento	Velocità	Accelerazione
Salita	α=0	y=0	y=0	y=0
	$\alpha = \alpha_s$	y=h	y=0	y=0
Discesa	$\alpha = \alpha_a$	y=0	y=0	y=0
	$\alpha = \alpha_d$	y=0	y=0	y=0

Tabella 6.1: Condizioni al contorno

Il parametro *h* presente in Tabella 6.1 viene definito altezza massima ed è pari alla corsa necessaria al cilindro per spostare il volume d'acqua desiderato. Il diagramma delle alzate è rappresentato in Figura 6.1



Figura 6.1: Diagramma delle alzate

Ipotizzando un raggio di base di circa 0,03 m, considerando gli ingombri del dispositivo, è stato calcolando il raggio ρ che approssima il profilo di curvatura della camma.

$$\rho = R_b + y$$

Dove R_b è il raggio di base e y è il profilo dello spostamento della camma. Il profilo della camma è rappresentato in Figura 6.2.



Figura 6.2: Profilo camma

Un altro parametro essenziale per lo sviluppo della camma è l'angolo di pressione, rappresentato in Figura 6.3 e calcolato attraverso la formula:



Figura 6.3: Angolo di pressione

Una volta ottenuto il profilo della camma, necessario per ottenere il movimento desiderato del pistone, sarà necessario dimensionare il sistema per garantire l'applicazione delle forze necessarie per ottenere i profili di pressione desiderati. Successivamente si potrà calcolare la coppia utilizzata dalla camma e scegliere il motore rotativo idoneo alle esigenze di progetto.

6.3 Conclusioni e costruzione del prototipo

Una volta scelto il modello, è importante, in caso di costruzione del prototipo, tenere in considerazione alcune specifiche importanti: il range di pressione, le forze previste, l'ingombro totale del dispositivo.

Generando impulsi di pressione nelle vene è utile ricordare che le vene possiedono pressioni particolarmente basse e possono essere occluse già con piccole variazioni di pressione. Il range è quindi importante perché un valore iniziale di pressione troppo alto potrebbe occludere le vene ancor prima della generazione dell'impulso. Durante le prove, inoltre, impulsi con pressioni troppo alte potrebbero non sortire l'effetto sperato. Un ulteriore parametro relativo al range di pressione è sicuramente il sensore. Il sensore acquistato prevede un range di funzionamento con un massimo di 300 mmHg. Considerando il range di sicurezza garantito dai produttori, superare di molto tale range significherebbe distruggere il sensore.

Per quanto riguarda le forze è importante ricordare che le forze calcolate su base teorica sono probabilmente sottodimensionate. Nella realtà potrebbero essere presenti attriti o inerzie non considerati in questo modello e pertanto si potrebbero ottenere valori diversi delle forze in gioco.

L'ingombro del dispositivo costituisce invece un parametro importante per la trasportabilità del dispositivo stesso. Si è provato, lungo tutta la progettazione del modello, ad avere un occhio di riguardo, per quanto difficile, al non utilizzare inutilmente motori o cilindri eccessivamente grandi. Una volta costruito il prototipo sarà infatti necessario trasportarlo e un ingombro eccessivo potrebbe creare parecchie difficoltà.

Una volta costruito il dispositivo una prova significativa, non ancora effettuata, potrebbe essere la variazione di temperatura utilizzata all'interno del circuito. Utilizzare acqua con temperature maggiori potrebbe aiutare la circolazione sanguigna, stimolandola, ed aiutare quindi il calcolo di diversi parametri come la vPWV.

In futuro l'utilizzo di questa tecnologia potrebbe migliorare le prestazioni di molti dispositivi biomedici attualmente basati su circuiti pneumatici, sia per quanto riguarda l'ambito di studio e valutazione delle proprietà vascolari (misure di complianza, di pressione ematica, di PWV, di vasoreattività a stimoli compressivi, etc...) sia nell'ambito di trattamenti riabilitativi. Infine, il vantaggio di poter facilmente associare un controllo di temperatura del fluido a quello di pressione rende ancora più interessante la tecnologia idraulica rispetto alla pneumatica per la possibilità di:

- 1. mantenere col riscaldamento ben perfusi i distretti trattati (spesso la circolazione tende a ridursi in assenza di movimento e questo può compromettere le misure)
- 2. unire trattamenti termici a quelli compressivi in ambito terapeutico/riabilitativo.

Ringraziamenti

A tutta la mia famiglia, che crede in me anche quando neanche io ci credo più. Grazie per avermi spronato a continuare anche quando volevo mollare; a mia sorella, in particolare, il regalo più bello che la vita, e i miei genitori potessero farmi.

A Mari, che è più di una cugina, è mia sorella. Grazie per aver sopportato il bello, ma soprattutto il brutto di questi anni.

A Debora, anche lontano, sei sempre ad un millimetro dal mio cuore.

A Luca, la mia persona. Guardare il mondo con i tuoi occhi, fa apparire tutto più bello anche a me, che il bello proprio non lo vedo mai. Grazie di aiutarmi a ricordare che il bello esiste, ed è ovunque.

A Elisabetta, grazie perché pur essendo così diversa da me sei sempre stata qui, accanto a me, pronta a sostenermi in qualunque situazione.

A Chiara, la prima vera amica che il Politecnico mi ha donato. Grazie perché con te, mi sono sentita meno sola e te ne sarò grata per sempre.

A Domenico, sempre pronto a farsi in quattro per strapparmi un sorriso, anche se distante.

A Nico, che mi ha fatto scoprire un nuovo livello di ansia. Prima o poi ammetterai che la Calabria è il posto più bello del mondo.

A Mari e Simo, compagne di studio, ma soprattutto di scleri giornalieri ed amiche sincere. Non sarebbe stato lo stesso, senza di voi.

Ad Anna e Andre, sempre presenti in ogni passo importante della mia vita, certa che questa cosa non cambierà mai.

A Luca, Michele, Alfredo, Andrea, Gianluigi e Marinta, mi avete fatto scoprire quanto bella può essere Torino, se la vivi con le persone giuste. Grazie di essere arrivati quando ne avevo bisogno.

A Lorenzo e Giulia, una bellissima scoperta. Grazie per avermi regalato sempre una risata nella disperazione della pausa pranzo.

In ultimo, al meraviglioso team che mi ha seguito in questo lavoro. In particolare, ai miei relatori : il professor Ferraresi, il professor Roatta, l'Ing. Carlo De Benedictis, e i dottorandi Maria Paterna e Daniel Pacheco Quinones. Grazie per il costante supporto, l'aiuto, i consigli e la pazienza dimostrata.

In generale, a tutte le persone che mi vogliono bene, vicine e lontane, a quelle che ci sono da sempre, a quelle che sono qui da poco, a quelle che, per un motivo o per un altro, non sono più nella mia vita.

GRAZIE.

Bibliografia

- [1] L. Ermini, N. E. Chiarello, C. De Benedictis, C. Ferraresi, S. Roatta, "Venous Pulse Wave Velocity variation in response to a simulated fluid challenge in healthy subjects"
- [2] S. Seddone, A. Messere, S. Roatta, "Vascular reactivity of cutaneous circulation to brief compressive stimuli, in the human forearm
- [3] A. J. Comerota, A. Arbor, "Intermittent pneumatic compression: Physiologic and clinical basis to improve management of venous leg ulcers"
- [4] J. Dissemond, B. Assenheimer, A. Bultemann, V. Gerber, S. Gretener, E. Kohler-von Siebenthal, S. Koller et all. "Compression therapy in patients with venous leg ulcers"
- [5] Flam E, Berry S, Coyle A, Dardik H, Raab L. "Blood-flow augmentation of intermittent pneumatic compression systems used for the prevention of deep vein thrombosis prior to surgery ", *The American Journal of Surgery*, vol. 171, pp. 312-315, 1996.
- [6] C. Ferraresi, W. Franco, D. Maffiodo, C. De Benedictis, M. Paterna, D. Pacheco Quiñones, L. Ermini, S. Roatta, "Applications of Intermittent Pneumatic Compression for diagnostic and therapeutic purposes"
- [7] A. Messere, R. Pertusio, C. Macrì, D. Maffiodo, W. Franco, C. De Benedictis, C. Ferraresi, S. Roatta, "Delivery of customizable compressive patterns to human limbs to investigate vascular reactivity", *Biomed. Phys. Eng. Express*, 2018.
- [8] C. Ferraresi, C. De Benedictis, D. Maffiodo, W. Franco, A. Messere, R. Pertusio, S. Roatta, "Design and simulation of a novel pneumo-tronic system aimed to the investigation of vascular phenomena induced by limb compression", *Journal of Bionic Engineering*, pp. 550-562, 2019
- [9] <u>https://www.ariacompressa.it/normative/G04.asp</u>
- [10] Losano G. Rastaldo, "Fisiologia cardiovascolare: un approccio integrato"
- [11] A. Redalli, F. Montevecchi, "Biomeccanica Analisi multiscala di tessuti biologici", *Pàtron Editore*, 2007
- [12] C. Serra, A. M. Bertetto, A. Concu, "Valutazione dei limiti di tolleranza cardiodinamica in piloti impegnati in simulazioni di attività critiche con l'utilizzo di strumentazione dedicata", *Tesi di Laurea Magistrale*, 2020
- [13] N. E. Chiarello, C. Ferraresi, S. Roatta, L. Ermini, "Studio della velocità di propagazione di un'onda pulsatoria nelle vene in risposta ad un aumento simulato di volemia", *Tesi di Laurea Magistrale*, 2019

- [14] C. L. Stanfield, "Principles of Human Physology", 2011
- P. Zamboni, V. Tavoni, F. Sisini, M. Pedriali, E. Rimondi, M. Tessari, E. Menegatti, "Venous compliance and clinical implications", *Veins and Lymphatics*, vol 7, n.2, pp 49-55, 2018
- [16] A. Ricci, F. Tomasone, "Tecniche di rilevazione della pressione venosa centrale (PVC) e affidabilità delle misurazioni", SCENARIO: Official Italian Journal of ANIARTI, Vol. 28, pp 31- 33, 2011
- [17] C. Thalhammer, M. Siegemund, M. Ashwandenc, M. Gassmannc, U. A. Baumannd,
 K. A. Jaegerc, S. Imfeld, "Non- invasive central venous pressure measurement by
 compression ultrasound A step into a real life", *Resuscitation*, 2009
- [18] C. Ferraresi, W. Franco, D. Maffiodo, C. De Benedictis, M. Paterna, D. Pacheco Quiñones, L. Ermini, S. Roatta, "Applications of Intermittent Pneumatic Compression for Diagnostic and Therapeutic Purposes", *Mechanism and Machine Science*, vol 108, 2021
- [19] A. M. Bertetto, S. Meili, C. Ferraresi, D. Maffiodo, A. Crisafulli, A. Concu, "A Mechatronic Pneumatic Device to Improve Diastolic Function by Intermittent Action on Lower Limbs", *International Journal of Automation Technology*, 2017
- [20] L. Ermini, C. Ferraresi, C. De Benedictis, S. Roatta, "Objective assessment of venous pulse wave velocity in healthy humans", Ultrasound in Med & Biol., vol 46, no 3, pp 849 – 854, 2020
- [21] P. Mazzoldi, M. Nigro, C. Voci, "Fisica", vol 1, 2014
- [22] <u>https://www.rsp-italy.it/Electronics/Databooks/Burr%20Brown/_contents/Burr-Brown%20The%20Instrumentation%20Amplifier%20Handbook.pdf</u>
- [23] <u>http://www.mosaic-industries.com/embedded-systems/microcontroller-</u> projects/measurement-techniques/instrumentation-amplifier-ground-loop-isolator
- [24] <u>https://www.keyence.it/ss/products/measure-sys/measurement-</u> selection/environment/calibration.jsp#:~:text=Per%20calibrazione%20si%20intende %20l,secondo%20uno%20standard%20di%20misurazione
- [25] N. Zrikem, R. P. Paganelli, "Circuiti per il miglioramento della qualità di sorgenti DC", *Tesi di Laurea*, 2014
- [26] <u>https://www.controlair.com/wp-content/uploads/DAC_spec.pdf</u>