



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**

Università degli Studi di Padova

Dipartimento di Ingegneria Industriale

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria dell'Energia
Elettrica

**Strategie di Controllo di un Attuatore
Lineare Elettromagnetico per
l'Azionamento di un Cuore Artificiale**

Relatore:
Mauro Andriollo

Studente:
Giacomo Pisani

Matricola:
2010623

Anno Accademico 2021/2022

Indice

Introduzione	2
1 Applicazioni di Attuatori Elettrici per Cuori Artificiali	3
1.1 Disfunzioni cardiache	3
1.2 Attuatori per VAD	4
1.3 Attuatori per TAH	6
1.4 Evoluzione dei TAH	9
1.4.1 Liotta	9
1.4.2 Akutsu-III	9
1.4.3 Jarvik-7	9
1.4.4 AbioCor	10
1.4.5 Syncardia CardioWest	10
1.5 Attuatori Elettromagnetici Lineari	11
1.6 Presentazione del TAH analizzato	16
2 Analisi Teorica del Sistema Vascolare	18
2.1 Il sistema cardiovascolare	18
2.2 Anatomia del cuore e ciclo cardiaco	22
2.2.1 Il ciclo cardiaco	23
2.2.2 Sistole atriale	25
2.2.3 Sistole ventricolare	25
2.2.4 Diastole ventricolare	26
3 Modellizzazione del sistema cardiocircolatorio e dell'attuatore lineare	29
3.1 Analogia elettrica del sistema cardiocircolatorio	30
3.1.1 SCC - Modello Simulink	34
3.1.2 Evoluzioni del modello cardiaco	37
3.2 Analisi parametrica dell'attuatore lineare e prima modellizzazione	47
3.2.1 Analisi Simulink - dati attuatore	48
4 Simulazioni, risultati e identificazione dei parametri	51
4.1 Caso di riferimento	52
4.1.1 Profili dei modelli ventricolari associati al LOA	55
4.1.2 Profili dello schema ventricolare evoluto	58
4.2 Simulazioni dinamiche con variazione della frequenza cardiaca . .	61
4.2.1 Diminuzione della frequenza cardiaca a 40 bpm	61

INDICE

4.2.2	Incremento della frequenza cardiaca a 90 <i>bpm</i>	64
4.2.3	Incremento della frequenza cardiaca a 120 <i>bpm</i>	66
	Conclusioni	68
	Bibliografia	71

Elenco delle figure

1.1	Rappresentazione di impianto LVAD e/o RVAD	5
1.2	Esempio di installazione di un TAH, tratto da [2]. (A): sistema di pompaggio, (B): controllore interno, (C): bobina TET, (D): controllo riempimento ventricolare, (E): interfaccia utente, (F): alimentazione	7
1.3	Rappresentazione di impianto del CardioWest	11
1.4	Rappresentazione ideale di un attuatore lineare	12
1.5	Unità per il pompaggio ventricolare ReinHeart	13
1.6	Struttura do un attuatore con PM in configurazione Halbach	14
1.7	Attuatore brushless con PM in configurazione Halbach a vite	14
1.8	Confronto della forza di spinta in configurazione: PM-HS a vite e PM radialmente magnetizzati	15
1.9	Attuatore lineare a singolo mover	15
1.10	Rappresentazione del funzionamento del TAH e dei ventricoli artificiali	16
2.1	Circuito semplificato sistema cardiovascolare	19
2.2	Relazione Volume-Pressione: compliance proporzionale	20
2.3	Relazione Volume-Pressione: compliance variabile	21
2.4	Vista schematica del cuore sezionato	23
2.5	Profili di: ECG, Pressione, Toni Cardiaci e Volume Ventricolare sinistro	24
2.6	Circolo Pressione-Volume ventricolo sinistro	27
3.1	Circuito elettrico rappresentante il sistema cardiocircolatorio	32
3.2	Modello del sistema cardiocircolatorio	36
3.3	Andamenti rappresentati: variazione volume ventricolo sinistro, corsa e profilo di velocità dei mover	37
3.4	Profili teorici di velocità e accelerazione dei mover	39
3.5	Primo modello dell'attuatore rappresentante il ventricolo sinistro	39
3.6	Blocchi generatori dei profili di funzionamento dei mover	40
3.7	Sottosistema che lega lo spostamento del mover alla variazione volumetrica del ventricolo sinistro	41
3.8	Andamento funzione pulsante	42
3.9	Schema per la correlazione tra volume e pressione del ventricolo sinistro	42
3.10	Modello Windkessel per Aorta	43

ELENCO DELLE FIGURE

3.11 Rappresentazione del ventricolo artificiale aggiornato	44
3.12 Rappresentazione del sistema che genera il periodo cardiaco e la funzione di spostamento	44
3.13 Profilo di spostamento prodotto dai PM dell'attuatore lineare . . .	45
3.14 Modello modificato per realizzare il profilo volumetrico del ventri- colo sinistro	46
3.15 Rappresentazione teorica del sistema in retroazione per il controllo dell'attuatore lineare	47
3.16 Rappresentazione dello schema con LUT per i profili di forza . . .	49
3.17 Esempio dei profili di forza in funzione dello spostamento ottenibili dalle LUT	49
4.1 Andamento pressorio LV [mmHg]	53
4.2 Andamento della portata in uscita dal ventricolo sinistro [ml/s] . .	53
4.3 Andamento volumetrico LV [ml]	53
4.4 Andamento pressorio RV [mmHg]	54
4.5 Andamento della portata in uscita dal ventricolo destro [ml/s] . .	54
4.6 Andamento volumetrico RV [ml]	54
4.7 Rappresentazione dell'andamento pressorio all'interno dei ciascun vaso sanguigno	55
4.8 Rappresentazione in cascata di: accelerazione, velocità e sposta- mento dei mover; modello di riferimento Figura 3.6	56
4.9 Variazione di volume legata al ventricolo sinistro - I° modello . . .	56
4.10 Flusso pulsatile in uscita dal ventricolo sinistro - I° modello	57
4.11 Andamento della pressione interna al ventricolo sinistro - I° modello	57
4.12 Andamento Pressione-Volume del ciclo cardiaco - I° modello . . .	58
4.13 Rappresentazione del profilo di: posizione e velocità dei mover - II° modello	58
4.14 Variazione di volume ventricolare LV - II° modello	59
4.15 Flusso pulsatile uscente dal LV - II° modello	59
4.16 Andamento della pressione intera al ventricolo LV - II° modello . .	60
4.17 Andamento P-V loop cardiaco - II° modello	60
4.18 Profilo realizzato dai mover a 40 <i>bpm</i>	61
4.19 Volume ventricolare sinistro a 40 <i>bpm</i>	62
4.20 Pressione ventricolare sinistra a 40 <i>bpm</i>	62
4.21 Ciclo di lavoro cardiaco a 40 <i>bpm</i>	63
4.22 Profilo realizzato dai mover a 90 <i>bpm</i>	64
4.23 Volume ventricolare sinistro a 90 <i>bpm</i>	64
4.24 Pressione ventricolare sinistra a 90 <i>bpm</i>	65
4.25 Ciclo di lavoro cardiaco a 90 <i>bpm</i>	65
4.26 Profilo realizzato dai mover a 120 <i>bpm</i>	66
4.27 Volume ventricolare sinistro a 120 <i>bpm</i>	66
4.28 Pressione ventricolare sinistra a 120 <i>bpm</i>	67
4.29 Ciclo di lavoro cardiaco a 120 <i>bpm</i>	67

Introduzione

Il progetto di ricerca tratta lo sviluppo delle strategie di controllo necessarie a comandare correttamente un attuatore lineare elettromagnetico (LOA: Linear Oscillating Actuator) il quale ha lo scopo di simulare le funzioni di un cuore artificiale.

Al giorno d'oggi vengono implementati molteplici sistemi, definiti VAD, in grado di supportare la meccanica cardiaca, ma benché consentano un miglioramento delle condizioni patologiche, vi è la necessità di produrre un dispositivo autonomo e totalmente impiantabile.

Grazie alle tecnologie sviluppate, nasce la possibilità di realizzare un dispositivo a componenti elettriche e meccaniche, capace di svolgere le funzioni attribuite al muscolo cardiaco, sostituendolo completamente.

L'obiettivo è supportare gli individui che presentano disfunzioni cardiache e che necessitano di un trapianto, spesso non disponibile a causa della scarsità dei donatori o dell'incompatibilità di quest'ultimi.

L'attuatore protagonista della ricerca, è stato progettato rispettando vincoli stringenti in termini di performance, affidabilità e geometria. Essa incorpora due avvolgimenti di sezione differente che permettono di muovere due magneti permanenti definiti mover, i quali hanno lo scopo di comprimere ed espandere due camere che simulano rispettivamente il ventricolo destro e sinistro.

Le caratteristiche dell'azionamento devono assolutamente garantire i valori fisiologici di pressione, flusso e gittata che, ad ogni ciclo, mutano all'interno del sistema cardiovascolare. Per questo motivo, oltre ad un'eccellente progettazione del dispositivo, è fondamentale determinare una strategia di controllo capace di massimizzare l'efficienza e l'efficacia di funzionamento.

Lo studio per la realizzazione della catena di comando, viene fatto attraverso i programmi MATLAB e Simulink partendo da un modello del sistema cardiocircolatorio e la sua analogia elettrica, per arrivare poi ad una configurazione in grado di replicare fedelmente il comportamento di un cuore organico. Gli andamenti ricavati serviranno a determinare l'affidabilità e l'operatività del progetto, per poi determinare la forza che l'attuatore deve esplicare per comprimere ed espandere i due ventricoli artificiali.

Il lavoro è composto da 4 capitoli, rappresentativi degli studi affrontati in materia di cuori artificiali totali (TAH - Total Artificial Heart) e loro modellizzazioni. Nel dettaglio, il primo capitolo delinea gli aspetti salienti che hanno permesso

l'evoluzione dei dispositivi di assistenza ventricolare (VAD) e introduce gli studi svolti sui TAH. Inoltre, viene descritto l'attuatore lineare sviluppato dai docenti dell'Università di Padova, il quale ha avuto un ruolo protagonista nell'analisi condotta in questa ricerca.

Il secondo capitolo fornisce brevemente alcune nozioni teoriche riguardo il sistema vascolare e sottolinea gli elementi che hanno avuto un ruolo fondamentale in fase di realizzazione. Vengono illustrati i principali parametri che sono sollecitati durante la circolazione sanguigna, descrivendo, infine, le fasi che caratterizzano il ciclo cardiaco.

Lo sviluppo del lavoro entra nel vivo con il terzo capitolo nel quale si riportano gli schemi realizzati sugli applicativi in dotazione, definendo le peculiarità dei modelli implementati. Nello specifico, verrà trattato il sistema circolatorio e la sua analogia con l'ambiente elettrico, i ventricoli artificiali e il dispositivo di attuazione.

Il quarto ed ultimo capitolo illustra i risultati ottenuti dalle simulazioni, le quali sono state condotte digitalmente grazie all'implementazione di opportuni algoritmi. Inoltre, per verificare l'affidabilità dei sistemi, sono state fatte delle prove sperimentali variando la frequenza cardiaca e analizzando le cause che comporta.

Capitolo 1

Applicazioni di Attuatori Elettrici per Cuori Artificiali

Il termine attuatore elettrico racchiude una famiglia di dispositivi che permettono di convertire l'energia elettrica per realizzare un movimento meccanico. Essi vengono implementati in molteplici settori in quanto offrono caratteristiche (se ben progettati) ineguagliabili rispetto a dispositivi puramente meccanici. Al giorno d'oggi, affidabilità ed efficienza, portano questi sistemi elettrici ad essere implementati in settori dove la precisione è un elemento imprescindibile. Fra questi compare quello medico, ambiente considerato in questo progetto per la realizzazione di un cuore artificiale. Nello specifico, si tratterà di attuatori elettromagnetici lineari che, come suggerisce il nome, permettono di realizzare il movimento lungo una linea retta: attraverso opportuni meccanismi, ciò verrà sviluppato per replicare la fase di contrazione ed espansione di un ventricolo artificiale.

Ogni anno sono migliaia le persone che, per poter sopravvivere a fronte di patologie cardiache, sono costrette a ricorrere al trapianto di cuore o all'utilizzo di complessi sistemi di assistenza. Per questo motivo, da molti anni, sono diversi i progetti che hanno portato alla realizzazione di macchinari in grado di supportare la meccanica del circolo e, ancora oggi, si tenta di trovare una soluzione per completare il primo cuore artificiale totale: TAH - Total Artificial Heart. Questo capitolo ha lo scopo di mostrare le tecniche ad oggi realizzate e di illustrare le possibili soluzioni future.

1.1 Disfunzioni cardiache

Esistono diverse patologie più o meno gravi che, non essendo trattabili per mezzo di terapie farmacologiche, obbligano il paziente a dipendere perennemente da macchinari esterni o a subire un trapianto d'organo. La disfunzione più comune è in assoluto lo scompenso cardiaco, esso si manifesta con l'incapacità di pompare correttamente il sangue e ciò porta, con il passare del tempo, ad un'efficienza sempre più ridotta per garantire le funzioni vitali [1].

Purtroppo gli effetti non si limitano all'apparato cardiaco, l'insufficienza che si ge-

nera può danneggiare altri organi rendendo ancor più critica la situazione clinica. Inevitabilmente, si genera una reazione a catena di problematiche che interessano:

- la muscolatura: minor sangue irrorato nei tessuti comporta difficoltà motorie;
- l'apparato endocrino: alterazioni che si manifestano con l'incapacità di drenare correttamente i liquidi;
- i polmoni: difficoltà respiratorie sia in situazioni normali sia di sforzo. Ulteriori conseguenze possono essere: apnea, tosse ed precoce affaticamento.

L'insufficienza cardiaca è indotta da disfunzioni come ipertensione o infezioni, esse possono compromettere il funzionamento ventricolare. Un modo per monitorare il fenomeno consiste nell'analizzare un parametro definito frazione di eiezione (Ejection Fraction - EF); nel Capitolo 2 sono presenti dettagli che semplificano la comprensione di questi concetti. L'indice EF è il risultato del rapporto tra la gittata sistolica (volume di sangue espulso dal ventricolo) e il volume tele-diastolico (massimo volume ventricolare), generalmente è pari a circa il 50% e per valori inferiori si ha scompenso cardiaco.

Gli studi condotti su questa patologia hanno permesso di classificare le diverse fasi della malattia in quattro categorie, ordinate per gravità. La prima classe identifica una situazione dell'individuo pressoché normale, mentre la quarta evidenzia sintomi gravi che possono presentarsi anche con soggetto a riposo.

In ambito medico esistono molteplici sistemi di ausilio alla circolazione, normalmente vengono implementati in pazienti con scompenso cardiaco compreso tra la I^a e la III^a Classe. Tuttavia, sviluppi in ambito medico stanno sperimentando farmaci sempre più efficienti in modo tale da sostenere l'individuo senza interventi altrimenti invasivi. Nella situazione più tragica l'unica soluzione è il trapianto, questa operazione richiede tempi di attesa molto lunghi e purtroppo il risultato non è sempre quello sperato.

Nei paragrafi successivi verrà trattata l'evoluzione sia dei dispositivi di assistenza meccanica al circolo sia dei cuori artificiali totali, per giungere poi alla spiegazione dell'attuatore lineare protagonista del progetto realizzato.

1.2 Attuatori per VAD

Il termine VAD indica la famiglia di dispositivi per l'assistenza ventricolare, acronimo di origine anglosassone: Ventricular Assist Device. Questi dispositivi evitano l'asportazione del cuore e sono concepiti per supportare la funzionalità cardiaca agendo come pompa. Al giorno d'oggi, il VAD costituisce il miglior supporto al paziente in caso di insufficienza cardiaca e rappresenta la soluzione più efficace nel momento in cui l'installazione di pacemaker o defibrillatori non porta a risultati positivi.

Esistono tuttavia terapie chirurgiche più circoscritte come ad esempio il bypass

coronarico, la sostituzione di valvole cardiache o la rivascolarizzazione, che alleviano il problema senza però risolverlo alla base. È evidente che queste soluzioni servono a tamponare i sintomi generati dallo scompenso cardiaco. Spesso si ricorre a percorsi di terapia medica che, introducono farmaci studiati per limitare lo sforzo che il cuore deve esplicare, garantiscono un miglioramento della qualità della vita ma non riducono il tasso di mortalità.

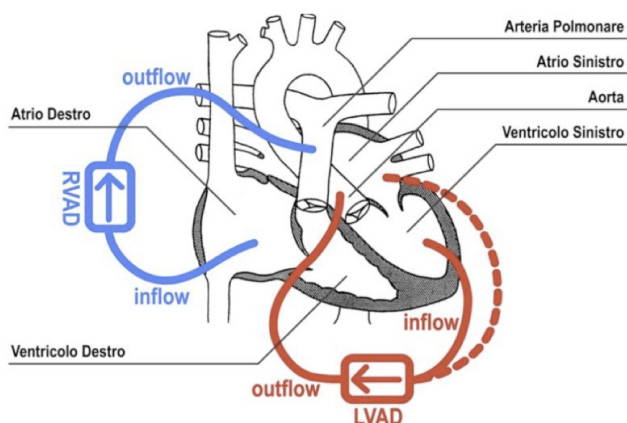


Figura 1.1: Rappresentazione di impianto LVAD e/o RVAD

Il discorso sugli attuatori VAD viene ripreso proponendo una descrizione delle peculiarità che li contraddistinguono rispetto ai TAH, menzionando il principio di funzionamento e quali prodotti sono oggi presenti.

Pur essendo di struttura complessa, l'utilizzo dei VAD è tuttavia semplificato rispetto all'impiego dei TAH. La loro complessità li rende tuttavia più semplici, se confrontati con un TAH: il cuore non viene asportato dal paziente, ma il suo ventricolo viene opportunamente collegato al macchinario per supportare la funzionalità compromessa. Il dispositivo può essere fisiologicamente connesso ad uno o ad entrambi i ventricoli, si deve quindi precisare con un sigla distintiva il destro (RVAD) dal sinistro (LVAD). Un'indagine statistica dimostra che la tipologia LVAD è la più impiantata, la RVAD solo nell'1% dei casi e nella piccola parte residua viene utilizzato il supporto bi-ventricolare.

Come precedentemente accennato, i VAD riproducono l'azione di una pompa a flusso continuo o pulsatile e generalmente sono alimentati da una batteria esterna. L'attuatore riceve il sangue dal ventricolo per mezzo di un condotto esterno all'organismo e un'ulteriore cannula chirurgica convoglia il flusso verso l'arteria polmonare (RVAD) o verso l'aorta (LVAD). L'attività ventricolare viene parzialmente sostituita, anche se il ventricolo viene talvolta sfruttato come camera di raccolta. Questi dispositivi hanno due possibili utilizzazioni:

- Destination Therapy (DT): il VAD viene installato per compiere un trattamento definitivo senza la necessità di trapianto cardiaco, non si attende un possibile recupero della normale attività cardiaca;
- Bridge to Transplantation (BTT): il sistema viene impiantato in pazienti altamente a rischio in attesa dell'effettivo trapianto cardiaco.

Questa distinzione viene utilizzata anche per i dispositivi TAH.

Le prime realizzazioni di VAD si basavano su un attuatore che, producendo un flusso pulsante, muoveva una certa quantità mediante condotti d'ingresso e uscita per l'efflusso e l'afflusso della portata di sangue, riproducendo approssimativamente la funzionalità di un cuore organico. Uno specifico azionamento elettropneumatico costituito da piatti mobili aveva la funzione di comprimere un diaframma che, messo in movimento, applicava una pressione esterna. Queste prime applicazioni presentavano dei difetti come: invasività dell'impianto, rumori generati dal pompaggio e durata limitata.

Recenti sviluppi hanno introdotto un pompaggio di tipo continuo e non più pulsante, permettendo di ottenere importanti vantaggi:

- miglior affidabilità, efficienza e durata dei componenti;
- ridotte componenti meccaniche: un'unica girante nella pompa genera il flusso;
- assenza di valvole;
- riduzioni del rumore;
- prolungata la durata dell'impianto nel paziente.

La differenza sostanziale viene per l'appunto introdotta dalla variazione del tipo di flusso il quale può essere prodotto da: pompe assiali o pompe centrifughe. Sebbene il risultato sia il medesimo, le prime generano movimento grazie all'azionamento di una parte mobile che non altera la direzione della portata, le seconde prevedono l'uscita tangenziale di quest'ultima. Entrambe le configurazioni presentano i propri vantaggi e svantaggi, per citarne alcuni:

- pompe assiali: dimensioni contenute e velocità della girante maggiore, cosa che determina un certo danneggiamento delle cellule ematiche, richiedendo trattamenti anticoagulanti per evitare problematiche cliniche;
- pompe centrifughe: struttura dell'attuatore più grande, la minore velocità della girante tuttavia assicura un minor danneggiamento della componente ematica rispetto al caso precedente.

Benché la soluzione a pompaggio continuo presenti diversi meriti, gli studi devono ancora confermare se nel lungo periodo presenta ancora gli stessi vantaggi. Rimane il fatto che, a livello statistico, nell'ultimo decennio i dispositivi di pompaggio pulsante stanno via via soppiantando quelli a pompaggio continuo.

1.3 Attuatori per TAH

L'idea di cuore totalmente artificiale è stata concepita con l'obiettivo di sostituire completamente il cuore umano attraverso un attuatore impiantabile. Quindi lo scopo è progettare un sistema con proprietà capaci di replicare il funzionamento cardiaco quando quest'ultimo è compromesso, causa della totale perdita di capacità contrattile. È immediato constatare che lo sviluppo di una tecnologia

simile implichi tecniche, competenze e complessità ben superiori rispetto a quelle attuate per la produzione di un VAD.

In questo paragrafo verranno esposte le caratteristiche ed i vincoli progettuali ad oggi definiti, di fatto si tratta di una complessa tecnologia completamente in fase di sviluppo. Ogni dettaglio deve essere studiato minuziosamente per ottenere risultati che rispecchino il più fedelmente possibile il comportamento di un cuore reale. Esso non si deve occupare solamente del pompaggio come un VAD, ma dovrà comportarsi sia come camera di raccolta sia come elemento in grado di fornire la spinta adeguata per muovere la portata sanguigna.

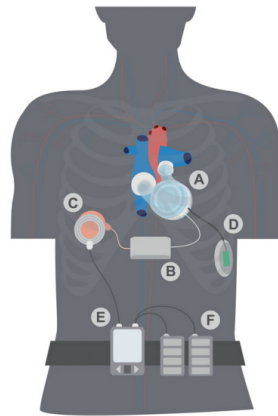


Figura 1.2: Esempio di installazione di un TAH, tratto da [2]. (A): sistema di pompaggio, (B): controllore interno, (C): bobina TET, (D): controllo riempimento ventricolare, (E): interfaccia utente, (F): alimentazione

In Figura 1.2 è rappresentato un esempio di installazione di un TAH e di seguito sono esplicitati i principali componenti necessari per la realizzazione:

1. Alimentazione: questo elemento, tutt'altro che banale, deve essere scelto analizzando accuratamente le dinamiche di funzionamento del dispositivo. L'obiettivo è alimentare l'attuatore con una sorgente di energia elettrica possibilmente indipendente, quindi non collegata ad altre fonti di energia come prese. Pensando ad una batteria, il prototipo dovrebbe garantire consumi estremamente ridotti per allungare il ciclo di scarica.
2. Convertitore statico di energia: connesso direttamente alla sorgente, trasforma l'energia assorbita per poi erogarla in una forma che rispetta i criteri del TAH.
3. Unità di controllo: vengono definite opportune strategie di comando che assicurano tutte le funzioni realizzabili, compresa la regolazione dei parametri in diverse condizioni. Generalmente, è un'unità programmabile in grado di adattare i parametri operativi di funzionamento alle variazioni delle condizioni fisiologiche (sforzo, ossigenazione, ecc.)
4. Attuatore e sistema di pompaggio: deve essere determinata la tipologia di pompaggio più indicata. È l'elemento essenziale per far fluire il sangue in modo tale da irrorare tutto l'organismo.

Per approfondire la trattazione vengono evidenziati dettagli utili alla comprensione.

La sorgente di energia, anche se può sembrare a primo impatto un aspetto meno importante, vi sono diversi vincoli difficili da rispettare. L'erogazione della potenza necessaria all'attuatore può sostanzialmente realizzarsi in due modi: per perforazione cutanea o per via transcutanea. Brevemente, la prima soluzione prevede l'utilizzo di conduttori, specifici per ambito chirurgico, capaci di tramettere l'energia elettrica richiesta dal dispositivo; essi devono necessariamente attraversare la cute e ciò rende la soluzione meno appetibile, ma più immediata.

Contrariamente, la seconda alternativa permette di evitare la perforazione cutanea e quindi eventuali problematiche come infezioni. Il termine tecnico della tecnologia viene riassunto dall'acronimo TET: Transcutaneous Energy Transfer o semplicemente carica ad induzione e il principio di funzionamento prevede di trasmettere la fonte di energia con strumenti posti all'esterno della cute. Questo è reso possibile implementando una bobina esterna capace di indurre magneticamente l'energia verso la seconda bobina, in questo caso sottocutanea. I benefici di introdurre la tecnologia TET sono molteplici, bisogna però affrontare l'aspetto che riguarda tutta la parte progettuale del sistema di alimentazione, uno fra questi è l'accoppiamento magnetico. Con questa soluzione risulta critico l'allineamento tra le due bobine accoppiate; bisogna altresì evitare che la combinazione tra valori eccessivamente elevati di induzione/frequenza determini danni ai tessuti.

Per motivi di sicurezza e di spazio, è opportuno che il corpo alimentazione sia posizionato all'esterno del paziente. Inoltre, è bene installare una batteria ausiliaria in caso di un'improvvisa interruzione della prima per motivi anomali.

Tralasciando i dettagli tecnici relativi alle pompe, le principali tipologie attualmente impiegate sono due.

La tecnologia "più scontata" e forse non più considerata, ha come protagonista la pompa centrifuga: il volume di fluido viene forzato attraverso una girante la quale mette in movimento il sangue; la velocità che il fluido acquisisce è un aspetto che, se non controllato, può portare alla rottura dei vasi.

La soluzione alternativa è rappresentata dalla pompa volumetrica che, a sua volta, in base agli organi d'azione può suddividersi in altre due tipologie: volumetriche alternative o volumetriche unidirezionali. Le prime sono dotate di una membrana o un pistone mentre le seconde hanno ingranaggi rotanti di diverse tipologie.

Nel presente lavoro l'effetto pompante è determinato da attuatori elettrici lineari. Grazie all'implementazione di concetti elettromagnetici, è possibile ottenere lo spostamento lineare di una parte mobile, definita mover. Nella maggior parte degli articoli presenti questo componente è dotato di una struttura magnetica, che gli permette di essere azionato direttamente dalle forze elettromagnetiche generate dal dispositivo. Il movimento risultante del mover consente di comprimere ed espandere una camera avente la funzione di ventricolo artificiale.

1.4 Evoluzione dei TAH

I primi studi su dispositivi completamente impiantabili per assistenza del sistema cardiocircolatorio nacquero negli anni Sessanta con il sorgere di nuove tecnologie mediche. Diversi studiosi hanno affrontato questo argomento ed è possibile notare le distinte modalità di approccio al progetto, le varie soluzioni e le evoluzioni maturate negli anni.

Nelle pagine seguenti verranno illustrati alcuni dei principali dispositivi protagonisti del progresso tecnologico nell'ambito dei cuori totalmente artificiali. Si tratterà poi degli studi che interessano la ricerca odierna, compresi gli attuatori brevettati.

1.4.1 Liotta

Il nome viene preso dal Dottor Liotta Domingo, responsabile della progettazione di questo attuatore. Esso era costituito da una pompa pneumatica a doppia camera, necessaria per la spinta del fluido il quale veniva gestito da due valvole.

Il controllo era trasmesso da una consolle la quale gestiva semplicemente la frequenza e la gittata cardiaca.

La bontà dell'impianto era emersa grazie l'utilizzo di specifici materiali che, per la loro tecnologia, permettevano la formazione di una strato cellulare completamente liscio sulle pareti. Ciò non è stato comunque sufficiente a permettergli nuovi sviluppi in quanto, a causa delle dimensioni generose, non risultava favorevole all'impianto completo. L'unico tentativo concesso al prototipo risale al 1969 quando il Dottor Denton A. Cooley eseguì l'intervento su un individuo che soffriva di disfunzione cardiaca ed era in attesa di trapianto; il dispositivo rimase impiantato per meno di tre giorni.

1.4.2 Akutsu-III

Come per il precedente, il nome deriva direttamente dal suo ideatore, il Dottor Tetsuzo Akutsu. I ventricoli artificiali erano realizzati, anche in questo caso, con una struttura a doppia camera separata, una adibita al flusso sanguigno e una per l'aria. Gli atri del cuore organico venivano mantenuti e quindi connessi ai due ventricoli artificiali per mezzo di condotti.

La parte di controllo era in grado di compiere funzioni più elaborate rispetto al Liotta: oltre a gestire i parametri fisiologici, controllava l'aspirazione dell'aria necessaria alla compressione e monitorava l'afflusso di energia al dispositivo.

Il paziente che testò il dispositivo presentava un'importante problema cardiaco e, come nel caso precedente, era in attesa di trapianto. Il dispositivo permise all'uomo di sopravvivere per circa 55 ore, ma purtroppo morì alcuni giorni dopo il secondo trapianto con cuore reale.

1.4.3 Jarvik-7

Intorno agli anni Ottanta questo attuatore venne creato e costituisce la prima vera alternativa al trapianto di cuore. Il Dottor R. Jarvik realizzò il TAH par-

tendo da una struttura base costituita da due pompe, venivano azionate da un volume d'aria generato tramite un apposito compressore extracorporeo. Questo era comandato da un'unità di controllo, sempre esterna la quale monitorava il getto d'aria pompato, le pressioni all'interno del dispositivo e il volume di sangue espulso dai ventricoli artificiali.

Questa tecnologia era pensata per ottenere parametri di pressione, volume e gittata sistolica molto simili a quelli realizzati da un cuore fisico. Con questo dispositivo è stato possibile mantenere in vita il paziente quasi due anni.

1.4.4 AbioCor

Il frutto di un lungo lavoro ha portato alla realizzazione di questo dispositivo che è uno dei primi ad avere ricevuto l'approvazione da parte della FDA - Food and Drug Administration. La stessa FDA ha definito le capacità del dispositivo utili a pazienti che non hanno nessun'altra possibilità di cura.

L'elenco delle peculiarità inizia dal tipo di alimentazione, che si basa sull'uso di un sistema ad induzione TET visto nel paragrafo precedente, che evita di introdurre sottocute appositi conduttori. Gli elementi che devono necessariamente essere impiantati sono la pompa, la bobina ricevente, un'unità di controllo e una piccola batteria ausiliaria in caso di malfunzionamenti della sorgente principale. La piccola pompa centrifuga non entra direttamente in contatto con il sangue, ma muove un fluido proprio che modifica la posizione dei diaframmi e quindi la capacità ventricolare.

Il dispositivo di comando interno ha la funzione di monitorare i parametri del sistema cardiocircolatorio e provvede autonomamente alla regolazione, tramite il supporto di valvole. Ha inoltre la capacità di gestire la batteria interna e la bobina, evitando soprattutto i surriscaldamenti di quest'ultima.

La comunicazione con l'esterno avviene attraverso la trasmissione di radiofrequenze le quali forniscono informazioni sullo stato dei parametri monitorati.

Alcune criticità hanno indotto a studiare dei miglioramenti soprattutto per quello che riguarda le dimensioni del dispositivo, e si sta lavorando per ridurre il più possibile l'ingombro ed il peso.

1.4.5 Syncardia CardioWest

Questo cuore artificiale totale è l'evoluzione del dispositivo Jarvik, è difatti stato realizzato dallo stesso gruppo di lavoro. A differenza del Jarvik, questo TAH è riuscito ad ottenere il via libera da parte della FDA (oltre all'associazione Europea e quella Canadese) come prodotto BTT, cioè idoneo per pazienti in attesa di un trapianto cardiaco.

In Figura 1.3 è illustrato il posizionamento del dispositivo all'interno del corpo umano. Come per gli attuatori visti fin ora, anch'esso è formato da due pompe pneumatiche, costituiscono il sistema bi-ventricolare capace di sostituire completamente i ventricoli e le valvole cardiache umane. In aggiunta, è costituito da due condotti che permettono di immettere aria nelle camere per la contrazione e l'espansione; questi sono gli unici elementi che dall'esterno passano sottocute.

Il principio di funzionamento si basa su i due scomparti che, caricati e scaricati d'aria, permettono di replicare la fase di contrazione e rilassamento del ventricolo, eiettando il sangue presente nei ventricoli artificiali all'interno del sistema circolatorio, passando per canali che si connettono all'aorta e all'arteria polmonare.

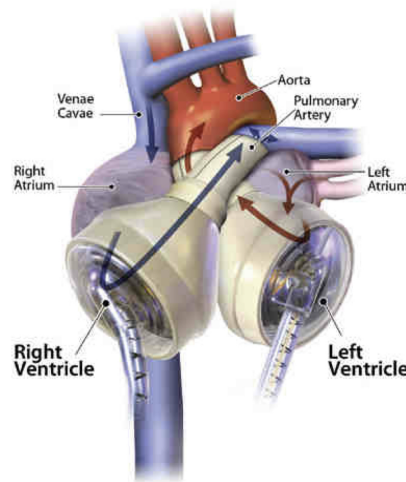


Figura 1.3: Rappresentazione di impianto del CardioWest

La gestione dell'intero sistema avviene per mezzo di una consolle esterna, in contatto con il TAH solamente attraverso i condotti che immettono l'aria compressa generata da un gruppo compressore composto da due sistemi, ognuno associato al proprio ventricolo. Generalmente funzionano simultaneamente, ma se uno dei due dovesse guastarsi l'altro sarebbe in grado di svolgere entrambe le attività; ciò migliora l'affidabilità del sistema consentendo all'attuatore di lavorare senza rischi ed interruzioni.

L'utilizzo di condotti percutanei può provocare facilmente l'insorgere di infezioni, sanguinamenti, disfunzioni respiratorie e renali, nelle prime settimane dall'inneso. Esistono altre due criticità che vanno sottolineate riguardo il dispositivo: la rumorosità del gruppo compressore che può risultare fastidiosa per il paziente e l'ingombro dell'attuatore non trascurabile. Inoltre, l'unità di controllo e il gruppo compressore non sono portatili, l'intero sistema limita notevolmente la mobilità del paziente.

Ai pazienti con scompenso cardiaco aggravato in attesa di trapianto il macchinario garantisce comunque il supporto vitale sostituendo efficacemente la naturale funzionalità cardiaca [3]. Grazie a questo dispositivo impiantabile è possibile garantire con buona probabilità la sopravvivenza di persone gravemente malate ed inoltre permette di ottenere benefici nel periodo post-trapianto, che sono associati ad un parziale e naturale recupero delle funzionalità cardiache.

1.5 Attuatori Elettromagnetici Lineari

Al giorno d'oggi, i Total Artificial Heart sono oggetto di studio in molti gruppi di ricerca sparsi in tutto il mondo. I problemi principali dei dispositivi ad

oggi presenti, sono sostanzialmente associabili all'usura dei componenti che li costituiscono e alla speranza di vita limitata a causa dell'uso temporaneo e non permanente. I TAH di nuova concezione fondano le proprie basi partendo da queste criticità, proponendosi come una soluzione duratura capace di sostenere autonomamente un individuo, con patologie cardiache che richiederebbero i trapianti d'organo.

Lo sviluppo dell'elettronica e dell'elettrotecnica, ha portato all'attenzione i dispositivi elettromagnetici/elettromeccanici chiamati attuatori oscillatori lineari (LOA - Linear Oscillating Actuator). Come accennato ad inizio capitolo, questi azionamenti hanno la peculiarità di convertire l'energia elettrica in energia meccanica esplicita sotto forma di forza agente lungo una linea retta. La configurazione teorica per spiegare il principio di funzionamento si basa sullo "srotolamento" della struttura di una macchina rotante ad induzione [4], visibile in Figura 1.4

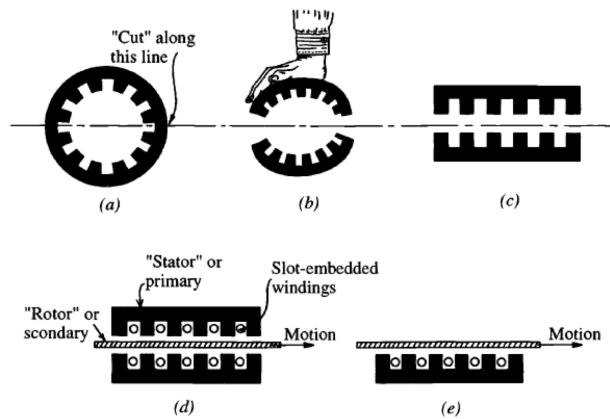


Figura 1.4: Rappresentazione ideale di un attuttore lineare

Le equazioni elettromagnetiche che regolano il funzionamento delle macchine elettriche tradizionali e degli attuatori sono sostanzialmente equivalenti. Questi dispositivi sono costituiti da elementi fissi e mobili che vengono configurati per ottenere il moto desiderato. Nella maggior parte dei casi la parte fissa, definita statore, contiene gli avvolgimenti utilizzati per imprimere la corrente di alimentazione. La parte mobile viene costituita da elementi che consentono un'interazione elettromagnetica con le bobine di statore e che vengono sollecitati da quest'ultime.

Esistono diverse configurazioni sperimentate le quali si differenziano per aspetti riguardanti la struttura, l'accoppiamento degli elementi che realizzano il movimento, la tipologia di alimentazione e lo sfruttamento di magneti permanenti (PM). Di seguito saranno descritte alcune alternative ricavate da studi di ricerca condotti negli ultimi anni, sino a giungere al progetto protagonista del seguente caso di studio.

Per soddisfare i requisiti di durabilità ed ingombro, alcuni studiosi hanno proposto due prototipi di Total Artificial Heart: il primo prevede l'implementazione di una bobina mobile e lo statore dotato con PM, il secondo è concepito per limitare l'usura delle connessioni elettriche quindi con bobina fissa e PM mobili [5] (però con maggiori perdite ohmiche). La struttura dei prototipi realizzati è

assialsimmetrica e i PM che la compongono hanno magnetizzazione radiale. L'elemento mobile è direttamente connesso con supporti utilizzati per comprimere due camere contenenti il sangue inviato verso l'aorta e verso l'arteria polmonare¹. L'azionamento viene progettato per essere impiantato nella cassa toracica e quindi i TAH presi in considerazione devono rispettare dei vincoli di ingombro molto stringenti. Nonostante le dimensioni ridotte, lo strumento dovrà essere in grado di sviluppare una forza superiore a 70 N per poter eiettare il volume di sangue, dal ventricolo artificiale sinistro in aorta; questo valore è stato determinato sperimentalmente e corrisponde alla forza resistente che esercita il sistema circolatorio. La forza da esplicare al ventricolo destro è nettamente inferiore rispetto alla precedente, a causa della minor forza richiesta nell'arteria polmonare. Tutti gli attuatori devono assolutamente rispettare un ulteriore vincolo stringente: il limite di calore dissipato. Infatti, a seguito di attente analisi, è stato constatato che la massima energia termica prodotta dalle perdite dell'attuatore elettrico, non deve valicare la soglia limite dei 20 W; infatti, valori superiori non sono tollerati dall'organismo umano perché i tessuti interni potrebbero comprometersi [4], [5].

Alcune pubblicazioni, come [6], confrontano il comportamento dinamico tra attuatori equipaggiati con una molla meccanica di ritorno e quelli che ne sono privi. In questo caso l'elemento mobile è la bobina e la molla di contrasto agevola il movimento consentendo un minor assorbimento di corrente e di conseguenza meno produzione di perdite. È importante che il dispositivo operi ad una frequenza che risulta compatibile con la frequenza meccanica di risonanza, così facendo si ottengono i benefici in termini di efficienza. La molla aggiuntiva è soggetta in modo ripetitivo a deformazioni elastiche che causano l'usura del componente, questo è un aspetto non trascurabile perché condiziona la durata operativa del dispositivo.

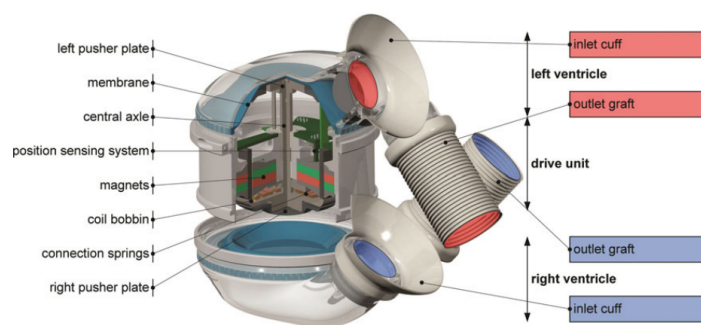


Figura 1.5: Unità per il pompaggio ventricolare ReinHeart

Esistono studi che dimostrano attraverso numerose sperimentazioni, la fattibilità di creare un dispositivo completamente impiantabile per il supporto terapeutico. L'azionamento implementato è come quello di Figura 1.5, tratto da [2], il quale

¹Vedi Capitolo 2

è costituito da magneti e da quattro bobine mobili che regolano la spinta imprimendo un'opportuna corrente negli avvolgimenti. Le peculiarità si evidenziano nell'implementazione di sensori di posizione che rilevano lo spostamento del mover sull'asse centrale e sensori di temperatura per controllare la dispersione di calore. Come per il caso precedente, esso è dotato di molle resistenti che forniscono il collegamento elettrico alle bobine mobili. Il loro movimento permette di comprimere le membrane che separano la parte di attuazione dalla camera riempita di sangue. Il sistema completo è stato sottoposto a innumerevoli test i quali hanno risposto positivamente a vincoli progettuali. In primo luogo è stato stimato il tempo di usura delle componenti meccaniche per una durata di funzionamento del dispositivo pari a 4-7 anni, successivamente sono state condotte analisi riguardo la compatibilità emodinamica con il sistema vascolare a cui l'attuatore è connesso.

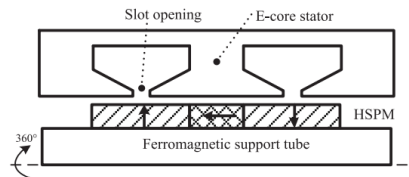


Figura 1.6: Struttura di un attuatore con PM in configurazione Halbach

Altre considerazioni possono essere fatte per quel che riguarda la configurazione del magnete permanente, esistono studi che propongono una particolare disposizione dei magneti, in una configurazione definita Halbach [7] (HS - Halbach Structure), visibile in Figura 1.6. Nello specifico, i PM vengono orientati in modo tale da ottenere un lato con maggior intensità del campo magnetico e l'altro con un effetto molto più debole di quest'ultimo; ciò può permettere di migliorare l'efficienza e le performance agendo sulla densità di flusso, essa è presente nello spazio d'aria (traferro) tra il PM e l'avvolgimento. Una minor dispersione di flusso permette di ottenere benefici in termini di consumo di energia, riducendo ad esempio la corrente nelle bobine e ricavando beneficio in termini di energia termica prodotta dalle perdite.

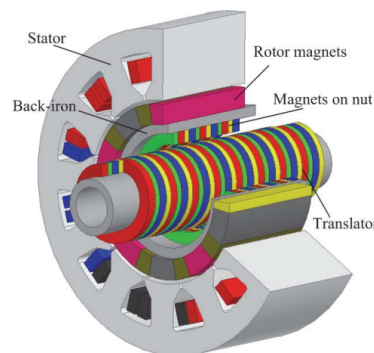


Figura 1.7: Attuatore brushless con PM in configurazione Halbach a vite

Un'altra soluzione riguardante la collocazione dei magneti viene delineata in [8] e mostrata con un esempio in Figura 1.7. Nello specifico, viene analizzata un'alternativa con PM disposti ellitticamente a vite (sempre configurazione Halbach) in

modo tale da ottenere un attuatore lineare con elevata densità di forza. I risultati sono frutto di simulazioni svolte su due configurazioni differenti del dispositivo, una con vite magnetica HS e l'altra magnetizzata radialmente. L'analisi agli elementi finiti mostra che la struttura proposta favorisce il passaggio del flusso magnetico aumentando la densità di flusso. Gli effetti sono dimostrati dall'incremento della forza generata e vengono mostrati in Figura 1.8 comparando le due configurazioni studiate.

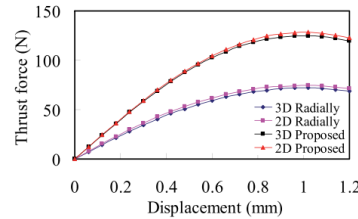


Figura 1.8: Confronto della forza di spinta in configurazione: PM-HS a vite e PM radialmente magnetizzati

I ricercatori che hanno sviluppato questo progetto, dimostrano che la soluzione è capace di rispettare vincoli come: piccola sezione, elevata affidabilità e peso leggero. La struttura che alloggia i magneti è capace di eseguire sia un movimento rotatorio sia uno traslatorio e i vantaggi si attribuiscono ad una minor dispersione delle linee di flusso e all'elevata densità di forza.

Dagli studi condotti in diverse attività di ricerca, si nota che la configurazione più analizzata è quella avente gli avvolgimenti di corrente sulla parte statorica e i magneti permanenti collocati sul sistema mobile. Le bobine di alimentazione devono essere progettate in modo tale da garantire l'innescio del mover e la forza di spinta che quest'ultimo deve esercitare. In letteratura sono presenti prototipi che affrontano lo studio adoperando statori con diverso numero di avvolgimenti, la scelta è vincolata dalla struttura dell'attuatore che si vuole realizzare.

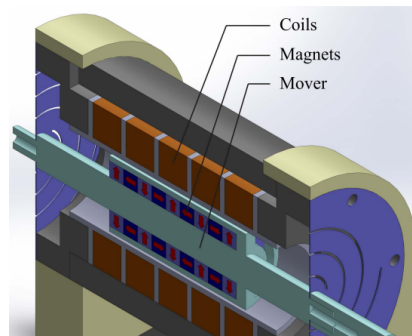


Figura 1.9: Attuatore lineare a singolo mover

Gli azionamenti come quello di Figura 1.9 (studiato in [9]), hanno un singolo mover che genera le forze di spinta grazie al movimento oscillante dell'elemento. L'attuazione avviene commutando, secondo strategie di controllo specifiche, la corrente che alimenta l'avvolgimento del dispositivo. Altre soluzioni, simili a quella affrontata in questo progetto, prevedono due parti mobili che si spostano in

modo sincrono per realizzare la contrazione artificiale. Si utilizzando due elementi indipendenti che vengono sollecitati separatamente tramite le bobine dedicate, la corrente che circola in esse fornisce le condizioni necessarie per azionare i mover. Questa tipologia è implementata per ottenere, nello stesso istante, due forze di spinta con intensità differente.

1.6 Presentazione del TAH analizzato

In questo paragrafo si affronta l'analisi del dispositivo che è stato oggetto di studio per la modellizzazione del sistema di controllo che sarà analizzato nei capitoli successivi. Qui si riportano i ragionamenti perseguiti dagli sviluppatori e, contemporaneamente, si evidenziano gli aspetti importanti che sono stati valutati per perseguire gli obiettivi prefissati.

Durante la trattazione ci si riferirà all'attuatore oscillante lineare, progettato come TAH [10] per replicare le funzioni dei ventricoli cardiaci. Le motivazioni che hanno orientato gli studi verso un dispositivo elettro-idraulico rispetto ad uno azionato con aria compressa sono le seguenti:

- sistema più compatto ed efficiente che non necessita di unità esterna;
- regolazione più precisa della portata di sangue richiesta;
- silenziosità e la dissipazione di potenza.

La struttura del dispositivo è stata pensata con l'obiettivo di evitare componenti meccaniche, come ad esempio molle ausiliarie e fluidi di attuazione, presenti nelle pompe pneumatiche. All'interno dello statore sono collocati due magneti permanenti in NdFeB-48² aventi la funzione di mover.

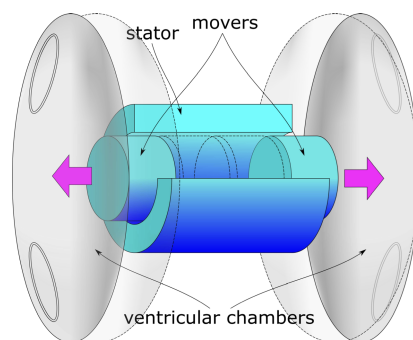


Figura 1.10: Rappresentazione del funzionamento del TAH e dei ventricoli artificiali

In Figura 1.10 è possibile visualizzare il moto dei magneti permanenti (movers) azionati dall'attuatore, racchiusi nello statore che alloggia gli avvolgimenti dell'alimentazione. L'interazione tra le bobine e i PM genera la forza di spinta necessaria alla compressione delle camere artificiali.

²Lega di Neodimio, Ferro, Boro

I mover hanno magnetizzazione radiale concorde e vengono azionati in modo sincrono per muoversi lungo lo stesso asse, ma in direzione opposta; questa configurazione permette di rispettare i vincoli di compattezza. Ciascuno dei due PM è vincolato a percorrere uno spazio pari a 15 mm in questo tratto la velocità di movimento e la forza che esplicano sui ventricoli artificiali sono imposte dalla strategia con cui vengono alimentati i due avvolgimenti. Il dispositivo è stato accuratamente studiato per fornire la corretta sollecitazione elettromagnetica agli elementi mobili e, analizzando la vista in sezione, si nota la dissimmetria tra i due avvolgimenti: quello posto superiormente è associato al ventricolo che è chiamato a generare una forza maggiore, quello collocato inferiormente è destinato a generare una forza minore. Il progetto prevede quindi due alimentazioni separate gestite indipendentemente da un'opportuna strategia di controllo che permette di modulare l'ampiezza delle correnti e la loro inversione. Ciò viene evidenziato dall'andamento del profilo di forza lungo la corsa a corrente costante che subisce un'inversione a causa della presenza del traferro, infatti tende a richiamare magneticamente i PM.

Risultati promettenti sono stati ottenuti dopo numerose analisi parametriche che hanno coinvolto elementi geometrici della struttura (geometria e apertura cave di statore, geometria magneti), partendo da una configurazione preliminare e cercando di migliorare i profili di coppia e forza.

La soluzione ottimale scelta è in grado di rispettare sia i vincoli progettuali sia le performance attese.

Sulla base di questo progetto, è stato intrapreso un lavoro per determinare un'adeguata strategia di controllo con lo scopo di gestire autonomamente l'attuatore. L'intento è replicare il funzionamento ventricolare di un cuore umano, simulando le fasi che compongono il ciclo cardiaco³.

Nei capitoli seguenti verranno introdotti gli aspetti teorici del sistema cardiovascolare, considerati per apprendere meglio le dinamiche in gioco e si illustrerà il percorso intrapreso per determinare il modello e i suoi risultati.

³Vedi Capitolo 2

Capitolo 2

Analisi Teorica del Sistema Vascolare

In questo capitolo vengono esposte informazioni utili per comprendere più facilmente i ragionamenti perseguiti. Lo studio della fisiologia cardiaca ha avuto un ruolo determinante per la realizzazione dei modelli che saranno illustrati nei capitoli successivi. Infatti, sono stati progettati partendo da un'analisi dettagliata di tutti i parametri che costituiscono ed influenzano il sistema cardiocircolatorio. Saranno brevemente illustrati gli aspetti che riguardano le varie sezioni del sistema e le fasi cardiache, quindi informazioni necessarie per la realizzazione del progetto.

2.1 Il sistema cardiovascolare

Il sistema circolatorio umano è un sistema chiuso costituito da due circuiti in serie tra loro: la circolazione sistemica e la circolazione polmonare (o piccolo circolo). La prima distribuisce il sangue ossigenato e carico di nutrienti attraverso i vari organi del corpo (reni, fegato, muscoli, testa, ecc.). Nella circolazione polmonare il sangue depauperato si ramifica nei polmoni e per mezzo degli alveoli viene ossigenato nuovamente [11]. Il flusso viene poi convogliato in vasi di grandi dimensioni, sino a raggiungere le vene polmonari; queste permettono di alimentare il cosiddetto cuore sinistro¹. Le due macro circolazioni vengono distinte per caratteristiche morfologiche e fisiologiche associate ai condotti che le compongono, si parla di pressione, flusso, resistenza e compliance (cioè la capacità di un vaso di accumulare energia sotto forma di pressione, da rilasciare opportunamente per garantire un flusso continuo).

Questi elementi contraddistinguono le proprietà meccaniche dei vasi le quali alterano, settore per settore, la dinamica del sangue durante la circolazione. Nello specifico i condotti sono così suddivisi:

- Arterie con pareti spesse ed elastiche (diametro tipico intorno ai 4 *mm*), garantiscono il trasporto del sangue ad un'elevata pressione

¹Suddivisione in cuore destro e sinistro, come si vedrà nel paragrafo successivo

- Arteriole con pareti ricche di fibre muscolari (diametro intorno a $30 \mu m$) capaci di variare il proprio calibro
- Capillari con pareti sottili (diametro intorno a $8 \mu m$), costituiscono la rete più fitta di condotti e consentono di distribuire il sangue in tutti i tessuti del corpo
- Venule con raccolgono il sangue in uscita dai capillari, quindi povero di nutrienti ed ossigeno (diametro intorno a $20 \mu m$)
- Vene con pareti sottili, con fibre muscolari ed elastiche (diametro intorno a $5 mm$), dove il sangue scorre a bassa pressione

In Figura 2.1 è illustrato uno schema semplificato del sistema cardiocircolatorio umano. Tale semplificazione è stata adottata per implementare un modello elettrico capace di riprodurre il comportamento del sistema. Più precisamente, è stato ricavato un circuito a parametri elettrici opportunamente adattati che permette di simulare, più o meno fedelmente, il comportamento del sistema circolatorio utilizzando grandezze elettriche corrispondenti a quelle fisiologiche.

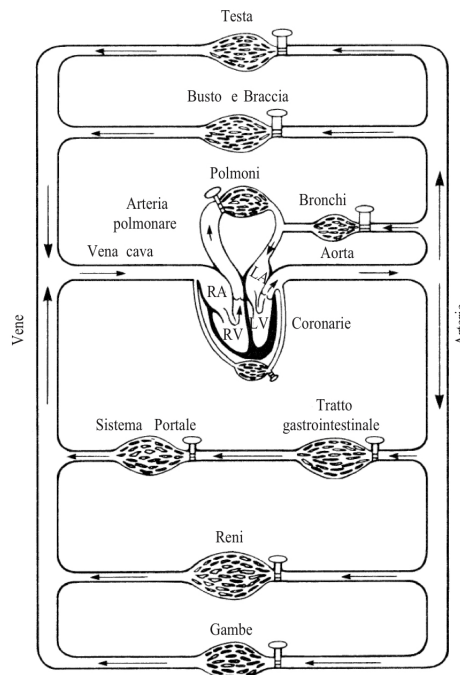


Figura 2.1: Circuito semplificato sistema cardiovascolare

Partendo da un'analisi parametrica è possibile determinare le grandezze basilari che consentono di studiare il comportamento del fluido in movimento, queste sono: il flusso o portata (espressa in l/min), la pressione (misurata in $mmHg$: millimetri di mercurio) e la resistenza vascolare ($mmHg/(lmin)$). Quest'ultimo parametro è influenzato dalle dimensioni principali del condotto (lunghezza e raggio) e dalle caratteristiche del fluido, cioè densità e viscosità. Il sistema cardiaco

deve assolutamente garantire un determinato flusso di sangue per vincere la resistenza vascolare e per distribuire al meglio tutti i nutrienti contenuti in esso. Questa resistenza R è legata alla differenza di pressione $\Delta P = P_i - P_u$ all'interno dei condotti ed alla portata F dalla seguente relazione, definita legge di Poiseuille [12]:

$$F = \frac{\Delta P}{R} = \frac{P_i - P_u}{R} \quad (2.1)$$

Il flusso complessivo all'interno del sistema circolatorio viene definito gittata cardiaca e in condizioni di soggetto a riposo ($\sim 60/70$ bpm: beats per minute) è pari a circa 5 l/min. Questo valore è il risultato del prodotto tra la frequenza cardiaca e la quantità di sangue espulsa con un battito cardiaco, detta volume sistolico. Ovviamente, questo numero varia a seconda delle esigenze metaboliche: l'output cardiaco aumenta in situazioni di sforzo o può diminuire a causa di problemi patologici o altre condizioni che ne alterano il valore medio.

Come accennato precedentemente, i vasi presentano una propria elasticità che può variare a seconda dello spessore parietale e della presenza di fibre muscolari. Questa proprietà rappresenta la capacità di deformazione sotto l'azione di una forza e il successivo ripristino della forma originale, in condizioni di riposo [13]. Questo fenomeno viene spiegato tramite la Legge di Hooke: relazione che lega la forza applicata per unità di superficie (tensione) con la deformazione del condotto; è importante notare che la forza agente si traduce in pressione (ΔP), mentre la deformazione è la variazione di volume (ΔV) nel condotto. Dal rapporto $\Delta V/\Delta P$ si ricava la distensibilità, chiamata in letteratura compliance ($ml/mmHg$). Essa è strettamente collegata all'elasticità e il suo andamento dipende univocamente dalla tipologia del vaso:

- condotti con parete ad elasticità costante: vige un legame di proporzionalità tra ΔV e ΔP (vedi Figura 2.2);
- vasi sanguigni: il rapporto tra le due grandezze non è più lineare, come si evince dalla Figura 2.3.

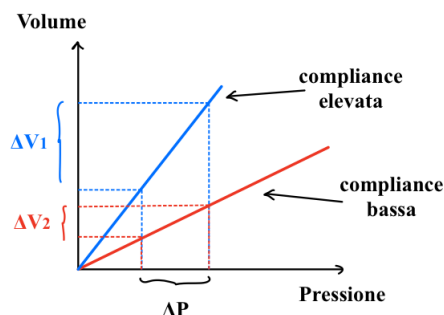


Figura 2.2: Relazione Volume-Pressione: compliance proporzionale

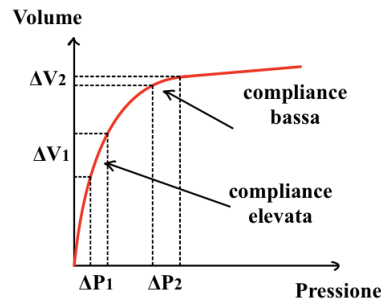


Figura 2.3: Relazione Volume-Pressione: compliance variabile

Si riscontra che, pur essendo il rapporto pressione-flusso variabile, il flusso si mantiene comunque circa costante, di fronte ad ampie variazioni della pressione; questa proprietà viene definita autoregolazione. Per ricondursi all'analogia con un circuito elettrico, questo parametro è associabile ad un condensatore. Infatti, vasi come le vene, sono capaci di accumulare grandi quantità di sangue diventando a tutti gli effetti un serbatoio; invece le arterie hanno una distensibilità molto più contenuta e resistenza più elevata.

La resistenza idraulica viene convertita nel circuito con la resistenza elettrica e si determina attraverso l'equazione 2.1 definendo preliminarmente alcune ipotesi:

- i condotti vascolari si assumono rigidi e di forma circolare;
- il sangue è un fluido Newtoniano: incomprimibile, non viscoso e privo di forze di attrito interne;
- il flusso è laminare².

Nella realtà il sangue è un liquido eterogeneo viscoso e presenta forze di attrito interne, quindi è non-Newtoniano. Queste assunzioni permettono di semplificare il calcolo della resistenza, riscrivendo la relazione 2.1 nella forma seguente [12]:

$$F = \frac{\pi \cdot \Delta P \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \quad (2.2)$$

da cui si ricava

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (2.3)$$

dove:

- r : raggio del condotto, parametro che incide maggiormente nel calcolo della resistenza;
- l : lunghezza del condotto;
- η : coefficiente di viscosità.

²Il passaggio da fluido laminare a turbolento è calcolato tramite il Numero di Reynolds; non verrà trattato

Un ulteriore parametro da identificare è la Resistenza Vascolare Sistemica (Systemic Vascular Resistance - SVR) la quale appartiene, come suggerisce il nome, al circolo sistemico; è determinata dalla seguente relazione:

$$SVR = \frac{MAP - CVP}{CO_{LV}} \quad (2.4)$$

analizzandola si definisce:

- *MAP*: Pressione Media Arteriale, misurata in un ciclo cardiaco;
- *CVP*: Pressione Venosa Centrale cioè la stessa presente all'ingresso dell'atrio destro;
- *CO_{LV}*: gittata cardiaca (CO: Cardiac Output) del ventricolo sinistro.

Analogamente, per il piccolo circolo, si definisce la Resistenza Vascolare Polmonare (Pulmonary Vascular Resistance - PVR):

$$PVR = \frac{MPAP - LAP}{CO_{RV}} \quad (2.5)$$

dove:

- *MPAP*: Pressione Media Arteria Polmonare, misurata nel medesimo ciclo;
- *LAP*: Pressione Atrio Sinistro;
- *CO_{RV}*: gittata cardiaca del ventricolo destro.

È immediato sottolineare che i parametri appena elencati sono in generale costanti, essendovi di norma relazioni di dipendenza non lineare tra le varie grandezze. Fisiologicamente si ha una dilatazione o una contrazione spontanea delle pareti vasali al passaggio del flusso sanguigno[14]. Tuttavia, variazioni significative possono convertirsi in problematiche che causano, ad esempio, iper o ipotensione.

In questo progetto di tesi è stato realizzato un modello elettrico in grado di rispettare l'analogia con la maggior parte degli elementi che costituiscono il sistema circolatorio nel corpo umano. Nel capitolo successivo verrà mostrato approfondendo ciascun blocco che lo compone.

2.2 Anatomia del cuore e ciclo cardiaco

Il cuore è una complessa pompa di ricircolo capace, attraverso opportune contrazioni, di irrorare sangue ossigenato in tutto il corpo e di mandare quello deossigenato verso i polmoni, al fine di eliminare l'anidride carbonica e i prodotti di scarto. Inoltre, ha il compito di garantire la costante separazione fra i due macro circuiti, grazie anche ad un setto che isola completamente il cuore destro da quello sinistro, [15].

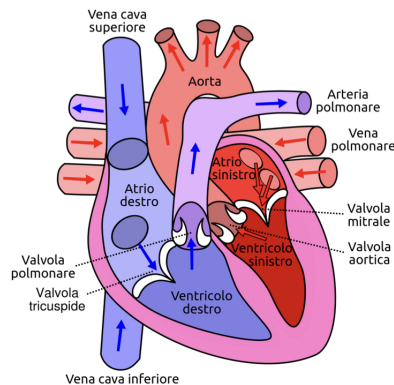


Figura 2.4: Vista schematica del cuore sezionato

La sua struttura muscolare viene suddivisa in cuore destro e cuore sinistro (vedi Figura 2.4), sezioni che vanno a rappresentare due pompe in serie le quali permettono di spingere il sangue. Complessivamente è costituito da quattro camere: due atri e due ventricoli, esse sono separate tra loro da valvole cardiache e condotti. Le valvole permettono di controllare il passaggio del sangue da una camera all'altra regolandone la portata ed evitando che nasca un flusso retrogrado potenzialmente dannoso. Più precisamente, sono presenti quattro valvole:

- atrio e ventricolo destro sono separati dalla valvola tricuspide;
- ventricolo destro e polmoni sono divisi dalla valvola polmonare
- atrio e il ventricolo sinistro comunicano attraverso la valvola mitralica;
- ventricolo sinistro e aorta entrano in contatto grazie alla valvola aortica.

2.2.1 Il ciclo cardiaco

I meccanismi che verranno descritti hanno avuto un ruolo fondamentale per la progettazione delle strategie di controllo implementate nel modello. L'obiettivo principale è emulare le fasi cardiache, protagoniste nel sistema cardiovascolare in quanto determinano il corretto funzionamento del cuore. Gli istanti di tempo che le caratterizza, sono stati valutati attraverso un'analisi grafica del profilo di pressione del ventricolo sinistro, in condizioni di soggetto a riposo e battito cardiaco medio pari a 72 *bpm*.

Il ciclo cardiaco è sostanzialmente il periodo di tempo che intercorre tra un battito e l'altro ed è suddiviso in due fasi denominate come sistole e diastole. La prima si verifica attraverso la contrazione ventricolare, il sangue viene eiettato nel tronco arterioso e spinto da una camera alla successiva; in termini temporali, questa fase occupa circa un terzo del periodo totale.

Durante la diastole, invece, il muscolo del cuore si rilassa dilatando nuovamente i ventricoli. Questo comporta un naturale riempimento degli scomparti nel restante periodo di tempo non occupato dalla fase di sistole.

Una variazione di durata delle due fasi comporta un'alterazione della frequenza cardiaca, responsabile del controllo della portata, [16].

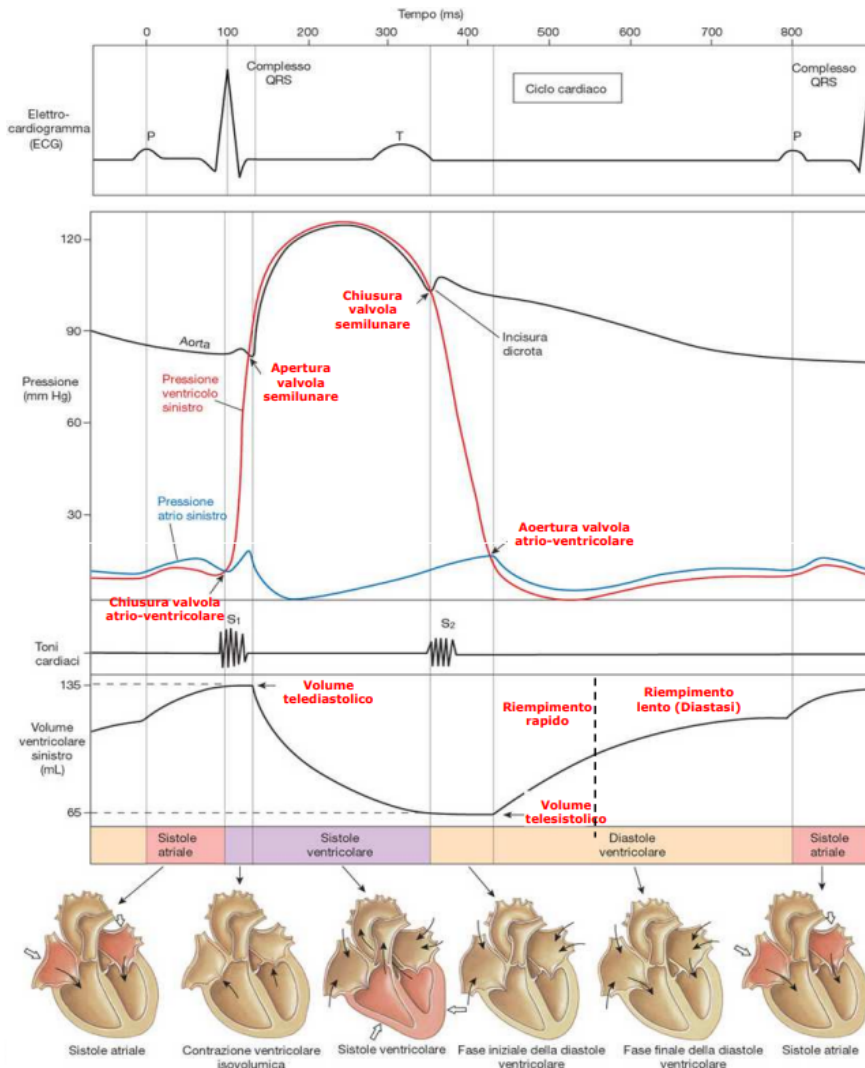


Figura 2.5: Profili di: ECG, Pressione, Toni Cardiaci e Volume Ventricolare sinistro

In Figura 2.5, tratta da [17], è mostrato un grafico che racchiude i tre andamenti relativi al cuore sinistro, oggetto di studio per la realizzazione del modello. In letteratura [17] è usuale trovare studi riferiti principalmente al cuore sinistro; studiando i massimi valori di pressione in gioco, si nota come il picco raggiungibile dal ventricolo destro è nettamente inferiore al sinistro. Ciò avviene perché è molto più dispendioso immettere nel sistema arterioso il sangue ossigenato. Il cuore destro è invece associato al ritorno venoso e alla circolazione polmonare, questo implica uno sforzo esiguo e un minor lavoro per l'attività cardiaca.

Il primo andamento viene definito come Elettrocardiogramma (tracciato ECG), esame diagnostico che permette di misurare strumentalmente il ritmo e l'attività elettrica del cuore. Spiegando brevemente, nel punto P (riferimento Figura 2.5) si ha la contrazione atriale: una leggera spinta del sangue dagli atri ai ventricoli. A ridosso del picco definito "Complesso QRS" si ha la fase di contrazione ventricolare, simile alla precedente, ma di maggior entità. Infine, in corrispondenza del punto T si ha il rilassamento ventricolare, istante che determina la fase di

diastole.

Il secondo profilo illustra le variazioni di pressione associate a ventricolo sinistro, atrio sinistro e condotto aortico; inoltre, è facile individuare i valori di massimo e di minimo per ognuno di questi settori. L'ultimo andamento rivela l'evoluzione del volume ventricolare sinistro, compresa dei valori limite di capacità.

I toni cardiaci, vedi figura, esprimono il "suono" emesso dal battito e generato dalle contropressioni in fase di contrazione. Nei paragrafi seguenti saranno descritte brevemente le fasi principali che caratterizzano il ciclo cardiaco.

2.2.2 Sistole atriale

Questa fase rappresenta il punto di partenza del periodo cardiaco come si evince dal grafico inferiore di Figura 2.5. Gli atri subiscono una contrazione e la pressione a loro interno incrementa. Nel momento in cui raggiunge un valore di poco superiore rispetto a quella esistente nel ventricolo, si ha l'apertura delle valvole atrio-ventricolari (sezione a bassa resistenza) e il conseguente spostamento della massa di sangue. Questa fluisce dall'atrio al ventricolo fin tanto che il volume di quest'ultimo non ha raggiunto il suo valore limite, definito come volume tele-diastolico.

La sequenza descritta deve garantire il rapido e completo riempimento del ventricolo qualora non fosse così, la portata cardiaca verrebbe ridotta notevolmente portando ad una serie di problematiche.

2.2.3 Sistole ventricolare

La seconda fase è contraddistinta da molteplici step che si presentano in un ordine specifico e sono visibili dalle rappresentazioni inferiori di Figura 2.5:

1. Contrazione isovolumetrica: il sangue immesso nel ventricolo dalla sistole atriale genera un incremento di pressione accompagnato dalla contrazione dei ventricoli. Questo aumento chiude le valvole atrio-ventricolari e non comporta nessuna variazione di volume (da cui il nome dello step). Il suo effetto è facilmente visibile osservando la leggera oscillazione del profilo di pressione aortica, prima dell'apertura delle valvole semi-lunari.
2. Eiezione rapida: l'origine è evidenziata dall'apertura delle valvole semi-lunari, causata dalla differenza di pressione che si instaura, grazie alla contrazione, tra l'uscita del ventricolo e l'ingresso in aorta. Come per la sistole atriale, il sangue inizia a fluire verso il sistema circolatorio tramite il condotto aortico.
3. Eiezione lenta: seguendo gli andamenti di Figura 2.5 è possibile notare come la pressione ventricolare tenda ad allinearsi a quella aortica, fino a tornare nuovamente minore di questa; l'eiezione del sangue continua ma viene rallentata.

Le fasi (2) e (3) vengono distinte perché:

- in quella rapida gli aumenti di pressione, fino al raggiungimento del picco, sono più bruschi;
- in quella lenta le variazioni di volume sono decisamente più contenute;
- cambia la quantità di flusso.

Terminata la fase di eiezione, una quantità di sangue circa pari a quella espulsa durante la sistole, si trattiene nelle camere ventricolari. Questo volume residuo resta all'incirca costante per un cuore sano durante il normale funzionamento; ovviamente, le problematiche non mancano in condizioni differenti.

2.2.4 Diastole ventricolare

Questo periodo, come il precedente, è ripartito in tre fasi consecutive:

1. Rilassamento isovolumetrico: il primo step inizia con la chiusura della valvola aortica, fenomeno individuabile dall'oscillazione che si presenta sul profilo della pressione in aorta (Figura 2.5). È il periodo temporale in cui vi è la chiusura delle valvole semi-lunari a causa di un lieve flusso retrogrado e l'immediata apertura di quelle tra atrio e ventricolo. Il fenomeno che si verifica evidenzia una rapida discesa della pressione all'interno del ventricolo senza avere variazioni di volume.
2. Rapido riempimento: sintomo dell'apertura delle valvole atrio-ventricolari, rappresenta la fase in cui si ha il maggior riempimento del ventricolo. Ciò avviene perché, durante la sistole ventricolare, l'atrio associato a quella parte di cuore si è caricato nuovamente di sangue. L'effetto di un flusso rapido (atrio-ventricolo) riduce le pressioni negli atri, stimolando un brusco aumento di volume nei ventricoli. Pure il rilassamento isovolumetrico assume un ruolo in questa fase: il rilascio muscolare facilita l'immissione passiva del sangue.
3. Diastasi o lento riempimento: il volume ventricolare in aumento diminuisce la capacità di espansione della camera, rallentando perciò il fenomeno; nello stesso momento la pressione atriale si innalza [18].

Le fasi sopra descritte possono essere riassunte nel grafico di Figura 2.6, ricavato sempre da [17], esprime chiaramente la relazione tra pressione e volume durante il ciclo cardiaco [19].

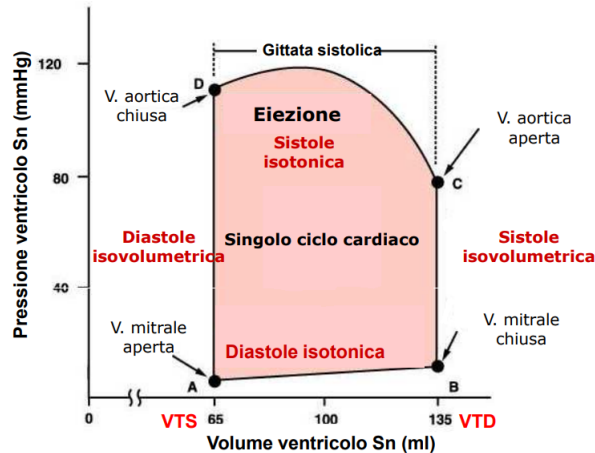


Figura 2.6: Circolo Pressione-Volume ventricolo sinistro

Nel tratto A-B, identificato come diastole isotonica, la valvola mitrale muta il suo stato da aperto a chiuso e si innesca il riempimento ventricolare. Il risultato ottenuto è la somma di due contributi, il riempimento passivo durante la fase di distale e la quantità di sangue immessa durante la sistole atriale; l'aumento di pressione riflette l'aumento di volume e le caratteristiche di distensibilità del ventricolo. Il percorso B-C identifica la contrazione isovolumetrica e, come suggerisce il nome, il volume rimane invariato a fronte di un generoso incremento di pressione. L'analisi del diagramma procede dal punto C la valvola aortica si apre innescando la sistole ventricolare con una prima rapida eiezione del volume di sangue; nel punto di massimo della curva C-D si ha il passaggio da rapida a lenta eiezione. Come precedentemente descritto, questa fase è caratterizzata da un brusco calo di volume, la pressione ventricolare decresce fino a raggiungere quella aortica, istante in cui si ha la chiusura della valvola aortica (punto D). Da questo momento comincia la fase di diastole isovolumetrica (o rilassamento) D-A, contraddistinta da un forte calo di pressione pur mantenendo costante il volume. Questo step sancisce la fine del ciclo cardiaco.

Le spiegazioni appena affrontate si riferiscono al solo cuore sinistro, ma è possibile percorrere gli stessi ragionamenti anche per il cuore destro: le due metà funzionano in modo sincrono e le temporizzazioni di ciascuna fase sono pressoché identiche. Le due parti si differenziano principalmente per i valori pressori in gioco. In Tabella 2.1 è possibile visualizzare gli indici medi, minimo e massimo delle pressioni durante le fasi di sistole e diastole.

Il circolo Pressione-Volume appena presentato è stato un elemento cardine nello studio delle strategie di controllo per il prototipo del cuore artificiale. Le fasi sopra descritte sono state implementate durante la progettazione del sistema, l'obiettivo consiste nell'emulare, tramite l'attuatore, i profili realizzati nella realtà da un cuore organico. Per garantire la bontà del modello realizzato, è necessario

ottenere un andamento più o meno simile a quello di Figura 2.6. Nasce la necessità di garantire l'accuratezza dei valori limite di parametri come flusso, pressione e volume ventricolare, pur ottenendo profili imprecisi. Pertanto, lo scopo di studi futuri sarà quello di migliorare la dinamica degli andamenti, in modo tale da assicurarsi un sistema con ottime caratteristiche ed elevata efficienza.

Regione Sistema Cardiocircolatorio	Sigla	Pressioni [mmHg]
Atrio destro	RAP	3
Ventricolo destro	RVP	0/25
Ventricolo destro a fine diastole	RVEDP	3
Arteria polmonare	RAP	10/25
Pressione Media Arteria Polmonare	MPAP	15
Atrio sinistro	LAP	8/10
Ventricolo sinistro	LVP	0/120
Ventricolo sinistro a fine diastole	LVEDP	8
Aorta	AoP	80/120
Pressione Media Arteriale	MAP	93

Tabella 2.1: Valori di pressione nel sistema cardiocircolatorio durante un ciclo cardiaco

È importante sottolineare che il sistema cardiocircolatorio possiede una serie di meccanismi i quali assicurano la naturale regolazione dei parametri. Gli organi, tramite la rete nervosa e recettori sparsi nell'organismo, inviano impulsi al cervello per stimolare una maggiore, o minore, eiezione di sangue da parte del cuore. Lo studio sviluppato in questo progetto non prevede l'autoregolazione dei parametri, in futuro l'obiettivo sarà integrare questo lavoro con sistemi capaci di rilevare le esigenze del corpo umano e agire attraverso il cuore artificiale.

Capitolo 3

Modellizzazione del sistema cardiocircolatorio e dell'attuatore lineare

Per poter progettare un sistema capace di simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio, è necessario disporre di modelli elettrici e matematici che rappresentino i meccanismi che si vogliono studiare. Particolare attenzione viene posta all'accuratezza del modello, infatti, possono essere introdotte particolari semplificazioni che vanno ad alterare la bontà del sistema stesso. Operare delle approssimazioni è spesso opportuno, permettono di studiare un fenomeno sotto opportune condizioni che ne semplificano l'interpretazione. Inoltre, consentono di decimare il costo computazionale che spesso può essere troppo oneroso.

In questo capitolo verrà illustrato il lavoro perseguito nel progetto di ricerca, trattando accuratamente i modelli implementati per ottenere risultati pressoché soddisfacenti e che permettono di introdurre prototipi per la simulazione. Nello specifico, verranno analizzati e descritti i due sistemi protagonisti del presente studio: il sistema cardiovascolare e l'attuatore elettromagnetico.

Viene proposto un lavoro innovativo con l'obiettivo di realizzare un modello dell'azionamento prototipale [10] che dovrà essere integrato con il sistema circolatorio per definire le strategie di controllo e di alimentazione più opportune. Lo scopo è determinare un modello capace di simulare l'azione combinata dei modelli. Seguiranno perciò simulazioni dinamiche che interessano determinati parametri fondamentali, utili a stabilire l'efficacia del progetto.

Lo studio è stato sviluppato interamente attraverso programmi di simulazione che si basano sull'implementazione di codici software. In particolare, gli applicativi utilizzati sono MATLAB®/Simulink, dotati di numerosi pacchetti contenenti elementi ingegneristici. Durante la trattazione si descriveranno i modelli realizzati all'interno dell'ambiente Simulink delineando il loro principio di funzionamento. Di pari passo, si illustreranno i codici sorgente che sono stati messi a punto per supportare e potenziare l'efficacia del calcolo computazionale.

3.1 Analogia elettrica del sistema cardiocircolatorio

Il lavoro viene affrontato partendo dalla meccanica circolatoria che, come visto in precedenza, è un elemento essenziale per poter fare una serie di valutazioni. La metodologia elaborata consente di determinare un circuito elettrico il quale esprime, attraverso i suoi parametri, l'intero apparato circolatorio di un organismo umano (SCC - Sistema Cardiocircolatorio). È doveroso specificare che molteplici elementi fisiologici sono stati semplificati per rendere più rapida e semplificata la modellizzazione del sistema completo.

Imponendo specifiche condizioni di funzionamento è possibile determinare l'evoluzione delle grandezze in gioco all'interno del circolo umano. L'analisi di queste variazioni è importante in quanto definiscono la bontà del modello costituito e serviranno in seguito per delineare il comportamento dell'attuatore, esso interfacciato con l'organismo di un generico individuo.

L'analogia con l'ambiente elettrico viene strutturata a partire dalle funzioni che vengono maggiormente influenzate durante la circolazione sanguigna, esse sono:

- il flusso sanguigno: associato alla corrente circolante in un sistema chiuso;
- la pressione: calcolata sfruttando i potenziali elettrici nella rappresentazione circuitale.

Questi due parametri sono estremamente variabili a causa di molteplici situazioni che possono alterare la condizione di funzionamento stazionario. Nella realtà, portata e pressione, mutano in continuazione per garantire il corretto apporto di ossigeno e nutrienti agli organi presenti in tutto il corpo. Il modello elettrico che verrà illustrato ha un duplice compito: rappresentare in maniera sintetica, ma esaustiva, gli elementi costitutivi dell'apparato e realizzare un banco di ricerca prestazionale della circolazione sistemica. L'approccio adottato presenta specifiche caratteristiche:

- Viene considerato un flusso sanguigno pulsatile che, come visto nel Capitolo 1, rispecchia più fedelmente le spontanee condizioni di funzionamento al contrario della portata continua.
- Viene approssimato il sistema distribuito considerando segmenti costanti.
- Il sistema prevede l'introduzione di elementi aggiuntivi che simulano l'effetto resistivo, induttivo e capacitivo dei condotti, cioè esprimono le caratteristiche di viscosità, inerzia e compliance; inoltre, vengono introdotti gli effetti della forza di gravità che si manifestano soprattutto quando il soggetto considerato si trova in posizione verticale.

Il circuito elettrico che verrà mostrato di seguito, è stato ricavato da importati studi riguardo il calcolo computazionale della meccanica cardiaca [20] e viene costituito da tre macro sezioni riguardanti il sistema cardiovascolare.

La prima fra queste è associata al muscolo cardiaco che, circuitualmente, viene

rappresentato da condensatori a capacità variabile, questo per indicare la mutabilità della propria compliance. Essa consente la regolazione teorica del flusso sanguigno circolante all'interno del cuore. Nello stesso schema sono incluse anche le valvole cardiache, esse sono rappresentate dalla coppia diodo-resistenza. Nelle pagine seguenti verranno proposte soluzioni alternative per lo sviluppo del cuore che, grazie alla loro dinamicità, possono riprodurre il comportamento cardiaco.

Proseguendo nella trattazione, si parla ora di circolazione polmonare. Essa viene costituita semplicemente da resistori e condensatori che esprimono il comportamento dei vasi ad essa associati. All'interno del progetto questa parte è studiata solo marginalmente in quanto è responsabile della riossigenazione del sangue, ma in termini di pressione è sicuramente meno influente rispetto grande circolo. Pertanto, l'analisi è stata concentrata maggiormente sulle dinamiche associate al cuore sinistro, le quali sono state successivamente riadattate per i parametri (aventi minor entità) sollecitati dal cuore destro.

L'ultima, ma non per importanza, è la circolazione sistemica la quale viene strutturata da sottosistemi corrispondenti alla circolazione arteriosa e quella venosa. Similmente al piccolo circolo, elementi come resistori e condensatori la fanno da padrone, ma è necessario implementare nel modello gli effetti sia dovuti all'inerzia acquisita dal volume di sangue, sia esercitati dalla forza di gravità; nel primo caso è essenziale usare induttori, mentre nel secondo caso si sfruttano generatori di forza elettromotrice. Il valore di tensione prodotto deve rispecchiare l'analogia pressoria legata al sistema organico. La tecnica multi-componente viene quindi implementata per costituire i rami venosi presenti all'interno dell'organismo. Pur tentando un approccio semplificato, sono stati inseriti all'interno del circuito elementi che inglobano più sezioni corporee come: arterie della testa e delle braccia, mesenterico superiore ed inferiore, e sezioni rappresentate da un singolo ramo in parallelo, per parametri legati a: reni, gambe e coronarie.

In Figura 3.1 è mostrato il circuito completo, esso viene suddiviso in blocchi attribuiti a ciascuna sezione del corpo umano e rappresenta il modello realizzato all'interno dell'applicativo Simulink. È rappresentata inoltre la direzione della portata di sangue nei diversi scomparti che, come affermato in precedenza, viene convertita in corrente.

Regione Corpo	Sigla	R [Ω]	C [μF]	L [H]
Lower Carotid Artery	LOC	$R_{34} = 20$	$C_{17} = 167$	–
Upper Carotid Artery	UPC	$R_{35} = 30$	$C_{18} = 167$	–
Thoracic Aorta	ThA	$R_{33} = 15$	$C_{15} = 208$	–
Abdominal Aorta	Aba	$R_{27} = 15$	$C_{17} = 166.8$	–
Femoral Artery	FA	$R_{24} = 25$	$C_9 = 83.4$	–
Leg Small Artery	LSA	$R_{23} = 40$	$C_8 = 83.4$	–
Leg Arterioles	LAR	$R_{22} = 60$	$C_7 = 250$	–
Head	HEAD	$R_{36} = 6400$	–	–
Upper Messenteric	UM	$R_{30} = 5000$ $R_{31} = 300$	$C_{14} = 8000$	–
Liver	LIV	$R_{32} = 700$	$C_{13} = 5100$	–
Kidneys	REN	$R_{28} = 7000$ $R_{29} = 500$	$C_{12} = 2100$	–
Lower Messenteric	LM	$R_{25} = 46000$ $R_{26} = 400$	$C_{11} = 1260$	–
Leg Capillaries	LCAP	$R_{21} = 8000$	–	–
Head Small Veins	HSV	$R_1 = 500$	$C_1 = 4450$	–
Jugular Vein	JV	$R_2 = 88$ $R_{26} = 5.73$	$C_{JV} = 378$	$L_{JV} = 0.789$
Superior Vena Cava	SVC	$R_3 = 535$ $R_{SVC} = 0.115$	$C_{SVC} = 62.3$	$L_{SVC} = 0.032$
Leg Veules	LVE	$R_{19} = 600$ $R_{20} = 3000$	$C_6 = 3305$	–
Leg Small Vein	LSV	$R_{17} = 600$ $R_{18} = 9000$	$C_5 = 2630$	–
Femoral Vein	FEV	$R_{15} = 40$ $R_{16} = 9000$ $R_{FEV} = 28$	$C_{FEV} = 835$	$L_{FEV} = 2.82$
Abdominal Vena Cava	AVC	$R_{14} = 40$ $R_{AVC} = 0.83$	$C_{AVC} = 1700$	$L_{AVC} = 0.164$
Thoracic Vena Cava	TVC	$R_{13} = 66$ $R_{TVC} = 0.63$	$C_{TVC} = 1000$	$L_{TVC} = 0.089$
		$R_{RA} = 10 - 30$		

Tabella 3.1: Valori degli elementi circuitali, unità del SI

Il circuito può essere visualizzato fuori dalla visione d'insieme, scomponendolo in sottogruppi contraddistinti da elementi simili. Nel dettaglio:

1. Il gruppo delle arterie è suddiviso in sette segmenti realizzati con un ramo RC (resistenza-capacità) in configurazione L-invertita, esse sono: la carotidea inferiore (LOC) e carotidea superiore (UPC), l'aorta toracica (ThA) e addominale (Aba), l'arteria femorale (FA), le piccole arterie nelle gambe (LSA) e le arteriole (LAR).
2. I capillari sono costituiti da un un ramo RC connesso ad una resistenza in serie. Essi sono presenti in sezioni come: testa (HEAD), fegato (LIV), mesenterico superiore (UM) ed inferiore (LM), reni (REN) e i capillari nelle gambe (LCAP).
3. Il sistema circolatorio conclude la sua rappresentazione con il ritorno venoso dato da: le piccole vene nella testa (HSV), la vena giugulare (JV), la vena cava superiore (SVC), toracica (TVC) e addominale (AVC), considerando poi la vena femorale (FV), le piccole vene delle gambe (LSV) e per concludere le venule (LVE).

Come accennato precedentemente, all'interno dello schema sono presenti generatori in serie che hanno il compito di far risaltare l'effetto della gravità sulla circolazione. La relazione che esprime l'entità della loro incidenza è la seguente

$$P_g = n \cdot G \cdot \rho \cdot L \cdot \sin(\Theta) \quad \text{per } g = 1, \dots, 12 \quad (3.1)$$

è influenzata dal modulo dell'accelerazione gravitazionale G (espresso in m/s^2), dal numero adimensionale n per intensificare o diminuire l'effetto della gravità, dalla densità del sangue ρ , dalla lunghezza L del condotto considerato e dall'angolo Θ compreso tra l'asse del condotto e la perpendicolare di G .

Sono visibili altri due generatori i quali contribuiscono alle sollecitazioni pressorie dovute alla respirazione (P_{ITh}) e al pompaggio muscolare che avviene nelle gambe (P_m).

3.1.1 SCC - Modello Simulink

Il modello circuitale del sistema cardiovascolare è stato implementato nell'applicativo Simulink sfruttando i dati e le conoscenze acquisite studiando il circuito elettrico sopra presentato; sono state introdotte alcune modifiche che hanno permesso di rendere più veloce la simulazione dello schema.

In primo luogo, gli elementi attribuiti al muscolo cardiaco e alle valvole in esso presenti, sono stati sostituiti da un modello efficace che è in grado di replicare il funzionamento reale. Esso sfrutta un complesso sistema di equazioni differenziali derivate dai parametri fisiologici che mutano all'interno del sistema vascolare. Grazie alla modellizzazione matematica, presentata in [21], è possibile analizzare il comportamento dei parametri che interessano il cuore. Sono state implementate

ulteriori relazioni relative alla circolazione sistemica e alla circolazione polmonare, realizzate sfruttando il principio di conservazione della massa all'interno dei condotti.

I modelli relativi al cuore destro e cuore sinistro sono pressoché simili l'unica differenza si presenta in termini di valori dei parametri in gioco. Per semplificare alcuni ragionamenti, sono state introdotte delle approssimazioni come quelle che interessano la contrattilità atriale: fase che permette di agevolare l'afflusso di sangue nelle camere ventricolari; essa viene trascurata imponendo una capacità lineare, vi sarà una determinata quantità di sangue non sollecitata dalle contrazioni. Non viene invece trascurato l'effetto delle valvole cardiache, sono estremamente importanti perché evitano flussi retrogradi di sangue.

È inoltre rilevante sviluppare i meccanismi che regolano la contrattilità ventricolare: fase caratterizzata dalla compressione dei ventricoli e quindi dall'eiezione del volume di sangue; permette di ricavare la funzione isometrica pressione-volume, questo grazie alla disposizione in serie di un'elastanza variabile nel tempo. Il sistema di equazioni algebrico-differenziali consente di rappresentare quindi il ciclo cardiaco che caratterizza le fasi di attività del muscolo cardiaco: in fase di diastole il riempimento dei ventricoli avviene per mezzo di una funzione pressione-volume esponenziale, mentre, durante la sistole, si adotta una relazione pressione-volume lineare con pendenza definita dal valore di elastanza massima E_{max} . Il passaggio tra la fase di fine diastole a quella di fine sistole è controllato da una funzione di attivazione pulsante la quale è dipendente dal periodo cardiaco; lo stesso che definisce i batti al minuto (bpm).

Il sistema cardiaco artificiale prevede ulteriori parametri da settare, oltre a quelli elencati per il sistema circolatorio. Più precisamente, si tratta di valori da attribuire a grandezze implementate nelle equazioni differenziali e che non subiscono variazioni durante la simulazione. La misura di questi termini è stata ricavata dalla letteratura e opportunamente riscalata per un individuo con peso corporeo pari a circa 70 kg , inoltre si considera nelle simulazioni una frequenza cardiaca media pari a $\simeq 1.2\text{ Hz}$, cioè indicativamente 72 bpm (periodo cardiaco $\simeq 0.833\text{ s}$). Per evitare di appesantire la trattazione, questi valori non sono stati trascritti, ma sono ricavabili dalle tabelle fornite in [21]. Tuttavia, è stato fondamentale introdurla all'interno di un codice scritto in ambiente MATLAB il quale li trasferisce in Simulink per consentire l'operatività del modello realizzato. Nello specifico, vengono eseguiti due programmi: il primo contiene i valori appena descritti, mentre il secondo elabora i dati di Tabella 3.1 necessari alla meccanica circolatoria.

Il progetto del sistema cardiovascolare è rappresentato in Figura 3.2, si nota immediatamente che ciascun settore viene modellato e raggruppato all'interno di un blocco definito sottosistema: al suo interno vi sono gli elementi circuitali che esprimono le caratteristiche fisiologiche di ciascun condotto e questo viene realizzato prendendo spunto da [22]. I blocchi raffigurati invece con un dispositivo di misurazione sono dei voltmetri e degli amperometri. Attraverso opportuni sistemi di conversione consentono di rilevare per l'appunto le grandezze d'interesse quali pressione e flusso sanguigno all'interno dei vasi, questo può essere utile per identificare la reazione del sistema a determinate sollecitazioni.

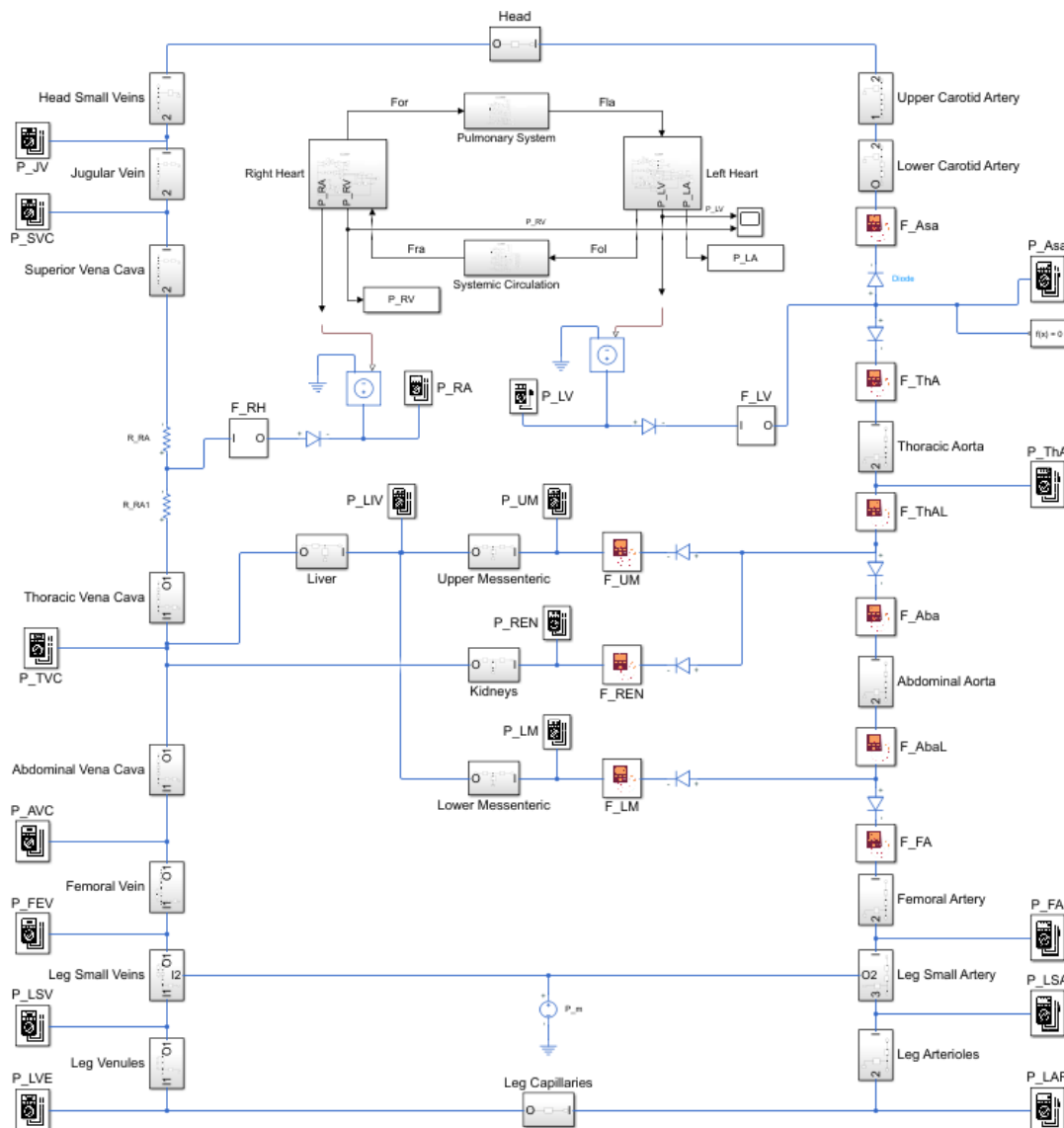


Figura 3.2: Modello del sistema cardiocircolatorio

In ultima analisi si evidenziano i componenti assimilabili ai due ventricoli artificiali e alla circolazione polmonare, i quali sono costituiti a partire da equazioni differenziali. Queste espressioni descrivono le pressioni intravascolari e i volumi in differenti punti del letto vascolare, sono scritte imponendo la legge di conservazione della massa a tutte le compliances e il bilancio delle forze nelle grandi arterie. Inoltre, è opportuno notare che vi sono relazioni che gestiscono le temporizzazioni del modello e che forniscono l'impulso responsabile delle contrazioni ventricolari.

I risultati ricavati dalla simulazione saranno esposti nel capitolo successivo, ora è interessante descrivere le evoluzioni apportate al sistema appena commentato che riguardano principalmente la parte di attuazione ventricolare.

3.1.2 Evoluzioni del modello cardiaco

Il sistema precedentemente descritto opera riproducendo il più fedelmente possibile gli andamenti pressori, volumetrici e di flusso che si manifestano durante il ciclo cardiaco. Queste informazioni sono fondamentali in quanto permettono di inquadrare i fenomeni che si oppongono al moto emodinamico, valutando perciò lo sforzo che il cuore è chiamato ad esprimere, per garantire l'afflusso di sangue in tutto il corpo.

Le fondamenta di questo lavoro partono dai dati riguardanti l'attuatore elettromagnetico lineare citato in [10] e lo scopo è determinare una strategia di controllo che gli consenta di operare sotto specifiche condizioni. Per questo motivo, sono stati realizzati modelli specifici di ventricolo artificiale, uno per il cuore destro e uno per il cuore sinistro. La loro progettazione è stata sviluppata passo dopo passo a partire da precise condizioni e considerando la struttura imposta dall'azionamento. Infatti, l'idea è emersa studiando una strategia per spostare gli elementi mobili - i mover (a magnete permanente, PM) - che operano per contrarre ed espandere le camere ventricolari. Esse devono essere in grado di riprodurre gli andamenti associati ai profili di pressione e volume prodotti dall'organo. Più nello specifico, i ragionamenti nascono dal profilo di variazione del volume sanguigno, all'interno del ventricolo sinistro: attraverso il movimento dei PM nell'attuatore, si determina una correlazione tra il profilo di corsa che essi realizzano e quello prodotto dal volume ventricolare.

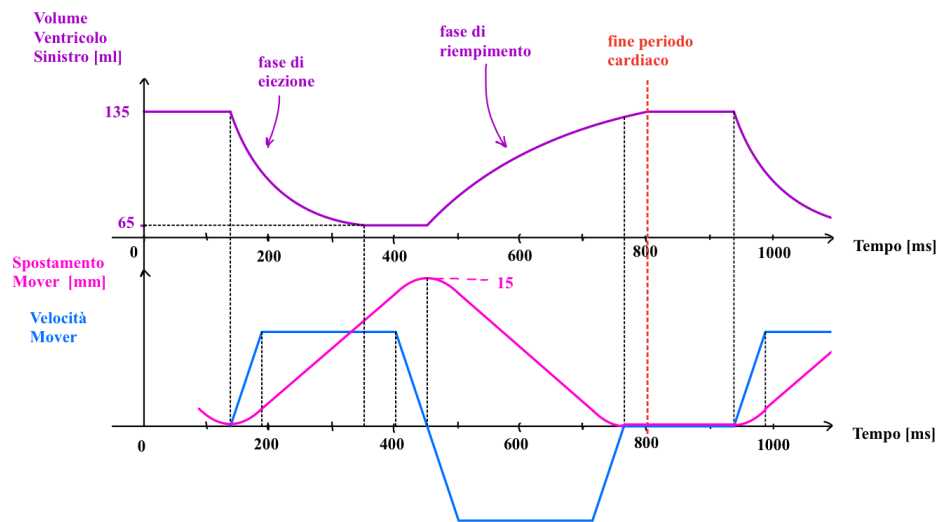


Figura 3.3: Andamenti rappresentati: variazione volume ventricolo sinistro, corsa e profilo di velocità dei mover

In Figura 3.3 vengono riassunti graficamente i ragionamenti perseguiti e successivamente verrà mostrata l'applicazione di essi all'interno del software Simulink. Infatti, l'andamento associato alla velocità dei mover è stato considerato per determinare la prima versione del modello dell'azionamento. Dalla figura è inoltre facile notare la dipendenza del volume ventricolare dal pro-

filo di spostamento disegnato dal mover, l'evoluzione viene suddivisa in step che si ripetono ad ogni ciclo cardiaco:

1. inizio corsa: la capacità volumetrica è massima a seguito del riempimento ventricolare;
2. spinta: i PM, percorrendo il tratto lineare, comprimono le camere artificiali scatenando la fase di eiezione del sangue;
3. fine corsa: il volume di sangue associato alla gittata cardiaca è stato completamente espulso, rimane la quota relativa al volume non sollecitato;
4. recupero: i magneti tornano alla posizione di partenza essendo questa fase associata alla diastole ventricolare, quindi rilassamento e riempimento.

Un aspetto fondamentale da precisare riguarda la simmetria di movimento dei due mover e i ragionamenti che stanno alla base della trattazione prevedono infatti che essi esercitino la loro operatività in modo sincrono. Quindi, benché debbano esprimere forze di entità differente, sono chiamati a seguire le stesse temporizzazioni previste per il funzionamento.

La velocità dei mover è stata ipotizzata inizialmente trapezoidale a seguito di intuizioni che hanno portato a considerare l'accelerazione dei PM con forma d'onda a gradini e valori di picco costanti. Lo studio ha coinvolto quindi la scelta del timing ottimale da impartire ai profili sopra citati e ciò è stato fatto analizzando le fasi del ciclo che interessano l'attività cardiaca. Il caso preso in esame, prevede una frequenza cardiaca stabilita considerando un individuo medio in condizioni stabili di funzionamento; ciò si traduce in un numero di battiti pari a $\simeq 70 \text{ bpm}$. Partendo da questo dato fondamentale, sono stati ricavati gli intervalli di tempo che coordinano le fasi di sistole e diastole ventricolare e sono stati implementati all'interno dei programmi MATLAB/Simulink, per ricavare il primo modello di ventricolo artificiale azionato dall'attuatore lineare.

È importante precisare che la simmetria degli istanti di tempo e quindi dei trapezi che simulano il profilo di velocità, è stata scelta per semplicità costruttiva. Infatti, la geometria può essere dissimmetrica in quanto il percorso a ritroso è indicativamente meno difficoltoso, essendo facilitato dal riempimento passivo e naturale del ventricolo. Indipendentemente dalla tipologia di commutazione è fondamentale garantire la corretta gittata cardiaca operando nel rispetto dei parametri fisiologici.

Prima di introdurre il modello e il suo funzionamento, si riportano brevemente i ragionamenti perseguiti per la realizzazione del profilo a gradini dell'accelerazione, il quale determina la velocità acquisita dai magneti permanenti e il profilo di spostamento che percorrono. Considerando per un momento il grafico rappresentante l'andamento di velocità di Figura 3.4, si ricava la legge della dinamica del moto che riguarda il singolo trapezio:

$$s(t) = \frac{1}{2}a_1t_1^2 + a_1t_1(t_2 - t_1) + \frac{1}{2}a_2(t_3 - t_2)^2 \quad (3.2)$$

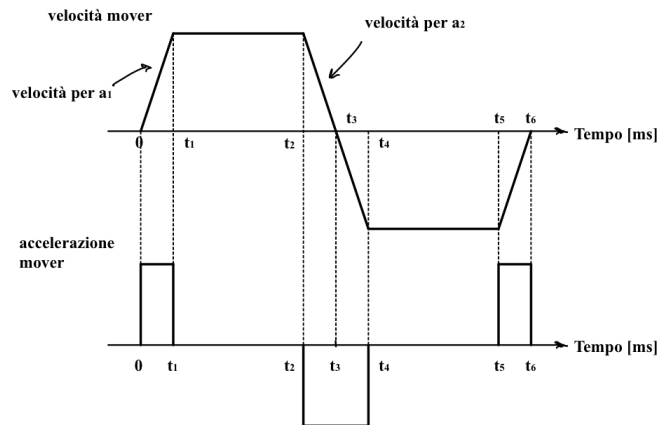


Figura 3.4: Profili teorici di velocità e accelerazione dei mover

Nel percorso di realizzazione è stata portata avanti un'indagine parametrica in cui si sono stabiliti i tempi (t_1 , t_2 , t_3 , ecc.) e le accelerazioni più convenienti, sapendo di dover fare un determinato movimento in un preciso istante di tempo. L'idea è quella di esplicitare la dipendenza delle accelerazioni dei mover (a_1 , a_2 , ecc.) in funzione dei tempi, quindi $a_1, a_2 = f(t_1, t_2, t_3)$. Infine, è importante precisare che, qualora i trapezi fossero dissimmetrici, bisogna impostare ulteriori valori temporali.

Questo banale procedimento è implementato sulla piattaforma Simulink per realizzare il primo modello sperimentale dei ventricoli artificiali (visualizzabile in Figura 3.5) e che verrà descritto dettagliatamente nelle pagine seguenti.

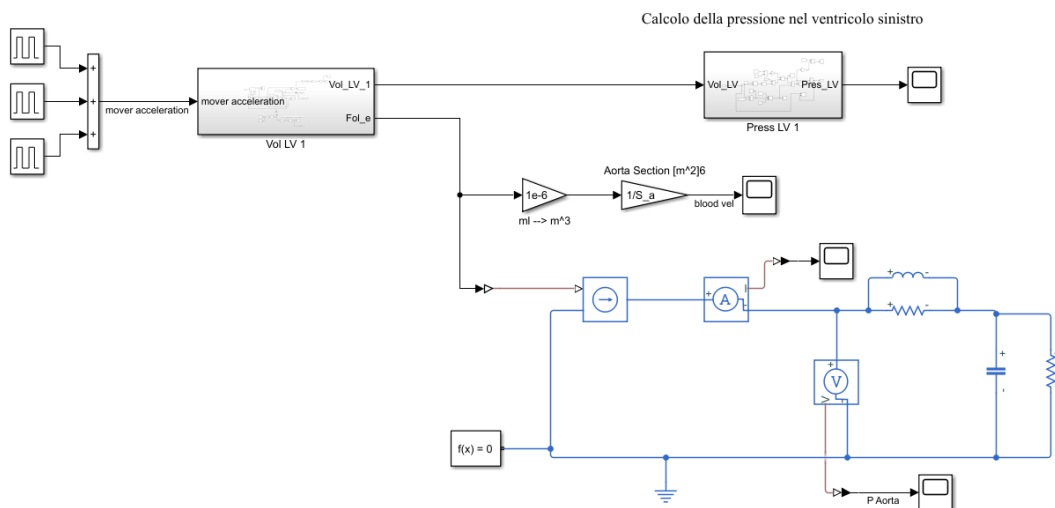


Figura 3.5: Primo modello dell'attuatore rappresentante il ventricolo sinistro

L'immagine di Figura 3.6 mostra i blocchi implementati per creare gli impulsi di accelerazione dei due mover e conseguentemente i profili di velocità e spostamento; gli andamenti realizzati saranno illustrati nel capitolo successivo.

Viene precisato che nel corso della trattazione verranno mostrate solo le modellizzazioni associate al cuore sinistro in quanto quelle del cuore destro sono praticamente identiche ad eccezione dei parametri che i due sistemi utilizzano.

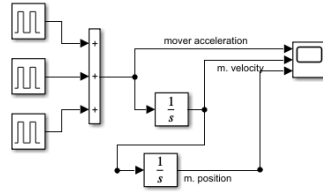


Figura 3.6: Blocchi generatori dei profili di funzionamento dei mover

Le conoscenze acquisite, hanno permesso di strutturare i sistemi associati ai due ventricoli (sinistro LV, destro RV) partendo proprio dagli andamenti appena esplicitati. Come accennato in precedenza, il primo step consiste nel correlare la velocità del mover alla variazione di volume del ventricolo. Ciò viene messo in pratica partendo dall'analisi affrontata per la rappresentazione degli andamenti di Figura 3.3 e successivamente determinando una relazione che lega le due variabili. Appreso che durante la corsa dei mover i ventricoli si svuotano del volume e che al termine di questa si ha la minima capacità ventricolare, è stato possibile derivare la seguente relazione:

$$V(t) = V_{max} - \frac{V_{max} - V_{min}}{L} \cdot x(t) = \begin{cases} V_{max} & \text{per } x(t) = 0 \\ V_{min} & \text{per } x(t) = L \end{cases} \quad (3.3)$$

dove:

- V_{max} è il massimo volume ventricolare posto, in base ai valori della letteratura, $V_{max} = 135 \text{ ml}$;
- V_{min} è il minimo volume ventricolare settato $V_{min} = 65 \text{ ml}$, questo per ottenere una gittata cardiaca di circa 70 ml ;
- $L = 15 \text{ mm}$ è lo spazio percorribile dai due PM;
- $x(t)$ è la posizione dei mover in funzione del tempo.

Da questa equazione si ottiene un'altra informazione importante, cioè la porta di fluido in uscita dalla camera. Essa, per definizione, è la quantità di liquido che fluisce attraverso la sezione di un condotto nell'unità di tempo. Matematicamente è la derivata rispetto al tempo, cambiata di segno, del volume di fluido (quando è positiva il volume diminuisce) e la sua unità di misura è pari a ml/s . Si ottiene pertanto:

$$q(t) = -\frac{dV}{dt} = \frac{V_{max} - V_{min}}{L} \cdot x'(t) \quad (3.4)$$

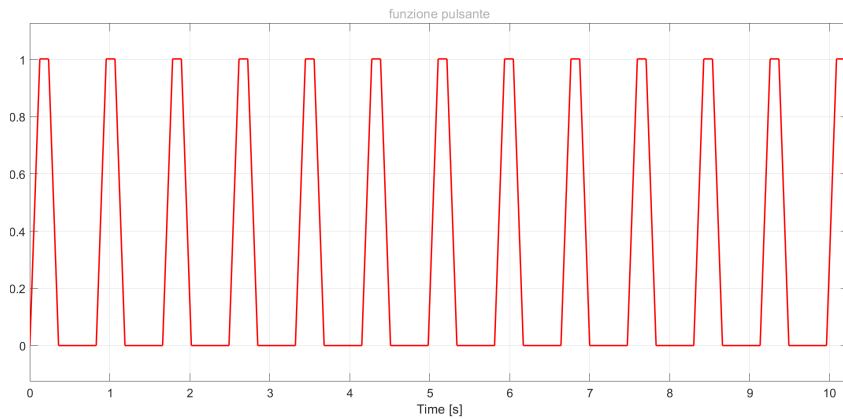


Figura 3.8: Andamento funzione pulsante

Proseguendo la descrizione del sistema di partenza, è giunto il momento di illustrare lo schema capace di relazionare il volume del ventricolo sinistro alla pressione generata in esso; ci si riferisce alla strategia mostrata in Figura 3.9.

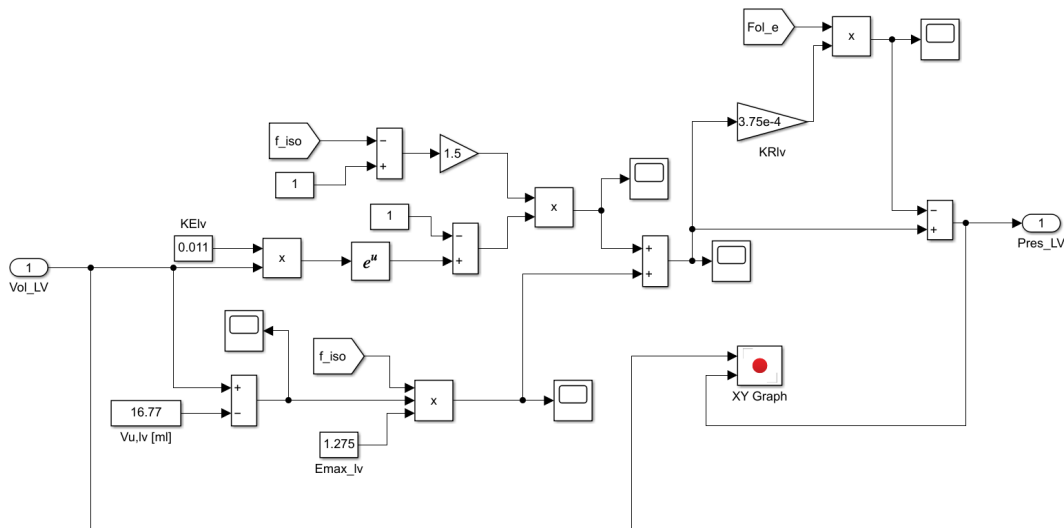


Figura 3.9: Schema per la correlazione tra volume e pressione del ventricolo sinistro

Le relazioni matematiche protagoniste del modello sono state ricavate da studi condotti in [11], [21], [23] e sono state riadattate per ottenere risultati d'interesse progettuale.

Il sottosistema qui illustrato riceve come segnale d'ingresso la variazione di volume ventricolare durante il funzionamento cardiaco il quale viene elaborato tramite la seguente relazione:

$$\begin{aligned}
 P_{LV}(t) &= f_{iso}(t) \cdot E_{max,lv} \cdot (V_{LV}(t) - V_{u,LV}) + \\
 &\quad + [1 - f_{iso}(t)] \cdot P_{0,LV} \cdot (e^{k_{E,lv} \cdot V_{LV}(t)} - 1) - R_{LV} \cdot q_{LV}(t) = \quad (3.5) \\
 &= P_{max,LV}(t) - R_{LV} \cdot q_{LV}(t)
 \end{aligned}$$

nel dettaglio:

- $f_{iso}(t)$ è la funzione pulsante precedentemente dichiarata;
- $E_{max,lv} = 1.275 [mmHg/ml]$ è il valore di elastanza massima del ventricolo, cioè la sua capacità di distensione;
- $V_{LV}(t)$ è la variazione di volume del ventricolo sinistro in funzione del tempo;
- $V_{u,LV} = 16.77 [ml]$ è il volume ventricolare residuo non sollecitato;
- $P_{0,LV} = 1.5$ è un parametro che incide sulla legame pressione-volume a fine diastole;
- $k_{E,lv}$ caratterizza, come $P_{0,LV}$, la funzione mono-esponenziale che interessa la funzione pressione-volume;
- $R_{LV} = k_{R,lv} \cdot P_{max,LV}(t)$ è la resistenza viscosa del ventricolo sinistro data dal prodotto di due termini
 - $k_{R,lv} = 3.73 \cdot 10^{-4}$ è la costante che esprime il rapporto tra la resistenza viscosa e la pressione isometrica
 - $P_{max,LV}(t)$
- $q_{LV}(t)$ è la portata di fluido in uscita dal ventricolo sinistro e definita Fol_e .

L'equazione 3.5 consente di ricavare la pressione che si genera all'interno del ventricolo sinistro grazie alla dipendenza da molteplici parametri, ma soprattutto in funzione del volume ventricolare. Questa soluzione permette di esplicitare la correlazione tra le due grandezze tramite il legame pressione-volume del ciclo cardiaco, visto nella teoria del Capitolo 2. Inoltre, esprimendo questa dipendenza, è possibile determinare il lavoro che il cuore artificiale deve compiere per un periodo completo, esso si ricava facile determinando l'area compresa all'interno della curva prodotta dal loop cardiaco.

Il plot associato al ciclo viene prodotto direttamente sulla piattaforma Simulink attraverso il blocco "XY Graph", oppure tramite l'ambiente MATLAB, come si vedrà nel prossimo capitolo.

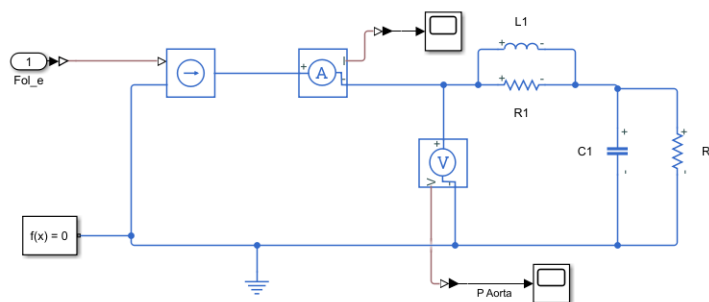


Figura 3.10: Modello Windkessel per Aorta

In cascata al modello presentato in Figura 3.7 è presente un circuito elettrico che consente di ricavare la pressione nel vaso aortico, cioè subito in prossimità dell'uscita del ventricolo sinistro. Ciò è ottenuto sperimentando un *modello Windkessel* [24], [25]. L'analogia elettrica permette di considerare parametri come la resistenza di un condotto, la sua compliance e infine l'inerzia del fluido, essi vengono simulati cercando di replicare le proprietà dei vasi. Il circuito di Figura 3.10 acquisisce direttamente da Simulink i valori degli elementi che lo costituiscono e riceve in input la portata di sangue derivante dal ventricolo, mentre l'output è la pressione arteriosa. Questa viene misurata attraverso un opportuno sensore che monitora l'evoluzione della tensione ai capi del ramo interessato.

Il modello appena presentato è stato oggetto di evoluzioni, nel percorso di progettazione sono state introdotte alcune modifiche per migliorare l'efficienza e l'affidabilità del modello.

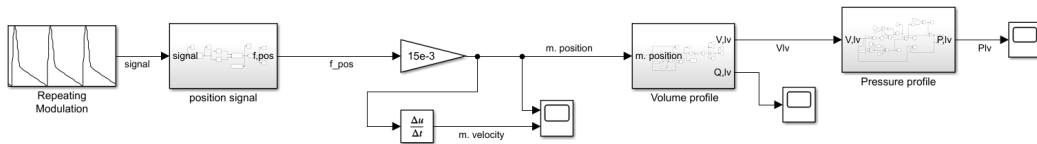


Figura 3.11: Rappresentazione del ventricolo artificiale aggiornato

In primo luogo, è stata messa mano ai blocchi che permettono di produrre il profilo di spostamento dei mover associati all'attuatore lineare: è stato implementato un set di dati che, attraverso opportune modulazioni, determina il periodo di un ciclo cardiaco da cui si estrapola la curva del moto che i PM devono realizzare durante il regime di funzionamento. Sposando una filosofia simile a quella proposta in Figura 3.7, viene generata la variazione volumetrica del ventricolo e in conclusione il profilo di pressione. Di seguito viene illustrata la Figura 3.11 che racchiude il modello aggiornato. Il generatore iniziale ha la funzione di produrre un segnale opportunamente modulato da un set di dati e il quale, a seguito di operazioni, definisce il periodo cardiaco responsabile del ciclo.

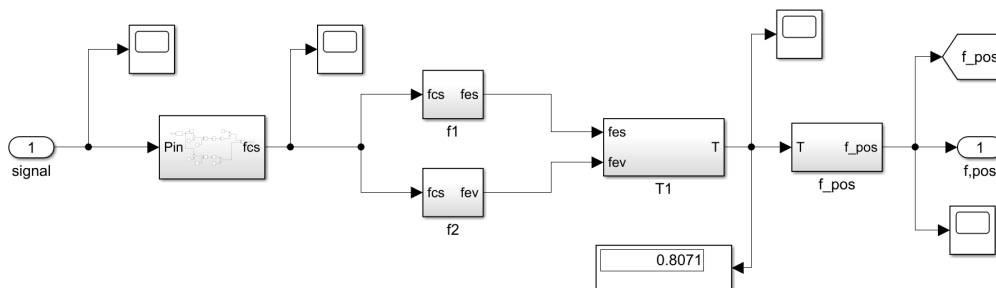


Figura 3.12: Rappresentazione del sistema che genera il periodo cardiaco e la funzione di spostamento

All'interno del sottosistema "*position signal*" viene assemblato lo schema di Figura 3.12. Attraverso opportuni parametri, si determinano il periodo T e la funzione

che esprime il profilo di spostamento del mover f_{pos} ; essa verrà poi modulata all'esterno dal blocco di guadagno, capace di regolarne l'ampiezza per rispettare la corsa massima (15 mm).

I parametri f_{cs} , f_{es} ed f_{ev} hanno tutti evoluzioni esponenziali stabilite da costanti di tempo definite preliminarmente, mentre la f_{pos} si determina tramite un'espressione che utilizza l'evoluzione al quadrato dell'onda sinusoidale:

$$f_{pos}(t) = \begin{cases} \sin^2\left[\frac{\pi \cdot T(t)}{T_{sys}(t)} \cdot u\right] & \text{per } 0 \leq u \leq T_{sys}/T \\ 0 & \text{per } T_{sys}/T \leq u \leq 1 \end{cases} \quad (3.6)$$

dove:

- $T(t)$ è il periodo cardiaco;
- $T_{sys}(t)$ è la durata temporale della fase di sistole e dipende da ulteriori parametri impostati attraverso MATLAB;
- u è una variabile adimensionale compresa nell'intervallo $0 \leq u \leq 1$ che rappresenta la frazione del ciclo cardiaco.

Il segnale generato da f_{iso} che produce l'andamento dei magneti permanenti per replicare il funzionamento del cuore, è visualizzabile in Figura 3.13.

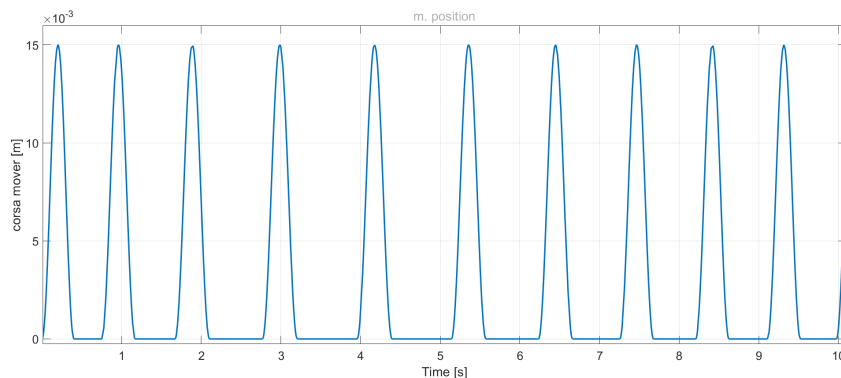


Figura 3.13: Profilo di spostamento prodotto dai PM dell'attuatore lineare

Proseguendo nello studio del modello, si incontra la funzione che determina la variazione di volume sanguigno a seguito del movimento dei PM. Viene realizzata in modo analogo allo schema precedente di Figura 3.7 riadattando semplicemente alcuni parametri. Di fatto l'espressione matematica 3.3 che determina il volume del ventricolo sinistro è la stessa, cambia il nome assegnato alla variabile della portata, rinominata $flux_{lv}$ e varia leggermente la curva della funzione pulsante $freq_{iso}$; le modifiche sono mostrate in Figura 3.14.

L'ultimo elemento che compone il modello è praticamente identico a quello sviluppato nella prima versione e rappresentato in Figura 3.9. Esso ha la funzione di simulare l'impedenza ventricolare che permette di ricavare la pressione interna in funzione del volume e della portata sanguigna. L'unica differenza parametrica è causata da: $freq_{iso}$ che sostituisce la f_{iso} , $flux_{lv}$ inserita al posto

di F_{ol_e} e varia leggermente il valore dell'elastanza massima che viene assunta $E_{max,lv} = 1.734 \text{ mmHg/ml}$.

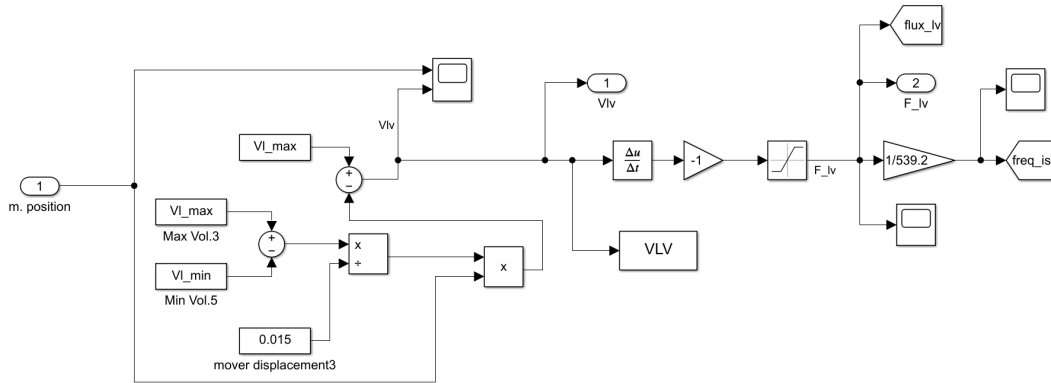


Figura 3.14: Modello modificato per realizzare il profilo volumetrico del ventricolo sinistro

Sono stati riportati gli schemi sviluppati per il ventricolo artificiale associato al cuore sinistro, ma come accennato in precedenza, sono state elaborate strutture simili destinate a modellizzare anche il funzionamento del ventricolo destro. Essi hanno in comune alcuni elementi, ad esempio le frequenze di pulsatilità che determinano le contrazioni, ma altri vengono settati in modo specifico per ciascun sistema prototipale. La maggior parte di essi viene codificata tramite il programma sviluppato in ambiente MATLAB, esso deve essere avviato prima di utilizzare il programma in Simulink.

L'idea alla base di questo sviluppo è combinare, in un unico sistema, i ventricoli artificiali azionati dall'attuatore lineare con il modello del sistema circolatorio visto nei paragrafi precedenti. Ciò viene proposto per ricavare determinati risultati (pressioni, contropressioni, flussi, ecc.) che rispecchino le condizioni di funzionamento tipo di un essere umano, in modo tale da verificare la fattibilità degli studi che stanno alla base.

3.2 Analisi parametrica dell'attuatore lineare e prima modellizzazione

L'attuatore elettromagnetico lineare protagonista del progetto è quello sviluppato in [10] e brevemente introdotto a fine del Capitolo 1. Lo sviluppo è stato portato avanti da ricercatori con lo scopo di ottenere un cuore artificiale totale completamente impiantabile e avente la capacità di replicare, fedelmente, il comportamento di un cuore reale. L'obiettivo cardine di questo lavoro è creare la possibilità di implementare precise strategie di controllo che siano in grado di pilotare efficacemente il dispositivo.

I ragionamenti sono stati introdotti considerando una bozza preliminare dello schema in retroazione per la gestione dell'attuatore. Analizzando la Figura 3.15 risulta più semplice spiegare l'obiettivo che si tenta di raggiungere, a seguito della verifica delle performance del dispositivo artificiale.

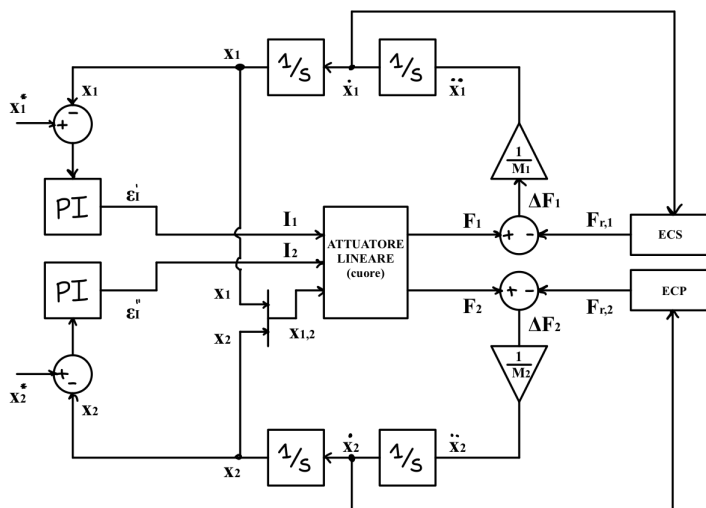


Figura 3.15: Rappresentazione teorica del sistema in retroazione per il controllo dell'attuatore lineare

Il prossimo step prevede quindi la descrizione dello studio affrontato riguardo i dati ricavati dall'attuatore oscillante lineare (LOA). I valori sono stati estrapolati dall'analisi elettromagnetica agli elementi finiti condotta dagli ideatori dell'azionamento. Lo studio ha permesso di elaborare un'analisi parametrica in grado di investigare sui valori elettromagnetici che interessano la struttura del dispositivo e sui valori di forza esplicabili dai magneti permanenti, quest'ultimi condizionati dalla sorgente di alimentazione.

Le indagini condotte ha mostrato diversi risultati i quali sono stati immagazzinati all'interno di tabelle di dati che, utilizzando sempre i software MATLAB/Simulink, vengono trattate per modellare il comportamento dell'attuatore. Esse sono matrici n-dimensionali, vengono definite *Look-Up Table - LUT* e permettono di organizzare efficientemente i dati per poi prelevarli durante un opportuno regime di funzionamento.

In riferimento al cuore artificiale sono state create molteplici LUT che vengono associate ai seguenti parametri:

- $data_L$ e $data_R$: matrici di dati attribuite rispettivamente al cuore sinistro e al cuore destro le quali contengono:
 - valori di i_L (o i_1) e i_R (o i_2) cioè le correnti che l'alimentazione deve fornire per ottenere determinati valori di forza in specifiche posizioni dei mover. In fase di studio si sono considerati valori inferiori a 1 [A]
 - valori di f_L (o f_1) e f_R (o f_2) cioè le forze appena menzionate
 - x posizione simmetrica dei mover associata ai dati sopra citati
- $flux_data_L$ e $flux_data_R$: valori di flusso magnetico dell'avvolgimento superiore ed inferiore;
- ind_data_L e ind_data_R : valori d'induttanza degli avvolgimenti e l'accoppiamento tra essi tramite $mutual_data$;
- $vind_data_L$ e $vind_data_R$: valori di tensione sulle bobine;

Il blocco rappresentativo dell'azionamento racchiude al suo interno queste informazioni che, in base alle correnti derivanti dalla retroazione e dalla posizione decodificata dei mover, permettono di produrre la forza necessaria per comprimere le camere artificiali. Questa spinta, come si evince in Figura 3.15, viene sottratta dalla componente di forza resistente generata da: gli Effetti della Circolazione Sistemica (ESC) e gli Effetti della Circolazione Polmonare (ECP); perciò il valore di spinta deve essere opportunamente stimato per vincere gli effetti resistenti. Il risultato ottenuto consente di espellere il volume di sangue dal ventricolo e per garantire la robustezza del modello si introduce una retroazione. Gli elementi che la compongono sono direttamente derivati dal valore di forza esplicata: essa viene rapportata con la massa di ciascun mover, determinando così l'accelerazione dei PM. Successivamente, attraverso i blocchi integratori, si risale al valore di spostamento che, confrontato con un indice prestabilito, produce il riferimento¹ necessario a determinare l'ampiezza di corrente con cui verranno alimentati gli avvolgimenti.

3.2.1 Analisi Simulink - dati attuatore

Grazie agli studi condotti sulle *nD-LookUp Table* descritte in precedenza, è stato possibile graficare correttamente gli andamenti delle due forze prodotte dai mover (per la spinta di entrambe le camere artificiali) e i profili delle grandezze elettromagnetiche che interessano il dispositivo.

In supporto agli schemi realizzati in Simulink, sono stati creati due codici MATLAB che permettono sia di organizzare facilmente i dati descritti al punto sopra, sia di sfruttare i risultati ottenuti per produrre gli andamenti dei parametri. Infatti, grazie alle LUT, è possibile ottenere una buona interpolazione dei dati i quali producono plot affidabili delle grandezze d'interesse; quest'ultime in funzione delle correnti negli avvolgimenti e della corsa associata ai PM.

¹Prodotto da un Regolatore Proporzionale-Integrativo (PI)

Di seguito viene brevemente illustrato lo schema delle Look-Up Table realizzate all'interno del software Simulink. L'esempio di Figura 3.16 è relativo allo schema implementato per ricavare le forze esplicitate dai mover: il sistema riceve in ingresso le correnti circolanti nelle bobine e una curva approssimativa dello spostamento dei PM in funzione del tempo; l'output è costituito dai valori di forza per cuore sinistro ($force_L$) e destro ($force_R$). Lo stesso sistema viene adoperato per generare i profili delle grandezze elettromagnetiche precedentemente citate.

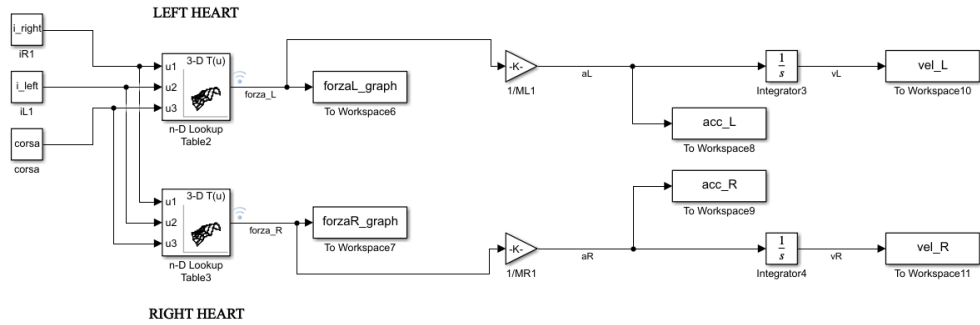


Figura 3.16: Rappresentazione dello schema con LUT per i profili di forza

Si nota l'introduzione di ulteriori blocchi aventi lo scopo di ricavare l'accelerazione dei mover e conseguentemente la loro velocità di percorrenza.

Il grafico sottostante è un esempio dei risultati che si possono ottenere studiando i dati ricavati dall'attuatore e che possono essere analizzati per determinare il comportamento del dispositivo. Più precisamente, in Figura 3.17 viene prodotto, a titolo esemplificativo, l'andamento delle forze di spinta in funzione dello spostamento, in condizioni specifiche di corrente: $i_{left} = i_{right} = 0.7 A$.

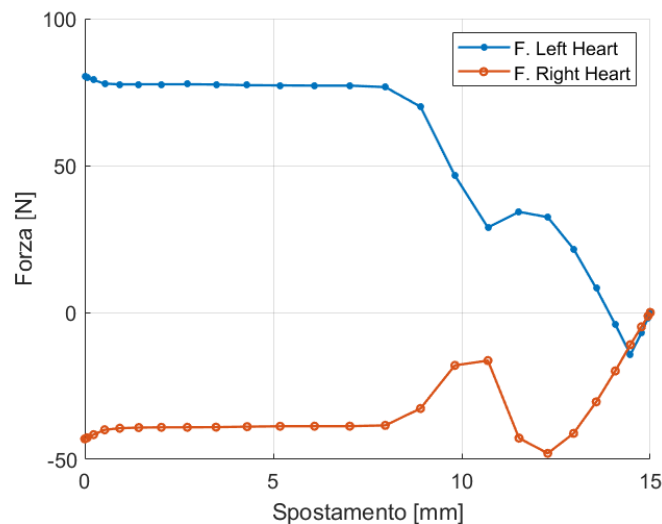


Figura 3.17: Esempio dei profili di forza in funzione dello spostamento ottenibili dalle LUT

Lo studio qui presentato dovrà, in futuro, essere sviluppato per realizzare l'idea di progetto presentata in Figura 3.15. Inoltre, il modello dovrà essere accorpato ai sistemi presentati nei paragrafi precedenti, in modo tale da ricavare un banco

di prova capace di eseguire le richieste di progetto.

Nel capitolo seguente saranno rappresentati i grafici inerenti alla dinamica dei sistemi fin qui considerati, specificando per ognuno gli aspetti che caratterizzano le simulazioni.

Capitolo 4

Simulazioni, risultati e identificazione dei parametri

In questo capitolo saranno riportate le simulazioni dinamiche relative al funzionamento dei sistemi descritti nel Capitolo 3, quindi il modello del sistema cardio-circolatorio e i ventricoli artificiali che emulano il muscolo cardiaco.

Lo scopo delle prove è dimostrare che gli studi affrontati hanno una base di fondamento per la realizzazione di dispositivi di assistenza vascolare. Nello specifico, si cerca concretamente di confermare la fattibilità progettuale di un sistema avente le caratteristiche di cuore artificiale totale.

Gli andamenti che seguiranno servono a validare l'operatività del dispositivo in corso di studio [10], il quale è stato presentato nel primo capitolo. Inoltre, sono presenti alcuni profili di funzionamento che hanno la responsabilità di confermare i ragionamenti perseguiti durante l'ideazione delle strategie di controllo.

Si considerano tutti i parametri che sono responsabili della meccanica cardiaca e si analizzano dettagliatamente per valutarne le variazioni. Essi sono:

- HR : Heart Rate cioè frequenza cardiaca (espressa in bpm), da cui si ricava facilmente il periodo cardiaco T (in s);
- P_{LV} e P_{RV} : pressioni ventricolari rispettivamente associate al cuore sinistro e destro (misurate in $mmHg$);
- P_{Ao} : pressione ramo aortico ($mmHg$);
- V_{LV} e V_{RV} : variazioni volumetriche del ventricolo sinistro e destro (esprese in ml). Dagli andamenti che rappresentano queste grandezze sarà possibile notare l'uguaglianza fra le due, di fatto è la testimonianza di quello che succede nella realtà;
- Q_{LV} e Q_{RV} : flusso sanguigno in uscita dalle camere ventricolari, sinistra e destra (espresso in ml/s).

I parametri verranno spesso differenziati con la sigla LV ed RV per distinguere rispettivamente il ventricolo sinistro dal destro. Nella trattazione del sistema cardiovascolare, viene tuttavia mostrato l'andamento delle pressioni in modo tale da visualizzare il comportamento del circolo completo. L'interesse è maggiormente

concentrato sul cuore artificiale e, per questo motivo, i profili che ne rappresentano il comportamento sono molteplici; ciò è testimoniato dalle grandezze sopra citate.

La prima di esse è l'unica modificabile a livello software, in quanto è direttamente associata al modello cardiaco, le restanti, invece, son legate all'interazione tra sistema circolatorio e il cuore, ciò le rende non direttamente controllabili.

La simulazione delle prove è stata interamente sviluppata tramite i programmi MATLAB®/Simulink, entrambi possono essere sfruttati per ottenere i risultati. Nel caso specifico, il primo è utilizzato per ordinare i dati e fornirli a Simulink quando richiesti, il secondo implementa i modelli realizzati e da essi ricava i grafici da analizzare.

4.1 Caso di riferimento

La scelta del caso di riferimento è un aspetto importante, in quanto è oggetto di confronto per le simulazioni che prevedono alterazioni del regime di funzionamento. Le caratteristiche ad esso associate sono riconducibili ad una situazione fisiologica in cui il soggetto presenta l'organismo in fase di riposo. In Tabella 4.1 vengono esplicitati i valori dei parametri più importanti affiliati a questa condizione di funzionamento.

Parametro	Valore
HR	72 bpm
P_{LV}	$\simeq 5/125$ mmHg
P_{RV}	$\simeq 2/25$ mmHg
P_{Ao}	$\simeq 75/125$ mmHg
V_{LV}	$\simeq 70$ ml
V_{ED}	$\simeq 125$ ml
V_{ES}	$\simeq 55$ ml

Tabella 4.1: Valori specifici della simulazione di riferimento

A seguito della modellizzazione cardiovascolare, i cui parametri (ricavati dalla letteratura [21]) vengono facilmente settati in MATLAB, si procede allo studio delle grandezze che interessano l'intero sistema.

I risultati ottenuti sono pressoché vicini a quelli dichiarati nella precedente tabella, ciò permette di sfruttare il modello presentato in Figura 3.2 come banco di prova per le simulazioni che interessano il cuore artificiale.

Gli andamenti rappresentati di seguito sono il frutto della simulazione del sistema sopra menzionato e sfruttano, come già descritto, un sistema di equazioni differenziali che consentono di modellare i blocchi implementati. I profili presentati in Figura 4.1, 4.2 e 4.3, descrivono il comportamento parametrico delle grandezze principali considerate per il ventricolo sinistro, cioè le variazioni di pressione, flusso e volume.

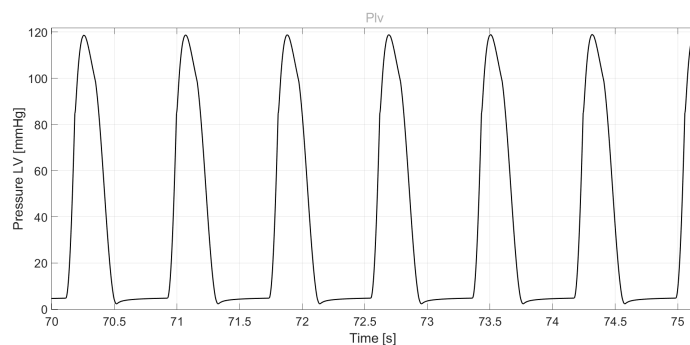


Figura 4.1: Andamento pressorio LV [mmHg]

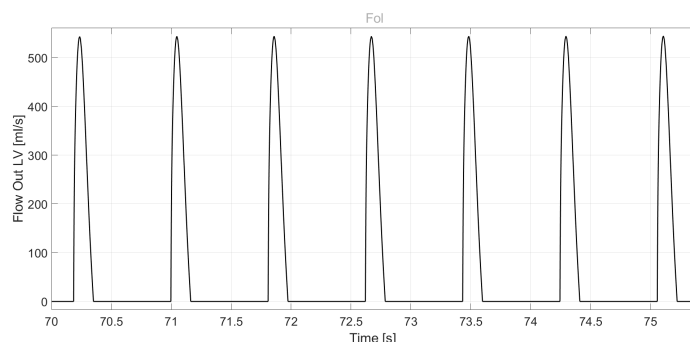


Figura 4.2: Andamento della portata in uscita dal ventricolo sinistro [ml/s]

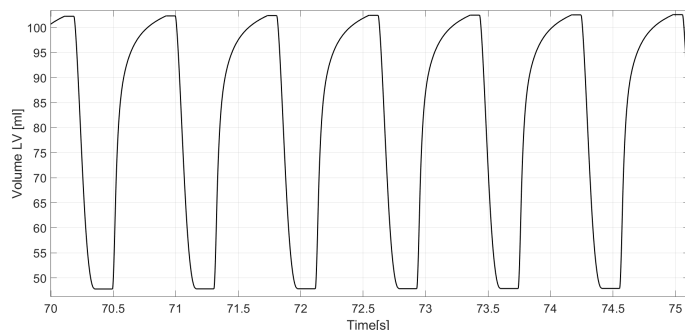


Figura 4.3: Andamento volumetrico LV [ml]

Tutti i risultati di questo paragrafo fanno riferimento ad una frequenza cardiaca pari a $HR \simeq 72 \text{ bpm}$ che, con semplici calcoli, corrisponde ad un periodo $T = 0.8333 \text{ s}$ e quindi $f_{HR} = 1.2 \text{ Hz}$.

I grafici riferiti al ventricolo sinistro, rispettano, con buona approssimazione, le evoluzioni ricavabili da test di ambito medico.

L'accurato profilo della pressione raggiunge i valori limite corretti per la condizione di funzionamento base, lo stesso può essere affermato per quel che riguarda il volume e la portata sanguigna, la quale viene espressa in ml/s e rappresenta la quantità di sangue eiettata ad ogni gittata cardiaca; quest'ultima è la quota di sangue espulsa, mentre all'interno del ventricolo resta un volume sanguigno residuo, che non viene emesso.

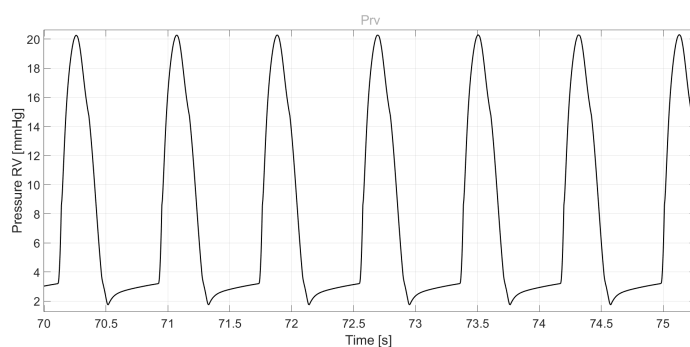


Figura 4.4: Andamento pressorio RV [mmHg]

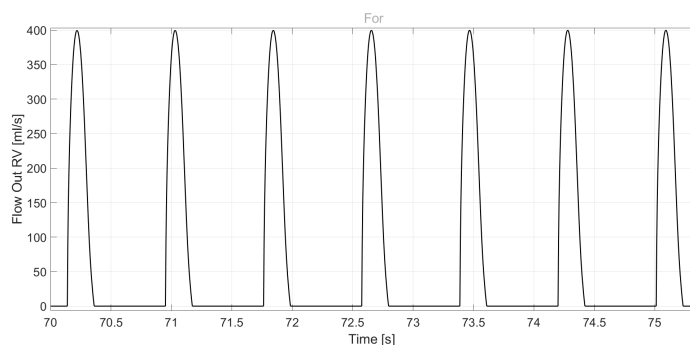


Figura 4.5: Andamento della portata in uscita dal ventricolo destro [ml/s]

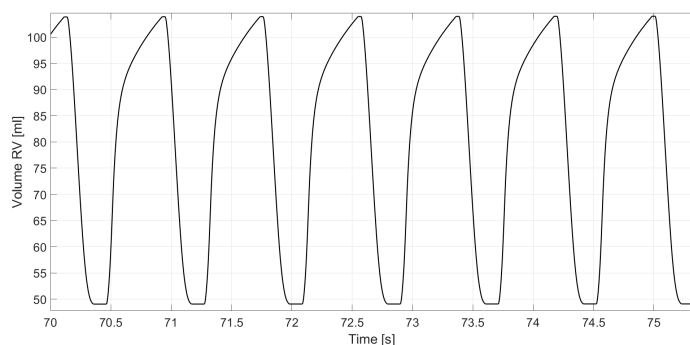


Figura 4.6: Andamento volumetrico RV [ml]

I risultati prodotti dal ventricolo destro sono riportati in Figura 4.4, 4.5 e 4.6 si nota la similitudine con le curve analizzate per il cuore sinistro. Questo comportamento rispecchia la realtà della meccanica cardiaca in quanto gli andamenti sono funzione della contrattilità, tuttavia mutano i valori delle grandezze fisiologiche, in quanto il cuore destro è chiamato ad esercitare sforzi ben inferiori rispetto a quello sinistro. La differenza più marcata è mostrata dal profilo di pressione, questo perché la circolazione polmonare richiede una minor spinta per eiettare la portata sanguigna, all'interno dei vasi polmonari. Una leggera difformità si verifica anche per il flusso a causa di una piccola variazione del volume ventricolare destro.

Si sottolinea che, nelle simulazioni, il timing viene campionato a partire da valori superiori a 70 s, in quanto è necessario attendere un tempo transitorio di assestamento dei parametri; questo è dovuto alle diverse costanti di tempo presenti nel circuito equivalente.

Per avere un'idea di riferimento riguardo alle pressioni in gioco all'interno del sistema vascolare, si esegue una simulazione del circuito equivalente, ciò avviene imprimendo sollecitazioni parametriche affini a quelle di Tabella 4.1 e presentate nelle pagine precedenti. Grazie ai programmi in dotazione e al supporto di [22], è stato ricavato l'andamento di Figura 4.7 che illustra la variazione di pressione sanguigna al passaggio del fluido nei condotti del sistema circolatorio. È importante precisare che la simulazione qui presentata, considera un individuo sdraiato e ciò comporta di trascurare gli effetti pressori dovuti alla forza di gravità.

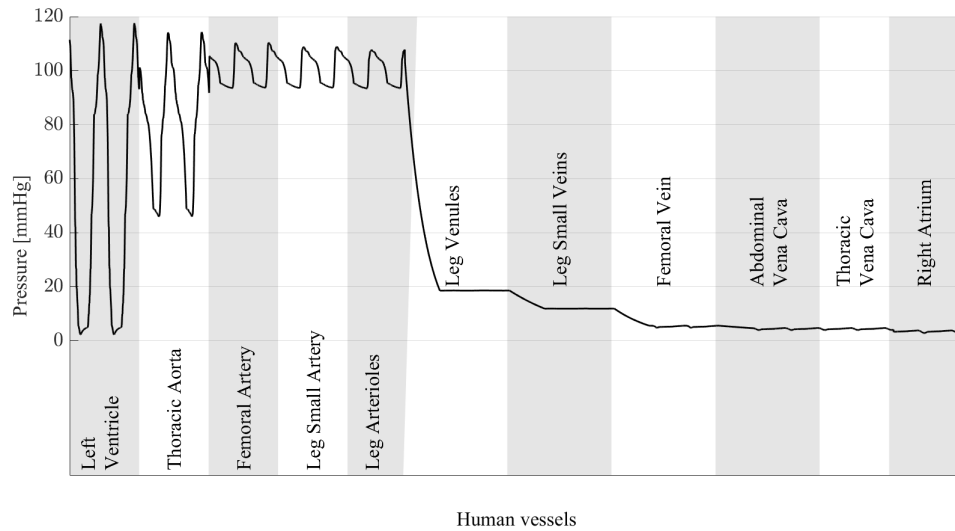


Figura 4.7: Rappresentazione dell'andamento pressorio all'interno di ciascun vaso sanguigno

4.1.1 Profili dei modelli ventricolari associati al LOA

Nel capitolo precedente sono stati descritti i sistemi dei ventricoli artificiali, realizzati rispettando alcune condizioni imposte dall'attuatore lineare: la più importante è correlare il movimento dei magneti permanenti (PM) costituenti i mover, con la variazione di volume delle camere ventricolari.

Di seguito si riportano i grafici che esprimono il comportamento impartito ai PM dell'azionamento di Figura 3.6, sono illustrati i profili di accelerazione, velocità e spostamento.

I seguenti andamenti sono giustificati dai ragionamenti perseguiti per ottenere un profilo di velocità trapezoidale, il quale viene calcolato a partire da valori impulsivi di accelerazione e che porta ad una curva di spostamento circa sinusoidale. La frequenza cardiaca viene fissata $HR = 72 \text{ bpm}$ e stabilisce un periodo di funzionamento pari a $T = 0.833 \text{ s}$. Da queste informazioni sono state ricavate le temporizzazioni degli impulsi di accelerazione per rispettare le fasi cardiache di sistole e diastole.

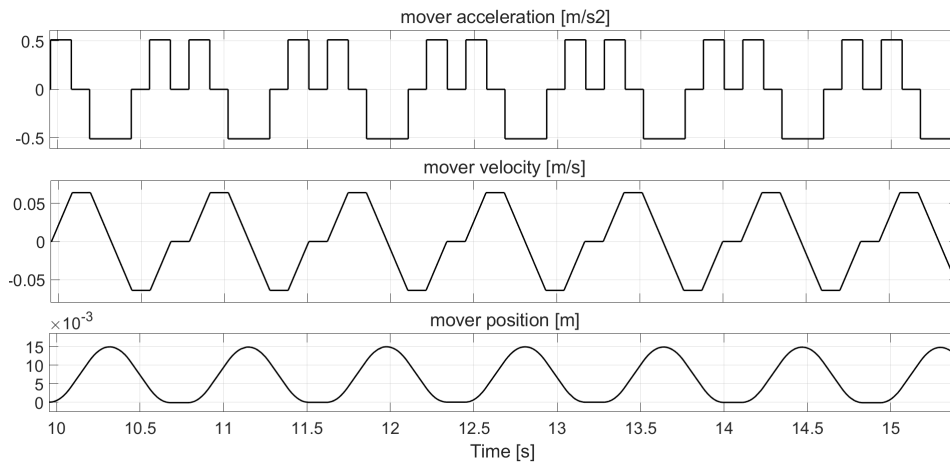


Figura 4.8: Rappresentazione in cascata di: accelerazione, velocità e spostamento dei mover; modello di riferimento Figura 3.6

La variazione di posizione degli elementi mobili, costituisce l'input del sistema raffigurante il primo modello di ventricolo artificiale, presente in Figura 4.9. Sollecitando i termini presenti nello schema, si ricava il profilo della variazione volumetrica del ventricolo sinistro. Come si evince da Figura 3.7, essa rispetta perfettamente i vincoli matematici imposti dalla relazione che lega quest'ultima grandezza allo spostamento dei PM. Il confronto con Figura 4.3 mostra una leggera variazione del profilo, questo è banalmente causato dalla natura diversa dei due modelli e dall'impostazione di alcuni differenti parametri. Tuttavia, vengono rispettati sia gli istanti di tempo relativi alla fase di eiezione del sangue e riempimento ventricolare, sia i limiti fisiologici del sistema.

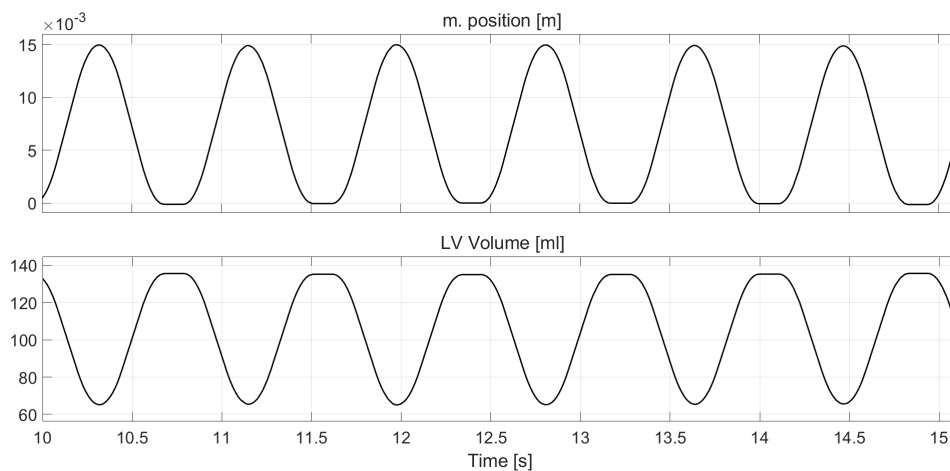


Figura 4.9: Variazione di volume legata al ventricolo sinistro - I° modello

Mediante lo stesso modello è semplice ricavare l'andamento della portata in uscita dal ventricolo sinistro. Come si evince da Figura 4.10, il flusso pulsatile segue un andamento spigoloso circa trapezoidale frutto delle semplificazioni apportate al sistema. Il risultato viene considerato valido per esprimere il flusso pulsante in quanto non preclude il corretto funzionamento.

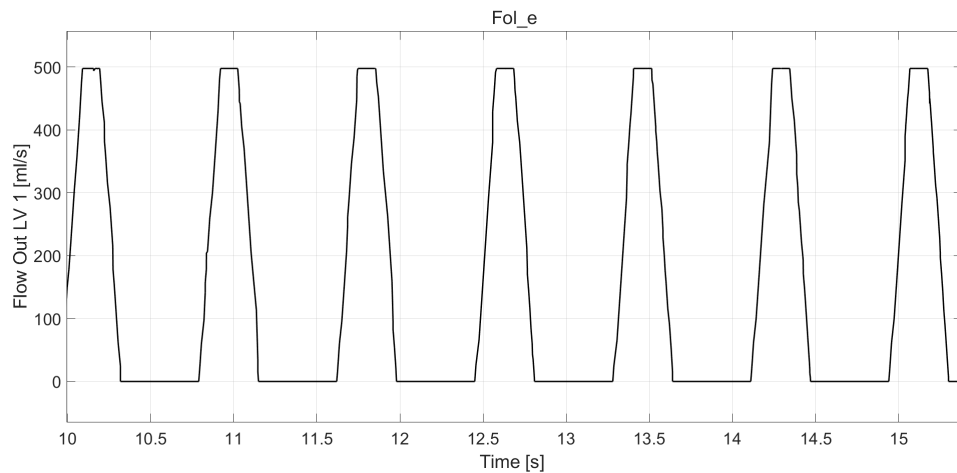


Figura 4.10: Flusso pulsatile in uscita dal ventricolo sinistro - I° modello

La trattazione del I° sistema prosegue verso lo schema che permette di ottenere la pressione ventricolare, in funzione della variazione di volume e del flusso in uscita dal ventricolo. Essa viene determinata tramite un'espressione che correla le grandezze protagoniste e ciò avviene mediate l'elastanza e la resistenza cardiaca, le quali costituiscono l'impedenza del cuore. Il risultato che si ricava dal sistema è rappresentato in Figura 4.11

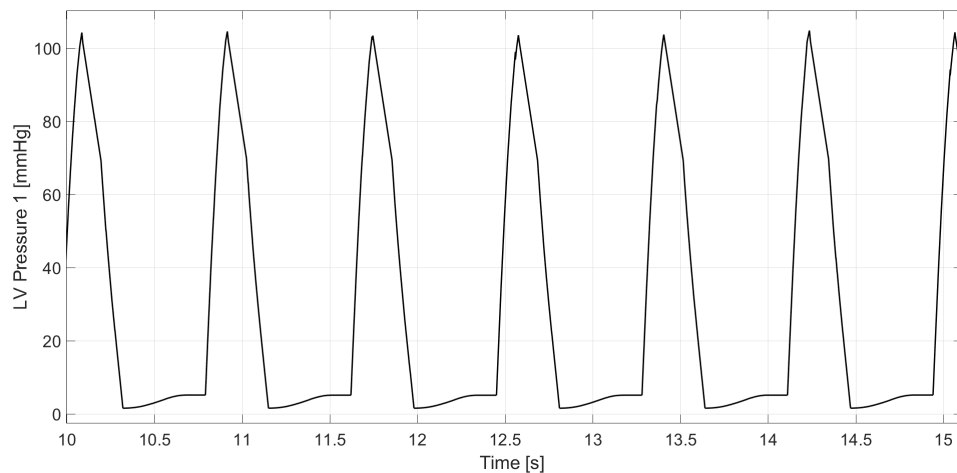


Figura 4.11: Andamento della pressione interna al ventricolo sinistro - I° modello

Analizzando le temporizzazioni delle due fasi principali, è immediato notare che le grandezze illustrate rispettano ciclicamente i profili desiderati dal sistema e questo può essere considerato un indice positivo per la bontà del modello.

Tuttavia, vi sono aspetti che hanno portato allo sviluppo di un modello evoluto e prima di mostrarne i risultati, viene riportato il grafico pressione-volume che rappresenta il ciclo cardiaco del sistema sopra presentato. Come si evince dalla Figura 4.12, il ciclo mostra un andamento condizionato dalle performance dello schema e ciò costituisce un risultato poco affidabile che può essere migliorato. Le modifiche introdotte nascono perciò con lo scopo di migliorare la dinamica e rendere ancora più affidabili i ragionamenti perseguiti in questo progetto.

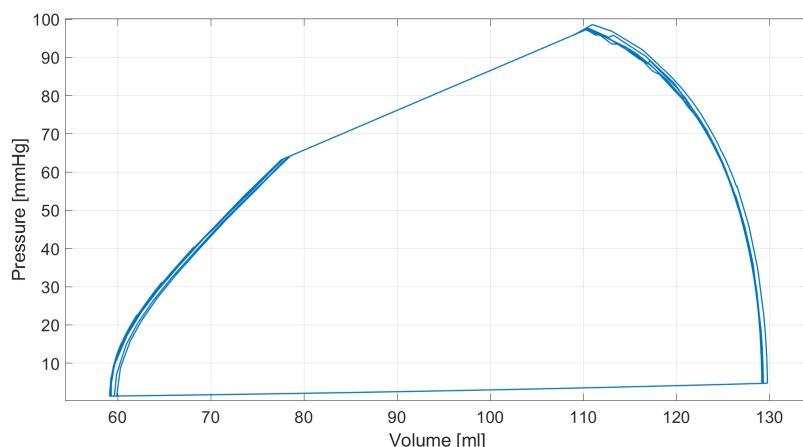


Figura 4.12: Andamento Pressione-Volume del ciclo cardiaco - I° modello

4.1.2 Profili dello schema ventricolare evoluto

Lo schema modificato presentato nel terzo capitolo, punta a migliorare le evoluzioni delle grandezze che interessano i ventricoli del cuore. L'idea alla base parte proprio dal profilo di spostamento assegnato al mover (l'andamento è simmetrico per i due PM) che non viene più imposto dall'accelerazione di quest'ultimo, ma si ricava da un set di dati prestabiliti, i quali sono immagazzinati in un'apposita matrice. Questi parametri vengono opportunamente condizionati da elementi contenuti all'interno del sottosistema, subito a valle del blocco che genera la sequenza di valori. A seguito di questa operazione, viene determinata la funzione che controlla il movimento dei magneti permanenti la quale è definita come f_{pos} . La sua ampiezza viene corretta tramite il modulo di guadagno, a valle del quale si calcola la velocità acquisita dai mover.

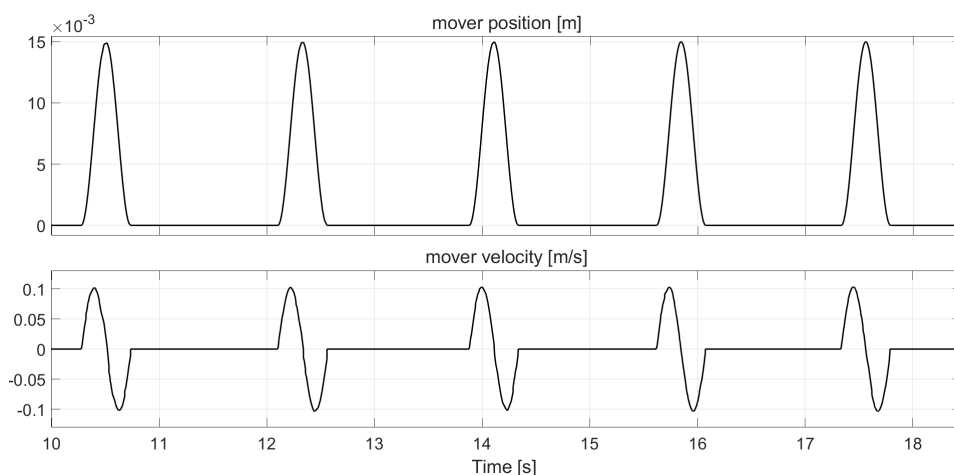


Figura 4.13: Rappresentazione del profilo di: posizione e velocità dei mover - II° modello

Gli andamenti sono visualizzabili in Figura 4.13 ed è immediato notare come il profilo di velocità non segua più una curva trapezoidale. La precedente tipologia imponeva impulsi di accelerazione mentre, in questo caso, si agisce direttamente

sul moto che i PM devono percorrere, per ottenere l'effetto desiderato, partendo dalla funzione ad ampiezza unitaria f_{pos} .

Proseguendo nella trattazione, si incontra il sottosistema che determina la variazione di volume ventricolare LV, questo rispettando le condizioni imposte dall'andamento precedentemente indicato. Benché le informazioni di partenza siano differenti dal I° sistema, è naturale trovare una somiglianza tra i vari risultati prodotti; per avere un confronto può essere esaminato il grafico di Figura 4.14.

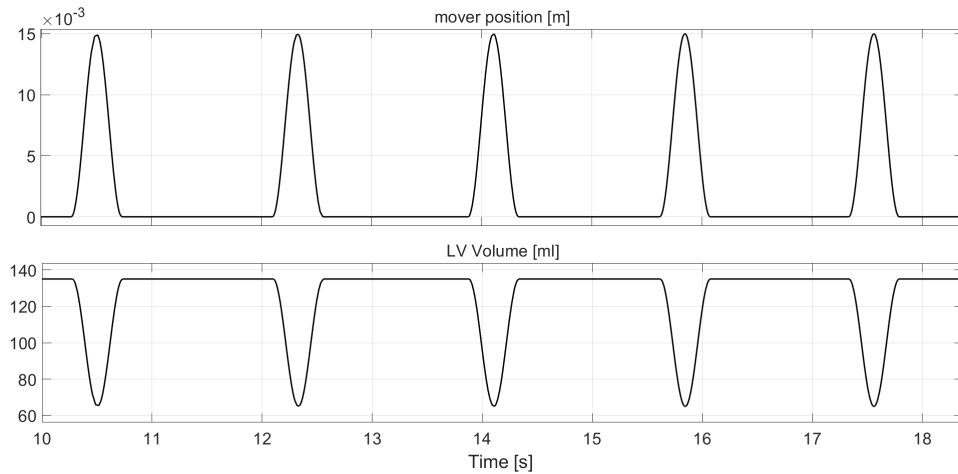


Figura 4.14: Variazione di volume ventricolare LV - II° modello

Il profilo disegnato dalla curva di volume rispecchia il comportamento del muscolo cardiaco. Diversamente dalla versione precedente, si nota un maggior permanenza del sangue all'interno del ventricolo e ciò definisce la fase di diastole (rilassamento e riempimento) la quale, per natura, ha una durata temporale circa doppia rispetto alla fase di sistole.

Similmente al caso precedente, in Figura 4.15 è riportato il plot del flusso pulsatile, relativo alla quantità di sangue in uscita dal ventricolo in fase di contrazione. A differenza del primo, esso presenta un andamento più addolcito, ciò deriva dalle modifiche impartite per migliorare il modello.

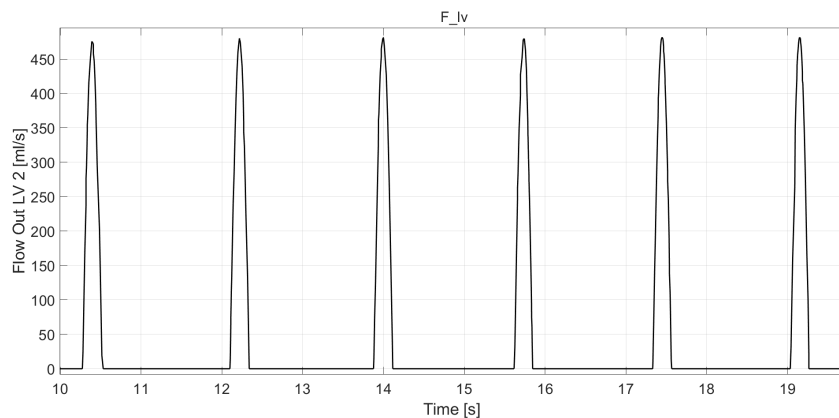


Figura 4.15: Flusso pulsatile uscente dal LV - II° modello

Gli aggiornamenti apportati al sistema si riflettono anche sul andamento che descrive la pressione interna al ventricolo sinistro, la quale dipende strettamente dalle variazioni di volume e dalla portata sanguigna. Il principio di calcolo è il medesimo applicato al I° modello, sono stati variati leggermente alcuni parametri e il risultato viene rappresentato in Figura 4.16.

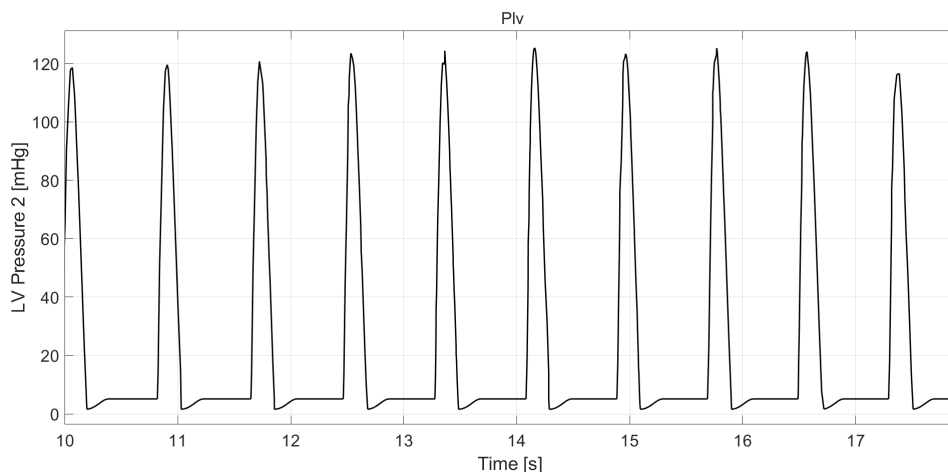


Figura 4.16: Andamento della pressione intera al ventricolo LV - II° modello

Una breve analisi delle performance porta ad affermare che il sistema qui costituito ha le potenzialità per intraprendere uno studio ancor più approfondito sui dispositivi di attuazione finalizzati a riprodurre il funzionamento cardiaco. Dall'ultimo andamento si estrapolano informazioni di verifica atte a giudicare l'operatività del modello ventricolare ed esaminando i parametri, si conferma nuovamente il suo corretto comportamento. Infatti, i picchi di pressione sono congruenti a quelli presentati in letteratura e la frequenza cardiaca rispetta i limiti annunciati nel caso di riferimento ($\simeq 70 \text{ bpm}$).

Un'ulteriore conferma della validità del modello viene esibita in Figura 4.17. A differenza del caso precedente, essa presenta un profilo più valido da studiare e dal quale si può calcolare il lavoro compiuto dal ventricolo artificiale per eseguire un ciclo cardiaco.

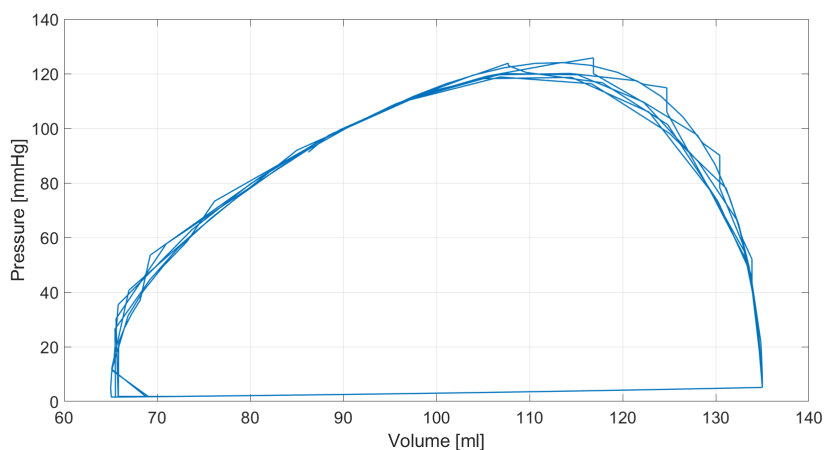


Figura 4.17: Andamento P-V loop cardiaco - II° modello

4.2 Simulazioni dinamiche con variazione della frequenza cardiaca

In questa sezione vengono riportate situazioni di funzionamento alterate dalla frequenza cardiaca, fenomeno che può manifestarsi normalmente a causa di attività fisica o rilassamento, oppure può presentarsi in casi di sofferenza fisiologica dell'organismo.

Più precisamente, saranno simulati tre casi di studio con frequenza cardiaca differente rispetto alla condizione di riferimento: 40, 90 e 120 *bpm*. Le tre diverse situazioni saranno valutate illustrando gli andamenti comparativi riguardanti il profilo di spostamento dei PM, la variazione di pressione all'interno del ventricolo sinistro e il ciclo cardiaco. All'interno dei grafici sono riportati, con linea tratteggiata sottile, le curve prodotte dal caso di riferimento con $HR \simeq 72$ *bpm*, mentre con linea più marcata i plot relativi agli esempi analizzati.

4.2.1 Diminuzione della frequenza cardiaca a 40 *bpm*

In Figura 4.18 è riportato il profilo di spostamento prodotto dai magneti permanenti presenti all'interno dell'attuatore lineare, ad una frequenza cardiaca pari a 40 *bpm*. È immediato notare la ridotta ripetitività dell'andamento la quale è direttamente associata al periodo cardiaco che, in questo caso, risulta più dilatato a fronte di una diminuzione della frequenza pulsante. Va sottolineato che l'ampiezza delle oscillazioni, cioè la corsa che i mover sono chiamati a percorrere, rimane invariata.

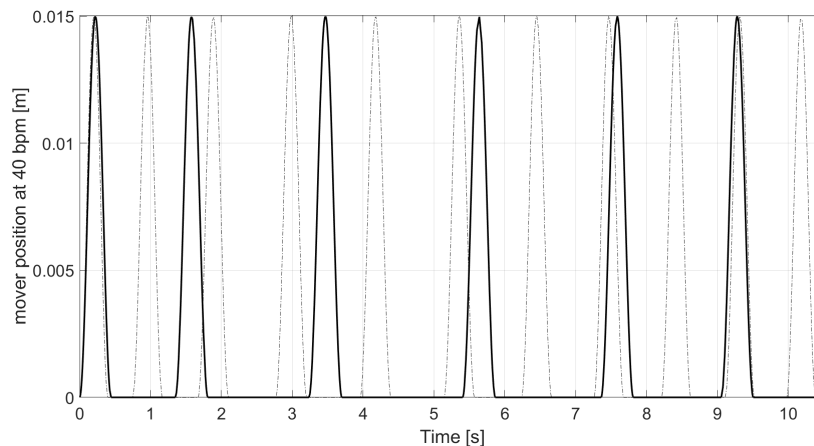


Figura 4.18: Profilo realizzato dai mover a 40 *bpm*

Per quel che riguarda la variazione di volume del ventricolo sinistro, il suo andamento viene delineato in Figura 4.19, da esso spicca l'ampliamento della fase di diastole a causa delle minori contrazioni in un minuto. Inoltre, la rappresentazione mostra che la quantità di sangue spostata non viene sollecitata dalle variazioni di frequenza. Nella realtà, una situazione simile o con HR maggiore, comporta una leggera alterazione dei valori di volume, in quanto mutano le condizioni di carico.

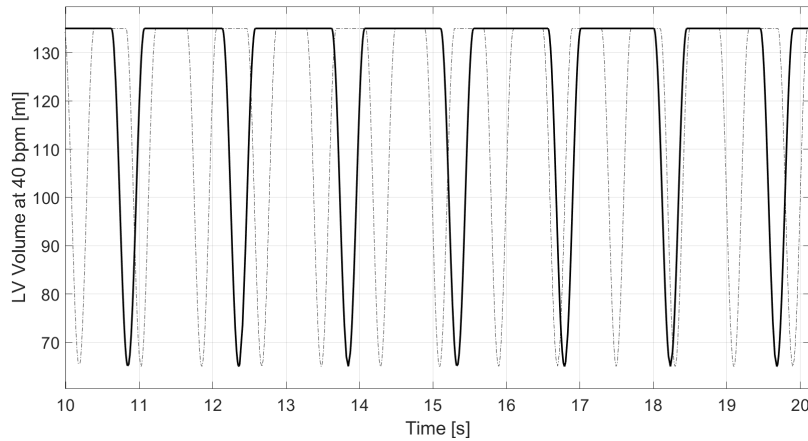


Figura 4.19: Volume ventricolare sinistro a 40 bpm

Similmente viene presentato il grafico di Figura 4.20, esso propone la variazione di pressione interna al ventricolo sinistro che, come la precedente, presenta un periodo maggiore. A differenza del profilo di spostamento, variano anche i valori limite raggiungibili, questo è quello che normalmente succede a causa delle variazioni parametriche all'interno dell'organismo. Nonostante la variazione di ampiezza, si nota che le differenze dal caso di riferimento sono minime.

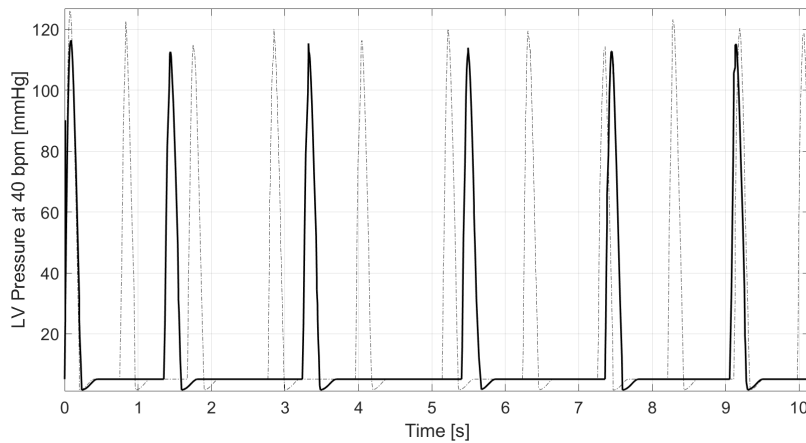


Figura 4.20: Pressione ventricolare sinistra a 40 bpm

In Figura 4.21 è mostrata (tratto più marcato) la mutazione del ciclo cardiaco a questa precisa frequenza di lavoro, notando maggiore alterazione dei valori pressori piuttosto che quelli volumetrici. Il motivo è stato spiegato brevemente durante la trattazione del profilo volumetrico, di fatto non vengono notati gli effetti sul volume, in quanto il modello non prevede sollecitazione in ampiezza di quest'ultimo.

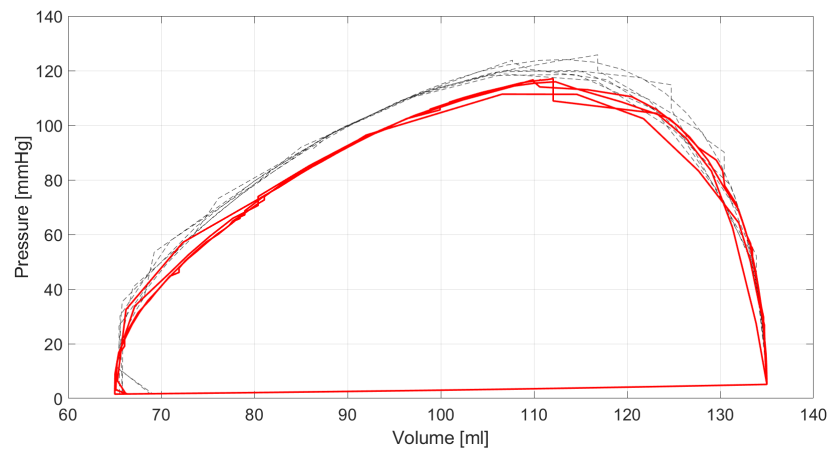


Figura 4.21: Ciclo di lavoro cardiaco a 40 *bpm*

4.2.2 Incremento della frequenza cardiaca a 90 bpm

In questo paragrafo vengono riportati gli andamenti parametrici per una prova di funzionamento in presenza di un incremento della frequenza cardiaca a 90 bpm. In Figura 4.22 è rappresentata la traccia riguardante il profilo di spostamento. L'aumento della frequenza implica un restringimento del periodo e ciò è facilmente visibile analizzando il grafico. Come per il caso precedente, l'ampiezza della corsa non è soggetta ad alterazioni.

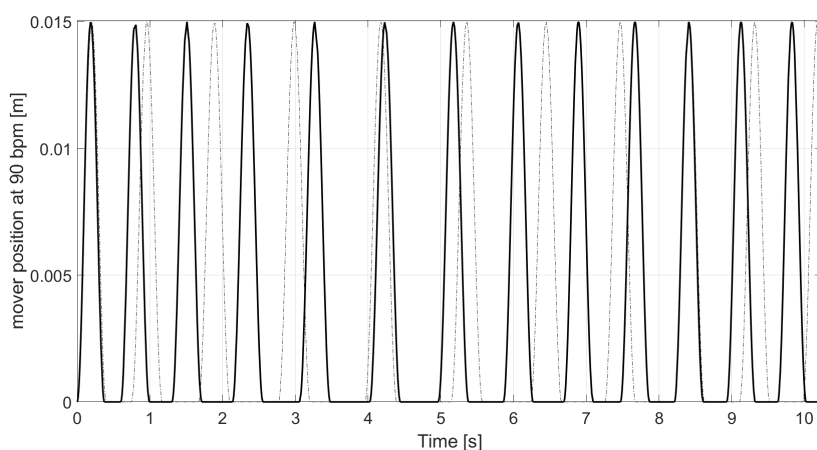


Figura 4.22: Profilo realizzato dai mover a 90 bpm

In Figura 4.23 è riportato l'andamento della variazione volumetrica per una frequenza pari a $HR = 90$ bpm. Il regime di eiezione e riempimento ventricolare avviene molto più frequentemente, come prevedibile dall'aumento di HR.

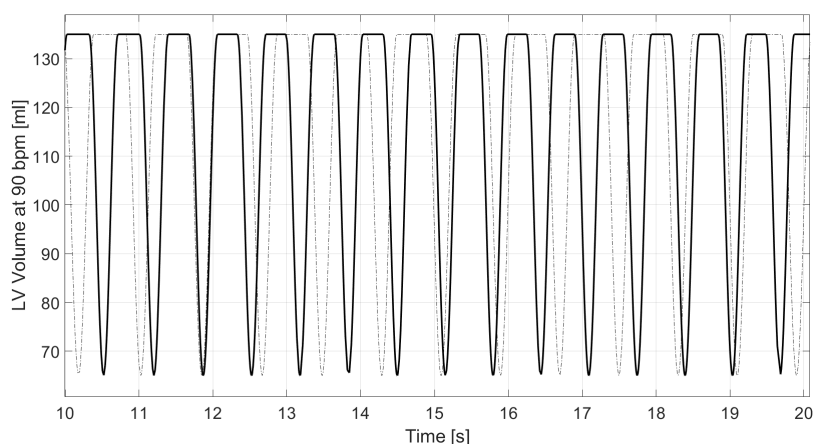


Figura 4.23: Volume ventricolare sinistro a 90 bpm

Proseguendo, in Figura 4.24 viene proposto nuovamente il profilo di pressione ventricolare, esso rispetta le contrazioni imposte dall'esempio qui presentato e subisce una variazione d'ampiezza a causa del maggior numero di pulsazioni.

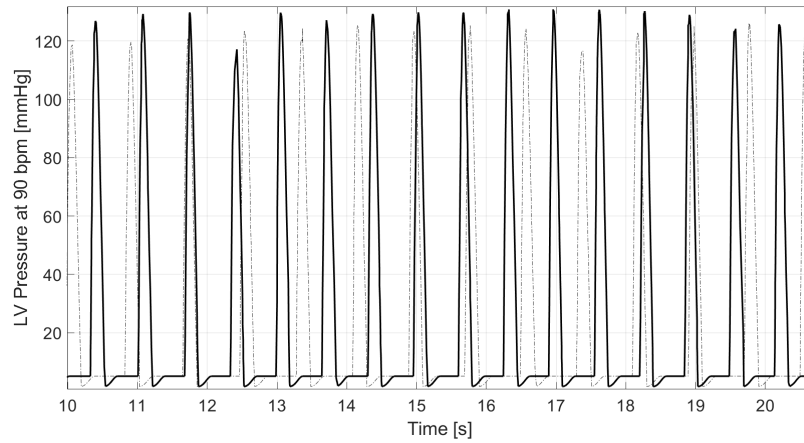


Figura 4.24: Pressione ventricolare sinistra a 90 bpm

Infine, in Figura 4.25 è riportata l'evoluzione generata dal loop cardiaco a $HR = 90$ bpm, da essa è possibile notare un leggero aumento dello sforzo richiesto dal sistema per pompare la stessa quantità di volume sanguigno.

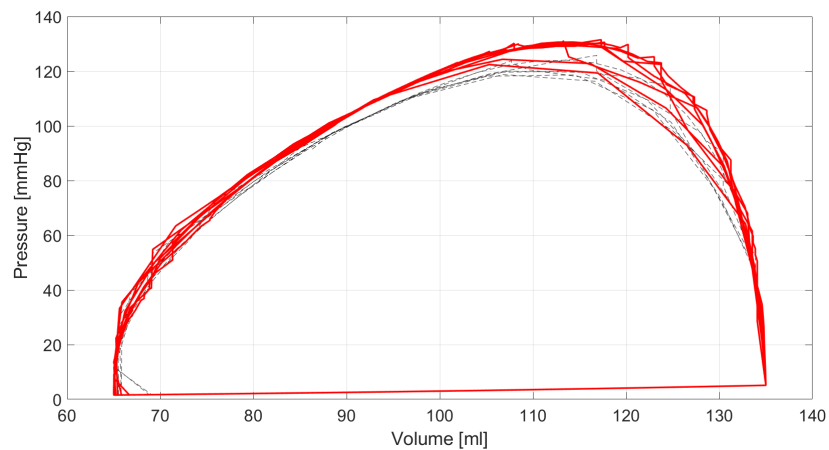


Figura 4.25: Ciclo di lavoro cardiaco a 90 bpm

4.2.3 Incremento della frequenza cardiaca a 120 bpm

Analogamente al paragrafo precedente, è riportata in Figura 4.26 la rappresentazione del profilo associato al movimento dei PM in funzione del tempo. Costituendo un ulteriore incremento della frequenza cardiaca per un individuo a riposo, si nota un maggior restringimento del periodo.

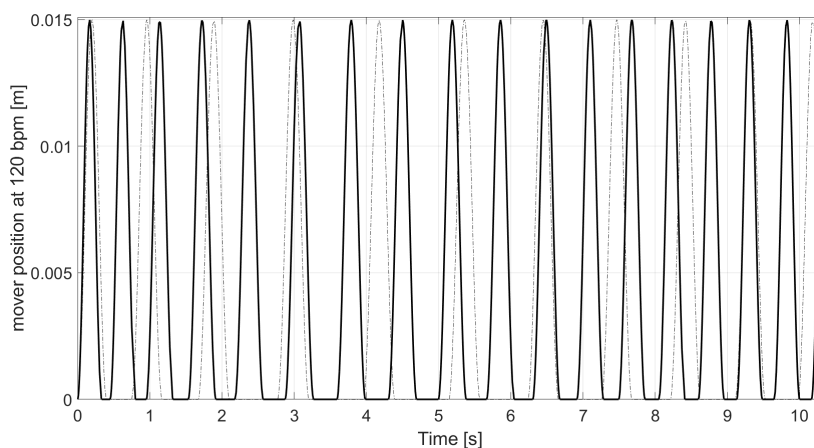


Figura 4.26: Profilo realizzato dai mover a 120 bpm

Lo stesso restringimento è impresso al volume del ventricolo sinistro, visibile in Figura 4.27, infatti maggiori pulsazioni implicano un maggior numero di fasi cardiache, a parità di analisi temporale.

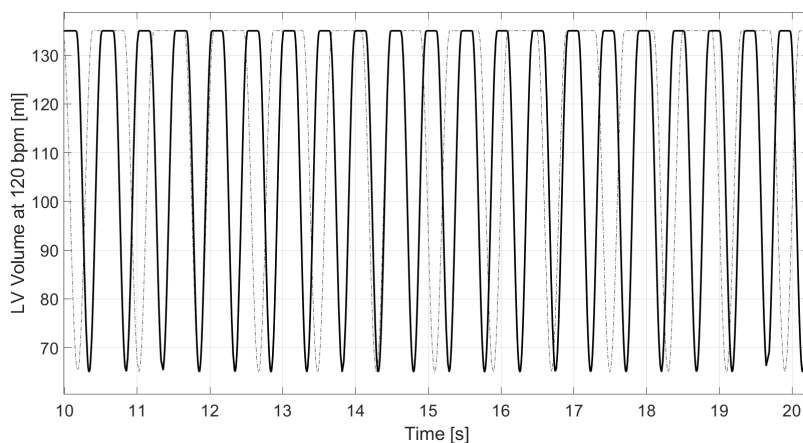


Figura 4.27: Volume ventricolare sinistro a 120 bpm

Il medesimo effetto si ripercuote anche sulla pressione ventricolare, la quale soffre di un notevole aumento dei valori massimi. L'andamento viene rivelato in Figura 4.28, è importante sottolineare che una condizione di questo tipo può essere particolarmente dannosa per la salute di un individuo.

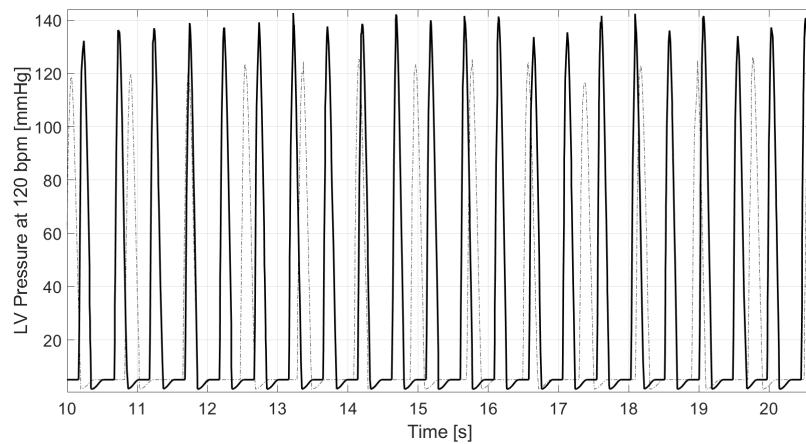


Figura 4.28: Pressione ventricolare sinistra a 120 bpm

A testimonianza di questa affermazione si presenta in Figura 4.29 il ciclo delle fasi cardiache a $HR = 120 \text{ bpm}$. È evidente che un incremento della frequenza HR comporta un maggior impiego di energie da parte del muscolo cardiaco (e quindi dell'attuatore). Infatti, l'analisi grafica del loop mostra chiaramente un allargamento dell'area circoscritta dal profilo illustrato, ciò si traduce in maggior lavoro esplicito e quindi necessità di più risorse per il funzionamento.

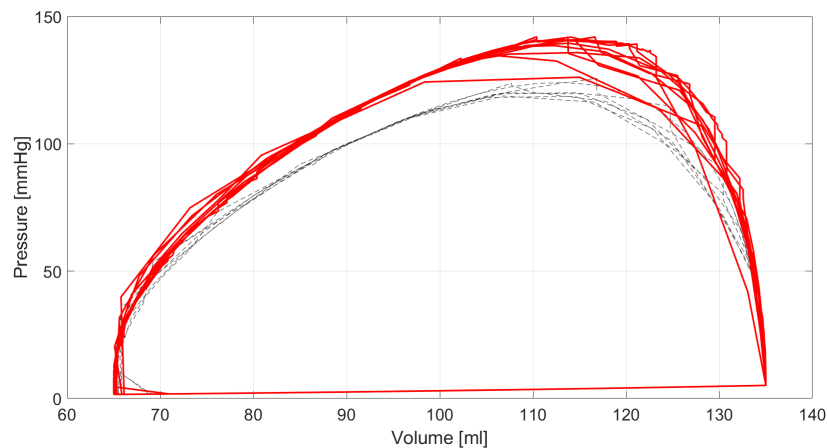


Figura 4.29: Ciclo di lavoro cardiaco a 120 bpm

L'analisi parametrica delle grandezze presenti nella meccanica del cuore destro, non viene riportata per motivi di analogia con il cuore sinistro. Le simulazioni vengono attuate con modelli del tutto simili, cambiano sostanzialmente i parametri che devono essere introdotti, ma la dinamica presenta evoluzioni simili. Infatti, fra le prime considerazioni che hanno costituito la base del lavoro, vi è quella di assumere il movimento dei due mover completamente sincrono. La differenza maggiore, tra i sistemi destro e sinistro, è data dai valori di pressione richiesti per un corretto funzionamento emodinamico.

Conclusioni

Nel corso degli anni lo sviluppo di nuove tecnologie ha permesso di congiungere l'ambito ingegneristico con quello medico, realizzando dispositivi efficienti capaci di sostenere individui con gravi condizioni patologiche. Nello specifico, questo lavoro è legato allo sviluppo di un cuore artificiale, che sia in grado di compiere autonomamente funzioni di assistenza cardiovascolare, nel rispetto di vincoli stringenti.

Il dispositivo prototipale sotto esame ha costituito il fulcro principale di questa ricerca sperimentale che nasce con l'obiettivo di determinare una corretta strategia di controllo per l'attuatore protagonista.

Sono stati affrontati numerosi step preliminari, che hanno permesso di realizzare sistemi con differenti funzioni. In primo luogo, è stato implementato un modello a parametri elettrici per la simulazione del sistema circolatorio, dovrà essere sfruttato per analizzare gli aspetti comportamentali del dispositivo.

Successivamente, il lavoro è stato orientato verso un'indagine computazionale, per la realizzazione di uno schema che si propone di riprodurre il funzionamento dei ventricoli cardiaci sollecitati dalle parti mobili dell'attuatore. È stata condotta un'analisi parametrica delle grandezze fondamentali che interessano l'interno apparato cardiocircolatorio, trattando principalmente pressioni, flussi e variazioni di volume.

Infine, ulteriori ricerche sono state svolte sui parametri elettromagnetici e meccanici dell'azionamento lineare, sviluppato da ricercatori dell'Università di Padova. Principalmente, è stato concepito un software che organizza i dati di riferimento, i quali vengono poi facilmente sfruttati per esaminare la dinamica del dispositivo in differenti situazioni. Le fasi di sperimentazione sono state accompagnate da programmi quali MATLAB/Simulink che hanno permesso di realizzare un ambiente di simulazione atto a sviluppare i modelli ed essere un elemento di supporto per la ricerca. Le potenzialità dei sistemi informatici vengono sfruttate per interpretare, tramite modelli matematici, aspetti di natura medica e ciò consente di compiere importanti analisi prestazionali. Di fatto, l'esecuzione di sistemi simili a quelli affrontati in questo lavoro, fornisce l'opportunità di validare, o meno, gli studi riguardanti la prototipazione di un cuore artificiale.

Bibliografia

- [1] Strappazon V. «Il Cuore Artificiale: Stato dell’Arte, Verifica su Banco di Prova del Funzionamento del Dispositivo CardioWest, Indicazioni per lo Sviluppo di Dispositivi con Funzionalità Incrementata». Università degli Studi di Padova, 2010, pp. 13–45.
- [2] Benedikt Pelletier et al. «System overview of the fully implantable destination therapy—ReinHeart-total artificial heart». In: *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 47.1 (set. 2014), pp. 80–86. ISSN: 1010-7940. DOI: 10.1093/ejcts/ezu321.
- [3] Keesling K. «Artificial Organs: SynCardia Heart». In: *BU Well - Butler University* 5.1 (2020). URL: <https://digitalcommons.butler.edu/buwell/vol5/iss1/12/>.
- [4] Bonfatti A. «Dynamic Models for the Control of a Linear Actuator for Artificial Heart». Università degli Studi di Padova, 2020, pp. 2–8.
- [5] Thomas Finocchiaro et al. «New Linear Motor Concepts for Artificial Hearts». In: *IEEE Transactions on Magnetics* 44.6 (2008), pp. 678–681. DOI: 10.1109/TMAG.2007.916110.
- [6] Seok-Myeong Jang et al. «Comparison and dynamic behavior of moving-coil linear oscillatory actuator with/without mechanical spring driven by rectangular voltage source». In: *2007 International Conference on Electrical Machines and Systems (ICEMS)*. 2007, pp. 874–877. DOI: 10.1109/ICEMS12746.2007.4412210.
- [7] Jun Sun, Ciyong Luo e Shengyou Xu. «Improvement of Tubular Linear Oscillating Actuators by Using End Ferromagnetic Pole Pieces». In: *IEEE Transactions on Energy Conversion* 33.4 (2018), pp. 1686–1691. DOI: 10.1109/TEC.2018.2840319.
- [8] Jinghua Ji et al. «Design and Analysis of a Halbach Magnetized Magnetic Screw for Artificial Heart». In: *IEEE Transactions on Magnetics* 51.11 (2015), pp. 1–4. DOI: 10.1109/TMAG.2015.2436691.
- [9] Ugur Birbilen e Ismail Lazoglu. «Design and Analysis of a Novel Miniature Tubular Linear Actuator». In: *IEEE Transactions on Magnetics* 54.4 (2018), pp. 1–6. DOI: 10.1109/TMAG.2017.2782688.

-
- [10] Mauro Andriollo et al. «Design and Analysis of a Dual Mover Linear Oscillating Actuator for a Totally Artificial Heart». In: *2022 International Conference on Electrical Machines (ICEM)*. 2022, pp. 408–414. DOI: 10.1109/ICEM51905.2022.9910904.
- [11] Piedimonte F. «Banco prova per la valutazione di dispositivi di assistenza ventricolare (VAD): progettazione e prove sperimentali». Tesi di dott. Università degli Studi di Roma "Tor Vergata", 2007, pp. 15–19.
- [12] Meola M. «Ecografia Clinica e Color Doppler in Nefrologia». In: 1^a ed. Eureka. Cap. 5, pp. 185–224.
- [13] Grassi S. «Sistema Circolatorio - Introduzione». Università degli Studi di Perugia, 2014.
- [14] Bottura S. «Verso un attuatore per cuore artificiale totale: stato dell'arte nella letteratura scientifica e brevettuale; ideazione e brevettazione di un pre-prototipo; test su banco di prova di funzionalità del Freedom CardioWest». Università degli Studi di Padova, 2013, pp. 4–23.
- [15] Manzoni E. «Messa a Punto di una Valvola Automatizzata di Resistenza Periferica in un Duplicatore di Impulsi Cardiovascolare». Università degli Studi di Padova, 2018, pp. 2–5.
- [16] Bracale M. «Appunti del corso di Elettronica Biomedica». In: 1^a ed. Università degli Studi di Napoli, 2002. Cap. Il Sistema Cardiocircolatorio.
- [17] Grassi S. «La Meccanica Cardiaca». Università degli Studi di Perugia, 2014.
- [18] Bracale M. «Appunti del corso di Elettronica Biomedica». In: 1^a ed. Università degli Studi di Napoli, 2002. Cap. Fisiologia dell'apparato cardiocircolatorio (1a parte).
- [19] Michael K. Loushin, Jason L. Quill e Paul A. Iaizzo. «Mechanical Aspects of Cardiac Performance». In: *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. A cura di Paul A. Iaizzo. Cham: Springer International Publishing, 2015, pp. 203–222. ISBN: 978-3-319-19464-6. DOI: 10.1007/978-3-319-19464-6_20.
- [20] M. F. Snyder e V. C. Rideout. «Computer Simulation Studies of the Venous Circulation». In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* BME-16.4 (1969), pp. 325–334. DOI: 10.1109/TBME.1969.4502663.
- [21] Mauro Ursino. «Interaction between Carotid Baroregulation and the Pulsating Heart: A Mathematical Model». In: *The American journal of physiology* 275 (dic. 1998), H1733–47. DOI: 10.1152/ajpheart.1998.275.5.H1733.
- [22] Wendt R. Gómez J. G., Statmann L. Küstner A. Pitke K. e Dressler F. «Markov Model for the Flow of Nanobots in the Human Circulatory System». In: *Association for Computing Machinery* (set. 2021).
- [23] Guerrero G. «Analyse à base de modèles des interactions cardiorespiratoires chez l'adulte et chez le nouveau-né». Tesi di dott. L'Université De Rennes 1, 2020, pp. 216–222.

- [24] Ing. Martin Hlaváč. «WINDKESSEL MODEL ANALYSIS IN MATLAB». In: 2004. URL: <https://www.semanticscholar.org/paper/>.
- [25] Alena A. Navrotskaia e Aleksei A. Anisimov. «Simulation of Blood Flow Parameters Using Frank's Windkessel Model of the Arterial System». In: *2022 Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (ElConRus)*. 2022, pp. 1549–1552. DOI: 10.1109/ElConRus54750.2022.9755766.