



Universidade Federal de Campina Grande
Centro de Engenharia Elétrica e Informática
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Modelagem e caracterização de um simulador
hidráulico e de um dispositivo de assistência ventricular

Daniel Leal Sousa

Campina Grande, Paraíba, Brasil, agosto de 2017



Universidade Federal de Campina Grande
Centro de Engenharia Elétrica e Informática
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Modelagem e caracterização de um simulador hidráulico e de um dispositivo de assistência ventricular

Daniel Leal Sousa

Dissertação de Mestrado apresentada à Coordenadoria do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande - Campus de Campina Grande como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento da Informação

Antonio Marcus Nogueira Lima, Dr.

Orientador

Campina Grande, Paraíba, Brasil, agosto de 2017

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

S725m

Sousa, Daniel Leal.

Modelagem e caracterização de um simulador hidráulico e de um dispositivo de assistência ventricular / Daniel Leal Sousa. – Campina Grande, 2017.

104 f. : il. color.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e Informática, 2017.

"Orientação: Prof. Dr. Antonio Marcus Nogueira Lima".

Referências.

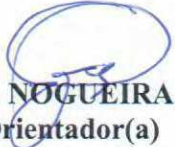
1. Dispositivo de Assistência Ventricular. 2. Simulador Hidráulico. 3. Sistema Cardiovascular Humano. 4. Modelagem 0D. I. Lima, Antonio Marcus Nogueira. II. Título.

CDU 621.31:616.12(043)


**"MODELAGEM E CARACTERIZAÇÃO DE UM SIMULADOR HIDRÁULICO E DE UM
DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA VENTRICULAR"**

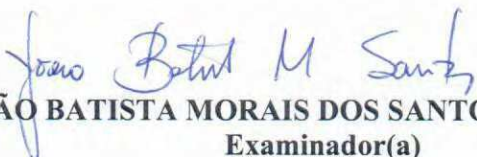
DANIEL LEAL SOUSA

DISSERTAÇÃO APROVADA EM 10/08/2017


ANTONIO MARCUS NOGUEIRA LIMA, Dr., UFCG
Orientador(a)

ANGELO PERKUSICH, D.Sc., UFCG
Examinador(a)


JOSÉ SÉRGIO DA ROCHA NETO, D.Sc., UFCG
Examinador(a)


JOÃO BATISTA MORAIS DOS SANTOS, D.Sc., UFCG
Examinador(a)

CAMPINA GRANDE - PB

Agradecimentos

A Deus, pela vida, e por ter me dado saúde e força para superar as dificuldades ao longo de minha vida.

Aos meus pais, João da Silva e Sousa e Maria Helenita Rufino Leal Sousa, pelo incentivo, apoio em todos os momentos necessários e pela compreensão nos meus momentos de ausência.

A toda a minha família que sempre esteve presente e apoiando essa nova fase de minha vida.

Ao meu colega Thiago Damasceno Cordeiro pelo apoio durante todo o trabalho e ajuda na realização das atividades.

Aos colegas do Laboratório de Biosensores pelas conversas e contribuições que ajudaram muito no resultado final deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Antonio Marcus Nogueira Lima, pela orientação, ensinamentos, e principalmente pelo incentivo, auxiliando-me na execução deste trabalho.

A Coordenação de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, pelo suporte dado neste trabalho.

A CAPES e a FAPESP pelo apoio financeiro para a realização do trabalho.

Enfim a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para o meu desenvolvimento pessoal e acadêmico. Serei sempre grato.

Resumo

Neste trabalho é apresentado um sistema hidráulico (SH) utilizado para testar e validar dispositivos de assistência ventricular (DAVs) destinados a pacientes pediátricos. Esse sistema pode ser configurado para várias condições de operação e é monitorado por meio de uma interface implementada na plataforma LabVIEW. Testes experimentais com o DAV isolado e com o DAV acoplado ao simulador hidráulico foram realizados para que sinais de fluxo e pressão pudessem ser analisados. Utilizando a analogia entre sistemas hidráulicos e circuitos elétricos, foi proposto um modelo 0D para o DAV e para todo o sistema hidráulico. Para estimar os parâmetros dos modelos, foram utilizados: o método dos mínimos quadrados e o filtro de Kalman estendido. Foram realizadas simulações computacionais com os modelos obtidos e calculou-se o erro médio quadrático entre as curvas de pressões e fluxos simuladas e as curvas obtidas nos testes experimentais no sistema hidráulico. O erro entre as curvas é pequeno, comprovando a validade do modelo. Com o modelo desenvolvido para o DAV validado, este pode ser acoplado a modelos elétricos do sistema cardiovascular humano (SCH) para avaliar a interação do DAV com o SCH.

Palavras chave:: Dispositivo de Assistência Ventricular, Simulador Hidráulico, Sistema Cardiovascular Humano, Modelagem 0D.

Abstract

This work shows a hydraulic system used to test and validate Ventricular Assist Device (VADs). This system may be adjusted at several operating conditions and is monitored by an interface build on LabVIEW platform. Using pressure and flow signals, which were obtained by experimental tests in the hydraulic system, a 0D model was proposed and developed for an specific pediatric VAD (pVAD) and for the entire hydraulic system, based on the analogy between hydraulic systems and electric circuits. To estimate the parameters of the models, the least squares method (LSQ) and the extended Kalman filter (EKF) were used. This 0D model was validated by computational simulations and can be coupled to a 0D model of the cardiovascular system to evaluate the cardiovascular response under pVAD assistance.

Keywords: Ventricular Assist Device, Mock Circulatory System, Human Cardiovascular System, 0D modeling.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Justificativa	1
1.2	Objetivo geral	3
1.3	Objetivos específicos	3
1.4	Organização do texto	3
2	O sistema cardiovascular	5
2.1	O funcionamento do coração	5
2.2	O ciclo cardíaco	6
2.2.1	Função do átrio	7
2.2.2	Função dos ventrículos	8
2.2.3	Funcionamento das válvulas cardíacas	9
2.2.4	Pressão aórtica	10
2.2.5	Diagrama pressão-volume durante o ciclo cardíaco	11
2.3	Considerações finais	13
3	Modelagem do sistema cardiovascular humano	14
3.1	Modelos a parâmetros concentrados	14
3.1.1	Modelos Windkessel	16
3.1.2	Cálculo dos parâmetros do modelo	20
3.2	Modelo de 5 ^a ordem	21
3.3	Considerações finais	26

4	Modelagem do dispositivo de assistência ventricular	27
4.1	Dispositivo de assistência ventricular pulsátil	27
4.1.1	Próteses valvulares cardíacas	29
4.1.2	Atuador pneumático	30
4.2	Modelagem do sistema de atuação pneumática	33
4.3	Modelagem do pDAV	35
4.4	Considerações finais	36
5	O sistema hidráulico	37
5.1	Simuladores hidráulicos do sistema cardiovascular	37
5.2	Estrutura do sistema hidráulico	40
5.2.1	Reservatório 1	43
5.2.2	Reservatório 2	44
5.3	Aquisição de dados	45
5.3.1	Módulo de aquisição de dados - NI USB-6210	46
5.3.2	Sensores de pressão	47
5.3.3	Sensor de fluxo	50
5.3.4	Curvas de pressões obtidas no sistema hidráulico	53
5.4	Modelagem experimental do atuador pneumático	54
5.4.1	Estimador dos mínimos quadrados	55
5.5	Modelagem do sistema hidráulico	59
5.5.1	Teste estático - pDAV	60
5.5.2	Modelagem dinâmica do pDAV	61
5.5.3	Modelagem do reservatório 2	63
5.5.4	Modelagem do reservatório 1	64
5.5.5	Modelagem das cânulas do pDAV	65
5.5.6	Filtragem não linear - <i>thresholding</i>	68
5.5.7	Filtro de Kalman	72
5.5.8	Filtro de Kalman estendido	75
5.5.9	Curvas de pressões obtidas com o modelo 0D	87
5.6	Considerações finais	92

6 Conclusão e trabalhos futuros	93
6.1 Trabalhos futuros	94
A Conversão de unidades do circuito equivalente	96
A.1 Conversão das unidades das indutâncias	98
A.2 Conversão das unidades das resistências	99
A.3 Conversão das unidades das capacitâncias	99
Referências Bibliográficas	100

Lista de Símbolos e Abreviaturas

AD - Analógico Digital

CA - Corrente Alternada [A]

CC - Corrente Contínua [A]

DATASUS - Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde

DAV - Dispositivo de Assistência Ventricular

pDAV - Dispositivo de Assistência Ventricular Pediátrico

FFT - Transformada de Fourier

GF - Fator Gauge

HCFMUSP - Hospital das Clinicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

HR - Frequência Cardíaca [BPM]

IFFT - Transformada de Fourier Inversa

IHM - Interface Homem Máquina

InCor - Instituto do Coração

KCL - Lei dos Nós de Kirchhoff

KVL - Lei das Malhas de Kirchhoff

LCD - Display de Cristal Líquido

LED - Diodo Emissor de Luz

NI - National Instruments

OMS - Organização Mundial da Saúde

PC - Computador Pessoal

RC - Resistor-Capacitor

ε_{rms} - *Root mean square error* ou (Raiz do erro médio quadrático)

SCH - Sistema Cardiovascular Humano

SH - Sistema Hidráulico

SI - Sistema Internacional de Medidas

USB - Universal Serial Bus

α - Queda de pressão provocada pela membrana

ε - Magnitude da deformação

η - Viscosidade do fluido $[\text{g}][\text{cm}]^{-1}[\text{s}]^{-1}$

ρ - Densidade do fluido $[\text{g}][\text{cm}]^{-3}$

τ_{ca} - Constante de tempo [s]

g - Aceleração da gravidade $[\text{m}][\text{s}]^{-2}$

h_f - Altura da coluna de fluido no reservatório 1 [cm]

l - Comprimento [cm]

N - Número de amostras

r - Raio do tubo [cm]

C_{ae} - Complacência do átrio esquerdo $[\text{mL}][\text{mmHg}]^{-1}$

C_{ao} - Complacência da aorta $[\text{mL}][\text{mmHg}]^{-1}$

C_{ca} - Complacência da câmara de ar $[\text{mL}][\text{mmHg}]^{-1}$

C_{cs} - Complacência da câmara de sangue $[\text{mL}][\text{mmHg}]^{-1}$

C_s - Complacência sistêmica $[\text{mL}][\text{mmHg}]^{-1}$

D_a - Válvula aórtica

D_i - Válvula de entrada

D_m - Válvula mitral

D_o - Válvula de saída

L - Indutância característica $[\text{mmHg}][\text{s}]^2[\text{mL}]^{-1}$

L_i - Indutância da cânula de entrada $[\text{mmHg}][\text{s}]^2[\text{mL}]^{-1}$

L_o - Indutância da cânula de saída $[\text{mmHg}][\text{s}]^2[\text{mL}]^{-1}$

P_{ae} - Pressão no átrio esquerdo [mmHg]

P_{ao} - Pressão na aorta [mmHg]

P_{ca} - Pressão na câmara de ar [mmHg]

P_{cs} - Pressão na câmara de sangue [mmHg]

P_{ej} - Pressão de ejeção do pDAV [mmHg]

P_{en} - Pressão de enchimento do pDAV [mmHg]

P_f - Pressão do fluido no reservatório 1 [mmHg]
 P_s - Pressão sistêmica [mmHg]
 P_{ve} - Pressão no ventrículo esquerdo [mmHg]
 Q_a - Fluxo na aorta [mL][s]⁻¹
 Q_i - Fluxo de entrada [mL][s]⁻¹
 Q_o - Fluxo de saída [mL][s]⁻¹
 Q_s - Fluxo de sistêmico [mL][s]⁻¹
 R_a - Resistência da válvula aórtica [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_c - Resistência característica [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_{ca} - Resistência do tubo de ar comprimido [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_{cs} - Resistência da câmara de sangue [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_i - Resistência da cânula de entrada [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_m - Resistência da válvula mitral [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_o - Resistência da cânula de saída [mmHg][s][mL]⁻¹
 R_s - Resistência sistêmica [mmHg][s][mL]⁻¹
 V_0 - Tensão de saída do circuito [V]
 V_{cs} - Volume na câmara de sangue [mL]
 V_f - Volume do fluido no reservatório 1 [mL]
 V_r - Volume do reservatório 1 [mL]
 V_S - Tensão de alimentação do circuito [V]
 V_{ve} - Volume no ventrículo esquerdo [mL]

Lista de Tabelas

Tabela 3.1:	Parâmetros do modelo apresentado na Figura 3.7	22
Tabela 5.1:	Materiais utilizados para a montagem do sistema hidráulico	42
Tabela 5.2:	Especificações da placa de aquisição de dados NI USB-6210.	46
Tabela 5.3:	Especificações do sensor SCX05DNC da Honeywell®.	48
Tabela 5.4:	Especificações do transdutor de pressão TruWave (Edwards)	48
Tabela 5.5:	Parâmetros do modelo 0D apresentado na Figura 5.24.	65
Tabela 5.6:	Parâmetros do modelo 0D apresentado na Figura 5.24.	86

Lista de Figuras

Figura 2.1:	Esquemático do coração e do sistema cardiovascular. É possível observar o fluxo de sangue nas principais partes do corpo e como esse fluxo passa pelo coração. A cor vermelha representa o sangue rico em oxigênio, que é bombeado pelo ventrículo esquerdo para todo o corpo. A cor azul representa o sangue pobre em oxigênio que retorna do corpo para o lado direito do coração. Esse sangue é bombeado para os pulmões e volta rico em oxigênio para o lado esquerdo do coração para ser bombeado para o corpo [10].	6
Figura 2.2:	Eventos do ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo [9].	7
Figura 2.3:	Válvulas cardíacas durante a contração ventricular [10].	10
Figura 2.4:	Relação entre o volume e a pressão do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco [9].	11
Figura 2.5:	Elastância para a frequência cardíaca de 60 batimentos por minuto. . .	13
Figura 3.1:	Circuito representativo do funcionamento de uma válvula cardíaca. . . .	15
Figura 3.2:	Esquemático do sistema utilizado pelos bombeiros para bombear água e o bombeamento realizado pelo coração: a cor azul representa a água; a cor vermelha representa o sangue que o coração bombeia; as setas indicam o sentido do fluxo.	17
Figura 3.3:	Modelo Windkessel de dois elementos: o capacitor C representa a complacência da aorta e o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos. . .	18

Figura 3.4:	Modelo Windkessel de três elementos: o capacitor C representa a complacência da aorta; o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos e o resistor R_c a resistências dos vasos da rede arterial.	18
Figura 3.5:	Modelo Windkessel de quatro elementos (serie): o capacitor C representa a complacência da aorta; o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos; o resistor R_c a resistências dos vasos da rede arterial e o indutor L a inercia do sangue nos vasos.	19
Figura 3.6:	Modelo Windkessel de quatro elementos (paralelo): o capacitor C representa a complacência da aorta; o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos; o resistor R_c a resistências dos vasos da rede arterial e o indutor L a inercia do sangue nos vasos.	19
Figura 3.7:	Modelo elétrico do sistema cardiovascular.	21
Figura 3.8:	Pressões obtidas a partir do modelo de Simaan <i>et al.</i> [26].	26
Figura 4.1:	Dispositivo de assistência ventricular pulsátil - pDAV [27].	28
Figura 4.2:	Diagrama de blocos do pDAV utilizado no sistema hidráulico.	28
Figura 4.3:	Próteses valvulares cardíacas mecânicas de duplo folheto e válvula mecânica <i>caged-ball</i> utilizadas para substituir as válvulas do coração e em DAVs [28].	30
Figura 4.4:	Próteses valvulares cardíacas biológicas construídas com a utilização de pericárdio bovino utilizadas para substituir as válvulas do coração e em DAVs [28].	30
Figura 4.5:	Esquemático simplificado da interligação dos componentes do atuador pneumático. I – Conjunto composto por compressor, reguladores de pressão e filtro para adequar a pressão de ar gerada pelo compressor à pressão utilizada na entrada do atuador pneumático. II – Atuador pneumático.	31
Figura 4.6:	Esquemático da válvula solenoide utilizada.	32

Figura 4.7:	Funcionamento da válvula solenoide no tempo: t_1 - instante de tempo no qual o sinal elétrico é aplicado à bobina da válvula; t_2 - instante de tempo que a válvula está ativada; t_3 - instante de tempo no qual a bobina da válvula é desenergizada; t_4 - instante de tempo que a válvula está desativada; t_5 - instante de tempo no qual o sinal elétrico é aplicado à bobina da válvula.	33
Figura 4.8:	Esquemático simplificado do sistema de atuação pneumática do pDAV.	33
Figura 4.9:	Modelo 0D do atuador pneumático do pDAV.	34
Figura 4.10:	(a) Modelo 0D, (b) esquemático simplificado do pDAV, cânulas e atuador pneumático.	35
Figura 5.1:	Esquemático do simulador proposto por Williams <i>et al.</i> [5].	38
Figura 5.2:	Esquemático do simulador proposto por Pantalos <i>et al.</i> [6].	39
Figura 5.3:	Esquemático do simulador proposto por Liu <i>et al.</i> [7].	40
Figura 5.4:	Diagrama esquemático do sistema hidráulico utilizado para testar e modelar dispositivo de assistência ventricular.	41
Figura 5.5:	Sistema hidráulico utilizado para testar e modelar o pDAV.	43
Figura 5.6:	Reservatório 1 - aorta.	44
Figura 5.7:	Reservatório 2 - átrio.	45
Figura 5.8:	Diagrama de blocos montado no LabVIEW para aquisição dos sinais das entradas analógicas do NI USB-6210.	47
Figura 5.9:	Sensor de pressão utilizado no sistema hidráulico para medir a pressão na câmara de ar do pDAV - Honeywell®.	47
Figura 5.10:	Transdutor de pressão TruWave (Edwards Lifesciences LLC – Irvine, Califórnia, EUA) utilizado no sistema hidráulico.	48
Figura 5.11:	Extensômetro - <i>Strain Gauge</i>	49
Figura 5.12:	Deformação de um corpo devido a uma força aplicada (distensão - ϵ).	49
Figura 5.13:	Extensômetro - Strain Gauge na configuração ponte completa.	50
Figura 5.14:	Esquemático do sistema utilizado pelo sensor para medir o fluxo.	51
Figura 5.15:	Transdutor (A) e sensor de fluxo (B) utilizados. Sensor de fluxo acoplado ao transdutor (C).	52

Figura 5.16: Módulo do fluxômetro eletromagnético: 1 - chave liga/desliga; 2 - conector do transdutor de fluxo; 3 - ajuste do zero; 4 - mostrador digital do fluxo; 5 - saída do sinal de fluxo média; 6 - saída do sinal de fluxo analógica.	52
Figura 5.17: Curvas de pressão medidas no sistema hidráulico: (A) curva de pressão no reservatório 2 (P_{ae}); (B) curva de pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}) e (C) curva de pressão no reservatório 1 (P_{ao}).	53
Figura 5.18: Curvas de pressão medidas no sistema hidráulico: (A) curva de pressão no reservatório 2 (P_{ae}); (B) curva de pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}) e (C) curva de pressão no reservatório 1 (P_{ao}).	54
Figura 5.19: Curva de pressão na câmara de ar do pDAV.	55
Figura 5.20: Modelo 0D do sistema de atuação pneumática do pDAV.	55
Figura 5.21: Curva de pressão na câmara de ar do pDAV medida e estimada com base no método dos mínimos quadrados.	58
Figura 5.22: Esquemático do sistema hidráulico com o pDAV acoplado.	59
Figura 5.23: Teste estático realizado para modelagem do pDAV.	61
Figura 5.24: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.	63
Figura 5.25: Circuito elétrico análogo à cânula de entrada do pDAV com a válvula de entrada.	66
Figura 5.26: Circuito elétrico análogo à cânula de saída do pDAV com a válvula de saída.	67
Figura 5.27: Circuito elétrico análogo à interligação entre os reservatórios.	67
Figura 5.28: Espectro de amplitude da transformada de Fourier dos sinais de fluxo: (A) fluxo sistêmico (Q_s); (B) fluxo de entrada (Q_i); (C) fluxo de saída (Q_o).	69
Figura 5.29: Espectro de amplitude da transformada de Fourier dos sinais de pressão: (A) pressão no reservatório 2 (P_{ae}); (B) pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}); (C) pressão no reservatório 1 (P_{ao}).	69
Figura 5.30: Diagrama de blocos da subtração espectral.	70
Figura 5.31: Curva de pressão no reservatório 1 (P_{ao}) medida no sistema hidráulico e filtrada utilizando a técnica <i>thresholding</i> (\hat{P}_{ao}).	71

Figura 5.32: Curva de fluxo (Q_s) medida no sistema hidráulico e filtrada utilizando a técnica <i>thresholding</i> (\hat{Q}_s).	71
Figura 5.33: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.	76
Figura 5.34: Curva de convergência do filtro para os parâmetros R_i e L_i .	79
Figura 5.35: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.	79
Figura 5.36: Curva de convergência do filtro para os parâmetros R_o e L_o .	82
Figura 5.37: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.	82
Figura 5.38: Curva de convergência do filtro para os parâmetros R_s e L_s .	85
Figura 5.39: Modelo 0D do sistema hidráulico acoplado ao pDAV.	86
Figura 5.40: Curvas de pressão obtidas com a simulação computacional do modelo 0D do pDAV - Condição 1.	87
Figura 5.41: Curvas de pressão obtidas com a simulação computacional do modelo 0D do pDAV - Condição 2.	88
Figura 5.42: Curvas de pressão no reservatório 2 para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.	89
Figura 5.43: Curvas de pressão no reservatório 2 para a condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) medida e simulada.	89
Figura 5.44: Curvas de pressão na câmara de sangue do pDAV para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.	90
Figura 5.45: Curvas de pressão na câmara de sangue do pDAV para a condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) medida e simulada.	90
Figura 5.46: Curvas de pressão no reservatório 1 para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.	91
Figura 5.47: Curvas de pressão no reservatório 1 para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.	91

Capítulo 1

Introdução

Neste capítulo serão apresentados a justificativa para o desenvolvimento deste trabalho, os objetivos e como o trabalho está organizado.

1.1 Justificativa

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), as doenças cardiovasculares são as principais causas de morte humana no mundo. Em 2015, aproximadamente 17,7 milhões de pessoas morreram vítimas de doenças no Sistema Cardiovascular Humano (SCH). Esse número representa 31% de todas as mortes que ocorreram no mundo neste ano [1].

No Brasil, de acordo com dados do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS) [2], aproximadamente 345 mil pessoas morreram em função de doenças cardiovasculares. Esse número corresponde a cerca de 28% de todas as mortes que ocorreram no Brasil em 2015.

Existem muitos tipos de cirurgias que tem como objetivo tratar os problemas relacionados ao SCH. Doenças relacionadas ao funcionamento deficiente das válvulas cardíacas interferem diretamente no bombeamento realizado pelo coração [3]. Nestes casos, a troca das válvulas pode resolver o problema. Porém, doenças mais graves que afetam o músculo cardíaco possuem como principal alternativa o transplante do coração. No entanto, a fila de espera por esse procedimento é grande devido à escassez do órgão, fazendo com que muitos pacientes não suportem o tempo de espera e acabem indo a óbito.

Para tentar aumentar a expectativa de vida de pacientes adultos e pediátricos que estão na fila de espera por um transplante de coração, é de grande importância a aplicação e o desenvolvimento de dispositivos de assistência ventricular (DAVs). Estes dispositivos auxiliam o bombeamento do coração mantendo as variáveis hemodinâmicas em níveis fisiologicamente aceitáveis, o que prolonga o tempo de vida do paciente.

Para que os DAVs sejam aplicados em pacientes, é necessário que inúmeros testes sejam realizados para aperfeiçoar o funcionamento e o controle destes dispositivos, e assim, diminuir o impacto que eles causam no organismo [4]. Experimentos realizados em simuladores hidráulicos são chamados de testes "*in vitro*"¹ e aqueles realizados em animais são chamados de testes "*in vivo*"².

Os testes *in vitro* são de grande importância pois é por intermédio deles que muitos problemas são detectados e corrigidos antes dos testes *in vivo*. Este procedimento evita a morte de muitos animais que não suportariam o implante do DAV sem um ajuste prévio. Além disso, muitas variáveis que não são mensuráveis nos testes em animais, podem ser observadas nos testes *in vitro* e facilitam o ajuste dos parâmetros dos controladores dos DAVs.

Para compreender a importância e o funcionamento dos simuladores do SCH, foram estudados alguns dos simuladores já desenvolvidos por grupos de pesquisas disponíveis na literatura [5–7]. Após esse estudo, passou-se para o estudo e caracterização do sistema simulador hidráulico desenvolvido na Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração [8] e cedido para o estudo através de cooperação científica estabelecida no Projeto Temático FAPESP 2012/50283-6.

Esse sistema é utilizado para testar e caracterizar dispositivos de assistência ventricular em condições de operação próximas às condições fisiológicas de um paciente pediátrico. Neste trabalho, será utilizado o pDAV (capacidade de ejeção de 15 mL), aplicado em pacientes pediátricos (0 a 6 meses de vida). Com a utilização desse sistema, um modelo matemático 0D, que tem a forma de um circuito elétrico análogo, foi desenvolvido para o pDAV para a utilização em simulações computacionais.

¹Expressão em Latim que descreve experimentos realizados no ambiente controlado e fechado de um laboratório e que na maioria das vezes utiliza recipientes de vidro.

²Expressão em Latim que refere-se à experimentos realizados utilizando um organismo vivo, por exemplo, experiências com animais e ensaios clínicos.

1.2 Objetivo geral

O objetivo neste trabalho é estudar, caracterizar, e ajustar o Sistema Hidráulico (SH) desenvolvido pelo InCor, que é utilizado para caracterizar e testar DAVs. Propor um modelo matemático 0D para o pDAV e para o sistema hidráulico e estimar todos os parâmetros.

1.3 Objetivos específicos

- Caracterizar e ajustar o sistema hidráulico desenvolvido pelo InCor, para caracterizar e testar DAVs.
- Modelar o pDAV e o sistema hidráulico desenvolvidos pelo InCor, baseado na analogia entre sistemas hidráulicos e circuitos elétricos.
- Estimar os parâmetros dos modelos com base nos dados experimentais.
- Validar o modelo obtido.

1.4 Organização do texto

No capítulo 1 foi realizada uma introdução sobre a importância da utilização dos dispositivos de assistência ventricular para tratar doenças cardíacas. Apresentou-se neste capítulo a justificativa e os objetivos a serem alcançados.

No capítulo 2, será apresentada uma introdução sobre a fisiologia do sistema cardiovascular, o funcionamento do coração, o ciclo cardíaco e as principais partes e grandezas envolvidas neste processo.

No capítulo 3, serão apresentados princípios físicos que são utilizados para modelagem do sistema cardiovascular humano com o intuito de obter um modelo elétrico a parâmetros concentrados (0D), utilizando a modelagem Windkessel. Também será apresentado um modelo matemáticos 0D do sistema cardiovascular humano disponível e validado na literatura.

No capítulo 4, será descrito o dispositivo de assistência ventricular pDAV. Também será apresentado o procedimento de modelagem desse dispositivo e o modelo 0D obtido.

No capítulo 5, serão apresentados alguns dos sistemas hidráulicos disponíveis na literatura e que são utilizados para avaliar os DAVs. Também será apresentado o sistema hidráulico utilizado para testar e validar o modelo do pDAV. Serão apresentados os resultados de simulações utilizando o sistema hidráulico, assim como resultados de simulação utilizando o modelo matemático, apresentado na forma de um circuito elétrico análogo, obtido a partir de experimentos no sistema hidráulico e a validação do modelo.

No capítulo 6, serão apresentadas as conclusões e trabalhos futuros.

Capítulo 2

O sistema cardiovascular

Neste capítulo, serão apresentados os principais pontos da fisiologia do sistema cardiovascular humano com foco voltado para as fases do ciclo cardíaco.

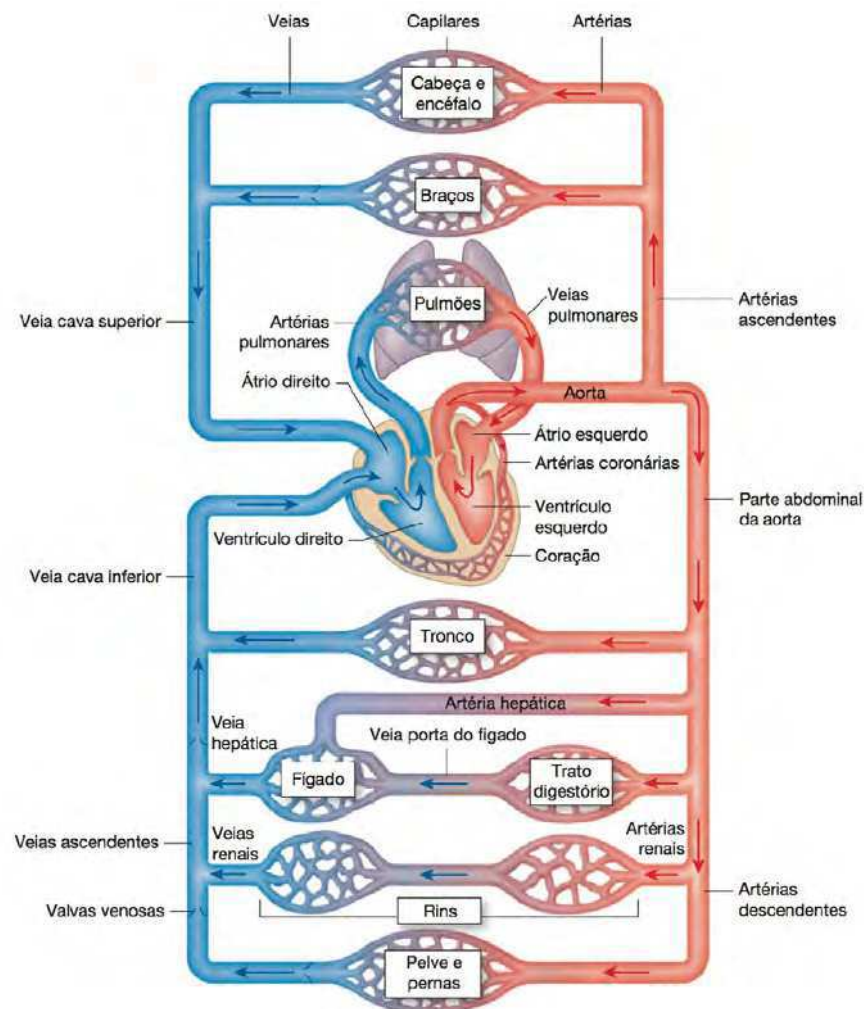
2.1 O funcionamento do coração

O coração é o órgão que bombeia o sangue por todo o sistema circulatório e por isso é comparado a uma bomba. Ele é dividido em duas bombas: o coração direito, que bombeia sangue para os pulmões e é responsável pela circulação pulmonar, e o coração esquerdo, que bombeia sangue para os órgãos periféricos, retira e distribui diversas substâncias que são essenciais para manter o corpo em equilíbrio e mantém a circulação sistêmica [9]. Cada lado do coração é composto por duas câmaras: os átrios direito e esquerdo, e os ventrículos direito e esquerdo. Um esquemático simplificado do coração e do sistema circulatório, pode ser observado na Figura 2.1.

O fluxo de sangue que entra e sai das quatro câmaras, é controlado por quatro válvulas cardíacas unidirecionais que mantêm o fluxo em apenas um sentido. O funcionamento destas válvulas é baseado na diferença de pressão entre as câmaras [9].

Neste trabalho, o foco é o funcionamento do lado esquerdo do coração, pois quando ele não está funcionando corretamente, causa grandes complicações em todo o sistema circulatório. Com isso, o uso de dispositivos de assistência ventricular neste lado do coração tem se tornado cada vez mais frequente. Para a utilização dos DAVs, é necessário testar esses

Figura 2.1: Esquemático do coração e do sistema cardiovascular. É possível observar o fluxo de sangue nas principais partes do corpo e como esse fluxo passa pelo coração. A cor vermelha representa o sangue rico em oxigênio, que é bombeado pelo ventrículo esquerdo para todo o corpo. A cor azul representa o sangue pobre em oxigênio que retorna do corpo para o lado direito do coração. Esse sangue é bombeado para os pulmões e volta rico em oxigênio para o lado esquerdo do coração para ser bombeado para o corpo [10].



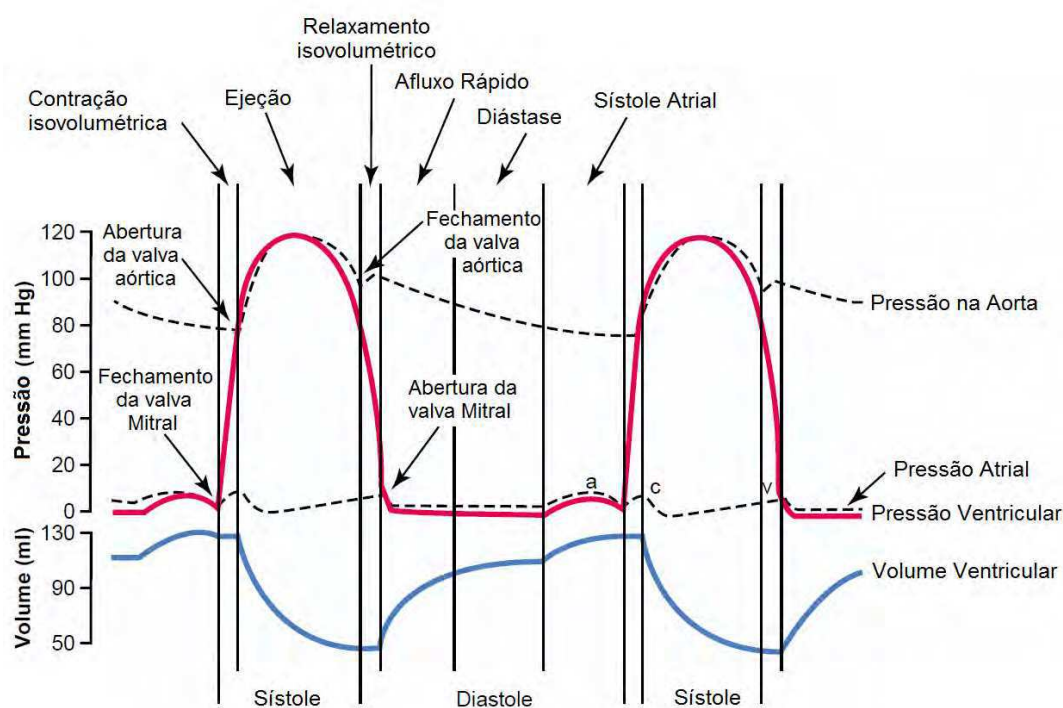
dispositivos antes de implantar em um paciente. Esses testes são realizados em sistemas hidráulicos ou em animais e são de grande importância para o ajuste do modo de operação e o ajuste dos parâmetros dos controladores aplicados aos DAVs.

2.2 O ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco é o conjunto de eventos cardíacos que ocorre entre o início de um batimento e o início do próximo. Esse ciclo, consiste no período de relaxamento, chamado diástole,

no qual o coração se enche de sangue, seguido pelo período de contração, chamado sístole, no qual o coração é esvaziado [9]. A Figura 2.2 representa os eventos que ocorrem no lado esquerdo do coração durante o ciclo cardíaco.

Figura 2.2: Eventos do ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo [9].



As três curvas de pressão, representam as variações da pressão na aorta, no átrio esquerdo e no ventrículo esquerdo. A variação do volume no ventrículo esquerdo está representada pela curva azul.

2.2.1 Função do átrio

Em pessoas saudáveis, o sangue flui de forma contínua das veias para os átrios, como pode ser observado na Figura 2.1. Cerca de 80% do sangue que chega no átrio, flui diretamente para o ventrículo antes da contração atrial. Assim, a contração atrial é responsável apenas por 20% do total de sangue que vai para o ventrículo. Sabe-se que o coração saudável tem a capacidade de bombear 300% a 400% mais sangue que o necessário para o corpo em condições de repouso [9]. Logo, se o átrio deixar de funcionar, essa diferença praticamente não será percebida, desde que o paciente esteja em repouso. Porém, problemas no ventrículo, principalmente no ventrículo esquerdo, causam grandes danos à saúde.

2.2.2 Função dos ventrículos

O coração humano possui dois ventrículos: o ventrículo direito, que é responsável por bombear o sangue e manter a circulação pulmonar, e o ventrículo esquerdo, que é responsável por bombear o sangue e manter a circulação sistêmica. Nas seções abaixo, serão apresentadas as fases de enchimento e esvaziamento do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco.

Enchimento do ventrículo esquerdo

Durante a sístole, a válvula mitral está fechada, e há um grande acúmulo de sangue no átrio. Desta forma, assim que a sístole termina a pressão do ventrículo diminui para valores muito baixos. A pressão “alta” que o átrio se encontra devido ao período de sístole, força a válvula mitral a se abrir, o que gera um fluxo de sangue do átrio para o ventrículo. Esse é o chamado período de enchimento rápido [9].

O enchimento do ventrículo esquerdo (diástole) pode ser dividido em três períodos com um terço do tempo da diástole cada. O enchimento rápido explicado acima, ocorre no primeiro terço. No segundo terço da diástole, o sangue que vem das veias para o átrio continua a fluir diretamente para o ventrículo sem o átrio bombear. No último terço da diástole, ocorre a contração atrial, responsável por impulsionar cerca de 20% do total de sangue necessário para o enchimento do ventrículo [9].

Esvaziamento do ventrículo esquerdo

O esvaziamento do ventrículo esquerdo é dividido em três períodos: período de contração isovolumétrica, período de ejeção e período de relaxamento isovolumétrico.

Período de Contração Isovolumétrica: com o início da contração ventricular, observa-se um aumento, de forma abrupta, da pressão no ventrículo. Dessa forma, a válvula mitral se fecha. Após o fechamento dessa válvula, o ventrículo ainda continua contraindo por cerca de 0,02 a 0,03 segundos até atingir um valor de pressão que provoca a abertura da válvula aórtica. Observa-se que nesse período o ventrículo está contraindo e as duas válvulas (mitral e aórtica) estão fechadas, não alterando o volume de sangue no ventrículo [9, 10].

Período de Ejeção: após o período de contração isovolumétrica, a pressão no ventrículo esquerdo é aproximadamente 80 mmHg, e essa pressão força a abertura da válvula aórtica.

Neste momento o sangue começa a fluir para a aorta, sendo que 70% do sangue flui durante o primeiro terço do período de ejeção, chamado de período de ejeção rápida, e os 30% restante nos últimos dois terços do período, sendo chamado período de ejeção lenta [9, 10].

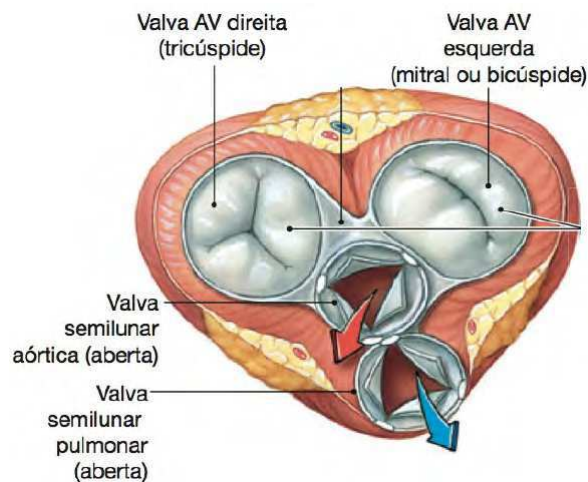
Período de Relaxamento Isovolumétrico: após o período de ejeção (sístole), o ventrículo começa a relaxar de modo repentino, com isso a pressão no ventrículo diminui rapidamente. Como a aorta acabou de receber muito sangue do ventrículo e está com alta pressão, o sangue da aorta tenta voltar para o ventrículo e força o fechamento da válvula aórtica. Após esse fechamento, o ventrículo continua relaxando durante 0,03 a 0,06 segundos, sem alteração do volume, originando o período de relaxamento isovolumétrico. Durante esse período, a pressão do ventrículo atinge valores diastólicos e permite a abertura da válvula mitral, iniciando um novo ciclo [9] [10].

2.2.3 Funcionamento das válvulas cardíacas

As válvulas, mitral e aórtica, controlam a entrada e a saída de sangue no ventrículo esquerdo, respectivamente. A mitral é responsável por evitar o refluxo de sangue do ventrículo para o átrio durante a sístole e a aórtica impede o refluxo da aorta para o ventrículo durante a diástole. O funcionamento delas é passivo e é baseado no gradiente de pressão entre as câmaras que elas interligam.

A válvula mitral, é composta fisiologicamente por tecidos finos e membranosos e por isso, para um pequeno gradiente de diferença de pressão retrógrada, ele se fecha, já a válvula aórtica é bem mais pesada e requer um fluxo retrógrado rápido por alguns milissegundos para poder fechar [9, 10]. Na Figura 2.3 segue um corte do coração (seção transversal) durante a contração ventricular e representa as válvulas AV (Mitral para o lado esquerdo) vistas a partir do átrio e as válvulas semilunares (Aórtica para o lado esquerdo) vista de dentro das artérias.

Figura 2.3: Válvulas cardíacas durante a contração ventricular [10].



2.2.4 Pressão aórtica

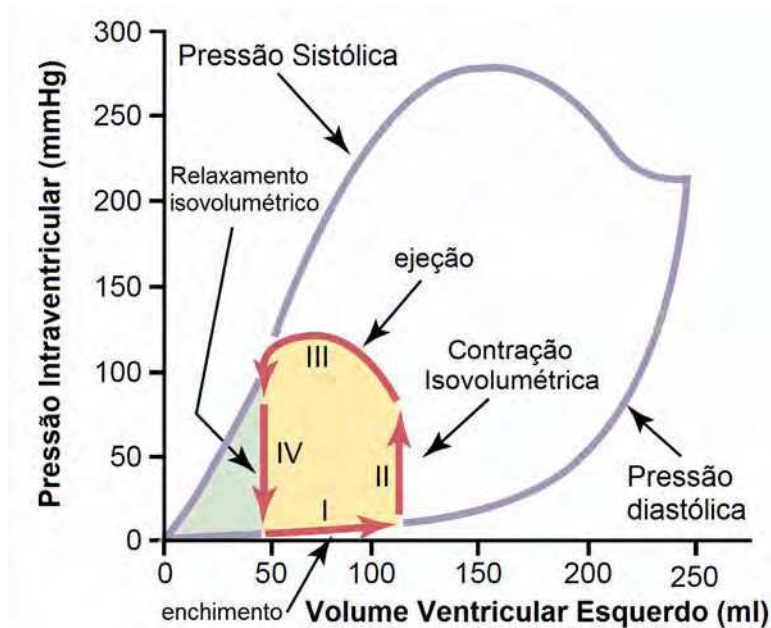
No momento da contração do ventrículo esquerdo, a pressão ventricular aumenta muito rápido até o momento em que a válvula aórtica se abre. Após a abertura, a pressão no ventrículo continua aumentando, porém de forma mais lenta como pode ser observado na Figura 2.2, pois o sangue flui diretamente do ventrículo para a aorta e da aorta para as artérias da circulação sistêmica. Esse sangue que chega nas artérias, faz com que suas paredes sejam distendidas, e a pressão aumenta para aproximadamente 120 mmHg em condições normais.

Ao final da sístole, quando o ventrículo para de ejetar sangue e a válvula aórtica se fecha, as paredes elásticas das artérias conseguem manter a pressão aórtica elevada. Observa-se que no momento do fechamento da válvula aórtica existe uma “incisura” na curva da pressão aórtica, como está representado na Figura 2.2, que é causada pelo fluxo retrógrado que existe momentos antes do fechamento total da válvula aórtica. Após o fechamento total da válvula, observa-se que a pressão na aorta diminui de forma bem lenta durante a diástole. Isso ocorre devido o fluxo contínuo de sangue das artérias até retornar para as veias. Ao final da diástole, em condições normais, a pressão aórtica diminui para aproximadamente 80 mmHg [9, 10].

2.2.5 Diagrama pressão-volume durante o ciclo cardíaco

O diagrama de pressão-volume, Figura 2.4, é muito utilizado para explicar a mecânica do bombeamento do ventrículo esquerdo. Esse diagrama é construído a partir das curvas de pressão diastólica, que é obtida medindo-se a pressão durante o período de enchimento ventricular, e a curva de pressão sistólica, que é determinada pela medida da pressão ventricular durante a contração do ventrículo.

Figura 2.4: Relação entre o volume e a pressão do ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco [9].



As linhas vermelhas na Figura 2.4, representam o diagrama pressão-volume do ciclo cardíaco para um indivíduo saudável. Observa-se que este diagrama é dividido em quatro fases. A *fase I* representa o período de enchimento, a *fase II* representa o período de contração isovolumétrica, a *fase III* representa o período de ejeção e a *fase IV* representa o período de relaxamento isovolumétrico.

O período de enchimento, *fase I*, inicia-se com o volume ventricular em aproximadamente 45 mL e a pressão quase nula. Esse volume de sangue presente no início da fase de enchimento é chamado de volume sistólico final e corresponde a quantidade de sangue que não foi bombeada na sístole anterior. Nesta fase o sangue flui do átrio para o ventrículo e o volume de sangue no ventrículo aumenta para 115 mL (volume diastólico final), e a pressão aumenta para cerca de 5 mmHg. No período de contração isovolumétrica, *fase II*,

as válvulas, mitral e aórtica, estão fechadas e com isso o volume de sangue no interior do ventrículo não se altera. Com a contração das paredes do ventrículo, a pressão aumenta até igualar ao valor da pressão aórtica, aproximadamente 80 mmHg.

O período de ejeção, *fase III*, inicia com a abertura da válvula aórtica, que gera um fluxo de sangue do ventrículo para a aorta. Nesta fase o ventrículo continua contraindo e faz com que a pressão aumente ainda mais, e o volume de sangue diminua, como é observado na curva III da Figura 2.4. O período de relaxamento isovolumétrico, *fase IV*, inicia no momento que a válvula aórtica se fecha. A partir deste momento, a pressão no ventrículo diminui sem ocorrer variação no volume, pois as válvulas mitral e aórtica estão fechadas. No fim desta fase, observa-se que o ventrículo retorna ao ponto de partida com cerca de 45 mL de sangue e pressão próximo de zero. Neste momento, inicia-se um novo ciclo com o enchimento do ventrículo [9].

Sagawa *et al.* [11] perceberam uma relação entre a pressão e o volume do ventrículo esquerdo e modelaram esse comportamento por meio da função elastância $E(t)$ dada pela equação abaixo:

$$E(t) = \frac{P_{ve}(t)}{V_{ve}(t) - V_0} \frac{[\text{mmHg}]}{[\text{mL}]} \quad (2.1)$$

sendo a elastância $E(t)$ calculada pela equação (2.2) dados os parâmetros E_{max} e E_{min} e a função normalizada da elastância E_n .

$$E(t) = (E_{max} - E_{min})E_n(t_n) + E_{min} \quad (2.2)$$

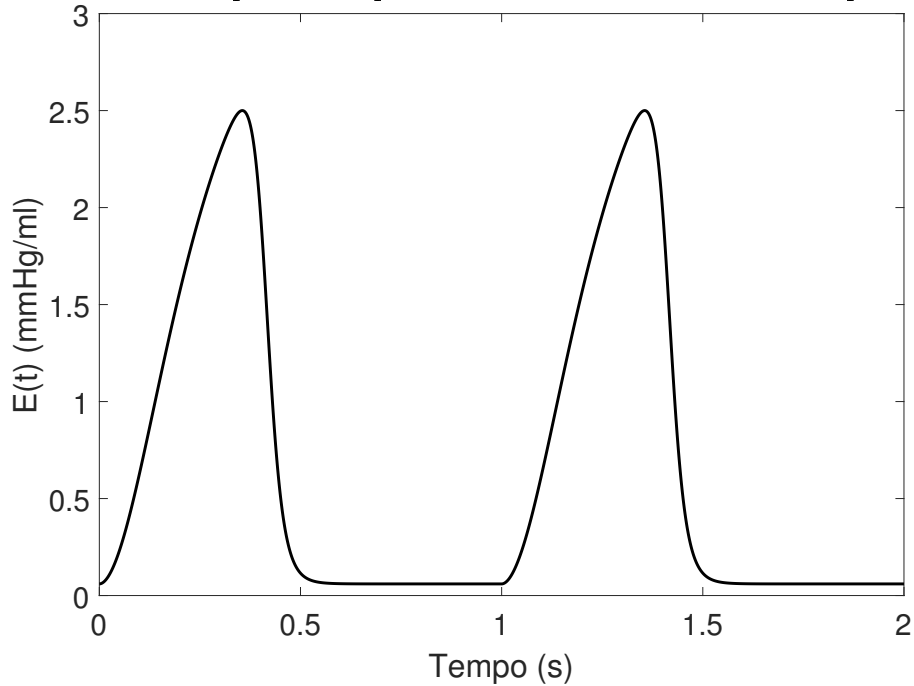
A função normalizada E_n foi modelada como uma função do tipo *double hill* de acordo com a equação (2.3).

$$E_n = 1,55 \cdot \left[\frac{\left(\frac{t_n}{0,7}\right)^{1,9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0,7}\right)^{1,9}} \right] \cdot \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{t_n}{1,17}\right)^{21,9}} \right] \quad (2.3)$$

Na equação (2.3) o termo $t_n = t/T_{max}$, $T_{max} = 0,2 + 0,15t_c$, sendo $t_c = 60/HR$, que é o intervalo de tempo de um ciclo cardíaco e HR a frequência cardíaca do indivíduo. Para uma frequência cardíaca de 60 batimentos por minuto, $E_{max} = 2,5$ e $E_{min} = 0,06$, temos a

curva de elastância dada na Figura 2.5.

Figura 2.5: Elastância para a frequência cardíaca de 60 batimentos por minuto.



2.3 Considerações finais

O funcionamento dos ventrículos foi caracterizado pela função elastância, que é definida pela relação entre a pressão e o volume no interior do ventrículo. Essa função é crucial para a modelagem do comportamento de um ventrículo (esquerdo ou direito). Outro ponto que deve ser enfatizado neste capítulo é a definição das fases do ciclo cardíaco em função do comportamento (abertura e fechamento) das válvulas cardíacas. Admitindo que o comportamento do sistema cardiovascular é baseado na repetição deste ciclo, foi possível interpretar esse sistema como um sistema periódico dependente da frequência cardíaca. De posse de todas essas informações, foi possível explicar melhor a fisiologia do sistema cardiovascular, o que facilitou a modelagem das principais variáveis hemodinâmicas da circulação sistêmica, como será visto no modelo a parâmetros concentrados apresentado no próximo capítulo dessa dissertação.

Capítulo 3

Modelagem do sistema cardiovascular humano

Neste capítulo estão apresentados princípios físicos que são utilizados para modelagem do sistema cardiovascular humano com o intuito de obter um modelo elétrico a parâmetros concentrados (0D). Um dos modelos que representa o SCH é o modelo de 5ª ordem que será apresentado neste capítulo.

3.1 Modelos a parâmetros concentrados

Representações simplificadas dos componentes do sistema cardiovascular podem contribuir fortemente para a compreensão da fisiologia circulatória. Existem diversas publicações de modelos que representam o SCH de diferentes formas, e cada um destes modelos tem méritos para aplicações específicas [12].

Existem diferentes técnicas de modelagem do SCH com diferentes níveis de detalhes. Os modelos em três dimensões (3D) buscam reproduzir precisamente alguma variável hemodinâmica. Esse tipo de modelo é muito útil quando complexos padrões do fluxo sanguíneo precisam ser analisados [12]. Modelos 3D capazes de simular a interação do DAV com o SCH também fornecem resultados precisos e permitem, por exemplo, escolher o melhor local para inserção da cânula do DAV no ventrículo e na aorta [13]. Com o objetivo de simplificar a modelagem, foram desenvolvidos modelos em uma dimensão (1D), nos quais utiliza-se

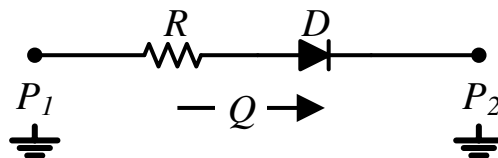
apenas uma coordenada do modelo 3D para representar a direção do fluxo sanguíneo. Esses modelos podem ser simplificados e com isso obtêm-se os modelos a parâmetros concentrados (0D) que representam o comportamento global do SCH, como os níveis de pressões e fluxos.

Os modelos a parâmetros concentrados ou modelos 0D, assumem uma distribuição uniforme das variáveis fundamentais (pressão, fluxo e volume) em qualquer compartimento do modelo, e em qualquer instante no tempo. Estes modelos, geralmente apresentam os principais componentes do sistema, como o coração, as válvulas do coração e a vasculatura [12].

Sistemas hidráulicos podem ser representados por meio de circuitos elétricos análogos. Para a comparação de um circuito elétrico com o SCH é realizada a seguinte equivalência: as correntes elétricas representam os fluxos de sangue nos vasos sanguíneos e as tensões elétricas representam as pressões do sistema circulatório. Os principais elementos de circuito utilizados são os resistores, capacitores, indutores e diodos. Os resistores representam a resistência que os vasos sanguíneos oferecem à passagem do sangue; os capacitores representam a complacência dos grandes vasos (capacidade de armazenar grandes volumes de sangue); e os indutores representam a inércia do sangue nos vasos.

As válvulas cardíacas podem ser representadas em modelos elétricos a parâmetros concentrados por diodos em série com uma resistência, ou seja, permitem passagem de fluxo em apenas um sentido. Com essa representação, não é modelado o atraso que ocorre no fechamento da válvula, que permite a passagem de fluxo no sentido reverso. Também não representa as vibrações que acontece nos folículos das válvulas no momento da abertura e do fechamento, porém é uma boa aproximação para o comportamento das válvulas. O esquema a seguir é utilizado para representar as válvulas cardíacas.

Figura 3.1: Circuito representativo do funcionamento de uma válvula cardíaca.



A corrente elétrica que flui do ponto P_1 para o ponto P_2 corresponde ao fluxo sanguíneo Q que passa pela válvula cardíaca representada pelo diodo D e pela resistência R . A variável

D recebe um valor igual a 1 sempre que a tensão no ponto P_1 for maior do que a tensão no ponto P_2 para representar que a válvula está aberta; e um valor igual a 0 sempre que a tensão no ponto P_1 for menor do que a tensão no ponto P_2 para representar que a válvula está fechada. Este fluxo pode ser representado pela equação (3.1).

$$Q = D \frac{(P_1 - P_2) \frac{[\text{mL}]}{[\text{s}]}}{R} \quad (3.1)$$

na qual:

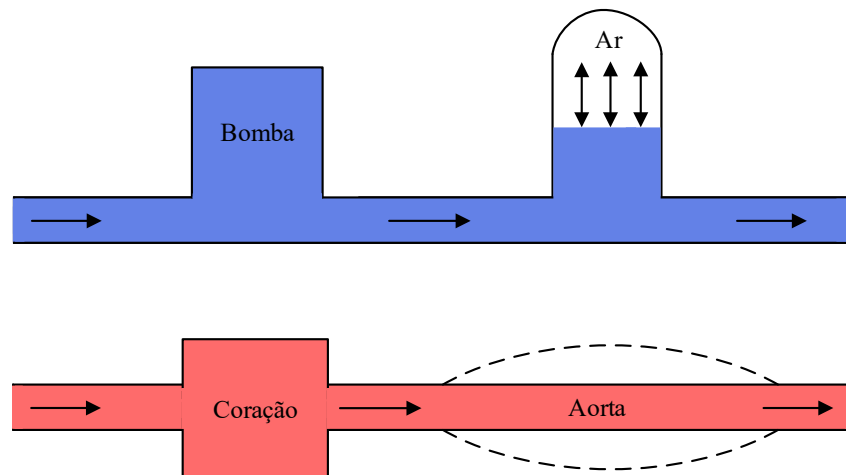
$$D = \begin{cases} 1, & \text{se } P_1 > P_2; \\ 0, & \text{se } P_1 \leq P_2; \end{cases} \quad (3.2)$$

Utilizando as leis dos nós e das malhas de Kirchhoff, podemos extrair as equações de tais circuitos e assim representar os modelos hidráulicos por meio de modelos a parâmetros concentrados baseados em equações diferenciais.

3.1.1 Modelos Windkessel

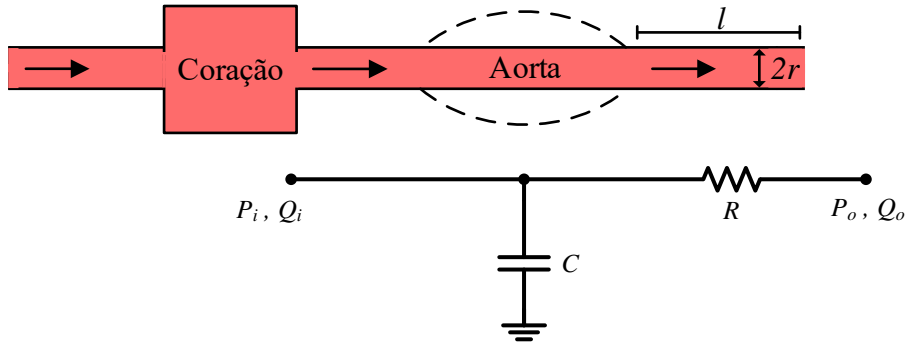
A análise do sistema cardiovascular com a utilização de modelos 0D iniciou com a modelagem de fluxo arterial usando o modelo Windkessel. Depois, com o objetivo de cobrir a modelagem de outros órgãos, como o coração, válvulas do coração e as veias, esse modelo sofreu alterações para representar essas outras partes do sistema cardiovascular. O termo Windkessel é uma expressão alemã que a tradução literal significa “câmara de ar”, e é uma analogia com os antigos sistemas utilizados pelos bombeiros para o bombeamento de água. Esse sistema funcionava da seguinte forma: a água era bombeada para dentro de um reservatório fechado e o ar presente no seu interior era comprimido causando aumento da pressão. A alta pressão na câmara de ar fechada, fazia com que quando a saída fosse aberta, a água também saísse com alta pressão para ser utilizada pelos bombeiros. Um esquemático simplificado desse tipo de sistema pode ser observado na Figura 3.2.

Figura 3.2: Esquemático do sistema utilizado pelos bombeiros para bombear água e o bombeamento realizado pelo coração: a cor azul representa a água; a cor vermelha representa o sangue que o coração bombeia; as setas indicam o sentido do fluxo.



A teoria sobre os modelos Windkessel, iniciou-se com os estudos de Stephen Hales em 1733 [14]. Em 1899, Otto Frank utilizou a ideia de Stephen Hales para representar o fluxo e a pressão do sangue no sistema arterial [15, 16]. Ele observou que o sistema utilizado pelos bombeiros era análogo ao funcionamento do bombeamento do coração. Dessa forma, o ventrículo esquerdo funciona como a bomba, a aorta e outras grandes artérias, em que a variação da pressão é significativamente menor devido à elasticidade, funcionam como a câmara de ar e os vasos periféricos, podem ser representados por tubos rígidos, como pode ser observado na Figura 3.2 [17]. Esta analogia resultou no desenvolvimento do primeiro modelo Windkessel, que consiste em um circuito elétrico com um resistor e um capacitor (Figura 3.3).

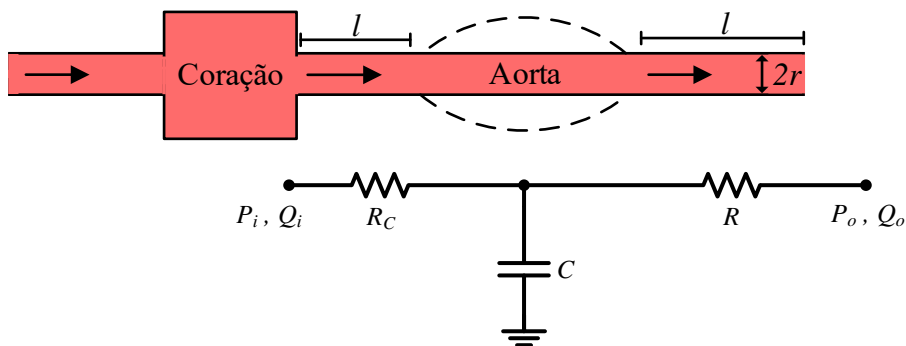
Figura 3.3: Modelo Windkessel de dois elementos: o capacitor C representa a complacência da aorta e o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos.



No modelo da Figura 3.3, o capacitor representa as propriedades de armazenamento das grandes artérias e o resistor representa a natureza dissipativa dos pequenos vasos periféricos. Apesar da simplicidade, comparado com os modelos mais sofisticados desenvolvidos posteriormente, esse modelo consegue representar de forma simples e eficiente a queda de pressão na aorta durante o período da diástole, e ainda hoje é utilizado [12].

Um outro modelo Windkessel, derivado do modelo de dois elementos, foi muito estudado por Westerhof [18] e é chamado de Westkessel ou modelo Windkessel de três elementos. Esse modelo introduziu uma resistência adicional R_C no modelo Windkessel de dois elementos como pode ser observado na Figura 3.4. A resistência R_C representa a impedância característica da rede arterial, e a adição desse elemento, melhora muito o desempenho desse modelo [12, 19].

Figura 3.4: Modelo Windkessel de três elementos: o capacitor C representa a complacência da aorta; o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos e o resistor R_c a resistências dos vasos da rede arterial.



Com o intuito de melhorar a representação do sistema circulatório, incorporando o efeito

da inércia do sangue, foi introduzido no modelo de três elementos, um indutor L em série com o resistor R_C . A configuração resultante dessa adição pode ser observada na Figura 3.5. Esse modelo é chamado de Windkessel de 4 elementos. Com esse mesmo objetivo, Westerhof, também propôs um outro modelo de 4 elementos, porém, o indutor L , foi adicionado em paralelo com o resistor R_C , e está ilustrado na Figura 3.6. A inclusão do indutor melhorou a precisão da modelagem do sistema.

Figura 3.5: Modelo Windkessel de quatro elementos (serie): o capacitor C representa a complacência da aorta; o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos; o resistor R_C a resistências dos vasos da rede arterial e o indutor L a inercia do sangue nos vasos.

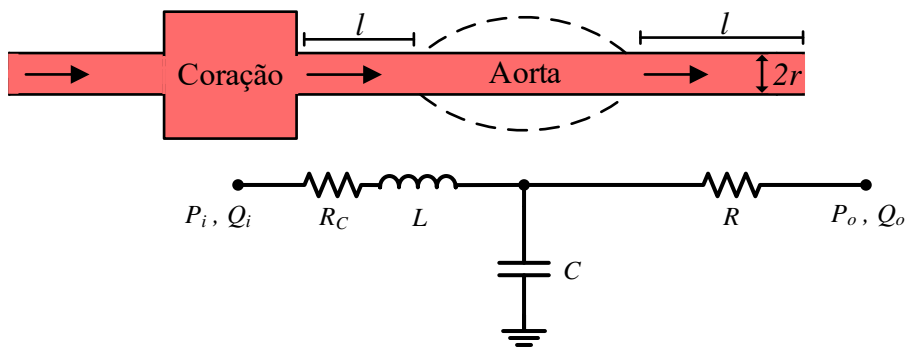
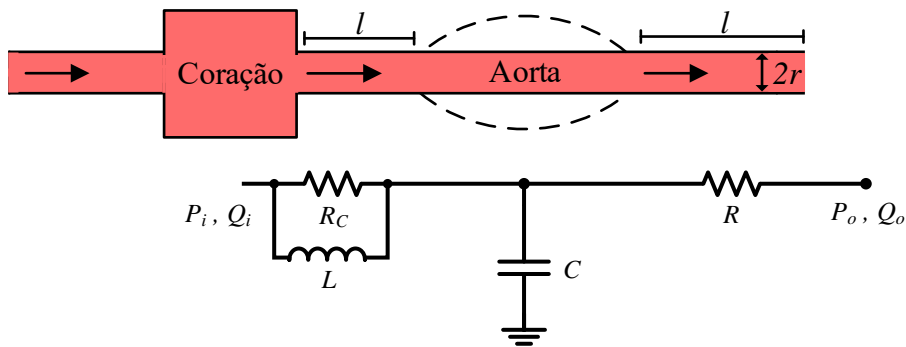


Figura 3.6: Modelo Windkessel de quatro elementos (paralelo): o capacitor C representa a complacência da aorta; o resistor R a resistências dos vasos sanguíneos; o resistor R_C a resistências dos vasos da rede arterial e o indutor L a inercia do sangue nos vasos.



A partir dos estudos realizados para comparar a precisão dos modelos Windkessel de dois, três e de quatro elementos (serie e paralelo), o modelo que melhor reproduziu o comportamento da impedância vascular foi o Windkessel de quatro elementos série, Figura 3.5. Os resultado obtidos com a utilização dos modelos de 4 elementos são melhores que os obtidos com a utilização dos modelos mais simples de dois e três elementos, porém, com a

inclusão de novos elementos, a identificação dos parâmetros do modelo fica mais complicada [12, 20].

O cálculo dos parâmetros, resistências, indutâncias e capacitâncias, podem ser realizados com base nas dimensões físicas dos tubos e câmaras do sistema. Na próxima seção serão apresentadas as equações utilizadas para cada componente.

3.1.2 Cálculo dos parâmetros do modelo

Os parâmetros de resistência, indutância e capacitância dos sistemas hidráulicos, podem ser calculados a partir das características geométricas de seus componentes e das características hidráulicas do fluido.

A resistência do tubo, com base nas condições de fluxo de Poiseuille pode ser aproximada por [17, 21, 22]:

$$R = \frac{8\eta l \text{ [mmHg]}\cdot\text{[s]}}{\pi r^4 \text{ [mL]}} \quad (3.3)$$

na qual, η é a viscosidade do fluido em $[\text{g}/(\text{cm}\cdot\text{s})]$, l é o comprimento em $[\text{cm}]$ e r é o raio do tubo em $[\text{cm}]$.

A indutância também pode ser calculada utilizando as características do fluido e do tubo. Uma equação simplificada para o cálculo da indutância de um tubo cilíndrico é [21, 23]:

$$L = \frac{\rho l \text{ [mmHg]}\cdot\text{[s]}^2}{\pi r^2 \text{ [mL]}} \quad (3.4)$$

na qual, ρ é a densidade do fluido em $[\text{g}/\text{cm}^3]$, l é o comprimento e r é o raio do tubo em $[\text{cm}]$.

A complacência de um reservatório fechado, é representada no modelo elétrico análogo por um capacitor, e pode ser calculada com base nas dimensões do reservatório e das características de fluido pela expressão [24, 25]:

$$C = \frac{V_r - V_f \text{ [mL]}}{P_f - \rho g h_f \text{ [mmHg]}} \quad (3.5)$$

na qual, V_r é o volume total do reservatório em mililitros $[\text{mL}]$, V_f é o volume total de fluido

dentro do reservatório em mililitros [mL], P_f é a pressão absoluta do fluido no reservatório em [mmHg], ρ é a densidade do fluido em [g/cm³], g é a aceleração da gravidade em [m/s²] e h_f é a altura da coluna de fluido no reservatório em [cm].

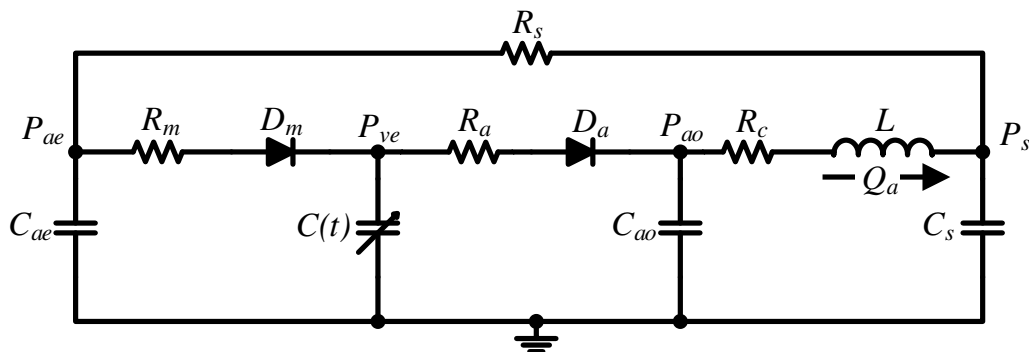
As unidades de resistência, indutância e capacitância encontradas, mesmo aplicando unidades do sistema internacional de medidas (SI), não são as unidades usuais em sistemas hidráulicos. A unidade utilizada para resistência é [mmHg].[s]/[mL], para a indutância é [mmHg].[s²]/[mL] e para a capacitância é [mL]/[mmHg]. No apêndice A, pode-se verificar como é realizada a análise dimensional para os valores de resistências, indutâncias e capacitâncias.

Esses valores, calculados a partir da geometria do tubo e das características do fluido, podem ser utilizados como uma estimativa inicial do valor real, porém é necessário realizar ajustes de forma empírica ou utilizando métodos de estimação. Podemos citar com exemplo de métodos utilizados, o método dos mínimos quadrados e o filtro de Kalman.

3.2 Modelo de 5^a ordem

Um dos modelos elétricos do SCH presentes na literatura é o modelo proposto por Si-maan *et al.* [26] cujo circuito pode ser observado na Figura 3.7. Esse circuito elétrico, tem como objetivo reproduzir a hemodinâmica do ventrículo esquerdo. O ventrículo direito e a circulação pulmonar são considerados normais e ainda assume-se que este lado não interfere no funcionamento de DAVs acoplados ao ventrículo esquerdo, por isso, não são considerados individualmente no modelo [26].

Figura 3.7: Modelo elétrico do sistema cardiovascular.



Neste circuito, o átrio esquerdo é representada pelo capacitor C_{ae} ; a válvula mitral é representada pelo resistor R_m e pelo diodo ideal D_m ; a válvula aórtica é representada pelo resistor R_a e pelo diodo ideal D_a ; a complacência da aorta é representada pelo capacitor C_{ao} e a pós-carga é representada pelo modelo Windkessel de 4 elementos com os seguintes componentes: R_c (resistência característica), L (indutância do sangue na aorta), C_s (complacência sistêmica) e R_s (resistência sistêmica). A Tabela 3.1 lista os parâmetros do circuito e os seus valores [26].

Como citado anteriormente, o comportamento do ventrículo esquerdo é modelado por meio da capacitância variável $C(t)$, que é o inverso da função elastância $E(t)$ dada pela equação (2.1).

Tabela 3.1: Parâmetros do modelo apresentado na Figura 3.7

Parâmetros	Valor	Significado Fisiológico
Resistências (mmHg.s/mL)		
R_s	1,0000	Resistência sistêmica
R_m	0,0050	Resistência da válvula mitral
R_a	0,0010	Resistência da válvula aórtica
R_c	0,0398	Resistência característica
Complacências (mL/mmHg)		
$C(t) = (V_{ve}(t) - V_0)/P_{ve}(t)$	Variante no tempo	Complacência do ventrículo esquerdo
C_{ae}	4,4000	Complacência do átrio esquerdo
C_s	1,3300	Complacência sistêmica
C_{ao}	0,0800	Complacência da aorta
Indutâncias (mmHg.s ² /mL)		
L	0,0005	Indutância do sangue na aorta
Válvulas		
D_m	–	Válvula mitral
D_a	–	Válvula aórtica

Para realizar a simulação computacional do modelo proposto por Simaan *et al.* [26], utilizou-se a lei dos nós (KCL) e a lei das malhas (KVL) de Kirchhoff para obter as equações que representam a dinâmica do sistema. O estado dos diodos (D_m e D_a) foram utilizados para indicar se ele está diretamente polarizado ($D_m = 1$) ou reversamente polarizado ($D_m = 0$) [4].

A representação matemática desse modelo é feita por meio de equações diferenciais, cujas variáveis de estado estão representadas no circuito da Figura 3.7. Utilizando os métodos

de análise de circuitos (KCL e KVL), obtemos as equações de estado para o modelo. As variáveis de estado são a pressão na aorta (P_{ao}), o fluxo na aorta (Q_a), o volume do ventrículo esquerdo (V_{ve}), a pressão na circulação sistêmica (P_s) e a pressão no átrio esquerdo (P_{ae}). Com as variáveis de estado definidas, temos as seguintes equações para esse modelo [4].

Para obter a equação de P_{ao} no circuito elétrico (Figura 3.7), utilizou-se a leis dos nós de Kirchhoff, e igualou-se as correntes que chegam com as correntes que saem do nó conforme as equações abaixo.

$$\frac{D_a}{R_a}(P_{ve} - P_{ao}) = C_{ao}\dot{P}_{ao} + Q_a \quad (3.6)$$

$$C_{ao}\dot{P}_{ao} = -\frac{D_a}{R_a}P_{ao} - Q_a + \frac{D_a}{R_a}P_{ve} \quad (3.7)$$

$$C_{ao}\dot{P}_{ao} = -\frac{D_a}{R_a}P_{ao} - Q_a + \frac{D_a}{R_a}E(t)(V_{ve} - V_o) \quad (3.8)$$

$$\dot{P}_{ao} = -\frac{D_a}{R_a C_{ao}}P_{ao} - \frac{1}{C_{ao}}Q_a + \frac{D_a}{R_a C_{ao}}E(t)V_{ve} - \frac{D_a}{R_a C_{ao}}E(t)V_o \quad (3.9)$$

Para obter a equação de Q_a no circuito elétrico (Figura 3.7), utilizou-se como base a tensão nos nós P_{ao} e P_s e obteve-se a equação que relaciona esses dois nós de acordo com as equações abaixo.

$$P_{ao} = R_c Q_a + L\dot{Q}_a + P_s \quad (3.10)$$

$$L\dot{Q}_a = P_{ao} - R_c Q_a - P_s \quad (3.11)$$

$$\dot{Q}_a = \frac{1}{L}P_{ao} - \frac{R_c}{L}Q_a - \frac{1}{L}P_s \quad (3.12)$$

A variação do volume no ventrículo esquerdo, foi obtida subtraindo o fluxo de saída do fluxo de entrada, que são dados pelas correntes que saem e que chegam no nó P_{ve} respectivamente. Assim, para o cálculo da variação do volume do ventrículo esquerdo, temos as seguintes equações.

$$\dot{V}_{ve} = \frac{D_m}{R_m}(P_{ae} - P_{ve}) - \frac{D_a}{R_a}(P_{ve} - P_{ao}) \quad (3.13)$$

$$\dot{V}_{ve} = \frac{D_a}{R_a} P_{ao} - \left[\frac{D_m}{R_m} + \frac{D_a}{R_a} \right] P_{ve} + \frac{D_m}{R_m} P_{ae} \quad (3.14)$$

$$\dot{V}_{ve} = \frac{D_a}{R_a} P_{ao} - \left[\frac{D_m}{R_m} + \frac{D_a}{R_a} \right] E(t) V_{ve} + \frac{D_m}{R_m} P_{ae} + \left[\frac{D_m}{R_m} + \frac{D_a}{R_a} \right] E(t) V_o \quad (3.15)$$

Para obter a equação de P_s , procedeu-se da mesma forma que foi feito para determinar P_{ao} . Igualou-se as correntes que chegam com as correntes que saem do nó P_s , conforme as equações abaixo.

$$Q_a = C_s \dot{P}_s + \frac{P_s - P_{ae}}{R_s} \quad (3.16)$$

$$C_s \dot{P}_s = Q_a - \frac{P_s - P_{ae}}{R_s} \quad (3.17)$$

$$\dot{P}_s = \frac{1}{C_s} Q_a - \frac{1}{R_s C_s} P_s + \frac{1}{R_s C_s} P_{ae} \quad (3.18)$$

Para obter a equação de P_{ae} , procedeu-se da mesma forma que foi feito para determinar P_{ao} . Igualou-se as correntes que chegam com as correntes que saem do nó P_{ae} , conforme as equações abaixo.

$$\frac{(P_s - P_{ae})}{R_s} = C_{ae} \dot{P}_{ae} + \frac{D_m}{R_m} (P_{ae} - P_{ve}) \quad (3.19)$$

$$C_{ae} \dot{P}_{ae} = \frac{1}{R_s} P_s - \frac{1}{R_s} P_{ae} - \frac{D_m}{R_m} P_{ae} + \frac{D_m}{R_m} P_{ve} \quad (3.20)$$

$$C_{ae} \dot{P}_{ae} = \frac{1}{R_s} P_s - \left[\frac{1}{R_s} + \frac{D_m}{R_m} \right] P_{ae} + \frac{D_m}{R_m} E(t) V_{ve} - \frac{D_m}{R_m} E(t) V_o \quad (3.21)$$

$$\dot{P}_{ae} = \frac{D_m}{R_m C_{ae}} E(t) V_{ve} + \frac{1}{R_s C_{ae}} P_s - \frac{1}{C_{ae}} \left[\frac{1}{R_s} + \frac{D_m}{R_m} \right] P_{ae} - \frac{D_m}{R_m C_{ae}} E(t) V_o \quad (3.22)$$

Podemos agrupar as variáveis de estado no vetor x como:

$$x = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{ao} \\ Q_a \\ V_{ve} \\ P_s \\ P_{ae} \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

De posse das equações diferenciais descritas acima, uma das possibilidades de representar

a dinâmica do sistema é por meio de uma representação matricial a seguir:

$$\dot{x} = A(t)x + B(t) \quad (3.24)$$

na qual $A(t)$ é uma matriz não linear devido ao comportamento dos diodos e variante no tempo em virtude da função de elastância do ventrículo esquerdo. Essa matriz é dada por:

$$A(t) = \begin{bmatrix} -\frac{D_a}{R_a C_{ao}} & -\frac{1}{C_{ao}} & \frac{D_a}{R_a C_{ao}} E(t) & 0 & 0 \\ \frac{1}{L} & -\frac{R_c}{L} & 0 & -\frac{1}{L} & 0 \\ \frac{D_a}{R_a} & 0 & -\left[\frac{D_m}{R_m} + \frac{D_a}{R_a}\right] E(t) & 0 & \frac{D_m}{R_m} \\ 0 & \frac{1}{C_s} & 0 & -\frac{1}{R_s C_s} & \frac{1}{R_s C_s} \\ 0 & 0 & \frac{D_m}{R_m C_{ae}} E(t) & \frac{1}{R_s C_{ae}} & -\frac{1}{C_{ae}} \left[\frac{1}{R_s} + \frac{D_m}{R_m}\right] \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

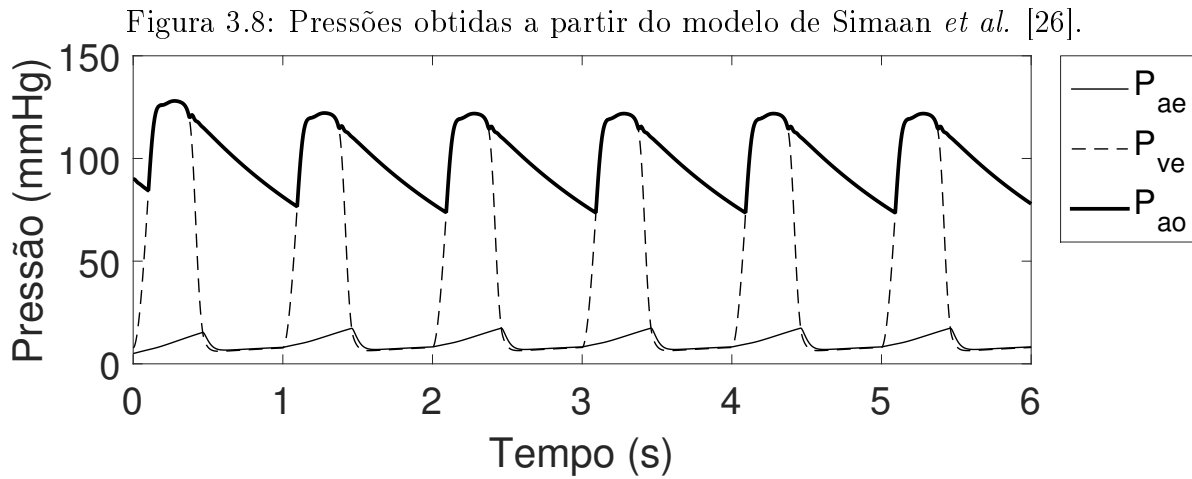
e o vetor $B(t)$, também variante no tempo, contém os termos independentes das variáveis de estados, sendo representado por:

$$B(t) = \begin{bmatrix} -\frac{D_a}{R_a C_{ao}} E(t) V_o \\ 0 \\ \left[\frac{D_m}{R_m} + \frac{D_a}{R_a}\right] E(t) V_o \\ 0 \\ -\frac{D_m}{R_m C_{ae}} E(t) V_o \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

Utilizado as equações obtidas a partir do modelo apresentado na Figura 3.7, foram realizadas simulações computacionais. Na Figura 3.8 estão representadas as curvas de pressão na aorta (P_{ao}), pressão no ventrículo esquerdo (P_{ve}) e pressão no átrio esquerdo (P_{ae}) obtidas com a simulação deste modelo [4].

As curvas representadas na Figura 3.8, obtidas com o modelo de 5ª ordem proposto por Simaan *et al.* [26] consegue reproduzir de forma bem aproximada as curvas do ciclo cardíaco

do SCH propostas por Guyton e que estão representadas na Figura 2.2.



3.3 Considerações finais

Com a modelagem Windkessel é possível representar um sistema hidráulico por meio de componentes elétricos como resistores, indutores, capacitores e diodos, com diferentes graus de complexidade. Esse tipo de modelagem também será utilizada no próximo capítulo para a modelagem de um dispositivos de assistência ventricular. Com o modelo 0D de 5^a ordem que representa o SCH, é necessário um modelo 0D de um dispositivo de assistência ventricular para poder ser acoplado a este modelo. No capítulo 4, será apresentado o dispositivo de assistência ventricular pDAV e a estratégia utilizada para obter um modelo 0D desse dispositivo para ser acoplados a modelos 0D que representam o SCH e avaliar a interação do DAV com o SCH.

Capítulo 4

Modelagem do dispositivo de assistência ventricular

Neste capítulo será apresentado o dispositivo de assistência ventricular pDAV e a estratégia utilizada para obter um modelo 0D para esse dispositivo. A grande importância de modelar esse dispositivo é a possibilidade de utilizar esse modelo acoplado a um modelo 0D que representa o SCH para avaliar a interação do DAV com o SCH.

4.1 Dispositivo de assistência ventricular pulsátil

O pDAV estudado nesse trabalho [27], Figura 4.1, é composto basicamente por duas câmaras separadas por uma membrana e duas aberturas: uma abertura para entrada e outra para saída de líquido. Na entrada existe uma válvula unidirecional que permite apenas a entrada de líquido para o interior do pDAV. Na saída está localizada outra válvula unidirecional que permite apenas a saída de líquido do pDAV. Esse dispositivo, possui acionamento pneumático de modo que é possível controlar a pressão e os tempos de ejeção de ar. Esse acionador pressuriza a câmara de ar do pDAV, movimenta a membrana e gera a pulsação e o bombeamento do líquido por todo o sistema de forma semelhante ao que ocorre no ciclo cardíaco. Na Figura 4.2 segue um diagrama de blocos simplificado da estrutura do pDAV.

Figura 4.1: Dispositivo de assistência ventricular pulsátil - pDAV [27].

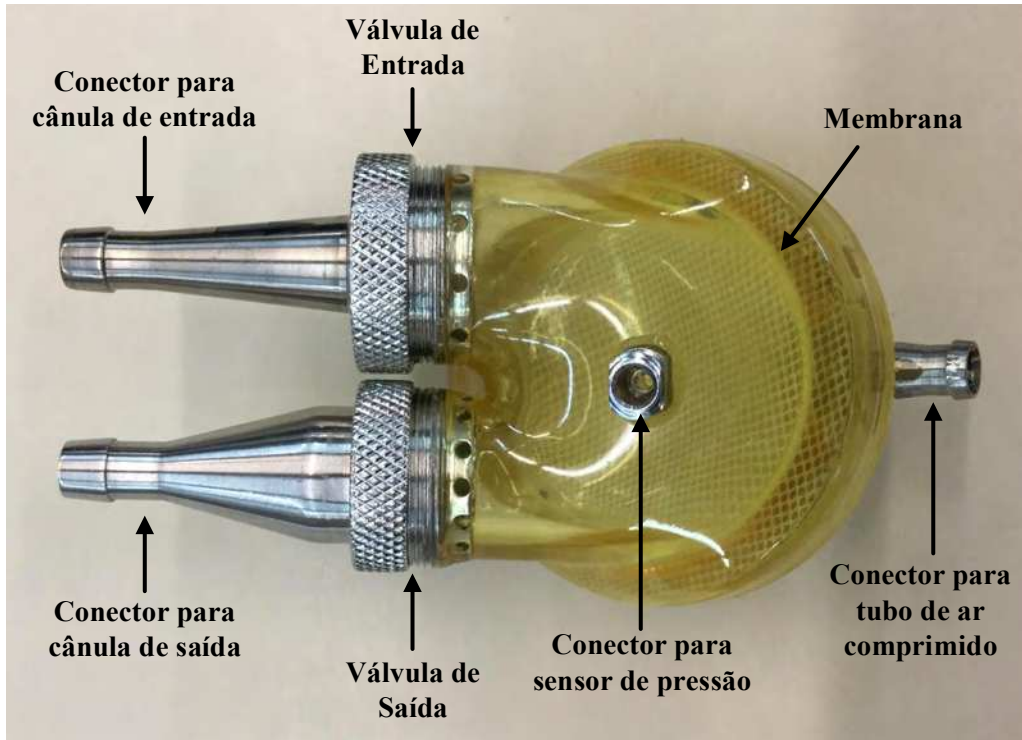
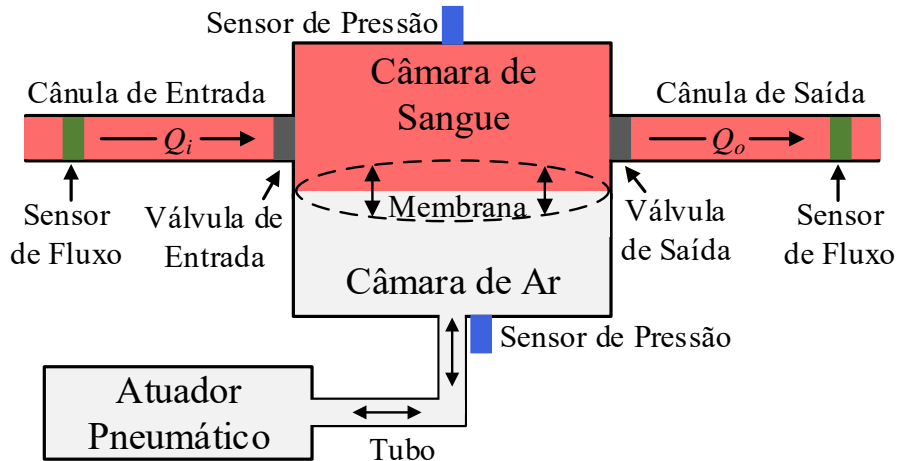


Figura 4.2: Diagrama de blocos do pDAV utilizado no sistema hidráulico.



Quando a membrana que separa a câmara de sangue da câmara de ar relaxa, a válvula de saída fecha, a pressão dentro da câmara de sangue diminui para valores baixos e com isso a válvula de entrada abre, permitindo a entrada de líquido na câmara de sangue até o momento que o atuador pneumático pressuriza a câmara de ar para bombear o líquido que está preenchendo a câmara de sangue. No momento que o atuador pressuriza a câmara de

ar, a válvula de entrada fecha, e a pressão dentro da câmara de sangue aumenta muito, com isso, a válvula de saída abre, e permite a saída do líquido para o reservatório 1, cuja pressão deve estar próxima dos valores de referência de pressão para um paciente pediátrico.

Após a saída do líquido, o atuador pneumático permite o relaxamento da membrana. Como isso a pressão dentro da câmara de sangue diminui rapidamente, e como a pressão no reservatório 1 está alta, pois ele acabou de receber líquido, esse líquido tenta voltar para a câmara de sangue e força o fechamento da válvula de saída. Em seguida a válvula de entrada abre e inicia um novo ciclo de enchimento.

É possível observar que as válvulas funcionam de forma alternada, logo pode-se considerar que existe fluxo apenas em um sentido. Porém no momento em que as válvulas estão fechando, há um pequeno fluxo contrário ao sentido da circulação por um tempo muito pequeno. O funcionamento das válvulas pode ser descrito de forma simplificada. No momento em que o pDAV está na fase de enchimento, a válvula de entrada está aberta e a de saída está fechada, já na fase de ejeção ocorre o inverso. Estas válvulas reproduzem e seguem o padrão de funcionamento das válvulas cardíacas, em que o seu processo de abertura e fechamento é passivo, pois depende apenas do gradiente de pressão, sem que haja mecanismos ativos para o seu funcionamento.

4.1.1 Próteses valvulares cardíacas

Existem dois tipos principais destas válvulas: as mecânicas e as biológicas. As primeiras a serem desenvolvidas foram as mecânicas, durante a década de cinquenta. As válvulas mecânicas apresentavam alguns problemas relacionados à coagulação e formação de trombo, e isso estimulou o desenvolvimento de válvulas cardíacas biológicas. Além destes dois tipos, também existem próteses de válvulas obtidas por polímeros e por engenharia de tecidos, mas são pouco utilizadas [3]. Essas próteses valvulares cardíacas são utilizadas na entrada e na saída dos DAVs, como também são utilizadas em cirurgias para substituir válvulas com problemas do coração. Na Figura 4.3, segue imagens de próteses valvulares cardíacas mecânicas e na Figura 4.4 segue imagens de próteses valvulares cardíacas biológicas [28]. O pDAV utiliza próteses biológicas desenhadas e confeccionadas especialmente para essa aplicação.

Figura 4.3: Próteses valvulares cardíacas mecânicas de duplo folheto e válvula mecânica *caged-ball* utilizadas para substituir as válvulas do coração e em DAVs [28].



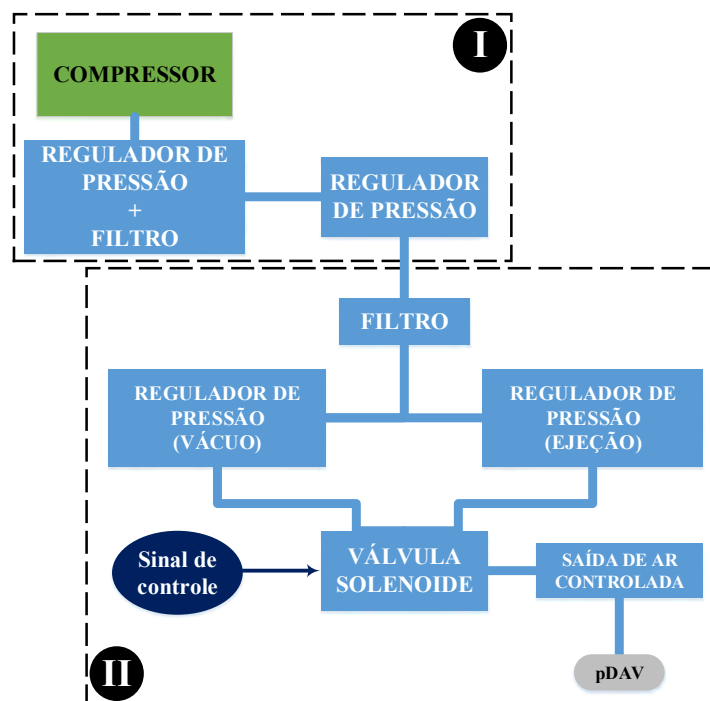
Figura 4.4: Próteses valvulares cardíacas biológicas construídas com a utilização de pericárdio bovino utilizadas para substituir as válvulas do coração e em DAVs [28].



4.1.2 Atuador pneumático

O bombeamento realizado pelo pDAV é controlado pelo usuário com a utilização de um atuador pneumático que é um modelo simplificado do sistema de acionamento pneumático utilizado clinicamente [29] cedido para esse estudo através da cooperação científica estabelecida mencionada na Introdução desse trabalho. Um diagrama de blocos simplificados do sistema pneumático está representado na Figura 4.5. Esse atuador é utilizado para gerar a saída de ar controlada que é utilizada para pressurizar a câmara de ar do pDAV.

Figura 4.5: Esquemático simplificado da interligação dos componentes do atuador pneumático. I – Conjunto composto por compressor, reguladores de pressão e filtro para adequar a pressão de ar gerada pelo compressor à pressão utilizada na entrada do atuador pneumático. II – Atuador pneumático.



Todo o ar comprimido utilizado neste sistema é proveniente de um compressor que disponibiliza níveis de pressão entre 7 bar e 9 bar. A saída deste compressor é conectada à um conjunto composto por um regulador de pressão e um filtro de ar e de umidade, para regular a pressão da saída do compressor para 6 bar. A saída desse conjunto é conectada a uma tubulação de ar comprimido que proporciona o transporte do ar até o local no qual está o atuador. Antes da entrada do atuador, existe outro regulador de pressão que baixa a pressão da tubulação de ar comprimido para 3 bar, que é a pressão necessária na entrada do atuador pneumático para o seu correto funcionamento.

Na entrada do atuador foi colocado mais um filtro de ar para garantir que não irá entrar impurezas e umidade no sistema. A saída do filtro é conectada a dois reguladores de pressão para adequar o nível de pressão disponibilizado no filtro de entrada do atuador pneumático ao nível utilizado pelo pDAV. Um dos reguladores ajusta o nível da pressão de ejeção do pDAV e outro para ajustar o nível da pressão de enchimento do pDAV. Esses níveis de

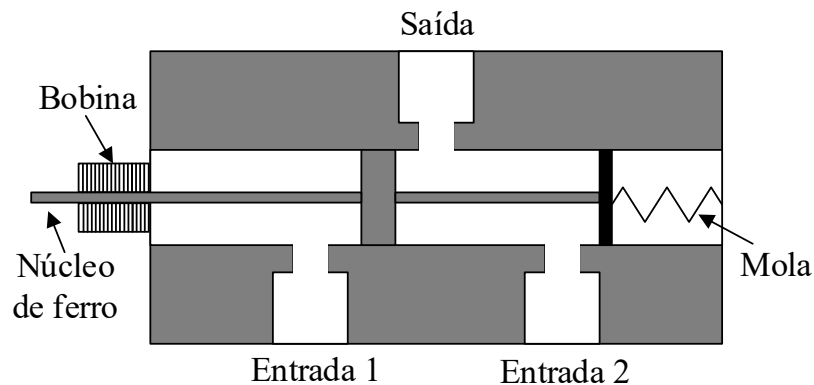
pressão estão disponíveis nas duas entradas da válvula solenoide.

A pressão de ejeção e a pressão de enchimento, são medidas pelo sensor de pressão SCX05DNC da Honeywell[®]. As características desse sensor e o modo de funcionamento estão detalhados na seção aquisição de dados.

Para alternar entre os dois níveis de pressão de operação, utilizou-se uma válvula solenoide. Essa válvula possui duas conexões na entrada para as tubulações de pressão controlada e uma conexão na saída que é alternada entre as duas conexões da entrada.

Esse é um solenoide que possui duas posições, acionado por tensão, e o retorno é realizado por uma mola. Quando o solenoide está desenergizado, a saída é conectada à entrada 1 da válvula, enquanto a outra conexão é conectada à exaustão. Na posição energizada, a entrada 2 da válvula é conectada à saída enquanto a outra saída é conectada à exaustão. Um esquemático desse sistema pode ser observado na Figura 4.6. O tempo para ativar (Δt_1), ou seja, energizar a bobina e chavear a saída para a entrada 2 é de 0,032 s e para desativar (Δt_2), ou seja, chavear a saída para a entrada 1 é de 0,010 s. A tensão de operação é de 12 V, 0,5 A, necessitando de 6W de potência.

Figura 4.6: Esquemático da válvula solenoide utilizada.

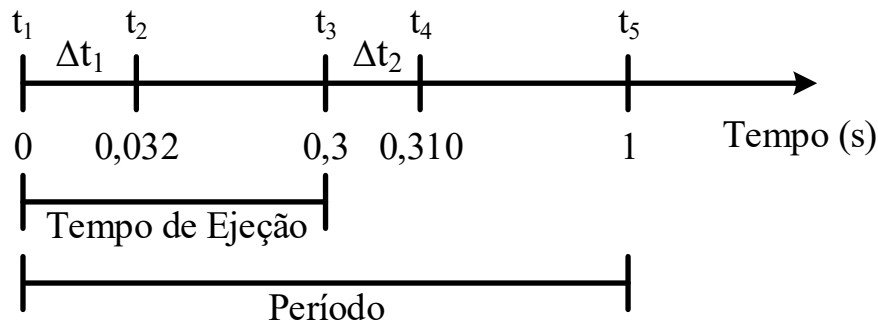


A válvula solenoide é controlada mediante a utilização de um microcontrolador, assim, o usuário define o intervalo de tempo que a saída da válvula ficará conectada à entrada 1 e o intervalo que a saída ficará conectada à entrada 2. Para facilitar a utilização desse sistema, que funciona de forma periódica, está disponível o ajuste do período e do intervalo de tempo que a saída da válvula ficará conectada à entrada 2 (tempo de ejeção).

Na Figura 4.7, é possível observar a distribuição do tempo de funcionamento da válvula

solenóide. O período de trabalho pode ser variado e o intervalo de tempo que a saída da válvula ficará conectada à entrada 2 também pode ser ajustado. A saída da válvula solenóide é conectada por meio de um tubo ao pDAV.

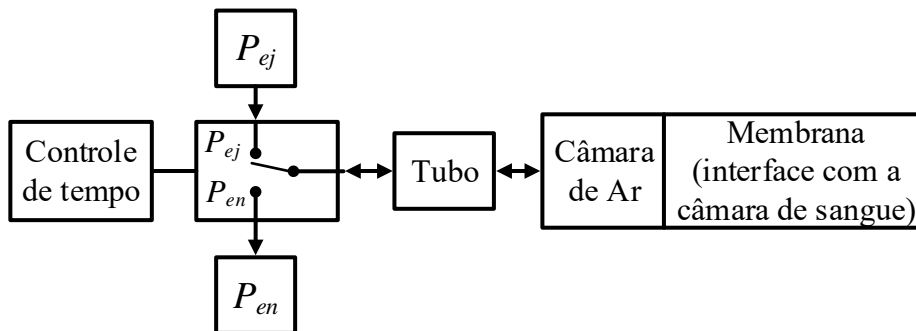
Figura 4.7: Funcionamento da válvula solenóide no tempo: t_1 - instante de tempo no qual o sinal elétrico é aplicado à bobina da válvula; t_2 - instante de tempo que a válvula está ativada; t_3 - instante de tempo no qual a bobina da válvula é desenergizada; t_4 - instante de tempo que a válvula está desativada; t_5 - instante de tempo no qual o sinal elétrico é aplicado à bobina da válvula.



4.2 Modelagem do sistema de atuação pneumática

Para a modelagem completa do pDAV, iniciou-se com a modelagem do sistema de atuação pneumática do pDAV. Este sistema é similar ao descrito por Ferrari *et al.* [30], como pode ser observado no esquemático simplificado apresentado na Figura 4.8. Nesse esquemático, podemos observar que a saída da válvula solenóide, que é chaveada entre os níveis de pressão da entrada P_{ej} e P_{en} , é conectada à câmara de ar do pDAV por um tubo.

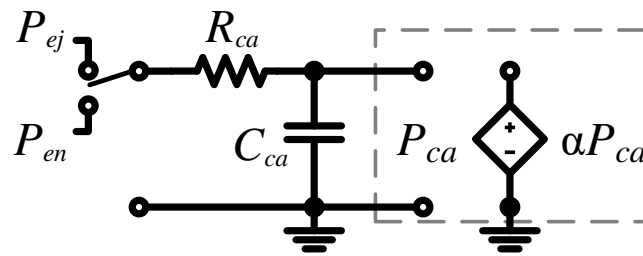
Figura 4.8: Esquemático simplificado do sistema de atuação pneumática do pDAV.



Com base nesta descrição, e utilizando a analogia entre sistemas hidráulicos e sistemas

elétricos, o modelo 0D do sistema de atuação pneumática do pDAV é modelado como um circuito RC, apresentado na Figura 4.9, no qual: o resistor R_{ca} representa a resistência do tubo que liga a válvula solenoide à câmara de ar do pDAV; o capacitor C_{ca} representa a complacência da câmara de ar; e a pressão P_{ca} , equivalente a tensão sobre o capacitor C_{ca} , representa a pressão na câmara de de ar do pDAV de acordo com as pressões de entrada P_{ej} e P_{en} [31].

Figura 4.9: Modelo 0D do atuador pneumático do pDAV.



Não há troca de fluido através da membrana, ou seja, o fluido que circula no simulador não entra em contato com o ar comprimido utilizado para bombear o líquido no sistema. Assim, é necessário introduzir uma interface entre o sistema de atuação pneumático e a câmara de sangue para representar esse isolamento. O elemento elétrico utilizado para essa função é uma fonte de tensão controlada por tensão, αP_{ac} , na qual α representa a queda de pressão provocada pela membrana, como pode ser observado na Figura 4.9. Neste trabalho, essa queda de pressão foi considerada insignificante, assim, $\alpha = 1$.

A resistência R_{ca} pode ser calculada de acordo com a resistência do tubo que liga a válvula solenoide à câmara de ar do pDAV utilizando a lei de Poiseuille [17]:

$$R_{ca} = \frac{8\eta l_{ca}}{\pi r_{ca}^4} \quad (4.1)$$

na qual, a viscosidade do ar $\eta = 1,72 \times 10^{-4}$ g/(cm s), o comprimento do tubo $l_{ca} = 300$ cm e o raio do tubo $r_{ca} = 0,25$ cm. Assim, o valor da resistência do tubo é $R_{ca} = 33,64$ g/(cm s mL). Fazendo a análise dimensional explicitada no Apêndice A, $R_{ca} = 0,25$ mmHg s/mL.

Para estimar o valor dos parâmetros do modelo, foi necessário realizar experimentos com o pDAV para obter os dados necessários para a estimação. No capítulo 5, será detalhado como são realizados os testes com esse dispositivo e qual a instrumentação utilizada.

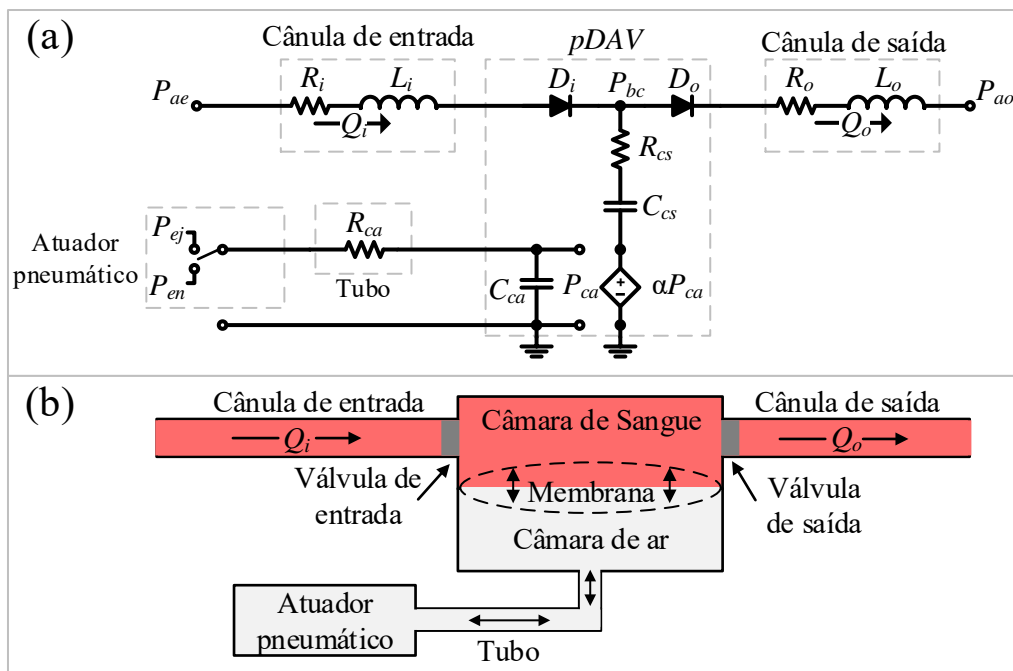
4.3 Modelagem do pDAV

Para a modelagem do pDAV, seguiu-se a metodologia adotada por Hunsberger [21], que desenvolveu um modelo 0D para o DAV Thoratec[®] PVAD, que também é um DAV do tipo pulsátil, porém utilizado para pacientes adultos.

Foi realizado um estudo com o dispositivo isolado (teste estático) para obter a relação entre a pressão e o volume no interior da câmara de sangue, com o objetivo de determinar a complacência dessa câmara (C_{cs}). Detalhes do teste estático e testes dinâmicos para estimar o valor dessa complacência serão apresentados no próximo capítulo.

Como o pDAV possui duas válvulas, uma na entrada e outra na saída da câmara de sangue, utilizou-se a analogia entre circuitos elétricos e sistemas hidráulicos, que foi exemplificada no capítulo 3, para modelar as válvulas e as cânulas de entrada e saída que são acopladas ao pDAV. A Figura 4.10 apresenta o modelo 0D do pDAV, cânulas e atuador pneumático.

Figura 4.10: (a) Modelo 0D, (b) esquemático simplificado do pDAV, cânulas e atuador pneumático.



Na Figura 4.10 (a), o indutor L_i e o resistor R_i representam a cânula de entrada do dispositivo e o diodo D_i representa a válvula de entrada na câmara de sangue. O indutor

L_o e o resistor R_o representam a cânula de saída do dispositivo e o diodo D_o representa a válvula de saída da câmara de sangue [31].

4.4 Considerações finais

Utilizando a modelagem Windkessel e a analogia entre os sistemas hidráulicos e circuitos elétricos, foi possível obter um modelo para o pDAV e para o sistema de atuação pneumática. Para que seja possível estimar os parâmetros e validar esse modelo, foi utilizado um sistema hidráulico cedido através de parceria com o InCor e que proporciona níveis de pressões na entrada e na saída do pDAV próximos aos níveis de pressão de um paciente pediátrico. Assim, no capítulo 5, serão apresentados alguns SHs disponíveis na literatura bem como o SH desenvolvido pelo InCor que foi utilizado para validar o modelo proposto. Também será apresentado um modelo 0D análogo ao SH que será acoplado ao modelo do pDAV e do atuador pneumático para realização de simulações computacionais.

Capítulo 5

O sistema hidráulico

Neste capítulo serão apresentados alguns simuladores hidráulicos do SCH disponíveis na literatura. Também será apresentado o sistema hidráulico previamente desenvolvido por Torres e Cestari [8] e que é utilizado para testar dispositivos de assistência ventricular. Um modelo 0D para o SH com o pDAV acoplado também foi desenvolvido e está disponível neste capítulo. O modelo do pDAV apresentado no capítulo 4, será validado com utilização desse sistema hidráulico, e poderá ser utilizado em conjunto com modelos 0D do sistema cardiovascular pediátrico [32, 33], para avaliar a interação do DAV com o SCH.

5.1 Simuladores hidráulicos do sistema cardiovascular

Os sistemas hidráulicos que são utilizados para testar os DAVs tentam reproduzir condições de pressões que os DAVs serão submetidos quando implantados em um paciente. Embora esses sistemas não possam substituir os testes com animais e ensaios clínicos, eles são um passo essencial e importante no projeto e validação dos DAVs [6].

Esses sistemas devem ser capazes de reproduzir diversas situações fisiológicas normais e de insuficiência cardíaca, de acordo com os parâmetros ajustados pelo operador. Para tanto, devem possuir resistências (presentes nos tubos) e complacências (dependem do volume de ar dos reservatórios) que possam ser ajustadas e medidas para a correta configuração do ponto de operação; devem possuir a capacidade de simular o uso de DAVs; devem ser de fácil operação e; devem ser construídos a partir de um modelo analítico que possa ser

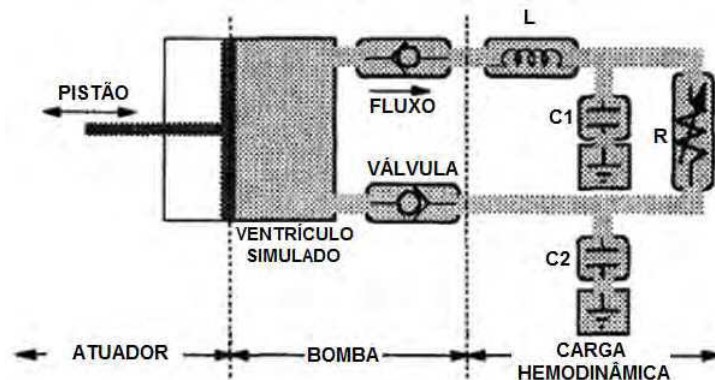
desenvolvido para assegurar a confiança dos resultados obtidos [34, 35].

Os primeiros sistemas foram construídos com o objetivo de simular o SCH e testar próteses de válvulas cardíacas. Eles eram basicamente duplicadores de pulso, acionados por motores de passo e atuadores lineares [6]. Após esses primeiros sistemas, começaram a ser desenvolvidos sistemas para avaliar o funcionamento de DAVs [34].

Um dos primeiros protótipos utilizados para testar DAVs foi desenvolvido na Universidade da Pennsylvania em 1981 por Rosenberg *et. al* [35]. Esse sistema simulava tanto a circulação sistêmica quanto a pulmonar, de modo que o lado esquerdo e o lado direito do coração fossem representados.

Williams *et al.* [5] em 1994, desenvolveram um simulador hidráulico com o intuito de analisar o emprego de DAVs acoplados ao ventrículo esquerdo. Esse simulador foi construído com o objetivo de reproduzir as relações de pressão e volume do ventrículo esquerdo de um paciente de acordo com o modelo da elastância variável no tempo descrito por Sagawa *et al.* [11]. Esse simulador é composto por uma bomba de pistão que representa o ventrículo esquerdo, duas válvulas tricúspides, uma na entrada e uma na saída da bomba e a carga hemodinâmica. Esse simulador foi utilizado para desenvolver novos algoritmos de controle automático para DAVs, estudar a interação hemodinâmica com DAVs existentes e estudar o comportamento de próteses valvulares cardíacas em condições próximas as reais (Figura 5.1).

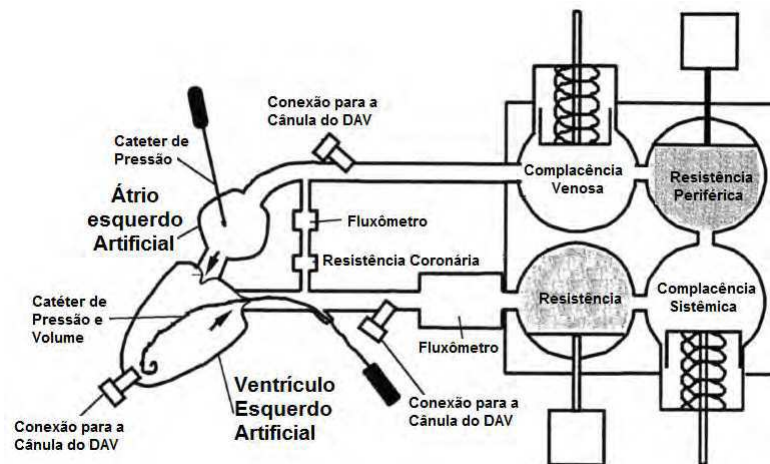
Figura 5.1: Esquemático do simulador proposto por Williams *et al.* [5].



Pantalos *et al.* [6, 36, 37] construíram um simulador do SCH para testar DAVs em 2002. Esse simulador consiste de um átrio, um ventrículo, circulação sistêmica e coronária (Figura 5.2). O objetivo desse trabalho foi avaliar a capacidade que o simulador do ventrículo tem

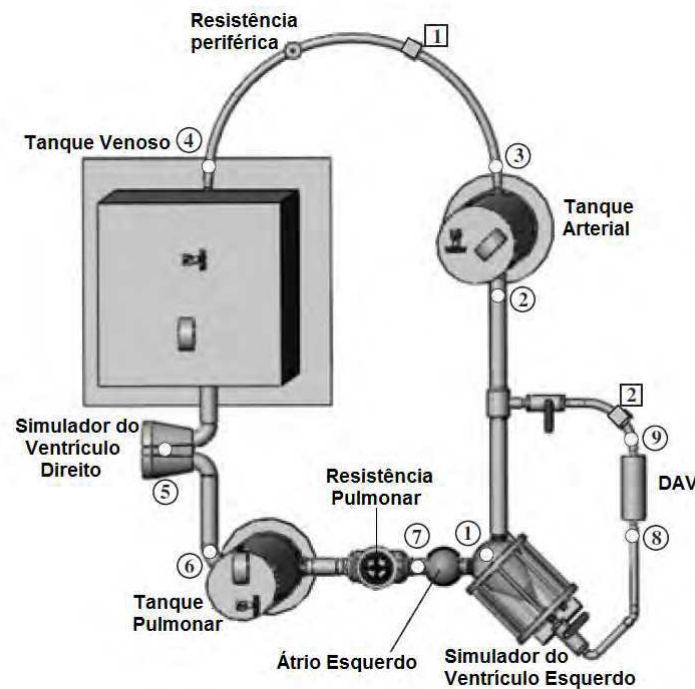
para reproduzir a resposta de Frank-Starling para pacientes em condição normal, com insuficiência cardíaca e recuperação cardíaca. Ele conclui que o simulador consegue reproduzir as curvas de Pressão-Volume (PV-loops) ventriculares para as três condições propostas e compara essas curvas com dados da fisiologia humana, porém é possível observar nos resultados deste trabalho, que a curva de pressão no ventrículo não representa fielmente o comportamento do ventrículo esquerdo de um paciente.

Figura 5.2: Esquemático do simulador proposto por Pantalos *et al.* [6].



Um outro simulador do SCH utilizado para teste de dispositivos de assistência ventricular, presente na literatura, foi proposto por Liu *et al.* em 2005 [7]. Esse simulador é composto por: um simulador pulsátil do ventrículo esquerdo e um do direito; tanques de ar e água para modelar a complacência venosa e arterial; tubos para modelar as resistências venosa, arterial, e outras resistências ao escoamento no sistema; e uma resistência mecânica para modelar a variação nas resistências sistêmicas do sistema sob diferentes condições cardíacas de pressão e fluxo [7]. O esquemático da montagem descrita pode ser observado na Figura 5.3. Os números dentro de um círculo representam pontos de medição de pressão e os números dentro de um quadrado representam pontos de medição de fluxo.

No simulador apresentado na Figura 5.3, o ventrículo esquerdo possui acionamento pneumático. Com isso, a pressão de ejeção e de enchimento do ventrículo é definida por um módulo de acionamento pneumático que simula a pulsação do ventrículo. Na entrada e na saída dessa parte do simulador existem válvulas unidirecionais que representam a válvula mitral e a válvula aórtica.

Figura 5.3: Esquemático do simulador proposto por Liu *et al.* [7].

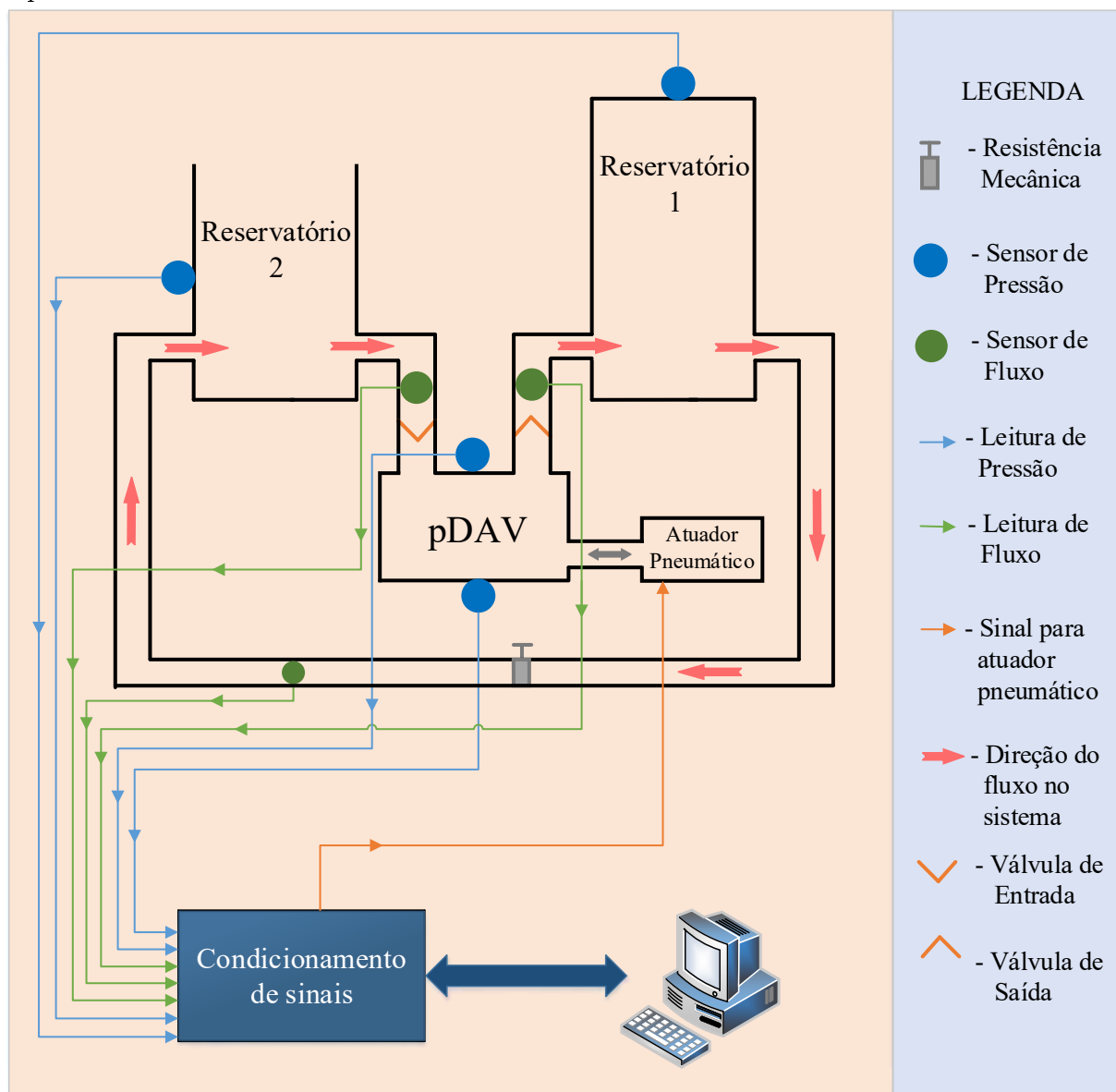
Para testar o simulador foram realizadas várias medições sem a utilização do DAV com o intuito de verificar a modelagem cardiovascular para um adulto saudável durante o sono, em repouso e em atividade física, como também para diferentes estados patológicos. Os dados obtidos nestes experimentos foram comparados com os dados encontrados na literatura para validar o desempenho do simulador [7], porém, como nos demais simuladores apresentados, o comportamento da pressão no ventrículo esquerdo não representa fielmente a pressão em um paciente.

5.2 Estrutura do sistema hidráulico

O sistema hidráulico desenvolvido tem como finalidade proporcionar níveis de pressões na entrada e na saída do DAV próximos aos níveis de pressão de um paciente pediátrico. Esse sistema é composto basicamente por dois reservatórios, o pDAV, responsável por bombear o fluido no sistema, e tubos para a interligação destes componentes. O fluido utilizado nesse sistema é uma solução composta por $2/3$ de soro fisiológico e $1/3$ de glicerina, e possui a viscosidade similar a viscosidade do sangue. Para evitar a proliferação de bactérias e fungos,

foi adicionado à solução 1% de álcool benzílico. A montagem foi realizada de acordo com o esquemático apresentado na Figura 5.4. Esse sistema é similar aos simuladores apresentados no início deste capítulo com relação aos níveis de pressões que ele consegue reproduzir, que estão próximos aos níveis medidos em um paciente. A diferença entre estes simuladores está no fato de que o sistema proposto neste trabalho tem como objetivo testar os DAVs e não representar um paciente.

Figura 5.4: Diagrama esquemático do sistema hidráulico utilizado para testar e modelar dispositivo de assistência ventricular.



O reservatório 1, conectado à saída do pDAV, reproduz níveis de pressão próximos

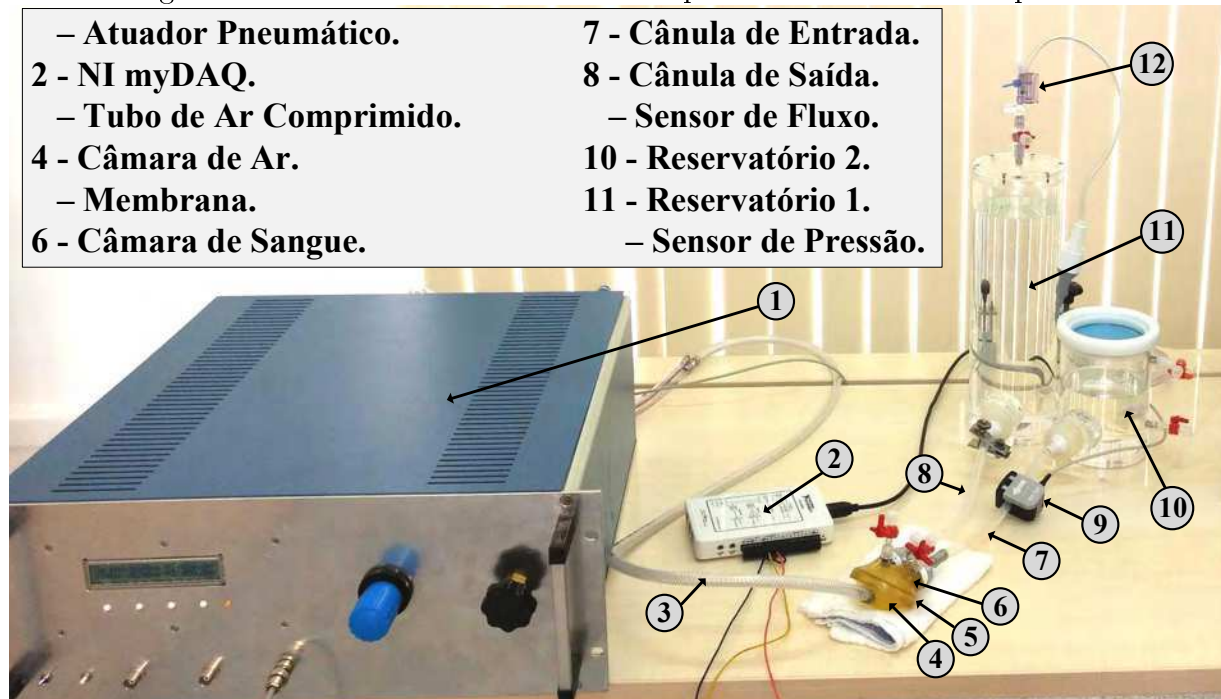
aos níveis de pressão na aorta de um paciente pediátrico. O reservatório 2, conectado à entrada do pDAV, reproduz níveis de pressão próximos aos níveis de pressão no átrio de um paciente pediátrico. A resistência mecânica na interligação entre os dois reservatórios pode ser ajustada em diferentes valores. Essa resistência funciona como uma prensa, que pode reduzir ou aumentar a seção transversal do tubo. Para a construção desse sistema, foram utilizados os materiais listados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Materiais utilizados para a montagem do sistema hidráulico

Item	Descrição
Reservatório 1	- Reservatório cilíndrico de acrílico com duas conexões em torno da base.
Reservatório 2	- Reservatório cilíndrico de acrílico com duas conexões em torno da base.
pDAV	- Dispositivo de assistência ventricular pDAV
Sensores de pressão	- Sensor para medir a pressão no reservatório 1 - Sensor para medir a pressão no reservatório 2 - Sensor para medir a pressão no pDAV
Sensores de fluxo	- Sensor para medir o fluxo de entrada no pDAV - Sensor para medir o fluxo de saída do pDAV - Sensor para medir o fluxo sistêmico
Resistência mecânica	- Resistência mecânica para o tubo de PVC que liga o reservatório 1 ao reservatório 2
Válvula 1	- Prótese de válvula cardíaca
Válvula 2	- Prótese de válvula cardíaca
Tubos	- Tubos de PVC e silicone para interligação dos componentes do sistema hidráulico
Placa para aquisição de dados	- Kit com Placa da National Instruments + LabVIEW

Cada componente desse sistema, apresentados na Tabela 5.1, como toda a parte de aquisição de dados e os sensores utilizados serão detalhado nas próximas seções deste capítulo. Na Figura 5.5 seque a montagem do sistema com o pDAV acoplado [31].

Figura 5.5: Sistema hidráulico utilizado para testar e modelar o pDAV.



5.2.1 Reservatório 1

O reservatório 1, que reproduz níveis de pressões muito próximos dos níveis de pressão na aorta humana foi construída em acrílico com formato cilíndrico. Esse reservatório possui dois conectores para que seja possível a interligação com as outras partes do sistema e um conector para um sensor de pressão. É fechado e o volume de ar que fica na parte que não está preenchida com líquido, reproduz de forma bem similar a complacência da aorta humana, Figura 5.6.

Figura 5.6: Reservatório 1 - aorta.



O conector que liga esse reservatório ao pDAV (conector para a cânula de saída - 1/4") será ligado a um tubo de silicone. Um outro conector será utilizado para interliga-lo ao reservatório que representará os níveis de pressão no átrio de um paciente. Essa interligação é foi construída com um tubo de PVC (policloreto de polivinila). Esses dois conectores estarão em torno da base deste reservatório. Um terceiro conector, estará localizado no topo, para a conexão do sensor de pressão.

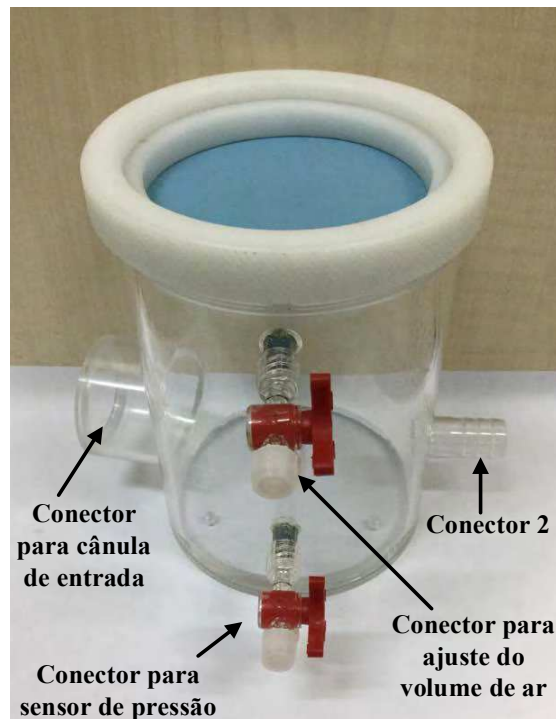
5.2.2 Reservatório 2

Nesta seção serão descritas as características do reservatório que representará os níveis de pressão no átrio esquerdo do coração. Esse reservatório é similar ao reservatório utilizado para representar a aorta, ou seja, é construído em acrílico com formato cilíndrico. Possui dois conectores em torno da base. Um para a conexão com o reservatório 1 e outro para conexão com a entrada do pDAV e mais dois conectores na parede, um para conexão de um

sensor de pressão e outro para ajustar o volume de ar no interior do reservatório, caso seja necessário utilizar o reservatório fechado, como pode ser observado na Figura 5.7.

O conector que liga esse reservatório à entrada do pDAV (conector para cânula de entrada) será ligado a um tubo de silicone. Um outro conector será utilizado para a conexão do tubo proveniente do reservatório 1 (conector 2). Essa interligação, como já mencionado, foi feita com um tubo de PVC. Neste tubo há um parafuso acoplado a chapas metálicas, que pode ser usado para reduzir a seção transversal do tubo, aumentando a resistência à passagem de fluidos. Por aumentar ou reduzir a resistência à passagem do fluido de forma mecânica, esse componente é denominado de resistência mecânica.

Figura 5.7: Reservatório 2 - átrio.



5.3 Aquisição de dados

Para obter os dados de fluxo e pressão nos pontos dispostos na Figura 5.4 foram utilizados sensores de pressão e fluxo e um módulo para aquisição de dados. As curvas de pressões e fluxos obtidas no sistema hidráulico foram utilizadas para estimar alguns parâmetros do modelo 0D desenvolvido para o pDAV acoplado ao sistema hidráulico e para a validação

do modelo do pDAV e do atuador pneumático apresentados no capítulo 4. Assim, esses sensores precisam ter rápido tempo de resposta e precisão para garantir um conjunto de dados de qualidade para a utilização na estimativa e validação do modelo.

5.3.1 Módulo de aquisição de dados - NI USB-6210

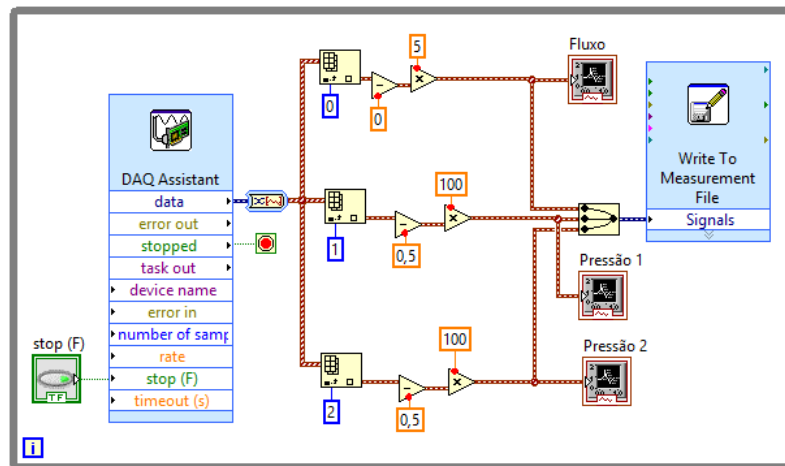
Para a obtenção dos dados de fluxo e pressão, foi utilizado o módulo da National Instruments (NI) USB-6210. Este módulo é conectado ao computador por meio de um cabo USB, e os sinais podem ser monitorados usando uma interface homem máquina (IHM) implementada na plataforma LabVIEW. A Tabela 5.2, lista algumas especificações do módulo.

Tabela 5.2: Especificações da placa de aquisição de dados NI USB-6210.

Especificações	
Resolução conversor AD	16 bits
Taxa máxima de leitura	250 mil amostras por segundo
Entradas analógicas	-10 a 10 V

O diagrama de blocos implementado no LabVIEW neste trabalho, pode ser observado na Figura 5.8, no qual o bloco que representa o NI USB-6210 (DAQ Assistant), disponibiliza os sinais provenientes das entradas analógicas, que estão conectadas aos sensores de pressão e de fluxo disponíveis no sistema. Esses sinais são convertidos em um conjunto de valores numéricos que são armazenados em um arquivo com extensão ".lvm" no PC (*Write To Measurement File*). A aquisição de dados está configurada para obter 1000 amostras por segundo. Como a máxima frequência do sistema é 2,5 Hz, a taxa de amostragem de 1000 Hz e está de acordo com o teorema da amostragem de Nyquist.

Figura 5.8: Diagrama de blocos montado no LabVIEW para aquisição dos sinais das entradas analógicas do NI USB-6210.



5.3.2 Sensores de pressão

Para aquisição do valor da pressão na câmara de ar do pDAV (pressão de ejeção e pressão de enchimento), será utilizado o sensor de pressão SCX05DNC da Honeywell[®]. Na Figura 5.9, é possível observar o sensor de pressão utilizado.

Figura 5.9: Sensor de pressão utilizado no sistema hidráulico para medir a pressão na câmara de ar do pDAV - Honeywell[®].



Esse sensor é muito utilizado em aplicações que exigem alta precisão na medida da pressão e seu tempo de resposta é de 10^{-4} segundos. Pode ser aplicado em fluidos não corrosivos, como o ar e gases secos e está calibrado para operar em temperaturas entre 0 e 70 °C. Esse modelo, possui um diafragma de detecção da pressão e é possível aplicar às duas entradas níveis de pressão. Um dos níveis deve ser conhecido, e o outro é verificado com base na referência imposta. A faixa de pressão que esse sensor foi projetado para operar é

de -260 a 260 mmHg, com sensibilidade de $240 \mu\text{V}/\text{mmHg}$, com possibilidade de ajuste do zero. Na Tabela 5.3 estão listadas algumas especificações desse sensor.

Tabela 5.3: Especificações do sensor SCX05DNC da Honeywell®.

Especificações	
Faixa de pressão operacional	-260 a +260 mmHg
Faixa de temperatura operacional	-40 °C a 85 °C
Faixa de temperatura de armazenamento	-55 °C a + 125 °C
Sensibilidade	$240 \mu\text{V}/\text{mmHg}$
Tolerância de sobrecarga de pressão	- 500 a 1000 mmHg

Para a aquisição da pressão na câmara de sangue do pDAV, no reservatório 1 e no reservatório 2, será utilizado um transdutor de pressão TruWave da empresa: Edwards Lifesciences LLC – Irvine, Califórnia, EUA; importado e distribuído por: Edwards Lifesciences C.P.M.C. Ltda. Esse transdutor de pressão possui fios recobertos de ouro para a transferência de sinal de alta fidelidade. Na Figura 5.10, é possível observar o transdutor utilizado no sistema hidráulico e na Tabela 5.4 estão listadas algumas especificações deste sensor.

Figura 5.10: Transdutor de pressão TruWave (Edwards Lifesciences LLC – Irvine, Califórnia, EUA) utilizado no sistema hidráulico.

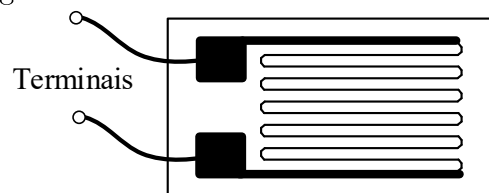


Tabela 5.4: Especificações do transdutor de pressão TruWave (Edwards)

Especificações	
Faixa de pressão operacional	-50 a +300 mmHg
Faixa de temperatura operacional	15 °C a 40 °C
Faixa de temperatura de armazenamento	-25 °C a + 70 °C
Sensibilidade	$5,0 \mu\text{V}/\text{mmHg}$
Tolerância de sobrecarga de pressão	- 500 a + 5000 mmHg

Os sensores de pressão utilizam o fato da resistência elétrica de um filamento metálico variar com a deformação aplicada (extensômetro - *strain gauge*). A Figura 5.11 representa um diagrama esquemático do *strain gauge*. Ele é composto por uma grade metálica sensível, ligada a uma base que fica em contato com a estrutura que se deseja monitorar. O fio sensível é constituído por ligas metálicas específicas e tem, na maioria dos extensômetros, um diâmetro aproximado de 0,01mm. Esse tipo de sensores são atrativos e muito utilizados devido sua precisão.

Figura 5.11: Extensômetro - *Strain Gauge*.

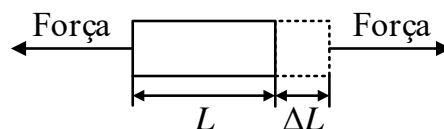


Para a medição da pressão utilizando esse sistema, é necessário ter conhecimento da sensibilidade à distensão do strain gauge expressa pelo fator gauge (do inglês gauge fator - GF) definido como a razão da mudança fracional na resistência elétrica com a mudança fracional no comprimento (distensão) [38].

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad (5.1)$$

Na Figura 5.12 segue um esquemático da deformação de um corpo devido a uma força aplicada (distensão - ε).

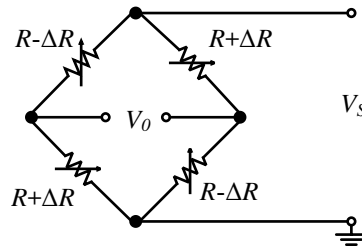
Figura 5.12: Deformação de um corpo devido a uma força aplicada (distensão - ε).



Para aplicações em sensores de pressão, a variação de resistência é muito pequena, por isso, na maioria dos casos, strain gauges são utilizados na configuração de ponte de Wheatstone. Pode-se utilizar três configurações da ponte para medir a resistência: um quarto de ponte, meia ponte e ponte completa. Os sensores utilizados neste trabalho utilizam a configuração em ponte completa, na qual todos os resistores da ponte balanceada são trocados

por strain gauges ativos. Essa é a configuração mais sensível e que menos é influenciada pela temperatura. A Figura 5.13 representa a configuração em ponte completa.

Figura 5.13: Extensômetro - Strain Gauge na configuração ponte completa.



Nesta configuração, a tensão de saída V_0 é dada por:

$$\frac{V_0}{V_S} = \varepsilon GF \quad (5.2)$$

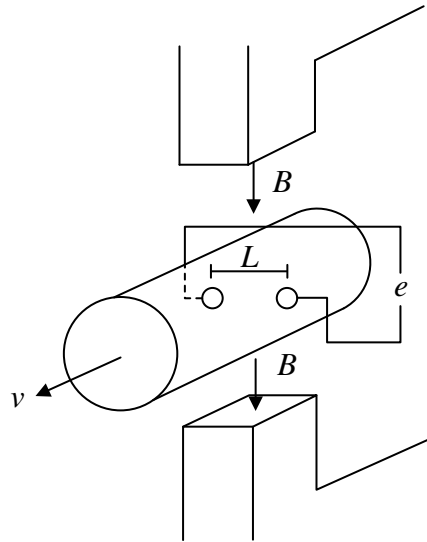
Com a relação entre a variação da resistência e a deformação, é possível obter com o circuito em ponte, uma relação entre a tensão de saída e o valor da pressão. Esse valor de tensão ainda é ajustado em uma placa de condicionamento de sinal para o ajuste do zero e o ajuste do ganho. Essa placa recebe o sinal de tensão dos dois sensores de pressão e possui duas saídas de tensão que variam de 0 a 5 V proporcional à pressão medida pelo sensor. Quando o valor de tensão em qualquer das saídas é de 0,5 V, isso indica que a pressão é a 0 mmHg. Esse nível de tensão para indicar a pressão 0 mmHg pode ser ajustado com a utilização de potenciômetros. Para saber o valor da pressão a partir do valor de tensão na saída, basta subtrair 0,5 V do valor de tensão lido e multiplicar por 100, ou seja, 1 V equivale a 100 mmHg. Esse ganho também pode ser ajustado por potenciômetros.

5.3.3 Sensor de fluxo

Para medir o fluxo nos três pontos indicados na Figura 5.4, foi utilizado um transdutor de fluxo eletromagnético [39]. Esse sensor baseia-se no fato de que a passagem de um condutor elétrico por um campo magnético resulta na geração de uma força eletromotriz proporcional à velocidade da passagem do condutor. De modo semelhante, quando um fluido condutor passa por um tubo perpendicular a um campo magnético, uma força eletromotriz é induzida ortogonalmente à direção da velocidade e do campo magnético com valor proporcional ao

fluxo. Assim, a velocidade do fluido é medida pela tensão gerada entre eletrodos quando um fluido condutor se desloca em meio a um campo magnético. Um esquemático do sistema de medição de fluxo eletromagnético pode está apresentado na Figura 5.14.

Figura 5.14: Esquemático do sistema utilizado pelo sensor para medir o fluxo.



Pela lei da indução de Faraday, temos que:

$$e = \int_0^L \mathbf{v} \times \mathbf{B} \, dL \quad (5.3)$$

na qual e é a força eletromotriz induzida (V); \mathbf{v} é a velocidade instantânea do fluido condutor (m/s); \mathbf{B} é a densidade de fluxo magnético (Wb/m²) e L é a distância entre os eletrodos em metros (m). Dessa forma, a tensão e é proporcional à velocidade do fluido condutor.

Esse sensor está calibrado para operar com sangue ou solução composta de soro fisiológico com glicerina. Na Figura 5.15, segue o transdutor e o sensor de fluxo do fluxômetro que será utilizado em conjunto com o módulo apresentado na Figura 5.16.

Esse sensor possui duas saídas de fluxo: uma saída que fornece o sinal de fluxo médio (DC), por meio de um sinal de tensão que varia de 0 a 4,5 V; e outra que fornece o sinal de fluxo analógico (AC) por meio de um sinal de tensão que varia de -4,5 a 4,5 V. Para converter o valor de tensão em volts para fluxo em litros por minuto, basta multiplicar o valor de tensão por 5, pois 1 V nas saídas AC ou DC equivale a 5 litros por minuto.

Figura 5.15: Transdutor (A) e sensor de fluxo (B) utilizados. Sensor de fluxo acoplado ao transdutor (C).

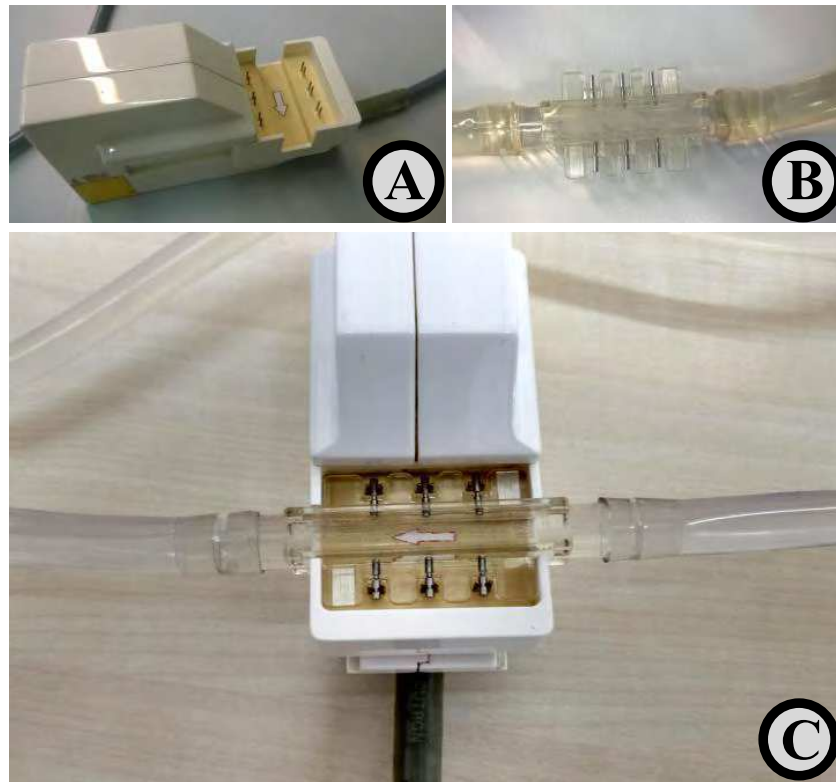


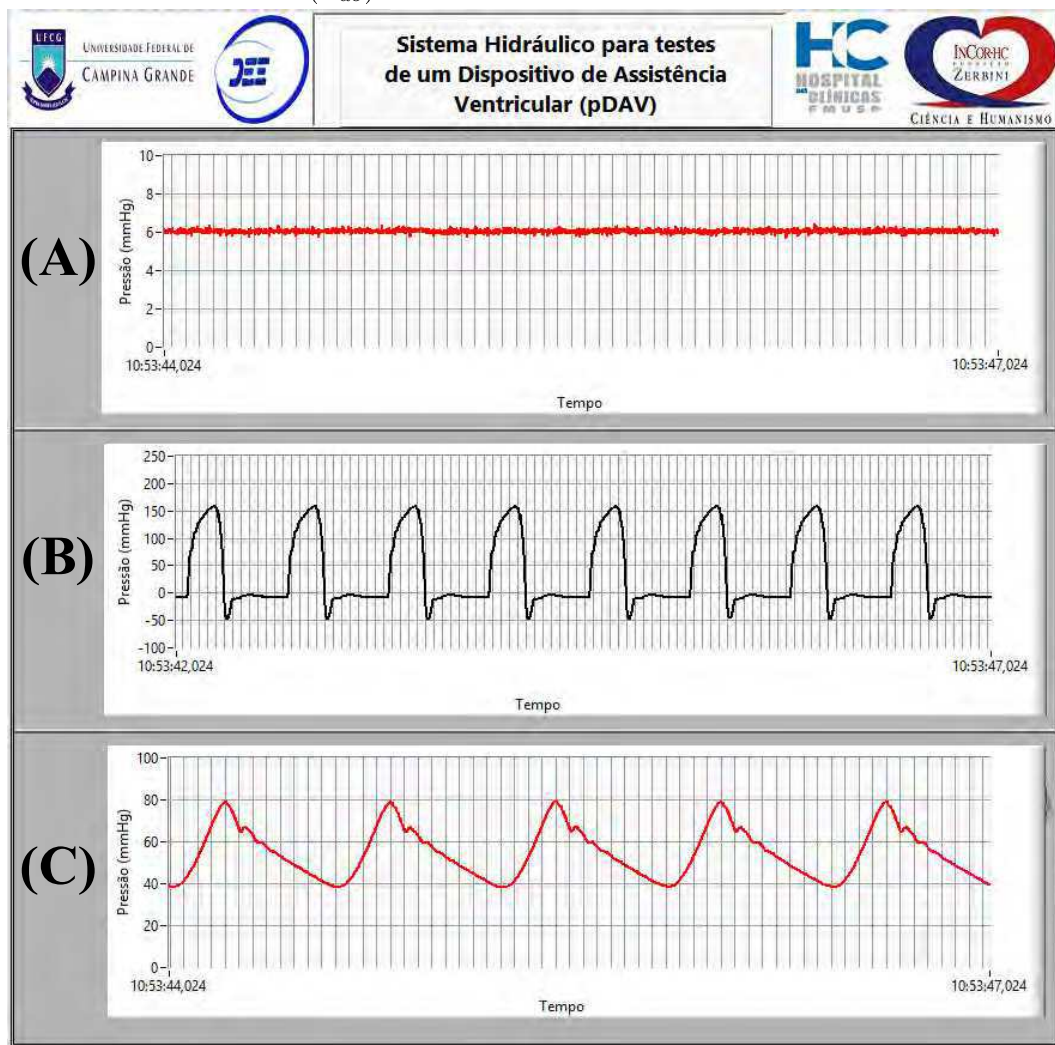
Figura 5.16: Módulo do fluxômetro eletromagnético: 1 - chave liga/desliga; 2 - conector do transdutor de fluxo; 3 - ajuste do zero; 4 - mostrador digital do fluxo; 5 - saída do sinal de fluxo média; 6 - saída do sinal de fluxo analógica.



5.3.4 Curvas de pressões obtidas no sistema hidráulico

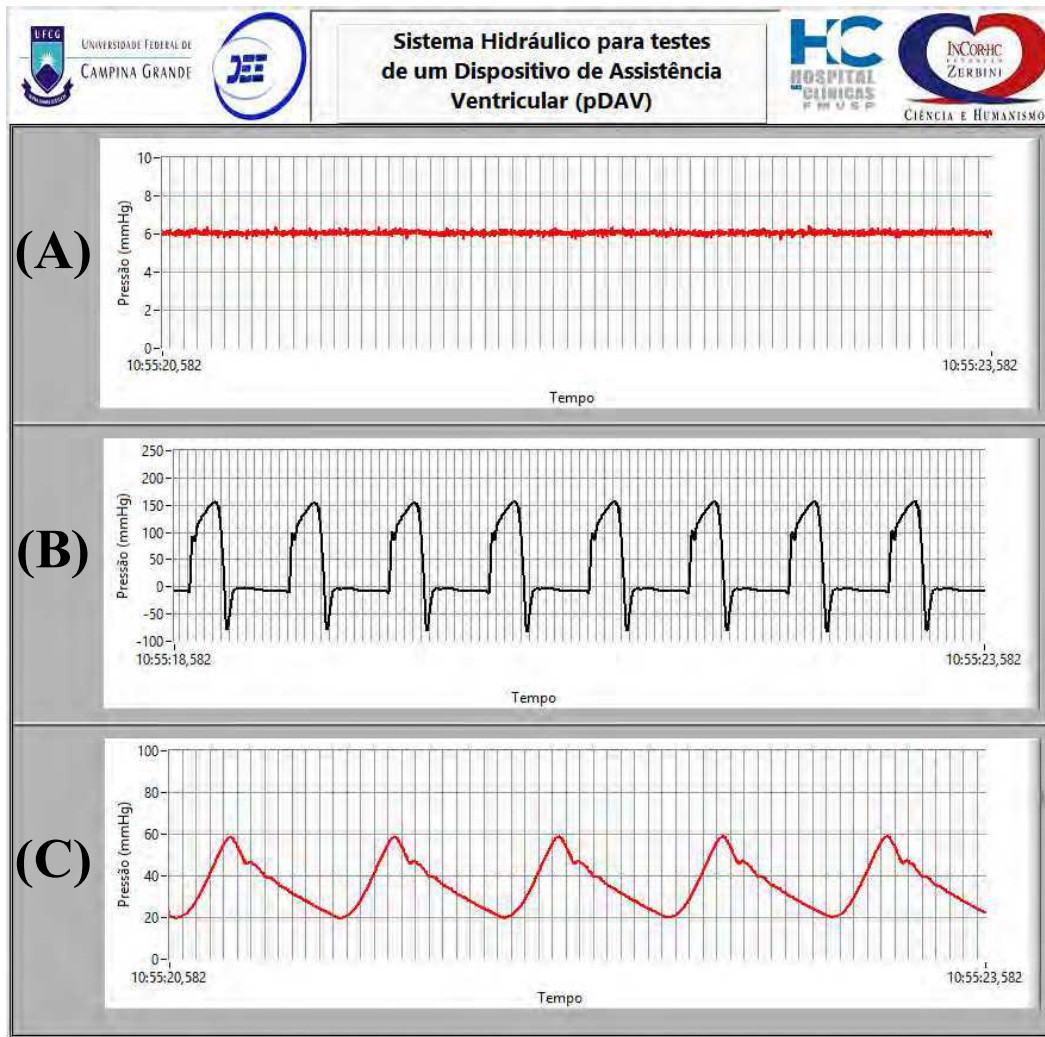
Utilizando o sistema de aquisição descrito, foram obtidas diferentes curvas de pressões e fluxos no sistema hidráulico. Na Figura 5.17 estão representadas curvas de pressão no reservatório 2, na câmara de sangue do pDAV e no reservatório 1.

Figura 5.17: Curvas de pressão medidas no sistema hidráulico: (A) curva de pressão no reservatório 2 (P_{ae}); (B) curva de pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}) e (C) curva de pressão no reservatório 1 (P_{ao}).



Modificou-se o valor da resistência mecânica e realizou-se um novo experimento para verificar os níveis de pressão. Na Figura 5.18 estão representadas curvas de pressão no reservatório 2, na câmara de sangue do pDAV e no reservatório 1 para o novo valor de resistência sistêmica.

Figura 5.18: Curvas de pressão medidas no sistema hidráulico: (A) curva de pressão no reservatório 2 (P_{ae}); (B) curva de pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}) e (C) curva de pressão no reservatório 1 (P_{ao}).

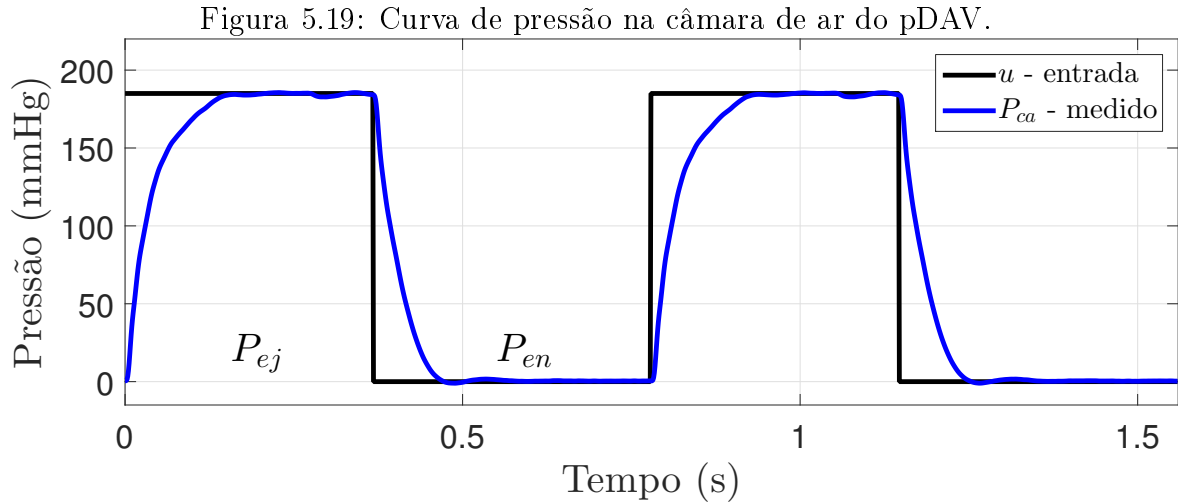


Todos os dados obtidos durante os experimentos realizados no sistema hidráulicos foram armazenados em arquivos eletrônicos e, em seguida, utilizados para a modelagem das câmaras do pDAV, realizada inicialmente pelo teste estático, como também foram utilizados para a modelagem do sistema hidráulico com o pDAV acoplado.

5.4 Modelagem experimental do atuador pneumático

Para estimar o valor da capacitância C_{ca} , foi necessário realizar um experimento com o pDAV para obter a curva de pressão na câmara de ar P_{ca} . O gráfico obtido para a pressão

na câmara de ar está representado na Figura 5.19. Pode-se observar na curva de pressão na câmara de ar, que o seu comportamento é semelhante à resposta ao degrau de um circuito RC série, confirmando a estrutura utilizada para modelar esse sistema [31].

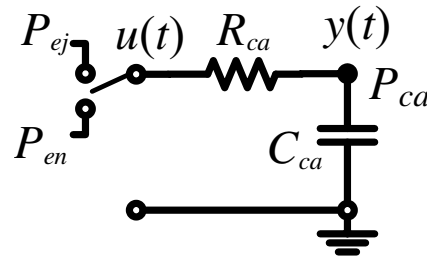


Com os dados de pressão na câmara de ar (P_{ca}) e os dados de entrada para obter essa pressão (P_{ej} e P_{en}), utilizou-se o método dos mínimos quadrados para encontrar os parâmetros da função de transferência discreta de primeira ordem.

5.4.1 Estimador dos mínimos quadrados

O método dos mínimos quadrados foi utilizado para estimar os parâmetros R_{ca} e C_{ca} do modelo do sistema de atuação pneumática, que tem a estrutura apresentada na Figura 5.20.

Figura 5.20: Modelo 0D do sistema de atuação pneumática do pDAV.



A função de transferência no domínio s do sistema da Figura 5.20 é dada por:

$$\frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{1}{sR_{ca}C_{ca} + 1} \quad (5.4)$$

e também pode ser escrita da seguinte maneira:

$$R_{ca}C_{ca}sY(s) + Y(s) = U(s) \quad (5.5)$$

Utilizando a transformada inversa de Laplace, é possível obter a representação por meio de equações a diferenças do sistema que é dada por:

$$R_{ca}C_{ca} \left(\frac{y(k) - y(k-1)}{T_s} \right) + y(k) = u(k) \quad (5.6)$$

Desenvolvendo a equação (5.6), temos:

$$(R_{ca}C_{ca} + T_s)y(k) - R_{ca}C_{ca}y(k-1) = T_s u(k) \quad (5.7)$$

Isolando $y(k)$ na equação (5.7), obtemos a seguinte representação:

$$y(k) = \frac{R_{ca}C_{ca}}{(R_{ca}C_{ca} + T_s)}y(k-1) + \frac{T_s}{(R_{ca}C_{ca} + T_s)}u(k) \quad (5.8)$$

Podemos escrever a equação (5.8) como:

$$y(k) = a_1y(k-1) + b_1u(k) \quad (5.9)$$

na qual:

$$a_1 = \frac{R_{ca}C_{ca}}{R_{ca}C_{ca} + T_s} \quad (5.10)$$

$$b_1 = \frac{T_s}{R_{ca}C_{ca} + T_s} \quad (5.11)$$

O método dos mínimos quadrados foi utilizado para obter o vetor de parâmetros desconhecidos, θ , dado por:

$$\theta = [a_1 \quad b_1]^T \quad (5.12)$$

Para estimar os parâmetros desconhecidos, foram utilizadas as medidas de entrada, $u(k)$, e saída, $y(k)$, do processo, $\varphi(k)$ definido como:

$$\varphi(k) = [y(k-1) \quad u(k)]^T \quad (5.13)$$

Assim, a saída estimada pode ser calculada por:

$$\hat{y}(k|\theta) = \varphi^T(k)\theta \quad (5.14)$$

denominada modelo de regressão linear, e $\hat{y}(kT_s|\theta)$ é o valor da saída no instante (kT_s) com base no vetor de parâmetros θ [40].

A função de custo dos mínimos quadrados é dada por:

$$V_N = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \frac{1}{2} (\varepsilon(k, \theta))^2 \quad (5.15)$$

na qual, $\varepsilon(k, \theta)$ é o erro, dado por:

$$\varepsilon(k, \theta) = y(k) - \varphi^T(k)\hat{\theta} \quad (5.16)$$

Para obter o vetor de parâmetros é necessário minimizar a equação (5.15).

$$\hat{\theta}_N = \left(\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \varphi(t)\varphi^T(t) \right)^{-1} \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N \varphi(t)y(t) \quad (5.17)$$

Assim, para um sistema que os parâmetros (θ) não são conhecidos, mas as medidas de entrada ($u(t)$) e saída ($y(t)$) estão disponíveis, o vetor de parâmetros estimado ($\hat{\theta}$) é calculado pela equação (5.17) [40].

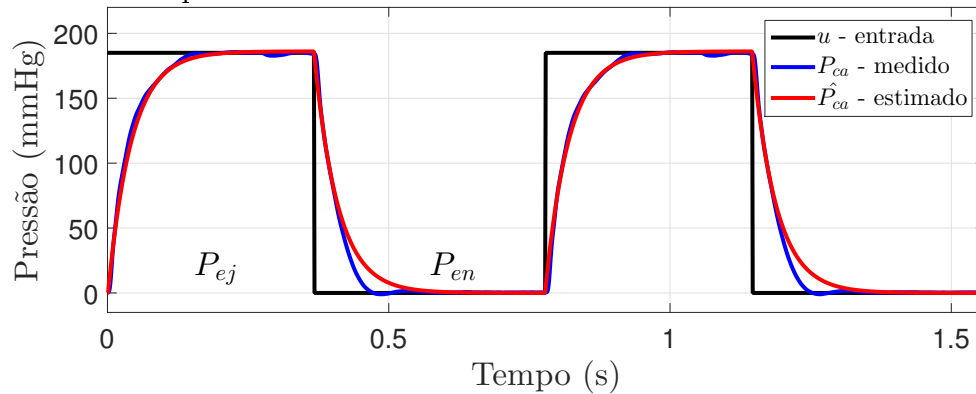
Com o valor desses parâmetros estimados, calculou-se o valor da constante de tempo τ_{ca} pelas equações 5.10 e 5.11. Sabe-se também que a constante de tempo pode ser calculada pela equação (5.18).

$$\tau_{ca} = R_{ca}C_{ca} \quad (5.18)$$

De posse do valor da constante de tempo, $\tau_{ca} = 0,0415$ s, e da resistência R_{ca} , pode-se calcular diretamente o valor da capacitância C_{ca} pela equação (5.18).

Com os valores de R_{ca} e C_{ca} calculados, é possível obter a curva de pressão na câmara de ar estimada, \hat{P}_{ca} , para diferentes valores de pressões de entrada P_{ej} e P_{en} . A Figura 5.21, representa as curvas de pressão na câmara de ar medida no pDAV e estimada utilizando o modelo proposto para o atuador apresentado na Figura 4.9. O valor da resistência do tubo de ar calculada usando-se a equação (4.1) foi $R_{ca} = 0,25$ mmHg.s/mL e o valor da capacitância que representa a complacência da câmara de ar obtido é $C_{ca} = 0,16$ mL/mmHg. Os sinais de pressão na entrada utilizados neste experimento foram: $P_{ej} = 180$ mmHg e $P_{en} = 0$ mmHg. Pode-se observar que a curva de pressão estimada na câmara de ar é muito próxima do sinal medido.

Figura 5.21: Curva de pressão na câmara de ar do pDAV medida e estimada com base no método dos mínimos quadrados.



Para a validação desse modelo, calculou-se a raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}) entre a curva de pressão medida e a curva de pressão estimada, para um conjunto de, $N = 1600$ amostras, diferentes das amostras utilizadas na estimativa [31]. A vantagem da utilização da raiz do erro médio quadrático é que o valor do erro está na mesma dimensão da variável analisada.

$$\varepsilon_{rms} = \left(\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \left(P_{ca}(k) - \hat{P}_{ca}(k) \right)^2 \right)^{1/2} \quad (5.19)$$

A raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}) calculada pela equação (5.19) é igual a 5,27 mmHg. Pela curva apresentada na Figura 5.21, é possível observar que as curvas medida e estimada

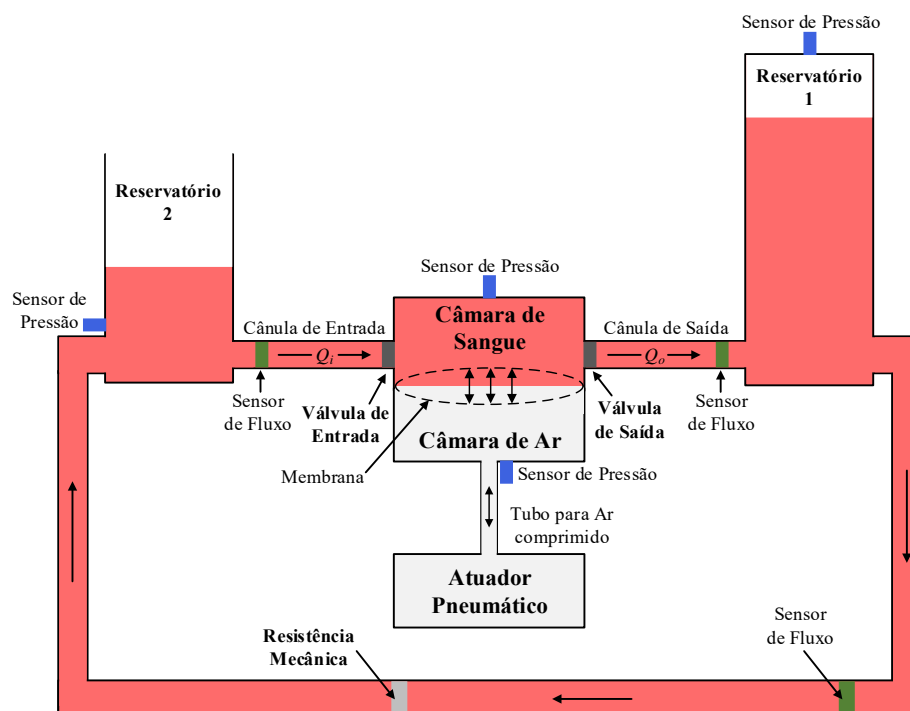
estão praticamente sobrepostas e este valor de erro é bem pequeno quando comparado com a faixa de variabilidade do sinal (0 mmHg à 180 mmHg).

Observa-se uma diferença entre essas curvas na descida (mudança no sinal de entrada, u , de P_{ej} para P_{en}). Isso indica que a constante de tempo de subida é diferente da de descida. Porém como o erro entre essas duas curvas é pequeno mesmo com a utilização de um único valor para o capacitor (C_{ca}), optou-se por modelar esse atuador com os mesmos valores de R_{ca} e C_{ca} .

5.5 Modelagem do sistema hidráulico

Para realizar a modelagem do sistema hidráulico cedido para esse trabalho para testar e modelar dispositivos de assistência ventricular, utilizou-se como base o esquemático apresentado na Figura 5.22 e as curvas de pressões e fluxos obtidas no sistema hidráulico.

Figura 5.22: Esquemático do sistema hidráulico com o pDAV acoplado.



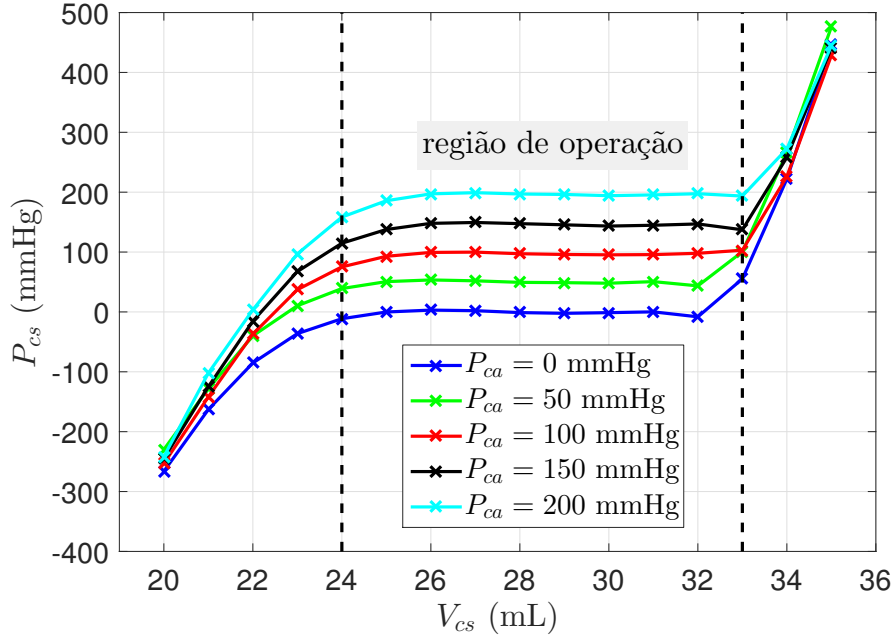
5.5.1 Teste estático - pDAV

Para a modelagem do pDAV, foi realizado um estudo com o dispositivo isolado (teste estático) para obter a relação entre a pressão e o volume no interior da câmara de sangue, com o objetivo de determinar a complacência dessa câmara. Para realizar este teste, retirou-se as duas válvulas do pDAV e fechou-se a saída. Com o pDAV sem válvulas e a saída fechada, seguiu-se o seguinte procedimento para obter a relação entre a pressão (P_{cs}) e o volume da câmara de sangue (V_{cs}).

1. Conectou-se uma seringa à entrada do pDAV para encher completamente a câmara de sangue do dispositivo com 35 mL do fluido utilizado no SH.
2. Quantidades fixas de 1 mL foram retiradas do interior da câmara de sangue do pDAV usando a mesma seringa.
3. A pressão (P_{cs}) e o volume da câmara de sangue (V_{cs}) foram registrados para cada retirada de 1 mL.

Repetiu-se cinco vezes este experimento (passos 1, 2 e 3), variando-se a pressão na câmara de ar (P_{ca}) e mantendo a mesma constante nos seguintes valores: 0, 50, 100, 150 e 200 mmHg. Essas pressões foram mantidas constantes para cada experimento. Ao final do experimento, um gráfico volume-pressão pôde ser traçado e pode ser observado na Figura 5.23.

Figura 5.23: Teste estático realizado para modelagem do pDAV.



Na região de operação do pDAV (24 mL a 33 mL), a variação da pressão com relação à variação do volume pode ser aproximada por uma função linear. Essa região de operação foi definida com base no volume que é ejetado pelo pDAV quando está em operação [31].

A complacência de uma câmara fechada é dada pela relação direta entre o volume e a a pressão. Dessa maneira, a complacência da câmara de sangue do pDAV foi calculada pela relação entre a variação do volume (ΔV_{cs}) e a variação da pressão no interior da câmara de sangue (ΔP_{cs}), na faixa de operação do pDAV, de acordo com expressão:

$$C_{cs} = \frac{\Delta V_{cs}}{\Delta P_{cs}} \quad (5.20)$$

assim, a complacência da câmara de sangue do pDAV foi calculada para cada valor de pressão na câmara de ar (P_{ca}) e foi calculada a média desses valores. Dessa forma, o valor da complacência da câmara de sangue calculada pelo teste estático é $C_{cs} = 0,2525$ mL/mmHg.

5.5.2 Modelagem dinâmica do pDAV

Com sistema hidráulico montado, realizou-se um teste dinâmico para calcular a complacência da câmara de sangue do pDAV, com o objetivo de melhorar a estimativa realizada no teste estático. Com o pDAV conectado ao sistema hidráulico, seguiu-se o seguinte procedi-

mento para a realização do teste dinâmico para o enchimento do pDAV.

1. A câmara de ar do pDAV foi pressurizada com $P_{ej} = 175$ mmHg e em seguida a cânula de saída foi fechada.
2. Chaveou-se a válvula solenoide para a pressão de enchimento $P_{en} = -30$ mmHg.
3. A pressão (P_{cs}) e o fluxo de entrada (Q_i) foram salvos utilizando o sistema de aquisição de dados desenvolvido.

De posse desses valores, integrou-se a curva de fluxo para obter o volume. Com os valores de volume e pressão ao longo do tempo, calculou-se o valor médio de C_{cs} para o teste dinâmico. O valor médio obtido com este teste $C_{cs} = 0,2682$ mL/mmHg, foi bem próximo do valor obtido com o teste estático. Após este teste, realizou-se o teste dinâmico para a ejeção do pDAV e seguiu-se o seguinte procedimento.

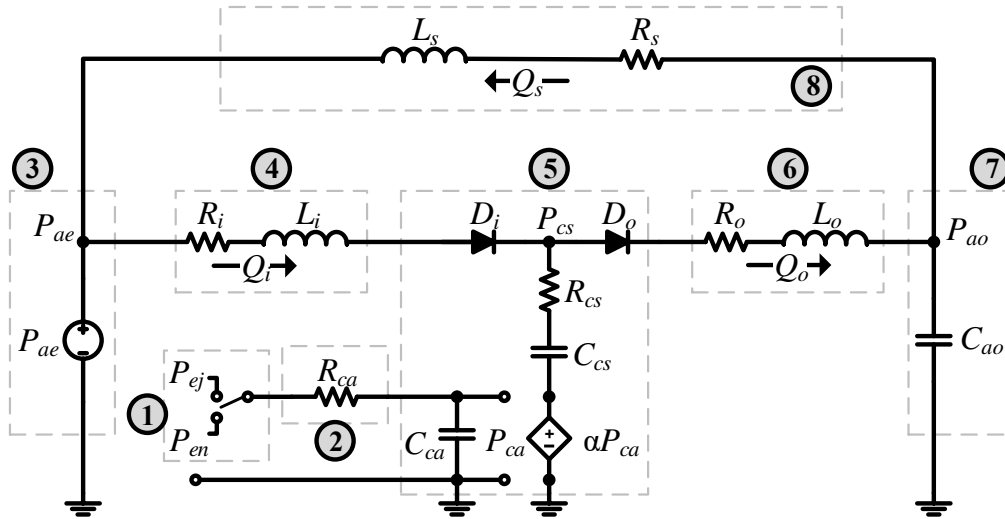
1. A câmara de ar do pDAV foi pressurizada com $P_{en} = -30$ mmHg e em seguida a cânula de entrada foi fechada.
2. Chaveou-se a válvula solenoide para a pressão de ejeção $P_{ej} = 175$ mmHg.
3. A pressão (P_{cs}) e o fluxo de saída (Q_o) foram salvos utilizando o sistema de aquisição de dados desenvolvido.

Com estes valores salvos, realizou-se o mesmo cálculo utilizado para o teste de enchimento. O valor médio obtido com este teste $C_{cs} = 0,2357$ mL/mmHg, que é bem próximo dos valores obtidos no teste estático e no teste de enchimento. Assim, será utilizado para simulações computacionais, $C_{cs} = 0,2521$ mL/mmHg, obtido com o cálculo da média dos três valores calculados.

Para completar o modelo do sistema hidráulico, utilizou-se a analogia entre sistemas hidráulicos e circuitos elétricos para modelar os dois reservatórios e o tubo que possui a resistência mecânica e faz a interligação entre os reservatórios. Assim, o modelo 0D proposto, que representa todo o sistema, na Figura 5.24.

Na Figura 5.24, as partes do sistema hidráulico foram divididas e enumeradas. O número 1, representa o atuador pneumático, o número 2 representa o tubo que faz a interligação

Figura 5.24: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.



entre o atuador pneumático e a câmara de ar do pDAV, os números 4 e 6 representam as câmulas de entrada e saída respectivamente, o número 5 representa o pDAV. O processo de modelagem desses componentes está bem detalhado no capítulo 4 e neste capítulo será detalhado o processo de estimação dos parâmetros com a utilização dos dados obtidos nos experimentos realizados com o sistema hidráulico. Também será realizada a modelagem e estimação dos parâmetros dos demais componentes do SH.

5.5.3 Modelagem do reservatório 2

A modelagem do reservatório 2, indicado na Figura 5.22, foi realizada com base nas características do reservatório e na curva de pressão P_{ae} Figuras 5.17 (A) e 5.18 (A). Como esse é um reservatório aberto, e o nível do fluido no seu interior é constante, o comportamento da pressão nesse reservatório também é constante, assim, no modelo 0D, o reservatório 2 foi representado por uma fonte de tensão contínua (CC), e está indicado pelo número 3 na Figura 5.24. Para estimar o valor da pressão P_{ae} , utilizou-se um período de funcionamento do sistema de 0,8 segundos (800 amostras) e calculou-se a média do valor da pressão nesse intervalo, para 4 experimentos diferentes, de acordo com a equação abaixo:

$$P_{ae} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N P_{ae}(kT_s) \quad (5.21)$$

na qual N é o número total de amostras, T_s é a taxa de amostragem e k é o índice de cada amostra. Em todos os experimentos o valor médio da pressão foi de 6 mmHg. Assim, esse reservatório será representado por uma fonte de tensão CC de 6 V.

5.5.4 Modelagem do reservatório 1

Para modelar o reservatório 1, indicado na Figura 5.22, utilizou-se o conceito de modelagem Windkessel para uma câmara fechada. Assim, a complacência desse reservatório foi representada pelo capacitor C_{ao} , e está indicado pelo número 7 na Figura 5.24.

O cálculo da capacitância C_{ao} , foi realizado com base na curva de pressão P_{ao} e do fluxo Q_s obtidos no sistema hidráulico na fase de enchimento do pDAV, pois neste momento o fluxo de saída do pDAV é nulo e só existe fluxo saindo do reservatório 1 para o reservatório 2 (Q_s). Com esses dados, e a equação de corrente em um capacitor dada por:

$$I = C \frac{dV}{dt} \quad C = \frac{I}{\frac{dV}{dt}} \quad (5.22)$$

podemos utilizar a analogia entre sistemas hidráulicos e circuitos elétricos na qual o fluxo é representado pela corrente elétrica e a pressão é representada pela tensão elétrica, e utilizar a equação (5.23) para calcular o valor de C_{ao} .

$$C_{ao}(kT_s) = \frac{-Q_s(kT_s)}{\frac{P_{ao}((k+1)T_s) - P_{ao}(kT_s)}{T_s}}, \quad k = 1, 2, \dots, 200. \quad (5.23)$$

na qual, T_s é a taxa de amostragem e k é o índice de cada amostra. Utilizando a equação (5.23), e os dados de fluxo e pressão no intervalo de enchimento do pDAV (200 amostras), o valor calculado para a complacência do reservatório 1 é $C_{ao} = 0,2385$ (mL/mmHg). Esse valor foi obtido pela média dos valores de C_{ao} obtidos pela equação (5.22) para as 200 amostras disponíveis calculado pela equação abaixo:

$$C_{ao} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N C_{ao}(kT_s) \quad (5.24)$$

na qual N é o número total de amostras, k é o índice de cada amostra e $C_{ao}(kT_s)$ é o valor da capacitância do reservatório 1 no instante kT_s .

5.5.5 Modelagem das cânulas do pDAV

A modelagem da interligação entre o reservatório 1 e o reservatório 2, que possui a resistência mecânica, também foi baseada no mesmo princípio de modelagem das cânulas, assim, essa interligação foi representada pelo resistor R_s e pelo indutor L_s , e está indicada pelo número 8 na Figura 5.24.

Para estimar os parâmetros R_i , L_i , R_o , L_o , R_s e L_s utilizou-se o filtro de Kalman estendido, utilizando os sinais de pressões e fluxos obtidos do sistema hidráulico para diferentes condições de operação do sistema hidráulico de acordo com o seguinte procedimento para obter os dados de pressão e fluxo.

Inicialmente, definiu-se 6 pontos de operação para o pDAV acoplado ao sistema hidráulico, com diferentes valores para a frequência de pulsação (HR) e para a pressão no reservatório 1 (P_{ao}). Na Tabela 5.5 estão listados os pontos de operação utilizados para testar o pDAV com o objetivo de obter os dados para estimar o valor das resistências e indutâncias da cânulas e do tubo que possui a resistência mecânica. Esses pontos de operação foram definidos com base em valores de pressões e frequência cardíaca para pacientes pediátricos [41, 42]. O valor de pressão no reservatório 1 P_{ao} está indicado o valor da máxima e da mínima pressão nesse reservatório ($P_{ao}=80/40$, indica que o valor máximo da pressão neste reservatório é 80 mmHg e o valor mínimo da pressão é 40 mmHg).

Tabela 5.5: Parâmetros do modelo 0D apresentado na Figura 5.24.

Pontos de Operação	HR (batimentos por minuto)	P_{ao} (mmHg)
Teste 01	80	80/40
Teste 02	80	60/20
Teste 03	100	80/40
Teste 04	100	60/20
Teste 05	150	80/40
Teste 06	150	60/20

Não é possível obter as três curvas de fluxos (entrada Q_i , saída Q_o e sistêmico Q_s) durante um único experimento pois só há um sensor de fluxo. Assim, foram realizados os seis testes, medindo o fluxo de entrada, depois foram repetidos os mesmos testes medindo o fluxo de saída e por fim foram repetidos os mesmos testes medindo o fluxo sistêmico, totalizando dezoito experimentos.

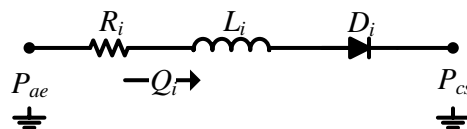
Para todos os experimentos, a pressão de ejeção do pDAV (P_{ej}) foi mantida constante no valor de 190 mmHg e a pressão de enchimento (P_{en}) também foi mantida constante no valor de 0 mmHg. O tempo de ejeção do pDAV foi ajustado para 30% do período de um ciclo para cada experimento. Esses valores foram definidos com base na faixa de operação segura do pDAV e por conseguir manter a pressão P_{ao} no valor desejado.

Para cada um dos experimentos, realizou-se o seguinte procedimento para ajustar a pressão P_{ao} no valor desejado.

- Definiu-se inicialmente os valores de HR, tempo de ejeção, P_{ej} , P_{en} .
- Com os parâmetros definidos, encheu-se o sistema hidráulico com a solução de soro fisiológico com glicerina e ajustou-se o nível dos dois reservatórios.
- Em seguida, o pDAV foi acionado periodicamente.
- Ajustou-se a resistência mecânica para que a pressão no reservatório 1 atingisse o valor desejado.
- Com a pressão P_{ao} no valor desejado, os dados de pressões e fluxos foram salvos no PC.

Para estimar o valor da resistência e da indutância da cânula de entrada, foram salvos no PC, para os seis testes, os valores da pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}), da pressão no reservatório 2 (P_{ae}) e do fluxo de entrada (Q_i), para as configurações definidas na Tabela 5.5.

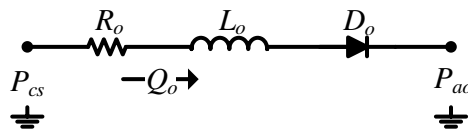
Figura 5.25: Circuito elétrico análogo à cânula de entrada do pDAV com a válvula de entrada.



É possível observar na Figura 5.25 que existe uma válvula (D_i) que permite a passagem de fluxo na cânula de entrada apenas quando a pressão P_{ae} é maior que a pressão P_{cs} . Assim, para estimar os valores dos parâmetros R_i e L_i , foram utilizados apenas os dados no intervalo em que existe a passagem do fluxo Q_i .

Concluída a execução dos seis testes medindo o fluxo de entrada no pDAV, o sensor de fluxo foi colocado na cânula de saída, com o objetivo de obter os dados para estimar o valor da resistência e indutância da cânula da saída. Repetiu-se o procedimento para ajustar a pressão P_{ao} no valor desejado e em seguida, foram salvos no PC, para seis testes, os valores da pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}), da pressão no reservatório 1 (P_{ao}) e do fluxo de saída (Q_o), para as configurações definidas na Tabela 5.5.

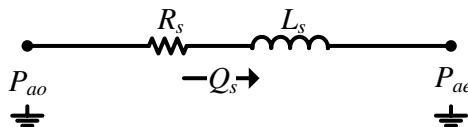
Figura 5.26: Circuito elétrico análogo à cânula de saída do pDAV com a válvula de saída.



Assim como na cânula de entrada, na cânula de saída também possui uma válvula (D_o) que permite a passagem de fluxo na cânula apenas quando a pressão P_{cs} é maior que a pressão P_{ao} (Figura 5.26). Assim, para estimar os valores dos parâmetros R_o e L_o , foram utilizados apenas os dados no intervalo em que existe a passagem do fluxo Q_o .

Com os experimentos para as duas cânulas concluídos, o sensor de fluxo foi colocado no tubo que faz a interligação entre os reservatórios 1 e 2 para medir o fluxo Q_s com o objetivo de obter os dados para estimar o valor da resistência e indutância desta interligação. Repetiu-se o procedimento para ajustar a pressão P_{ao} no valor desejado e em seguida, foram salvos no PC, para os seis testes, os valores da pressão no reservatório 1 (P_{ao}), da pressão no reservatório 2 (P_{ae}) e do fluxo de sistêmico (Q_s), para as configurações definidas na Tabela 5.5.

Figura 5.27: Circuito elétrico análogo à interligação entre os reservatórios.



O fluxo sistêmico, Q_s , sempre existe, pois não existe uma válvula nessa interligação e a pressão P_{ao} sempre é maior que a pressão P_{ae} (Figura 5.27). Assim, para estimar os valores dos parâmetros R_s e L_s , foram utilizados os dados no intervalo de um ciclo de batimento.

Ao finalizar todos os testes, iniciou-se o estudo dos sinais para utilizar na estimação dos

parâmetros. Para todos os testes, observou-se que os dados de pressão e fluxo apresentavam ruídos e com isso foi necessário filtrar esses sinais.

5.5.6 Filtragem não linear - *thresholding*

Os sinais foram filtrados com base na frequência fundamental do sinal que pode ser calculada pela frequência de batimento do pDAV. A maior frequência de batimento do pDAV é 2,5 Hz para 150 batimentos por minuto. Os sinais medidos foram filtrados com o objetivo de eliminar as altas frequências.

A estratégia de filtragem aplicada para este propósito foi a técnica de *thresholding*, que permite eliminar as componentes harmônicas que estão fora de um gabarito especificado (subtração espectral) [43–45].

Um sinal ruidoso pode ser expresso por:

$$y(k) = x(k) + n(k) \quad (5.25)$$

na qual $y(k)$ é o sinal ruidoso, $x(k)$ é o sinal sem ruído e $n(k)$ é o ruído. No domínio da frequência, o modelo de sinal ruidoso da equação (5.29) é expresso como:

$$Y(f) = X(f) + N(f) \quad (5.26)$$

na qual $Y(f)$ é a transformada de Fourier do sinal ruidoso, $X(f)$ é a transformada de Fourier do sinal sem ruído, $N(f)$ é a transformada de Fourier do ruído e f é a variável de frequência.

A transformada de Fourier é obtida pela seguinte equação:

$$X(f) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k)e^{-j2\pi k/N} \quad (5.27)$$

Para recuperar o sinal, utiliza-se a transformada inversa de Fourier dada pela seguinte equação:

$$x(k) = \frac{1}{N} \sum_{f=0}^{N-1} X(f)e^{j2\pi k/N} \quad (5.28)$$

Para definir as harmônicas que devem ser eliminadas foram realizadas simulações com o modelo 0D proposto. Analisou-se o espectro de amplitude da transformada de Fourier dos sinais de pressões e fluxos simulados. Na Figura 5.28 segue o espectro de amplitude dos sinais de fluxo simulados e na Figura 5.29 segue o espectro de amplitude dos sinais de pressão simulados.

Figura 5.28: Espectro de amplitude da transformada de Fourier dos sinais de fluxo: (A) fluxo sistêmico (Q_s); (B) fluxo de entrada (Q_i); (C) fluxo de saída (Q_o).

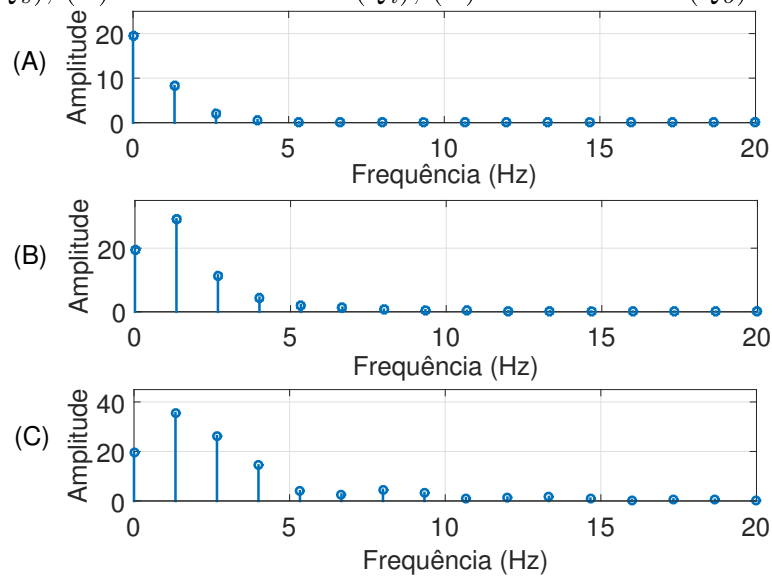
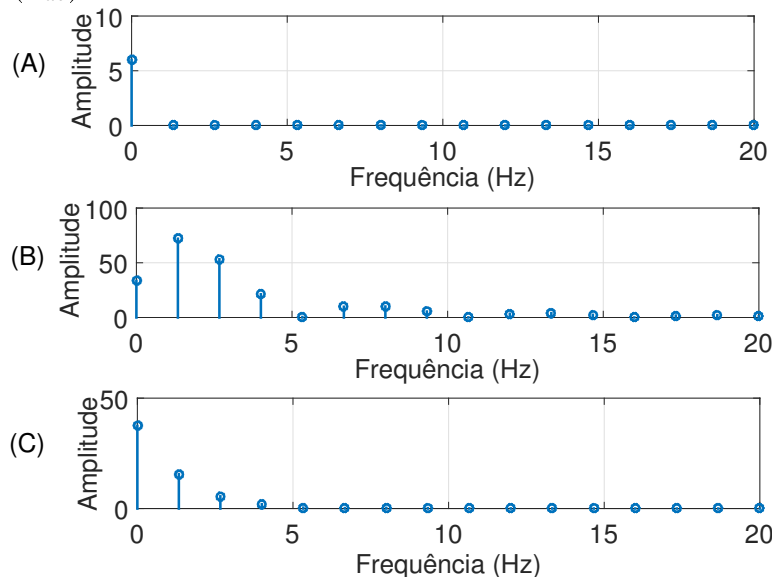
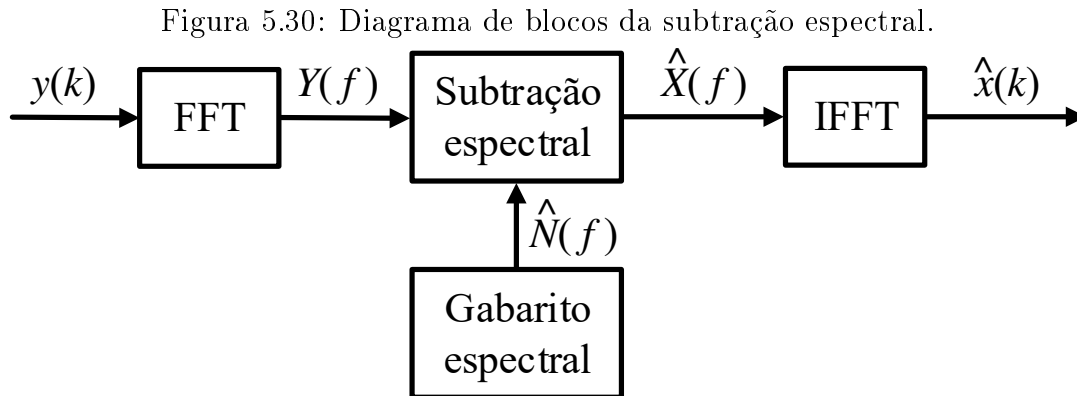


Figura 5.29: Espectro de amplitude da transformada de Fourier dos sinais de pressão: (A) pressão no reservatório 2 (P_{ae}); (B) pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}); (C) pressão no reservatório 1 (P_{ao}).



É possível observar que os sinais de pressões e fluxos simulados, são compostos basicamente pelo nível DC e mais 4 harmônicas (primeira à quarta harmônica), logo, para os sinais medidos, foram eliminadas as harmônicas fora dessa faixa.

Na Figura 5.30 segue um diagrama de blocos do processo de subtração espectral realizado.



A equação que descreve a subtração espectral pode ser expressa como:

$$\hat{X}(f) = Y(f) - \hat{N}(f) \quad (5.29)$$

na qual $\hat{X}(f)$ é uma estimativa do espectro do sinal original e $\hat{N}(f)$ é uma estimativa do espectro do ruído do sinal. A estimativa do ruído foi realizada com base no modelo do sistema, pois foi possível definir quais harmônicas estão presentes no sinal sem ruído, com isso eliminou-se as que estão fora dessa faixa.

Em resumo, o procedimento realizado para filtrar os sinais de pressão e fluxo foi o seguinte:

1. selecionou-se um período do sinal medido (ruidoso);
2. calculou-se a transformada de Fourier (FFT) desse sinal;
3. traçou-se o espectro de magnitude e zerou-se as harmônicas que estão fora da faixa definida;
4. calculou-se a transformada de Fourier inversa (IFFT) destes coeficientes para obter o sinal filtrado.

Todos os sinais utilizados foram amostrados a uma taxa de 1 kHz. Essa taxa é maior que duas vezes a máxima frequência do sinal, garantindo que não teremos problemas com a amostragem do sinal (*aliasing*). Para a análise, foi utilizado um período completo do sinal, para evitar o erro de truncamento no espectro calculado, *leakage*. Na Figura 5.31 segue uma curva do sinal de pressão no reservatório 1 (P_{ao}) medida no sistema hidráulico e filtrada utilizando a técnica *thresholding* e na Figura 5.32, segue uma curva do sinal de fluxo (Q_s) medida no sistema hidráulico e filtrada utilizando a técnica *thresholding*.

Figura 5.31: Curva de pressão no reservatório 1 (P_{ao}) medida no sistema hidráulico e filtrada utilizando a técnica *thresholding* (\hat{P}_{ao}).

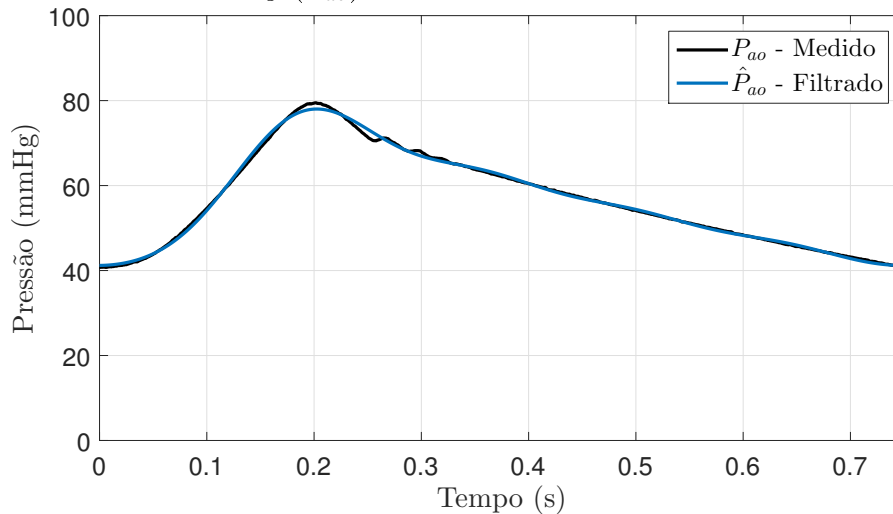
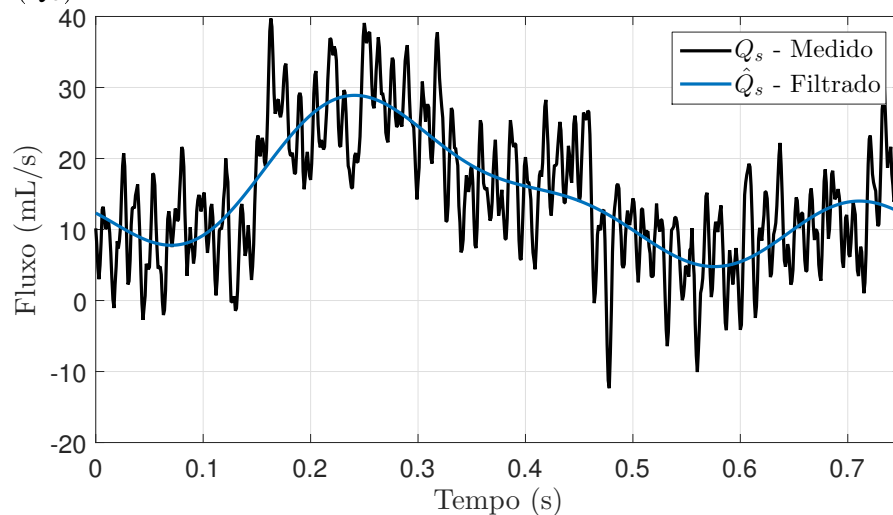


Figura 5.32: Curva de fluxo (Q_s) medida no sistema hidráulico e filtrada utilizando a técnica *thresholding* (\hat{Q}_s).



Os sinais filtrados foram utilizados para estimar os parâmetros do modelo do SH. Essa estimativa foi baseada nas equações diferenciais do trecho que se deseja obter o valor dos parâmetros e nos dados de pressões e fluxos. Para a estimativa destes parâmetros, foi utilizado o filtro de Kalman estendido.

5.5.7 Filtro de Kalman

O filtro de Kalman foi proposto no início da década de 1960 por Rudolf Emil Kalman mediante a publicação de um artigo no qual era descrito um procedimento para resolução de problemas lineares por meio da observação e estimação de estados [46]. Inicialmente, apenas problemas em tempo discreto foram abrangidos, e, ainda no começo da década de 1960, em conjunto com Richard Bucy, foi implementada a variante para tempo contínuo [47].

O filtro de Kalman utiliza medições de grandezas realizadas ao longo do tempo (contaminadas com ruído e outras incertezas), gerando resultados que tendam a se aproximar dos valores reais das grandezas medidas. Esse método é utilizado, por exemplo, para filtragem de sinais contaminados com ruído, rastreamento de satélites, estimação de parâmetros de modelos elétricos entre outros [48, 49].

As medições realizadas no sistema hidráulico desenvolvido neste trabalho são realizadas de forma discreta no tempo. Por esse motivo, será necessário definir uma frequência de amostragem que depende dos sensores utilizados.

Para discretizar o sistema, temos que o tempo discreto é dado por:

$$t(k) = t \in [kT_s, (k+1)T_s], k = 0, 1, 2, \dots \quad (5.30)$$

assim, podemos definir a derivada de um sinal no domínio discreto utilizando o método de Euler por:

$$\dot{x} = \frac{x(k) - x(k-1)}{T_s} \Rightarrow x(k) = \dot{x}T_s + x(k-1) \quad (5.31)$$

na qual, T_s é o passo de tempo, k e $k-1$ é o número da amostra no instante de tempo em

$t = kT_s$ e $t = (k - 1)T_s$, respectivamente. Assim, as equações do modelo serão discretizadas para a aplicação do algoritmo de estimação. Neste trabalho, o passo de tempo utilizado foi 10^{-3} , e satisfaz o teorema da amostragem de Nyquist.

Para utilizar o filtro de Kalman padrão para estimar um parâmetro, o sistema deve ser descrito por equações lineares. Um sistema linear discreto pode ser descrito pelas equações 5.32:

$$x(k + 1) = Ax(k) + Bu(k) + w(k) \quad (5.32)$$

$$y(k) = Cx(k) + v(k) \quad (5.33)$$

As equações 5.32 e 5.33 definem um sistema linear pois não contem quaisquer funções exponenciais, trigonométricas, ou quaisquer outras funções de característica não linear. As variáveis A , B , e C são matrizes; k é o índice de tempo discreto; x é chamado de estado do sistema; u é uma entrada conhecida do sistema (sinal de controle); y é o sinal de saída medido; w e v são ruídos sendo w o ruído do processo e v o ruído de medição.

Na maioria dos problemas de estimação de estados, o objetivo é estimar x pois contém todas as informações do sistema, porém, nem sempre é possível medir diretamente o valor de x , assim é necessário medir y , que é uma função de x e utilizamos esses dados para estimar x . No entanto as medições possuem ruído e não é possível utilizar diretamente esses valores. A utilização do filtro de Kalman é indicada nestes casos, pois ele utiliza as informações dos valores medidos e informações contidas na equação de estado. As equações do filtro de Kalman podem ser escritas como:

$$K(k) = P(k)C^T(CP(k)C^T + R)^{-1} \quad (5.34)$$

$$\hat{x}(k + 1) = (A\hat{x}(k) + Bu(k)) + K(k)(y(k) - C\hat{x}(k)) \quad (5.35)$$

$$P(k + 1) = A(I - K(k)C)P(k)A^T + Q \quad (5.36)$$

nas quais $\hat{x}(k)$ é a estimativa de $x(k)$; $K(k)$ é o ganho de Kalman (dado por uma matriz); $P(k)$ é a matriz de covariância do erro de estimação; Q é a matriz de covariância do ruído do processo $w(k)$ e R é a matriz de covariância do ruído de medição $v(k)$; I é a matriz identidade.

Na inicialização do filtro de Kalman, é necessário atribuir um valor inicial para \hat{x}_0 . A matriz P também deve ser inicializada de acordo com a incerteza da estimativa do valor inicial. Se temos confiança no valor da estimativa inicial \hat{x}_0 , ou seja, é uma boa estimativa, então P_0 deve ser pequena. Se estamos muito incertos sobre o valor da estimativa inicial \hat{x}_0 , então P_0 deve ser grande. Esses valores de inicialização estão diretamente relacionados com a velocidade de convergência do estimador.

O filtro de Kalman tem um bom desempenho para sistemas lineares, porém não consegue realizar boas estimativas quando o sistema é não linear. Para resolver esse problema, é necessário utilizar o Filtro de Kalman Estendido (do inglês Extended Kalman Filter - EKF) que estima o estado de uma variável aleatória a partir da sequência de observações com ruídos. Esse algoritmo segue os mesmos conceitos do filtro padrão, porém com algumas manipulações matemáticas para ser utilizado em sistemas não lineares, temos o seguinte algoritmo para o EKF.

Para as equações de um sistema dadas por:

$$x(k+1) = f(x(k), u(k)) + w(k) \quad (5.37)$$

$$y(k) = g(x(k)) + v(k) \quad (5.38)$$

deve ser calculado em cada passo de tempo os valores das matrizes F e G .

$$F(k-1) = \left. \frac{\partial f}{\partial x} \right|_{\hat{x}(k-1)|k-1, u(k-1)} \quad (5.39)$$

$$G(k) = \left. \frac{\partial g}{\partial x} \right|_{\hat{x}(k)|k-1} \quad (5.40)$$

Com essas matrizes calculadas, executam-se as seguintes equações do filtro de Kalman:

$$K(k) = P(k)G^T(k)(G(k)P(k)G^T(k) + R)^{-1} \quad (5.41)$$

$$\hat{x}(k+1) = f(\hat{x}(k), u(k)) + K(k)(y(k) - h(\hat{x}(k))) \quad (5.42)$$

$$P(k+1) = F(k)(I - K(k)G(k))P(k)F^T(k) + Q \quad (5.43)$$

Pode-se afirmar que esse filtro produz estimativas dos valores reais de grandezas medidas e estima a incerteza do valor predito. Por exemplo, se dispusermos de uma estimativa inicial

de um estado, é possível corrigi-la com um ganho calculado a cada estimativa. A correção da estimativa por meio do ganho funciona da seguinte forma. Se a estimativa é boa, então o ganho deve ser pequeno, porém se a estimativa é ruim o ganho deverá ser grande, assim a valor de menor incerteza será sempre o mais importante para o algoritmo do filtro.

Para a correta aplicação e funcionamento do algoritmo do filtro de Kalman estendido, é necessário que o modelo do sistema esteja adequado. Outro ponto importante são as medições, pois será a partir delas que serão estimados todos os parâmetros do modelo. As condições iniciais também influenciam na convergência do filtro, e quanto mais próximas do valor ideal elas estão, mais rápido o algoritmo vai convergir e melhores serão os resultados.

5.5.8 Filtro de Kalman estendido

Para a estimação dos parâmetros do modelo elétrico análogo ao simulador hidráulico desenvolvido durante este trabalho, foi utilizado o filtro de Kalman Estendido (EKF). Como o sistema possui válvulas, existe momentos em que o fluxo em um determinado trecho é nulo, como já explicado anteriormente. Além disso, só existe disponível um sensor de fluxo. Assim, implementou-se o EKF para o trecho a ser estimado, escolhendo sempre a fase de funcionamento que existe fluxo.

Para todos os filtros, a matriz de covariância do erro de estimação, P ; a matriz de covariância do ruído de medição R e a matriz de covariância do ruído do processo Q utilizadas no EKF, foram:

$$P = \begin{bmatrix} 10 & 0 & 0 \\ 0 & 10 & 0 \\ 0 & 0 & 10 \end{bmatrix} \quad (5.44)$$

$$R = \begin{bmatrix} 10^{-8} & 0 & 0 \\ 0 & 10^{-8} & 0 \\ 0 & 0 & 10^{-8} \end{bmatrix} \quad (5.45)$$

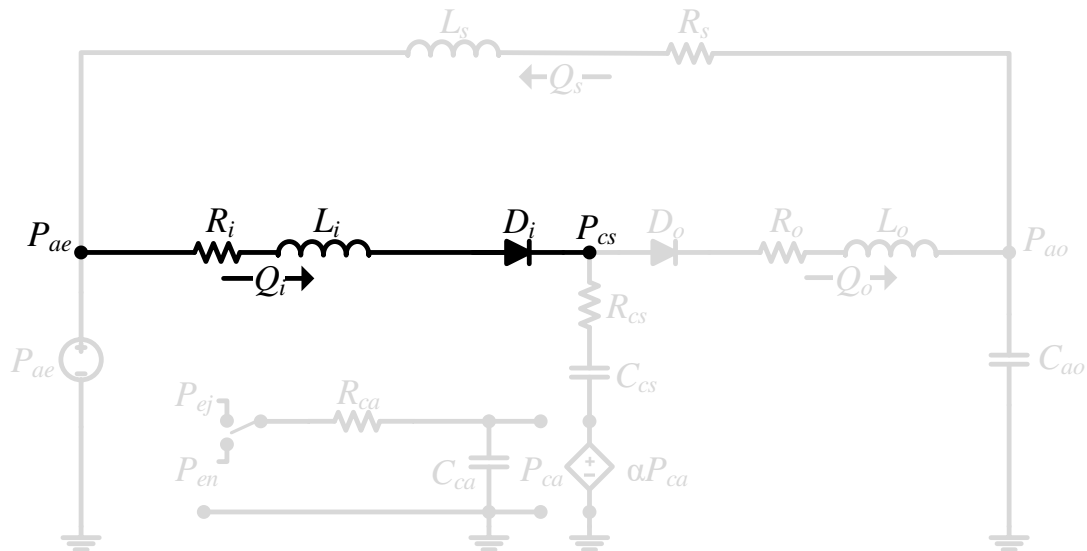
$$Q = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 10^{-2} & 0 \\ 0 & 0 & 10^{-2} \end{bmatrix} \quad (5.46)$$

O valor utilizado para a matriz de covariância P foi escolhido com base na incerteza da estimativa do valor inicial. Com o conhecimento do sistema, pode-se fazer uma estimativa próxima do valor real, e assim, utilizou-se um valor pequeno para a matriz P . O ruído de medição R e o ruído do processo Q utilizados, permitiram a convergência do filtro para todos os casos.

Fase de enchimento - R_i e L_i

Na fase de enchimento, o fluxo de saída Q_o é nulo, então, temos apenas o fluxo de entrada Q_i , do reservatório 2 (P_{ae}) para a câmara de sangue do pDAV (P_{cs}). Assim, o circuito da Figura 5.24 fica resumido ao ramo destacado na Figura 5.33.

Figura 5.33: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.



Com esse circuito definido e utilizando as leis de Kirchhoff, temos as seguintes equações para o fluxo de entrada:

$$P_{ae} = R_i Q_i + L_i \dot{Q}_i + P_{cs} \quad (5.47)$$

$$L_i \dot{Q}_i = P_{ae} - R_i Q_i - P_{cs} \quad (5.48)$$

$$\dot{Q}_i = -\frac{R_i}{L_i} Q_i + \frac{1}{L_i} P_{ae} - \frac{1}{L_i} P_{cs} \quad (5.49)$$

fazendo, $x_1 = Q_i$, $x_2 = \frac{1}{L_i}$ e $x_3 = \frac{R_i}{L_i}$, temos a seguinte equação diferencial para a fase de enchimento:

$$\dot{x}_1 = -x_3 x_1 - x_2 P_{cs} + x_2 P_{ae} \quad (5.50)$$

o vetor de estados é dado por:

$$x = [x_1 \quad x_2 \quad x_3]^T \quad (5.51)$$

A condição inicial adotada para a estimativa da resistência, foi escolhida com base no instante de fluxo ($k = 100$ na Figura 5.34). Neste instante, a resistência foi calculada pela diferença de pressão dividido pelo valor do fluxo. O valor inicial da indutância foi calculado com base nas dimensões do tudo e características do fluido pela equação (3.4).

$$x_0 = [5 \quad 25 \quad 10]^T \quad (5.52)$$

O sistema pode ser representado na forma matricial.

$$f(x) = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -x_3 x_1 - x_2 P_{cs} + x_2 P_{ae} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.53)$$

Discretizando o sistema temos:

$$F(x(k+1)) = \begin{bmatrix} x_1(k+1) \\ x_2(k+1) \\ x_3(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1(k) + T_s(-x_3x_1 - x_2P_{cs} + x_2P_{ae}) \\ x_2(k) \\ x_3(k) \end{bmatrix} \quad (5.54)$$

O próximo passo é calcular o Jacobiano da matriz do sistema discretizado.

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_1} = 1 + T_s(-x_3) \quad (5.55)$$

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_2} = T_s(P_{ae} - P_{cs}) \quad (5.56)$$

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_3} = T_s(-x_1) \quad (5.57)$$

$$\frac{\partial F_2}{\partial x_2} = 1 \quad (5.58)$$

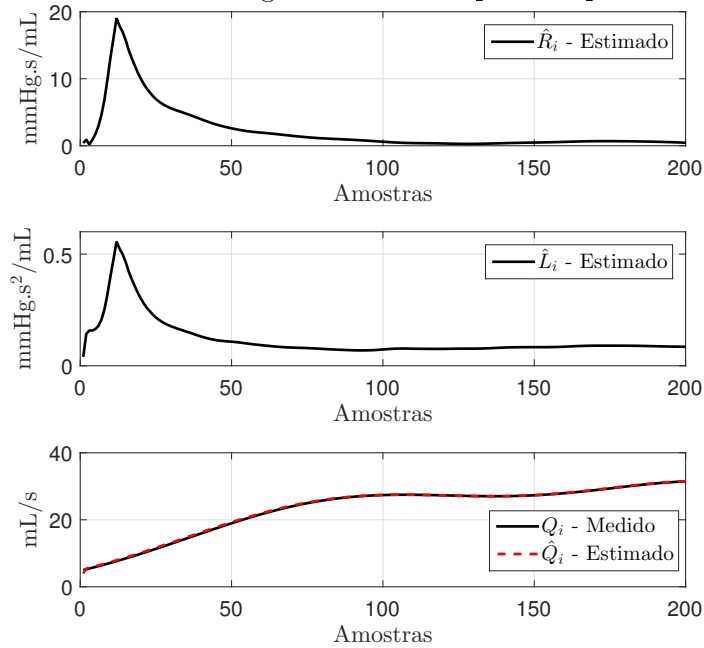
$$\frac{\partial F_3}{\partial x_3} = 1 \quad (5.59)$$

As demais derivadas parciais são iguais a zero. Com esses valores, temos a seguinte matriz para o Jacobiano.

$$F = \begin{bmatrix} 1 + T_s(-x_3) & T_s(P_{ae} - P_{cs}) & T_s(-x_1) \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.60)$$

Na Figura 5.34, seque a curva de convergência do filtro na estimação dos parâmetros R_i e L_i para a cânula de entrada do pDAV para as 200 amostras disponíveis nesta fase. Para calcular o valor da resistência e indutância, utilizou-se a média dos valores no regime permanente da convergência do filtro. Neste experimento, utilizou-se os valores das 50 últimas amostras.

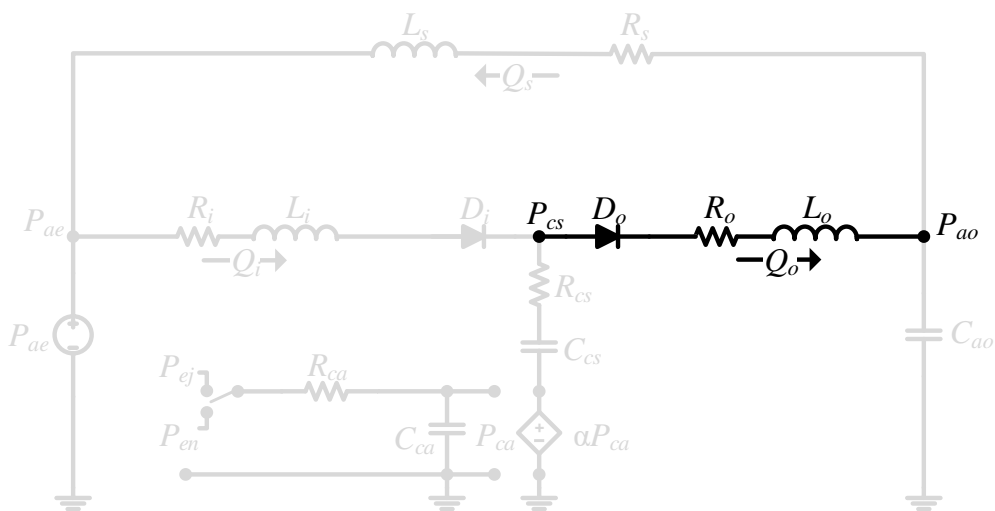
Figura 5.34: Curva de convergência do filtro para os parâmetros R_i e L_i .



Fase de ejeção - R_o , L_o

Na fase de ejeção, o fluxo de entrada Q_i é nulo, então, temos apenas o fluxo de saída Q_o , da câmara de sangue do pDAV (P_{cs}) para o reservatório 1 (P_{ao}). Assim, o circuito da Figura 5.24 fica resumido ao ramo destacado na Figura 5.35.

Figura 5.35: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.



Com esse circuito definido e utilizando as leis de Kirchhoff, temos as seguintes equações para o fluxo de saída:

$$P_{cs} = L_o \dot{Q}_o + R_o Q_o + P_{ao} \quad (5.61)$$

$$L_o \dot{Q}_o = P_{cs} - R_o Q_o - P_{ao} \quad (5.62)$$

$$\dot{Q}_o = \frac{1}{L_o} P_{cs} - \frac{R_o}{L_o} Q_o - \frac{1}{L_o} P_{ao} \quad (5.63)$$

fazendo, $x_1 = Q_o$, $x_2 = \frac{1}{L_o}$ e $x_3 = \frac{R_o}{L_o}$, temos a seguinte equação diferencial para a fase de ejeção:

$$\dot{x}_1 = -x_3 x_1 - x_2 P_{ao} + x_2 P_{cs} \quad (5.64)$$

o vetor de estados é dado por:

$$x = [x_1 \quad x_2 \quad x_3]^T \quad (5.65)$$

A condição inicial adotada para a estimativa da resistência, foi escolhida com base no instante de fluxo ($k = 120$ na Figura 5.36). Neste instante, a resistência foi calculada pela diferença de pressão dividido pelo valor do fluxo. O valor inicial da indutância foi calculado com base nas dimensões do tudo e características do fluido pela equação (3.4).

$$x_0 = [9 \quad 25 \quad 100]^T \quad (5.66)$$

O sistema pode ser representado na forma matricial.

$$f(x) = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -x_3 x_1 - x_2 P_{ao} + x_2 P_{cs} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.67)$$

Discretizando o sistema temos:

$$F(x(k+1)) = \begin{bmatrix} x_1(k+1) \\ x_2(k+1) \\ x_3(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1(k) + T_s(-x_3x_1 - x_2P_{ao} + x_2P_{cs}) \\ x_2(k) \\ x_3(k) \end{bmatrix} \quad (5.68)$$

O próximo passo é calcular o Jacobiano da matriz do sistema discretizado.

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_1} = 1 + T_s(-x_3) \quad (5.69)$$

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_2} = T_s(P_{cs} - P_{ao}) \quad (5.70)$$

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_3} = T_s(-x_1) \quad (5.71)$$

$$\frac{\partial F_2}{\partial x_2} = 1 \quad (5.72)$$

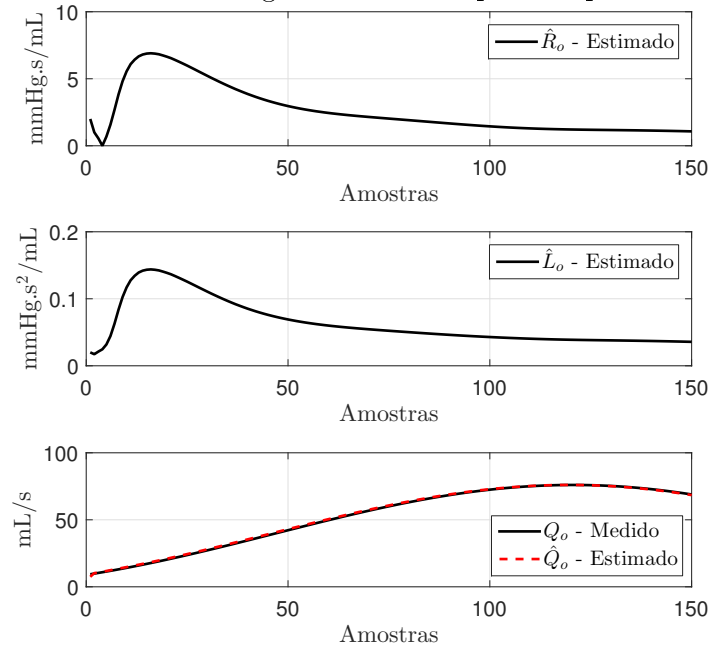
$$\frac{\partial F_3}{\partial x_3} = 1 \quad (5.73)$$

As demais derivadas parciais são iguais a zero. Com esses valores, temos a seguinte matriz para o Jacobiano.

$$F = \begin{bmatrix} 1 + T_s(-x_3) & T_s(P_{cs} - P_{ao}) & T_s(-x_1) \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.74)$$

Na Figura 5.36, seque a curva de convergência do filtro na estimação dos parâmetros R_o e L_o para a cânula de saída do pDAV para as 150 amostras disponíveis nesta fase. Para calcular o valor da resistência e indutância, utilizou-se a média dos valores no regime permanente da convergência do filtro. Neste experimento, utilizou-se os valores das 50 últimas amostras.

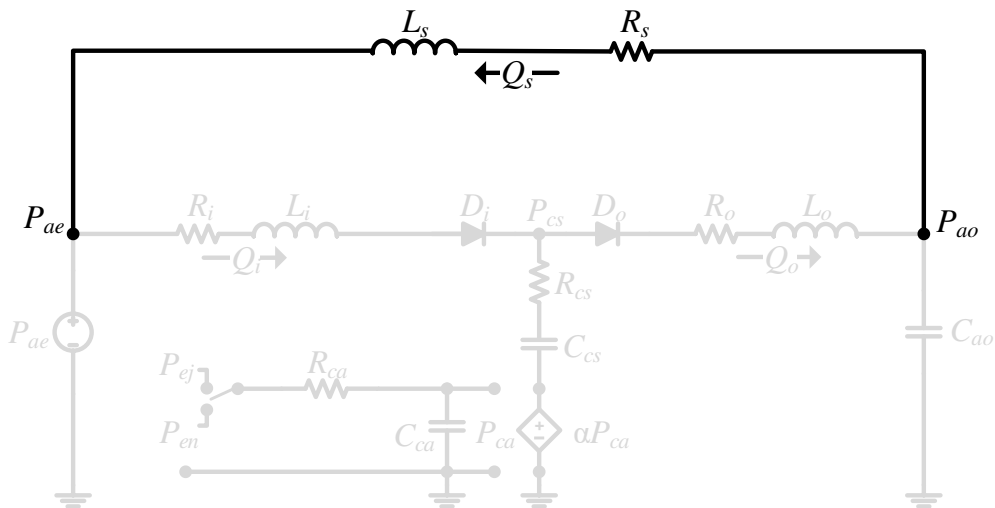
Figura 5.36: Curva de convergência do filtro para os parâmetros R_o e L_o .



Fase de enchimento e de ejeção - R_s e L_s

O fluxo sistêmico (Q_s), do reservatório 1 (P_{ao}) para o reservatório 2 (P_{ae}), é diferente de zero tanto na fase de enchimento quanto na fase de ejeção, assim, utilizou-se os dados de um ciclo de funcionamento para a estimativa dos parâmetros. O circuito da Figura 5.24 fica resumido ao ramo destacado na Figura 5.37 para a estimação dos parâmetros R_s e L_s .

Figura 5.37: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico.



Com esse circuito definido e utilizando as leis de Kirchhoff, temos as seguintes equações para o fluxo sistêmico:

$$P_{ao} = L_s \dot{Q}_s + R_s Q_s + P_{ae} \quad (5.75)$$

$$L_s \dot{Q}_s = P_{ao} - R_s Q_s - P_{ae} \quad (5.76)$$

$$\dot{Q}_s = \frac{1}{L_s} P_{ao} - \frac{R_s}{L_s} Q_s - \frac{1}{L_s} P_{ae} \quad (5.77)$$

fazendo, $x_1 = Q_s$, $x_2 = \frac{1}{L_s}$ e $x_3 = \frac{R_s}{L_s}$, temos a seguinte equação diferencial para a o fluxo sistêmico:

$$\dot{x}_1 = -x_3 x_1 - x_2 P_{ae} + x_2 P_{ao} \quad (5.78)$$

o vetor de estados é dado por:

$$x = [x_1 \quad x_2 \quad x_3]^T \quad (5.79)$$

A condição inicial adotada para a estimativa da resistência, foi escolhida com base no instante de fluxo ($k = 150$ na Figura 5.38). Neste instante, a resistência foi calculada pela diferença de pressão dividido pelo valor do fluxo. O valor inicial da indutância foi calculado com base nas dimensões do tudo e características do fluido pela equação (3.4).

$$x_0 = [12 \quad 10 \quad 15]^T \quad (5.80)$$

O sistema pode ser representado na forma matricial.

$$f(x) = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -x_3 x_1 - x_2 P_{ae} + x_2 P_{ao} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.81)$$

Discretizando o sistema temos:

$$F(x(k+1)) = \begin{bmatrix} x_1(k+1) \\ x_2(k+1) \\ x_3(k+1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1(k) + T_s(-x_3x_1 - x_2P_{ae} + x_2P_{ao}) \\ x_2(k) \\ x_3(k) \end{bmatrix} \quad (5.82)$$

O próximo passo é calcular o Jacobiano da matriz do sistema discretizado.

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_1} = 1 + T_s(-x_3) \quad (5.83)$$

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_2} = T_s(P_{ao} - P_{ae}) \quad (5.84)$$

$$\frac{\partial F_1}{\partial x_3} = T_s(-x_1) \quad (5.85)$$

$$\frac{\partial F_2}{\partial x_2} = 1 \quad (5.86)$$

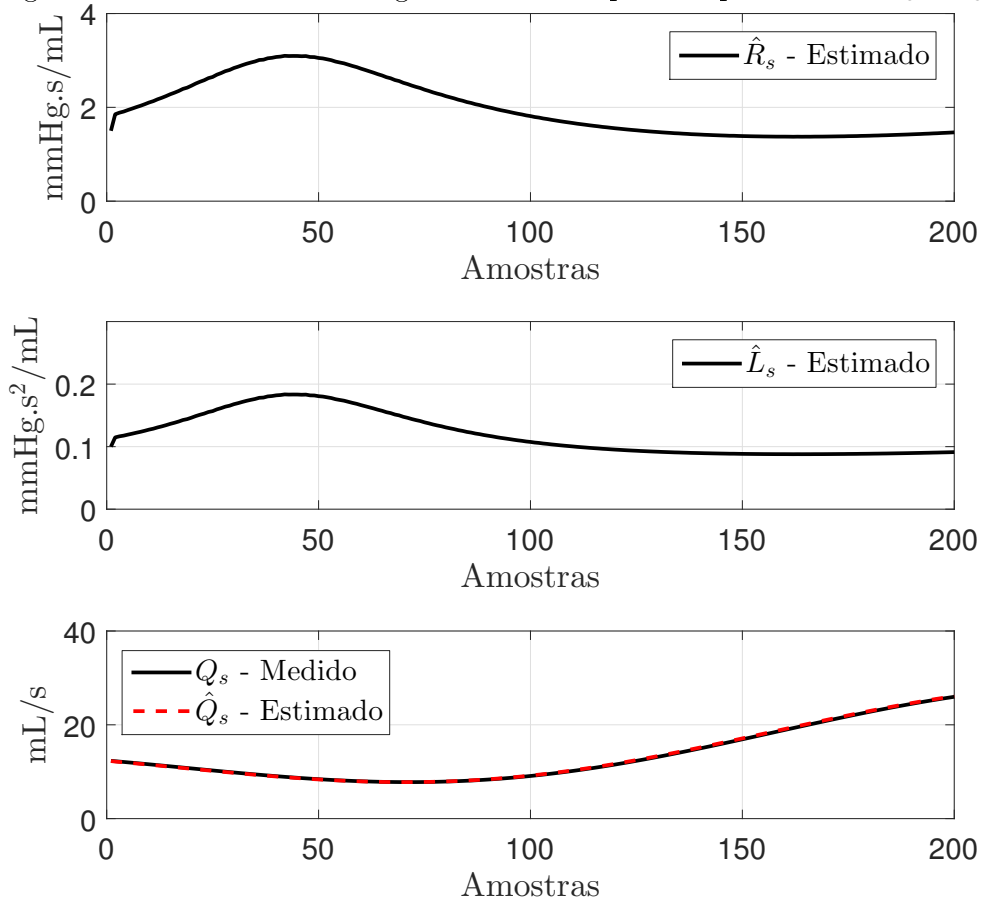
$$\frac{\partial F_3}{\partial x_3} = 1 \quad (5.87)$$

As demais derivadas parciais são iguais a zero. Com esses valores, temos a seguinte matriz para o Jacobiano.

$$F = \begin{bmatrix} 1 + T_s(-x_3) & T_s(P_{ao} - P_{ae}) & T_s(-x_1) \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.88)$$

Na Figura 5.38, seque a curva de convergência do filtro na estimação dos parâmetros R_s e L_S para o tubo que faz a interligação entre os reservatórios para as 200 amostras disponíveis nesta fase. Para calcular o valor da resistência e indutância, utilizou-se a média dos valores no regime permanente da convergência do filtro. Neste experimento, utilizou-se os valores das 50 últimas amostras.

Figura 5.38: Curva de convergência do filtro para os parâmetros R_s e L_s .



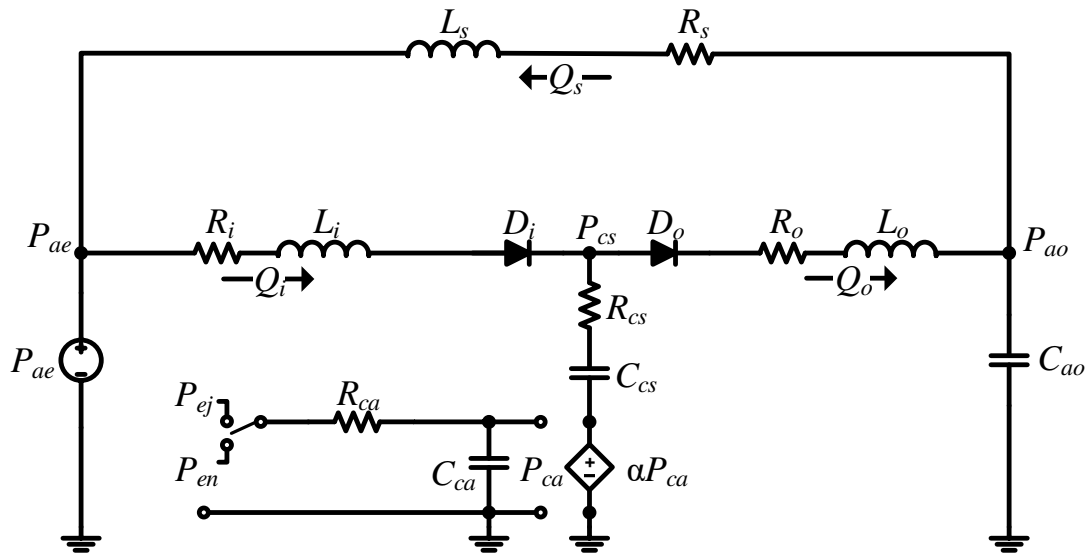
Com a utilização do estimador foi possível estimar o valor das resistências e indutâncias das cânulas do pDAV e do tubo que faz a interligação entre os reservatórios, completando a estimativa de todos os parâmetros do modelo. Apesar de estar disponível apenas um sensor de fluxo para aquisição dos dados para utilização no estimador, a estratégia adotada de realizar a estimativa por partes resolveu esse problema. Para garantir que o modelo completo (junção de todas as partes estimadas separadamente) funcione adequadamente, todas as estimativas foram realizadas com o sistema operando nas condições predefinidas na Tabela 5.5. Assim, foi possível listar na Tabela 5.6 os valores de todos os parâmetros estimados para o modelo 0D do sistema hidráulico acoplado ao pDAV.

Tabela 5.6: Parâmetros do modelo 0D apresentado na Figura 5.24.

Parâmetros	Valor
Resistências (mmHg.s/mL)	
\hat{R}_i	0,4050
\hat{R}_o	1,0862
\hat{R}_s	1,4663
\hat{R}_{ca}	0,2500
\hat{R}_{cs}	0,3000
Capacitâncias (mL/mmHg)	
\hat{C}_{ca}	0,1600
\hat{C}_{cs}	0,2521
\hat{C}_{ao}	0,2385
Indutâncias (mmHg.s²/mL)	
\hat{L}_i	0,0850
\hat{L}_o	0,0430
\hat{L}_s	0,0913
Fonte de tensão (DC) (mmHg)	
\hat{P}_{ae}	6,0

Para a validação deste modelo, foram realizadas simulações utilizando o modelo completo do sistema hidráulico acoplado ao pDAV, apresentado na Figura 5.39. O valor dos parâmetros desse modelo, estão listados na Tabela 5.6. Essas simulações foram realizadas com o objetivo de comparar as curvas simuladas com as curvas medidas e avaliar o erro.

Figura 5.39: Modelo 0D do sistema hidráulico acoplado ao pDAV.



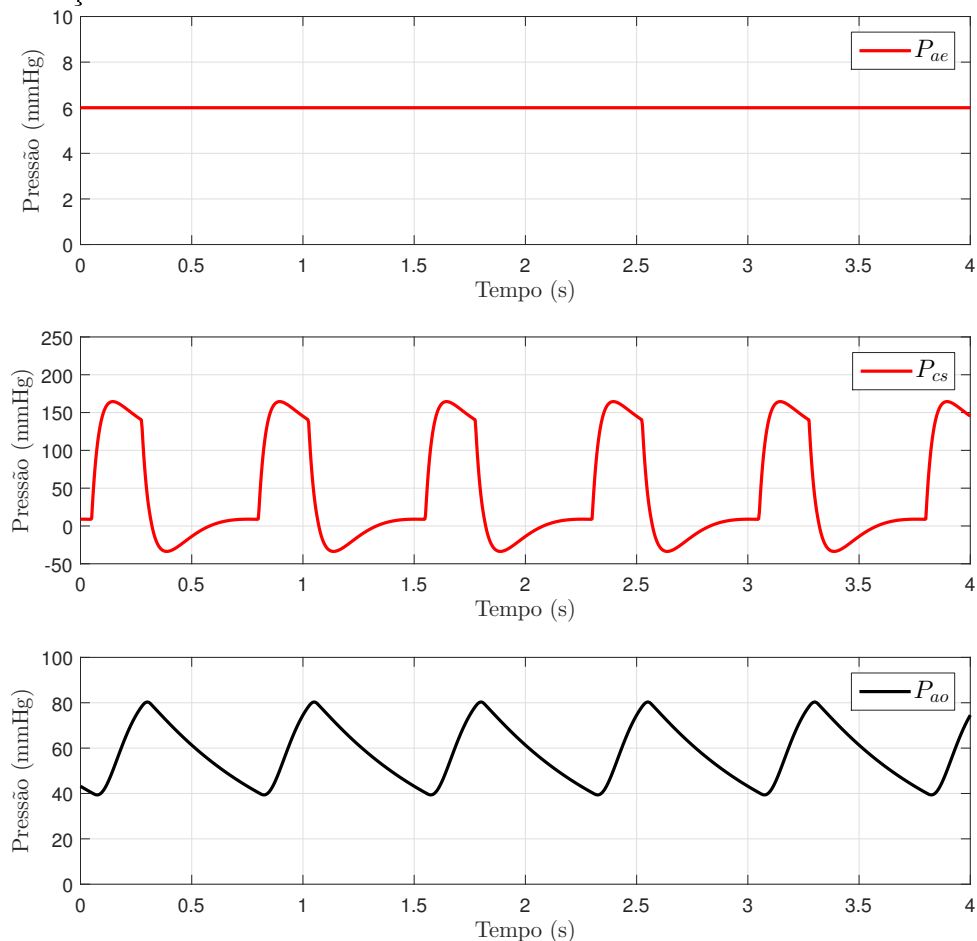
5.5.9 Curvas de pressões obtidas com o modelo 0D

Com os parâmetros do modelo 0D do SH acoplado ao pDAV estimados, foram realizadas simulações computacionais para verificar o funcionamento desse modelo. O método de integração utilizado foi o Runge-Kutta de 4ª ordem, com passo fixo de integração 10^{-4} . As simulações utilizaram o modelo 0D apresentado na Figura 5.24.

As curvas de pressões, obtidas com a simulação computacional desse modelo, Figuras 5.40 e 5.41 são similares às das curvas obtidas pelas medições de pressões no SH, Figuras 5.17 e 5.18.

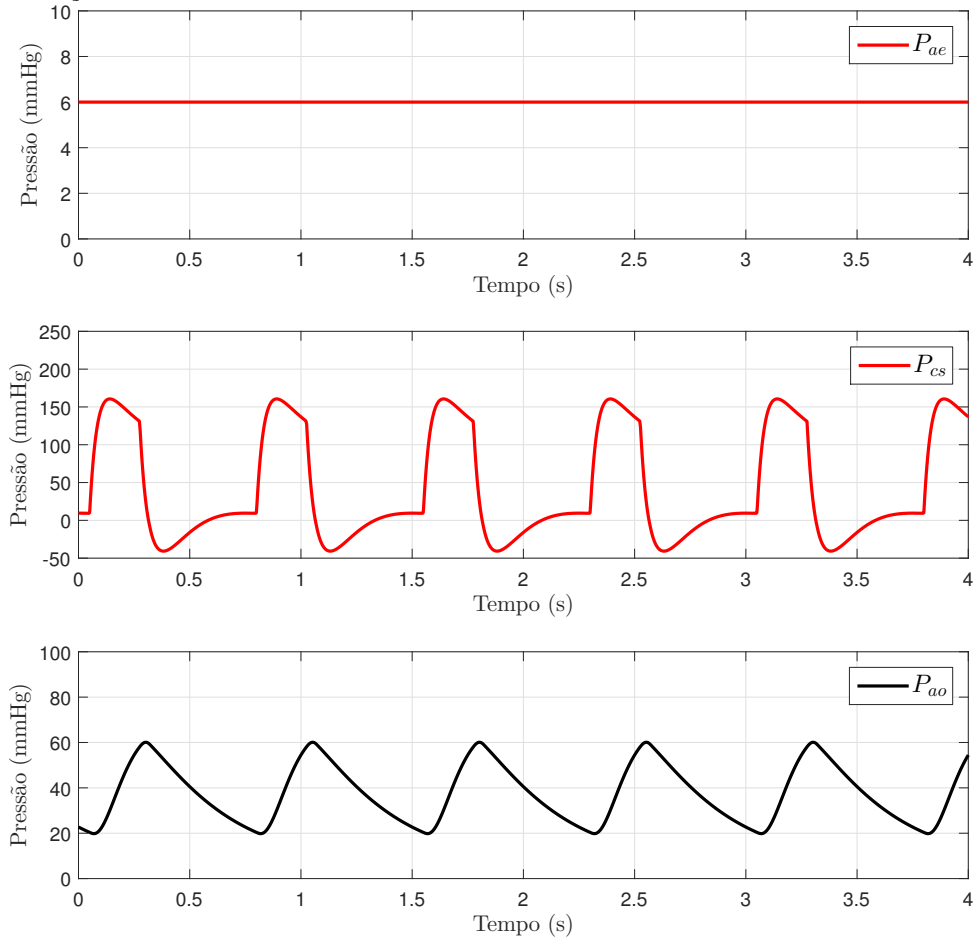
Na Figura 5.40 segue as curvas de pressões obtidas com a simulação computacional do modelo do pDAV. O sistema foi ajustado para que a pressão no reservatório 1 (P_{ao}) fique na faixa de 80 a 40 mmHg (80/40 mmHg). A pressão no reservatório 2 é constante e igual a 6 mmHg e a pressão na câmara de sangue do pDAV está variando de -40 mmHg a 160 mmHg.

Figura 5.40: Curvas de pressão obtidas com a simulação computacional do modelo 0D do pDAV - Condição 1.



Na Figura 5.41 segue as curvas de pressões obtidas com a simulação computacional do modelo do pDAV. O sistema foi ajustado para que a pressão no reservatório 1 (P_{ao}) fique na faixa de 60 a 20 mmHg (60/20 mmHg). A pressão no reservatório 2 é constante e igual à 6 mmHg e a pressão na câmara de sangue do pDAV está variando de -40 mmHg a 160 mmHg.

Figura 5.41: Curvas de pressão obtidas com a simulação computacional do modelo 0D do pDAV - Condição 2.



Para facilitar a comparação entre as curvas de pressões medidas e simuladas, essas duas curvas foram traçadas no mesmo gráfico. Também foi calculado a raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}) entre a curva medida e a curva simulada, para um ciclo de operação, utilizando a equação (5.19).

Nas Figuras 5.42 e 5.43 segue as curvas de pressão no reservatório 2 (P_{ae}) média no sistema hidráulico e simulada utilizando o modelo completo do sistema com os parâmetros estimados neste trabalho. Foi calculada a raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}) entre essas curvas. O erro para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) foi: (ε_{rms}) = 0,17 mmHg e para a

condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) foi $(\varepsilon_{rms}) = 0,14$ mmHg. Esse erro é considerado pequeno, comparado com o valor CC do sinal e isso é confirmado nas Figuras 5.42 e 5.43, pois as curvas medidas e simuladas estão praticamente sobrepostas.

Figura 5.42: Curvas de pressão no reservatório 2 para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.

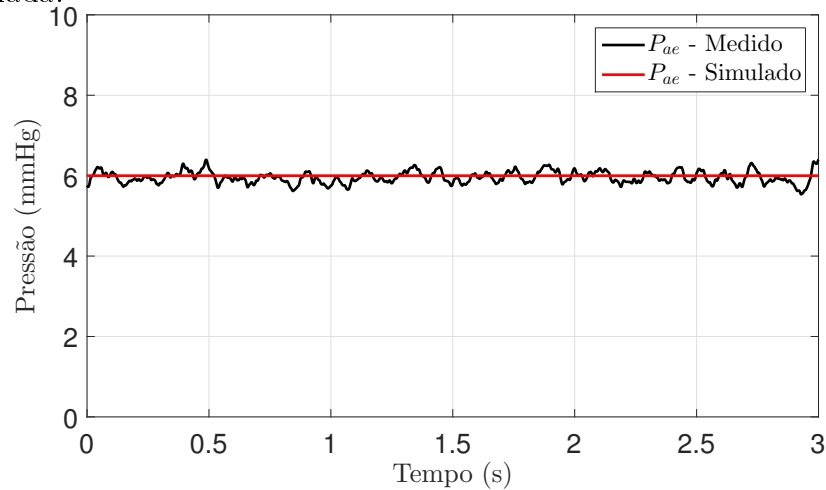
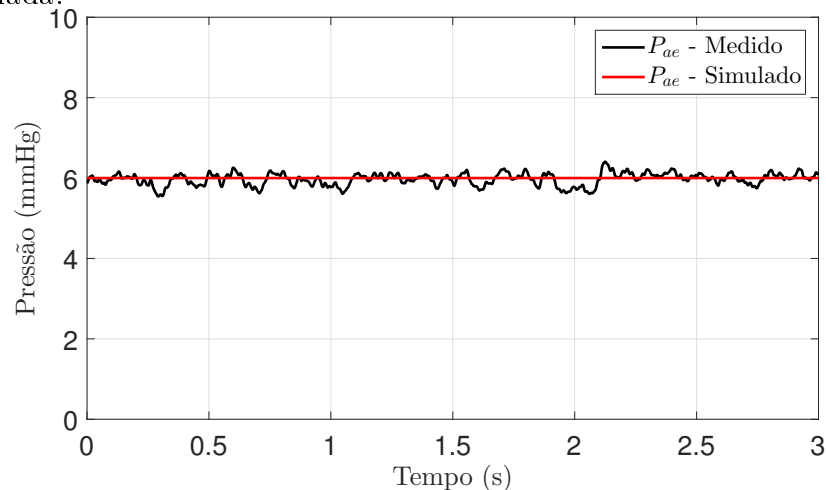


Figura 5.43: Curvas de pressão no reservatório 2 para a condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) medida e simulada.



Nas Figuras 5.44 e 5.45 segue as curvas de pressão na câmara de sangue do pDAV (P_{cs}) media no sistema hidráulico e simulada utilizando o modelo completo do sistema com os parâmetros estimados neste trabalho. Foi calculada a raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}) entre essas curvas. O erro para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) foi: $(\varepsilon_{rms}) = 22,99$ mmHg e para a condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) foi $(\varepsilon_{rms}) = 28,63$ mmHg. O valor absoluto desse erro

é grande, porém, quando comparado com a faixa de variabilidade do sinal, de 200 mmHg, esse erro é aceitável. Observa-se que o comportamento da curva medida e da curva simulada é bem similar. As diferenças ocorrem nos momentos em que a pressão é chaveada da pressão de enchimento para a pressão de ejeção e vice-versa. Esse comportamento pode estar relacionado com a abertura e o fechamento das válvulas cardíacas e será objeto de estudo em trabalhos futuros.

Figura 5.44: Curvas de pressão na câmara de sangue do pDAV para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.

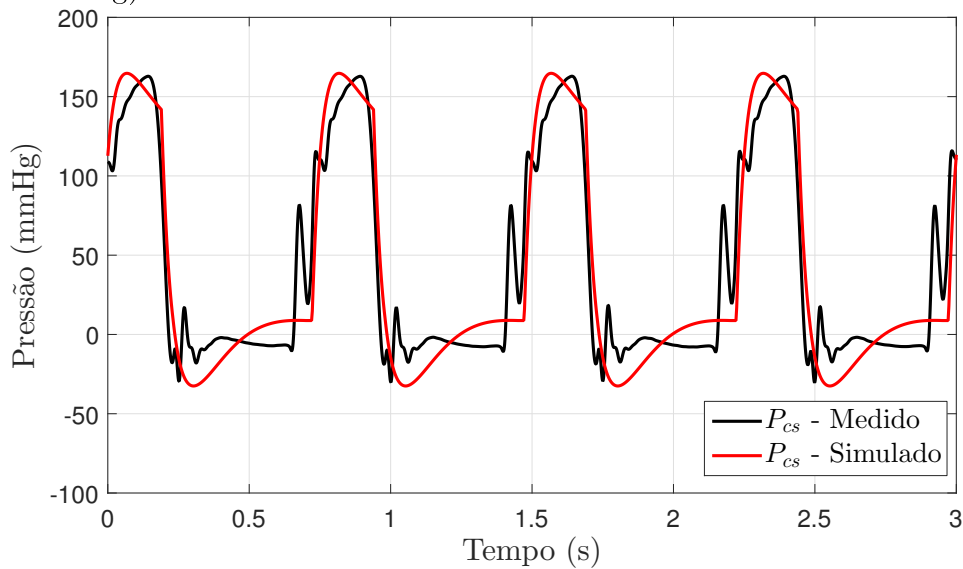
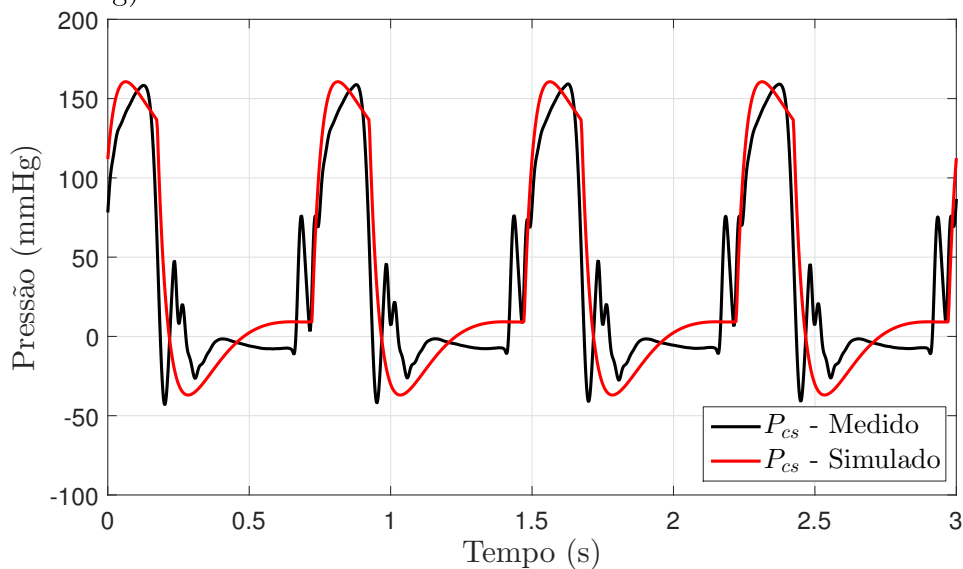


Figura 5.45: Curvas de pressão na câmara de sangue do pDAV para a condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) medida e simulada.



Nas Figuras 5.46 e 5.47 segue as curvas de pressão no reservatório 1 (P_{ao}) media no sistema hidráulico e simulada utilizando o modelo completo do sistema com os parâmetros estimados neste trabalho. Foi calculado a raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}) entre essas curvas. O erro para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) foi: (ε_{rms}) = 1,86 mmHg e para a condição 2 ($P_{ao}=60/20$ mmHg) foi (ε_{rms}) = 2,73 mmHg. Esse erro é pequeno, comparado à variabilidade do sinal, de 40 mmHg, e nas Figuras 5.46 e 5.47, as curvas medidas e simuladas estão praticamente sobrepostas.

Figura 5.46: Curvas de pressão no reservatório 1 para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.

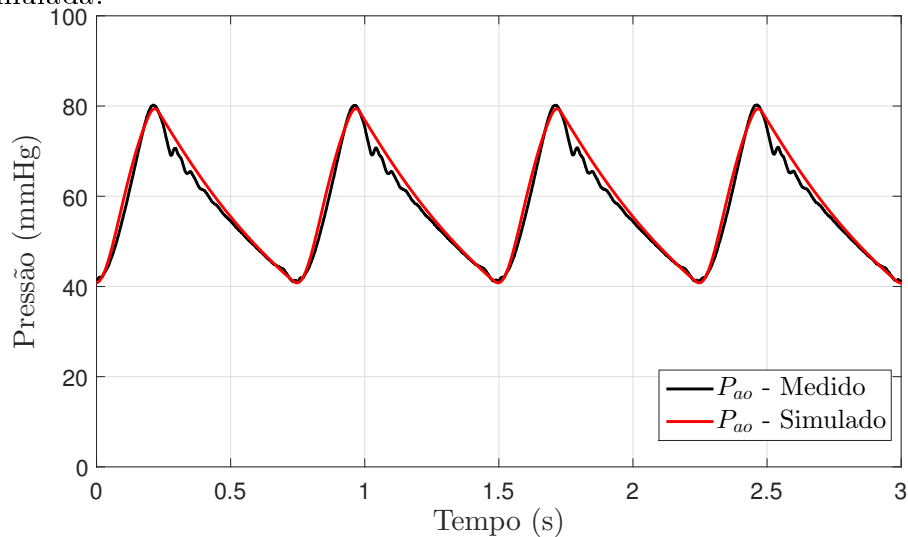
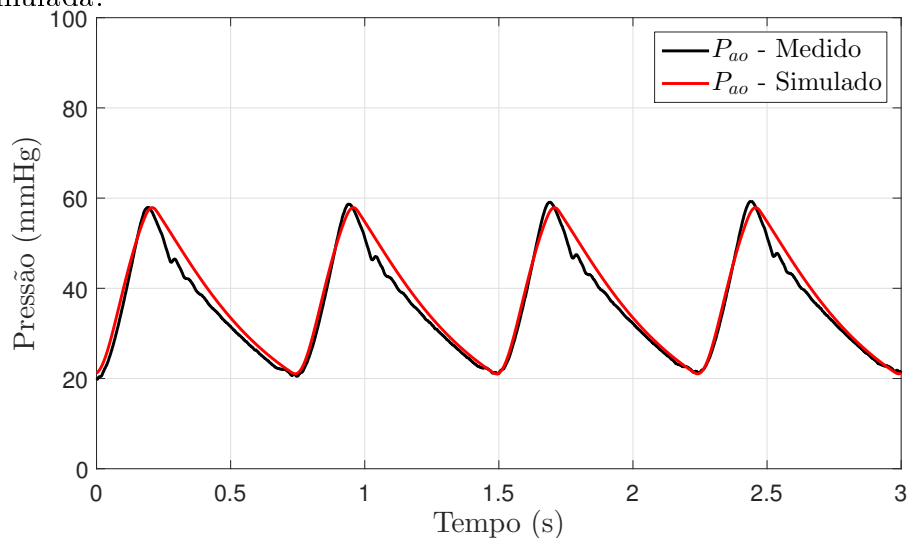


Figura 5.47: Curvas de pressão no reservatório 1 para a condição 1 ($P_{ao}=80/40$ mmHg) medida e simulada.



Desta forma o modelo do pDAV está validado, e pode ser utilizado para auxiliar no estudo de estratégias de controle, levando em consideração a interação do modelo do pDAV com modelos do sistema cardiovascular humano.

5.6 Considerações finais

O sistema hidráulico é de grande importância para a estimação dos parâmetros dos modelos do pDAV e do sistema de atuação pneumática. Com a utilização do modelo elétrico proposto, foram obtidas curvas de pressão bem próximas as curvas obtidas utilizando o sistema hidráulico. Para avaliar a proximidade entre as curvas medidas e estimadas, comparou-se as formas de onda pelas figuras e utilizou-se também a raiz do erro médio quadrático (ε_{rms}). A curva que apresentou maior erro foi a da pressão na câmara de sangue do pDAV, mas mesmo assim a curva simulada consegue representar o comportamento da pressão medida. Com esses resultados, foi constatado que a técnica de modelagem do pDAV e do sistema hidráulico assim como a técnica de estimação dos parâmetros do modelo está correta. No capítulo 6, serão apresentadas as conclusões e trabalhos futuros que indicam um caminho para melhorar a modelagem de alguns componentes desse sistema.

Capítulo 6

Conclusão e trabalhos futuros

Neste trabalho de dissertação de mestrado, os principais pontos da fisiologia do sistema cardiovascular humano (SCH) foram comentados e serviram de base para todo o trabalho. Este estudo serviu para melhorar a compreensão do comportamento do SCH com relação aos níveis ideais de volumes e pressões para diferentes condições fisiológicas de um determinado paciente.

O sistema hidráulico é ajustado para manter níveis de pressões próximos aos níveis de um paciente pediátrico, o que garante que o DAV trabalhe em uma região de operação muito próxima a uma situação real. Essa plataforma experimental possui sensores de pressão e fluxo utilizados para verificar o seu funcionamento. Os sensores de pressão apresentaram bom desempenho, principalmente com relação ao tempo de resposta e ao nível de ruído. O sensor de fluxo eletromagnético apresentou um bom tempo de resposta, porém baixa imunidade a ruído, dificultando a obtenção do sinal real de fluxo. Para contornar esse problema, uma análise frequencial foi realizada com o objetivo de analisar o espectro de magnitude dos componentes harmônicos desse sinal e eliminar as componentes fora do gabarito especificado.

Modelos matemáticos 0D, baseados na analogia entre sistemas hidráulicos e elétricos, foram desenvolvidos tanto para o sistema hidráulico quanto para o DAV pediátrico (pDAV). Tais modelos foram obtidos com base em testes isolados e testes com o dispositivo acoplado ao próprio sistema hidráulico. A metodologia utilizada para a modelagem do pDAV pode ser aplicada a qualquer DAV do tipo pulsátil. Para estimar os parâmetros dos modelos, foram utilizados: o método dos mínimos quadrados e o filtro de Kalman estendido com base

nas curvas de pressão e fluxo obtidas no sistema hidráulico. Devido a disponibilidade de apenas um sensor de fluxo, não foi possível realizar a identificação do modelo completo pois com apenas um experimento não é possível obter todos os sinais de fluxo e pressão simultaneamente. Dessa maneira, testes individuais foram realizados para estimar os parâmetros dos seguintes componentes: reservatório 1, reservatório 2, pDAV, cânula de entrada, cânula de saída e interligação entre os reservatórios, conforme os procedimentos apresentados no capítulo 5. Após a estimação dos parâmetros de cada um dos componentes citados acima, foi possível agrupar todos os parâmetros estimados e obter um modelo completo capaz de representar a dinâmica do sistema hidráulico.

Simulações computacionais foram realizadas com o modelo completo e as curvas simuladas foram comparadas com as curvas experimentais obtidas com o sistema hidráulico para validar o modelo. O erro médio quadrático entre as curvas simuladas e as curvas experimentais para um ciclo de operação do sistema é da ordem de 0,15 mmHg, para o sinal CC de 6 mmHg; é da ordem de 25 mmHg para o sinal com a variabilidade de 200 mmHg e é da ordem de 2 mmHg para o sinal com variabilidade de 40 mmHg. Dessa forma, pode-se comprovar que o erro é pequeno quando comparado aos níveis do sinal. Assim, é possível afirmar que o modelo está correto e confirma que a estratégia de realizar a identificação para cada componente por testes individuais é válida para sistemas desta natureza. Com o modelo do pDAV validado, é possível testar algoritmos de controle em simulações computacionais com o modelo obtido acoplado a modelos do sistema cardiovascular disponíveis na literatura. Isso irá contribuir para a avaliação da interação do pDAV com o SCH antes da aplicação do pDAV em animais ou seres humanos.

6.1 Trabalhos futuros

Algumas sugestões para trabalhos futuros nessa linha de pesquisa são:

- investigar o problema do nível de ruído presente no sinal do sensor de fluxo;
- melhorar a modelagem das válvulas do pDAV e da membrana, com estudos mais detalhados do comportamento de algumas oscilações de pressões que ocorrem na abertura e fechamento das válvulas. Essas oscilações podem ser observadas nas curvas de pres-

são apresentadas nas Figuras 5.44 e 5.45. A utilização de modelos mais complexos de diodos, pode melhorar a resposta do modelo;

- desenvolver um mecanismo para ajuste automático do valor da resistência mecânica que fica na interligação entre os dois reservatórios do SH;
- adicionar um regulador de pressão automático no atuador pneumático para ajustar a pressão de ejeção do DAV.

Apêndice A

Conversão de unidades do circuito equivalente

Neste apêndice, será descrita a análise dimensional realizada no cálculo dos valores de resistências, indutâncias e capacitâncias para que seja possível utilizar as unidades mais difundidas no meio médico.

As unidades utilizadas para as grandezas foram:

- $[\text{g}][\text{cm}]^{-1}[\text{s}]^{-1}$ para a viscosidade do fluido η .
- $[\text{g}][\text{cm}]^{-3}$ para a densidade do fluido ρ .
- $[\text{m}][\text{s}]^{-2}$ para a aceleração da gravidade g .
- $[\text{mmHg}]$ para a pressão absoluta do fluido no reservatório P_f .
- $[\text{cm}]$ para o comprimento l .
- $[\text{cm}]$ para o raio r .
- $[\text{cm}]$ para a altura da coluna de fluido h .
- $[\text{mL}]$ para o volume total do reservatório V_r .
- $[\text{mL}]$ para o volume total de fluido V_f .

Aplicando as unidades listadas acima nas equações para cálculo de resistências, indutâncias e capacitâncias que representam as partes do simulador hidráulico, não é possível obter os valores nas unidades que são padrões para esse tipo de sistema. As unidades desejadas para esses parâmetros são:

- [mmHg][s][mL]⁻¹ para as resistências.
- [mmHg][s]²[mL]⁻¹ para as indutâncias.
- [mL][mmHg]⁻¹ para as capacitâncias.

Como já foi discutido no capítulo 2, os parâmetros de resistência, indutância e capacitância dos simuladores hidráulicos, podem ser calculados a partir das características geométricas de seus componentes e das características hidráulicas do fluido.

A resistência do tubo, com base nas condições de fluxo de Poiseuille pode ser aproximada por [17, 21, 22]:

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (\text{A.1})$$

A indutância também pode ser calculada utilizando o princípio da primeira lei de Newton. Uma equação simplificada para o cálculo da indutância de um tubo cilíndrico é [21, 23]:

$$L = \frac{\rho l}{\pi r^2} \quad (\text{A.2})$$

A complacência de um reservatório fechado, é representada no modelo elétrico análogo por um capacitor, e pode ser calculada com base nas dimensões do reservatório e das características de fluido pela expressão [24, 25]:

$$C = \frac{V_r - V_f}{P_f - \rho g h_f} \quad (\text{A.3})$$

As unidades de resistência e indutância encontradas, mesmo aplicando unidades do sistema internacional de medidas (SI), não são as unidades desejadas para o simulador hidráulico. Assim é necessário fazer uma análise dimensional para esses parâmetros.

A.1 Conversão das unidades das indutâncias

$$L = \frac{\rho l}{\pi r^2} \Rightarrow \frac{[\text{g}][\text{cm}]^{-3}[\text{cm}]}{[\text{cm}]^2} = \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]^4} = \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]} \frac{[1]}{[\text{mL}]} \quad (\text{A.4})$$

$$1[\text{N}] = \frac{1[\text{Kg}][\text{m}]}{[\text{s}]^2} = 0,101972[\text{Kgf}] \quad (\text{A.5})$$

$$1[\text{mmHg}] = 0,0013595 \frac{[\text{Kgf}]}{[\text{cm}]^2} \quad (\text{A.6})$$

Fazendo $\lambda_1 = 0,101972$ e $\lambda_2 = 0,0013595$ temos:

$$1[\text{mmHg}] = \lambda_2 \frac{[\text{Kgf}]}{[\text{cm}]^2} = \frac{\lambda_2[\text{Kg}][\text{m}]}{\lambda_1[\text{s}]^2[\text{cm}]^2} \quad (\text{A.7})$$

$$1[\text{mmHg}] = \frac{\lambda_2 10^3 [\text{g}] 10^2 [\text{cm}]}{\lambda_1 [\text{s}]^2 [\text{cm}]^2} = \frac{10^5 \lambda_2}{\lambda_1} \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]} \frac{1}{[\text{s}]^2} \quad (\text{A.8})$$

$$1 \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]} = \frac{\lambda_1 10^{-5}}{\lambda_2} [\text{mmHg}][\text{s}]^2 \quad (\text{A.9})$$

Logo, temos como unidade para o indutor:

$$L = \frac{\rho l}{\pi r^2} \frac{\lambda_1 10^{-5}}{\lambda_2} \frac{[\text{mmHg}][\text{s}]^2}{[\text{mL}]} \quad (\text{A.10})$$

A.2 Conversão das unidades das resistências

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \Rightarrow \frac{[\text{g}][\text{cm}]^{-1}[\text{s}]^{-1}[\text{cm}]}{[\text{cm}]^4} = \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]} \frac{1}{[\text{mL}][\text{s}]} \quad (\text{A.11})$$

$$1 \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]} = \frac{\lambda_1 10^{-5}}{\lambda_2} [\text{mmHg}][\text{s}]^2 \quad (\text{A.12})$$

Logo, temos como unidade para o resistor:

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \frac{\lambda_1 10^{-5}}{\lambda_2} \frac{[\text{mmHg}][\text{s}]}{[\text{mL}]} \quad (\text{A.13})$$

A.3 Conversão das unidades das capacitâncias

$$C = \frac{V_r - V_f}{P_f - \rho g h_f} \Rightarrow \frac{[\text{mL}] - [\text{mL}]}{[\text{mmHg}] - [\text{g}]^{-1}[\text{cm}]^{-3}[\text{m}][\text{s}]^{-2}[\text{cm}]} = \frac{[\text{mL}]}{[\text{mmHg}] - 100[\text{g}][\text{cm}]^{-1}[\text{s}]^{-2}} \quad (\text{A.14})$$

$$1 \frac{[\text{g}]}{[\text{cm}]} = \frac{\lambda_1 10^{-5}}{\lambda_2} [\text{mmHg}][\text{s}]^2 \quad (\text{A.15})$$

Logo, temos como unidade para o capacitor:

$$C = \frac{V_r - V_f}{P_f - \rho g h_f \lambda_1 10^{-3} \lambda_2^{-1}} \frac{[\text{mL}]}{[\text{mmHg}]} \quad (\text{A.16})$$

Referências Bibliográficas

- 1 OMS. Cardiovascular Diseases (CVDs): Fact sheet. Reviewed June 2016. n 317. 2016. World Health Organization. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html>. Acessado em 02 de Junho de 2016.
- 2 BRASIL. Departamento de Informática do SUS - DATASUS. <http://datasus.saude.gov.br>. Acessado em 02 de Junho de 2016.
- 3 BAZAN, Ovandir. *Estudo experimental de escoamento pulsátil através de biopróteses valvulares cardíacas mitrais a partir do desenvolvimento de um simulador do lado esquerdo do coração*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2014.
- 4 CORDEIRO, Thiago D; SOUSA, Daniel L; CESTARI, Idágene A; LIMA, Antonio MN. Controlling the cardiovascular response under synchronized ventricular assist device support. In: IEEE. *Automatica (ICA-ACCA), IEEE International Conference on*. Piscataway, 2016. p. 1–6.
- 5 WILLIAMS, Jeffrey L; ANTAKI, James F; BOSTON, JR; WILLIAMS, SL; WOODARD, JC; MILLER, PJ; KORMOS, RL. Load sensitive mock circulatory system for left ventricular assist device controller evaluation and development. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*. Piscataway, 1994. v. 1, p. 89–90.
- 6 PANTALOS, George M; KOENIG, Steven C; GILLARS, Kevin J; GIRIDHARAN, Guruprasad A; EWERT, Dan L. Characterization of an adult mock circulation for testing cardiac support devices. *ASAIO journal, LWW*, v. 50, n. 1, p. 37–46, 2004.
- 7 LIU, Yingjie; ALLAIRE, Paul; WOOD, Houston; OLSEN, Don. Design and initial testing of a mock human circulatory loop for left ventricular assist device performance testing. *Artificial organs*, Wiley Online Library, v. 29, n. 4, p. 341–345, 2005.
- 8 TORRES, Daniel S.; CESTARI, Idágene A. Simulador hidráulico da circulação sistêmica pediátrica com parâmetros controlados computacionalmente. In: SBEB. *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. Foz do Iguaçu, 2016. p. 329–332.
- 9 HALL, John E. *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. 13. ed. Amsterdam: Elsevier Health Sciences, 2015.

- 10 SILVERTHORN, Dee Unglaub. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*. 5. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2009.
- 11 SAGAWA, Kiichi. *Cardiac contraction and the pressure-volume relationship*. 1. ed. New York: Oxford University Press, USA, 1988.
- 12 SHI, Yubing; LAWFORD, Patricia; HOSE, Rodney et al. Review of zero-d and 1-d models of blood flow in the cardiovascular system. *Biomed. Eng. Online*, v. 10, n. 1, p. 33, 2011.
- 13 ONG, ChiWei; DOKOS, Socrates; CHAN, BeeTing; LIM, Einly; ABED, Amr Al; OSMAN, NoorAzuanBinAbu; KADIMAN, Suhaini; LOVELL, Nigel H. Numerical investigation of the effect of cannula placement on thrombosis. *Theoretical Biology and Medical Modelling*, BioMed Central, v. 10, n. 1, p. 35, 2013.
- 14 HALES, St. Statical essays haemostaticks. *London W*, v. 2, p. 230, 1733.
- 15 FRANK, Otto. Die grundform des arteriellen pulses. *Z Biol*, v. 37, n. 483-526, p. 459, 1899.
- 16 SAGAWA, Kiichi; LIE, Reidar K; SCHAEFER, Jochen. Translation of otto frank's paper "die grundform des arteriellen pulses" zeitschrift für biologie 37: 483-526 (1899). *Journal of molecular and cellular cardiology*, Academic Press, v. 22, n. 3, p. 253-254, 1990.
- 17 OLUFSEN, Mette S; NADIM, Ali et al. On deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries. *Math Biosci Eng*, v. 1, n. 1, p. 61-80, 2004.
- 18 WESTERHOF, Nicolaas; ELZINGA, GIJS; SIPKEMA, P. An artificial arterial system for pumping hearts. *Journal of applied physiology*, Am Physiological Soc, v. 31, n. 5, p. 776-781, 1971.
- 19 WESTERHOF, Nico; LANKHAAR, Jan-Willem; WESTERHOF, Berend E. The arterial windkessel. *Medical & biological engineering & computing*, Springer, v. 47, n. 2, p. 131-141, 2009.
- 20 SHARP, M Keith; PANTALOS, George M; MINICH, Luann; TANI, Lloyd Y; MCGOUGH, Edwin C; HAWKINS, John A. Aortic input impedance in infants and children. *Journal of Applied Physiology*, Am Physiological Soc, v. 88, n. 6, p. 2227-2239, 2000.
- 21 HUNSBERGER, Andrew Zygmund. *Modeling and analysis of interactions between a pulsatile pneumatic ventricular assist device and the left ventricle*. Dissertação (Mestrado) — University of Pittsburgh, 2005.
- 22 GEVEN, Maartje CF; BOHTÉ, Vincent N; AARNOUDSE, Wilbert H; BERG, Petra MJ van den; RUTTEN, Marcel CM; PIJLS, Nico HJ; VOSSE, Frans N van de. A physiologically representative in vitro model of the coronary circulation. *Physiological measurement*, IOP Publishing, v. 25, n. 4, p. 891, 2004.
- 23 FORMAGGIA, Luca; VENEZIANI, Alessandro. Reduced and multiscale models for the human cardiovascular system. *Lecture notes VKI lecture series*, v. 7, 2003.

- 24 HUANG, Huan; YANG, Ming; ZANG, Wangfu; WU, Shunjie; PANG, Yafei. In vitro identification of four-element windkessel models based on iterated unscented kalman filter. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 58, n. 9, p. 2672–2680, 2011.
- 25 LIU, Yingjie; ALLAIRE, Paul; WU, Yi; WOOD, Houston; OLSEN, Don. Construction of an artificial heart pump performance test system. *Cardiovascular Engineering*, Springer, v. 6, n. 4, p. 151–158, 2006.
- 26 SIMAAN, Marwan A; FERREIRA, Antonio; CHEN, Shaohi; ANTAKI, James F; GALATI, David G. A dynamical state space representation and performance analysis of a feedback-controlled rotary left ventricular assist device. *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 17, n. 1, p. 15–28, 2009.
- 27 CESTARI, Idágene A. *Dispositivo de assistência ventricular: suporte circulatório em pacientes pediátricos*. Tese (livre-docência): Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 2017.
- 28 ZOGHBI, William A; CHAMBERS, John B; DUMESNIL, Jean G; FOSTER, Elyse; GOTTDIENER, John S; GRAYBURN, Paul A; KHANDHERIA, Bijoy K; LEVINE, Robert A; MARX, Gerald Ross; MILLER, Fletcher A et al. Recommendations for evaluation of prosthetic valves with echocardiography and doppler ultrasound. *Journal of the American Society of Echocardiography*, Mosby, v. 22, n. 9, p. 975–1014, 2009.
- 29 LEIRNER, AA; HAMAMOTO, GH; CESTARI, IA; MAZZETTO, M; OSHIRO, MS; BACHT, S; MIRANDA, R; HAYASHIDA, AS. *Sistema de Controle Eletrônico de um Dispositivo de Assistência Ventricular Pulsátil Pneumático*. Pat. Depositada: INPI 0404938-1.
- 30 FERRARI, G; LAZZARI, C De; MIMMO, R; TOSTI, G; AMBROSI, D. A modular numerical model of the cardiovascular system for studying and training in the field of cardiovascular physiopathology. *Journal of biomedical engineering*, Elsevier, v. 14, n. 2, p. 91–107, 1992.
- 31 SOUSA, Daniel L; CORDEIRO, Thiago D; MELO, Thamiles R; NETO, José S da Rocha; CESTARI, Idágene A; LIMA, Antonio MN. Modeling, characterization and test of a pediatric ventricular assist device. In: IMEKO. *International Measurement Federation Secretariat*. Budapest, 2016. p. 1–6.
- 32 MOLFETTA, Arianna Di; AMODEO, Antonio; FRESIELLO, Libera; TRIVELLA, Maria Giovanna; IACOBELLI, Roberta; PILATI, Mara; FERRARI, Gianfranco. Simulation of ventricular, cavo-pulmonary, and biventricular ventricular assist devices in failing fontan. *Artificial organs*, Wiley Online Library, v. 39, n. 7, p. 550–558, 2015.
- 33 SÁ-COUTO, Carla D; ANDRIESSEN, Peter; MEURS, Willem L Van; CAMPOS, Diogo Ayres-de; SÁ-COUTO, Pedro M. A model for educational simulation of hemodynamic transitions at birth. *Pediatric research*, Nature Publishing Group, v. 67, n. 2, p. 158–165, 2010.
- 34 FONSECA, Jeison Willian Gomes da. *Projeto, Construção e Validação de um Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular*. Tese (Doutorado) — Instituto Tecnológico de Aeronáutica, 2013.

- 35 ROSENBERG, G; PHILLIPS, Winfred M; LANDIS, Donald L; PIERCE, WS. Design and evaluation of the pennsylvania state university mock circulatory system. *ASAIO J*, v. 4, n. 2, p. 41–49, 1981.
- 36 PANTALOS, GM; KOENIG, SC; GILLARS, KJ; EWERT, DL. Mock circulatory system for testing cardiovascular devices. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*. Piscataway, 2002. v. 2, p. 1597–1598.
- 37 KOENIG, Steven C; PANTALOS, George M; GILLARS, Kevin J; EWERT, Dan L; LITWAK, Kenneth N; ETOCH, Steven W. Hemodynamic and pressure–volume responses to continuous and pulsatile ventricular assist in an adult mock circulation. *ASAIO journal*, LWW, v. 50, n. 1, p. 15–24, 2004.
- 38 KIM, Yongdae; KWON, Sejin. Resistivity dependence of gauge factor of polysilicon strain gauge. *Micro & Nano Letters*, IET, v. 5, n. 3, p. 189–192, 2010.
- 39 LEIRNER, AA; OYAMA, HTT; CESTARI, IA; SAMPEL, JR; MAZZETTO, M; USHIZIMA, MR; OSHIRO, MS; HAYASHIDA, AS; BACHT, S. *Aperfeiçoamentos introduzidos em fluxômetro eletromagnético*. Pat. Depositada: INPI 030.0067-2.
- 40 LJUNG, Lennart. *System Identification: Theory for the User*. 2. ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1999.
- 41 KYLE, Terri. *Essentials of pediatric nursing*. 2. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- 42 HOCKENBERRY, Marilyn; WILSON, David. *Fundamentos Enfermagem Pediátrica*. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 2014.
- 43 YEKTAEIAN, Mehdi; AMIRFATTAHI, Rassul. Comparison of spectral subtraction methods used in noise suppression algorithms. In: IEEE. *Information, Communications & Signal Processing, 2007 6th International Conference on*. Piscataway, 2007. v. 1, p. 1–4.
- 44 VASEGHI, Saeed V. *Advanced digital signal processing and noise reduction*. 2. ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2008.
- 45 AGANTE, PM; SÁ, JP Marques De. Ecg noise filtering using wavelets with soft-thresholding methods. In: IEEE. *Computers in Cardiology, 1999*. Piscataway, 1999. p. 535–538.
- 46 KALMAN, Rudolph Emil. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of basic Engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 82, n. 1, p. 35–45, 1960.
- 47 KALMAN, Rudolph E; BUCY, Richard S. New results in linear filtering and prediction theory. *Journal of basic engineering*, American Society of Mechanical Engineers, v. 83, n. 1, p. 95–108, 1961.

- 48 THRUN, Sebastian; BURGARD, Wolfram; FOX, Dieter. *Probabilistic robotics*. 1. ed. Cambridge: MIT press, 2005.
- 49 CRUZ, Sérgio Messias. *Implementação de um filtro de Kalman estendido em arquiteturas reconfiguráveis aplicado ao problema de localização de robôs móveis*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Brasília, 2013.