



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

Sistema de Controle Fisiológico para Bombas de Sangue Rotativas

Thamiles Rodrigues de Melo

Campina Grande, Paraíba, Brasil

©Thamiles Rodrigues de Melo, Dezembro de 2020



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

Sistema de Controle Fisiológico para Bombas de Sangue Rotativas

Thamiles Rodrigues de Melo

Tese de Doutorado 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 obtenção do grau de Doutor em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Processamento da Informação

Prof. José Sérgio da Rocha Neto, Dr.

Orientador

Prof. Antonio Marcus Nogueira Lima, Dr.

Orientador

Campina Grande, Paraíba, Brasil

©Thamiles Rodrigues de Melo, Dezembro de 2020

M528s Melo, Thamiles Rodrigues de.
Sistema de controle fisiológico para bombas de sangue rotativas /
Thamiles Rodrigues de Melo. - Campina Grande, 2020.
169 f. : il. Color

Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de
Campina Grande, Centro de Engenharia Elétrica e Informática, 2020.

"Orientação: Prof. Dr. José Sérgio da Rocha Neto, Prof. Dr. Antonio
Marcus Nogueira Lima".

Referências.

1. Bomba de Sangue Rotativa. 2. Dispositivo de Assistência
Ventricular. 3. Modelo Matemático. 4. Sistema de Controle Fisiológico.
5. Pulsatilidade. I. Rocha Neto, José Sérgio. II. Lima, Antonio Marcus
Nogueira. III. Título.

CDU 621.671(043)

THAMILES RODRIGUES DE MELO

SISTEMA DE CONTROLE FISIOLÓGICO PARA BOMBAS DE SANGUE ROTATIVAS

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande, pertencente à linha de pesquisa "Instrumentação Eletrônica, Controle e Automação" e área de concentração "Processamento da Informação", como requisito para obtenção do Título de Doutor em Ciências no Domínio da Engenharia Elétrica.

Aprovada em: 30/12/2020

BANCA EXAMINADORA

Prof. José Sérgio da Rocha Neto, Dr. (UFCG)

Orientador

Prof. Antonio Marcus Nogueira Lima, Dr. (UFCG)

Orientador

Prof. Angelo Perkusich, Dr. (UFCG)

Membro Interno

Prof. Jaidilson Jó da Silva, Dr. (UFCG)

Membro Interno

Profa. Idágene Aparecida Cestari, Dra. (InCor - HCFMUSP)

Membro Externo

Prof. Carlos Eduardo Trabuco Dorea, Dr. (UFRN)

Membro Externo



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
POS-GRADUACAO EM ENGENHARIA ELETRICA
Rua Aprígio Veloso, 882, - Bairro Universitário, Campina Grande/PB, CEP 58429-900

REGISTRO DE PRESENÇA E ASSINATURAS

REGISTRO DE PRESENÇA E ASSINATURAS

1. ATA DA DEFESA PARA CONCESSÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS, NO DOMÍNIO DA ENGENHARIA ELÉTRICA, REALIZADA EM 30 DE DEZEMBRO DE 2020 (Nº 321)

CANDIDATO(A): **THAMILES RODRIGUES DE MELO**. COMISSÃO EXAMINADORA: ANGELO PERKUSICH, D.Sc., UFCG, Presidente da Comissão, JOSÉ SÉRGIO DA ROCHA NETO, D.Sc., UFCG, ANTONIO MARCUS NOGUEIRA LIMA, Dr., UFCG, Orientadores, JAIDILSON JÓ DA SILVA, Dr., UFCG, IDÁGENE APARECIDA CESTARI, Dr., INCOR, esta ausente por motivos superiores e enviando parecer por escrito, CARLOS EDUARDO TRABUCO DOREA, Dr., UFRN. TÍTULO DA TESE: Sistema de Controle Fisiológico para Bombas de Sangue Rotativas. ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Processamento da Informação. HORA DE INÍCIO: **08h00** – LOCAL: **ambiente Virtual, em virtude da suspensão de atividades na UFCG decorrente do coronavírus e de conformidade com o Art. 8º da PORTARIA PRPG/GPR Nº 003, DE 18 DE MARÇO DE 2020**. Em sessão pública, após exposição de cerca de 45 minutos, o(a) candidato(a) foi arguido(a) oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização, no tema de sua tese, obtendo conceito APROVADO. Face à aprovação, declara o(a) presidente da Comissão, achar-se o examinado, legalmente habilitado(a) a receber o Grau de Doutor em Ciências, no domínio da Engenharia Elétrica, cabendo a Universidade Federal de Campina Grande, como de direito, providenciar a expedição do Diploma, a que o(a) mesmo(a) faz jus. Na forma regulamentar, foi lavrada a presente ata, que é assinada por mim, ÂNGELA DE LOURDES RIBEIRO MATIAS, e os membros da Comissão Examinadora presentes. Campina Grande, 30 de Dezembro de 2020.

ÂNGELA DE LOURDES RIBEIRO MATIAS
Secretária

ANGELO PERKUSICH, D.Sc., UFCG
Presidente da Comissão e Examinador Interno

JOSÉ SÉRGIO DA ROCHA NETO, D.Sc., UFCG
Orientador

ANTONIO MARCUS NOGUEIRA LIMA, Dr., UFCG
Orientador

IDÁGENE APARECIDA CESTARI, Dr., INCOR
Examinador Externo

CARLOS EDUARDO TRABUCO DOREA, Dr., UFRN
Examinador Externo

JAIDILSON JÓ DA SILVA, Dr., UFCG
Examinador Interno

THAMILES RODRIGUES DE MELO
Candidata

2 - APROVAÇÃO

2.1. Segue a presente Ata de Defesa de Tese de Doutorado da candidata **THAMILES RODRIGUES DE MELO**, assinada eletronicamente pela Comissão Examinadora acima identificada.

2.2. No caso de examinadores externos que não possuam credenciamento de usuário externo ativo no SEI, para igual assinatura eletrônica, os examinadores internos signatários **certificam** que os examinadores externos acima identificados participaram da defesa da tese e tomaram conhecimento do teor deste documento.



Documento assinado eletronicamente por **ANGELA DE LOURDES RIBEIRO MATIAS, SECRETÁRIO (A)**, em 30/12/2020, às 11:49, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **ANGELO PERKUSICH, PROFESSOR(A) DO MAGISTERIO SUPERIOR**, em 30/12/2020, às 12:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **ANTONIO MARCUS NOGUEIRA LIMA, PROFESSOR(A) DO MAGISTERIO SUPERIOR**, em 30/12/2020, às 12:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **JAIDILSON JO DA SILVA, PROFESSOR 3 GRAU**, em 30/12/2020, às 14:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **JOSE SERGIO DA ROCHA NETO, VICE-DIRETOR DE CENTRO**, em 04/01/2021, às 10:49, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).

27/01/2021

SEI/UFCG - 1211411 - Ata de Defesa



Documento assinado eletronicamente por **Carlos Eduardo Trabuco Dórea, Usuário Externo**, em 08/01/2021, às 17:57, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



Documento assinado eletronicamente por **Thamiles Rodrigues de Melo, Usuário Externo**, em 27/01/2021, às 11:34, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 8º, caput, da [Portaria SEI nº 002, de 25 de outubro de 2018](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site <https://sei.ufcg.edu.br/autenticidade>, informando o código verificador **1211411** e o código CRC **E5FC720C**.

Referência: Processo nº 23096.054192/2020-18

SEI nº 1211411

Dedicatória

A minha coragem e persistência de atuar na área de Engenharia Biomédica.

A minha família (Thamara, Maria e Edmundo) por ser a base da minha vida.

Agradecimentos

Agradeço a Deus pela minha existência, por me proteger ao longo da minha caminhada e por me fortalecer na fé, para que eu pudesse superar todas as dificuldades encontradas nessa jornada.

Aos meus pais, Maria e Edmundo, e a minha irmã, Thamara, por todo amor e por estarem ao meu lado em todos os momentos, fazendo dos meus objetivos a sua própria luta.

A Fagner Nakahata, por todo carinho, apoio e muita compreensão durante todos esses anos que estamos juntos.

Ao Prof. José Sérgio, pela orientação dada ao longo da graduação e pós-graduação, por sua amizade, e por sempre ter incentivado minha carreira profissional no decorrer desses anos.

Ao Prof. Antonio Marcus, pela orientação dada durante o doutorado, por seu profissionalismo e por ter aprimorado o meu perfil como pesquisadora.

A Profa. Idágene Cestari e a todos os membros da Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração (InCor - HCFMUSP), pela colaboração e fornecimento dos materiais necessários para o desenvolvimento da minha pesquisa.

Ao Laboratório de Referência em Controle e Automação (LARCA/LABFREN), pela estrutura física disponível para a realização desse trabalho.

Aos ex-membros e atuais membros do LARCA, especialmente aos amigos Luiz Henrique, Daniel Sousa, Thiago Cordeiro, Felipe Vasconcelos e Mateus Lucena, pelo empenho em ajudar na execução das atividades da pesquisa.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPgEE - COPELE) da UFCG, pelo suporte administrativo durante o período do doutorado.

Ao CNPq, pelo suporte financeiro no desenvolvimento dessa tese de doutorado.

E a todos os meus familiares, mestres e demais amigos que participaram dessa trajetória, colaborando para concretização desta etapa em minha vida.

“Ser feliz é reconhecer que vale a pena viver, apesar de todos os desafios e períodos de crise. Ser feliz é deixar de ser vítima dos problemas e se tornar um autor da própria história.” (Fernando Pessoa)

Resumo

Neste trabalho trata-se do projeto e da implementação de um sistema de controle fisiológico para bombas de sangue rotativas utilizadas como dispositivos de assistência ventricular. O objetivo neste sistema de controle é restaurar a energia hemodinâmica basal de um paciente na condição de insuficiência cardíaca, a partir do cumprimento de requisitos fisiológicos, tais como os índices de pulsatilidade MAP, EEP e SHE. A estrutura de controle proposta contempla uma hierarquia de malhas de controle, com o controle de baixo nível dedicado ao ajuste da corrente elétrica e da velocidade de rotação; e o controle de alto nível direcionado à regulação da diferença de pressão nos terminais da bomba rotativa. O sinal de referência da malha de controle de alto nível é pulsátil, sendo gerado por meio de um algoritmo de busca que considera a restauração individual dos índices MAP, EEP e SHE, de acordo com o requisito fisiológico definido pelo especialista. O projeto dos controladores das malhas de baixo nível e de alto nível é efetuado mediante técnicas analíticas de sintonia baseadas nos modelos matemáticos do sistema cardiovascular humano e da bomba de sangue rotativa. A implementação do sistema de controle fisiológico é validada por meio de testes *in silico* e *in vitro*, utilizando um simulador hidráulico e uma bomba de sangue rotativa pediátrica, que foram projetados e fornecidos pelo Instituto do Coração, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor - HCFMUSP). Os modelos matemáticos do simulador hidráulico e da bomba rotativa pediátrica são propostos a partir de procedimentos experimentais de caracterização para a identificação paramétrica. A hierarquia de malhas de controle opera em sistemas embarcados, a qual é acionada e monitorada a partir de um supervisor. Os resultados obtidos em ambos tipos de teste indicaram a viabilidade do sistema de controle fisiológico proposto, uma vez que verificou-se o rastreamento do sinal de referência pulsátil e a consequente restauração dos índices MAP, EEP e SHE para condição basal.

Palavras-chave: Bomba de sangue rotativa, Dispositivo de assistência ventricular, Modelo matemático, Sistema de controle fisiológico, Pulsatilidade.

Abstract

This work describes the design and implementation of a physiological control system for rotary blood pumps used as ventricular assist devices. The objective in this control system is to restore the basal hemodynamic energy of a patient in the condition of heart failure, based on the fulfillment of physiological requirements, such as the MAP, EEP and SHE pulsatility indices. The proposed control structure includes a hierarchy of control loops, with low-level control dedicated to adjusting the electrical current and rotational speed; and high-level control aimed at regulating the pump differential pressure. The reference signal of the high-level control loop has a pulsatile profile, which is generated by means of a search algorithm that considers the individual restoration of the MAP, EEP and SHE indices, according to the physiological requirement defined by the specialist. The controllers design in low-level loop and high-level loop is done using tuning analytical techniques based on mathematical models of the human cardiovascular system and the rotary blood pump. The implementation of the physiological control system is validated by *in silico* and *in vitro* tests, using a hydraulic simulator and a pediatric rotary blood pump, which are designed and provided by the Heart Institute, Clinical Hospital, Faculty of Medicine, University of São Paulo (InCor - HCFMUSP). The mathematical models of the hydraulic simulator and the pediatric rotary blood pump are proposed from experimental characterization procedures for the parametric identification. The hierarchy of control loops operates on embedded systems, which is activated and monitored from a supervisory. The results obtained in both types of test indicated the feasibility of the proposed physiological control system, since it was verified the tracking of the pulsatile reference signal and the consequent restoration of the MAP, EEP and SHE indices to basal condition.

Keywords: Rotary blood pump, Ventricular assist device, Mathematical model, Physiological control system, Pulsatility.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Justificativa	1
1.2	Objetivos	4
1.3	Metodologia e organização do trabalho	5
2	Fundamentação teórica	7
2.1	Fisiologia do sistema cardiovascular humano	7
2.1.1	Ciclo cardíaco	10
2.1.2	Mecanismos de regulação cardíaca	12
2.1.3	Doenças cardiovasculares	13
2.2	Dispositivos de assistência ventricular (DAVs)	17
2.2.1	Classificação dos DAVs	17
2.2.2	DAVs pediátricos	22
2.2.3	Gerações dos DAVs	23
2.2.4	Bombas de sangue rotativas	27
2.3	Modelagem do sistema cardiovascular	31
2.3.1	Modelos a parâmetros concentrados - 0D	33
2.4	Considerações finais	39
3	Formulação do problema de controle	40
3.1	Introdução	40
3.2	Definição do modelo da planta	44
3.2.1	Modelo 0D do sistema cardiovascular humano (SCH)	44
3.2.2	Modelo 0D da bomba de sangue rotativa (RBP)	49

3.2.3	Acoplamento do atuador RBP no SCH	51
3.3	Índices de pulsatilidade	54
3.4	Sistema de controle fisiológico	56
3.4.1	Projeto do controle de baixo nível	57
3.4.2	Definição do sinal de referência pulsátil	59
3.4.3	Projeto do controle de alto nível	61
3.5	Resultados obtidos	64
3.5.1	Simulação do controle de baixo nível	64
3.5.2	Obtenção dos sinais de referência pulsáteis	65
3.5.3	Simulação do controle de alto nível	66
3.5.4	Análise de robustez	69
3.6	Considerações finais	72
4	Simulador hidráulico InCor	74
4.1	Introdução	74
4.2	Estrutura do simulador hidráulico (SH)	76
4.3	Modelagem do simulador hidráulico	79
4.3.1	Modelo pneumático	81
4.3.2	Modelo hidráulico	81
4.4	Caracterização do simulador hidráulico	83
4.4.1	Relação estática pressão-volume	83
4.4.2	Definição das condições fisiológicas	85
4.4.3	Problema de identificação	87
4.5	Resultados obtidos	90
4.5.1	Curvas estáticas $P_{cs} \times V_{cs}$	90
4.5.2	Tratamento dos sinais medidos	91
4.5.3	Estimação dos parâmetros do modelo do SH	93
4.5.4	Validação do modelo do SH	94
4.6	Considerações finais	95

5	Bomba de sangue rotativa InCor	97
5.1	Introdução	97
5.2	Estrutura da bomba rotativa pediátrica (pRBP)	98
5.3	Modelagem da bomba rotativa	102
5.3.1	Modelo elétrico	102
5.3.2	Modelo mecânico	103
5.3.3	Modelo hidráulico	104
5.4	Caracterização da bomba rotativa	106
5.4.1	Definição dos limites de operação	108
5.4.2	Teste estático	108
5.4.3	Teste dinâmico	109
5.5	Resultados obtidos	112
5.5.1	Região de operação	112
5.5.2	Curvas estáticas $\Delta p \times q$	112
5.5.3	Estimação dos parâmetros do modelo da pRBP	114
5.5.4	Validação do modelo da pRBP	118
5.6	Considerações finais	118
6	Implementação do sistema de controle fisiológico	121
6.1	Introdução	121
6.2	Aplicação de controle	123
6.2.1	Planta	125
6.2.2	Controle	127
6.2.3	Supervisório	133
6.3	Resultados obtidos	135
6.3.1	Funcionamento do controle de baixo nível	135
6.3.2	Funcionamento do controle de alto nível	138
6.4	Considerações finais	144
7	Conclusão	145
A	Sistema de aquisição de dados	148

B Modelo equivalente DC do motor PMSM	155
Referências bibliográficas	158

Lista de Figuras

2.1	Representação do sistema cardiovascular humano (Adaptado de: Silverthorn [27]).	8
2.2	Representação da estrutura do coração e do fluxo de sangue pelo organismo (Adaptado de: Guyton e Hall [1]).	9
2.3	Representação de eventos do ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo (Adaptado de: Guyton e Hall [1]).	10
2.4	Diagrama pressão-volume do ciclo cardíaco para um indivíduo saudável na fase adulta (Adaptado de: Guyton e Hall [1]).	11
2.5	Representação do mecanismo de Frank-Starling por meio do diagrama PV (Adaptado de: Klabunde [30]).	13
2.6	Representação esquemática do barorreflexo: (a) pressão arterial elevada; (b) pressão arterial diminuída (Adaptado de: Iaizzo [28]).	14
2.7	Representação das etapas de progressão da Insuficiência Cardíaca (Fonte: Costa <i>et al.</i> [32]).	15
2.8	Representação da configuração de um LVAD em um sistema cardiovascular humano (Adaptado de: Wu <i>et al.</i> [14]).	18
2.9	Perfis INTERMACS para determinação do tratamento do paciente com DAV (Adaptado de: Stevenson <i>et al.</i> [41]).	18
2.10	Topograma de um DAV do tipo intracorpóreo, denominado <i>HeartMate II LVAD</i> , do fabricante <i>Thoratec Corporation</i> , Califórnia, EUA. Abreviações: D: linha de acionamento; P: bomba propulsora; I: entrada da cânula; O: saída da cânula (Fonte: Shah <i>et al.</i> [42]).	20

2.11	Fotografia de um DAV extracorpóreo de fluxo pulsátil, denominado <i>Berlin Heart EXCOR</i> : (a) adulto, (b) pediátrico e (c) neonato, do fabricante <i>Berlin Heart AG</i> , Berlim, Alemanha (Adaptado de: Stiller <i>et al.</i> [45]).	21
2.12	Fotografia de um DAV intracorpóreo de fluxo contínuo, denominado <i>Jarvik 2000</i> : (a) adulto, (b) pediátrico e (c) neonato, do fabricante <i>Jarvik Heart Inc.</i> , Nova York, EUA (Adaptado de: Kilic <i>et al.</i> [46]).	21
2.13	Imagens de DAVs pediátricos: (a) <i>HeartAssist 5</i> ; (b) <i>PediMag</i> ; (c) <i>PediaFlow</i> TM (Fontes: <i>ReliantHeart Inc.</i> [50], Gerrah <i>et al.</i> [51], e Wearden <i>et al.</i> [52]).	23
2.14	Linha do tempo representando as três gerações de DAVs (Adaptado de: Yamane [55]). Legenda: DT = <i>Destination therapy</i> ; BTT = <i>Bridge to transplant</i> ; FDA = <i>Food and Drug Administration</i>	23
2.15	Imagem das principais bombas da primeira geração de DAVs (Adaptado de: Yamane [55]).	24
2.16	Imagem das principais bombas da segunda geração de DAVs (Adaptado de: Yamane [55]).	25
2.17	Imagem das principais bombas da terceira geração de DAVs: (a) tipo axial; (b) tipo centrífuga (Adaptado de: Yamane [55]).	25
2.18	Representação das curvas de sobrevida de um paciente usando diferentes tipos de tratamento para IC avançada (Adaptado de: Miller <i>et al.</i> [56]).	26
2.19	Perfil da pressão sanguínea desde o ventrículo até a macro e microcirculação (Adaptado de: Gregory <i>et al.</i> [15]).	28
2.20	Imagem de uma bomba axial: (a) <i>Heart Mate II</i> , do fabricante <i>Thoratec Corporation</i> , Califórnia – EUA; (b) direção do fluxo sanguíneo no interior da bomba (Fonte: <i>Thoratec Corporation</i> [59]).	28
2.21	Imagem de uma bomba centrífuga: (a) <i>Heartware HVAD</i> , do fabricante <i>Heartware International, Medtronic Inc.</i> , Massachusetts, EUA; (b) direção do fluxo sanguíneo no interior da bomba (Fonte: <i>Medtronic</i> [60]).	29
2.22	Imagem do DAV do tipo bomba rotativa: (a) bomba <i>Thoratec PediMag</i> (Fabricante: <i>Thoratec Corporation</i> , Califórnia – EUA); (b) representação esquemática da estrutura e (c) esquema do sistema de levitação magnética (Adaptado de: Hoshi <i>et al.</i> [62]).	30

2.23	Representação genérica dos modelos 0D, 1D, 2D e 3D para o SCH (Adaptado de: Kokalari <i>et al.</i> [20]).	32
2.24	Representação genérica dos componentes análogos elétricos: (a) resistor - viscosidade do vaso sanguíneo; (b) capacitor - complacência do vaso sanguíneo; (c) indutor - inertância do vaso sanguíneo; (d) diodo - válvula cardíaca (Adaptado de: Ceballos [65]).	34
2.25	Comparação entre o bombeamento de água utilizando câmaras de ar e o bombeamento do coração, em que a cor azul representa a água; a cor vermelha representa o sangue que o coração bombeia e as setas indicam o sentido do fluxo (Fonte: Sousa [67]).	34
2.26	Modelo de Windkessel: (a) 2-WK; (b) 3-WK e (c) 4-WK. Legenda: C = complacência do vaso sanguíneo no compartimento, R = resistência do vaso sanguíneo no compartimento, R_C = impedância característica do vaso sanguíneo no compartimento, L = inertância do vaso sanguíneo no compartimento, $q_{in}(t)$ e $q_{out}(t)$ = fluxo de entrada e de saída no compartimento, $p_c(t)$ = pressão no vaso sanguíneo, $p_{in}(t)$ e $p_{out}(t)$ = pressão de entrada e de saída no compartimento.	35
2.27	Modelo 0D de um dos lados do coração. Legenda: C = complacência do átrio, $E(t)$ = elastância do ventrículo, R_{in} e R_{out} = resistências na passagem de fluido entre câmaras, D_{in} e D_{out} = válvulas cardíacas na entrada e na saída das câmaras, $p_c(t)$ = pressão no átrio, $p_e(t)$ = pressão no ventrículo.	36
2.28	Representação da função $E(t)$ no ventrículo esquerdo (Fonte: Simaan <i>et al.</i> [16]).	38
3.1	Representação de um sistema de controle fisiológico. Legenda: $y^*(t)$ = sinal de referência fisiológica específica para o paciente; $e(t)$ = erro de controlador; $y(t)$ = variável controlada, que pode ser medida ou estimada do SCH ou da RBP ($q_{RBP}(t)$ = fluxo da bomba, $\Delta p_{RBP}(t)$ = diferença de pressão nos terminais da bomba); $u(t)$ = sinal de controle; $OF_i, i \in \{1, \dots, n\}$ = objetivo fisiológico do especialista; $SF_i, i \in \{1, \dots, n\}$ = sinais fisiológicos do paciente, com os limites de segurança entre o valor mínimo (SF_{min}) e o valor máximo (SF_{max}).	41
3.2	Ilustração do modelo 0D de SCH acoplado ao modelo RBP: (a) modelo do SCH; (b) modelo do RBP; (c) acoplamento entre eles.	45

3.3	Curvas $p_{as}(t)$, $p_{lv}(t)$, $q_{av}(t)$ e $q_{RBP}(t)$ no modelo 0D SCH+RBP com a bomba de sangue rotativa operando em: (a) 1800 RPM (PR); (b) 2200 RPM (VE); (c) 2700 RPM (ANO); (d) 3000 RPM (VC).	53
3.4	Representação da relação entre EEP, SHE e MAP (Adaptado de: Üндar <i>et al.</i> [90]).	55
3.5	Representação do sinal de pressão arterial sistêmica do modelo de planta SCH + RBP, para diferentes tipos de formas de onda da tensão de armadura.	56
3.6	Estrutura geral do sistema de controle fisiológico proposto para RBPs. Legenda: A = sensor de corrente; T = sensor de velocidade de rotação; P = sensor diferencial de pressão.	58
3.7	Índices de pulsatilidade em condições basais e de IC e o uso do controle fisiológico para transitar entre esses padrões de energia hemodinâmica.	60
3.8	Representação da relação entre o requisito fisiológico e o sinal de referência pulsátil, a partir do gerador de referência.	60
3.9	Representação das regiões onde ω_{DC} e w_p podem transladar com base nos valores mínimo e máximo de velocidade da bomba.	61
3.10	Gabarito temporal das variáveis no controle de baixo nível: (a) $\omega^*(t)$ e $\omega(t)$; (b) $i_a^*(t)$ e $i_a(t)$; (c) $v_a(t)$	64
3.11	Os sinais: (a) velocidade de rotação obtida pelo algoritmo de busca e (b) referência de pressão diferencial da bomba correspondente para diferentes índices de pulsatilidade.	65
3.11	Gabarito temporal do controle fisiológico da diferença de pressão da bomba para restaurar: (a) MAP_{basal} ; (b) EEP_{basal} ; (c) SHE_{basal}	69
3.12	Matriz de sensibilidade relativa para avaliar a variação paramétrica no sistema de controle fisiológico para: (a) restauração de MAP, (c) restauração de EEP, e (e) restauração de SHE, considerando R_{as}^+ e HR^+ ; (b) restauração de MAP, (d) restauração de EEP, e (f) restauração de SHE, considerando R_{as}^- e HR^-	71
3.13	Comparação dos índices de pulsatilidade: (a) MAP; (b) EEP e (c) SHE para o modelo do SCH em condição basal (CB) e de insuficiência cardíaca (IC); modelo do SCH assistido por RBP com uma referência de diferença de pressão constante na bomba (DPC); e modelo do SCH assistido por RBP com uma referência de diferença de pressão variável na bomba (DPV).	72

4.1	Imagem do sistema hidráulico InCor utilizado no laboratório.	76
4.2	Diagrama de blocos do simulador de ventrículo utilizado no sistema hidráulico (Fonte: Sousa [67]).	77
4.3	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 (Fonte: Sousa [67]).	78
4.4	Ilustração dos instantes de ejeção e enchimento atribuídos ao simulador de ventrículo (Adaptado de: Cordeiro [72]).	79
4.5	Esquemático do sistema hidráulico InCor. Legenda: reservatório 1 - câmara aórtica; reservatório 2 - câmara atrial esquerda (Fonte: Sousa [67]).	80
4.6	Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico. Legenda: 1 - Pressão chaveada proveniente do console pneumático; 2 - Tubo para ar comprimido; 3 - Câmara atrial esquerda; 4 - Cânula de entrada; 5 - Simulador de ventrículo esquerdo; 6 - Cânula de saída; 7 - Câmara aórtica; 8 - Cânula e resistência mecânica para o laço sistêmico (Fonte: Sousa [67]).	80
4.7	Fluxograma para descrição do procedimento de caracterização do SH InCor.	84
4.8	Representação do regime permanente da variável fisiológica $p_{ao}(t)$, evidenciando o erro entre os valores de pico em dois ciclos cardíacos consecutivos.	88
4.9	Curvas $P_{cs} \times V_{cs}$ resultantes do simulador de ventrículo.	90
4.10	Detecção do regime permanente do sinal $p_{ao}(t)$ medido representando a condição IC de um paciente pediátrico.	91
4.11	Espectro de amplitude da FFT dos sinais de pressão: (a) pressão atrial esquerda ($p_{ae}(t)$); (b) pressão na câmara de sangue ($p_{cs}(t)$); (c) pressão na câmara aórtica ($p_{ao}(t)$).	92
4.12	Espectro de amplitude da FFT dos sinais de fluxo: (a) fluxo de entrada ($q_i(t)$); (b) fluxo de saída ($q_o(t)$); (c) fluxo no laço sistêmico ($q_s(t)$).	92
4.13	Curva dos sinais em condição saudável: (a) $p_{ao}(t)$ (medido) e $\hat{p}_{ao}(t)$ (filtrado); $q_o(t)$ (medido) e $\hat{q}_o(t)$ (filtrado).	93
4.14	Curva dos sinais em condição IC: (a) $p_{ao}(t)$ (medido) e $\hat{p}_{ao}(t)$ (filtrado); $q_o(t)$ (medido) e $\hat{q}_o(t)$ (filtrado).	93

4.15	Curvas dos sinais: (a) $p_{ao}(t)$, $\hat{p}_{ao}(t)$ e $q_o(t)$, $\hat{q}_o(t)$ (condição pediátrica saudável); (b) $p_{ao}(t)$, $\hat{p}_{ao}(t)$ e $q_o(t)$, $\hat{q}_o(t)$ (condição pediátrica IC).	95
5.1	Imagem da bomba de sangue rotativa InCor utilizada em laboratório.	99
5.2	Imagem da bomba de sangue rotativa InCor acoplada ao simulador hidráulico. . .	100
5.3	Placa X-NUCLEO-IHM08M1: (a) Fotografia da placa; (b) Descrição da placa. (Fonte: <i>STMicroelectronics</i> [114]).	101
5.4	Representação do modelo 0D proposto para a pRBP InCor.	102
5.5	Fluxograma para descrição do procedimento de caracterização da pRBP InCor. .	107
5.6	Definição da região de operação da bomba: (a) tensões de linha; (b) correntes de fase; (c) fluxo, diferencial de pressão e velocidade de rotação.	113
5.7	Os degraus aplicados no teste estático para $\omega = 3500$ RPM: (a) $q(t) \times t$; (b) $\Delta p(t) \times t$.	114
5.8	As curvas $\Delta p \times q$ medidas para a bomba de sangue rotativa pediátrica.	114
5.9	Representação do procedimento de testes para estimação dos parâmetros - subsis- tema elétrico e mecânico (Adaptado de: <i>STMicroelectronics</i> [124]).	115
5.10	Curvas dos sinais: (a) $i_q(t)$ e $\hat{i}_q(t)$; (b) $\omega(t)$ e $\hat{\omega}(t)$; (c) $q(t)$ e $\hat{q}(t)$	119
5.11	As curvas $\Delta p \times q$ e $\Delta p \times \hat{q}$ para a bomba de sangue rotativa pediátrica.	120
6.1	Índices de pulsatilidade em condições basais e de IC do paciente pediátrico e aplicação do controle fisiológico para transitar entre essas condições.	123
6.2	Estrutura geral do sistema de controle fisiológico proposto para a pRBP InCor e sua interação com o SH InCor simulando um paciente com IC. Legenda: P = sensor de pressão; Q = sensor de fluxo; A = sensor de corrente; H = sensor de efeito Hall de velocidade.	124
6.3	Representação em diagrama de blocos da bancada experimental - Sistema InCor.	125
6.4	Representação do modelo 0D do sistema InCor (SH + pRBP) para testes <i>in silico</i> .	126
6.5	Placa NUCLEO-F302R8: (a) Fotografia da placa; (b) Descrição da placa (Fonte: <i>STMicroelectronics</i> [115]).	128
6.6	Representação em diagrama de blocos do controle PI de corrente no <i>software ST MC Workbench</i>	129
6.7	Representação em diagrama de blocos do controle PI de velocidade no <i>software ST MC Workbench</i>	129

6.8	Imagem do NI cRIO-9073 com os módulos E/S da Série C (Fonte: <i>National Instruments Corporation</i> [134]).	131
6.9	Representação da pRBP InCor como fonte de pressão, quando conectada ao SH InCor para realização de assistência ventricular. Legenda: Z_{in} = impedância da cânula de entrada; Z_{out} = impedância da cânula de saída; Z_o = impedância de válvula aórtica no simulador de ventrículo.	131
6.10	Representação do diagrama de blocos implementado no cRIO para o funcionamento do sistema supervisorio.	134
6.11	Curva de calibração $\omega(t) \times v_{pot}(t)$ obtida durante a realização do experimento 1.	136
6.12	Curvas dos sinais: (a) $\omega(t)$; (b) $q_{RBP}(t)$, (c) $q_o(t)$; (d) $p_{ao}(t)$; (e) $p_{cs}(t)$; (f) $\Delta p_{SH}(t)$ obtidos para os degraus de velocidade constante durante a realização do experimento 2.	137
6.13	Valores obtidos para os índices MAP, EEP e SHE durante a realização do experimento 2.	138
6.14	Curvas dos sinais: (a) $\omega^*(t)$, $\omega(t)$; (b) $i_a(t)$, (c) $v_{ab}(t)$ obtidas como resposta senoidal durante a realização do experimento 3.	139
6.15	Curva da velocidade de rotação sobreposta à curva de sincronismo para comprovar o controle de baixo nível operando no modo de co-pulsação.	139
6.16	Representação do mapa pólo-zero do sistema de controle em malha fechada para diferentes valores de ω_0	140
6.17	Controle fisiológico com restauração do índice MAP basal: (a) tela do painel frontal do supervisorio em funcionamento; (b) gabarito temporal do sistema em malha fechada.	141
6.18	Controle fisiológico com restauração do índice EEP basal: (a) tela do painel frontal do supervisorio em funcionamento; (b) gabarito temporal do sistema em malha fechada.	142
6.19	Controle fisiológico com restauração do índice SHE basal: (a) tela do painel frontal do supervisorio em funcionamento; (b) gabarito temporal do sistema em malha fechada.	143

A.1	Imagem do sensor de pressão utilizado no sistema hidráulico para medir a pressão na câmara de ar do DAV tipo bomba volumétrica (Fonte: <i>Honeywell</i> [®] [135]). . .	148
A.2	Transdutor de pressão <i>TruWave</i> utilizado no sistema hidráulico (Fonte: <i>Edwards Lifesciences LLC</i> [136]).	149
A.3	Imagem dos componentes do sensor de fluxo: (a) transdutor <i>SonoTT Clamp-On</i> ; (b) placa de condicionamento de sinal DIGIFLOW-EXT1 (Fonte: <i>em-tec GmbH</i> [137]).	150
A.4	Circuito de medição de tensão e corrente: (a) diagrama elétrico do circuito; (b) montagem do circuito em PCB.	153
A.5	Imagem do NI cDAQ-9172 com os módulos E/S da Série C (Fonte: <i>National Instruments Corporation</i> [140]).	154
A.6	Imagem da tela da IHM desenvolvida no LabVIEW.	154
B.1	Representação fasorial das transformadas Clarke e Park.	156
B.2	Representação do modelo equivalente DC do motor PMSM nos eixos d e q	157

Lista de Tabelas

2.1	Fases do ciclo cardíaco.	37
3.1	Parâmetros para o lado esquerdo do coração do modelo 0D do SCH.	46
3.2	Parâmetros para a circulação sistêmica do modelo 0D do SCH.	46
3.3	Parâmetros para o lado direito do coração do modelo 0D do SCH.	47
3.4	Parâmetros para a circulação pulmonar do modelo 0D do SCH.	47
3.5	Resultados da simulação do modelo 0D do SCH para condições basais e de IC.	49
3.6	Parâmetros do modelo 0D da RBP.	51
3.7	Resumo dos modos de funcionamento da bomba de sangue rotativa, com base nas variáveis $p_{lv}(t)$, $p_{as}(t)$, $q_{av}(t)$ e $q_{RBP}(t)$	52
3.8	Principais índices associados à pulsatilidade hemodinâmica*.	54
3.9	Valores dos parâmetros ω_{DC} e ω_p para alcançar os índices de pulsatilidade em condições basais.	65
3.10	Valores dos ganhos PI para o controlador de diferença de pressão da RBP.	66
3.11	Valores dos parâmetros do modelo 0D do SCH após a variação de $\pm 4\%$	70
4.1	Condição basal dos sinais vitais pediátricos (Adaptado de: Flynn <i>et al.</i> [108]).	85
4.2	Valores dos parâmetros do modelo 0D do SH InCor (modelo pneumático).	94
4.3	Valores dos parâmetros do modelo 0D do SH InCor (modelo hidráulico).	94
5.1	Valores dos parâmetros estimados para o modelo 0D (subsistema elétrico).	117
5.2	Valores dos parâmetros estimados para o modelo 0D (subsistema mecânico).	117
5.3	Valores dos parâmetros estimados para o modelo 0D (subsistema hidráulico).	117

6.1	Valores dos parâmetros ω_{DC} e ω_p para alcançar os índices de pulsatilidade em condições basais na aplicação de controle.	139
-----	---	-----

Lista de Siglas

ANO – Oclusão da Válvula Aórtica

BLDC – *Brushless Direct Current*

BPM – Batimentos Por Minuto

CPS – *Cyber Physical Systems*

DAV – Dispositivo de Assistência Ventricular

Diagrama PV – Diagrama Pressão-Volume

EEP – *Energy Equivalent Pressure*

FOC – *Field Oriented Control*

FPGA – *Field-Programmable Gate Array*

IC – Insuficiência Cardíaca

IHM – *Interface Humano-Máquina*

InCor - HCFMUSP – Instituto do Coração, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo

ISE – *Integral Square Error*

ITSE – *Integral of Time Multiplied Square Error*

IAE – *Integral Absolute Error*

ITAE – *Integral of Time Multiplied Absolute Error*

LabVIEW – *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*

MAP – *Mean Arterial Pressure*

Modelo 0D – Modelo a Parâmetros Concentrados

PID – Proporcional-Integral-Derivativo

PMSM – *Permanent-Magnet Synchronous Motor*

PR – Regurgitação

RBP – *Rotary Blood Pump*

pRBP – *Pediatric Rotary Blood Pump*

RPM – Rotações Por Minuto

SCH – Sistema Cardiovascular Humano

SH – Simulador Hidráulico

SHE – *Surplus Hemodynamic Energy*

Sistema LIT – Sistema Linear e Invariante no Tempo

Sistema NLVT – Sistema Não-Linear e Variante no Tempo

VC– Colapso do Ventrículo

VE – Ejeção Ventricular

WK – *Windkessel*

Lista de Símbolos

Variáveis e parâmetros

$p(t), P$	Pressão	$V(t)$	Volume
$q(t)$	Fluxo de sangue	R	Resistência
C	Complacência, capacitância	L	Inertância, indutância
E	Elastância	D	Diodo, válvula cardíaca
T	Período de tempo	HR	Frequência cardíaca
SV	Volume sistólico	CO	Débito cardíaco
$\Delta p(t)$	Diferença de pressão	$v(t)$	Tensão elétrica
$e(t)$	Força contra-eletromotriz, erro	$i(t)$	Corrente elétrica
$\omega(t)$	Velocidade de rotação	J	Momento de inércia, função de custo
k	Constante	c	Coefficiente
ε	Tolerância	θ	Vetor de parâmetros
$\mathbf{x}(t)$	Vetor de estados	K	Ganho do controlador

Subscritos

SCH	Sistema cardiovascular humano	RBP	Bomba de sangue rotativa
SH	Simulador hidráulico	pRBP	Bomba de sangue rotativa pediátrica
la	Atrial esquerdo	lv	Ventricular esquerdo
ra	Atrial direito	rv	Ventricular direito
as	Arterial sistêmico	vs	Venoso sistêmico
ap	Arterial pulmonar	vp	Venoso pulmonar
mv	Mitral	tv	Tricúspide
av	Aórtico	pv	Pulmonar
s	Período sistólico, estático, sistêmico	d	Período diastólico, dinâmico, eixo direto
c	Cardíaco	a	Armadura
e	Eletromagnético, elétrico	m	Motor, modular, mecânico
h	Hidráulico	sis	Sístole
cn	Cânula	t	Total, torque
p	Bomba, pico, pólos	l	Carga
es	Final sistólico	ed	Final diastólico
in, i	Entrada	out, o	Saída
ca	Câmara de ar	cs	Câmara de sangue
en	Enchimento	ej	Ejeção
ao	Câmara aórtica	ae	Câmara atrial esquerda
q	Eixo em quadratura	pm	Ímãs permanentes
P	Proporcional	I	Integral

Capítulo 1

Introdução

Neste capítulo, a justificativa do trabalho e os objetivos definidos para o desenvolvimento dessa tese de doutorado são apresentados. Também são destacadas a metodologia utilizada e a organização do trabalho.

1.1 Justificativa

O sistema cardiovascular é essencial para a fisiologia humana e regula a circulação sanguínea no organismo. O funcionamento inadequado desse sistema compromete a pressão e o fluxo sanguíneo, bem como dificulta a distribuição de uma quantidade suficiente de oxigênio e de nutrientes em todo o corpo, para que bons níveis fisiológicos sejam conservados [1]. As alterações fisiológicas podem ser provenientes de doenças cardiovasculares, que são uma das principais causas de morte no mundo, contabilizando no ano de 2015 um total de 17,7 milhões de óbitos, que representa 31% dos óbitos a nível global. Dentre os principais tipos de falência do sistema cardiovascular humano (SCH), a síndrome mais recorrente é ocasionada por deficiências na função sistólica do ventrículo esquerdo do coração [2].

A insuficiência cardíaca (IC), por exemplo, é uma síndrome clínica complexa que representa a falência ou incapacidade do coração em bombear sangue, para atender às necessidades metabólicas dos tecidos do corpo humano. Tal síndrome pode ser causada por modificações estruturais, que são alterações nas propriedades mecânicas, ou funcionais, relacionadas à alteração da ativação elétrica do coração. Essas modificações resultam da redução no débito cardíaco, definido como o

volume de sangue bombeado pelo coração por unidade de tempo, e/ou das elevadas pressões de enchimento no repouso ou no esforço [3].

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), a insuficiência cardíaca tornou-se uma enfermidade crônica prioritária de atenção dos setores de saúde, com projeções de até 2030 as doenças cardiovasculares serem responsáveis pela morte de aproximadamente 23,6 milhões de pessoas. No Brasil, grande parte das informações disponíveis relacionados à IC provém do Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DataSUS), cujos registros indicam cerca de 2 milhões de pacientes acometidos, com 240 mil novos casos diagnosticados por ano, que correspondem a 33% dos gastos do Sistema Único de Saúde (SUS) [4, 5].

Dentre as soluções possíveis, o transplante de coração é considerado o tratamento tradicional para pacientes em quadro grave de IC, tanto na faixa etária adulta como pediátrica. Segundo o registro brasileiro de transplantes (RBT) feito pela Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos (ABTO) no período de 1998 a 2018, um total de 4.455 transplantes de coração foram realizados no Brasil. Entretanto, as taxas de transplante pediátrico cardíaco (0 a 17 anos) no país permanecem muito baixas, constando apenas 437 transplantes realizados do total no mesmo período [6, 7].

Além disso, o número de pacientes ativos em lista de espera ainda é maior que o número de transplantes registrados, elevando a taxa de mortalidade dos pacientes devido ao longo tempo em lista de espera. No ano de 2015, das 74 crianças que ingressaram em lista de espera, 20 delas faleceram aguardando um órgão compatível [8]. Nos Estados Unidos, de todos os pacientes na lista de espera por um transplante cardíaco, pacientes pediátricos apresentam a maior taxa de mortalidade. A cada ano, aproximadamente 500 novos candidatos são adicionados a essa lista e 17% deles morrem à espera de um órgão [9].

Em decorrência desse cenário, dispositivos de assistência ventricular (DAVs) vêm sendo utilizados como solução alternativa para melhorar a qualidade de vida dos pacientes em lista de espera, até que um órgão esteja disponível e o transplante cardíaco possa ser realizado. Esses dispositivos são propulsores sanguíneos que auxiliam o trabalho mecânico ventricular esquerdo e/ou direito do coração, sendo acionados por meio de um console que permite regular suas condições de operação [10].

Os DAVs podem ser classificados de acordo com o princípio de bombeamento do fluxo sanguíneo: bombas volumétricas ou bombas rotativas. Na bomba volumétrica, o dispositivo apresenta um fluxo pulsátil, permitindo a variação do volume de sangue análoga à contração dos

ventrículos. Tipicamente, um atuador pneumático injeta ar comprimido para o interior da câmara de ar, expulsando o sangue presente no interior da câmara de sangue por meio do deslocamento da membrana interna da bomba volumétrica. Já na bomba rotativa, o dispositivo apresenta um fluxo contínuo, que permite a variação do volume de sangue de forma contínua por um atuador elétrico. Neste caso, uma tensão elétrica é aplicada nos terminais de um motor, que impulsiona o sangue contido na câmara de sangue da bomba rotativa através da alteração da velocidade de rotação [11].

O avanço dos DAVs do tipo bombas volumétricas para bombas rotativas iniciou uma nova era para o tratamento de IC. Comparado ao desempenho dos dispositivos pulsáteis, as bombas de sangue rotativas têm vantagens no uso clínico devido aos seguintes fatores: menor tamanho; menor consumo de energia; maior durabilidade; aumento da sobrevida com menor morbidade; e a ausência de válvulas cardíacas nos conectores de entrada e de saída da bomba [12]. Entretanto, a maioria das bombas de sangue rotativas são projetadas para operar em velocidades de rotação constantes, as quais diminuem a pulsatilidade do fluxo sanguíneo, que possui um importante efeito fisiológico na circulação nos pequenos vasos sanguíneos. Dessa maneira, recomenda-se que a velocidade de rotação de bombas rotativas deva ser alterada de acordo com a duração do ciclo cardíaco [13].

As alterações no modo de funcionamento dos DAVs podem ser realizadas por meio de sistemas de controle fisiológicos. Conceitualmente, um sistema de controle aplicado a DAVs, projetado para operar de maneira fisiológica, tem por objetivo ajustar automaticamente a saída da bomba em resposta às mudanças no estado do sistema cardiovascular do paciente assistido. Ou seja, esse sistema deve ser capaz de alterar o funcionamento do dispositivo para regular as variáveis hemodinâmicas do paciente, de modo a atender as necessidades fisiológicas e conseqüentemente, melhorar a perfusão dos órgãos. Essa característica é crucial para aumentar o tempo de sobrevida de um paciente assistido por um DAV [14, 15].

Muitas pesquisas sobre a modelagem computacional do SCH e dos DAVs vêm sendo realizadas no projeto de sistemas de controle fisiológico [16–19], para possibilitar a compreensão da fisiologia normal do coração bem como aumentar o potencial para o desenvolvimento e o aperfeiçoamento de métodos ou dispositivos destinados ao diagnóstico e à terapia de doenças cardiovasculares. Dentro da plataforma de projeto baseada em modelo (também conhecida pelo termo em inglês como *model-based design*), tanto o SCH como os DAVs são representados por modelos a parâmetros concentrados, denominados modelos 0D [20, 21]. Esse tipo de modelo é o mais adotado, pois

utiliza uma quantidade reduzida de parâmetros para simular a hemodinâmica cardiovascular. Além disso, é utilizado o conceito de circuito elétrico análogo, no qual a corrente elétrica representa o fluxo de fluidos nos vasos sanguíneos, e a tensão elétrica representa as pressões no sistema circulatório [22].

No Brasil, um tipo de DAV utilizado para auxiliar o ventrículo esquerdo é desenvolvido pela Divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor - HCFMUSP). Este dispositivo é implantado em pacientes com IC, que estão na lista de espera para um transplante cardíaco. A partir da década de 90 até os dias atuais, foram realizados em torno de 687 transplantes cardíacos em pacientes adultos e 277 transplantes cardíacos em pacientes pediátricos. A primeira experiência do uso de DAVs ocorreu em 1993, na qual um paciente vítima da Doença de Chagas piorou rapidamente e um dispositivo de assistência ventricular foi utilizado como ponte para o transplante cardíaco [23].

Os DAVs do tipo bomba volumétrica e bomba rotativa desenvolvidos pelo InCor são direcionados tanto para pacientes adultos (130 ml) quanto para pacientes pediátricos, sendo projetados com volumes distintos: 15 ml (neonato), atendendo pacientes até 15 kg; e 30 ml (infantil), atendendo pacientes de 15 kg até 40 kg [24]. No caso de pacientes pediátricos, os DAVs do tipo bomba volumétrica e bomba rotativa estão sendo desenvolvidos no mesmo Instituto, com a parceira do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Campina Grande (DEE - UFCG) desde 2014 para auxiliar na caracterização, modelagem e controle desses dispositivos.

1.2 Objetivos

Nesta tese de doutorado, tem-se por objetivo desenvolver um sistema de controle fisiológico a ser aplicado em DAVs do tipo bomba de sangue rotativa, para restaurar a energia hemodinâmica basal de um paciente na condição de insuficiência cardíaca, a partir do cumprimento de requisitos fisiológicos. Esse sistema é proposto para ajustar dinamicamente a assistência ventricular em resposta às mudanças do SCH do paciente, de forma a garantir a pulsatilidade da diferença de pressão nos terminais da bomba rotativa.

Para se alcançar o objetivo geral neste trabalho, foram realizadas as seguintes etapas:

- investigação dos sistemas de controle de DAVs rotativos propostos na literatura;

- utilização de um modelo a parâmetros concentrados (0D) do SCH para simular as condições fisiológicas de um paciente com insuficiência cardíaca;
- identificação dos parâmetros do modelo 0D do DAV rotativo que descreve a dinâmica do dispositivo;
- simulação do acoplamento do modelo matemático do DAV rotativo ao modelo do SCH;
- projeto de um sistema de controle fisiológico para o DAV rotativo;
- implementação do sistema de controle fisiológico em uma bancada experimental;
- avaliação do desempenho do sistema de controle proposto.

1.3 Metodologia e organização do trabalho

Neste capítulo, a justificativa de tese de doutorado foi apresentada, dando-se relevância ao uso de dispositivos de assistência ventricular como ponte para transplante cardíaco. Cada um dos objetivos nessa tese foi descrito, bem como a contribuição a ser dada na área de Bioengenharia por meio desse trabalho.

No Capítulo 2, uma revisão sobre os conceitos básicos da fisiologia do sistema cardiovascular humano é apresentada. As principais características dos DAVs são relatadas, tendo destaque as bombas de sangue rotativas como objeto de estudo nessa tese. Também são descritos os fundamentos sobre a modelagem do sistema cardiovascular, explicitando a escolha por modelos a parâmetros concentrados (0D). Os tópicos apresentados nesse capítulo servirão como base nesta tese de doutorado, com os termos essenciais para a compreensão do conteúdo.

No Capítulo 3, os fundamentos sobre os sistemas de controle fisiológico e a formulação do problema de controle nesta tese de doutorado são apresentados. A representação da planta do sistema de controle será definida pelo acoplamento de um modelo 0D do SCH a um modelo 0D da bomba de sangue rotativa, ambos disponibilizados na literatura. A estrutura de controle será definida de forma hierárquica (controle de baixo nível e controle de alto nível), com a aplicação de um sinal de referência pulsátil. A estratégia de controle a ser adotada está associada à restauração da energia hemodinâmica do paciente com base em índices de pulsatilidade, apresentando-se os resultados obtidos em simulação computacional.

No Capítulo 4, uma descrição sobre o simulador hidráulico desenvolvido pelo InCor é realizada. Esse sistema é composto por duas câmaras, que retratam o átrio esquerdo e a aorta do coração; um DAV do tipo pulsátil acionado por um módulo pneumático, que funciona como um simulador de ventrículo esquerdo; além de sensores e uma resistência mecânica, que simula o efeito da resistência sistêmica. Um modelo 0D para esse simulador também é proposto, com base em um procedimento de caracterização experimental. Então, este modelo é adotado para representar o sistema cardiovascular pediátrico de maneira simplificada.

No Capítulo 5, a bomba de sangue rotativa usada como DAV e desenvolvida pelo InCor é apresentada, abordando-se as características físicas e operacionais desse dispositivo, que é acionada pelo módulo elétrico desenvolvido. Um modelo 0D dessa bomba também é proposto, contemplando as dinâmicas elétrica, mecânica e hidráulica. As etapas do procedimento de caracterização da bomba também estão descritas, considerando um conjunto de testes experimentais realizados.

No Capítulo 6, o sistema de controle fisiológico proposto é validado, a partir da realização de testes em ambiente computacional e em bancada experimental. Nessa aplicação de controle, a planta do sistema é composta pelo simulador hidráulico InCor acoplado a bomba de sangue rotativa InCor, ambos descritos nos capítulos anteriores. O controlador fisiológico implementado é constituído por sistemas embarcados, que estão interligados fisicamente entre si. Um supervisor é proposto usando o conceito de instrumentação virtual, para acionar e monitorar o sistema de controle fisiológico em operação, apresentando os resultados alcançados em bancada.

No Capítulo 7, são apresentados os comentários finais sobre esta tese, contendo as perspectivas para trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação teórica

Neste capítulo, os conceitos básicos sobre a fisiologia do sistema cardiovascular humano são apresentados, bem como as características gerais sobre os dispositivos de assistência ventricular, dando-se destaque as bombas de sangue rotativas, tratadas como objeto de estudo nesse trabalho. Um embasamento teórico sobre modelagem matemática do sistema cardiovascular também é tratado, para auxiliar no projeto do sistema de controle fisiológico.

2.1 Fisiologia do sistema cardiovascular humano

O sistema cardiovascular humano (SCH), também conhecido como sistema circulatório, é um sistema constituído por tubos denominados vasos sanguíneos, e por uma bomba contrátil-propulsora denominada coração, que tem como função impulsionar um líquido circulante de cor vermelha denominado sangue por toda a rede vascular [25].

A função deste sistema é suprir as necessidades dos tecidos corporais, para manter um ambiente com condições ótimas de sobrevivência e de funcionamento das células. Para cada tecido corporal são transportados gases, nutrientes, resíduos metabólicos e hormônios, por meio do sangue. Dependendo do tipo de gás, o sangue pode ser classificado como *sangue arterial*, rico em oxigênio, ou *sangue venoso*, rico em dióxido de carbono [1].

Os vasos sanguíneos constituem uma rede fechada de tubos pelos quais o sangue circula, que podem ser do tipo: artérias, que carregam sangue a partir dos ventrículos do coração para todas as partes do nosso corpo; veias, que carregam sangue em direção aos átrios do coração; e capilares,

que ficam entre artérias e veias [25, 26].

Um esquemático simplificado do sistema circulatório pode ser observado na Fig. 2.1.

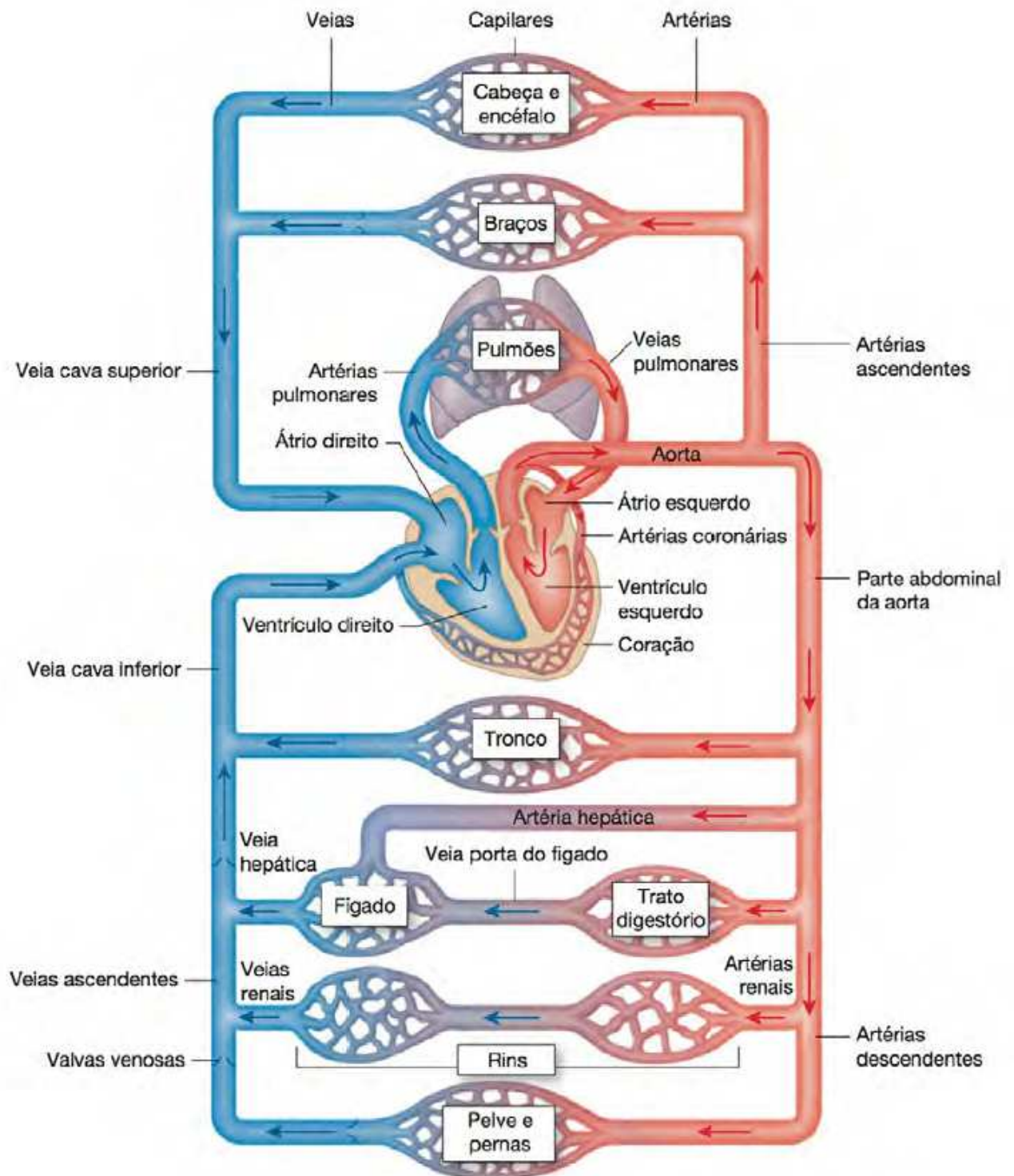


Figura 2.1: Representação do sistema cardiovascular humano (Adaptado de: Silverthorn [27]).

O coração é o órgão que bombeia o sangue por todo o sistema circulatório e pode ser comparado a uma bomba. Como apresentado na Fig. 2.2, ele pode ser 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 é responsável pela *circulação sistêmica*. Cada lado do coração é composto por duas câmaras: os átrios direito e esquerdo, e os ventrículos direito e esquerdo [1].

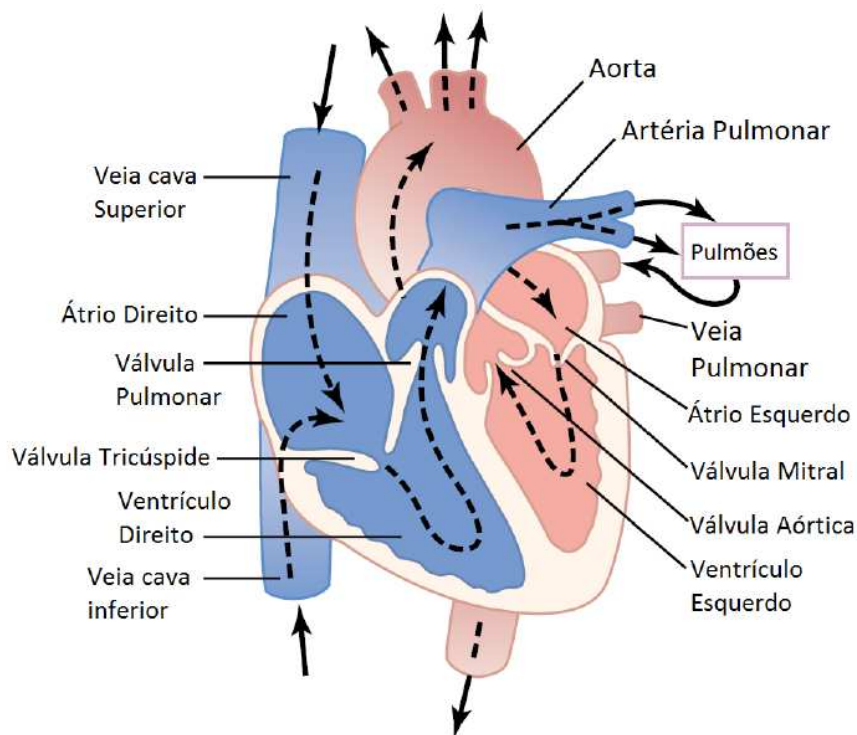


Figura 2.2: Representação da estrutura do coração e do fluxo de sangue pelo organismo (Adaptado de: Guyton e Hall [1]).

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 passivo e baseado na diferença de pressão entre as câmaras que elas interligam. As válvulas mitral e aórtica controlam a entrada e a saída de sangue no ventrículo esquerdo, enquanto que as válvulas tricúspide e pulmonar controlam a entrada e a saída de sangue no ventrículo direito. Especificamente, 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 [1, 27].

2.1.1 Ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco é o conjunto de eventos cardíacos que ocorrem entre o início e o fim de um batimento. 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 [1]. Na Fig. 2.3 podem ser observados os eventos que ocorrem no lado esquerdo do coração durante o ciclo cardíaco. 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.

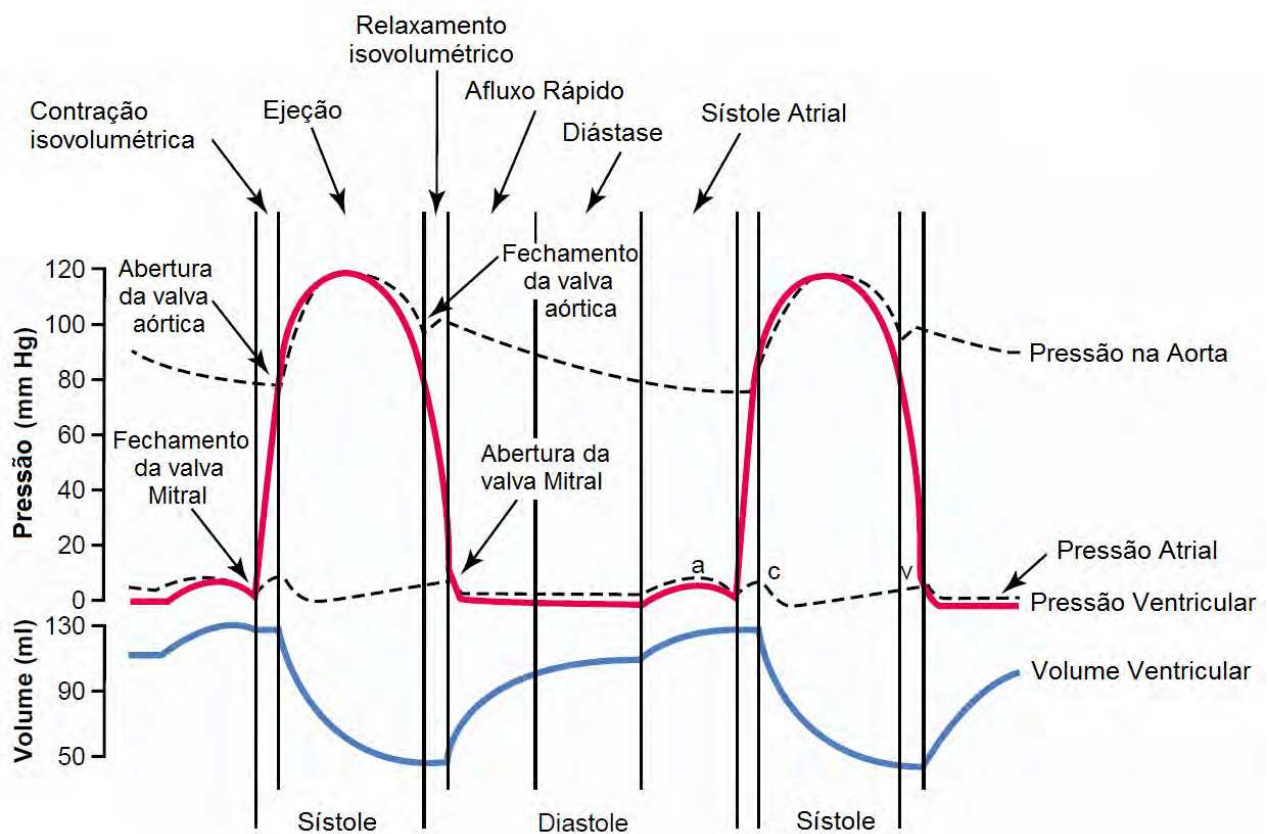


Figura 2.3: Representação de eventos do ciclo cardíaco para o funcionamento do ventrículo esquerdo (Adaptado de: Guyton e Hall [1]).

O diagrama de pressão-volume (PV) é muito utilizado para explicar a mecânica do bombeamento do ventrículo esquerdo. Esse diagrama é construído a partir da curva de pressão diastólica, obtida medindo-se a pressão durante o período de enchimento ventricular, e a curva de pressão sistólica, determinada medindo-se a pressão ventricular durante a contração do ventrículo [1].

As linhas vermelhas na Fig. 2.4 representam o diagrama PV do ciclo cardíaco para um indivíduo

saudável. Observa-se que este diagrama é dividido em quatro fases: *fase I*, que representa o período de enchimento; *fase II*, que representa o período de contração isovolumétrica; *fase III*, que representa o período de ejeção; e *fase IV*, que representa o período de relaxamento isovolumétrico.

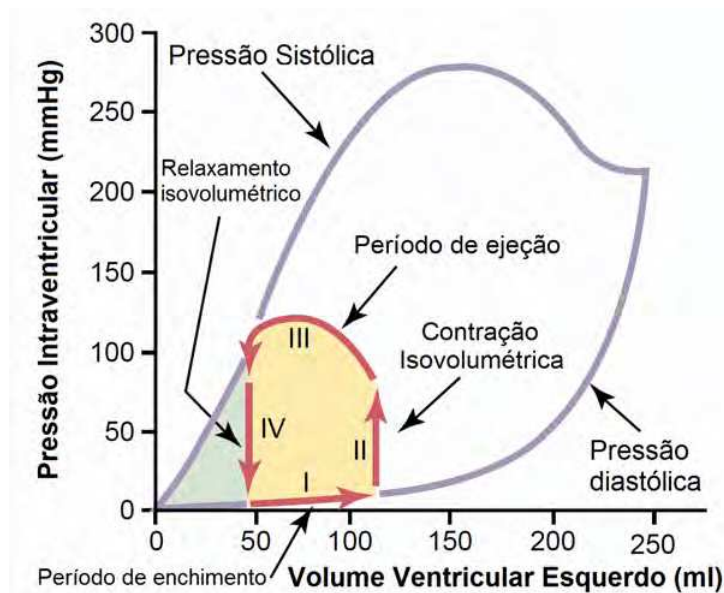


Figura 2.4: Diagrama pressão-volume do ciclo cardíaco para um indivíduo saudável na fase adulta (Adaptado de: Guyton e Hall [1]).

A fase I inicia-se com o volume ventricular em aproximadamente 45 ml e a pressão quase nula. Esse volume de sangue presente no início do período de enchimento é chamado de volume sistólico final, que 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.

Na 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. Já a fase III inicia-se 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 Fig 2.4.

A fase IV é iniciada no momento em 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 [1].

2.1.2 Mecanismos de regulação cardíaca

O corpo humano possui milhares de mecanismos de regulação, que podem operar dentro dos órgãos (denominados mecanismos intrínsecos) ou nas inter-relações entre estes (denominados mecanismos extrínsecos), para manter as condições fisiológicas adequadas. Os principais mecanismos de controle da pressão arterial são o mecanismo de Frank-Starling e o mecanismo barorreflexo [1,28].

Mecanismo de Frank-Starling

No caso do sistema cardiovascular, a noção fundamental da regulação do bombeamento cardíaco foi resumida por Frank e Starling em 1914, comumente denominada de *mecanismo de Frank-Starling*. De acordo com esse mecanismo intrínseco, quanto maior for a quantidade de sangue que entra no ventrículo, maior será o alongamento das fibras musculares. Consequentemente, a força de contração será maior e irá provocar um aumento na quantidade de sangue ejetada pelo ventrículo, até o limite fisiológico do coração. Logo, a lei de Frank-Starling é a consequência da conexão entre o coração e a circulação sistêmica como componentes de um modelo em conjunto, que permite o sistema cardiovascular operar em malha fechada [1, 29].

O mecanismo de Frank-Starling pode ser representado, por exemplo, pelo diagrama PV ilustrado na Fig. 2.5, no qual observa-se como as mudanças no retorno venoso afetam o volume diastólico final [30].

Mecanismo barorreflexo

A eficácia do bombeamento cardíaco também depende da comunicação do coração com o sistema nervoso, que controla a circulação humana, desde a frequência de batimento do coração até os pequenos vasos. Nesse mecanismo extrínseco, também conhecido como *barorreflexo*, vários receptores nervosos denominados barorreceptores são conectados aos vasos sanguíneos, especificamente nas paredes da região de bifurcação das artérias carótidas (no pescoço) e também do arco da aorta (no tórax). Então, quando mudanças significativas ocorrem no funcionamento do coração, uma série de respostas fisiológicas, mediadas pelo sistema nervoso central e autônomo (no caso, as

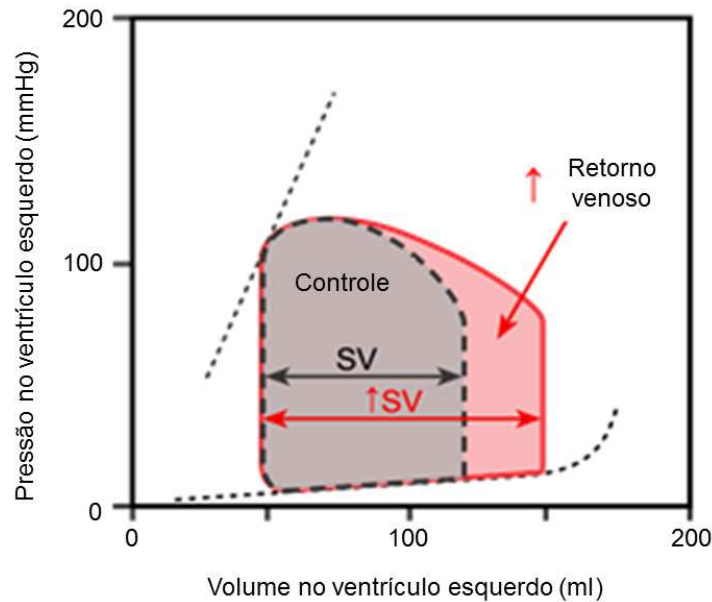


Figura 2.5: Representação do mecanismo de Frank-Starling por meio do diagrama PV (Adaptado de: Klabunde [30]).

ativações simpática e parassimpática), inverte rapidamente essas mudanças para retornar à condição saudável [1, 28].

Quando a pressão arterial se eleva, os barorreceptores enviam impulsos nervosos para o tronco cerebral. No tronco, os impulsos inibem o centro vasomotor, que por sua vez diminui o número de impulsos transmitidos para o coração e vasos sanguíneos por meio do sistema nervoso simpático. A redução desses impulsos ocasiona a diminuição da atividade de bombeamento do coração e também da contração dos vasos sanguíneos periféricos, permitindo o aumento do fluxo sanguíneo nos vasos. Ambos os efeitos diminuem a pressão arterial, trazendo-a de volta ao valor normal, como representado na Fig. 2.6(a). Inversamente, a pressão arterial abaixo do normal reduz o estímulo dos barorreceptores, permitindo ao centro vasomotor uma atividade mais alta, causando assim vasoconstrição e aumento do bombeamento cardíaco, com elevação da pressão arterial de volta ao normal, como representado na Fig. 2.6(b).

2.1.3 Doenças cardiovasculares

As doenças cardiovasculares são um grupo de doenças relacionadas ao coração e os vasos sanguíneos. De acordo com os dados obtidos no DataSUS [31] referentes ao capítulo do Código Internacional de Doenças (CID-10), doenças relacionadas ao aparelho circulatório são as principais

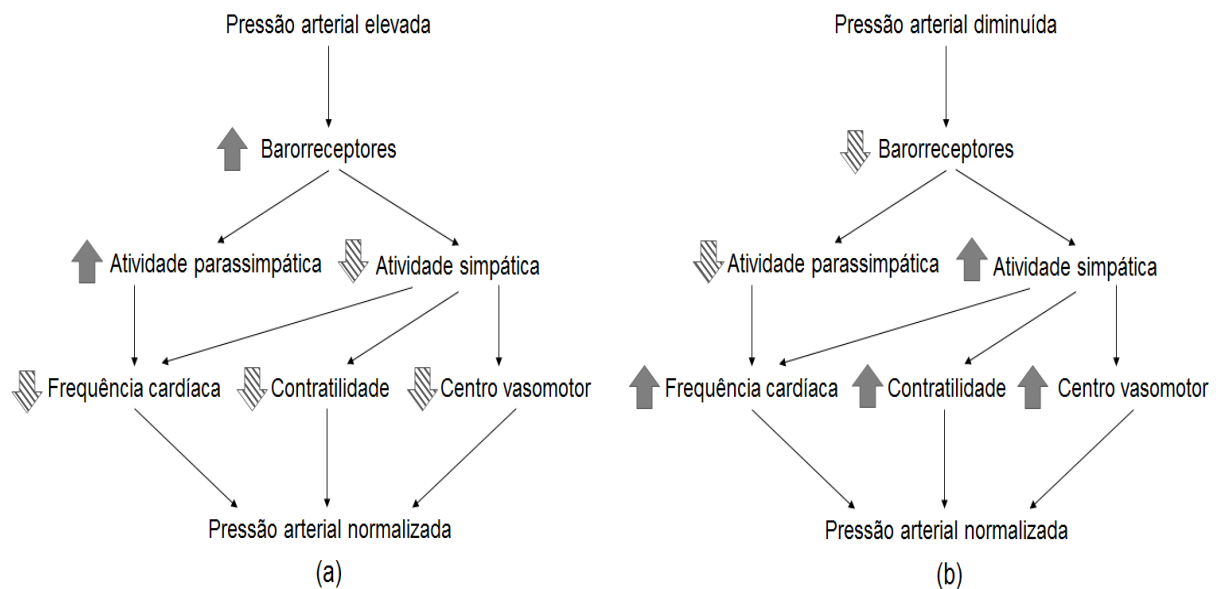


Figura 2.6: Representação esquemática do barorreflexo: (a) pressão arterial elevada; (b) pressão arterial diminuída (Adaptado de: Iaizzo [28]).

causas de morte no Brasil. No período de 2018, foram registrados 357.770 óbitos de um total de 1.316.719, representando aproximadamente 27% desse total.

Dentre as doenças cardiovasculares com alto índice de mortalidade no país e no mundo, tem-se destaque a insuficiência cardíaca (IC). Clinicamente, a IC é uma doença desencadeada a partir de um insulto inicial que acomete o miocárdio, com resultante perda de massa muscular ou prejuízo da habilidade desse músculo cardíaco de gerar força e manter sua função contrátil adequada. Esse evento deflagrador pode ter uma manifestação clínica silenciosa (de origem hereditária ou adquirida), ou algum evento agudo e fulminante [32].

A IC representa um somatório de múltiplas alterações anatômicas, funcionais e biológicas que interagem entre si, podendo ser descrita por um conjunto de estágios de progressão, conforme apresentado na Fig. 2.7. Essa doença pode ocasionar anormalidade na função sistólica, representada pela redução do volume sistólico (IC sistólica), ou anormalidade na função diastólica, que leva a defeito no enchimento ventricular (IC diastólica), podendo coexistir ambas as disfunções em muitos pacientes [33, 34].

A insuficiência cardíaca pode ocorrer por várias razões, tendo como potenciais causas [15]:

- doença arterial coronariana: provoca a obstrução das artérias coronárias, que são os vasos sanguíneos que irrigam o músculo do coração;



Figura 2.7: Representação das etapas de progressão da Insuficiência Cardíaca (Fonte: Costa *et al.* [32]).

- infarto agudo do miocárdio: também conhecido como ataque cardíaco, ocasiona a falta de irrigação sanguínea para o músculo cardíaco;
- hipertensão: também conhecida como pressão alta, caracteriza-se pelos níveis elevados da pressão sanguínea nas artérias;
- valvulopatias: doenças que atingem as válvulas cardíacas, fazendo com que não funcionem corretamente;
- doença cardíaca congênita: alteração na estrutura do coração presente desde o nascimento;
- cardiomiopatia: aumento de tamanho do músculo cardíaco, de forma a comprometer a capacidade de bombeamento de sangue;
- arritmias cardíacas: distúrbios do ritmo cardíaco, que provocam a diminuição (bradicardia) ou aumento (taquicardia) da frequência cardíaca, sob condições crônicas;
- miocardite: inflamação do músculo cardíaco ocasionada por uma infecção viral.

Segundo a Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica e Aguda [3], a IC pode ser classificada de acordo com:

- a fração de ejeção do ventrículo esquerdo (FEVE): refere-se a porcentagem de sangue do ventrículo esquerdo que é ejetada a cada batimento cardíaco. Neste caso, considera-se pacientes acometidos por IC com FEVE preservada aqueles com porcentagem maior ou igual a 50%; com FEVE intermediária, entre 40% e 49%; e com FEVE reduzida, menor que 40%.
- a gravidade dos sintomas (classificação funcional da *New York Heart Association* - NYHA): refere-se ao grau de tolerância do paciente à realização de exercícios - classe I (assintomática), classe II (sintomática com atividades habituais), classe III (sintomática com atividades menos intensas que as habituais) ou classe IV (sintomática em repouso). Essa classificação é importante, pois alguns dos tratamentos são indicados com base nela.

Os sintomas mais evidentes de IC são decorrentes da síndrome congestiva, a qual o ventrículo muito debilitado provoca a congestão pulmonar e o posterior aparecimento de edemas em outras partes do corpo, tais como nos pés, tornozelos, pernas ou abdômen; e da síndrome de baixo débito, que consiste em fadiga, dor muscular, indisposição e cansaço, podendo até entrar em choque cardiogênico, caracterizado por uma hipoperfusão generalizada, associado a uma hipotensão arterial, que não melhora com a reposição do volume sistólico [35].

Existem diferentes opções de tratamentos para a IC, que são geralmente combinados com o uso de medicamentos (por exemplo, vasodilatadores, betabloqueadores, anticoagulantes e diuréticos) e com uma mudança no estilo de vida, tais como: parar de fumar, limitar a ingestão de sódio e de colesterol, incluir a prática regular de exercícios físicos e reduzir o nível de estresse. Para tratamentos avançados de IC, tem-se a terapia de ressincronização cardíaca, dispositivos de assistência ventricular ou transplante cardíaco [36].

Em pacientes com quadro grave de IC, o transplante cardíaco se apresenta como a melhor solução. Entretanto, os pacientes à espera de doadores e que não possuem essas condições mínimas, acabam não sendo submetidos ao transplante cardíaco, uma vez que o processo é irreversível e a quantidade de doadores é muito pequena [37]. No caso dos pacientes pediátricos com IC, há trabalhos na literatura [38, 39] que relatam as poucas tentativas direcionadas ao tratamento da doença nessa faixa etária e a constatação de que esses pacientes enfrentam longos períodos de internação e altos índices de mortalidade. Por isso, a relevância no uso de dispositivos de assistência ventricular, que são melhor descritos na Seção 2.2.

2.2 Dispositivos de assistência ventricular (DAVs)

De acordo com a II Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco [40], os dispositivos de assistência ventricular (DAVs) são propulsores sanguíneos que auxiliam o trabalho mecânico ventricular, garantindo o débito cardíaco necessário para propiciar condições favoráveis à recuperação miocárdica ou à substituição do coração.

Os dispositivos de assistência ventricular são compostos por [11]:

- uma bomba propulsora implantada no corpo do paciente;
- um sistema de controle que permanece fora do corpo, utilizado para regular o funcionamento do DAV;
- uma fonte de energia externa para a bomba: console ou bateria.

2.2.1 Classificação dos DAVs

Os DAVs podem ser classificados de diferentes formas, considerando aspectos como o nível de falência das câmaras do coração, indicação do implante, tipo de assistência, duração do suporte cardíaco, posição do dispositivo no paciente, o princípio de bombeamento, faixa etária e regime de funcionamento.

Quanto ao nível de falência das câmaras do coração, os seguintes tipos de DAV podem ser implantados [11]:

- *left ventricular assist device* (LVAD): auxílio ao ventrículo esquerdo, implantado cirurgicamente entre o ápice do ventrículo e a aorta do coração de pacientes (Fig. 2.8);
- *right ventricular assist device* (RVAD): auxílio ao ventrículo direito;
- *biventricular assist device* (BI-VAD): auxílio a ambos os ventrículos.

Quanto a indicação do implante de DAV, existe a classificação INTERMACS, que é um registro americano dos pacientes que utilizam esse tipo de dispositivo [41]. Nesse registro, os pacientes são classificados de acordo com a gravidade dos sinais e sintomas de IC, associando-os em uma escala de perfis (Fig. 2.9):

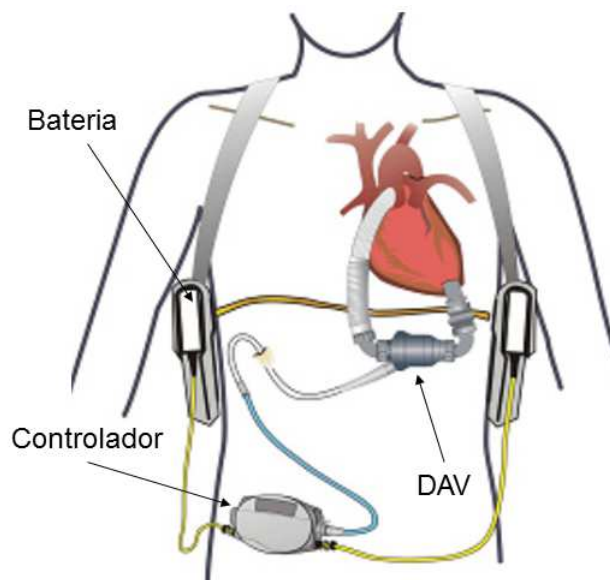


Figura 2.8: Representação da configuração de um LVAD em um sistema cardiovascular humano (Adaptado de: Wu *et al.* [14]).

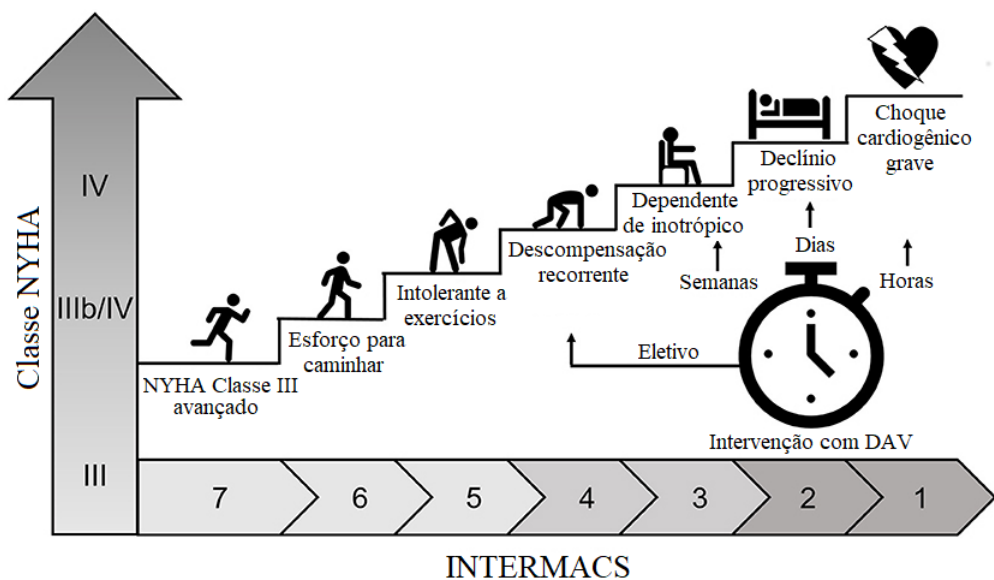


Figura 2.9: Perfis INTERMACS para determinação do tratamento do paciente com DAV (Adaptado de: Stevenson *et al.* [41]).

- Nível 1: paciente com choque cardiogênico grave, necessitando de tempo de intervenção de DAV em horas;
- Nível 2: paciente com declínio progressivo apesar do uso de inotrópicos (medicamentos utilizados para alterar a capacidade de contração do miocárdio), com tempo de intervenção de DAV em dias;

- Nível 3: paciente estável com inotrópicos, com tempo de intervenção de DAV eletivo (semanas a meses);
- Nível 4: paciente apresentando sintomas em repouso, também com tempo de intervenção de DAV eletivo;
- Nível 5: paciente intolerante a pequenos esforços físicos, com urgência variável ao implante de DAV;
- Nível 6: paciente com limitação a esforços físicos, também com urgência variável ao implante de DAV;
- Nível 7: paciente tipo NYHA classe III, sem indicação para implante de DAV.

Quanto ao tipo de assistência, os DAVs podem ser indicados como [11]:

- ponte para recuperação: permite aliviar a carga de trabalho do coração, para casos de IC reversível (por exemplo, miocardite);
- ponte para transplante: permite reabilitação de IC grave, enquanto aguarda doador na fila de espera;
- ponte para decisão: implante em pacientes em colapso circulatório agudo e em risco imediato de vida (por exemplo, pós-parada cardiorrespiratória).
- terapia de destino: dispositivo permanente ao invés de transplante.

Quanto à duração do suporte cardíaco mecânico, os DAVs podem ser classificados como [11]:

- curta duração: par de horas até um número de dias;
- média duração: par de dias até algumas semanas;
- longa duração: algumas semanas até meses ou anos.

Quanto à posição do dispositivo no paciente, os DAVs podem ser classificados como [11,42]:

- extracorpóreo: fora do corpo;

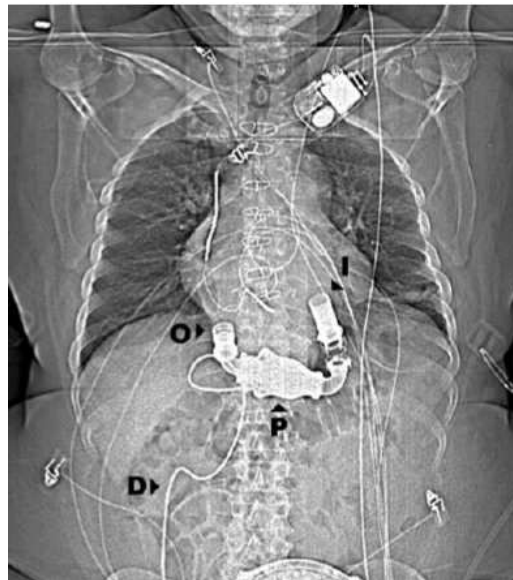


Figura 2.10: Topografia de um DAV do tipo intracorpóreo, denominado *HeartMate II LVAD*, do fabricante *Thoratec Corporation*, Califórnia, EUA. Abreviações: D: linha de acionamento; P: bomba propulsora; I: entrada da cânula; O: saída da cânula (Fonte: Shah *et al.* [42]).

- paracorpóreo: fora do corpo, mas próximo do paciente;
- intracorpóreo: dentro do corpo (Fig. 2.10).

Quanto ao princípio de bombeamento do fluxo sanguíneo, os DAVs podem ser classificados como [11]:

- bombas volumétricas ou de deslocamento positivo (Fig. 2.11): apresentam tipicamente fluxo pulsátil, que permite a variação do volume de sangue (análoga à contração dos ventrículos) através do acionamento de um atuador pneumático;
- bombas rotativas: apresentam tipicamente fluxo contínuo, que permite a variação do volume de sangue de forma contínua (Fig. 2.12) através do acionamento de um atuador elétrico.

Quanto à faixa etária do paciente, o DAV pode ser aplicado em três casos [43, 44]:

- adulto (Figs. 2.11(a) e 2.12(a)): com volume de ejeção de sangue de 50 a 80 ml;
- pediátrico (Figs. 2.11(b) e 2.12(b)): com volume de ejeção de sangue de 10 a 30 ml;
- neonato (Figs. 2.11(c) e 2.12(c)): com volume de ejeção de sangue de 4 a 20 ml.

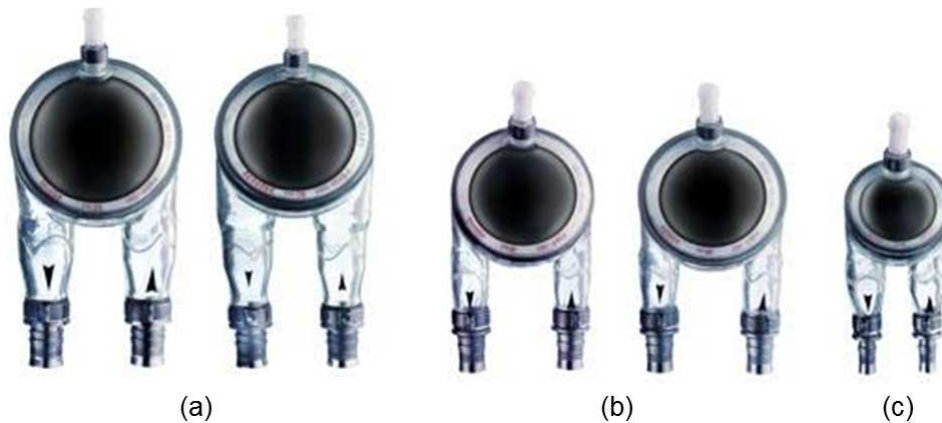


Figura 2.11: Fotografia de um DAV extracorpóreo de fluxo pulsátil, denominado *Berlin Heart EXCOR*: (a) adulto, (b) pediátrico e (c) neonato, do fabricante *Berlin Heart AG*, Berlim, Alemanha (Adaptado de: Stiller *et al.* [45]).

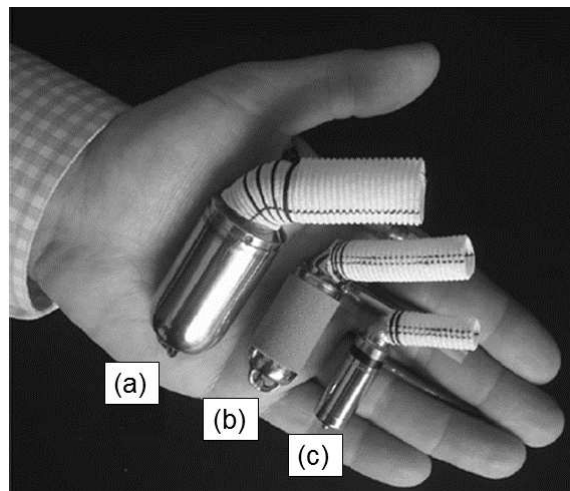


Figura 2.12: Fotografia de um DAV intracorpóreo de fluxo contínuo, denominado *Jarvik 2000*: (a) adulto, (b) pediátrico e (c) neonato, do fabricante *Jarvik Heart Inc.*, Nova York, EUA (Adaptado de: Kilic *et al.* [46]).

Quanto ao regime de funcionamento, o console do DAV pode ser operado em três modos [47]:

- demanda, o bombeamento é ajustado de acordo com o enchimento do ventrículo esquerdo;
- assíncrono, o bombeamento ocorre a uma taxa pré-definida, com base na frequência (bpm) e no tempo de sístole (ms) definidos.
- síncrono, o bombeamento é sincronizado com a frequência cardíaca do paciente, usando o sinal de eletrocardiograma (ECG).

2.2.2 DAVs pediátricos

Ao longo dos anos, ocorreram grandes avanços no tratamento de pacientes pediátricos usando dispositivos de assistência ventricular, tanto na construção como na implantação em crianças menores com anatomia cada vez mais complexa. Do ponto de vista do projeto, os DAVs pediátricos diferem significativamente dos dispositivos adultos: eles são necessários para suportar uma ampla variedade de tamanhos de pacientes (do recém-nascido à adolescência), para permitir o aumento da demanda circulatória proporcional ao crescimento corporal, e para acomodar a heterogeneidade anatômica e fisiológica de doença cardíaca congênita (por exemplo, má-formação do miocárdio) [48].

Assim, há um interesse crescente de empresas no desenvolvimento de DAVs para atender às necessidades específicas de pacientes nessa faixa etária. Um dos DAVs mais importantes do tipo pediátrico é o *Berlin Heart EXCOR*, apresentado nas Figs. 2.11(b) e 2.11(c). É um DAV do tipo pulsátil, sendo produzido em diversos tamanhos (até 80 ml). Até o ano de 2013, cerca de 75% das crianças que utilizaram esse dispositivo sobreviveram até a realização de um transplante [49].

Já a companhia norte-americana *Micromed Cardiovascular Inc.* (Houston, TX) desenvolveu o *HeartAssist 5*[®] (Fig. 2.13(a)), que é considerado o primeiro DAV exclusivamente infantil (crianças entre 5 e 16 anos de idade). Esse equipamento consiste basicamente em uma bomba de fluxo axial, e seu implante deve ser realizado exclusivamente no ventrículo esquerdo [50]. Uma outra empresa norte-americana denominada *Levotronix Corporation* (Waltham, MA) desenvolveu o *PediMag* (Fig. 2.13(b)), que é uma versão pediátrica do DAV *CentriMag* [51]. Outro DAV do tipo pediátrico conhecido é a *PediaFlow*TM (Fig. 2.13(c)), consistindo de uma bomba rotativa com rotor amparado por levitação magnética, desenvolvido em 2002 por uma associação entre universidades e hospitais americanos para crianças de até 2 anos entre 3 e 15 Kg [52].

No geral, os DAVs rotativos miniaturizados são mais adotados para pacientes pediátricos com maiores chances de sobrevivência. Para bebês e crianças pequenas, DAVs pulsáteis paracorpóreos é a principal opção para suporte de longo prazo. Apesar desses avanços, o apoio ao desenvolvimento de DAVs para crianças continua atrasado em relação às opções de apoio para adultos. A disparidade mais óbvia é o número limitado de dispositivos adequados para crianças, tanto para suporte de curto quanto de longo prazo. Além disso, existem poucos estudos na literatura que descrevem sistemas de controle fisiológico para DAVs pediátricos [19, 53, 54].



Figura 2.13: Imagens de DAVs pediátricos: (a) *HeartAssist 5*; (b) *PediMag*; (c) *PediaFlow™* (Fontes: *ReliantHeart Inc.* [50], *Gerrah et al.* [51], e *Wearden et al.* [52]).

2.2.3 Gerações dos DAVs

Ao longo do tempo, diversas modificações construtivas e operacionais foram sendo realizadas nos DAVs, divididas em três gerações [15,55]. As principais modificações de cada geração são representadas na Fig. 2.14.



Figura 2.14: Linha do tempo representando as três gerações de DAVs (Adaptado de: Yamane [55]). Legenda: DT = *Destination therapy*; BTT = *Bridge to transplant*; FDA = *Food and Drug Administration*.

A primeira geração de DAVs caracterizou-se pelo uso de bombas pulsáteis, nas quais é gerado um volume sistólico pulsátil a partir de um console pneumático para acionamento. Os mecanismos de bombeamento utilizados eram os tipos Saco (*Pusher plate*) ou Diafragma, com destaque as bombas *WorldHeart Novacor* e *Thoratec HeartMate XVE*, conforme apresentadas na Fig. 2.15. Dentre as vantagens dessa geração, tem-se um funcionamento similar ao do organismo humano e bons resultados para duração de longo prazo. Já as desvantagens, tem-se o tamanho e peso (maior

que 1 kg), emissão de ruído, infecção das cânulas, degradação da membrana e formação de coágulos de sangue no interior das veias, bloqueando de forma parcial ou total o fluxo sanguíneo [55].

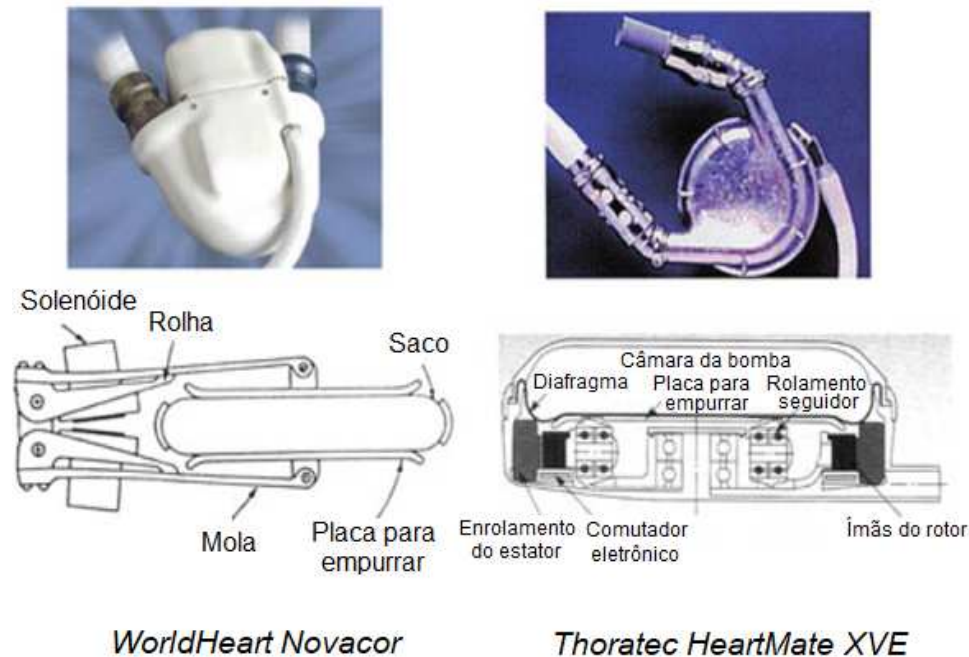


Figura 2.15: Imagem das principais bombas da primeira geração de DAVs (Adaptado de: Yamane [55]).

A segunda geração de DAVs caracterizou-se pelo uso das bombas rotativas com enrolamento mecânico, nas quais é gerado um volume sistólico não-pulsátil por meio de um console elétrico para acionamento. O mecanismo de bombeamento principal era do tipo eletromagnético, com destaque para as bombas rotativas do tipo axial, tais como *Thoratec HeartMate II* e *Jarvik 2000* apresentadas na Fig. 2.16. Dentre as vantagens dessa geração, tem-se o tamanho reduzido da bomba, diminuição do ruído, maior durabilidade e melhoria na qualidade de vida do paciente. Já como desvantagens, tem-se a presença de trombos, susceptibilidade à infecções, ocorrência de arritmias e fenômeno de sucção, que é um fenômeno ocasionado pelo excesso de bombeamento do DAV, o qual pode causar o colapso do ventrículo [55].

A atual geração de DAVs, denominada como terceira geração, caracteriza-se pelo uso das bombas rotativas com enrolamento sem contato, que também geram um volume sistólico não-pulsátil e com console elétrico para acionamento. Os mecanismos de bombeamento são do tipo hidrodinâmico ou suspensão magnética, com destaque para as bombas rotativas do tipo axial e centrífuga [12], tais como *BerlinHeart INCOR* e *HeartWare HVAD* apresentadas na Fig. 2.17.

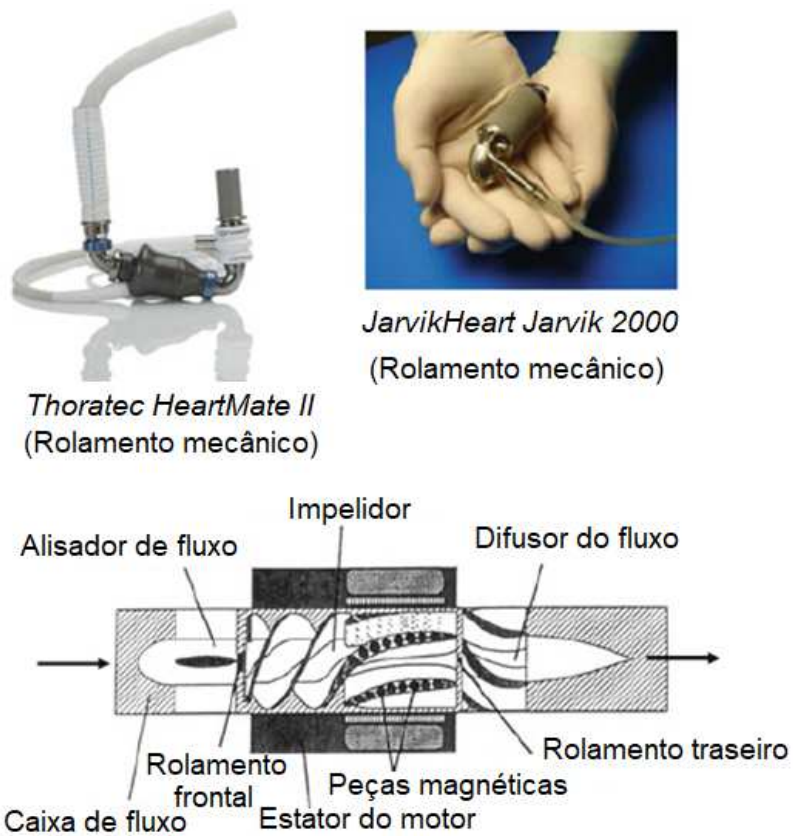


Figura 2.16: Imagem das principais bombas da segunda geração de DAVs (Adaptado de: Yamane [55]).

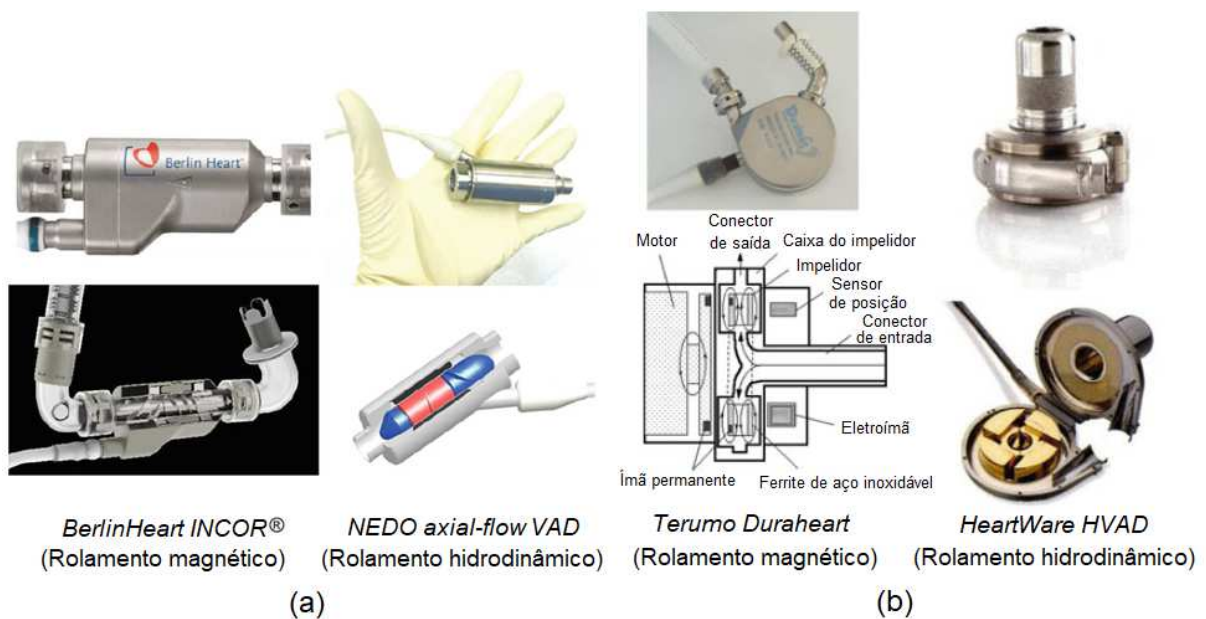


Figura 2.17: Imagem das principais bombas da terceira geração de DAVs: (a) tipo axial; (b) tipo centrífuga (Adaptado de: Yamane [55]).

Dentre as vantagens dessa geração, tem-se: o tamanho e peso reduzido, menor que 300 g; um dispositivo silencioso, sem apresentar fricção; a diminuição de hemólise, que significa a quebra das hemácias; uma longa expectativa de vida, entre 10 a 15 anos; e poder conter um sensor interno para fornecer maiores informações de desempenho. Já em relação às desvantagens, tem-se ainda riscos de infecção, estratégias limitadas de controle fisiológico e cirurgia invasiva substancial [55].

Dependendo da geração, o uso de diferentes tecnologias na construção de um DAV impactam na longevidade do paciente. Conforme exemplificado na Fig. 2.18, pacientes com IC avançada têm uma sobrevida em 1 ano (12 meses) de apenas 10% a 25% utilizando tratamento médico baseado em medicamentos. Os ensaios clínicos iniciais de DAVs pulsáteis usados como terapia de destino demonstram sobrevida do paciente em 1 ano de 52%, e estudos mais recentes de bombas de sangue rotativas foram usados para a mesma indicação, apresentam a melhor sobrevida de 1 ano de 73% [56]. Com os ganhos observados na funcionalidade e qualidade de vida dos pacientes com DAVs, o suporte circulatório mecânico se compara favorável na medida em que se espera o transplante cardíaco.

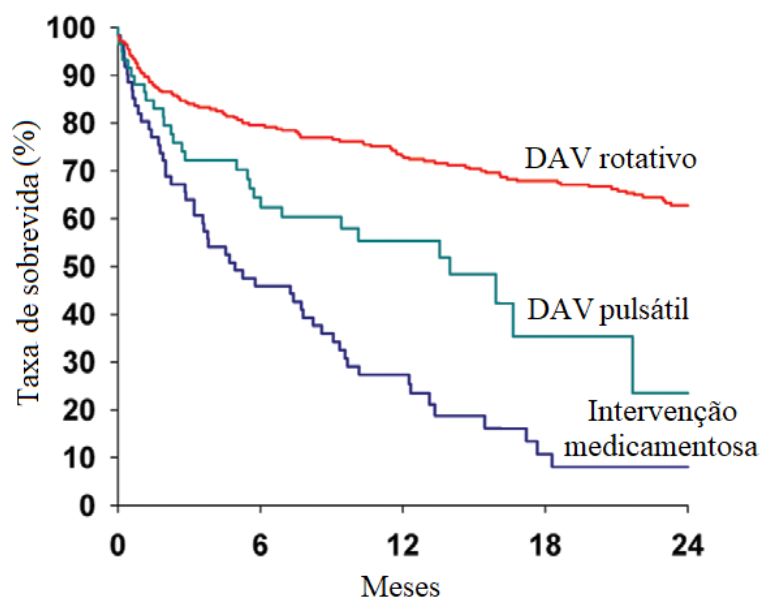


Figura 2.18: Representação das curvas de sobrevivência de um paciente usando diferentes tipos de tratamento para IC avançada (Adaptado de: Miller *et al.* [56]).

Além disso, a relação custo-efetividade do tratamento de DAVs pode variar de acordo com a geração. Os pacientes com DAV rotativo tiveram maiores anos de vida ajustados pela qualidade (1,87 versus 0,37), bem como maiores custos no horizonte de 5 anos (\$ 360.407 versus \$ 62.856) quando

comparado com o implante de DAV pulsátil. Entretanto, com o avanço dos DAVs pulsáteis para os DAVs rotativos, pode-se perceber uma redução de 50% no custo da hospitalização do paciente com IC assistido por DAV. Isso se deve ao fato de que os custos pós-operatórios, impulsionados principalmente pelo menor tempo de permanência na unidade de terapia intensiva, foram críticos para as reduções de gastos observados com bombas de sangue rotativas [56].

As gerações futuras de DAVs rotativos deverão fornecer variações no fluxo da bomba para alcançar um efeito denominado como *pulsatilidade*. Conceitualmente, a pulsatilidade é um aspecto intrínseco do sistema cardiovascular humano, pois as batidas do coração geram periodicamente pressão arterial e fluxo alternados. Então, para poder recriar a pulsatilidade fisiológica com bombas rotativas, é importante que a amplitude, a forma, a duração e a frequência ideais da velocidade de rotação sejam determinadas e caracterizadas [57,58].

2.2.4 Bombas de sangue rotativas

A evolução dos DAVs do tipo bombas volumétricas para bombas rotativas deu início a uma nova era para o tratamento da insuficiência cardíaca em fase terminal. O aumento do uso das bombas de sangue rotativas na área clínica, também conhecidas como *rotary blood pumps* (RBPs), está relacionado a múltiplos positivos atributos desta classe de bombas, incluindo seu tamanho menor, durabilidade aprimorada e maior sobrevivência com menos morbidade [12].

As RBPs funcionam usando energia rotacional para impulsionar continuamente o sangue no coração para o resto do corpo. Dependendo da função ventricular, o fluxo sanguíneo fornecido é de forma contínua, pois esse tipo de DAV é projetado para atender especialmente a microcirculação, em que a pulsatilidade do perfil de pressão sanguínea é reduzida no nível capilar [15], conforme apresentado na Fig. 2.19.

Quanto à direção do fluxo sanguíneo na bomba rotativa, esta pode ser classificada de acordo com o projeto do impelidor [12]:

- bomba axial: o elemento rotativo opera como uma hélice em um tubo e pode ser visto como um pulverizador (disposição nula entre os conectores de entrada e saída da bomba), para superar a diferença entre a pré-carga (pressão à qual o ventrículo se submete ao final da diástole) e a pós-carga (pressão que o ventrículo exerce para ejetar o volume sanguíneo), como observado na Fig. 2.20.

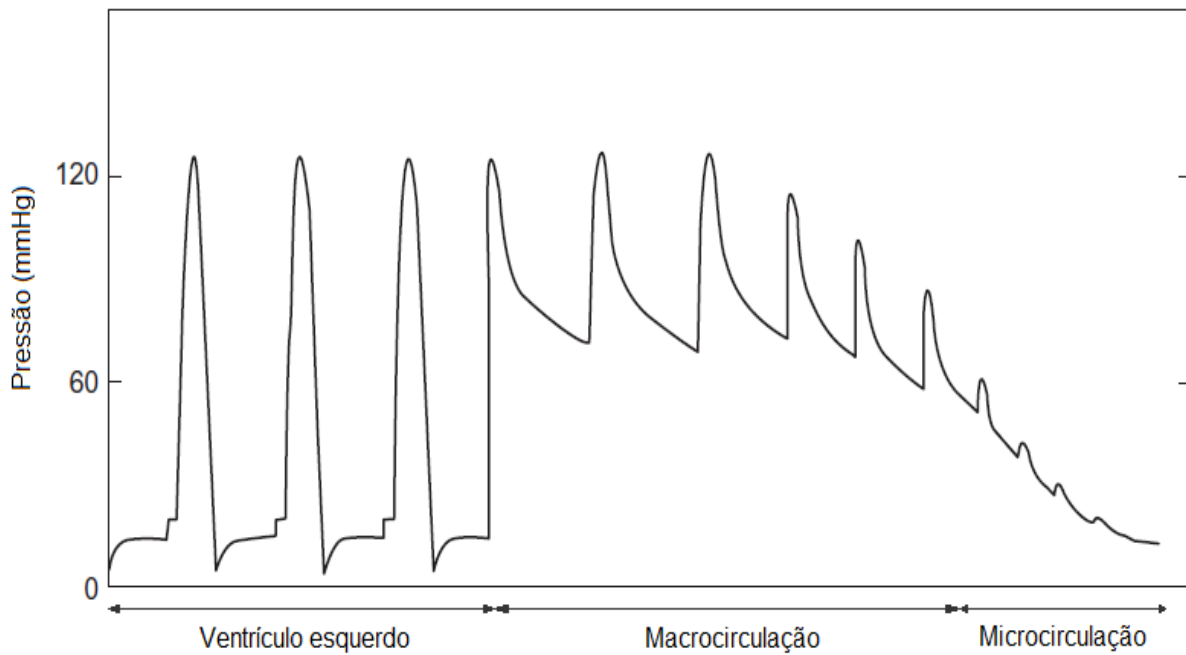


Figura 2.19: Perfil da pressão sanguínea desde o ventrículo até a macro e microcirculação (Adaptado de: Gregory *et al.* [15]).

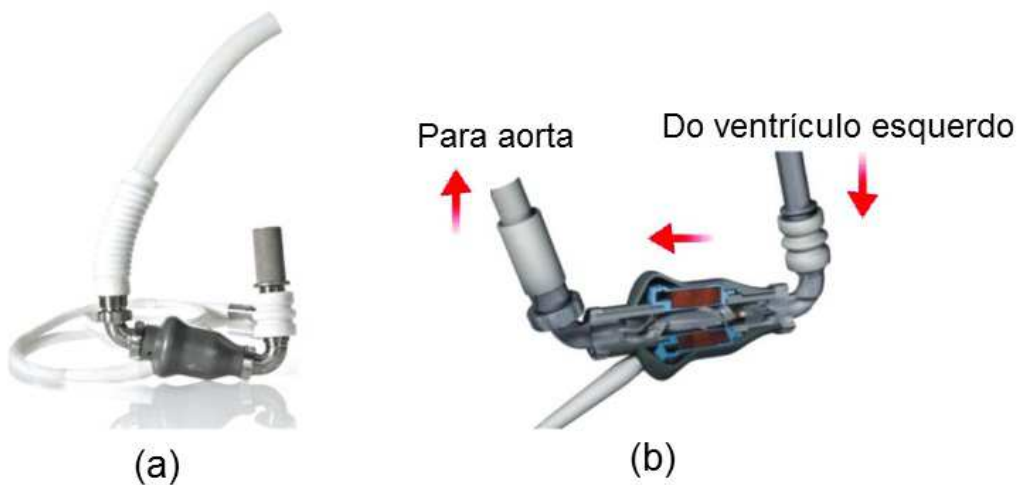


Figura 2.20: Imagem de uma bomba axial: (a) *Heart Mate II*, do fabricante Thoratec Corporation, Califórnia – EUA; (b) direção do fluxo sanguíneo no interior da bomba (Fonte: Thoratec Corporation [59]).

- bomba centrífuga: o elemento rotativo atua como um disco de fiação com lâminas, o que significa que o fluido é jogado tangencialmente fora das pontas da lâmina (disposição ortogonal entre os conectores de entrada e saída da bomba), como observado na Fig. 2.21.

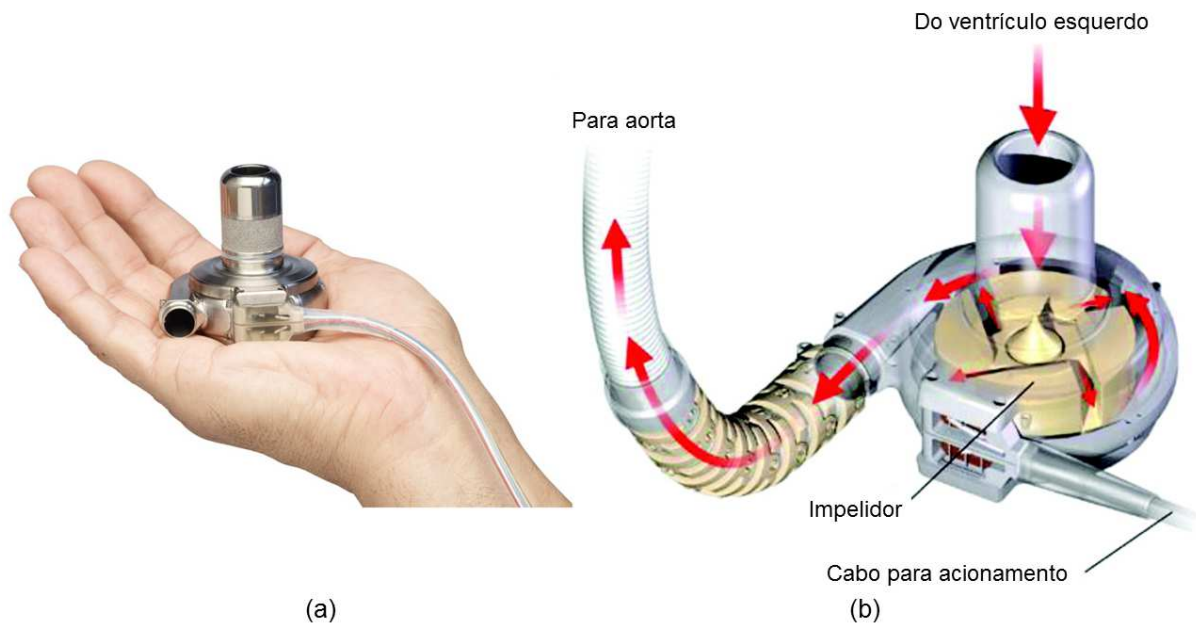


Figura 2.21: Imagem de uma bomba centrífuga: (a) *Heartware HVAD*, do fabricante *Heartware International, Medtronic Inc.*, Massachusetts, EUA; (b) direção do fluxo sanguíneo no interior da bomba (Fonte: *Medtronic* [60]).

Quanto à suspensão do impelidor da bomba, pode-se ter do tipo [12]:

- mecânica: o impelidor é suspenso por enrolamentos mecânicos em superfícies esféricas girando em soquetes;
- hidrodinâmica: o impelidor é suspenso por meio do levantamento de forças de fluido em filmes finos e fluidos de sangue que separam o rotor e a caixa da bomba, baseada no movimento relativo das superfícies;
- eletromagnética: suspende o impelidor da bomba usando eletroímãs;
- ímãs permanentes: suspendem o impelidor pelo acoplamento magnético entre os ímãs no rotor e a caixa de bomba, de tal forma que as forças magnéticas mudam continuamente com a posição do impelidor.

Dentre os tipos de bomba rotativa, tem-se a bomba de sangue rotativa centrífuga extracorpórea com acoplamento magnético, objeto de estudo nessa tese de doutorado. As bombas rotativas centrífugas têm como vantagem o tamanho reduzido; além de que o acoplamento magnético

provoca menos fricção com sangue, gerando uma produção menor de calor e, portanto, menor formação de trombos e de ocorrência de hemólise [61]. Nesse tipo de DAV, a caixa da bomba e o impelidor são feitos de policarbonato, enquanto que o motor elétrico é contido em uma estrutura metálica denominada cabeçote, conforme exemplificado na Fig. 2.22(a).

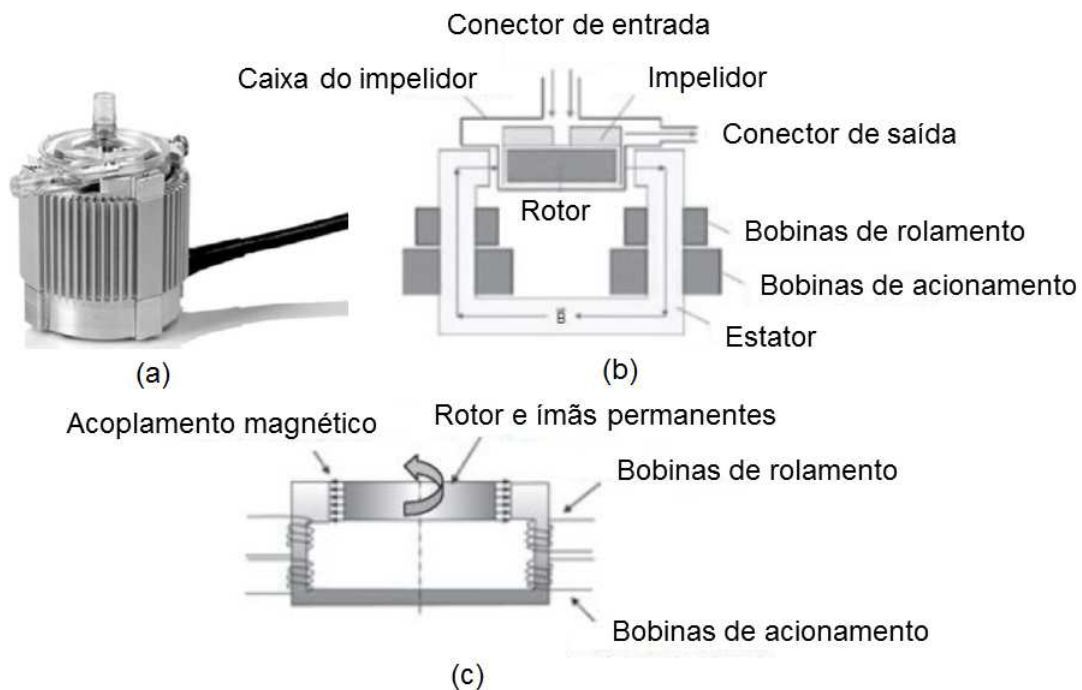


Figura 2.22: Imagem do DAV do tipo bomba rotativa: (a) bomba *Thoratec PediMag* (Fabricante: *Thoratec Corporation*, Califórnia – EUA); (b) representação esquemática da estrutura e (c) esquema do sistema de levitação magnética (Adaptado de: Hoshi *et al.* [62]).

O rotor do motor elétrico, que está conectada a ímãs permanentes, é suspenso e rodeado por oito núcleos de ferro em forma de L (quatro pares), com as bobinas de acionamento e de levitação em conjunto, conforme apresentada na Fig. 2.22(b). A posição do rotor e a velocidade de rotação são controladas continuamente por um sistema de acionamento externo em direções radiais de entrada/saída. O movimento do impelidor da bomba é suspenso passivamente com o fluxo de polarização entre o rotor e o estator do motor elétrico [62], como apresentada na Fig. 2.22(c).

No que se refere ao modo de funcionamento, as bombas de sangue rotativas podem operar em quatro modos distintos [63]:

- regurgitação (PR): esse modo ocorre durante a diástole e com baixa velocidade da bomba, quando a diferença de pressão gerada em seus terminais é menor que a diferença de pressão entre a aorta e o ventrículo esquerdo.

- ejeção ventricular (VE): esse modo ocorre durante a sístole e com o aumento da velocidade da bomba, tendo o fluxo da bomba positivo durante todo o ciclo cardíaco.
- oclusão da válvula aórtica (ANO): nesse modo, a pressão máxima do ventrículo esquerdo é menor do que a pressão aórtica e, portanto, incapaz de abrir a válvula aórtica (fluxo nulo).
- colapso da parede do ventrículo (VC): nesse modo, o fluxo da bomba cai rapidamente devido à obstrução da cânula de entrada da bomba causada pelo evento de sucção, com a velocidade da bomba relativamente alta.

É importante enfatizar que no 1º e 2º modo de operação, consegue-se ter uma pulsatilidade da pressão ventricular esquerda, da pressão aórtica, do fluxo e da velocidade da bomba. Da transição do 3º em diante, essa pulsatilidade diminuiu com o aumento da velocidade da bomba.

Para verificar os modos de operação da RBP antes de implantá-la em um paciente, diversos tipos de testes devem ser realizados, que podem ser: testes *in silico*, quando os ensaios são feitos em ambiente computacional; testes *in vitro*, quando os ensaios são feitos em bancada experimental; ou testes *in vivo*, quando os ensaios são feitos em animais, tipicamente com porcos e bezerras. No caso dos testes do tipo *in silico*, é utilizada a modelagem computacional do SCH, conforme apresentada na Seção 2.3.

2.3 Modelagem do sistema cardiovascular

Conceitualmente, modelo é uma abstração da realidade. Na área de engenharia de controle, modelo é um conjunto de equações diferenciais que descrevem o comportamento dinâmico do processo. Por exemplo, um modelo pode ser obtido usando os princípios físicos ou por meio de testes de um protótipo de dispositivo, medindo sua resposta a determinadas entradas e usando os dados para construí-lo [64].

Os modelos matemáticos do SCH são muito úteis para a compreensão das características hemodinâmicas, dos mecanismos que influenciam na função do sistema circulatório e dos processos fisiológicos associados. Esses modelos podem ser classificados em termos do domínio estudado e da dimensão representada, de acordo com a precisão requerida na pesquisa.

No que se refere à análise por dimensões, o SCH pode ser representado por modelos de 0D a 3D. O modelo 0D, também conhecido como modelo a parâmetros concentrados, assume

uma distribuição uniforme das variáveis fundamentais (pressão, fluxo e volume) em qualquer compartimento específico (órgão, ou parte de recipiente do vaso) do modelo, a qualquer instante no tempo. Já os modelos de dimensões superiores, como 1D, 2D ou 3D, são designados como modelos a parâmetros distribuídos devido ao fato de analisarem a variação destes parâmetros no espaço [22], conforme apresentado na Fig. 2.23.

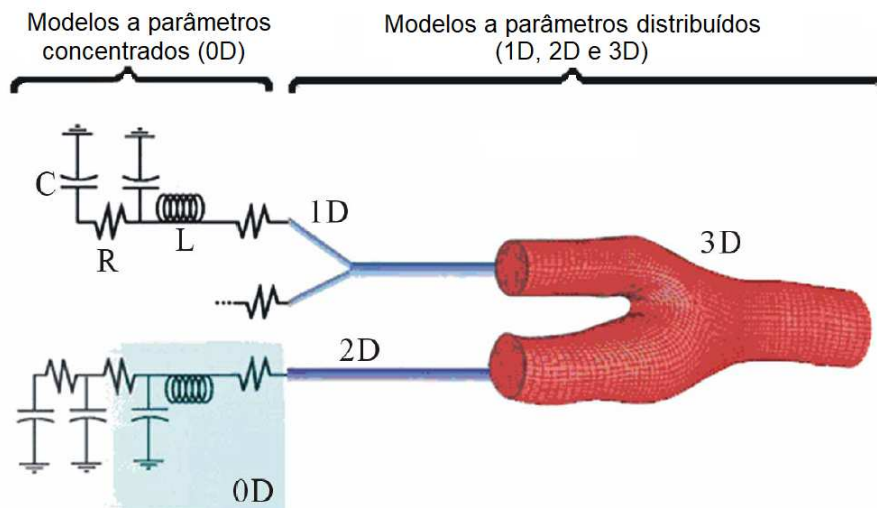


Figura 2.23: Representação genérica dos modelos 0D, 1D, 2D e 3D para o SCH (Adaptado de: Kokalari *et al.* [20]).

O uso de modelos 3D é necessário para uma descrição complexa do fluxo sanguíneo em bifurcações dos vasos, através de válvulas cardíacas, ventrículos internos, exigindo um custo computacional elevado. Os modelos 2D são apropriados para usar quando as mudanças radiais da velocidade de fluxo em um tubo com simetria axial são requisitadas. Os modelos 1D, onde o efeito de transporte de ondas é facilmente representado, descreve a variação da velocidade de fluxo através do comprimento do vaso sanguíneo [22].

A modelagem 0D é amplamente adotada em pesquisas sobre a modelagem do SCH devido ao fato de utilizar um número reduzido de parâmetros para simular a hemodinâmica global do sistema, como mudanças nas taxas de pressão e fluxo, o que é uma grande vantagem em comparação com modelos dimensionais elevados [20,22]. Esse tipo de modelo também é capaz de reproduzir eventos patológicos e fisiológicos por meio de alterações paramétricas, e pode ser composto por diferentes compartimentos do SCH como lados esquerdo e direito do coração, circulação arterial e venosa sistêmica e circulação arterial e venosa pulmonar. Modelos 0D também possibilitam descrever a dinâmica de DAVs em testes *in silico*, não sendo necessária uma versão física do dispositivo para

avaliação de desempenho.

Vários estudos recentes usaram modelos de parâmetros concentrados para representar o sistema cardiovascular e testar o desempenho das técnicas de controle [16–19]. Neste caso, esse tipo de modelagem apresenta grande relevância, uma vez que é possível obter facilmente o projeto de uma lei de controle fisiológico baseada em modelos 0D, no qual pode-se abrir mão de maiores detalhes do SCH em função de uma formulação adequada do problema de controle de assistência ventricular. Por isso, nesta tese de doutorado a dinâmica do SCH e de DAVs é descrita com base nos modelos 0D, melhor descritos na Subseção 2.3.1.

2.3.1 Modelos a parâmetros concentrados - 0D

O modelo a parâmetros concentrados assume uma distribuição uniforme na pressão, fluxo e volume em qualquer compartimento do modelo, a qualquer instante no tempo. Nesse tipo de modelagem, aplica-se o conceito que um sistema hidráulico (no caso, o SCH) possui um circuito elétrico análogo e vice-versa. Os principais componentes de circuito são [65]:

- os *resistores* (Fig. 2.24(a)), que representam a viscosidade do vaso sanguíneo, ou seja, a resistência que o vaso sanguíneo oferece à passagem do sangue;
- os *capacitores* (Fig. 2.24(b)), que representam a complacência dos grandes vasos, os quais têm a capacidade de armazenar grandes volumes de sangue;
- os *indutores* (Fig. 2.24(c)), representam a inércia do sangue nos vasos, ou seja, a tendência do sistema em resistir às mudanças no fluxo sanguíneo;
- os *diodos* (Fig. 2.24(d)), que representam as válvulas cardíacas, por permitirem a passagem de fluxo em apenas um sentido;
- os *capacitores variáveis*: representam a elastância dos átrios e/ou ventrículos, ou seja, corresponde à elasticidade das câmaras no processo de deformação.

Cada compartimento do modelo 0D do SCH referente aos vasos sanguíneos pode ser representado por um modelo *Windkessel*, expressão alemã traduzida como uma "câmara de ar". Esse termo é decorrente da observação do fisiologista alemão Otto Frank que os antigos sistemas utilizados

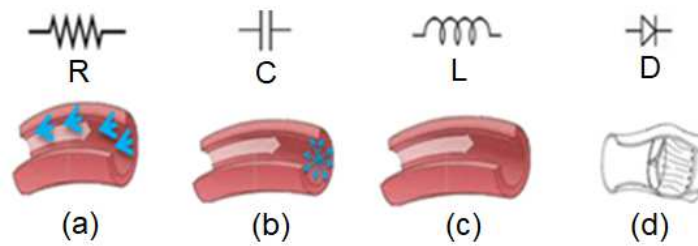


Figura 2.24: Representação genérica dos componentes análogos elétricos: (a) resistor - viscosidade do vaso sanguíneo; (b) capacitor - complacência do vaso sanguíneo; (c) indutor - inércia do vaso sanguíneo; (d) diodo - válvula cardíaca (Adaptado de: Ceballos [65]).

pelos bombeiros para o bombeamento de água era análogo ao funcionamento do bombeamento do coração. Dessa forma, o ventrículo esquerdo funciona como a bomba, a aorta e outras grandes artérias funcionam como a câmara de ar e os vasos periféricos podem ser representados por tubos rígidos [66], como pode ser observado na Fig. 2.25.

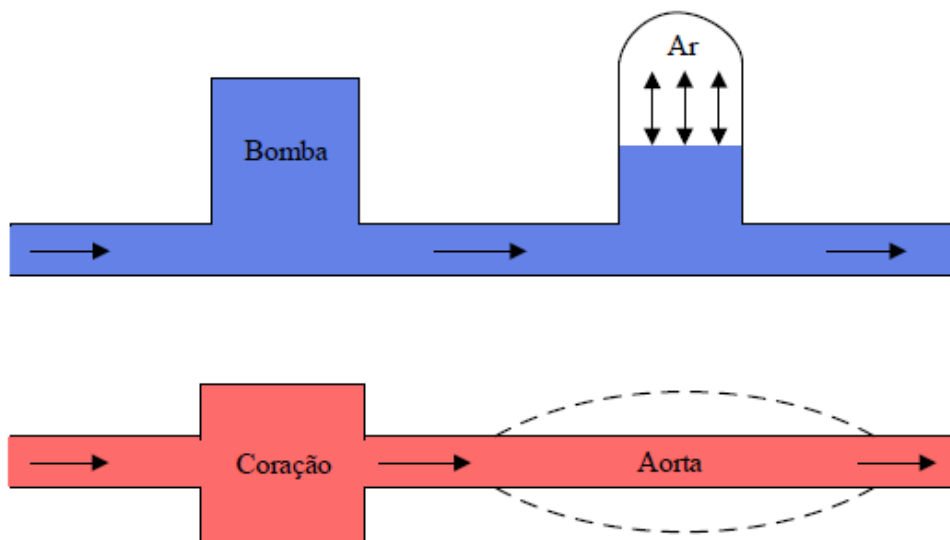


Figura 2.25: Comparação entre o bombeamento de água utilizando câmaras de ar e o bombeamento do coração, em que a cor azul representa a água; a cor vermelha representa o sangue que o coração bombeia e as setas indicam o sentido do fluxo (Fonte: Sousa [67]).

Esta analogia resultou em três tipos de modelos [66, 68]:

- modelo de Windkessel de dois elementos (2-WK) (Fig. 2.26(a)), que consiste em um circuito elétrico com um capacitor e um resistor, em que o capacitor representa as propriedades de armazenamento das grandes artérias e o resistor representa a natureza dissipativa dos pequenos vasos periféricos;

- modelo de Windkessel de três elementos (3-WK) (Fig. 2.26(b)), em que foi introduzida uma resistência adicional R_C no modelo Windkessel de dois elementos, para representar a impedância característica da rede arterial e melhorar a representação do modelo em alta frequência;
- modelo de Windkessel de quatro elementos (4-WK) (Fig. 2.26(c)), em que foi introduzido um indutor L em série com o resistor R_C para incorporar o efeito da inércia do sangue e melhorar a precisão da modelagem do sistema.

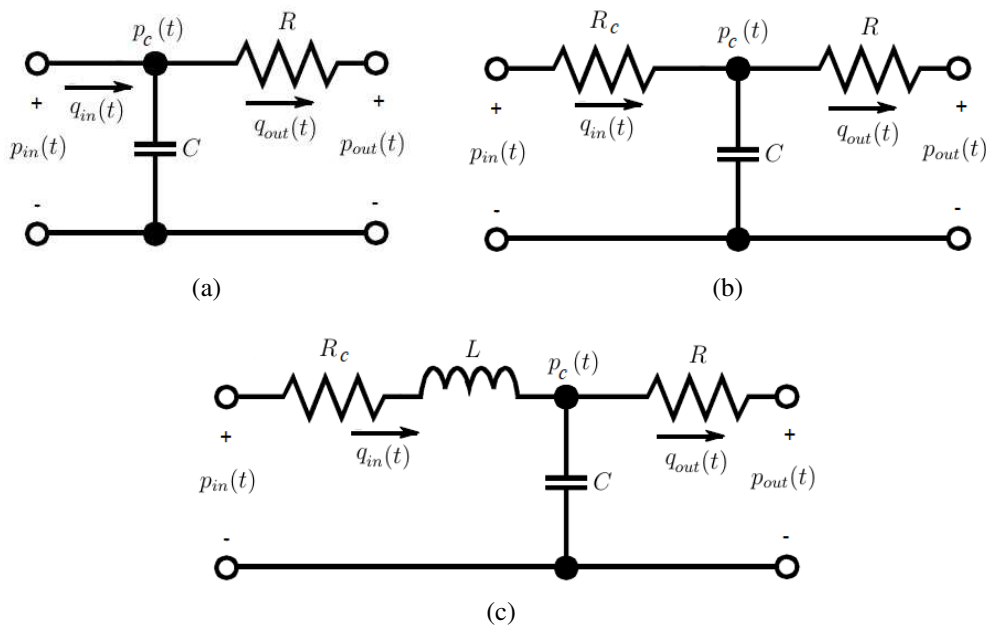


Figura 2.26: Modelo de Windkessel: (a) 2-WK; (b) 3-WK e (c) 4-WK. Legenda: C = complacência do vaso sanguíneo no compartimento, R = resistência do vaso sanguíneo no compartimento, R_C = impedância característica do vaso sanguíneo no compartimento, L = inércia do vaso sanguíneo no compartimento, $q_{in}(t)$ e $q_{out}(t)$ = fluxo de entrada e de saída no compartimento, $p_c(t)$ = pressão no vaso sanguíneo, $p_{in}(t)$ e $p_{out}(t)$ = pressão de entrada e de saída no compartimento.

Outro tipo de modelo essencial para a modelagem 0D do SCH é o modelo que representa os lados do coração, contendo duas câmaras (átrio e ventrículo) e válvulas cardíacas, como apresentado na Fig. 2.27. Este modelo possui características não-lineares, pois incorpora duas válvulas, eletricamente modeladas como diodos, e um volume de ventrículo dependente da função elastância, eletricamente modelada como um capacitor variável. Já o átrio é modelado como uma complacência linear, uma vez que possui contratilidade inferior à do ventrículo [69].

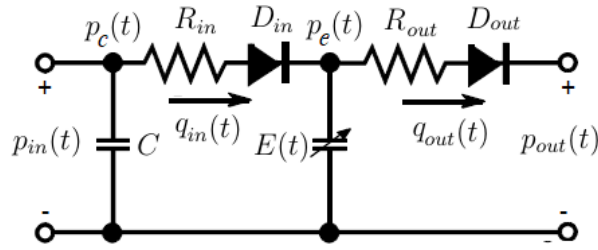


Figura 2.27: Modelo 0D de um dos lados do coração. Legenda: C = complacência do átrio, $E(t)$ = elastância do ventrículo, R_{in} e R_{out} = resistências na passagem de fluido entre câmaras, D_{in} e D_{out} = válvulas cardíacas na entrada e na saída das câmaras, $p_c(t)$ = pressão no átrio, $p_e(t)$ = pressão no ventrículo.

Cada compartimento do modelo 0D do SCH representa a conservação de massa e de momento, complementada por uma equação de equilíbrio algébrico relacionando a pressão e o volume. O fluxo $q(t)$ em cada compartimento linear é função das pressões em nós consecutivos e a resistência entre esses nós, de acordo com a Eq. (2.1).

$$q(t) = \frac{p_1(t) - p_2(t)}{R} \quad (2.1)$$

onde: $p_1(t)$ é a pressão sanguínea no nó de entrada e $p_2(t)$ é a pressão sanguínea no nó de saída, R representa a resistência do vaso sanguíneo. Por exemplo, no modelo 2-WK na Fig. 2.26a, tem-se que: $q_{out}(t) = \frac{p_{in}(t) - p_{out}(t)}{R}$, com $p_1(t) = p_{in}(t) = p_c(t)$, $p_2(t) = p_{out}(t)$ e $q(t) = q_{out}(t)$.

Nos compartimentos não-lineares devido à presença das válvulas cardíacas, o fluxo é reescrito conforme a Eq. (2.2). Se o valor de D_i for igual a 1, indica a abertura da válvula; e se for igual a 0 (caso contrário), indica o fechamento da válvula. Vale ressaltar que o movimento imediato de abertura e fechamento das válvulas representa o comportamento de uma válvula ideal.

$$q(t) = D_i \left(\frac{p_1(t) - p_2(t)}{R} \right)$$

$$D_i = \begin{cases} 1, & (p_1(t) - p_2(t)) > 0 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (2.2)$$

onde: D_i representa os estados de abertura e fechamento da válvula cardíaca, que pode ser a válvula mitral (D_m), aórtica (D_a), tricúspide (D_t) ou pulmonar (D_p), dependendo do compartimento analisado. Por exemplo, para as válvulas do modelo de ventrículo na Fig. 2.27, tem-se que:

$$q_{in}(t) = D_{in} \left(\frac{p_{in}(t) - p_e(t)}{R_{in}} \right) \text{ e } q_{out}(t) = D_{out} \left(\frac{p_e(t) - p_{out}(t)}{R_{out}} \right).$$

A combinação dos estados desses diodos representam as quatro fases do ciclo cardíaco, como pode ser visto na Tabela 2.1.

Tabela 2.1: Fases do ciclo cardíaco.

Fases	D_m	D_a	D_t	D_p
Enchimento	1	0	1	0
Contração Isovolumétrica	0	0	0	0
Ejeção	0	1	0	1
Relaxamento Isovolumétrico	0	0	0	0

A taxa de variação do volume sanguíneo, $\frac{dV(t)}{dt}$, é igual à diferença entre o fluxo de entrada, $q_{in}(t)$, e o fluxo de saída, $q_{out}(t)$, de cada compartimento, conforme a Eq. (2.3).

$$\frac{dV(t)}{dt} = q_{in}(t) - q_{out}(t) \quad (2.3)$$

Já nos compartimentos inerciais do sangue no interior das artérias, a taxa de variação do fluxo sanguíneo é dada conforme a Eq. (2.4).

$$\frac{dq(t)}{dt} = \frac{p_1(t) - p_2(t) - Rq(t)}{L} \quad (2.4)$$

onde: L representa a inertância do vaso sanguíneo nesse compartimento.

A pressão sanguínea presente em cada nó é obtida em função dos volumes, tendo relação inversa com a complacência dos vasos sanguíneos e relação direta com a elastância dos ventrículos, conforme expresso nas Eqs. (2.5) e (2.6), respectivamente.

$$p_c(t) = \frac{V(t) - V_o}{C} \quad (2.5)$$

$$p_e(t) = E(t)(V(t) - V_o) \quad (2.6)$$

onde: $p_c(t)$ é a pressão sanguínea no vaso sanguíneo, $p_e(t)$ é a pressão sanguínea no ventrículo, $V(t)$ é o volume de sangue, V_o é o volume de sangue inicial, C representa a complacência do vaso sanguíneo e $E(t) = \frac{1}{C(t)}$ representa a elastância do ventrículo.

A elastância é calculada usando a função de ativação, cuja finalidade é descrever as fases de contração e relaxamento nos ventrículos. Ela pode ser equacionada de acordo com cada modelo adotado, levando em consideração os tempos de sístole e diástole. Por exemplo, em Simaan *et*

al. [16] a elastância $E(t)$ representada na Fig. 2.28, é expressa de acordo com a Eq. (2.7).

$$E(t) = (E_{max} - E_{min})E_n(t_n) + E_{min} \quad (2.7)$$

onde: E_{min} e E_{max} são as amplitudes mínima e máxima da elastância, $E_n(t_n)$ é a função de ativação normalizada no tempo e na amplitude, sendo representada pela chamada função *double hill* representada pela Eq. (2.8).

$$E_n(t_n) = 1,55 \cdot \left[\frac{\left(\frac{t_n}{0,7}\right)^{1,9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0,7}\right)^{1,9}} \right] \cdot \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{t_n}{1,17}\right)^{21,9}} \right] \quad (2.8)$$

onde: $t_n = t/T_c$ é o tempo normalizado para um ciclo cardíaco, sendo T_c o intervalo de tempo referente à duração de um ciclo cardíaco e calculado como $T_c = \frac{60}{HR}$, sendo HR igual à frequência cardíaca, dada em batimentos por minuto (bpm).

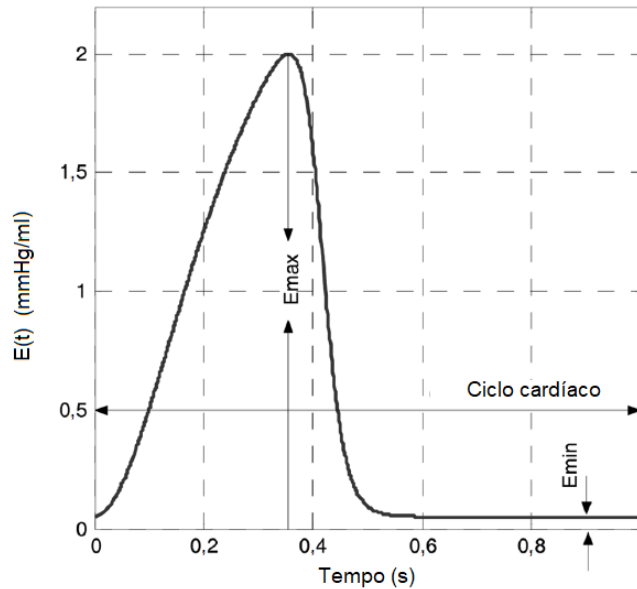


Figura 2.28: Representação da função $E(t)$ no ventrículo esquerdo (Fonte: Simaan *et al.* [16]).

Outro exemplo de representação da elastância foi proposta por Bozkurt *et al.* [70], conforme expressa na Eq. (2.9).

$$E_j(t) = E_{d_j} + \left[\frac{E_{s_j} - E_{d_j}}{2} \right] E_m(t_m), j \in (lv,rv) \quad (2.9)$$

onde: E_{s_j} é a elastância do ventrículo no período sistólico; E_{d_j} é a elastância do ventrículo em

período diastólico, nos ventrículos esquerdo e direito; $E_m(t_m)$ é a função de ativação normalizada.

Diferentemente da função *double hill*, a função de ativação normalizada nesse modelo é representada por um conjunto de cossenos para descrever o funcionamento dos ventrículos, de acordo com a Eq. (2.10).

$$E_m(t_m) = \begin{cases} 1 - \cos\left(\frac{\pi t_m}{T_s}\right), & 0 \leq t_m < T_s \\ 1 + \cos\left[\frac{\pi(t_m - T_s)}{T_d - T_s}\right], & T_s \leq t_m < T_d \\ 0, & T_d \leq t_m < T_c \end{cases} \quad (2.10)$$

onde: $t_m = \text{mod}(t, T_c)$ é o instante modular para um ciclo cardíaco, T_c é o período cardíaco, dado por $T_c = \frac{60}{\text{HR}}$, com HR é a frequência cardíaca, T_s é a duração da sístole ventricular, T_d é a duração da diástole ventricular.

2.4 Considerações finais

Neste capítulo, uma revisão bibliográfica sobre a fisiologia cardíaca humana foi apresentada, abordando os tópicos relevantes nessa área de conhecimento. Além de retratar a condição saudável do SCH, mais detalhes foram descritos acerca da insuficiência cardíaca, que é uma das principais doenças associadas à implantação de DAVs.

Uma visão geral sobre DAVs foi apresentada, destacando peculiaridades referentes ao princípio de funcionamento e as características evolutivas, tendo-se a bomba de sangue rotativa com amplo uso clínico nos dias atuais. Além disso, os conceitos sobre a modelagem do SCH foram apresentados, com enfoque nos modelos 0D que são baseados em circuitos elétricos análogos.

No capítulo seguinte, será apresentado o sistema de controle fisiológico proposto neste trabalho, considerando como planta o acoplamento dos modelos 0D do DAV e do SCH na faixa etária adulta, ambos disponíveis na literatura, para servir como base no projeto do controlador fisiológico na faixa etária pediátrica.

Capítulo 3

Formulação do problema de controle

Neste capítulo, o desenvolvimento de um sistema de controle fisiológico para bombas de sangue rotativas é descrito, para restaurar a energia hemodinâmica basal de pacientes na condição de insuficiência cardíaca, e assim, melhorar a qualidade de vida desses pacientes assistidos por este tipo de dispositivo.

3.1 Introdução

No campo da medicina, a regulação fisiológica pode ser entendida como um conjunto de componentes biológicos com diferentes níveis de complexidade para se manter a *homeostasia*, isto é, manter as condições fisiológicas em equilíbrio das quais o organismo necessita para realizar suas funções adequadamente. Geralmente, esse tipo de regulação apresenta níveis de acoplamento ou interações com outros processos biológicos [1, 29]. No caso do SCH acoplado a um DAV, mais incertezas, perturbações, não-linearidades e restrições são incluídas.

O termo *sistema de controle fisiológico* nesta tese de doutorado refere-se a um sistema de controle projetado a partir de técnicas de engenharia de controle, que seja capaz de regular automaticamente o modo de operação dos DAVs em resposta às mudanças no sistema cardiovascular do paciente, conforme representado na Fig. 3.1. O projeto da lei de controle envolve a seleção de uma ou mais variáveis controladas, que podem ser medidas e/ou estimadas a partir do sistema cardiovascular ou da bomba de sangue rotativa. O especialista fornece os pontos de ajuste, que são as entradas de referência para o controlador. Assim, as especificações de desempenho

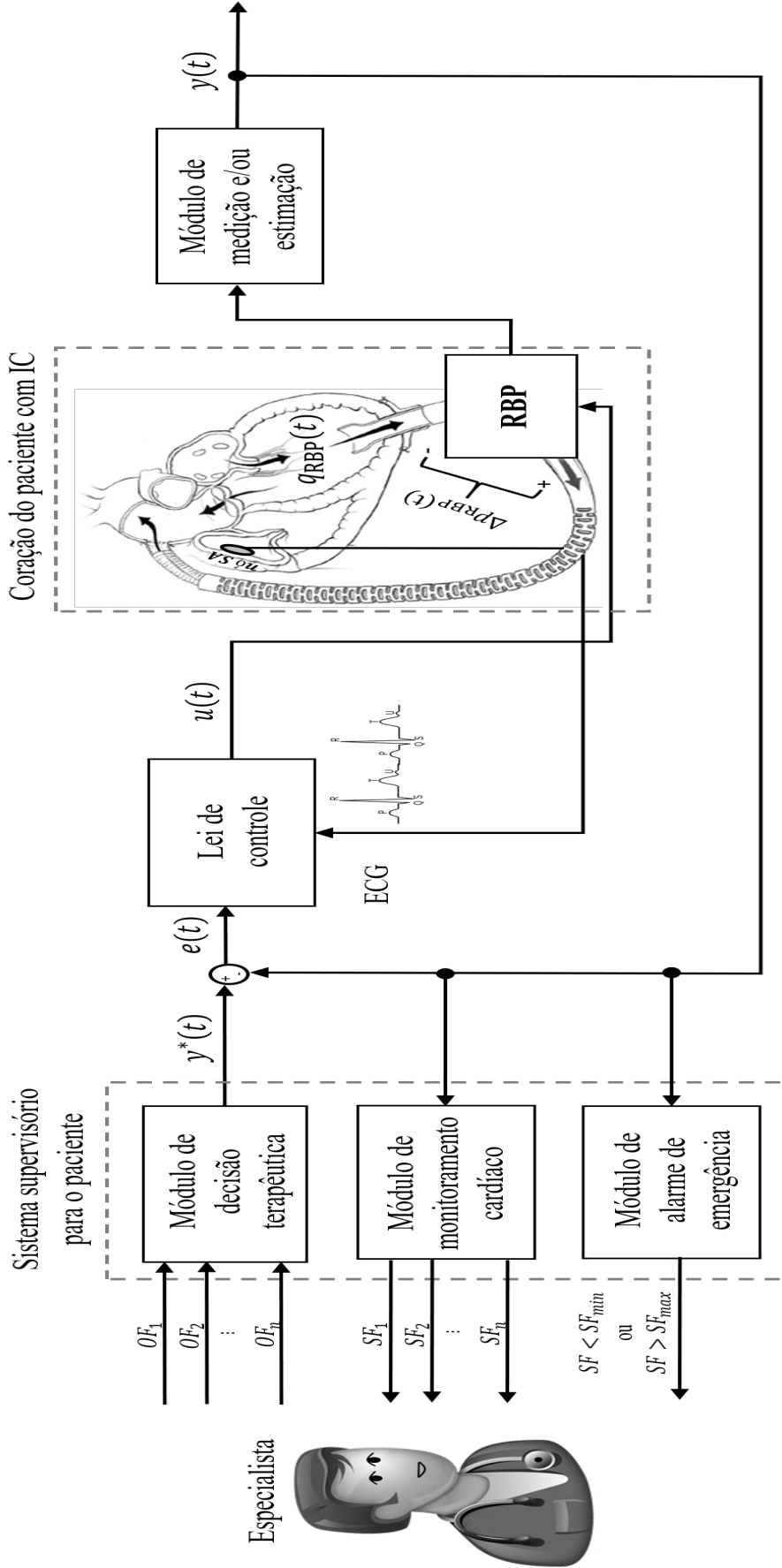


Figura 3.1: Representação de um sistema de controle fisiológico. Legenda: $y^*(t)$ = sinal de referência fisiológica específica para o paciente; $e(t)$ = erro de controlador; $y(t)$ = variável controlada, que pode ser medida ou estimada do SCH ou da RBP ($q_{RBP}(t)$ = fluxo da bomba, $\Delta p_{RBP}(t)$ = diferença de pressão nos terminais da bomba); $u(t)$ = sinal de controle; $OF_i, i \in \{1, \dots, n\}$ = objetivo fisiológico do especialista; $SF_i, i \in \{1, \dots, n\}$ = sinais fisiológicos do paciente, com os limites de segurança entre o valor mínimo (SF_{min}) e o valor máximo (SF_{max}).

típicas na teoria de controle clássica devem ser estendidas para acomodar os objetivos fisiológicos relacionados as variáveis hemodinâmicas [71].

O sistema de controle fisiológico deve ser responsável pela redução no número de intervenções humanas durante a regulação dos níveis das variáveis hemodinâmicas em um paciente com IC assistido por DAV. No entanto, grande parte dos profissionais envolvidos nesse tipo de tratamento não conhecem os fundamentos sobre controle automático, utilizando o termo "modo de controle" para um modo específico de operação de DAVs, não sendo um controle em malha fechada entre a bomba e o paciente [72].

No modo convencional de operação dos DAVs do tipo bomba rotativa, a velocidade de rotação da bomba é ajustada manualmente por um especialista. Neste caso, o especialista verifica os sinais fisiológicos do paciente e os parâmetros da bomba, e faz ajustes na velocidade de rotação, de forma a redefinir esses parâmetros para se alcançar valores de referência clinicamente relevantes. No modo de controle automático, a forma mais usual de projetar os sistemas de controle fisiológicos é regular o valor médio das variáveis do sistema em torno de um valor constante adotado como referência [73].

O controle da velocidade de rotação constante é amplamente utilizado, no qual é definido um valor fixo de velocidade de referência, para que seja alcançado durante a operação da bomba de sangue. No modo de velocidade de rotação constante, o fluxo da bomba é maior durante o período de sístole (contração ventricular). No modo de velocidade de rotação variável, a modulação da velocidade da bomba é incorporada na malha de controle, que pode ser no modo de *contra-pulsção* ou no modo de *co-pulsção*. A modulação de velocidade com contra-pulsção, aumenta a velocidade da bomba no período de diástole; com isso, o fluxo da bomba e a pressão arterial também aumentam na diástole, reduzindo a amplitude do pulso de pressão. A modulação de velocidade com co-pulsção, por outro lado, aumenta a velocidade da bomba no período de sístole; conseqüentemente, o fluxo da bomba e a pressão arterial também aumentam na sístole, elevando a amplitude do pulso de pressão [57].

A variação da velocidade de rotação da bomba em sincronia com o funcionamento do coração nativo, seja no modo de co-pulsção ou contra-pulsção, produz o efeito de pulsatilidade no fluxo de saída do DAV. Então, a aplicação desse efeito em DAVs do tipo bomba rotativa é mais vantajosa para o paciente quando comparado ao suporte no modo contínuo, que produz um fluxo sanguíneo com baixa ou nenhuma pulsatilidade na saída do dispositivo.

A pulsatilidade reduzida em pacientes que são assistidos por bombas rotativas pode resultar nas seguintes complicações clínicas: (1) sangramento gastrointestinal; (2) malformação arteriovenosa; (3) hemólise; (4) trombose; (5) insuficiência da válvula aórtica; (6) derrames hemorrágicos; etc. [74–76]. Além disso, a aplicação de uma velocidade de rotação constante resulta em um controle limitado sobre a carga de trabalho do coração. De acordo com Ündar [13], a principal vantagem de se possuir pulsatilidade na bomba está na melhoria significativa nos níveis de perfusão sanguínea em órgãos vitais como o cérebro, os rins e até mesmo no próprio miocárdio.

Sistemas de controle por realimentação têm sido propostos na literatura para cumprir objetivos fisiológicos usando RBPs. Em Giridharan *et al.* [77], Wu *et al.* [14] e Mansouri *et al.* [78] foram projetados sistemas de controle para regulação de pressão na bomba rotativa, em relação à pré-carga, pós-carga ou diferencial de pressão. Apesar do controle de pressão para pacientes com RBPs ser importante no cenário clínico, devido maximizar o bombeamento do dispositivo e possibilitar uma decompressão adequada do ventrículo esquerdo [79], os autores desses trabalhos propuseram um valor constante de referência para a malha de controle, diminuindo a pulsatilidade arterial e consequentemente, a energia hemodinâmica do paciente.

Em Lim *et al.* [80], Bozkurt *et al.* [81] e Rüschen *et al.* [82] foram propostos controladores fisiológicos para regulação de fluxo da bomba rotativa, com perfis de modulação da variável de controle para verificar melhorias na pulsatilidade durante o suporte com RBP. Entretanto, o controle de fluxo demanda métodos invasivos e sensores caros para as medições de fluxo. Além disso, a estimação de fluxo requer a medição precisa de outras variáveis do processo, não sendo intuitivo para o especialista. Os índices de pulsatilidade usados nesses trabalhos quantificam apenas a presença de pulsatilidade nos sinais. Os autores não utilizaram os índices nas fases de projeto ou ajuste do controlador fisiológico, e essa aplicação seria essencial para garantir a pulsatilidade necessária nos terminais da bomba rotativa durante a assistência ventricular.

Nesse contexto, nesta tese de doutorado tem como objetivo desenvolver um sistema de controle fisiológico para RBPs utilizados como DAVs. A lei de controle proposta usa índices de pulsatilidade como uma ferramenta de síntese de projeto do controlador fisiológico. O uso desses índices permite a geração de uma diferença de pressão pulsátil na bomba rotativa como um sinal de referência no sistema de controle. Além disso, o sistema de controle fisiológico em operação permite a restauração das condições basais do paciente com base na análise de energia hemodinâmica.

3.2 Definição do modelo da planta

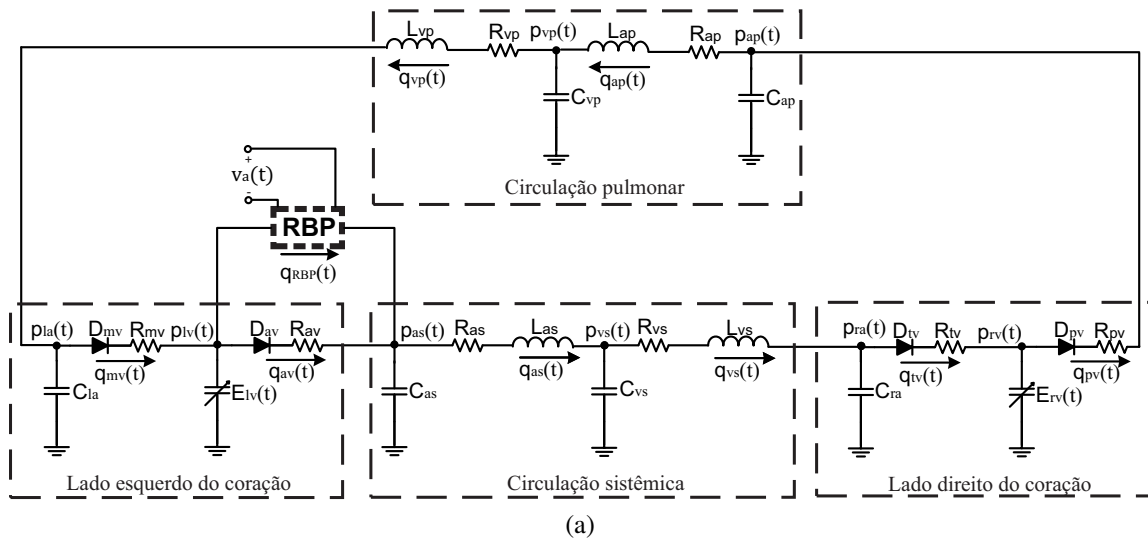
Modelos a parâmetros concentrados (0D) do SCH com IC e da RBP foram usados na definição do modelo da planta para o sistema de controle fisiológico, conforme apresentado nas Subseções 3.2.1 a 3.2.3. A nomenclatura de todos os parâmetros do modelo da planta são apresentados na Lista de Símbolos.

3.2.1 Modelo 0D do sistema cardiovascular humano (SCH)

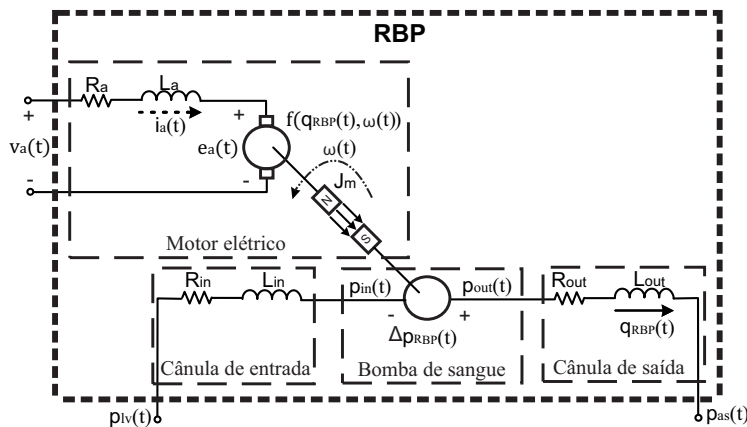
O modelo do SCH adotado para verificar a solução de controle proposta foi o modelo 0D descrito por Bozkurt *et al.* [81], que representa o SCH de um paciente na faixa etária adulta, contemplando os lados esquerdo e direito do coração, além das circulações sistêmica e pulmonar, conforme apresentado na Fig. 3.2(a). O circuito elétrico análogo é de 12^a ordem, com vetor de estados conforme a Eq. (3.1).

$$\mathbf{x}_{\text{SCH}}(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \\ x_4(t) \\ x_5(t) \\ x_6(t) \\ x_7(t) \\ x_8(t) \\ x_9(t) \\ x_{10}(t) \\ x_{11}(t) \\ x_{12}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{\text{la}}(t) \\ V_{\text{lv}}(t) \\ p_{\text{as}}(t) \\ p_{\text{vs}}(t) \\ p_{\text{ra}}(t) \\ V_{\text{rv}}(t) \\ p_{\text{ap}}(t) \\ p_{\text{vp}}(t) \\ q_{\text{as}}(t) \\ q_{\text{vs}}(t) \\ q_{\text{ap}}(t) \\ q_{\text{vp}}(t) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

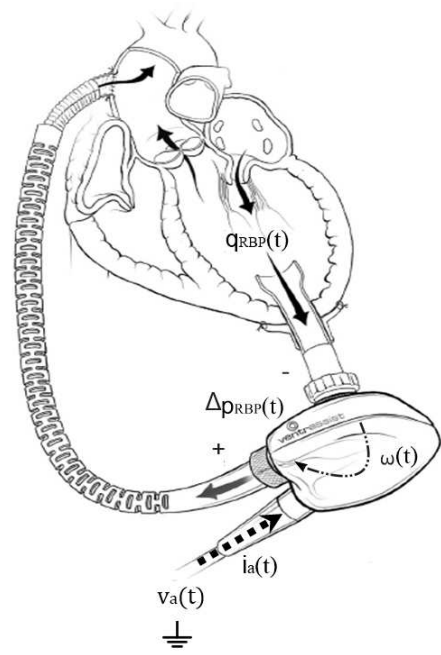
onde: $p_{\text{la}}(t)$ é a pressão no átrio esquerdo (mmHg), $V_{\text{lv}}(t)$ é o volume no ventrículo esquerdo (ml), $p_{\text{as}}(t)$ é a pressão arterial sistêmica (mmHg), $p_{\text{vs}}(t)$ é a pressão venosa sistêmica (mmHg), $p_{\text{ra}}(t)$ é a pressão no átrio direito (mmHg), $V_{\text{rv}}(t)$ é o volume no ventrículo direito (ml), $p_{\text{ap}}(t)$ é a pressão arterial pulmonar (mmHg), $p_{\text{vp}}(t)$ é a pressão venosa pulmonar (mmHg), $q_{\text{as}}(t)$ é o fluxo de sangue na circulação sistêmica arterial $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$, $q_{\text{vs}}(t)$ é o fluxo de sangue na circulação sistêmica venosa



(a)



(b)



(c)

Figura 3.2: Ilustração do modelo 0D de SCH acoplado ao modelo RBP: (a) modelo do SCH; (b) modelo do RBP; (c) acoplamento entre eles.

$\left(\frac{ml}{s}\right)$, $q_{ap}(t)$ é o fluxo de sangue na circulação pulmonar arterial $\left(\frac{ml}{s}\right)$ e $q_{vp}(t)$ é o fluxo de sangue na circulação pulmonar venosa $\left(\frac{ml}{s}\right)$.

Com este modelo é possível simular a condição basal e a condição de IC de um paciente. As anormalidades dos ventrículos esquerdo/direito, sejam elas congênicas (alterações morfológicas no coração presentes desde o nascimento) ou adquiridas (alterações funcionais causadas por doenças cardiovasculares), podem ser simuladas alterando os valores dos parâmetros do modelo do

SCH, como a elastância máxima do ventrículo, volume sistólico final/diastólico final, duração da sístole/diástole ventricular, ritmo cardíaco, etc.

Neste trabalho de tese, a condição de IC descrita foi associada a uma cardiomiopatia dilatada (DCM), que é uma anormalidade do músculo cardíaco, que causa principalmente a dilatação ventricular esquerda e disfunção sistólica do coração [33, 34]. Os parâmetros deste modelo especificados nas condições basal e de IC, e os valores do lado esquerdo do coração, circulação sistêmica, lado direito do coração e circulação pulmonar são apresentados nas Tabelas 3.1, 3.2, 3.3 e 3.4, respectivamente.

Tabela 3.1: Parâmetros para o lado esquerdo do coração do modelo 0D do SCH.

Parâmetro	Valor (Basal)	Valor (IC)	Unidade
C_{1a}	5,00	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
D_{mv}	0 or 1	-	-
R_{mv}	$5,00 \times 10^{-3}$	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
E_{siv}	2,50	0,50	$\frac{\text{mmHg}}{\text{ml}}$
E_{div}	0,10	-	$\frac{\text{mmHg}}{\text{ml}}$
D_{av}	0 or 1	-	-
R_{av}	$8,00 \times 10^{-3}$	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$

Tabela 3.2: Parâmetros para a circulação sistêmica do modelo 0D do SCH.

Parâmetro	Valor (Basal)	Valor (IC)	Unidade
C_{as}	1,50	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
R_{as}	1,00	1,40	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
L_{as}	$1,00 \times 10^{-5}$	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$
C_{vs}	82,50	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
R_{vs}	0,09	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
L_{vs}	$1,00 \times 10^{-5}$	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$

Tabela 3.3: Parâmetros para o lado direito do coração do modelo 0D do SCH.

Parâmetro	Valor (Basal)	Valor (IC)	Unidade
C_{ra}	5,00	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
D_{tv}	0 or 1	-	-
R_{tv}	$5,00 \times 10^{-3}$	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
E_{srv}	1,15	0,50	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
E_{drv}	0,10	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
D_{pv}	0 or 1	-	-
R_{pv}	$3,00 \times 10^{-3}$	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$

Tabela 3.4: Parâmetros para a circulação pulmonar do modelo 0D do SCH.

Parâmetro	Valor (Basal)	Valor (IC)	Unidade
C_{ap}	3,00	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
R_{ap}	$3,00 \times 10^{-3}$	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
L_{ap}	$1,00 \times 10^{-5}$	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$
C_{vp}	5,00	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
R_{vp}	0,07	-	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
L_{vp}	$1,00 \times 10^{-5}$	-	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$

Assumindo que o sangue seja incompressível, a conservação da massa define a taxa de variação do volume, que é calculada para cada um dos compartimentos arterial e venoso [22], de acordo com a Eq. (3.2).

$$\frac{dV_i(t)}{dt} = C_i \frac{dp_i(t)}{dt} = q_j(t) - q_k(t) \quad (3.2)$$

onde: $(i, j, k) \in [(la, vp, mv), (as, av, as), (vs, as, vs), (ra, vs, tv), (ap, pv, ap), (vp, ap, vp)]$, $V_i(t)$ é o volume; $p_i(t)$ é a pressão; C_i é a complacência do vaso e o fluxo de entrada ($q_j(t)$) ou de saída ($q_k(t)$) de um compartimento específico como expresso na Eq. (3.3).

$$q_i(t) = \frac{p_i(t) - p_j(t)}{R_i} + L_i \frac{dq_i(t)}{dt} \quad (3.3)$$

onde: $(i, j) \in [(as, vs), (vs, ra), (ap, vp), (vp, la)]$, R_i é a resistência e L_i é a inércia do vaso sanguíneo.

Para as câmaras cardíacas, a taxa de variação de volume e pressão nos átrios esquerdo e direito são calculados com base na Eq. (3.2). No caso dos ventrículos esquerdo ou direito, essas quantidades fisiológicas são determinadas pelas Eqs. (3.4) e (3.5), ou seja,

$$\frac{dV_i(t)}{dt} = q_j(t) - q_k(t) \quad (3.4)$$

$$p_j(t) = P_{j,0} + E_j(t)(V_j(t) - V_{j,0}), j \in (\text{lv}, \text{rv}) \quad (3.5)$$

onde: $(i, j, k) \in [(\text{lv}, \text{mv}, \text{av}), (\text{rv}, \text{tv}, \text{pv})]$, $P_{j,0}$ e $V_{j,0}$ são a pressão e o volume iniciais; $E_j(t)$ é a elastância nos ventrículos esquerdo e direito, dado pela Eq. (3.6).

$$E_j(t) = E_{d_j} + \left[\frac{E_{s_j} - E_{d_j}}{2} \right] E_m(t_m), j \in (\text{lv}, \text{rv}) \quad (3.6)$$

onde: E_{s_j} é a elastância do ventrículo no período sistólico; E_{d_j} é a elastância do ventrículo em período diastólico, nos ventrículos esquerdo e direito; $E_m(t_m)$ é a função de ativação normalizada, de acordo com a Eq. (3.7).

$$E_m(t_m) = \begin{cases} 1 - \cos\left(\frac{\pi t_m}{T_s}\right), & 0 \leq t_m < T_s \\ 1 + \cos\left[\frac{\pi(t_m - T_s)}{T_d - T_s}\right], & T_s \leq t_m < T_d \\ 0, & T_d \leq t_m < T_c \end{cases} \quad (3.7)$$

onde: $t_m = \text{mod}(t, T_c)$ é o instante modular para um ciclo cardíaco, T_c é o período cardíaco, dado por $T_c = \frac{60}{\text{HR}}$, com HR é a frequência cardíaca, T_s é a duração da sístole ventricular, T_d é a duração da diástole ventricular.

Se o coração se contrai, o sangue flui apenas em uma direção por meio das válvulas cardíacas. Então, o fluxo $q_i(t)$ para essas câmaras é calculado conforme expresso na Eq. (3.8).

$$q_i(t) = \frac{D_i(p_j(t) - p_k(t))}{R_i} \quad (3.8)$$

onde: $(i, j, k) \in [(\text{mv}, \text{la}, \text{lv}), (\text{av}, \text{lv}, \text{as}), (\text{tv}, \text{ra}, \text{rv}), (\text{pv}, \text{rv}, \text{ap})]$, D_i é uma função que descreve o funcionamento de um diodo ideal que representa uma válvula cardíaca. A função assume o valor igual a 1 se a válvula estiver aberta, ou igual a 0, se a válvula estiver fechada.

A partir dessas informações, foram realizados testes *in silico* com o modelo 0D do SCH.

Diferentes métodos numéricos e valores de passo de cálculo foram testados para resolver o conjunto das equações diferenciais, entretanto nesta tese de doutorado foi adotado o método Runge-Kutta de 4ª ordem (*ode4*) [83], com um passo de cálculo de 10^{-5} , devido poder computar o valor das inertâncias do modelo e apresentar melhor representação dos sinais hemodinâmicos.

Os valores dos sinais hemodinâmicos para as condições basais e de IC podem ser observados na Tabela 3.5.

Tabela 3.5: Resultados da simulação do modelo 0D do SCH para condições basais e de IC.

Parâmetro	Valor (Basal)	Valor (IC)	Unidade
p_{lves}	124,56	95,45	mmHg
p_{lved}	13,43	23,91	mmHg
p_{ases}	123,59	94,73	mmHg
p_{ased}	83,35	72,94	mmHg
V_{lves}	49,75	212,99	ml
V_{lved}	126,4	251,38	ml
HR	66,00	76,00	bpm
T_c	0,92	0,79	s
T_s	0,28	0,24	s
T_d	0,41	0,36	s
SV	77,00	38,00	ml
CO	5,08	2,88	$\frac{L}{min}$

3.2.2 Modelo 0D da bomba de sangue rotativa (RBP)

O modelo 0D adotado para RBP foi proposto por Lim *et al.* [84], que descreve a dinâmica da bomba VentrAssist™ (*Ventracor Ltd*, Sydney, Austrália), como apresentado na Fig. 3.2(b). Esta RBP é uma bomba centrífuga, de suspensão hidrodinâmica do impelidor, com acionamento elétrico e pertencente à terceira geração de DAVs [85]. Ela tem 22 ml de volume de ejeção, pesa 298 g, mede 60 mm de diâmetro e pode ser implantada em pacientes adultos e pediátricos. A velocidade de rotação da bomba é definida no intervalo nominal de 1800 a 3000 RPM, ou seja, 188,50 a 314,16 $\frac{rad}{s}$ [86, 87].

Esta bomba é modelada considerando três subsistemas: subsistema elétrico, referente à equação elétrica dos enrolamentos do motor; subsistema mecânico, referente à equação de transferência de torque eletromagnético; e subsistema hidráulico, referente à equação hidráulica da bomba. Neste caso, o circuito elétrico análogo é 3ª ordem, com vetor de estados conforme a Eq. (3.9).

$$\mathbf{x}_{\text{DAV}}(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_a(t) \\ \omega(t) \\ q_{\text{RBP}}(t) \end{bmatrix} \quad (3.9)$$

onde: $i_a(t)$ é a corrente de armadura (A), $\omega(t)$ é a velocidade de rotação da bomba $\left(\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right)$ e $q_{\text{RBP}}(t)$ é o fluxo sanguíneo que percorre na bomba rotativa $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$.

As equações diferenciais que representam os subsistemas elétrico, mecânico e hidráulico são expressas nas Eqs. (3.10), (3.11) e (3.12), respectivamente.

$$\frac{di_a(t)}{dt} = \frac{v_a(t) - R_a i_a(t) - k_e \omega_e(t)}{L_a} \quad (3.10)$$

onde: $v_a(t)$ é a tensão de armadura (V), $\omega_e(t)$ é a velocidade elétrica de rotação (rad/s), dado por $\omega_e(t) = 2\omega(t)$.

$$\begin{aligned} \frac{d\omega(t)}{dt} + c_{m_0} \omega(t) &= T_e(t) - T_l(t) \\ \frac{d\omega(t)}{dt} &= \frac{k_e i_a(t) - f(q_{\text{RBP}}(t), \omega(t))}{J_m} \end{aligned} \quad (3.11)$$

onde: $T_e(t)$ é o torque eletromagnético (N · m), $T_l(t)$ é o torque de carga (N · m), $f(q_{\text{RBP}}(t), \omega(t))$ é o torque líquido da bomba, dado por $f(q_{\text{RBP}}(t), \omega(t)) = c_{m_0} \omega(t) + T_l = c_{m_0} \omega(t) + c_{m_1} q_{\text{RBP}}^2(t) \omega(t) + c_{m_2} q_{\text{RBP}}(t) \omega^2(t) + c_{m_3} \omega^3(t)$.

$$\frac{dq_{\text{RBP}}(t)}{dt} = \frac{\Delta p_{\text{RBP}}(t) - \Delta p_{\text{SCH}}(t) - R_{\text{cni}} q_{\text{RBP}}(t)}{L_{\text{cni}}} \quad (3.12)$$

onde: $R_{\text{cni}} = R_{\text{in}} + R_{\text{out}}$ representa a resistência total das cânulas dependente do fluxo da bomba, $L_{\text{cni}} = L_{\text{in}} + L_{\text{out}}$ representa a inertância total das cânulas, $\Delta p_{\text{RBP}}(t)$ é a diferença de pressão entre os terminais de entrada e saída da bomba e $\Delta p_{\text{SCH}}(t)$ representa a diferença de pressão entre a aorta e o ventrículo esquerdo.

Os parâmetros do modelo, bem como os valores atribuídos, são apresentados na Tabela 3.6.

Tabela 3.6: Parâmetros do modelo 0D da RBP.

Parâmetro	Valor	Unidade
R_a	1,38	Ω
L_a	$4,39 \times 10^{-1}$	mH
k_e	$8,48 \times 10^{-3}$	$\frac{V \cdot s}{\text{rad}}$
J_m	$7,74 \times 10^{-6}$	$\text{kg} \cdot \text{m}^2$
c_{m_0}	$1,92 \times 10^{-5}$	$\frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2}{\text{rad} \cdot \text{s}}$
c_{m_1}	$1,58 \times 10^{-9}$	$\frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{rad}}$
c_{m_2}	$7,14 \times 10^{-10}$	$\frac{\text{ml}^2 \cdot \text{rad}}{\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}$
c_{m_3}	$3,14 \times 10^{-10}$	$\frac{\text{ml} \cdot \text{rad}^2}{\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}$
$k_{c_{n_i}}$	$6,00 \times 10^{-3}$	$\frac{\text{rad}^3}{\text{mmHg} \cdot \text{s}^2}$
$L_{c_{n_i}}$	$5,40 \times 10^{-2}$	$\frac{\text{ml}^2}{\text{mmHg} \cdot \text{s}^2}$
c_{p_0}	-6,00	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
c_{p_1}	$-1,13 \times 10^{-5}$	$\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}^3}{\text{m}^3}$
c_{p_2}	$1,90 \times 10^{-3}$	$\frac{\text{mmHg} \cdot \text{s}^2}{\text{rad}^2}$

3.2.3 Acoplamento do atuador RBP no SCH

O modelo da planta do sistema de controle fisiológico é representado pelo acoplamento da bomba de sangue rotativa ao sistema cardiovascular do paciente com IC, conforme mostrado na Fig. 3.2(c). Na simulação, o modelo da planta é a integração entre os modelos 0D do SCH e da RBP, denominado como modelo 0D SCH + RBP.

O conector de entrada da RBP é implantado cirurgicamente no ápice ventricular esquerdo, cuja taxa de variação do volume de sangue é governada pela Eq. (3.13).

$$\frac{dV_{Iv}(t)}{dt} = q_{mv}(t) - (q_{av}(t) + q_{RBP}(t)) \quad (3.13)$$

Já o conector de saída da RBP é canulado para a aorta ascendente (perto do arco aórtico), cuja taxa de variação da pressão sanguínea é governada pela Eq. (3.14).

$$\frac{dp_{as}(t)}{dt} = \frac{(q_{av}(t) + q_{RBP}(t)) - q_{as}(t)}{C_{as}} \quad (3.14)$$

A resistência total da cânula e as diferenças de pressão no acoplamento, são dadas conforme as Eqs. (3.15), (3.16) e (3.17), respectivamente.

$$R_{\text{cn}_i} = k_{\text{cn}_i} q_{\text{RBP}}(t) \quad (3.15)$$

$$\begin{aligned} \Delta p_{\text{RBP}}(t) &= p_{\text{out}}(t) - p_{\text{in}}(t) \\ &= c_{p_0} + c_{p_1} q_{\text{RBP}}^3(t) + c_{p_2} \omega^2(t) \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$\Delta p_{\text{SCH}}(t) = p_{\text{as}}(t) - p_{\text{lv}}(t) \quad (3.17)$$

Então, para a formulação matemática do sistema completo, temos que a planta é um sistema não-linear e variante no tempo (NLVT), cujo vetor de estado $\mathbf{x}_{\text{SCH+RBP}}(t) = [x_1(t) \ x_2(t) \ \dots \ x_{15}(t)]^T$, o sinal de entrada $u_{\text{SCH+RBP}}(t)$ e o sinal de saída $y_{\text{SCH+RBP}}(t)$ são descritos de acordo com as Eqs. (3.18), (3.19) e (3.20), respectivamente.

$$u_{\text{SCH+RBP}}(t) = v_a(t) \quad (3.18)$$

$$y_{\text{SCH+RBP}}(t) = \Delta p_{\text{RBP}}(t) \quad (3.19)$$

$$\mathbf{x}_{\text{SCH+RBP}}(t) = [\mathbf{x}_{\text{SCH}}(t) \ | \ \mathbf{x}_{\text{RBP}}(t)]^T \quad (3.20)$$

Conforme realizado por Lim *et al.* [63], níveis de tensão de armadura foram aplicados na entrada do modelo 0D SCH+RBP, correspondentes às velocidades de rotação 1800 RPM, 2200 RPM, 2700 RPM e 3000 RPM da bomba. Para cada velocidade fixada, pode-se observar as curvas das pressões ($p_{\text{lv}}(t)$ e $p_{\text{as}}(t)$) e dos fluxos ($q_{\text{av}}(t)$ e $q_{\text{RBP}}(t)$), ilustradas na Fig 3.3. Além disso, pode-se verificar a bomba de sangue rotativa operando nos quatro modos de funcionamento típicos (PR, VE, ANO e VC), de acordo com a Tabela 3.7.

Tabela 3.7: Resumo dos modos de funcionamento da bomba de sangue rotativa, com base nas variáveis $p_{\text{lv}}(t)$, $p_{\text{as}}(t)$, $q_{\text{av}}(t)$ e $q_{\text{RBP}}(t)$.

Modos da RBP	Característica de Funcionamento	Pressões $p_{\text{lv}}(t)$ e $p_{\text{as}}(t)$	Fluxo $q_{\text{av}}(t)$	Fluxo $q_{\text{RBP}}(t)$
PR	Regurgitação	$p_{\text{lv}_{\text{max}}} > p_{\text{as}}$	$q_{\text{av}} > 0$	$q_{\text{RBP}} < 0$ na diástole
VE	Ejeção ventricular	$p_{\text{lv}_{\text{max}}} > p_{\text{as}}$	$q_{\text{av}} > 0$	$q_{\text{RBP}} > 0$ em todo ciclo cardíaco
ANO	Oclusão da válvula aórtica	$p_{\text{lv}_{\text{max}}} < p_{\text{as}}$	$q_{\text{av}} \approx 0$	$q_{\text{RBP}} > 0$ em todo ciclo cardíaco
VC	Colapso do ventrículo	$p_{\text{lv}_{\text{max}}} < p_{\text{as}}$	$q_{\text{av}} \approx 0$	$q_{\text{RBP}} \approx 0$ no final da sístole

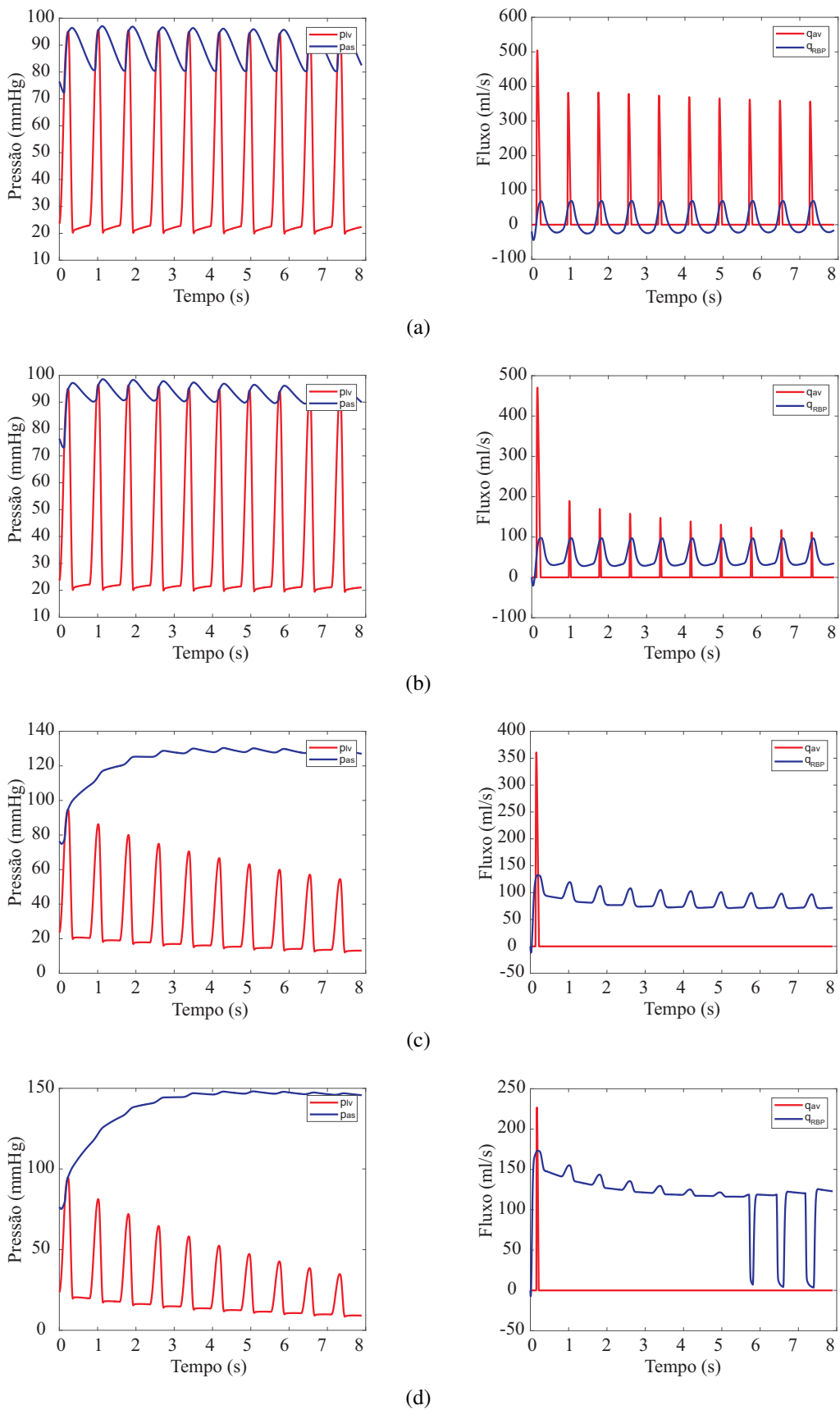


Figura 3.3: Curvas $p_{as}(t)$, $p_{lv}(t)$, $q_{av}(t)$ e $q_{RBP}(t)$ no modelo 0D SCH+RBP com a bomba de sangue rotativa operando em: (a) 1800 RPM (PR); (b) 2200 RPM (VE); (c) 2700 RPM (ANO); (d) 3000 RPM (VC).

3.3 Índices de pulsatilidade

Há diferentes métricas utilizadas para avaliar a pulsatilidade das variáveis hemodinâmicas, relacionadas ao suporte com DAVs. Os principais índices são resumidos na Tabela 3.8 [15].

Tabela 3.8: Principais índices associados à pulsatilidade hemodinâmica*.

Índice	Equação	Unidade
<i>pulse pressure</i>	$PP = \max_{t \in [t_i, t_i + T_c]} p(t) - \min_{t \in [t_i, t_i + T_c]} p(t) \quad (3.21)$	(mmHg)
<i>pulsatility index</i>	$PI = \frac{\max_{t \in [t_i, t_i + T_c]} q(t) - \min_{t \in [t_i, t_i + T_c]} q(t)}{\text{mean}_{t \in [t_i, t_i + T_c]} q(t)} \quad (3.22)$	(adimensional)
<i>derivative of pressure</i>	$DP = \max \left(\frac{dp(t)}{dt} \right) \quad (3.23)$	$\left(\frac{\text{mmHg}}{\text{s}} \right)$
<i>pulse power index</i>	$PPI = \sum_{i=0}^n \frac{A_i^2 \omega_i^2}{A_0^2} \quad (3.24)$	$\left(\frac{\text{ciclos}}{\text{s}} \right)^2$
<i>energy equivalent pressure</i>	$EEP = \frac{\int_{t_i}^{t_i + T_c} p(t)q(t)dt}{\int_{t_i}^{t_i + T_c} q(t)dt} \quad (3.25)$	(mmHg)
<i>mean arterial pressure</i>	$MAP = \frac{1}{T_c} \int_{t_i}^{t_i + T_c} p(t)dt \quad (3.26)$	(mmHg)
<i>surplus hemodynamic energy</i>	$SHE = 1332(EEP - MAP) \quad (3.27)$	$\left(\frac{\text{ergs}}{\text{ml}} \right)$

* $q(t)$ é o fluxo sanguíneo instantâneo $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}} \right)$; $p(t)$ é a pressão arterial instantânea (mmHg); dt é o incremento no tempo; t_i é o tempo inicial a cada ciclo cardíaco T_c ; A_i é a amplitude do componente harmônico de fluxo; A_0 é a amplitude média do fluxo; ω_i é a frequência de i -ésimo harmônico de fluxo. Neste trabalho, $p(t) = p_{\text{as}}(t)$, $q(t) = q_{\text{av}}(t)$ (pacientes saudáveis) ou $q(t) = q_{\text{RBP}}(t)$ (pacientes assistidos por RBP).

As métricas mais simples de pulsatilidade são os índices PP e PI, que se baseiam em valores máximos, mínimos e/ou médios das formas de onda de pressão arterial e fluxo sanguíneo, conforme expressos nas Eqs. (3.21) e (3.22). Entretanto, esses índices fornecem poucas informações para caracterizar o conteúdo energético hemodinâmico, levando ao uso de outros índices, como por exemplo, o índice DP. Este índice caracteriza-se pela inclinação do aumento da pressão arterial sistólica, dado na Eq. (3.23), sendo mais utilizado na resposta autorregulatória desencadeada pelo

barorreflexo. Já o índice PPI é uma métrica usada em pouquíssimas publicações, que baseia-se na definição original de PI e é calculada a partir dos componentes espectrais da taxa de fluxo e sua frequência correspondente [15], conforme a Eq. (3.24).

Para superar essas limitações, os índices EEP e SHE foram propostos como melhores métricas para discernir as diferenças na energia pulsátil das formas de onda de pressão e fluxo [58, 88]. O índice EEP foi usado pela primeira vez para medir quantitativamente as diferenças entre o fluxo sanguíneo em estado estacionário e pulsado por Shepard [89], definido de acordo com a Eq. (3.25). O índice SHE é uma medida da energia adicional que está presente devido à pulsatilidade nas formas de onda de pressão e fluxo em comparação com formas de onda não pulsáteis, de acordo com a Eq. (3.27), onde o índice MAP é dado pelo valor médio do sinal em cada ciclo cardíaco, de acordo com a Eq. (3.26).

Além disso, os níveis de EEP e SHE devem ser elevados sob fluxo pulsátil. Se SHE for zero, isso significa que o fluxo é 100 % não pulsátil e o EEP é igual ao MAP. Na Fig. 3.4 pode-se observar a relação entre esses índices de pulsatilidade, onde EEP corresponde à energia hidráulica total transmitida por volume sanguíneo, enquanto SHE corresponde à energia hemodinâmica adicional gerada pelo fluxo pulsátil [90].

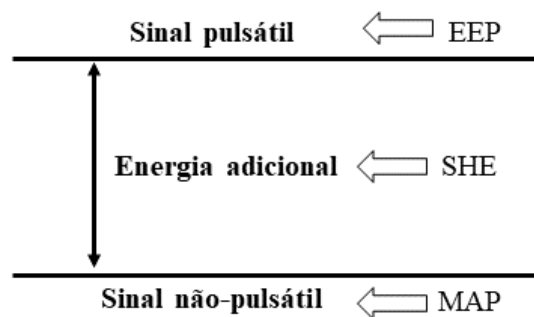


Figura 3.4: Representação da relação entre EEP, SHE e MAP (Adaptado de: Üндar *et al.* [90]).

Os DAVs de fluxo pulsátil podem aumentar a pulsatilidade (restaurando o valor do índice SHE aos valores basais), enquanto as RBPs como DAV em velocidade constante geram fluxo contínuo e atenuam a pulsatilidade nativa (diminui consideravelmente os valores do índice SHE) [91]. Para exemplificar a relação do índice SHE com o modo de operação da bomba rotativa, diferentes tipos de formas de onda de tensão de armadura foram testados na entrada da planta 0D SCH + RBP, conforme realizado em estudos semelhantes [18, 74, 92].

Neste caso, o valor da tensão DC (v_{DC}) testado foi o que permite impor a velocidade de rotação média da região de operação da RBP (ou seja, $\bar{\omega} = 2400 \text{ RPM} = 251,33 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$). Na Fig. 3.5 pode ser visto que a pulsatilidade da pressão sanguínea $p_{as}(t)$ aumenta à medida que a tensão da armadura $v_a(t)$ deixa de ser um nível DC e se torna um sinal de natureza AC. Para considerar Δv_{DC} igual a 5% de v_{DC} e v_p igual a 1 V, o pulso de pressão foi aumentada de 2,59 mmHg (nível DC) para 7,64 mmHg (sinal AC), o que representa um aumento de 195% na variação do pulso de pressão.

Esse aumento na pulsatilidade também pode ser notado no índice SHE, pois o sinal $v_a(t)$ como nível DC diminui o valor do SHE, enquanto que $v_a(t)$ como sinal AC aumenta esse índice. Neste caso, o valor do índice SHE aumentou de $460,44 \frac{\text{ergs}}{\text{ml}}$ para $2,11 \times 10^3 \frac{\text{ergs}}{\text{ml}}$ quando aplicado o sinal senoidal na tensão de armadura. Portanto, a mudança no modo de operação da bomba rotativa, a partir de novas ações de controle em malha fechada usando mecanismos de pulsação artificiais, permite o aumento desse índice para atingir o batimento cardíaco nativo.

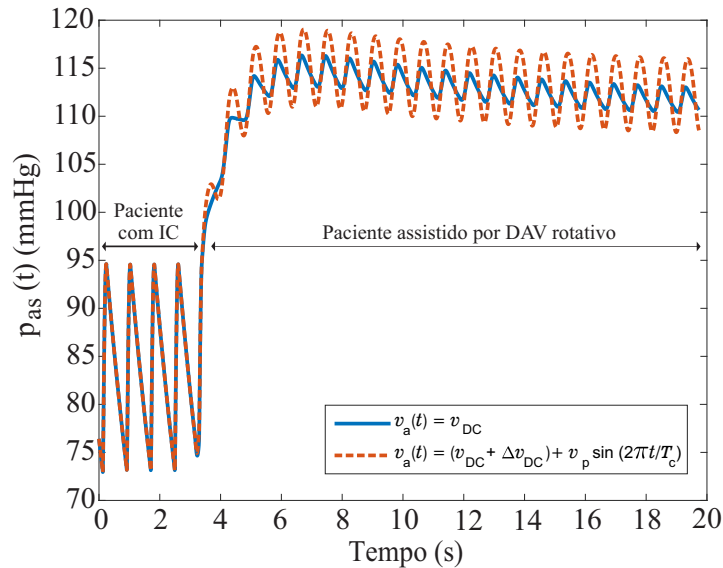


Figura 3.5: Representação do sinal de pressão arterial sistêmica do modelo de planta SCH + RBP, para diferentes tipos de formas de onda da tensão de armadura.

3.4 Sistema de controle fisiológico

A estrutura de controle proposta para o sistema de controle fisiológico é baseada em uma configuração de controle em malha fechada, onde o erro entre a variável do processo e o valor de referência será usado pelo controlador fisiológico para determinar o sinal de comando no atuador

(neste caso, o RBP), que por sua vez altera o processo (neste caso, o SCH), para que a diferença seja continuamente reduzida.

Este sistema de controle apresenta uma hierarquia entre as malhas de controle, na qual a malha de controle de alto nível ajusta a diferença de pressão nos terminais da bomba para a referência desejada; enquanto a malha de controle de baixo nível ajusta automaticamente o sinal de comando para a RBP, de forma a manter a corrente de armadura e a velocidade de rotação definidas na bomba, como mostrado na Fig. 3.6.

O procedimento adotado nesta tese de doutorado para o projeto do controlador fisiológico foi conforme o proposto por Melo *et al.* [93]. A determinação dos ganhos dos controladores PID nas malhas de baixo nível e alto nível, bem como a definição do sinal de referência pulsátil são descritos nas Subseções 3.4.1 a 3.4.3.

3.4.1 Projeto do controle de baixo nível

O primeiro passo para obter o controlador fisiológico é o projeto do controle de baixo nível. Neste nível, os ganhos do controlador proporcional-integral (PI) ($K_{P_{i_a}}$ e $K_{I_{i_a}}$ para a malha de controle de corrente; K_{P_ω} e K_{I_ω} para a malha de controle de velocidade) podem ser calculados a partir de técnicas analíticas, desde que o modelo do atuador esteja bem estabelecido.

Neste trabalho, foi escolhida a técnica de cancelamento polo-zero, em que projeta-se o controlador de modo que alguns zeros da função de transferência do controlador anulem alguns pólos da função de transferência do sistema a controlar. Essa técnica tem como vantagem a obtenção rápida dos ganhos do controlador baseando-se apenas nos parâmetros do modelo da planta, bem como a definição dos pólos desejáveis em malha fechada [64, 94].

Os modelos dos processos para as malhas de controle de corrente e de velocidade podem ser definidos como sistemas de primeira ordem no domínio s [94], dado pela Eq. (3.28).

$$\frac{I_a(s)}{V_a(s)} = \frac{1}{L_a} e \frac{\Omega(s)}{I_a(s)} = \frac{\frac{k_e}{J_m}}{s + \frac{c_{m0}}{J_m}} \quad (3.28)$$

Para aplicar a técnica de cancelamento de pólo-zero em ambas as malhas de controle, a relação $\frac{K_I}{K_P} = a$ é válida considerando o pólo em $s = -a$. Assim, as funções de transferência em malha fechada são obtidas conforme expresso na Eq. (3.29).

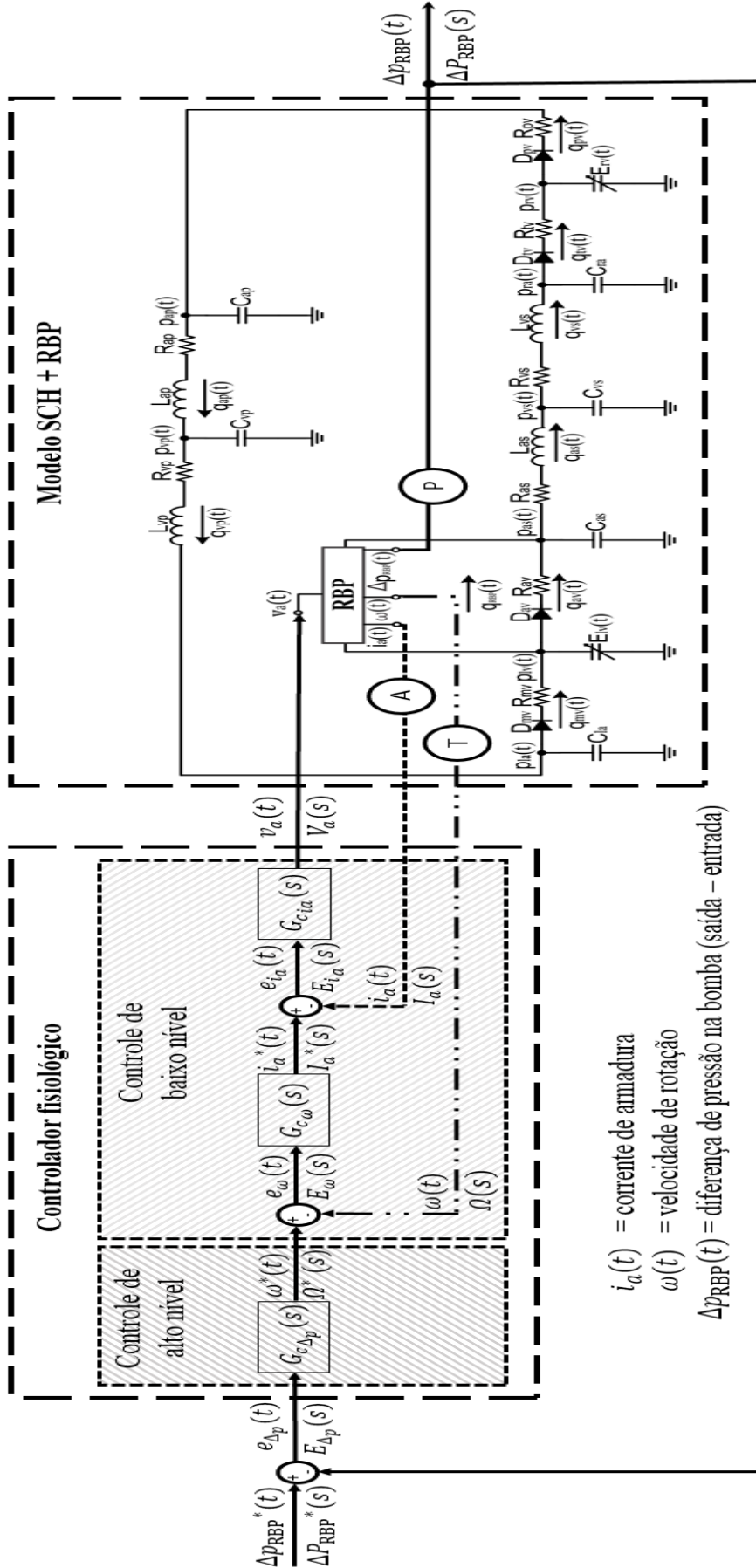


Figura 3.6: Estrutura geral do sistema de controle fisiológico proposto para RBPs. Legenda: A = sensor de corrente; T = sensor de velocidade de rotação; P = sensor diferencial de pressão.

$$\frac{I_a(s)}{I_a^*(s)} = \frac{\frac{K_{P_{i_a}}}{L_a}}{s + \frac{K_{P_{i_a}}}{L_a}} \text{ e } \frac{\Omega(s)}{\Omega^*(s)} = \frac{\frac{K_{P_\omega} k_e}{J_m}}{s + \frac{K_{P_\omega} k_e}{J_m}} \quad (3.29)$$

Se K_P é positivo, então o pólo do sistema de controle em malha fechada $s = -K_P K$ (com K igual ao ganho da planta em malha aberta), deve ser maior que $s = -a$. Portanto, os ganhos do controlador PI no domínio s , expresso na Eq. (3.30), para a malha de controle de corrente e para a malha de controle de velocidade são obtidos nas Eqs. (3.31) e (3.32), respectivamente.

$$G_{c_j}(s) = K_{P_j} + \frac{K_{I_j}}{s}, j \in \{i_a, \omega\} \quad (3.30)$$

$$K_{P_{i_a}} \geq R_a \text{ e } K_{I_{i_a}} = \frac{R_a}{L_a} K_{P_{i_a}} \quad (3.31)$$

$$K_{P_\omega} \geq \frac{c_{m_0}}{k_e} \text{ e } K_{I_\omega} = \frac{c_{m_0}}{J_m} K_{P_\omega} \quad (3.32)$$

3.4.2 Definição do sinal de referência pulsátil

A segunda etapa na obtenção do controlador fisiológico é a definição do sinal de referência pulsátil para uso no controle de alto nível. Nesse caso, os índices de pulsatilidade são essenciais na definição desse sinal. É possível descrever quantitativamente o paciente em condições basal e de IC a partir dos índices MAP, EEP e SHE, que são avaliados em termos de energia hemodinâmica, conforme observado na Fig. 3.7.

No caso de uma RBP ideal, espera-se que a energia hemodinâmica do paciente seja totalmente restaurada (ou seja, os índices de pulsatilidade em conjunto serão restaurados aos valores basais). Com as RBPs reais, essa energia é recuperada parcialmente ou próxima do valor total, sendo a contribuição do sistema de controle cumprir o requisito fisiológico especificado. Nesse contexto, foi projetado um gerador de referência que permite estabelecer uma relação entre o índice de pulsatilidade a ser definido pelo especialista e o sinal de referência pulsátil a ser aplicado à estrutura de controle proposta, conforme ilustrado na Fig. 3.8.

No gerador de referência, a velocidade de rotação da bomba é definida pelo controle de baixo nível, de modo que pelo menos um dos índices de pulsatilidade alcance a condição basal. Então, na hierarquia das malhas de controle, assumindo que as malhas de controle de corrente e de velocidade

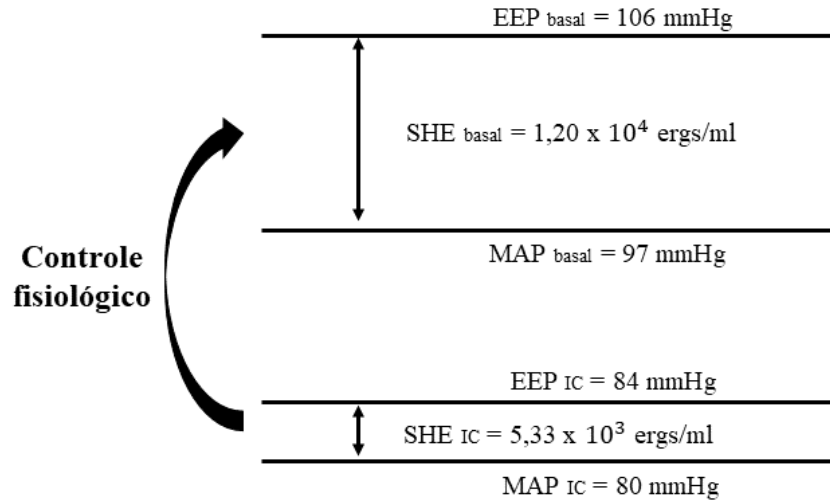


Figura 3.7: Índices de pulsatilidade em condições basais e de IC e o uso do controle fisiológico para transitar entre esses padrões de energia hemodinâmica.

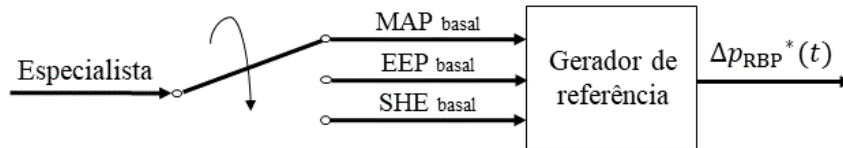


Figura 3.8: Representação da relação entre o requisito fisiológico e o sinal de referência pulsátil, a partir do gerador de referência.

funcionem corretamente, tem-se que $i_a(t) \approx i_a^*(t)$ e $\omega(t) \approx \omega^*(t)$. O formato de referência de velocidade adotado foi um sinal no perfil senoidal, pois a partir da frequência fundamental é mais fácil fazer as variações de nível, amplitude e fase, conforme expresso na Eq. (3.33).

$$\omega^*(t) = \omega_{DC} + \omega_p \sin(2\pi t/T_c + \phi), \text{ com } 0 < t < nT_c \quad (3.33)$$

onde: ω_{DC} é o nível DC do sinal; ω_p é a amplitude do sinal; ϕ é a fase do sinal; n é o número de ciclos cardíacos e T_c é o período do ciclo cardíaco. Nesta tese de doutorado, adotou-se a RBP operando em modo de co-pulsação, (ou seja, a pulsação no período de sístole, com o valor de ϕ igual a 0), pois nesse modo alcança-se maior pulsatilidade na pressão arterial.

O gerador de referência funciona da seguinte maneira: inicialmente, um índice de pulsatilidade na condição basal (I_p^*) é escolhido pelo especialista dentre o conjunto de índices disponíveis ($I_p^* \in \{\text{MAP}_{\text{basal}}, \text{EEP}_{\text{basal}}, \text{SHE}_{\text{basal}}\}$); e os valores da velocidade de rotação mínima, média e máxima (ω_{\min} , $\bar{\omega}$ e ω_{\max}) são definidos de acordo com a faixa nominal da RBP.

Na primeira iteração de um algoritmo de busca, o valor de ω_{DC} é definido igual a $\bar{\omega}$. Para outras iterações, o valor de ω_{DC} pode ser encontrado em uma das duas regiões: região (1), com ω_{DC} variando de ω_{min} a $\bar{\omega}$; e região (2), com ω_{DC} variando de $\bar{\omega}$ a ω_{max} , com um passo de $\pm\Delta\omega_{DC}$. O valor de ω_p é definido igual a $\omega_{p_{max}}$ da região definida e decrementado de $\Delta\omega_p$ até 0, como mostrado na Fig. 3.9.

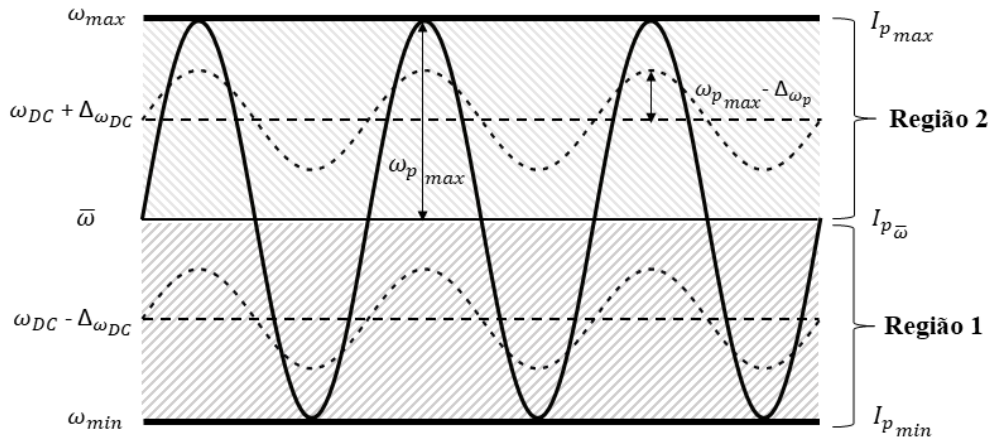


Figura 3.9: Representação das regiões onde ω_{DC} e ω_p podem transladar com base nos valores mínimo e máximo de velocidade da bomba.

Para cada valor de ω_{DC} e ω_p , a malha de controle de baixo nível para n ciclos de estado estacionário (ou seja, o erro absoluto entre os ciclos é menor que a tolerância) é simulada e o índice de pulsatilidade (I_p) é calculado no interior da região definida. Se $(I_p^* - \Delta I_p) \leq I_p \leq (I_p^* + \Delta I_p)$, então os parâmetros ω_{DC} e ω_p obtidos nesta iteração são escolhidos; caso contrário, a simulação é repetida até que o algoritmo de busca encontre os valores de nível DC e amplitude que satisfaçam essa condição matemática.

Após essa escolha, o sinal $\Delta p_{RBP}(t)$ é extraído no ciclo $n + 1$ e replicado até um mínimo de 5 ciclos cardíacos (valor pré-definido para garantir o rastreamento deste sinal na malha fechada no controle de alto nível). Portanto, o sinal resultante no gerador será adotado como sinal de referência fisiológico, ou seja, $\Delta p_{RBP}^*(t)$.

3.4.3 Projeto do controle de alto nível

A terceira e última etapa na obtenção do controlador fisiológico é o projeto do controle de alto nível. Neste tipo de controle, os ganhos $K_{P_{\Delta p}}$ e $K_{I_{\Delta p}}$ para o controlador de diferença de pressão são obtidos pela técnica de sintonia. A escolha desta técnica está relacionada ao modelo de planta 0D

SCH + RBP apresentar uma natureza NLVT, o que torna difícil a aplicação de métodos analíticos clássicos no projeto de controladores.

Em seguida, um procedimento de ajuste dos ganhos do controlador para a malha de controle de alto nível é realizado por meio de programação não linear, que busca o mínimo de um problema de otimização paramétrica [95]. A cada iteração $j = 1, 2, \dots, n$ do algoritmo de otimização, os ganhos do controlador $G_{c_{\Delta p}}^{(j)}(s)$ são ajustados conforme descrito na Eq. (3.34).

$$G_{c_{\Delta p}}^{(j)}(s) = \theta_{\Delta p_1} + \frac{\theta_{\Delta p_2}}{s}, \text{ com } \theta_{\Delta p}^{(j)} = [\theta_{\Delta p_1} \theta_{\Delta p_2}]^T = [K_{P_{\Delta p}} \ K_{I_{\Delta p}}]^T \quad (3.34)$$

Os valores atualizados do vetor $\theta_{\Delta p}^{(j)}$ são aplicados para minimizar um critério de desempenho de erro. Dentre os critérios de desempenho propostos na literatura, destacam-se os critérios: integral do erro quadrado (ISE), integral do tempo multiplicado pelo quadrado do erro (ITSE), integral do erro absoluto (IAE) e integral do tempo multiplicado pelo erro absoluto (ITAE) [96], conforme dado nas Eqs. (3.35) a (3.38).

$$\text{ISE} = \int_{t_i}^{t_f} e^2(t) dt \quad (3.35)$$

$$\text{ITSE} = \int_{t_i}^{t_f} t e^2(t) dt \quad (3.36)$$

$$\text{IAE} = \int_{t_i}^{t_f} |e(t)| dt \quad (3.37)$$

$$\text{ITAE} = \int_{t_i}^{t_f} t |e(t)| dt \quad (3.38)$$

onde: $[t_i, t_f]$ é o intervalo de tempo com $t_f = t_i + nT_c$ para n ciclos; $e(t)$ é o sinal de erro, dado por $e_{\Delta p}(t) = \Delta p_{\text{RBP}}^*(t) - \Delta p_{\text{RBP}}(t)$.

Para cada critério analisado, a formulação do problema de otimização para obtenção dos ganhos do controlador PI, para a malha de controle da diferença de pressão nos terminais da bomba, é dada de acordo com a Eq. (3.39).

$$\theta_{\Delta p}^* = \underset{\theta_{\Delta p} \in \mathbb{R}}{\operatorname{argmin}} J(\theta_{\Delta p}), J \in \{\text{ISE, ITSE, IAE, ITAE}\}$$

$$\theta_{\Delta p} = [K_{P_{\Delta p}} \ K_{I_{\Delta p}}]^T \quad (3.39)$$

sujeito a:

$$\begin{aligned} y_{\text{SCH+RBP}}(t) &= \Delta p_{\text{RBP}}(t) \\ e_{\Delta p}(t) &= \Delta p_{\text{RBP}}^*(t) - y_{\text{SCH+RBP}}(t) \\ f_{\text{req}}^*(t) &= K_{P_{\Delta p}} e_{\Delta p}(t) + \int_{t_i}^{t_f} K_{I_{\Delta p}} e_{\Delta p}(\tau) d\tau \\ \omega^*(t) &= 2\pi f_{\text{req}}^*(t) \end{aligned} \quad (3.40)$$

$$\begin{aligned} e_{\omega}(t) &= \omega^*(t) - \omega(t) \\ T_e(t) &= K_{P_{\omega}} e_{\omega}(t) + \int_{t_i}^{t_f} K_{I_{\omega}} e_{\omega}(\tau) d\tau \\ i_a^*(t) &= \frac{1}{k_e} [T_e(t) + f(q_{\text{RBP}}(t), \omega(t))] \end{aligned} \quad (3.41)$$

$$\begin{aligned} e_{i_a}(t) &= i_a^*(t) - i_a(t) \\ v_a'(t) &= K_{P_{i_a}} e_{i_a}(t) + \int_{t_i}^{t_f} K_{I_{i_a}} e_{i_a}(\tau) d\tau \\ e_a(t) &= 2k_e \omega(t) \\ v_a(t) &= e_a(t) + v_a'(t) \\ u_{\text{SCH+RBP}}(t) &= v_a(t) \end{aligned} \quad (3.42)$$

$$\omega_{\min} \leq \omega(t) \leq \omega_{\max}, \forall [t_i, t_f] \quad (3.43)$$

$$i_{a_{\min}} \leq i_a(t) \leq i_{a_{\max}}, \forall [t_i, t_f] \quad (3.44)$$

$$v_{a_{\min}} \leq v_a(t) \leq v_{a_{\max}}, \forall [t_i, t_f] \quad (3.45)$$

3.5 Resultados obtidos

O sistema de controle fisiológico proposto foi avaliado por simulação numérica da hierarquia das malhas de controle.

3.5.1 Simulação do controle de baixo nível

Inicialmente, os ganhos dos controladores PI de corrente e velocidade no controle de baixo nível foram determinados de acordo com a técnica de projeto descrita na Subseção 3.4.1. Neste caso, obteve-se $K_{P_{i_a}} = 1,38 \Omega$ e $K_{I_{i_a}} = 4,34 \times 10^3 \text{ F}^{-1}$ para a malha de controle de corrente; $K_{P_{\omega}} = 2,30 \times 10^{-3} \frac{\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}}{\text{rad}}$ e $K_{I_{\omega}} = 5,60 \times 10^{-3} \frac{\text{N}\cdot\text{m}}{\text{rad}}$ para a malha de controle de velocidade.

De posse desses ganhos, pode-se simular o funcionamento das malhas no controle de baixo nível. Neste caso, testou-se uma velocidade de referência igual a um sinal senoidal, que representa a máxima pulsatilidade permitida na bomba, ou seja, $\omega^*(t) = 2400 + 600\sin(2\pi t/T_c)$ RPM. Para compatibilizar com o sistema de unidades utilizado no projeto de ganhos dos controladores, a velocidade de referência é convertida de RPM para $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$ por um fator de $\frac{2\pi}{60}$ na simulação.

Os gabaritos temporais referentes à velocidade de rotação, corrente de armadura e tensão de armadura são apresentados na Fig. 3.10. Nestas malhas de controle, pode-se observar o pleno rastreamento das variáveis controladas sem ocorrer saturação, mesmo funcionando nos limites da faixa de operação.

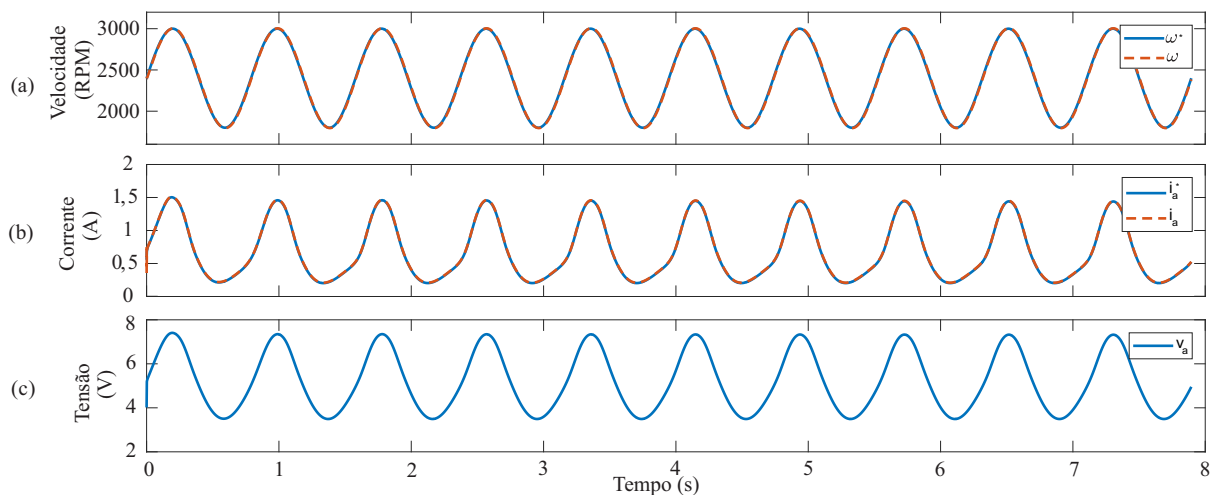


Figura 3.10: Gabarito temporal das variáveis no controle de baixo nível: (a) $\omega^*(t)$ e $\omega(t)$; (b) $i_a^*(t)$ e $i_a(t)$; (c) $v_a(t)$.

3.5.2 Obtenção dos sinais de referência pulsáteis

Após fechar a malha de controle de baixo nível, o sinal de referência pulsátil para o controle de alto nível foi obtido de acordo com o procedimento descrito na Subseção 3.4.2. Assim, os valores de ω_{DC} e ω_p foram definidos para restaurar os índices basais MAP, EEP e SHE individualmente para a condição basal, conforme mostrado na Tabela 3.9.

No algoritmo de busca, esses parâmetros foram obtidos considerando: $n = 30$ ciclos cardíacos, para se alcançar uma tolerância igual a 10^{-2} ; $\Delta\omega_{DC} = \Delta\omega_p = 50 \text{ RPM} = 5,24 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ como a variação mínima de velocidade detectada; e $\Delta I_p = \pm 0,05 \times I_p$, ou seja, o valor do índice aceitável na faixa de até $\pm 5\%$ do valor basal.

Tabela 3.9: Valores dos parâmetros ω_{DC} e ω_p para alcançar os índices de pulsatilidade em condições basais.

Índice de pulsatilidade	I_p^*	ω_{DC}	ω_p	I_p
MAP _{basal}	97 mmHg	240,86 $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	36,65 $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	98 mmHg
EEP _{basal}	106 mmHg	251,32 $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	20,94 $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	107 mmHg
SHE _{basal}	$1,2 \times 10^4 \frac{\text{ergs}}{\text{ml}}$	214,68 $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	36,65 $\frac{\text{rad}}{\text{s}}$	$1,26 \times 10^4 \frac{\text{ergs}}{\text{ml}}$

O sinal $\Delta p_{RBP}^*(t)$ obtido para cada índice de pulsatilidade é apresentado na Fig. 3.11.

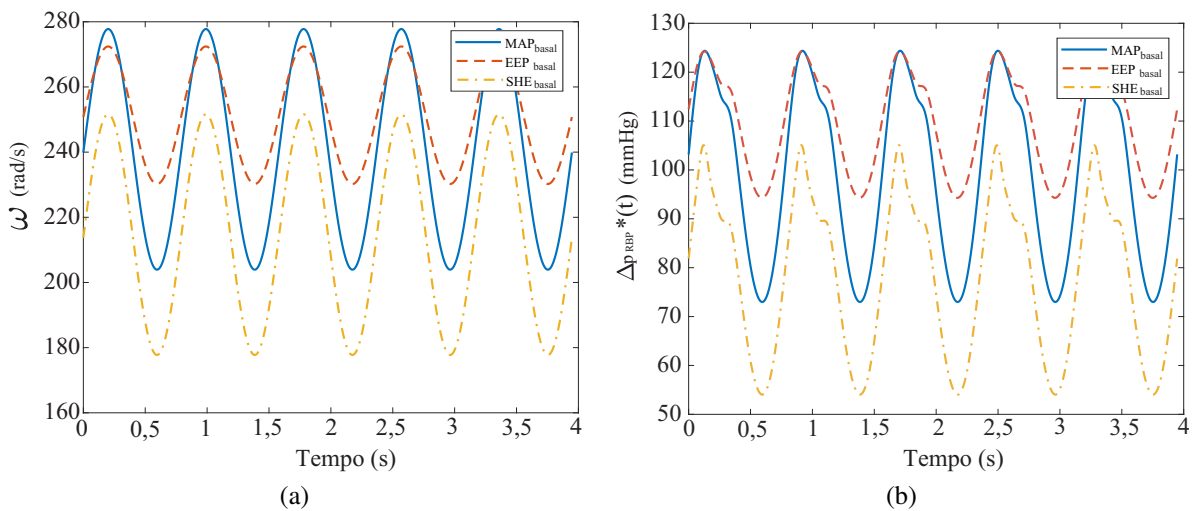


Figura 3.11: Os sinais: (a) velocidade de rotação obtida pelo algoritmo de busca e (b) referência de pressão diferencial da bomba correspondente para diferentes índices de pulsatilidade.

Ao definir o sinal de referência pulsátil, a frequência da bomba foi sincronizada com o início da contração ventricular do paciente para simular o modo de co-pulsação. Neste caso, o deslocamento

de fase do sinal de referência é definido como zero quando o valor de pico do fluxo de bomba ocorre no final da sístole, isto é, no valor máximo da função de elastância. Em todas as simulações, a frequência do sinal de referência foi escolhida para ser igual à frequência cardíaca.

3.5.3 Simulação do controle de alto nível

O ajuste dos ganhos da diferença de pressão no controle de alto nível foi realizado usando o procedimento de otimização paramétrica descrito na Subseção 3.4.3. Para ajustar cada controlador, os ganhos foram inicializados com valores unitários para garantir ações de controle proporcional e integral. Os ganhos do controlador PI escolhidos são mostrados nas linhas marcadas com um asterisco na Tabela 3.10.

A partir da configuração da malha de controle proposta na Seção 3.4, o controlador fisiológico foi simulado. É importante enfatizar que não existe malha fechada para rastrear o índice de pulsatilidade na condição basal. O índice de pulsatilidade é utilizado neste trabalho para gerar um sinal de referência pulsátil a ser aplicado no controle da diferença de pressão na bomba.

Tabela 3.10: Valores dos ganhos PI para o controlador de diferença de pressão da RBP.

Índice de pulsatilidade	k	$K_{P\Delta p}$	$K_{I\Delta p}$	$J_k(\theta_{\Delta p})$
		$\left(\frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}}\right)$	$\left(\frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}\right)$	
MAP _{basal}	ISE	3,69	12,81	353,53
	ITSE	9,95	48,20	11,47
	IAE	9,97	40,46	8,15
	ITAE (*)	20,85	109,39	2,08
EEP _{basal}	ISE	3,12	8,96	408,28
	ITSE	7,19	9,84	8,26
	IAE	9,31	8,16	5,46
	ITAE (*)	28,25	54,97	2,51
SHE _{basal}	ISE	3,34	14,43	216,55
	ITSE	5,42	23,48	7,16
	IAE	5,42	23,48	6,32
	ITAE (*)	5,42	23,48	4,62

Após ativar o modo de controle automático, o especialista verifica se o sistema de controle fisiológico conseguiu restaurar o índice de pulsatilidade. Além disso, quando o especialista seleciona um índice de pulsatilidade específico, o valor final dos outros índices de pulsatilidade pode ser diferente da condição basal. Porém, os valores obtidos podem representar, em geral,

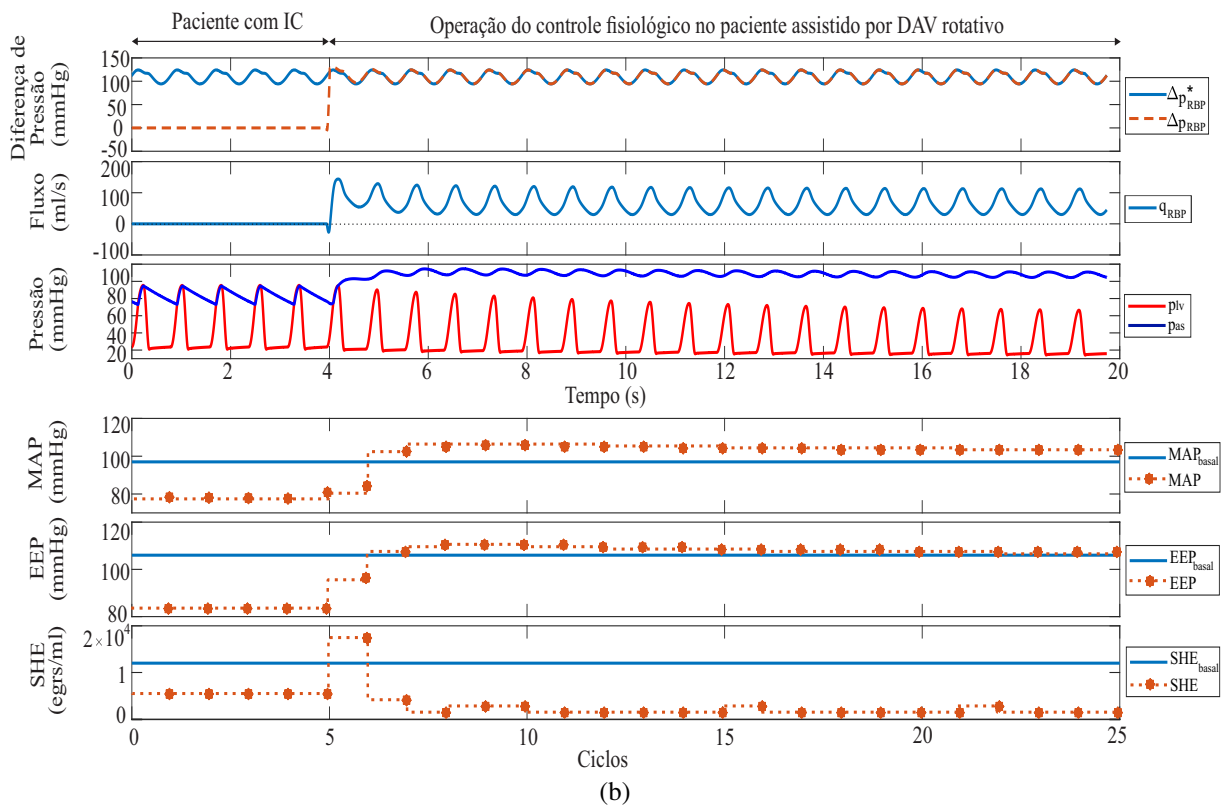
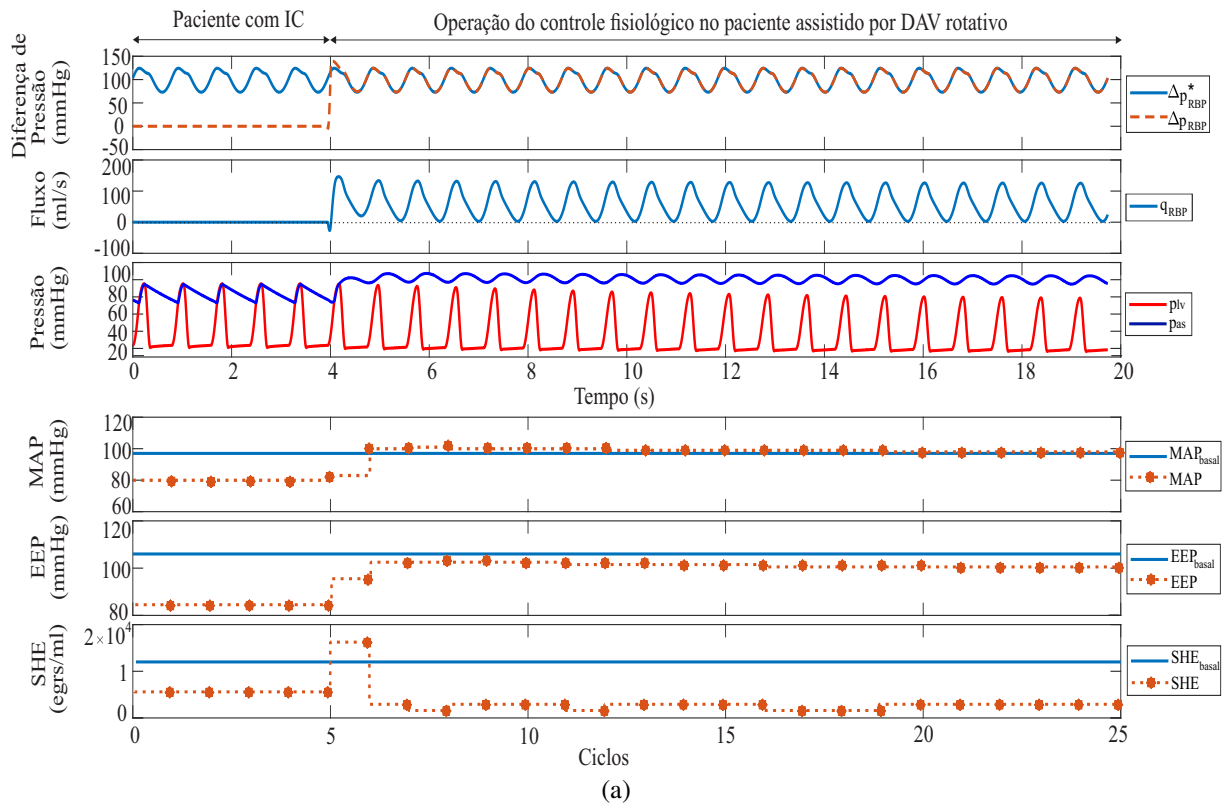
melhores condições fisiológicas para o paciente do que antes da assistência ventricular.

O gabarito temporal do sistema de controle fisiológico e a restauração da energia hemodinâmica basal do paciente são apresentados na Fig. 3.11. Para cada controle de diferença de pressão estabelecido, verificou-se que o índice de pulsatilidade escolhido (ou MAP ou EEP ou SHE) foi restaurado dentro da faixa de valores para a condição basal. Além disso, o controlador fisiológico apresenta um tempo de resposta rápido para os ambientes clínicos, uma vez que os índices de MAP e EEP já atingem a tolerância do índice basal no próximo ciclo após a ativação do controle fisiológico. Para o índice SHE, a tolerância do índice basal é alcançada após dez ciclos cardíacos.

No controle de alto nível, a diferença de pressão pulsátil usada como um sinal de referência foi rastreada desde a ativação do controle fisiológico. Na seção "Paciente com IC" na Fig. 3.11, é representada a condição fisiológica de um paciente sem suporte da RBP. Assim, o fluxo da bomba é considerado nulo ou inexistente. No momento em que a RBP é conectada ao coração do paciente, um fluxo inicial diferente de zero aparecerá neste dispositivo (mesmo sem ativação elétrica) devido à pressão diferencial imposta pelo SCH do paciente sobre os terminais da bomba. Porém, essa condição intermediária é suprimida na transição para a seção "Operação de controle fisiológico no paciente com suporte da RBP".

Também pode ser notado que a RBP atuou com um maior fluxo adicional na malha de controle para restauração do EEP_{basal} quando comparado às outras duas malhas de controle. Consequentemente, o débito cardíaco $CO_{EEP} = 3,80 \frac{\text{L}}{\text{min}}$ foi maior do que $CO_{MAP} = 3,49 \frac{\text{L}}{\text{min}}$ e $CO_{SHE} = 2,05 \frac{\text{L}}{\text{min}}$. Além disso, a bomba atuando na malha de controle ocasionou uma variação significativa da pressão intraventricular (p_{IV}) para restauração do EEP_{basal} (variação de 28 mmHg na Fig. 3.11(b)) quando comparado às restaurações do MAP_{basal} (variação de 16 mmHg na Fig. 3.11(a)) e do SHE_{basal} (variação de 3 mmHg na Fig. 3.11(c)).

No controle de baixo nível, a velocidade de rotação apresentou as mesmas características do sinal senoidal fornecidas pelo gerador de referência. Além disso, a velocidade de referência e a corrente de referência alcançaram as saturações no regime transitório, ou seja, $314,16 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ e 1,8 A, respectivamente. Essas saturações afetaram a tensão do motor, que é aplicada na entrada do modelo da planta. Entretanto, esse transitório ocorreu por um intervalo de tempo menor do que o ciclo cardíaco (menos de um décimo de T_c) e não interferiu no desempenho de malha fechada.



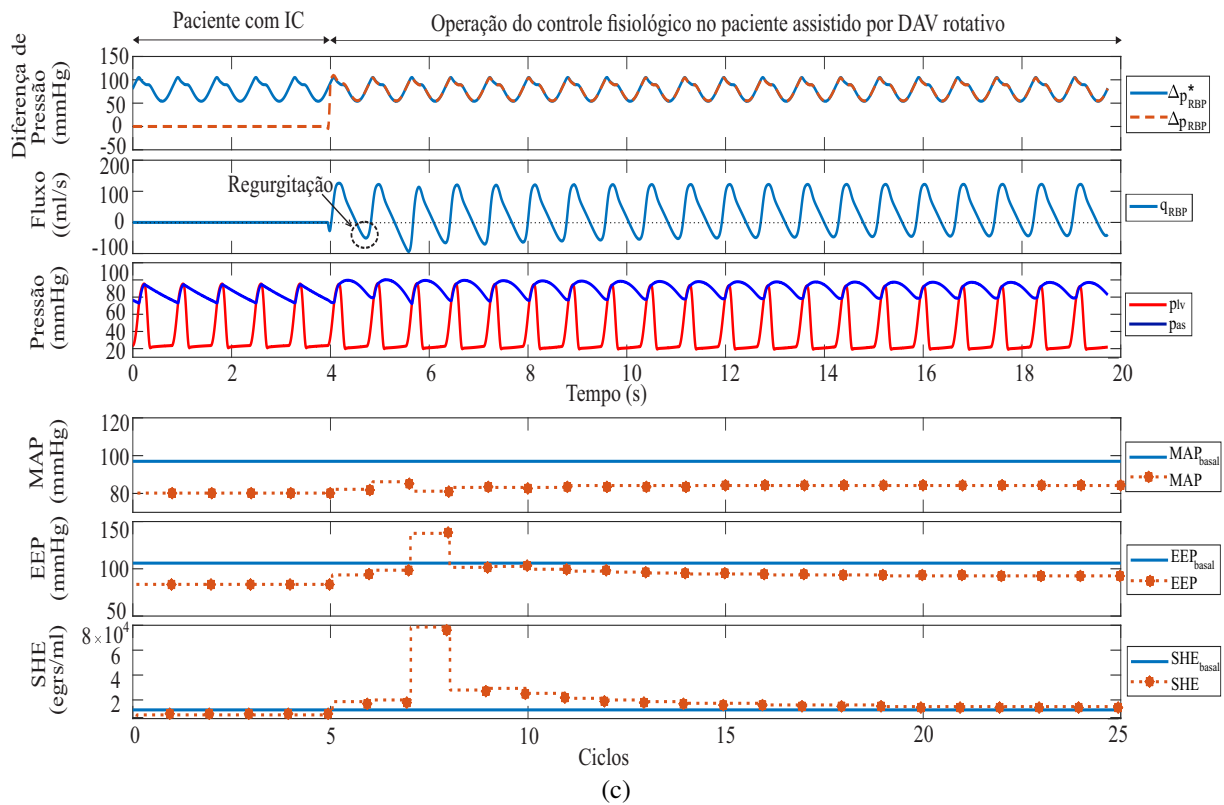


Figura 3.11: Gabarito temporal do controle fisiológico da diferença de pressão da bomba para restaurar: (a) MAP_{basal} ; (b) EEP_{basal} ; (c) SHE_{basal} .

3.5.4 Análise de robustez

Para determinar a robustez do controlador fisiológico, uma análise de sensibilidade foi realizada no sistema de controle em malha fechada. Os parâmetros escolhidos do modelo do SCH para a análise de sensibilidade foram a frequência cardíaca e a resistência arterial sistêmica, para simular um paciente com um nível de atividade fisiológica variável. A partir da variação do parâmetro, foi avaliado o impacto relativo em cada índice de pulsatilidade.

Assim, o sistema de controle fisiológico é denominado como robusto quando é amplamente independente das mudanças nos parâmetros do modelo do SCH; isto é, possui baixa ou nenhuma sensibilidade na presença de incerteza desses parâmetros. A matriz de sensibilidade relativa S foi calculada conforme a Eq. (3.46).

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} s_{1,1} & s_{1,2} & s_{1,3} \\ s_{2,1} & s_{2,2} & s_{2,3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \left(\frac{\text{MAP}^v - \text{MAP}}{\text{MAP}} \right) & \left(\frac{\text{EEP}^v - \text{EEP}}{\text{EEP}} \right) & \left(\frac{\text{SHE}^v - \text{SHE}}{\text{SHE}} \right) \\ \left(\frac{R_{\text{as}}^v - R_{\text{as}}}{R_{\text{as}}} \right) & \left(\frac{R_{\text{as}}^v - R_{\text{as}}}{R_{\text{as}}} \right) & \left(\frac{R_{\text{as}}^v - R_{\text{as}}}{R_{\text{as}}} \right) \\ \left(\frac{\text{MAP}^v - \text{MAP}}{\text{MAP}} \right) & \left(\frac{\text{EEP}^v - \text{EEP}}{\text{EEP}} \right) & \left(\frac{\text{SHE}^v - \text{SHE}}{\text{SHE}} \right) \\ \left(\frac{\text{HR}^v - \text{HR}}{\text{HR}} \right) & \left(\frac{\text{HR}^v - \text{HR}}{\text{HR}} \right) & \left(\frac{\text{HR}^v - \text{HR}}{\text{HR}} \right) \end{bmatrix} \quad (3.46)$$

onde: $\theta_{\text{SCH}} \in \{R_{\text{as}}, \text{HR}\}$ é o valor nominal do parâmetro do modelo do SCH; $\theta_{\text{SCH}}^v \in \{R_{\text{as}}^v, \text{HR}^v\}$ é o valor do parâmetro do modelo do SCH incluindo a variação; $I_p \in \{\text{MAP}, \text{EEP}, \text{SHE}\}$, é o índice de pulsatilidade no valor basal; $I_p^v \in \{\text{MAP}^v, \text{EEP}^v, \text{SHE}^v\}$ é o valor do índice de pulsatilidade após a variação do parâmetro; v é o tipo de variação do parâmetro, ou seja, se v é o sinal positivo, então houve um aumento no valor do parâmetro ou se v é o sinal negativo, então houve uma diminuição no valor do parâmetro.

Os parâmetros do modelo do SCH foram aumentados e decrescidos um por vez com base na variação percentual, conforme observado na Tabela 3.11.

Tabela 3.11: Valores dos parâmetros do modelo 0D do SCH após a variação de $\pm 4\%$.

Parâmetro	Nomenclatura	Nominal/ $-4\%/+4\%$	Unidade
Frequência cardíaca	HR/HR ⁻ /HR ⁺	76/73/79	bpm
Resistência arterial sistêmica	$R_{\text{as}}/R_{\text{as}}^-/R_{\text{as}}^+$	1,40/1,34/1,46	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$

A variação percentual máxima nesses parâmetros foi igual a $\pm 4\%$, para não causar inversão do sinal de energia hemodinâmica durante a assistência ventricular (por exemplo, com $\text{SHE} < 0$). No caso da variação do parâmetro HR, os índices de pulsatilidade na condição basal são recalculados automaticamente no gerador de referência, uma vez que esses índices são dependentes do valor T_c .

Na Fig. 3.12 é fornecida a matriz de sensibilidade relativa dos índices de pulsatilidade para a variação dos parâmetros do modelo 0D SCH + RBP em torno de seus valores nominais. As malhas de controle de diferença de pressão para restauração dos índices MAP e EEP (ver a caixa azul na Fig. 3.12(a) à Fig. 3.12(d)) apresentaram menor sensibilidade (consequentemente, maior robustez) para variação de R_{as} e HR. No entanto, o controle de diferença de pressão na bomba para restauração do índice SHE (ver a caixa azul na Fig. 3.12(e) e Fig. 3.12(f)) teve maior sensibilidade (consequentemente, menos robustez) na maioria das variações paramétricas testadas. Nesse caso,

há um grau de dependência de outros índices, ou seja, variações mínimas nos índices de MAP e EEP causam variações significativas no índice SHE. Além disso, há uma singularidade no índice SHE, uma vez que diferentes pares de MAP e EEP podem gerar o mesmo valor de SHE.

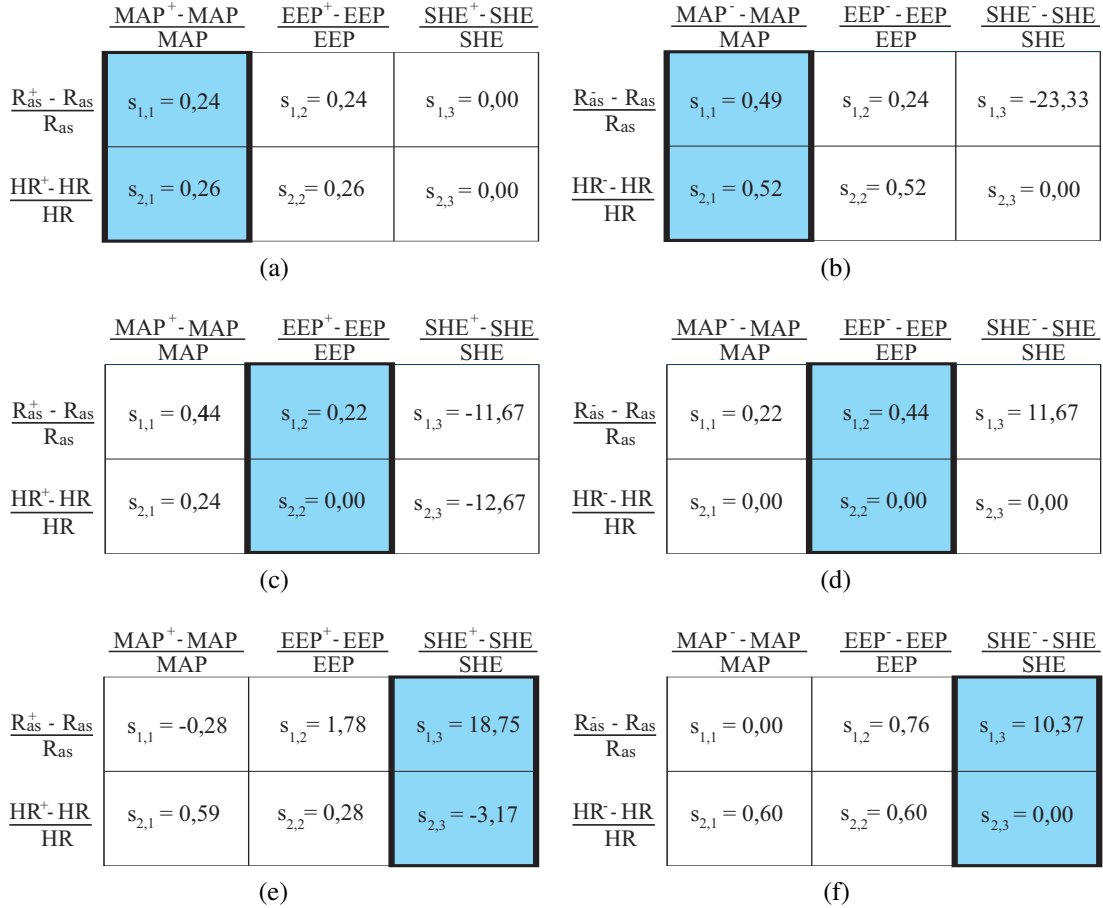


Figura 3.12: Matriz de sensibilidade relativa para avaliar a variação paramétrica no sistema de controle fisiológico para: (a) restauração de MAP, (c) restauração de EEP, e (e) restauração de SHE, considerando R_{as}^+ e HR^+ ; (b) restauração de MAP, (d) restauração de EEP, e (f) restauração de SHE, considerando R_{as}^- e HR^- .

Na Fig. 3.13 é feita a comparação dos valores dos índices de pulsatilidade para o modelo do SCH em condição basal (CB) e de insuficiência cardíaca (IC); modelo do SCH assistido por RBP com uma referência de diferença de pressão constante na bomba (DPC); e modelo do SCH assistido por RBP com uma referência de diferença de pressão variável na bomba (DPV). Nesses resultados, pode-se observar que os modos DPC e DPV no sistema de controle fisiológico não afetam os índices de MAP e EEP individualmente. Entretanto, o modo DPV aumentou o índice SHE quando comparado ao modo DPC.

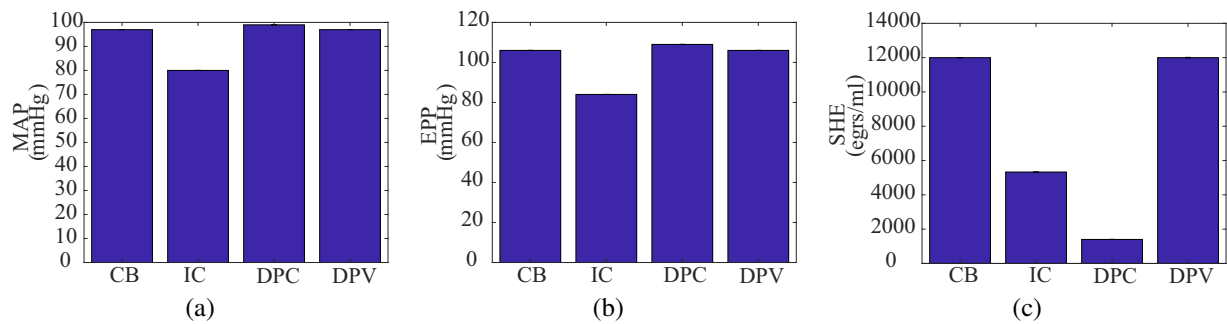


Figura 3.13: Comparação dos índices de pulsatilidade: (a) MAP; (b) EEP e (c) SHE para o modelo do SCH em condição basal (CB) e de insuficiência cardíaca (IC); modelo do SCH assistido por RBP com uma referência de diferença de pressão constante na bomba (DPC); e modelo do SCH assistido por RBP com uma referência de diferença de pressão variável na bomba (DPV).

3.6 Considerações finais

Neste capítulo foi proposto um novo sistema de controle fisiológico para RBPs baseado nos índices de pulsatilidade MAP, EEP e SHE em um modelo 0D de paciente com IC assistido por uma RBP. O acoplamento entre um modelo do SCH adulto e um modelo da RBP tipo centrífuga foi usado como o modelo da planta para testar o desempenho do controlador fisiológico. Este sistema de controle pode ser usado com outros modelos de SCH e implementado em qualquer modelo de RBP usada como DAV, desde que a estrutura do modelo e seus parâmetros relacionados estejam disponíveis.

Nas seções anteriores, pode-se verificar a capacidade do sistema de controle fisiológico proposto na restauração da energia hemodinâmica basal do paciente com RBP. Conforme descrito por Soucy *et al.* [58], há uma necessidade sistemática de quantificar com precisão a energia hemodinâmica e a pulsatilidade em algoritmos de modulação para RBPs no ambiente clínico, o que ainda desafia os métodos e recursos atuais. Além disso, eles recomendam a aceitação dos índices EEP e SHE como uma técnica padrão da indústria para comparar dispositivos e resultados de pacientes.

No entanto, as implicações clínicas sobre o estado de operação da bomba no sistema de controle fisiológico devem ser feitas. Para restaurar os índices basais MAP e EEP, a escolha dos parâmetros de velocidade de referência garantiu nenhum fluxo de regurgitação da bomba ou fenômeno de sucção, como mostrado nas Figs. 3.11(a) e 3.11(b). De acordo com Ferreira *et al.* [97], a velocidade de rotação das RBPs deve ser cuidadosamente ajustada para fornecer um débito cardíaco satisfatório, mantendo a perfusão de pressão adequada e evitando refluxo e sucção

no ventrículo.

Porém, ocorreram limitações na restauração do índice basal SHE, uma vez que o fluxo de regurgitação foi detectado ($q_{RBP_{min}} < 0$) na Fig. 3.11(c). Como apontado por Ising *et al.* [98], o fluxo retrógrado aumenta a pulsatilidade vascular, mas também causa hemólise e leva a cargas miocárdicas mais altas e tensões da parede ventricular. A partir desse resultado preliminar, considerações sobre os limites de pulsatilidade devem ser estabelecidas na RBP. Nesta tese de doutorado, os limites aceitáveis de pulsatilidade estão associados aos limites das grandezas físicas simuladas pela interação entre os modelos 0D escolhidos para representar a RBP e o SCH do paciente.

No próximo capítulo, o sistema hidráulico desenvolvido pelo Instituto do Coração (InCor - HCFMUSP) será apresentado, sendo usado nesta tese de doutorado para representar as condições fisiológicas de pacientes pediátricos durante a implementação do controlador fisiológico proposto.

Capítulo 4

Simulador hidráulico InCor

Neste capítulo, o simulador hidráulico desenvolvido em parceria com o Instituto do Coração (InCor - HCFMUSP) é representado, o qual é usado para simular condições fisiológicas de pacientes em diferentes faixas etárias e testar o desempenho hidrodinâmico de DAVs. Também é apresentado um modelo 0D para o SCH pediátrico em condições basal e IC, para ser utilizado no projeto do sistema de controle fisiológico.

4.1 Introdução

Os simuladores hidráulicos desenvolvidos para testar DAVs são sistemas constituídos por tubos e reservatórios, a fim de reproduzir em testes *in vitro* as condições fisiológicas normais e de IC do SCH. Embora esses simuladores não possam substituir os testes *in vivo*, eles são um passo importante no projeto e validação dos DAVs, pois de acordo com os parâmetros ajustados pelo operador, é possível representar condições de pressão e fluxo em que tais dispositivos serão submetidos quando implantados em um paciente [99].

Um dos primeiros simuladores utilizados para testar DAVs foi desenvolvido na Universidade da Pennsylvania por Rosenberg *et al.* [100]. Esse sistema simulava tanto a circulação sistêmica quanto a circulação pulmonar, de modo que o lado esquerdo e o lado direito do coração fossem representados. Williams *et al.* [101] também desenvolveram um simulador hidráulico com o intuito de analisar o uso de DAVs acoplados ao ventrículo esquerdo. Esse simulador é composto por uma bomba de pistão que representa o ventrículo esquerdo, duas válvulas cardíacas, uma na entrada e

uma na saída da bomba, e a carga hemodinâmica.

Pantalos *et al.* [99, 102] construíram um simulador do SCH para testar DAVs, cujo objetivo era avaliar a capacidade que o simulador do ventrículo tem para reproduzir a resposta de Frank-Starling para pacientes em condição normal, com IC e recuperação cardíaca. Esse simulador consiste de um átrio, um ventrículo, circulação sistêmica e coronária. Após os testes realizados, pode-se concluir que o simulador conseguia reproduzir as curvas de Pressão-Volume (*PV-loops*) ventriculares para as três condições propostas.

Outro sistema hidráulico foi proposto por Liu *et al.* [103], 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 com e sem assistência ventricular. Esse sistema é composto por: simuladores dos ventrículos esquerdo e direito; tanques de ar e água para modelar a complacência venosa e arterial; tubos para modelar as resistências venosa e arterial; e uma resistência mecânica para modelar a variação na resistência sistêmica sob diferentes condições cardíacas. Para reproduzir o bombeamento do coração, a pressão de ejeção (que retrata a contração do ventrículo) e a pressão de enchimento (que retrata o relaxamento do ventrículo) medidas no simulador de ventrículo esquerdo são definidas por um módulo de acionamento pneumático. Além disso, na entrada e na saída do simulador de ventrículo esquerdo existem válvulas unidirecionais, que representam a válvula mitral e a válvula aórtica.

Por sua vez, Telyshev *et al.* [104] propuseram um sistema hidráulico para simular características fisiológicas do sistema cardiovascular de pacientes na faixa etária pediátrica com IC. O sistema também pode ser usado para testes pré-clínicos de DAVs pediátricos baseados em bombas de sangue rotativas implantáveis. O circuito hidráulico consiste em dois ventrículos artificiais pulsáteis, também de acionamento pneumático, quatro reservatórios fechados simulando parâmetros concentrados dos principais vasos do SCH pediátrico e duas manetes de parafuso ajustáveis usados para simular a resistência vascular da circulação sistêmica e pulmonar.

Com um propósito similar, Torres [105] desenvolveu um modelo hidráulico do sistema circulatório pediátrico com ajustes automatizados de pressões no laboratório de Bioengenharia do InCor - HCFMUSP. Entretanto, a configuração desse simulador precisava ser adaptada para esta tese de doutorado, no intuito de permitir a verificação do desempenho da bomba de sangue rotativa InCor em malha aberta (obtenção dos limites operacionais da bomba) e em malha fechada (regulação de uma variável fisiológica reproduzida no sistema).

Nesse contexto, uma nova configuração do simulador hidráulico pediátrico InCor foi concebida nesta tese de doutorado, utilizando um DAV tipo bomba volumétrica de maior volume como simulador de ventrículo esquerdo, para representar as condições fisiológicas do SCH de um paciente pediátrico com IC; e com possibilidade de conexão da bomba rotativa InCor entre o simulador de ventrículo e a câmara aórtica, para testar a efetividade da assistência ventricular.

4.2 Estrutura do simulador hidráulico (SH)

O sistema hidráulico (SH) InCor utilizado nesta tese de doutorado é uma simplificação do sistema circulatório humano, considerando apenas o laço sistêmico (no caso, lado esquerdo do coração e circulação sistêmica), conforme apresentado na Fig. 4.1.

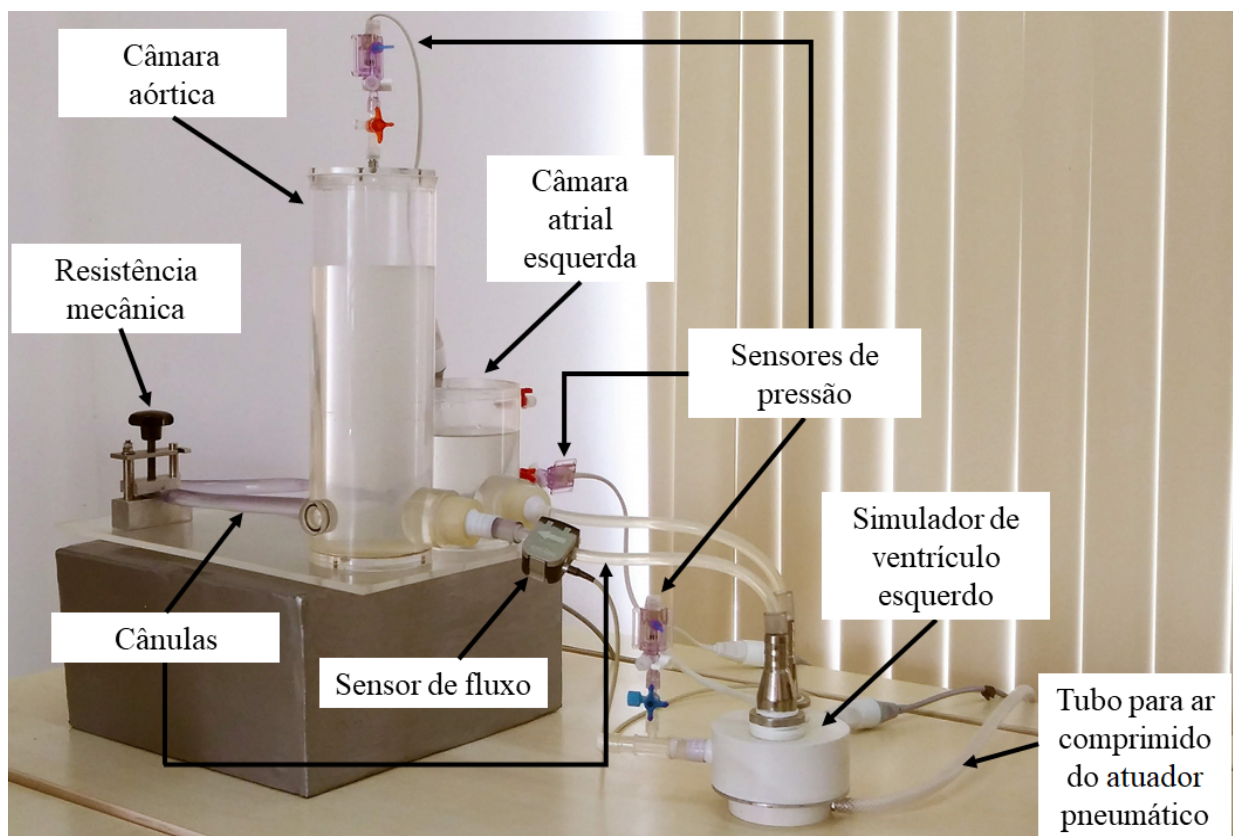


Figura 4.1: Imagem do sistema hidráulico InCor utilizado no laboratório.

Esse sistema é composto por: dois reservatórios, que são as câmaras atrial esquerda e câmara aórtica; um DAV do tipo bomba volumétrica, que representa um simulador de ventrículo esquerdo; um módulo de acionamento pneumático, para acionar o simulador de ventrículo; câmulas de $\frac{1}{4}$ " e

$\frac{1}{2}$ " de diâmetro e 1,5 mm de espessura interna, para conexão entre as câmaras e o simulador de ventrículo; uma resistência mecânica, para simular obstruções no vaso sanguíneo; e sensores de pressão e de fluxo, conectados a uma placa de aquisição de sinais. O fluido utilizado nesse sistema é uma solução composta por $\frac{2}{3}$ de soro fisiológico e $\frac{1}{3}$ de glicerina, para reproduzir a viscosidade do sangue. Para evitar a proliferação de bactérias e fungos, foi adicionado à solução 1% de álcool benzílico.

O simulador de ventrículo esquerdo é um DAV pulsátil de 130 ml desenvolvido pelo InCor, para representar o ventrículo dilatado de um paciente pediátrico com IC, conforme representado na Fig. 4.2. Esse DAV é composto por uma câmara de sangue e uma câmara de ar, as quais são separadas por uma membrana impermeável. Próteses valvares cardíacas de pericárdio bovino são colocadas na entrada e na saída da câmara de sangue, para garantir que o fluxo sanguíneo seja unidirecional. A câmara de ar é conectada a um atuador pneumático por meio de um tubo flexível. A pressão de saída do atuador pneumático deve ser suficiente (ou seja, maior que 50 mmHg) para deslocar a membrana existente entre as duas câmaras. O sangue que flui pela cânula de entrada é armazenado na câmara de sangue e ao ocorrer o deslocamento da membrana, aumenta-se a pressão na câmara de sangue que expulsa o sangue através da cânula de saída.

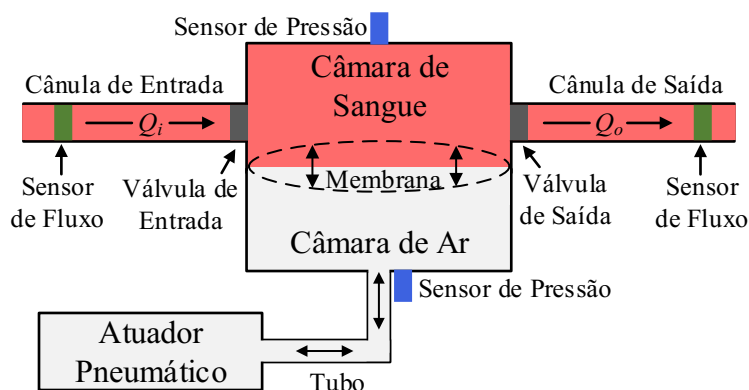


Figura 4.2: Diagrama de blocos do simulador de ventrículo utilizado no sistema hidráulico (Fonte: Sousa [67]).

O bombeamento realizado pelo simulador de ventrículo é definido por meio do módulo de acionamento pneumático, que foi desenvolvido pelo InCor e cedido para esse estudo através da cooperação científica estabelecida com a UFCG. Esse atuador pneumático é utilizado para gerar a saída de ar controlada, que é utilizada para pressurizar a câmara de ar da bomba volumétrica. Um diagrama de blocos do módulo de acionamento pneumático está representado na Fig. 4.3.

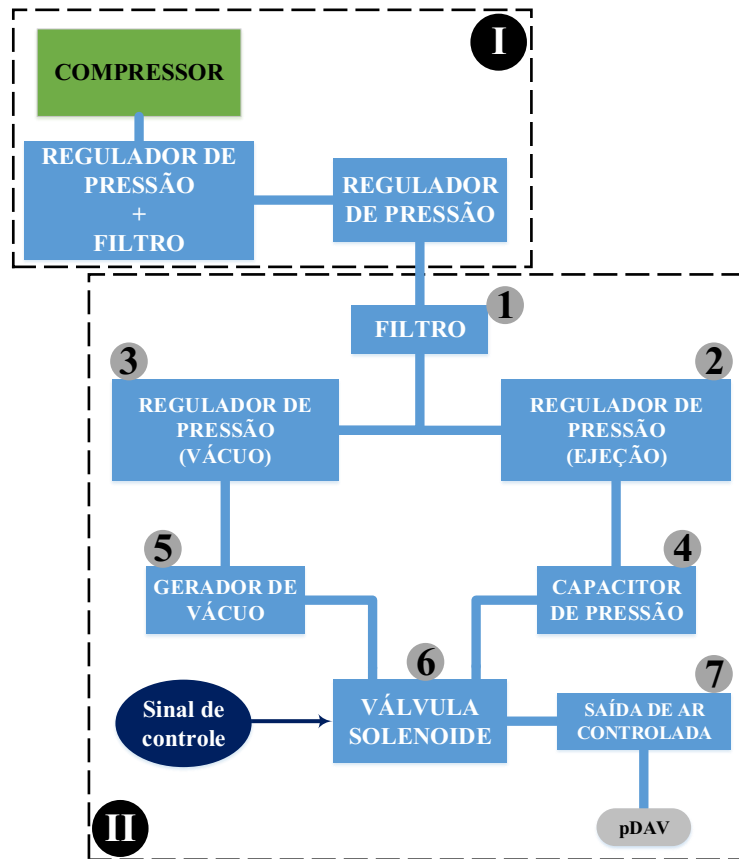


Figura 4.3: Esquemático simplificado da interligação dos componentes do atuador pneumático. I – Conjunto composto por compressor, reguladores de pressão e filtro para adequar a pressão de ar gerada pelo compressor à pressão utilizada na entrada do atuador pneumático. II – Atuador pneumático (Fonte: Sousa [67]).

No quadro I da Fig. 4.3, o ar comprimido utilizado neste sistema é proveniente de um compressor, que disponibiliza níveis de pressão entre 7 a 9 bar. A saída deste compressor é conectada a 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. Também 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 garantir que o DAV opere dentro dos limites de segurança [67].

No quadro II da Fig. 4.3, há na entrada do atuador mais um filtro de ar para garantir que não irão 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 pela bomba volumétrica. A pressão de ejeção (P_{ej}) na câmara de ar persiste durante um período de tempo conhecido como período de sístole do dispositivo (T_{sis}). Com a fase de ejeção concluída, o compressor interrompe o fornecimento de ar comprimido ou gera uma pressão negativa (vácuo), definindo o que chama-se de pressão de enchimento (P_{en}). Esse processo diminui a pressão no interior da câmara de sangue e permite a entrada de sangue através da cânula de entrada [72], a cada período de batimento cardíaco (T_c). Um diagrama temporal das fases de ejeção e enchimento pode ser observado na Fig. 4.4.

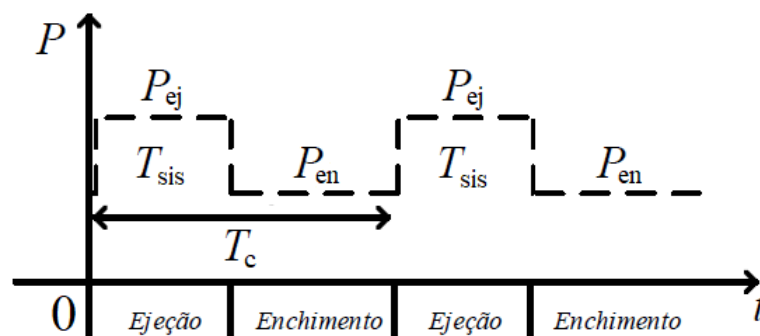


Figura 4.4: Ilustração dos instantes de ejeção e enchimento atribuídos ao simulador de ventrículo (Adaptado de: Cordeiro [72]).

Nesse módulo, um dos reguladores ajusta o nível de P_{ej} e outro ajusta o nível de P_{en} do DAV. Esses níveis de pressão estão disponíveis nas duas entradas de uma válvula solenoide, cujos valores nominais de operação são de 12 V e 0,5 A, necessitando de 6W de potência. A válvula solenoide é controlada mediante a utilização de um microcontrolador, no qual o usuário define T_c na faixa de 400 ms a 3000 ms, e T_{sis} na faixa de 100 ms a 600 ms.

4.3 Modelagem do simulador hidráulico

O modelo a parâmetros concentrados adotado para o sistema hidráulico foi proposto inicialmente por Sousa *et al.* [67, 106], cuja dinâmica é descrita por um conjunto de equações diferenciais ordinárias, que representam os subsistemas pneumático e hidráulico. As representações por meio do esquemático simplificado e do circuito equivalente são mostradas nas Figs 4.5 e 4.6, respectivamente. Cada um dos subsistemas é detalhado nas Subseções 4.3.1 e 4.3.2.

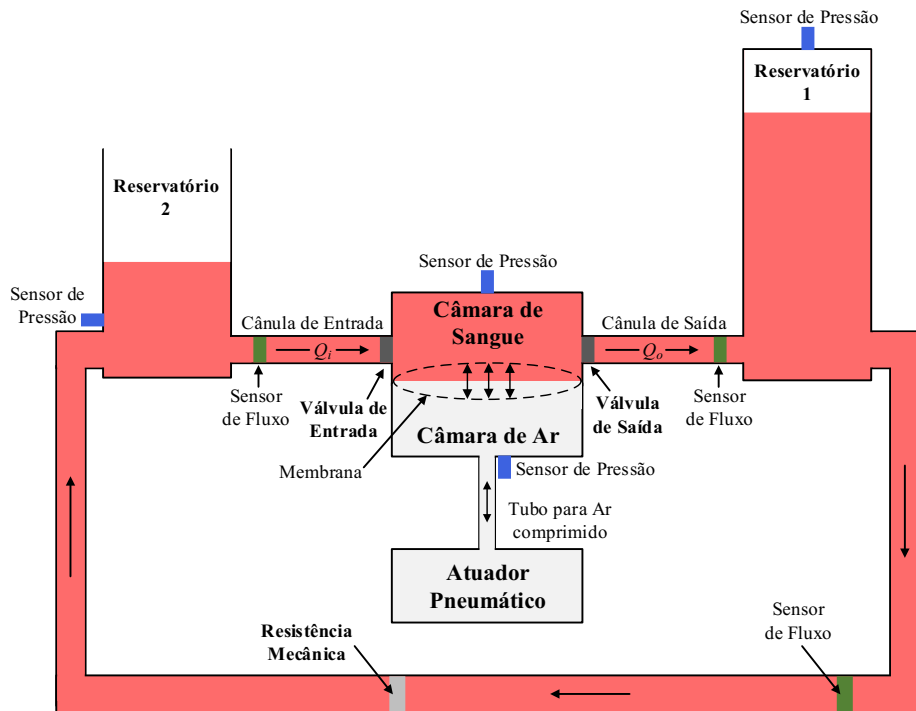


Figura 4.5: Esquemático do sistema hidráulico InCor. Legenda: reservatório 1 - câmara aórtica; reservatório 2 - câmara atrial esquerda (Fonte: Sousa [67]).

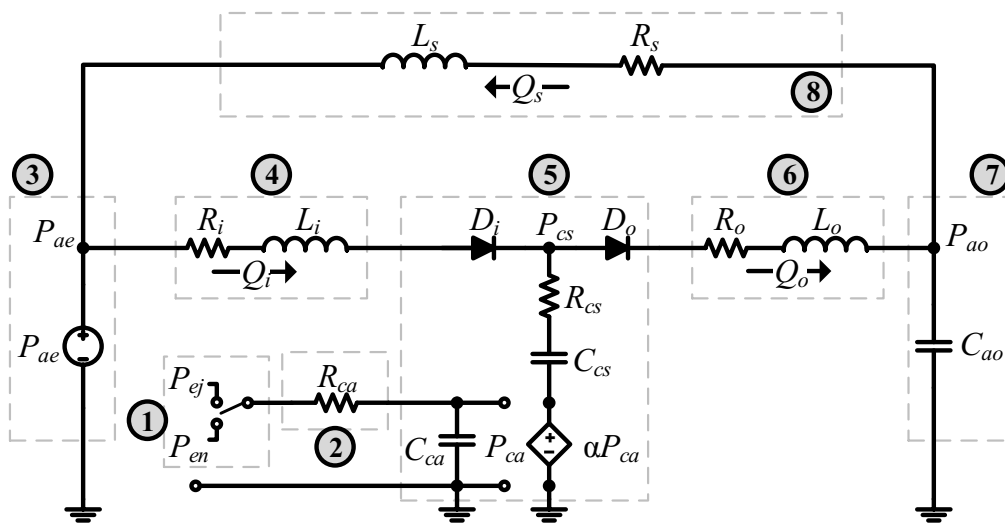


Figura 4.6: Circuito elétrico análogo ao simulador hidráulico. Legenda: 1 - Pressão chaveada proveniente do console pneumático; 2 - Tubo para ar comprimido; 3 - Câmara atrial esquerda; 4 - Câmara de entrada; 5 - Simulador de ventrículo esquerdo; 6 - Câmara de saída; 7 - Câmara aórtica; 8 - Câmara e resistência mecânica para o laço sistêmico (Fonte: Sousa [67]).

4.3.1 Modelo pneumático

A estrutura do modelo 0D para o atuador pneumático é definida por meio de um circuito RC série, cuja dinâmica é descrita pela Eq. (4.1).

$$\frac{dp_{ca}(t)}{dt} = \frac{p_d(t) - p_{ca}(t)}{R_{ca}C_{ca}} \quad (4.1)$$

onde: $p_{ca}(t)$ é a pressão na câmara de ar (mmHg); R_{ac} representa a resistência do tubo flexível que liga o atuador à câmara pneumática $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}\right)$; C_{ac} representa a complacência da câmara de ar do simulador de ventrículo esquerdo $\left(\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}\right)$; $p_d(t)$ é a pressão de entrada do atuador pneumático (mmHg), conforme expresso pela Eq. (4.2).

$$p_d(t) = \begin{cases} P_{ej}, & 0 < t \leq T_{sis} \\ P_{en}, & T_{sis} < t \leq T_c \end{cases} \quad (4.2)$$

onde: P_{ej} é a pressão de ejeção (mmHg); P_{en} é a pressão de enchimento (mmHg); T_{sis} é o tempo de sístole (s); e T_c é o período do batimento do simulador de ventrículo.

4.3.2 Modelo hidráulico

O modelo 0D para o subsistema hidráulico é composto pela circulação de fluido entre o simulador de ventrículo esquerdo e as câmaras atrial esquerda e aórtica. Assumindo a pressão na câmara atrial esquerda $p_{ae}(t)$ como uma pressão constante, logo pode-se representá-la por uma fonte de tensão DC denominada P_{ae} . A taxa de variação das pressões na câmara de sangue do simulador de ventrículo e na câmara aórtica são descritas pelas Eqs. (4.3) e (4.4), respectivamente.

$$\frac{dp_{ccs}(t)}{dt} = \frac{p_{cs}(t) - p_{ccs}(t) - p_{ca}(t)}{R_{cs}C_{cs}} \quad (4.3)$$

$$\frac{dp_{ao}(t)}{dt} = \frac{q_o(t) - q_s(t)}{C_{ao}} \quad (4.4)$$

onde: $p_{ccs}(t)$ e $p_{ao}(t)$ são as pressões nas complacências da câmara de sangue e da câmara aórtica (mmHg), respectivamente; $p_{cs}(t)$ é a pressão resultante no simulador de ventrículo esquerdo, a partir da ejeção de fluido da câmara de ar para a câmara de sangue (mmHg); R_{cs} é a resistência interna da câmara de sangue $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}\right)$; C_{cs} e C_{ao} representam as complacências da câmara de

sangue do simulador de ventrículo e da câmara aórtica $\left(\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}\right)$, respectivamente; $q_i(t)$ e $q_o(t)$ são os fluxos nas cânulas de entrada e de saída do simulador de ventrículo $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$, respectivamente; e $q_s(t)$ é o fluxo no laço sistêmico $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$. Cada um dos fluxos apresentam uma dinâmica descrita pelas Eqs. (4.5) a (4.7).

$$\frac{dq_i(t)}{dt} = \frac{D_i(P_{ae} - p_{cs}(t)) - R_i q_i(t)}{L_i} \quad (4.5)$$

$$\frac{dq_o(t)}{dt} = \frac{D_o(p_{cs}(t) - p_{ao}(t)) - R_o q_o(t)}{L_o} \quad (4.6)$$

$$\frac{dq_s(t)}{dt} = \frac{p_{ao}(t) - P_{ae} - R_s q_s(t)}{L_s} \quad (4.7)$$

onde: D_i e D_o representam as válvulas cardíacas mitral e aórtica, respectivamente, no interior do simulador de ventrículo; R_i e R_o representam as resistências nas cânulas de entrada e saída do simulador de ventrículo $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}\right)$, respectivamente; R_s representa a resistência no laço sistêmico $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}\right)$; L_i e L_o representam as inertâncias nas cânulas de entrada e saída do simulador de ventrículo $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}{\text{ml}}\right)$, respectivamente; L_s representa a inertância no laço sistêmico $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}{\text{ml}}\right)$.

Logo, o modelo 0D do SH InCor pode ser descrito a partir da representação de espaço de estados, conforme a Eq. (4.8).

$$\dot{\mathbf{x}}_{\text{SH}}(t) = \mathbf{A}_{\text{SH}}(t, \mathbf{x}(t)) + \mathbf{B}_{\text{SH}} p_d(t) \quad (4.8)$$

onde: $\mathbf{x}_{\text{SH}}(t)$ é o vetor de estados; $\mathbf{A}_{\text{SH}}(t, \mathbf{x}(t))$ representa a matriz de estados e \mathbf{B}_{SH} representa a matriz de entrada, conforme expressas nas Eqs. (4.9), (4.10) e (4.11), respectivamente.

$$\mathbf{x}_{\text{SH}}(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \\ x_4(t) \\ x_5(t) \\ x_6(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{ca}(t) \\ p_{ccs}(t) \\ p_{ao}(t) \\ q_i(t) \\ q_o(t) \\ q_s(t) \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

$$\mathbf{A}_{\text{SH}}(t, x(t)) = \begin{bmatrix} \frac{-x_1(t)}{R_{ca}C_{ca}} \\ \frac{p_{cs}(t) - x_1(t) - x_2(t)}{R_{cs}C_{cs}} \\ \frac{x_5(t) - x_6(t)}{C_{ao}} \\ \frac{D_i(x_1(t) - p_{cs}(t)) - R_i x_4(t)}{L_i} \\ \frac{D_o(p_{cs}(t) - x_3(t)) - R_o x_5(t)}{L_o} \\ \frac{x_3(t) - P_{ae} - R_s x_6(t)}{L_s} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

$$\mathbf{B}_{\text{SH}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{R_{ca}C_{ca}} \\ \mathbf{0}_{5 \times 1} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

4.4 Caracterização do simulador hidráulico

Para estimação dos parâmetros do modelo do simulador hidráulico, é necessária a realização de um conjunto de testes experimentais em laboratório. O procedimento de caracterização é esboçado por meio de um fluxograma, como observado na Fig. 4.7.

Os experimentos propostos com o simulador hidráulico InCor foram realizados seguindo a configuração previamente apresentada (vide Fig. 4.1). Na obtenção dos parâmetros do modelo 0D para o SH InCor, um sistema de aquisição de dados foi utilizado, melhor descrito no Apêndice A.

Nas Subseções 4.4.1 a 4.4.3 é realizada uma explicação detalhada sobre todas as etapas do procedimento de caracterização proposto.

4.4.1 Relação estática pressão-volume

Com o objetivo de determinar a complacência da câmara de sangue C_{cs} do simulador de ventrículo, um teste experimental estático com o dispositivo isolado em bancada foi realizado, em que obtém-se a relação entre a pressão e o volume no interior da câmara de sangue. Para realizar este teste, retiraram-se inicialmente as duas válvulas do simulador de ventrículo e fechou-se o conector de saída com uma rolha. Feito isso, seguiu-se o seguinte procedimento [106, 107]:

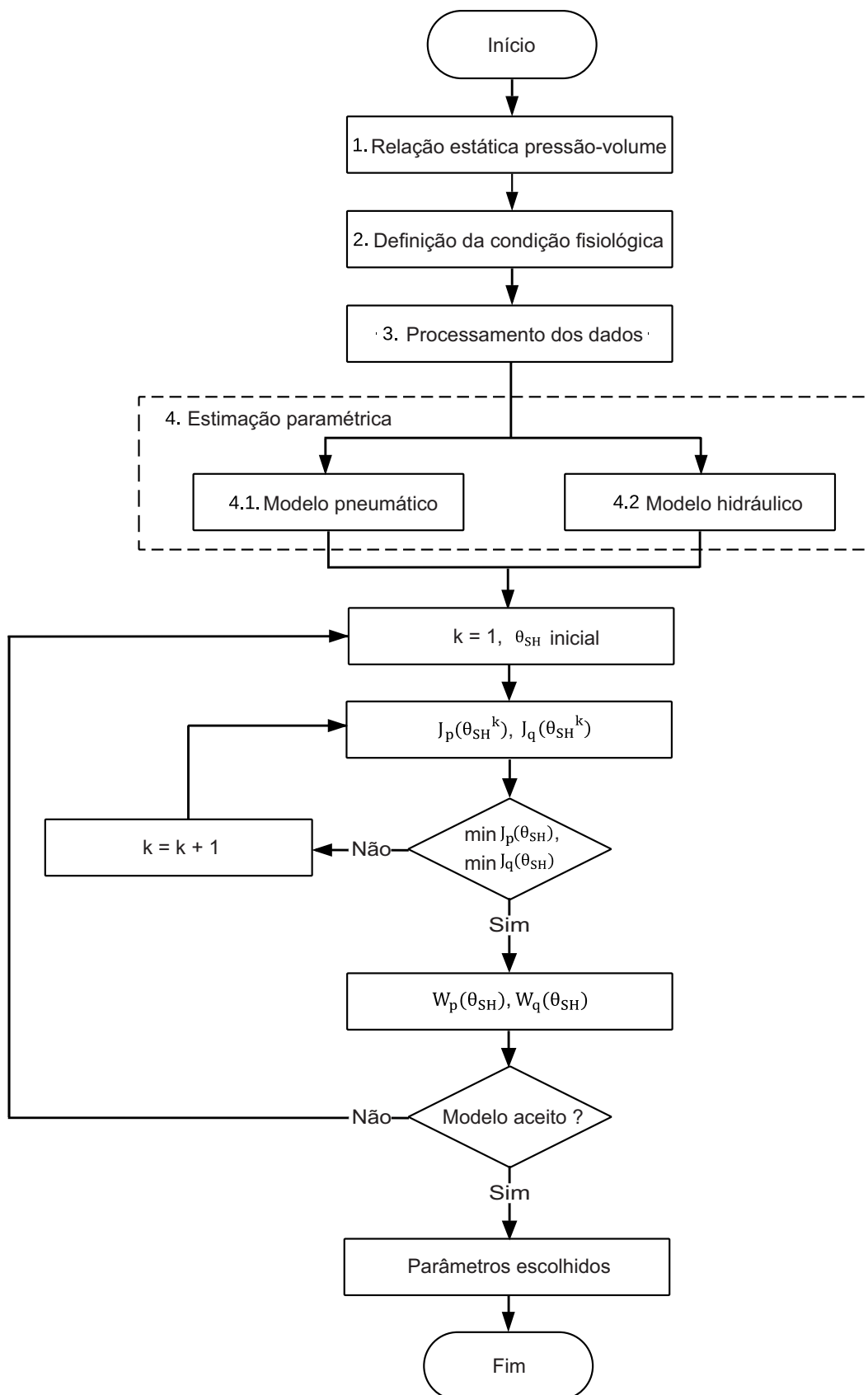


Figura 4.7: Fluxograma para descrição do procedimento de caracterização do SH InCor.

1. Conectou-se uma seringa de 200 ml à entrada do simulador de ventrículo, enchendo completamente a câmara de sangue do dispositivo com 130 ml do fluido utilizado no SH.
2. Após alcançar a pressão máxima limite no enchimento, quantidades fixas de 5 ml foram retiradas do interior da câmara de sangue do simulador de ventrículo usando a mesma seringa.
3. Para cada retirada de 5 ml, as medições de pressão P_{cs} e de volume V_{cs} da câmara de sangue foram anotados.
4. Repetiu-se cinco vezes este experimento (passos 1, 2 e 3), mantendo a pressão na câmara de ar (P_{ca}) constante para cada experimento nos seguintes valores: 50, 100, 150, 200 e 250 mmHg. Ao final de cada experimento, as curvas pressão (P_{cs}) versus volume (V_{cs}) podem ser traçadas.

4.4.2 Definição das condições fisiológicas

Após obter a relação pressão-volume do simulador de ventrículo, as duas válvulas são inseridas novamente nos conectores de entrada e saída, e o dispositivo é interligado ao simulador hidráulico. Feito isso, as condições fisiológicas do paciente pediátrico são definidas para serem reproduzidas em bancada. Nesta tese de doutorado, assumiu-se um paciente pediátrico de 1 ano de idade, de acordo com a faixa etária estabelecida na cooperação científica InCor-UFCG, considerando a condição fisiológica saudável destacada em negrito na Tabela 4.1.

Tabela 4.1: Condição basal dos sinais vitais pediátricos (Adaptado de: Flynn *et al.* [108]).

Faixa etária	Idade	Pressão arterial (mmHg)				Frequência cardíaca (bpm)	
		Gênero masculino		Gênero feminino		Acordado	Dormindo
		Sístole	Diástole	Sístole	Diástole		
Lactantes	1 - 12 meses	72 - 104	37 - 56	72 - 104	37 - 56	100-170	75 - 160
Crianças	1 ano	86 - 101	41 - 54	85 - 102	42 - 58	80 - 150	60 - 90
	2 anos	89 - 104	44 - 58	89 - 106	48 - 62		
Pré-escolares	3 anos	90 - 105	47 - 61	90 - 107	50 - 65	70 - 130	
(14 - 20 kg)	4 anos	92 - 107	50 - 64	92 - 108	53 - 67		
	5 anos	94 - 110	53 - 67	93 - 110	55 - 70		

Os pontos de operação que retratam as condições pediátricas saudável e de insuficiência cardíaca no SH InCor foram definidos com base nos trabalhos de Sousa e Torres [67, 105], adaptando a representação das características fisiológicas (frequência cardíaca, período de sístole, pressões

e fluxos) para adequar-se aos limites operacionais da bancada durante a realização dos testes de controle em malha fechada com a bomba rotativa. Então, propôs-se a execução da seguinte sequência de passos no SH InCor, para configuração desses pontos de operação:

- (a) No mostrador principal do console pneumático, defina o valor do período de batimento basal igual a $T_c = 667$ ms (correspondente a frequência cardíaca igual a $HR = 90$ bpm). Defina também o período de sístole igual a $T_{sis} = 200$ ms (correspondente ao *duty cycle* igual a $\tau = 30\%$).
- (b) Acione o botão *push-button* “acionamento manual” e ajuste simultaneamente com o regulador de pressão, a pressão de ejeção na câmara de ar igual a $P_{ej} = 140$ mmHg, para definir a condição pediátrica saudável. Com outro regulador de pressão, ajuste a pressão de enchimento igual a $P_{en} = 0$ mmHg.
- (c) Acione a chave *on-off* para o modo “acionamento automático” do painel frontal do console pneumático. Ajuste manualmente a posição da resistência mecânica até que a pressão aórtica $p_{ao}(t)$ medida alcance o valor em torno de 85 por 45 mmHg.
- (d) Meça os fluxos de entrada e de saída do simulador de ventrículo, as pressões nas câmaras atrial esquerda e aórtica, bem como nas câmaras de sangue e de ar durante 1 min (60 segundos). Armazene os dados coletados em um PC.
- (e) Defina no console pneumático o valor do período de batimento de IC igual a $T_c = 2000$ ms (correspondente a $HR = 30$ bpm). Defina também o período de sístole igual a $T_{sis} = 600$ ms (correspondente a $\tau = 30\%$).
- (f) Repita o passo (b), ajustando a pressão de ejeção na câmara de ar igual a $P_{ej} = 80$ mmHg, para definir a condição pediátrica de IC.
- (g) Repita o passo (c), verificando se a pressão aórtica medida esteja em torno de 55 por 25 mmHg. Caso necessário, faça um ajuste fino na posição da resistência mecânica.
- (h) Repita o procedimento descrito no passo (d).

4.4.3 Problema de identificação

Com a medição dos sinais de pressão e fluxo durante os passos descritos na Subseção 4.4.2, a identificação dos parâmetros do simulador hidráulico é feita por meio de simulação computacional. Esse processo é dividido em três etapas: processamento dos dados, estimação dos parâmetros e validação do modelo.

Processamento dos dados

Na etapa de processamento, é realizada a detecção do regime permanente dos sinais medidos, bem como a filtragem e a separação dos dados. Nesta tese de doutorado, o regime permanente do sinal medido no SH InCor é assumido quando o valor absoluto do erro entre os valores de pico da variável fisiológica $p_{ao}(t)$ em dois ciclos cardíacos consecutivos é menor que a tolerância, conforme expresso na Eq. (4.12).

$$|\varepsilon_p(nT_c)| < \varepsilon_p^* \quad (4.12)$$

onde: ε_p^* é a tolerância; $\varepsilon_p(nT_c)$ é o erro entre os valores de pico (V_{p_1} e V_{p_2}), que é calculado de acordo com a Eq. (4.13).

$$\begin{aligned} \varepsilon_p(nT_c) &= V_{p_1} - V_{p_2}, \quad n = 1, 2, 3, \dots \\ \Rightarrow \varepsilon_p(nT_c) &= \max_{t \in [nT_c, (n+1)T_c]} p_{ao}(t) - \max_{t \in [(n+1)T_c, (n+2)T_c]} p_{ao}(t) \end{aligned} \quad (4.13)$$

Uma representação gráfica do regime permanente da pressão aórtica pode ser observado na Fig. 4.8. Ao ser alcançado esse regime, os sinais são truncados a partir do primeiro ciclo cardíaco que atende o critério de erro até o final do arquivo de registro dos dados.

Definido o regime permanente, os sinais foram filtrados com o objetivo de mitigar o ruído de medição. A estratégia de filtragem aplicada para este propósito foi a técnica de subtração espectral, que permite eliminar as componentes harmônicas que estão fora do gabarito espectral especificado [109]. Esse procedimento pode ser expresso conforme a Eq. (4.14).

$$\hat{X}(f) = Y(f) - \hat{N}(f) \quad (4.14)$$

onde: $Y(f)$ é o espectro do sinal medido $y(t)$, obtido pela transformada de Fourier (FFT); $\hat{N}(f)$ é

uma estimativa do espectro do ruído $n(k)$ do sinal; $\hat{X}(f)$ é uma estimativa do espectro do sinal $x(k)$ sem ruído, obtido pela transformada inversa de Fourier (IFFT).

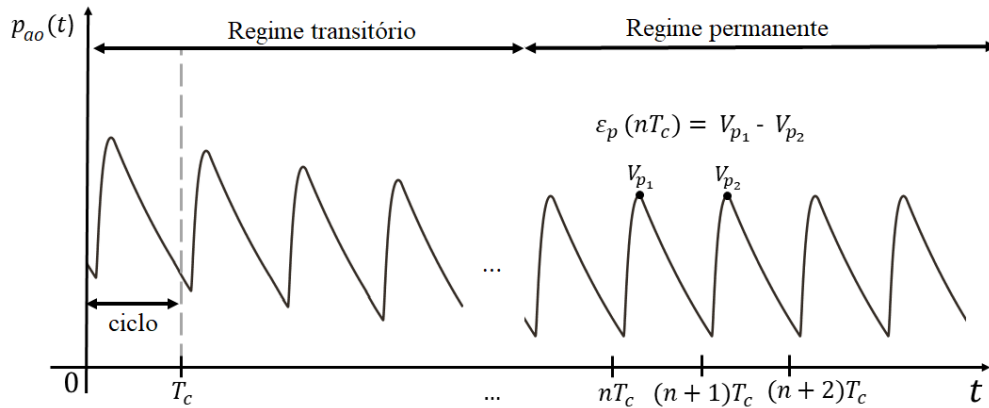


Figura 4.8: Representação do regime permanente da variável fisiológica $p_{ao}(t)$, evidenciando o erro entre os valores de pico em dois ciclos cardíacos consecutivos.

Os sinais medidos no SH InCor têm como frequência fundamental aquela definida como batimento cardíaco do simulador de ventrículo. Esses sinais foram amostrados a uma taxa de 1 kHz, respeitando o teorema da amostragem de Nyquist–Shannon, uma vez que a maior frequência de batimento definida via console pneumático para o simulador de ventrículo é de $HR = 150$ bpm, que corresponde a $f = \frac{HR}{60} = 2,5$ Hz.

Com os sinais filtrados, os dados foram separados para realização das etapas de estimação e validação do modelo do SH InCor. Essa separação é baseada no sinal de sincronismo do console pneumático, em que o tempo inicial dos ciclos é definido a partir do instante t_0 do sinal $p_d(t)$. Neste caso, o conjunto de ciclos dos sinais $p_{ao}(t)$ e $q_o(t)$ pertencentes ao intervalo de regime permanente foram usados, pois estes sinais são relevantes para retratar a condição fisiológica do paciente por meio dos índices de pulsatilidade, descritos na Seção 3.3 do Capítulo 3.

Estimação dos parâmetros

Na etapa de estimação, um processo iterativo é executado por um algoritmo de otimização para calcular os parâmetros do modelo 0D do simulador hidráulico. Esse ajuste é feito a partir do conjunto de ciclos de estimação dos sinais $p_{ao}(t)$ e $q_o(t)$, previamente tratados na etapa de processamento dos dados. A cada iteração, os estados que descrevem a dinâmica do modelo 0D do SH InCor são atualizados por meio da resolução numérica das equações diferenciais ordinárias (EDO), com base

no método iterativo e no passo de cálculo definidos na simulação computacional.

Após a atualização dos estados, a função de custo $J_i(\theta_{SH})$ é calculada conforme a Eq. (4.15), no intuito de minimizar o erro entre o sinal medido e o sinal estimado. Nesta tese de doutorado, a figura de mérito utilizada foi o erro médio quadrático normalizado dos sinais $p_{ao}(t)$ e $q_o(t)$, pois além de ser amplamente usada em identificação de sistemas, ela possibilitou encontrar a solução de parâmetros que atende ambos os sinais de interesse.

$$J_i(\theta_{SH}) = \frac{1}{N_{E_i}} \sum_{k=1}^{N_{E_i}} \left[\frac{e_i(k)}{\bar{y}} \right]^2 = \frac{1}{N_{E_i}} \sum_{k=1}^{N_{E_i}} \left[\frac{y(k) - \hat{y}(k|\theta_{SH})}{\bar{y}} \right]^2, i \in \{p, q\} \quad (4.15)$$

onde: $y(k) \in \{p_{ao}(k), q_o(k)\}$ é o sinal medido; $\hat{y}(k|\theta_{SH}) \in \{\hat{p}_{ao}(k|\theta_{SH}), \hat{q}_o(k|\theta_{SH})\}$ é o sinal estimado; \bar{y} é o valor médio do sinal medido; $e_i(k)$ é o sinal de erro, que pode ser $e_p(k) = p_{ao}(k) - \hat{p}_{ao}(k|\theta_{SH})$ ou $e_q(k) = q_o(k) - \hat{q}_o(k|\theta_{SH})$; $N_{E_i}, i \in \{p, q\}$ é o número de amostras utilizadas na estimação do modelo para os sinais de pressão e fluxo, respectivamente.

O problema de otimização para obter os parâmetros do modelo 0D do SH InCor baseado no mínimo local, pode ser formulado conforme a Eq. (4.16).

$$\theta_{SH}^* = \underset{\theta_{SH} \in \mathbb{R}}{\operatorname{argmin}} J_i(\theta_{SH}), i \in \{p, q\}$$

$$\theta_{SH} = [R_{ca} \ C_{ca} \ R_i \ L_i \ R_o \ L_o \ R_s \ L_s \ C_{ao} \ R_{cs}]^T \quad (4.16)$$

sujeito a:

$$\dot{\mathbf{x}}_{SH}(t) = \mathbf{A}_{SH}(t, x(t)) + \mathbf{B}_{SH}p_d(t) \quad (4.17)$$

$$e_p(t) = p_{ao}(t) - \hat{p}_{ao}(t) \quad (4.18)$$

$$e_q(t) = q_o(t) - \hat{q}_o(t) \quad (4.19)$$

$$p_{d_{min}} \leq p_d(t) \leq p_{d_{max}}, \forall [t_i, t_f] \quad (4.20)$$

Validação dos modelos

Na etapa de validação, o modelo 0D proposto para o SH InCor com os parâmetros estimados é simulado novamente pelo algoritmo numérico, e compara-se o sinal medido e o sinal simulado. Para determinar a qualidade do modelo estimado, o conjunto de ciclos de validação dos sinais $p_{ao}(t)$ e $q_o(t)$ é usado para calcular o índice *root mean square error* (RMSE), conforme a Eq. (4.21).

$$W_i(\theta_{SH}) = \sqrt{\frac{1}{N_{V_i}} \sum_{k=1}^{N_{V_i}} [y(k) - \hat{y}(k|\hat{\theta}_{SH})]^2}, i \in \{p, q\} \quad (4.21)$$

onde: $y(k) \in \{p_{ao}(k), q_o(k)\}$ é o sinal medido; $\hat{y}(k|\hat{\theta}_{SH}) \in \{\hat{p}_{ao}(k|\hat{\theta}_{SH}), \hat{q}_o(k|\hat{\theta}_{SH})\}$ é o sinal estimado; N_{V_i} é o número de amostras utilizadas na validação do modelo, com $N_{V_i} = N - N_{E_i}$.

4.5 Resultados obtidos

Os resultados apresentados foram baseados nos dados coletados durante os testes experimentais em bancada, conforme apresentados nas Subseções 4.5.1 a 4.5.4.

4.5.1 Curvas estáticas $P_{cs} \times V_{cs}$

Após realizado o teste estático descrito na Subseção 4.4.1, obtiveram-se as curvas $P_{cs} \times V_{cs}$ do simulador de ventrículo, conforme observado na Fig. 4.9.

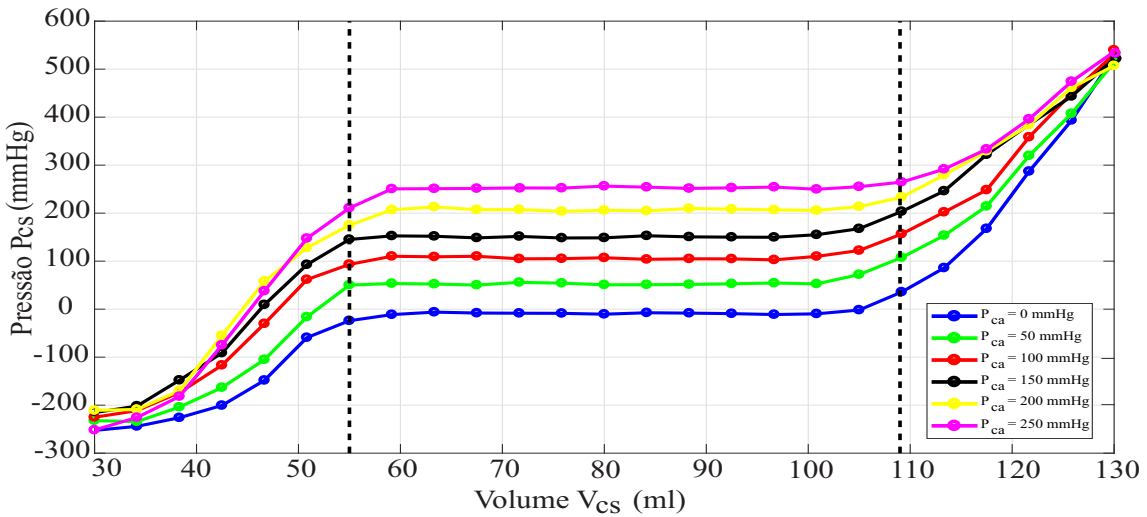


Figura 4.9: Curvas $P_{cs} \times V_{cs}$ resultantes do simulador de ventrículo.

Na região de operação de 55 ml a 109 ml, a variação da pressão com relação à variação do volume pode ser aproximada por uma função linear, com base no volume máximo que é ejetado pelo simulador de ventrículo (no caso, um volume de ejeção em torno de 54 ml). Então, a complacência C_{cs} do simulador de ventrículo foi calculada de acordo com a Eq. (4.22).

$$C_{cs} = \frac{\Delta V_{cs}}{\Delta P_{cs}} \quad (4.22)$$

Dessa forma, o valor médio da complacência da câmara de sangue calculado para todas as curvas é $C_{cs} = 0,9279$ ml/mmHg.

4.5.2 Tratamento dos sinais medidos

No intuito de determinar o regime permanente dos sinais de pressão e fluxo no SH InCor, foi exemplificado o sinal $p_{ao}(t)$ na condição IC retratada na Subseção 4.4.2, uma vez que essa condição fisiológica será o perfil patológico testado ao longo dessa tese de doutorado.

Ao analisar os instantes iniciais na qual a chave *on-off* do console pneumático é acionada, pode-se observar na Fig. 4.10 que a partir de $t \approx 20$ s (correspondente ao 11º ciclo), o sinal $p_{ao}(t)$ entra em regime permanente com a detecção do valor de pico, atendendo ao critério $|\varepsilon_p(nT_c)| < 10^{-2}$ como a tolerância mínima para os sinais medidos.

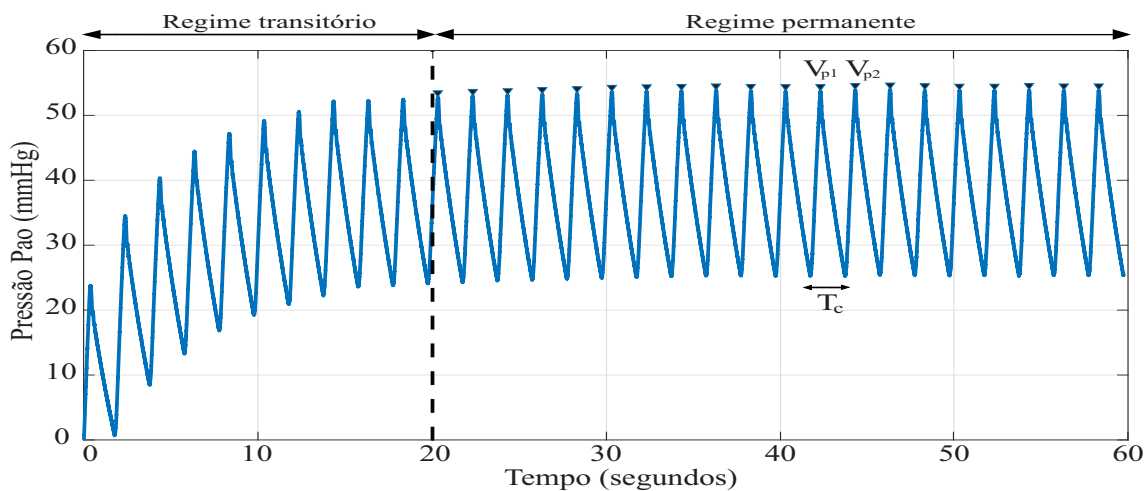


Figura 4.10: Detecção do regime permanente do sinal $p_{ao}(t)$ medido representando a condição IC de um paciente pediátrico.

Para definir as harmônicas que devem ser eliminadas, analisou-se o espectro de amplitude da FFT dos sinais de pressão e fluxo medidos, conforme apresentado nas Figs. 4.11 e 4.12, respectivamente. É possível observar que os sinais são compostos basicamente pelo nível DC e mais 6 harmônicas (primeira à sétima harmônica). Logo, eliminaram-se as harmônicas fora dessa faixa, considerando uma frequência de corte igual a $f_c = 10$ Hz.

Aplicada a filtragem nos sinais, pode-se observar nas Figs. 4.13 e 4.14 as curvas medida e filtrada dos sinais $p_{ao}(t)$ e $q_o(t)$ utilizando a técnica de subtração espectral para ambas as condições fisiológicas. Dos ciclos coletados em 1 min, então os sinais filtrados são truncados no intervalo de regime permanente. Diferentes proporções de divisão dos dados foram testados, entretanto a regra 80/20 foi adotada, na qual considera 80% dos ciclos para a estimação dos parâmetros e 20% deles para a validação do modelo. Essa regra foi escolhida devido ser governada pelo princípio de Pareto [110], comumente aplicado na teoria de engenharia de controle.

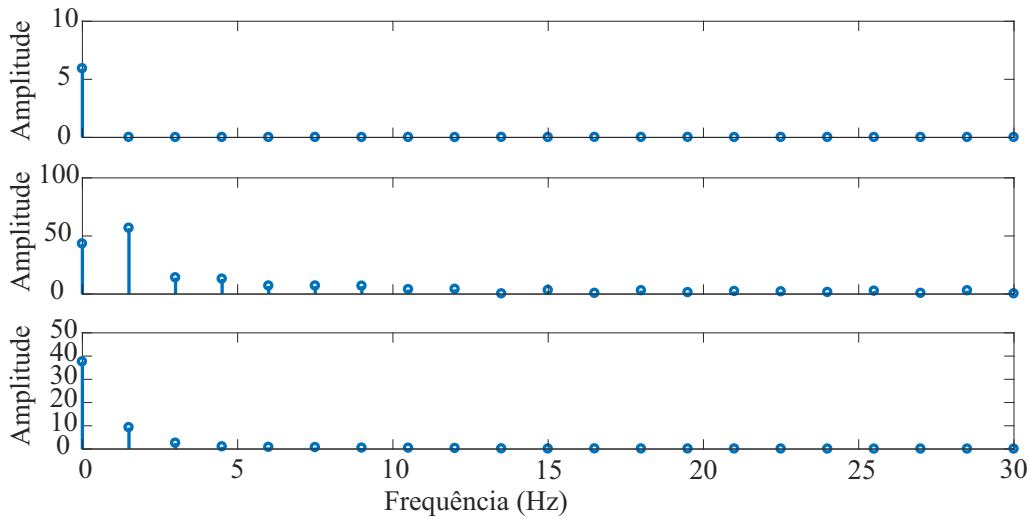


Figura 4.11: Espectro de amplitude da FFT dos sinais de pressão: (a) pressão atrial esquerda ($p_{ae}(t)$); (b) pressão na câmara de sangue ($p_{cs}(t)$); (c) pressão na câmara aórtica ($p_{ao}(t)$).

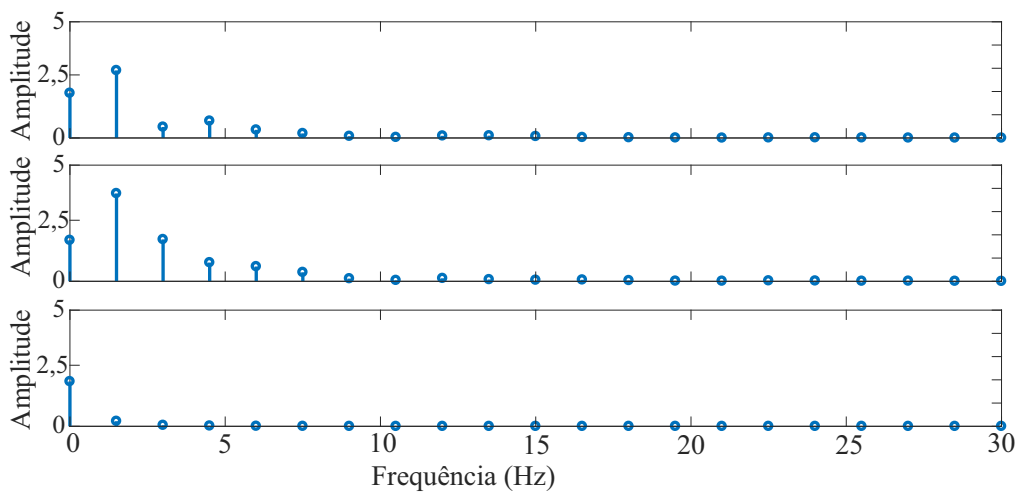


Figura 4.12: Espectro de amplitude da FFT dos sinais de fluxo: (a) fluxo de entrada ($q_i(t)$); (b) fluxo de saída ($q_o(t)$); (c) fluxo no laço sistêmico ($q_s(t)$).

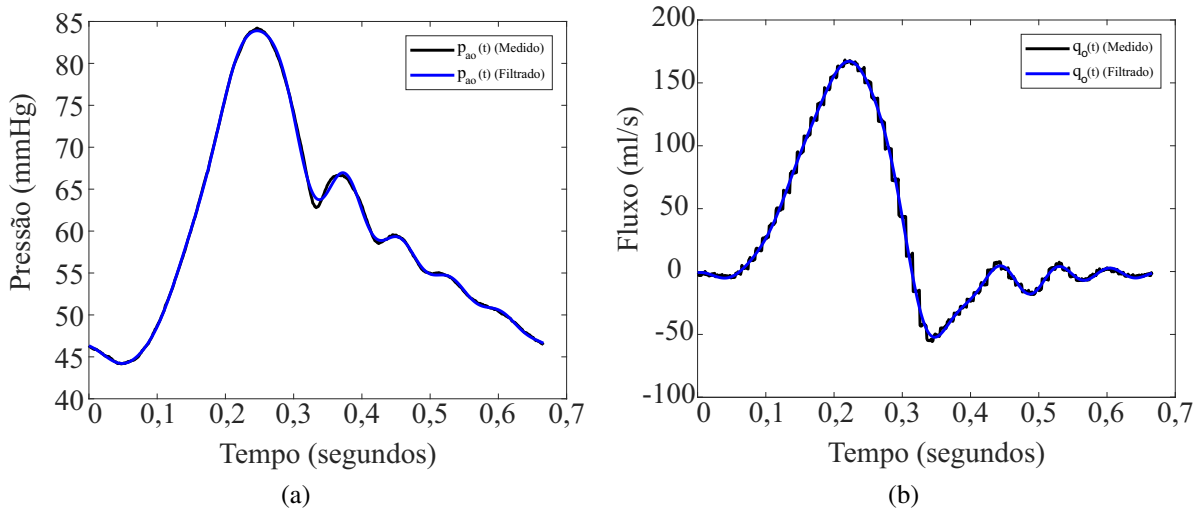


Figura 4.13: Curva dos sinais em condição saudável: (a) $p_{ao}(t)$ (medido) e $\hat{p}_{ao}(t)$ (filtrado); $q_o(t)$ (medido) e $\hat{q}_o(t)$ (filtrado).

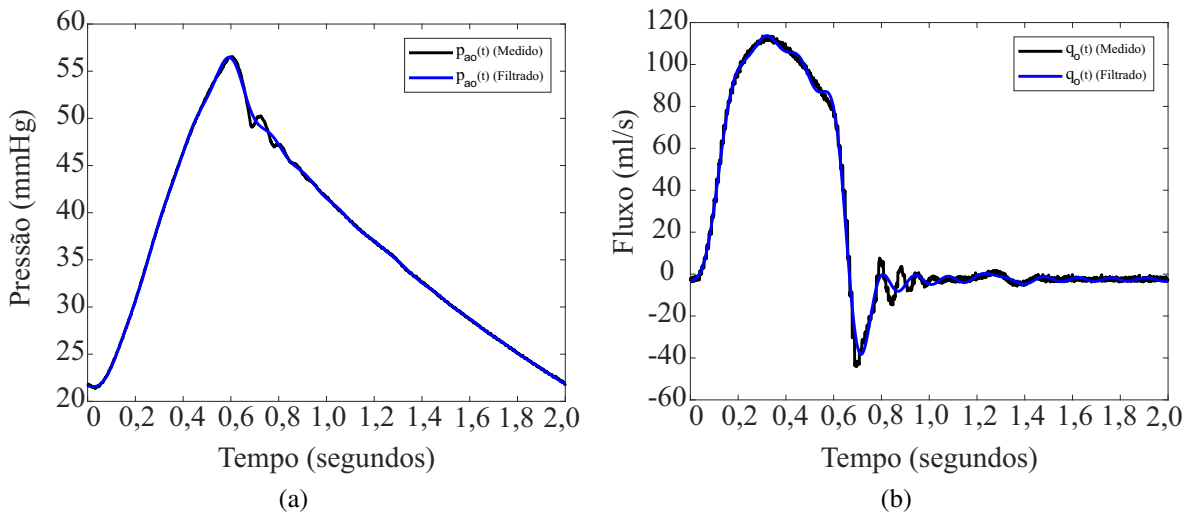


Figura 4.14: Curva dos sinais em condição IC: (a) $p_{ao}(t)$ (medido) e $\hat{p}_{ao}(t)$ (filtrado); $q_o(t)$ (medido) e $\hat{q}_o(t)$ (filtrado).

4.5.3 Estimação dos parâmetros do modelo do SH

Para identificação do sistema, o vetor de parâmetros $\theta_{SH} = [R_{ca} \ C_{ca} \ R_i \ L_i \ R_o \ L_o \ R_s \ L_s \ C_{ao} \ R_{cs}]^T$ do modelo completo descrito na Seção 4.3 foi inicializado com os valores calculados conforme o procedimento descrito em Sousa e Torres [67, 105]. Feita essa inicialização, o conjunto das equações diferenciais foi resolvido no algoritmo numérico usando o método Runge-Kutta de 4ª ordem (*ode4*) com um passo de cálculo de 10^{-3} , baseando-se esse valor na taxa de amostragem

dos sinais medidos. Para simular o modelo 0D em ambiente de simulação de circuitos elétricos, também é possível utilizar técnicas de integração implícitas de passo variável, como *ode23t* ou *ode15s*.

Após executar o algoritmo numérico, os valores obtidos para cada um dos parâmetros nas condições saudável e de IC são apresentados nas Tabelas 4.2 e 4.3. No que se refere a função de custo, obteve-se $J_p(\theta_{SH}) = 8,30 \times 10^{-3}$ e $J_q(\theta_{SH}) = 2,89 \times 10^{-2}$ para a condição saudável; e $J_p(\theta_{SH}) = 3,10 \times 10^{-3}$ e $J_q(\theta_{SH}) = 4,20 \times 10^{-2}$ para a condição IC.

Tabela 4.2: Valores dos parâmetros do modelo 0D do SH InCor (modelo pneumático).

Parâmetro	Valor	Unidade
R_{ca}	$2,50 \times 10^{-3}$	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
C_{ca}	13,71	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$

Tabela 4.3: Valores dos parâmetros do modelo 0D do SH InCor (modelo hidráulico).

Parâmetro	Valor	Valor	Unidade
	(Condição saudável)	(Insuficiência cardíaca)	
R_i	0,20	0,40	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$
L_i	$3,59 \times 10^{-2}$	0,23	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}{\text{ml}}$
R_o	$3,49 \times 10^{-2}$	0,13	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}}$
L_o	$5,04 \times 10^{-2}$	$8,55 \times 10^{-2}$	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$
R_s	1,68	1,29	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}}$
L_s	$1,00 \times 10^{-2}$	$8,64 \times 10^{-2}$	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$
C_{ao}	0,39	0,99	$\frac{\text{ml}}{\text{mmHg}}$
R_{cs}	0,10	0,10	$\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}$

4.5.4 Validação do modelo do SH

Com os parâmetros do modelo 0D do SH estimados, foram realizadas novas simulações computacionais para verificar o funcionamento desse modelo. As curvas de fluxo e pressão simuladas são similares às das curvas obtidas pelas medições em bancada para ambas condições fisiológicas retratadas, conforme observado na Fig. 4.15.

Também foi calculado o índice RMSE entre a curva medida e a curva simulada, para um ciclo de operação, utilizando a Eq. (4.21). Para a simulação da condição fisiológica saudável, obteve-se

$W_p(\theta_{SH}) = 5,67 \times 10^{-2}$ mmHg e $W_q(\theta_{SH}) = 7,79 \times 10^{-2}$ ml/s. No caso da simulação da condição IC, obteve-se $W_p(\theta_{SH}) = 1,74 \times 10^{-2}$ mmHg e $W_q(\theta_{SH}) = 4,23 \times 10^{-2}$ ml/s.

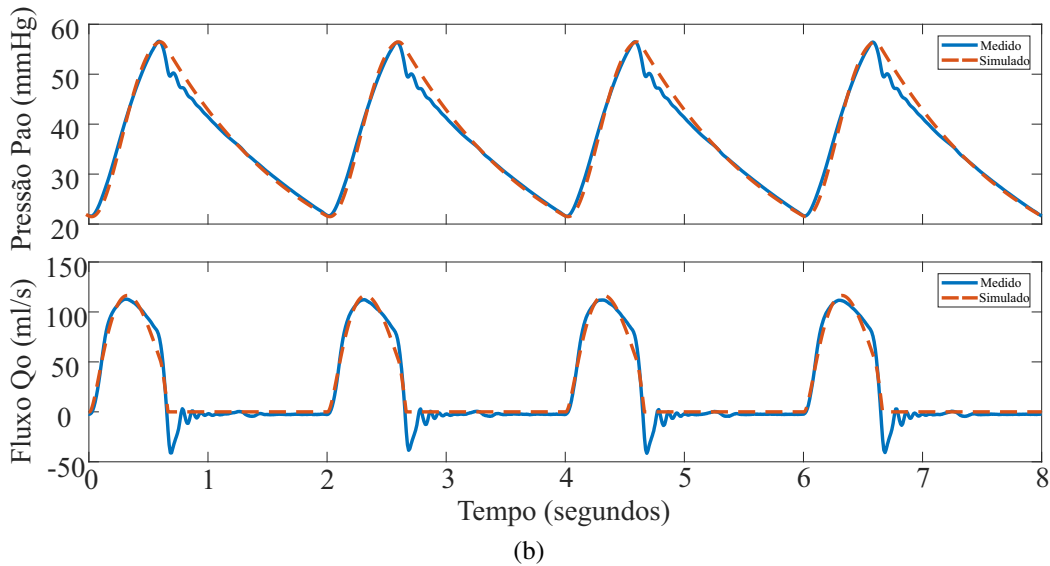
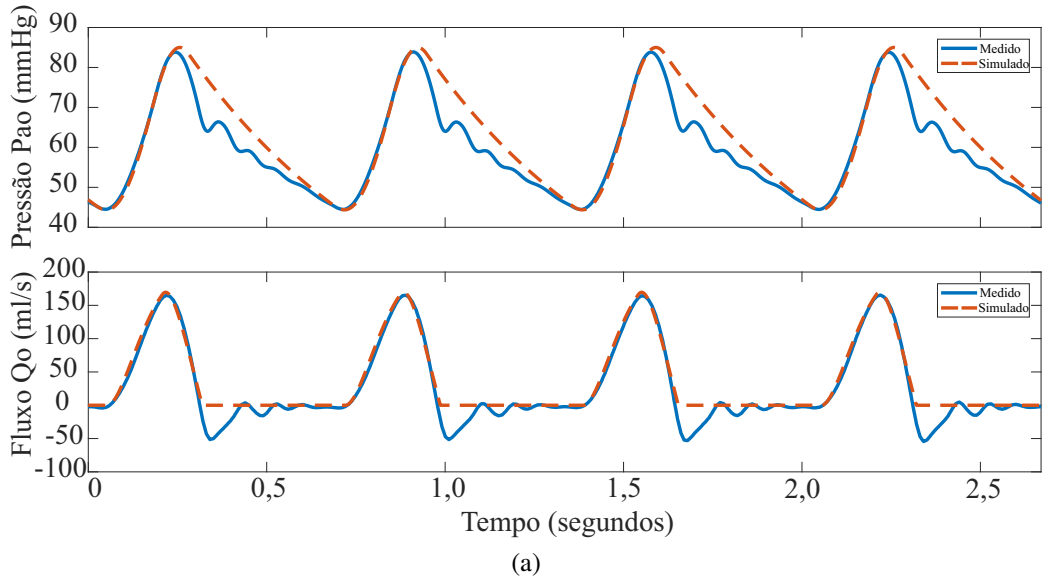


Figura 4.15: Curvas dos sinais: (a) $p_{ao}(t)$, $\hat{p}_{ao}(t)$ e $q_o(t)$, $\hat{q}_o(t)$ (condição pediátrica saudável); (b) $p_{ao}(t)$, $\hat{p}_{ao}(t)$ e $q_o(t)$, $\hat{q}_o(t)$ (condição pediátrica IC).

4.6 Considerações finais

Uma nova configuração do simulador hidráulico desenvolvido pelo InCor foi apresentada. Cada componente da estrutura física foi descrito, bem como apresentado o modelo a parâmetros concentrados do sistema com base no trabalho de Sousa [67]. Também foi proposto nesta tese de

doutorado um procedimento experimental de caracterização da bancada de testes. Esse procedimento tem como vantagem utilizar apenas dois sinais medidos, comumente verificados em ambiente clínico, para obtenção completa dos parâmetros do modelo 0D do SH InCor. Além disso, tal caracterização pode ser aplicada em outros simuladores, que também possuam dinâmicas hidráulicas e pneumáticas com o propósito de verificar a efetividade da assistência ventricular.

Algumas limitações foram detectadas no modelo 0D obtido para representação dos sinais medidos no simulador hidráulico, tais como as oscilações não contempladas para representar o nó dicrotótico na pressão aórtica e a regurgitação no fluxo de saída do simulador de ventrículo. Essas limitações podem ser observadas de forma qualitativa, pela sobreposição das curvas medida e simulada para a pressão e o fluxo.

Os motivos associados seriam a simplificação do modelo das válvulas biológicas como diodo ideal; diferenças na pressão da câmara de sangue nos instantes em que ocorre a transição do período de enchimento para o período de ejeção e vice-versa; falta de melhores estimativas do valor inicial dos parâmetros; além da necessidade da inserção de outros componentes elétricos análogos no modelo para simular esses efeitos fisiológicos.

Apesar dessas oscilações retratarem com maior fidelidade a fisiologia cardiovascular, elas não são essenciais no ponto de vista de projeto do sistema de controle fisiológico, pois o modelo 0D resultante consegue representar de forma aceitável a dinâmica do SH InCor em testes *in silico*, obtendo-se o índice RMSE na ordem de 10^{-2} para ambas as condições descritas. Além disso, com esse modelo 0D é possível: (1) prever a interação entre o simulador de ventrículo e a bomba de sangue rotativa, para diferentes modos de operação do dispositivo; (2) realizar o cálculo dos ganhos dos controladores na hierarquia de malhas de controle; e (3) verificar o funcionamento do sistema de controle em malha aberta e em malha fechada.

No próximo capítulo, um protótipo de bomba de sangue rotativa pediátrica, também disponibilizada pelo grupo InCor - HCFMUSP, será caracterizado no simulador hidráulico e modelado utilizando a modelagem 0D, de forma que na etapa seguinte do trabalho é implementado o sistema de controle fisiológico proposto.

Capítulo 5

Bomba de sangue rotativa InCor

Neste capítulo, um modelo a parâmetros concentrados para um protótipo de bomba de sangue rotativa pediátrica do Instituto do Coração (InCor - HCFMUSP) é apresentado, bem como o procedimento de caracterização realizado para extrair as condições estáticas e dinâmicas dessa bomba rotativa.

5.1 Introdução

Para o desenvolvimento de um sistema de controle fisiológico, as operações estática e dinâmica de DAVs devem ser investigadas. Neste caso, antes da implantação de DAVs em pacientes, é necessário que diversos testes do tipo *in silico* e *in vitro* sejam realizados em laboratório, para avaliar amplamente o desempenho desses dispositivos e reduzir assim, o número de ensaios clínicos nos testes *in vivo*. Então, quando o projeto do controlador fisiológico é baseado em modelos, os DAVs são geralmente representados por modelos a parâmetros concentrados, designados como modelos 0D [21], conforme descritos na Subseção 2.3.1 do Capítulo 2.

No que se refere à modelagem de bombas volumétricas, Hunsberger [107] desenvolveu um modelo 0D para o dispositivo *Thoratec PVAD*. A partir de experimentos realizados em um simulador hidráulico, pode-se obter a relação pressão-volume no interior da câmara sanguínea do dispositivo, e modelar as cânulas e o atuador pneumático utilizado para bombear ar comprimido para o interior do DAV. Com base nessa modelagem, Sousa *et al.* [106] propuseram um modelo 0D para o DAV pulsátil pediátrico InCor (15 ml de ejeção), que inclui mais detalhes sobre as características

funcionais do atuador pneumático. A dinâmica geral do dispositivo é descrita por meio dos parâmetros identificados do modelo, usando os sinais medidos no simulador hidráulico.

Já em relação à modelagem de bombas rotativas, Choi *et al.* [111] propuseram um dos primeiros modelos matemáticos para uma bomba de sangue rotativa axial, identificando os parâmetros dos subsistemas mecânico e hidráulico. Por sua vez, Lim *et al.* [63] propuseram um modelo 0D para uma bomba de sangue rotativa centrífuga, considerando também a dinâmica do atuador elétrico, de forma a modelar os subsistemas elétrico, mecânico e hidráulico da bomba. Entretanto, o modelo resultante da bomba acoplado ao modelo do SCH foi verificado apenas em testes *in silico*, fazendo uma breve comparação qualitativa a dados experimentais anteriormente registrados de um teste *in vivo*, realizado com porcos.

Moscato *et al.* [112] propuseram a modelagem dinâmica e a identificação da bomba rotativa de fluxo axial *MicroMed-DeBakey VAD* enquanto que Pirbodaghi [113] propôs um modelo matemático para a *CentriMag RBP*, ambos baseando-se em experimentos que foram realizados em uma bancada de testes. Apesar de utilizarem uma abordagem experimental nas etapas de estimação e validação, os modelos 0D obtidos representam apenas a função hidrodinâmica das bombas.

Tendo em vista que ainda não foi desenvolvido um modelo matemático da bomba de sangue rotativa InCor, que será utilizada no projeto do sistema de controle fisiológico pediátrico, então um procedimento de caracterização experimental para essa bomba foi proposto usando o simulador hidráulico InCor, de forma a definir os limites de operação do dispositivo e a identificar os parâmetros do modelo completo.

5.2 Estrutura da bomba rotativa pediátrica (pRBP)

A bomba de sangue rotativa pediátrica (pRBP) InCor (volume de ejeção de 20 ml) é uma bomba de sangue rotativa do tipo centrífuga e disposta de forma extracorpórea ao paciente, sendo acionada por um motor trifásico síncrono de ímãs permanentes (*Permanent-Magnet Synchronous Motor* - PMSM). Na pRBP InCor, o sangue é impulsionado através de um movimento de rotação do impelidor, tipicamente com fluxo no regime laminar e não pulsátil, que é transmitido ao organismo do paciente a partir da diferença de pressão e velocidade. O impelidor é contido em um invólucro de policarbonato com conector de entrada de acesso central e conector de saída de acesso periférico, em direção ao paciente, conforme apresentado na Fig. 5.1.

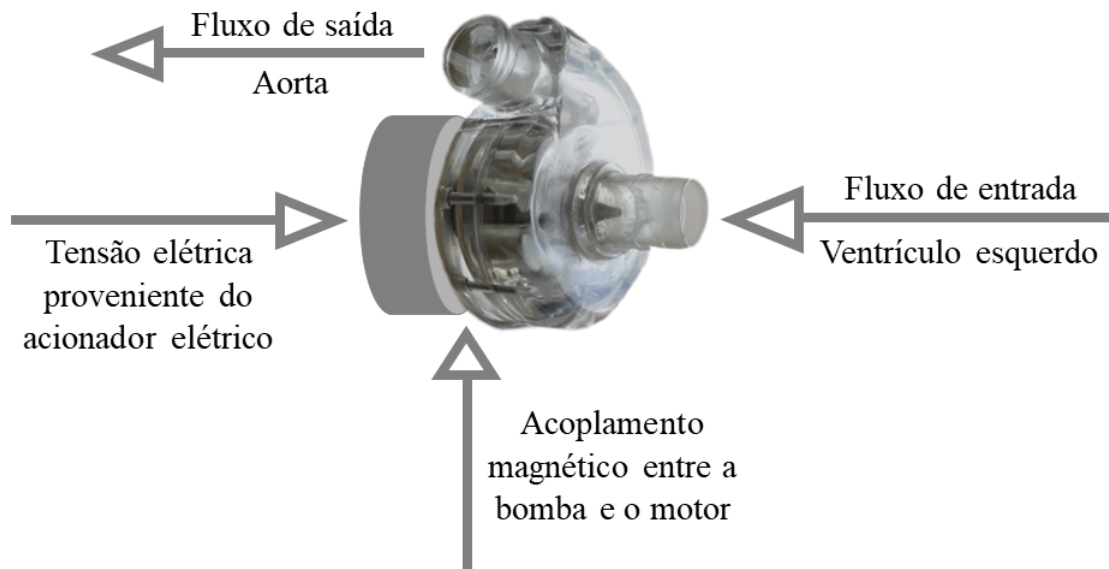


Figura 5.1: Imagem da bomba de sangue rotativa InCor utilizada em laboratório.

Os terminais da bomba de sangue rotativa são interligados ao simulador hidráulico InCor, utilizado para simular a condição fisiológica do paciente na faixa etária pediátrica, melhor descrito no Capítulo 4. Essa conexão é feita por meio de cânulas de $\frac{1}{2}$ " de diâmetro com 1,5 mm de espessura interna, em que a cânula de entrada interliga o conector de entrada da pRBP com a câmara de sangue do simulador de ventrículo; e a cânula de saída interliga o conector de saída da pRBP com a câmara aórtica, formando a ramificação de assistência ventricular no simulador hidráulico, conforme apresentado na Fig. 5.2.

Existe um acoplamento magnético entre a bomba rotativa e o eixo do motor PMSM. As duas partes do acoplador, uma no lado do motor PMSM e a outra no lado do impelidor, têm quatro ímãs permanentes no qual cada ímã do impelidor se conecta com um outro respectivo no eixo do motor. O motor PMSM fica contido no interior de uma estrutura denominada cabeçote, que é a unidade magnética a partir da qual a velocidade de rotação do impelidor é modificada. O motor presente no cabeçote da pRBP InCor é do tipo *ironless* PMSM, com ligação estrela, 12 pólos e com força contra-eletromotriz (FEM) senoidal.

O módulo de acionamento elétrico proposto para a pRBP InCor foi projetado partir de um kit de acionamento do fabricante *STMicroelectronics* [114, 115]. A arquitetura desse kit de acionamento para motor PMSM de baixa tensão pode ser basicamente esquematizado como o arranjo de dois principais blocos funcionais:

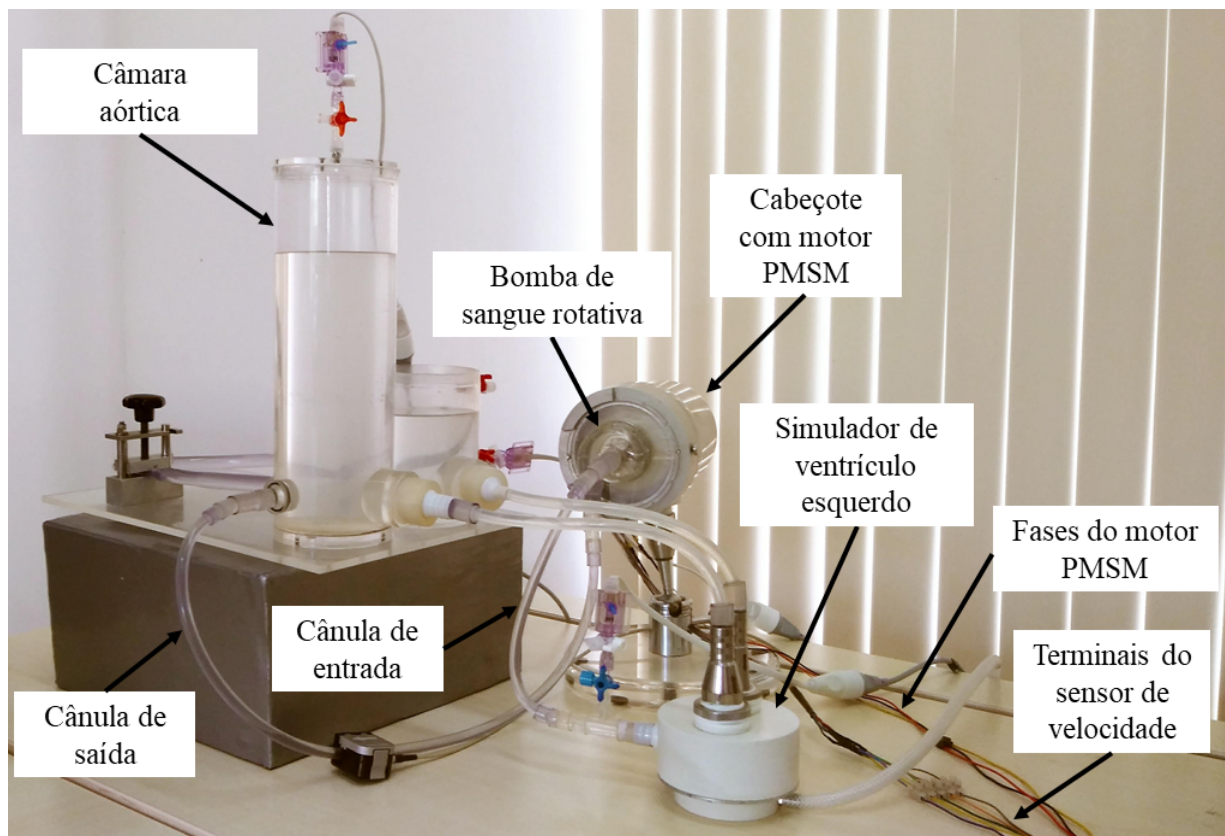


Figura 5.2: Imagem da bomba de sangue rotativa InCor acoplada ao simulador hidráulico.

- Bloco de controle: aceita comandos do usuário para acionar um motor. Esse bloco é baseado na placa STM32 Nucleo, que fornece todos os sinais digitais para obter controle de condução do motor.
- Bloco de potência: é baseado na topologia do inversor trifásico. O núcleo do bloco de potência é o *driver* CI L6398 incorporado, que contém toda a energia ativa necessária e componentes analógicos para executar o controle do motor PMSM de baixa tensão.

Neste trabalho, o kit de acionamento projetado constitui-se da placa de controle NUCLEO-F302R8, que está melhor descrita na Subseção 6.2.2 do Capítulo 6; e da placa de potência X-NUCLEO-IHM08M1, apresentada na Fig. 5.3. Ambas placas foram escolhidas devido ao fato de atenderem as especificações técnicas do motor PMSM contido no interior do cabeçote da pRBP InCor, bem como apresentarem combinação típica, conforme sugerido pela *STMicroelectronics* [114, 115].

A placa X-NUCLEO-IHM08M1 é uma placa de expansão de *driver* de motor BLDC/PMSM, fornecendo uma solução acessível e fácil de usar para acionar um motor BLDC no projeto STM32 Nucleo. Essa placa é totalmente configurável e pronta para suportar diferentes cenários de controle em malha fechada, com base no controle *sensorless* ou com sensor de efeito *Hall*, sendo compatível com a medição de sensor de corrente de três derivações ou derivação única.

O *driver* CI L6398 usado nesta placa de expansão STM32 Nucleo é um *driver* de porta de meia ponte em chip único para o MOSFET de potência de canal N (STL220N6F7), que forma uma plataforma de alta corrente para motores BLDC/PMSM. A seção digital suportada pela placa de potência permite uma solução de algoritmo de controle de 6 etapas (*six-steps*) ou controle orientado a campo (*Field Oriented Control - FOC*), que pode ser selecionado por *firmware*.

Essa placa tem como características principais: faixa de tensão nominal de operação de 8 V a 48 V DC; corrente de saída de 15 A_{RMS}; detecção e proteção de sobrecorrente (30 A de pico); proteção térmica de medição e superaquecimento; *jumpers* configuráveis para detecção de corrente do motor por 3 *shunts* ou 1 *shunt*; conector e circuito do sensor de velocidade do tipo efeito Hall/Encoder; conector de depuração para DAC, GPIOs, etc.; potenciômetro disponível para regulação de velocidade; LED do usuário; compatibilidade com o conector ST morpho e conector ArduinoTM UNO R3; e suporta o empilhamento de placas adicionais em uma única placa STM32 Nucleo [114].

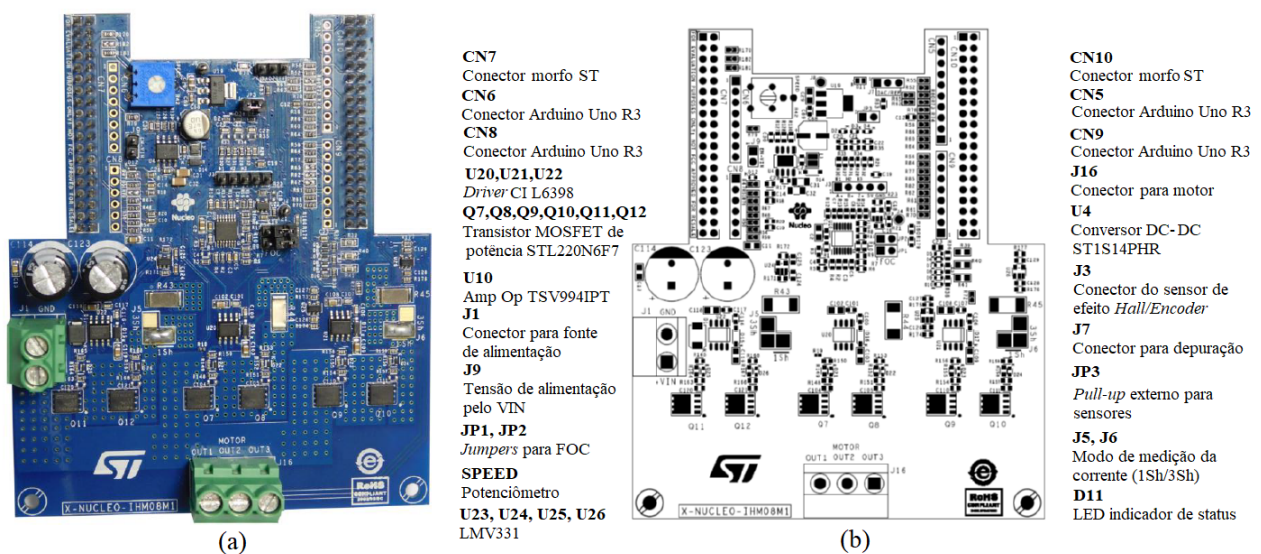


Figura 5.3: Placa X-NUCLEO-IHM08M1: (a) Fotografia da placa; (b) Descrição da placa. (Fonte: STMicroelectronics [114]).

5.3 Modelagem da bomba rotativa

O modelo a parâmetros concentrados adotado para a bomba de sangue rotativa pediátrica é descrito por um conjunto de três equações diferenciais ordinárias, que representam os subsistemas elétrico, mecânico e hidráulico da RBP. A representação de circuito equivalente para este modelo 0D é apresentada na Fig. 5.4.

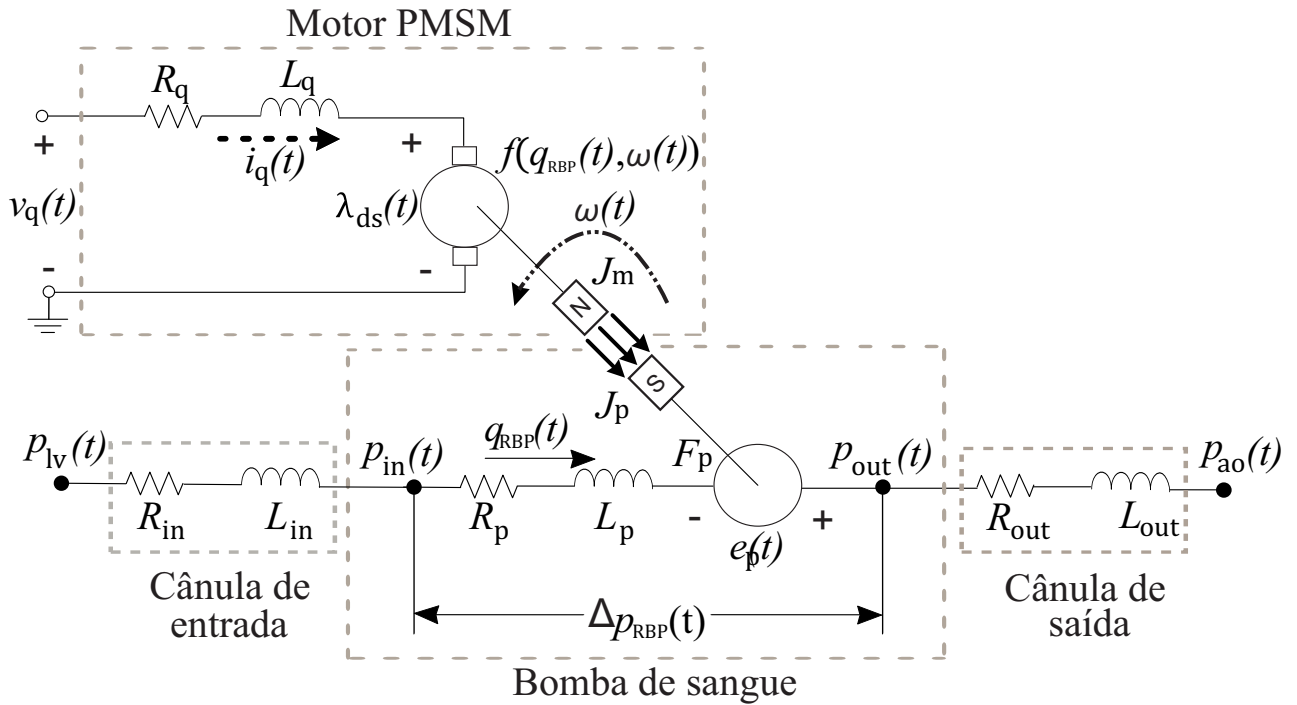


Figura 5.4: Representação do modelo 0D proposto para a pRBP InCor.

5.3.1 Modelo elétrico

O subsistema elétrico é composto por um motor do tipo PMSM, que não tem escovas e usa ímãs permanentes incorporados no rotor de aço para criar um campo magnético constante. Em velocidade síncrona, os pólos do rotor travam no campo magnético rotativo [116].

Esse subsistema é representado pelo modelo equivalente DC do motor PMSM baseado em controle tipo FOC, conforme expressado na Eq. (5.1). A obtenção desse modelo pela transformada $dq0$ é descrita com detalhes no Apêndice B.

$$\frac{di_q(t)}{dt} = \frac{1}{L_q}v_q(t) - \frac{R_q}{L_q}i_q(t) + \frac{\lambda_{ds}(t)}{L_q}\omega_e(t) \quad (5.1)$$

onde: $v_q(t)$ é a tensão no eixo de referência q (V); $i_q(t)$ é a corrente no eixo q (A); R_q é a resistência de armadura no eixo q (Ω); L_q é a indutância de armadura no eixo q (mH); $\lambda_{ds}(t)$ é o fluxo eletromagnético no eixo d (Wb); $\omega_e(t)$ é a velocidade elétrica do motor $\left(\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right)$, dada por $\omega_e(t) = \frac{n_p}{2}\omega(t)$ com n_p sendo o número de pólos do motor e $\omega(t)$ é a velocidade de rotação da bomba.

5.3.2 Modelo mecânico

Para a dinâmica mecânica, a diferença do torque eletromagnético e do torque da bomba determina a energia usada para acelerar ou desacelerar o impelidor. Existe um acoplador magnético do tipo axial entre o motor PMSM e o impelidor da bomba. Os ímãs permanentes são dispostos em um disco fixado no eixo do motor girando com velocidade de rotação ω_m . No lado do impelidor da bomba, os ímãs são dispostos sobre um disco de policarbonato girando com velocidade de rotação ω_p [117]. Para simplificar, pode-se assumir que o acoplador é rígido, isto é, $\omega_m(t) = \omega_p(t) = \omega(t)$, e assim a equação de movimento é dada pela Eq. (5.2).

$$J_m \frac{d\omega(t)}{dt} + c\omega(t) = T_e(t) - T_l(t) \quad (5.2)$$

onde: J_m é o momento de inércia ($\text{kg} \cdot \text{m}^2$); c é o coeficiente de atrito viscoso $\left(\frac{\text{kg} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{s}}{\text{ml} \cdot \text{rad}^2}\right)$; T_e é o torque eletromagnético ($\text{N} \cdot \text{m}$) e T_l é o torque da bomba ($\text{N} \cdot \text{m}$).

Para motores PMSM, o torque eletromagnético é expresso na forma:

$$T_e(t) = \frac{3}{2}n_p(\lambda_{ds}(t)i_q(t) - \lambda_{qs}(t)i_d(t)) = \frac{3}{2}n_p[\lambda_{pm}i_q(t) + (L_d - L_q)i_q(t)i_d(t)] \quad (5.3)$$

Considerando o eixo q como eixo de referência, então o torque máximo é produzido para $i_q(t) = I_s$ (corrente nominal do motor) e $i_d(t) = 0$. Logo, a Eq. (5.3) é reescrita como:

$$T_e(t) = \frac{3}{2}n_p\lambda_{pm}i_q(t) = k_t i_q(t) \quad (5.4)$$

onde: λ_{pm} é o fluxo eletromagnético devido aos ímãs permanentes (Wb), dado por $\lambda_{pm} = \sqrt{3} \cdot \frac{k_e}{1000n_p} \cdot \frac{60}{2\pi}$, sendo k_e a constante eletromagnética $\left(\frac{\text{V}_{\text{RMS}}}{\text{kRPM}}\right)$; e k_t é a constante de torque $\left(\frac{\text{N} \cdot \text{m}}{\text{A}}\right)$.

Já o torque líquido da bomba pode ser definido como $f(q_{\text{PRBP}}(t), \omega(t)) = c\omega(t) + T_l(t)$. Logo, a equação de movimento completa é dada pela Eq. (5.5).

$$\frac{d\omega(t)}{dt} = \frac{k_t}{J_m} i_q(t) - \frac{1}{J_m} f(q_{pRBP}(t), \omega(t)) \quad (5.5)$$

A razão para escrever a equação de movimento dessa maneira está relacionada com o fato de que a expressão para $f(q_{pRBP}(t), \omega(t))$ não é conhecida *a priori*, e deve ser definida no procedimento de caracterização. O torque da bomba atuando no eixo do motor PMSM depende do tipo de dispositivo de acoplamento e de como as lâminas do impelidor interagem com o fluxo. Dessa forma, pode-se considerar que $f(q_{pRBP}(t), \omega(t))$ é um dos cinco modelos possíveis, conforme as Eqs. (5.6) a (5.10).

$$\text{Modelo I: } f(q_{pRBP}(t), \omega(t)) = c\omega(t) \quad (5.6)$$

$$\text{Modelo II: } f(q_{pRBP}(t), \omega(t)) = [aq_{pRBP}^2(t) + c] \omega(t) \quad (5.7)$$

$$\text{Modelo III: } f(q_{pRBP}(t), \omega(t)) = [aq_{pRBP}^2(t) + c] \omega(t) + bq_{pRBP}(t)\omega^2(t) \quad (5.8)$$

$$\text{Modelo IV: } f(q_{pRBP}(t), \omega(t)) = [aq_{pRBP}^2(t) + c] \omega(t) + d\omega^3(t) \quad (5.9)$$

$$\text{Modelo V: } f(q_{pRBP}(t), \omega(t)) = [aq_{pRBP}^2(t) + c] \omega(t) + bq_{pRBP}(t)\omega^2(t) + d\omega^3(t) \quad (5.10)$$

No Modelo I, a função $f(q_{pRBP}(t), \omega(t))$ depende apenas da componente linear da fricção viscosa (c) gerada pelo motor PMSM. No Modelo II, um termo não-linear quadrático (a) com o fluxo é adicionado ao coeficiente de atrito viscoso. No Modelo III, um termo bi-linear (b) envolvendo o fluxo multiplicado pelo quadrado da velocidade de rotação é incluído. No Modelo IV, o termo bi-linear é substituído por um termo que depende do cubo da velocidade de rotação (d). No Modelo V todos os termos anteriores são combinados [63, 111].

5.3.3 Modelo hidráulico

Para a dinâmica hidráulica, a relação entre a diferença de pressão, o fluxo e a velocidade de rotação pode ser descrita usando as equações de Euler para bombas. No entanto, não há um método teórico simples para encontrar essa relação, sem usar a análise de elementos finitos. Assim, similarmente ao que foi dito para a equação de movimento, a função que relaciona a diferença de pressão, o fluxo

e a velocidade de rotação não é conhecida *a priori* e também deve ser definida no procedimento de caracterização. Sendo assim, pode-se considerar que $\Delta p(t) = p_{out}(t) - p_{in}(t)$ é um dos cinco modelos possíveis apresentados nas Eqs. (5.11) a (5.15).

$$\text{Modelo I: } \Delta p(t) = R_p q_{pRBP}(t) + \beta \omega^2(t) \quad (5.11)$$

$$\text{Modelo II: } \Delta p(t) = R_p q_{pRBP}(t) + F_p q_{pRBP}^2(t) + \beta \omega^2(t) \quad (5.12)$$

$$\text{Modelo III: } \Delta p(t) = R_p q_{pRBP}(t) + F_p q_{pRBP}^2(t) + \beta \omega^2(t) + J_p \frac{d\omega(t)}{dt} \quad (5.13)$$

$$\text{Modelo IV: } \Delta p(t) = R_p q_{pRBP}(t) + F_p q_{pRBP}^2(t) + \beta \omega^2(t) + L_p \frac{dq_{pRBP}(t)}{dt} \quad (5.14)$$

$$\text{Modelo V: } \Delta p(t) = R_p q_{pRBP}(t) + F_p q_{pRBP}^2(t) + \beta \omega^2(t) + L_p \frac{dq_{pRBP}(t)}{dt} + J_p \frac{d\omega(t)}{dt} \quad (5.15)$$

No Modelo I, presume-se que a diferença de pressão na bomba é uma soma de um termo proporcional ao fluxo (relacionado à resistência da bomba R_p), e um termo não linear quadrático com a velocidade de rotação (β), em que $e_p(t) = \beta \omega^2$. No Modelo II, o termo não-linear quadrático com o fluxo é adicionado (F_p). No Modelo III, um termo proporcional à derivada de tempo da velocidade de rotação (relacionado ao momento de inércia da bomba do impelidor J_p) é incluído. No Modelo IV, o termo proporcional à derivada de tempo da velocidade de rotação é substituído por um proporcional à derivada de tempo do fluxo (relacionado à inertância da bomba L_p). No Modelo V, todos os termos anteriores são combinados [118, 119].

Os parâmetros R_{in} , R_{out} , L_{in} e L_{out} são calculados a partir das características geométricas das cânulas e do fluido, conforme as Eqs. (5.16) e (5.17).

$$R_i = \lambda \frac{8\eta l}{\pi r^4}, i \in \{\text{in, out}\} \quad (5.16)$$

$$L_i = \lambda \frac{\rho l}{\pi r^2}, i \in \{\text{in, out}\} \quad (5.17)$$

onde: $R_i, i \in \{\text{in, out}\}$ é a resistência da cânula $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}}{\text{ml}}\right)$; $L_i, i \in \{\text{in, out}\}$ é a inertância da cânula $\left(\frac{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}{\text{ml}}\right)$; ρ é a densidade do fluido $\left(\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}\right)$; η é a viscosidade do fluido $\left(\frac{\text{g}}{\text{cm}\cdot\text{s}}\right)$; l é o comprimento do tubo (cm); r é o raio do tubo (cm); e λ é o fator de conversão de unidades. Informações sobre a análise dimensional desses parâmetros são encontradas em Sousa [67].

Logo, o modelo 0D genérico da pRBP InCor pode ser descrito a partir da representação de espaço de estados, conforme a Eq. (5.18). No caso dos modelos mecânicos e hidráulicos, apenas as equações para Modelo V foram apresentadas, pois a partir delas pode-se derivar as outras representações (Modelos I-IV), fazendo a exclusão dos termos não utilizados.

$$\dot{\mathbf{x}}_{\text{pRBP}}(t) = \mathbf{A}_{\text{pRBP}}(t, x(t)) + \mathbf{B}_{\text{pRBP}}v_q(t) \quad (5.18)$$

onde: $\mathbf{x}_{\text{pRBP}}(t)$ é o vetor de estados; $\mathbf{A}_{\text{pRBP}}(t, x(t))$ representa a matriz de estados e \mathbf{B}_{pRBP} representa a matriz de entrada, conforme expressas nas Eqs. (5.19), (5.20) e (5.21), respectivamente.

$$\mathbf{x}_{\text{pRBP}}(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i_q(t) \\ \omega(t) \\ q_{\text{pRBP}}(t) \end{bmatrix} \quad (5.19)$$

$$\mathbf{A}_{\text{pRBP}}(t, x(t)) = \begin{bmatrix} \frac{-R_q x_1(t) - \frac{n_p}{2} x_2(t) \lambda_{ds}}{L_q} \\ \frac{k_1 x_1(t) - a x_3^2 x_2(t) + b x_3(t) x_2^2(t) + c x_2(t) + d x_2^3(t)}{J_m} \\ \frac{-R_p x_3(t) - F_p x_3^2(t) + \beta x_2^2(t) + J_p \dot{x}_2(t)}{L_p} \end{bmatrix} \quad (5.20)$$

$$\mathbf{B}_{\text{pRBP}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{L_q} \\ \mathbf{0}_{2 \times 1} \end{bmatrix} \quad (5.21)$$

5.4 Caracterização da bomba rotativa

A seleção da estrutura para a dinâmica mecânica e hidráulica, bem como a estimação dos parâmetros do modelo da bomba de sangue rotativa InCor é baseada em uma sequência de testes experimentais e de um algoritmo numérico, conforme proposto por Melo *et al.* [120]. O procedimento de caracterização é esboçado por meio de um fluxograma, como observado na Fig. 5.5.

Os experimentos propostos com a bomba de sangue rotativa InCor foram realizados na bancada de testes, conforme configuração previamente apresentada (vide Fig.5.2). Na obtenção dos parâmetros do modelo 0D desenvolvido para a pRBP InCor, um sistema de aquisição de dados foi utilizado, melhor descrito no Apêndice A.

Nas Subseções 5.4.1 a 5.4.3 é realizada uma explicação detalhada sobre todas as etapas do procedimento de caracterização proposto.

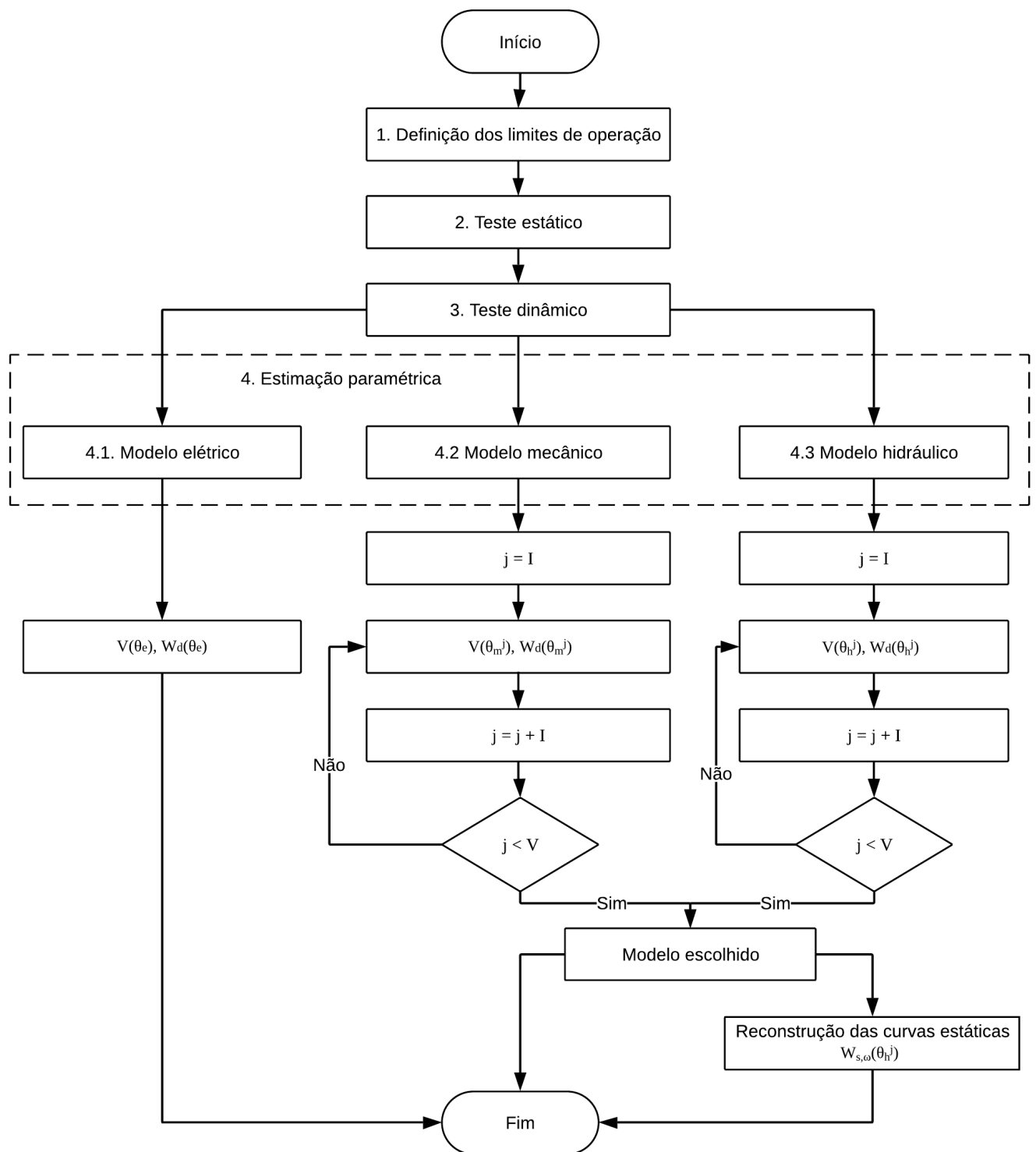


Figura 5.5: Fluxograma para descrição do procedimento de caracterização da pRBP InCor.

5.4.1 Definição dos limites de operação

Um teste inicial usando a bomba de sangue rotativa pediátrica é executado para definir os limites operacionais, com relação aos valores máximo e mínimo dos sinais disponíveis no simulador hidráulico. Essa etapa é executada da seguinte maneira:

- (a) Com a resistência sistêmica toda aberta, a tensão de alimentação do motor é alterada de 0 V para a tensão máxima fornecida pelo módulo de acionamento elétrico, com passos de $V_{\text{RMS}}/\text{fase}$ por vez; a cada passo, a tensão é mantida constante por 1 min (60 segundos).
- (b) Após 1 min, quando o estado estacionário é atingido, as tensões de linha, as correntes de fase, a velocidade de rotação, o fluxo e as pressões (na entrada da bomba e na saída da bomba) são registradas.
- (c) Repita os passos (a) e (b) até que a velocidade de rotação alcance um valor máximo ou o acoplador magnético desacople do eixo do motor da bomba. O desacoplamento é detectado por uma redução súbita das correntes de fase, da velocidade de rotação e do fluxo de fluido.

5.4.2 Teste estático

O método tradicional para caracterização de bombas rotativas consiste em gerar curvas estáticas de diferença de pressão *versus* fluxo, ou seja, as curvas $\Delta p \times q$ [121]. Essas curvas são muito importantes no procedimento de caracterização, pois descrevem as características construtivas da bomba de sangue rotativa (por exemplo, bomba axial ou bomba centrífuga).

Neste método, o fluxo e a diferença de pressão a diferentes velocidades de rotação são medidos, sob condições de estado estacionário. O procedimento para obter o desempenho hidrodinâmico é o seguinte:

1. No módulo de acionamento do motor, a velocidade da bomba é alterada da velocidade mínima (o valor que garante a circulação completa do fluido na configuração experimental) até a velocidade máxima (o valor que permite bombear sem afundar o fluxo durante a obstrução da tubulação), aplicando um passo de 500 RPM.
2. Para cada velocidade, o fluxo é alterado no passo de 1 L/min e mantendo cada passo por 1 min com base na resistência mecânica, desde totalmente fechada até totalmente aberta.

3. Após estabilizar o fluxo em cada passo, as pressões da bomba de entrada e saída são registradas. Ao final do teste, as curvas $\Delta p \times q$ são obtidas com os valores medidos.

5.4.3 Teste dinâmico

Para selecionar a estrutura que represente a dinâmica mecânica e hidráulica, bem como estimar os parâmetros do modelo da bomba rotativa, um teste dinâmico é feito com base nos limites operacionais já encontrados. O procedimento usado neste teste é o seguinte:

1. Com a resistência mecânica totalmente aberta, um sinal de tensão com frequência variável é aplicado aos terminais do motor PMSM por 1 min.
2. Durante este 1 min, as tensões de linha, as correntes de fase, a velocidade de rotação, o fluxo e as pressões de entrada/saída são registradas. No final do teste, os dados gravados são divididos em duas partes, sendo uma delas para estimação de parâmetros e outra para validação de modelos.

Estimação dos parâmetros

Os modelos de tempo contínuo usados para representar os subsistemas elétrico, mecânico e hidráulico devem ser convertidos em equações de diferenças discretas, adequadas para computação numérica na estimação dos parâmetros. Dentre os vários métodos para derivada na representação em tempo discreto [122], foi utilizado o método de Euler do tipo *forward*, ou seja, $\frac{dx(t)}{dt} \approx \frac{x(t+h)-x(t)}{h}$, onde $x(t)$ pode representar $i_q(t)$, $\omega(t)$, $q_{pRBP}(t)$. Aplicando o método *forward* Euler aos modelos elétrico, mecânico e hidráulico, as representações discretas são obtidas conforme as Eqs. (5.22), (5.23) e (5.24), respectivamente.

$$i_q(k+1) = \left(1 - \frac{hR_q}{L_q}\right) i_q(k) + \frac{h}{L_q} v_q(k) - \frac{h\lambda_{ds}}{L_q} \omega(k) \quad (5.22)$$

$$\begin{aligned} \omega(k+1) = & \left(1 - \frac{hc}{J_m}\right) \omega(k) + \frac{hk_t}{J_m} i_q(k) - \frac{ha}{J_m} q_{pRBP}^2(k) \omega(k) \\ & - \frac{hb}{J_m} q_{pRBP}(k) \omega^2(k) - \frac{hd}{J_m} \omega^3(k) \end{aligned} \quad (5.23)$$

$$q_{\text{prBP}}(k+1) = \left(1 - \frac{hR_p}{L_p}\right) q_{\text{prBP}}(k) - \frac{hF_p}{L_p} q_{\text{prBP}}^2(k) - \frac{h\beta}{L_p} \omega^2(k) + \frac{h}{L_p} \Delta p(k) - \frac{J_p}{L_p} [\omega(k+1) - \omega(k)] \quad (5.24)$$

onde: $k = 1, \dots, N$, com N é o número de amostras de dados e h é o intervalo de amostragem. No caso dos modelos mecânicos e hidráulicos, apenas as equações para o quinto caso (Modelo V) foram apresentadas, pois a partir dessas expressões pode-se derivar as outras representações (Modelos I-IV), fazendo a exclusão dos termos não utilizados.

Com base nos modelos de tempo discreto, pode-se derivar preditores de um passo à frente para formular os problemas de estimação de parâmetros [123]. Para este fim, os modelos de tempo discreto devem ser reescritos como na Eq. (5.25).

$$\hat{y}(k|\theta_i) = \varphi^T(k)\theta_i \quad (5.25)$$

Baseando-se em $Z_i^{N_E}$, a matriz de dados experimentais registrada durante o teste dinâmico, uma função de custo $V(\theta_i, Z_i^{N_E})$ é definida. A função custo é expressa pela Eq. (5.26).

$$V(\theta_i, Z_i^{N_E}) = \frac{1}{N_E} \sum_{k=1}^{N_E} [y_i(k) - \hat{y}(k|\theta_i)]^2, i \in \{e, m, h\} \quad (5.26)$$

onde: N_E é o número de pontos de dados selecionados para estimativa de parâmetro; i denota o modelo de subsistema de tempo discreto elétrico (e), mecânico (m) ou hidráulico (h). A estimativa de parâmetro para cada modelo de subsistema é encontrada com um algoritmo numérico [123] projetado para resolver a Eq. (5.27).

$$\hat{\theta}_i = \underset{\theta_i}{\operatorname{argmin}} V(\theta_i, Z_i^{N_E}), i \in \{e, m, h\} \quad (5.27)$$

Validação dos modelos

Para determinar a qualidade do modelo estimado, a parte da matriz de dados não usada na Eq. (5.27) é usada para calcular uma figura de mérito, o índice *root mean square error* (RMSE), conforme a Eq. (5.28). Esta figura de mérito indica a precisão do modelo estimado.

$$\mathbf{W}_d(\hat{\theta}_i^j, Z_i^{N_V}) = \sqrt{\frac{1}{N_V} \sum_{k=1}^{N_V} [y_i(k) - \hat{y}(k|\hat{\theta}_i^j)]^2}, i \in \{e, m, h\}, j \in \{I, II, III, IV, V\} \quad (5.28)$$

onde: $y_i(k)$ é o sinal medido; $\hat{y}(k|\hat{\theta}_i^j)$ é o sinal estimado; N_V é o número de amostras utilizadas na validação do modelo, com $N_V = N - N_E$.

O bloco chamado "Modelo escolhido" na Fig. 5.5 é implementado usando essa figura de mérito. Uma vez que os parâmetros de todos os modelos (Modelos I-V para os subsistemas mecânico e hidráulico) estão disponíveis, são calculados os vetores $\mathcal{W}_d(\hat{\theta}_m) = \{\mathbf{W}_d(\hat{\theta}_m^I), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_m^{II}), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_m^{III}), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_m^{IV}), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_m^V)\}$ e $\mathcal{W}_d(\hat{\theta}_h) = \{\mathbf{W}_d(\hat{\theta}_h^I), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_h^{II}), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_h^{III}), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_h^{IV}), \mathbf{W}_d(\hat{\theta}_h^V)\}$, de forma a obter o modelo com menor $\mathbf{W}_d(\hat{\theta}_i^j), i \in \{m, h\}, j \in \{I, II, III, IV, V\}$.

Reconstrução das curvas estáticas

Um passo adicional, geralmente não considerado nos problemas de estimação de parâmetros, é introduzido no procedimento de caracterização proposto. Esta etapa adicional consiste em utilizar o modelo obtido do algoritmo de estimação de parâmetros para simular o teste estático e comparar os resultados simulados com os dados reais registrados anteriormente.

A qualidade final do modelo é definida em relação a outra figura de mérito, que é expressa pela Eq. (5.29).

$$\mathbf{W}_{s,\omega}(\hat{\theta}_h^j) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{k=1}^M [q_s(k) - \hat{q}_s(k|\hat{\theta}_h^j)]^2}, \omega \in [\omega_1, \omega_n], j \in \{I, II, III, IV, V\} \quad (5.29)$$

onde: M é o número de pontos de dados registrados no teste estático; $q_s(k)$ é a medida real do fluxo de fluido e $\hat{q}_s(k|\hat{\theta}_h^j)$ é o fluxo de fluido simulado calculado com o conjunto de parâmetros estimado nas mesmas condições operacionais do teste estático.

Esta figura de mérito é como um procedimento de validação cruzada que corrobora a correção da abordagem proposta, especificamente em relação ao comportamento hidrodinâmico.

5.5 Resultados obtidos

Os resultados apresentados foram baseados nos dados coletados durante os testes experimentais realizados em bancada, conforme apresentados nas Subseções 5.5.1 a 5.5.4.

5.5.1 Região de operação

A partir dos sinais medidos na configuração experimental, os limites operacionais da bomba rotativa InCor foram definidos. Neste caso, as tensões de linha nos terminais do motor PMSM podem manter a bomba em operação máxima até $24 V_{RMS}$, e com as correntes de fase saturando a $2,3 A_{RMS}$, como pode ser observado nas Figs. 5.6(a) e 5.6(b), respectivamente.

Durante a realização do teste, não foi detectado o desacoplamento magnético entre o rotor do motor PMSM e o impelidor da bomba, uma vez que ao alcançar a velocidade máxima de rotação igual a 4000 RPM, o fluxo se manteve em um valor máximo em torno de 8 L/min e as pressões de entrada/saída da bomba resultaram em um diferencial de pressão de aproximadamente 150 mmHg, como pode ser visto na Fig. 5.6(c).

5.5.2 Curvas estáticas $\Delta p \times q$

Depois de definir o intervalo operacional, o teste estático foi realizado com a bomba de sangue rotativa. Neste trabalho de tese, a velocidade de rotação mínima para o início do bombeamento é de 1000 RPM, enquanto que a velocidade máxima de rotação, com a resistência mecânica totalmente fechada, é de 4000 RPM; acima desse valor, a bomba entra em colapso.

Assim, em todos os testes subsequentes, a velocidade da bomba foi restrita ao intervalo [1000,4000] RPM. Na Fig. 5.7 são apresentados os gráficos de $q(t) \times t$ e $\Delta p(t) \times t$ exemplificados para $\omega = 3500$ RPM, e na Fig. 5.8 são plotadas as curvas estáticas, podendo caracterizar a pRBP InCor como uma bomba centrífuga.

Como observado nessas curvas, a diferença de pressão gerada diminuiu gradualmente com o aumento do fluxo. Esse decaimento da diferença de pressão é uma curva levemente acentuada devido ao projeto construtivo da bomba. Os valores mínimos de $\Delta p(t)$ e $q(t)$ para a resistência mecânica toda aberta foram 17,7 mmHg e $15,83 \frac{ml}{s}$, respectivamente; enquanto que os valores máximos de $\Delta p(t)$ e $q(t)$ foram 182,9 mmHg e $108,33 \frac{ml}{s}$, respectivamente. Já o valor máximo de pressão com a completa obstrução da cânula foi igual a 202,4 mmHg.

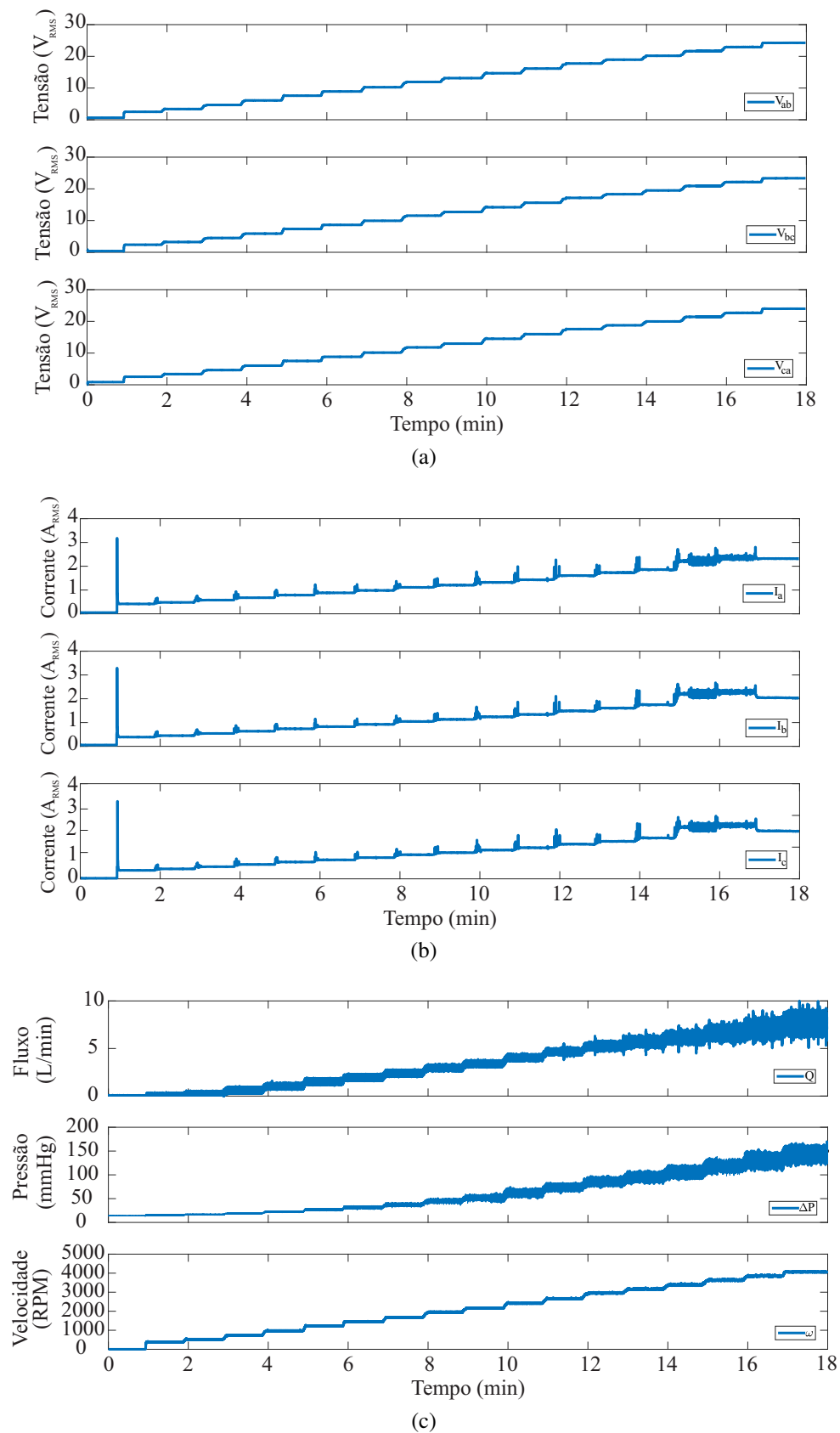


Figura 5.6: Definição da região de operação da bomba: (a) tensões de linha; (b) correntes de fase; (c) fluxo, diferencial de pressão e velocidade de rotação.

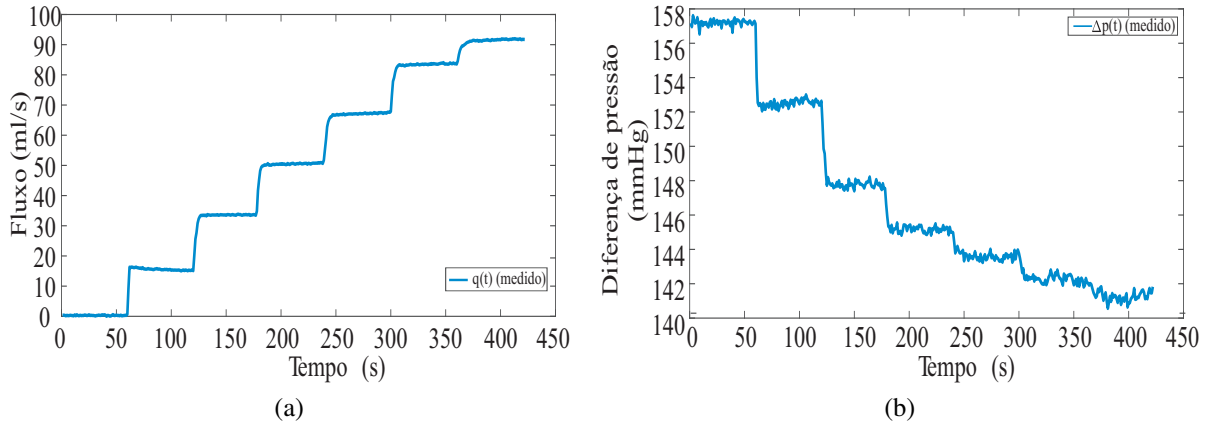


Figura 5.7: Os degraus aplicados no teste estático para $\omega = 3500$ RPM: (a) $q(t) \times t$; (b) $\Delta p(t) \times t$.

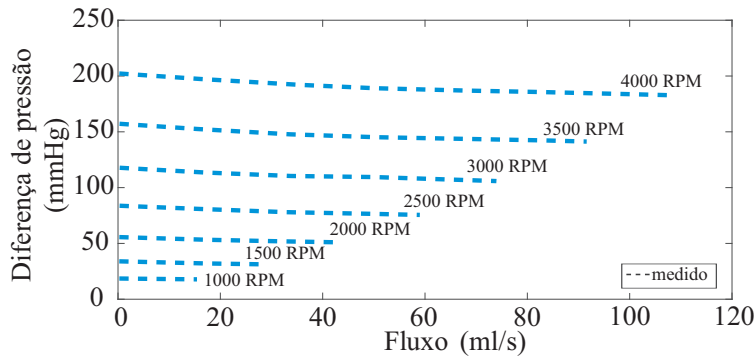


Figura 5.8: As curvas $\Delta p \times q$ medidas para a bomba de sangue rotativa pediátrica.

5.5.3 Estimação dos parâmetros do modelo da pRBP

O teste dinâmico fornece as medições das grandezas do tipo elétrica ($v_{ab}(t)$, $v_{bc}(t)$, $v_{ca}(t)$, $i_a(t)$, $i_b(t)$, $i_c(t)$), mecânica ($\omega(t)$) e hidráulica ($q(t)$, $p_{in}(t)$, $p_{out}(t)$), para serem usadas nas tarefas de estimação dos parâmetros e validação do modelo completo. Como mencionado antes, os dados coletados experimentalmente são divididos em duas partes. Diferentes proporções de divisão dos dados foram testados, entretanto a regra 80/20 foi adotada (ou seja, 80% dos dados para estimativa de parâmetros e 20% dos dados para validação do modelo), de forma similar ao que foi feito na identificação paramétrica do modelo do SH InCor, descrito na Subseção 4.4.3 do Capítulo 4. Em ambos os casos, as unidades de medida de fluxo e velocidade de rotação foram convertidas em unidades padrão, isto é, $\frac{ml}{s}$ e $\frac{rad}{s}$, respectivamente.

Para estimar os parâmetros dos modelos elétrico e mecânico, foi adotado o *software Motor Profiler*, fornecido também pelo fabricante *STMicroelectronics* [124]. A escolha por essa ferramenta

deve-se ao fato que ela vem integrada ao kit de acionamento elétrico do motor PMSM, descrito na Seção 5.2, além de ser intuitiva ao usuário e resultar nos parâmetros do modelo $dq0$. Nessa ferramenta, há um procedimento de testes programado automaticamente para obter os parâmetros do motor PMSM. O procedimento completo, que dura cerca de 60 segundos, é dividido em três momentos: teste de rotor bloqueado (10 segundos), para estimação dos parâmetros $R_s = R_q$, $L_s = L_q$; teste de malha aberta, para estimação do parâmetro k_e (5 segundos); e teste de malha fechada (45 segundos), para estimação dos parâmetros J_m e c , conforme ilustrado na Fig. 5.9.

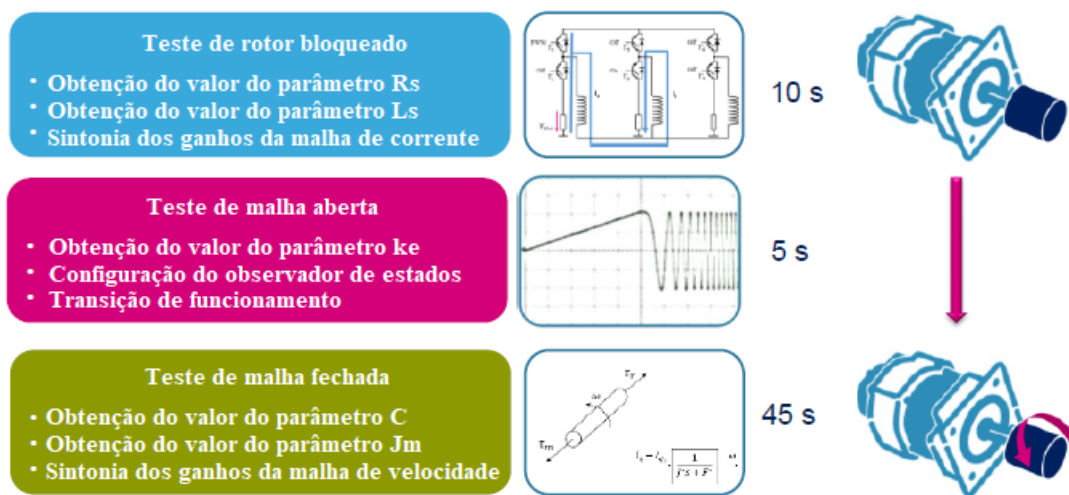


Figura 5.9: Representação do procedimento de testes para estimação dos parâmetros - subsistema elétrico e mecânico (Adaptado de: *STMicroelectronics* [124]).

Já para os parâmetros do torque líquido da bomba e do modelo do subsistema hidráulico, foi utilizado o algoritmo de mínimos quadrados recursivos estendidos (ERLS) [125, 126], que permitiu estimar valores numéricos para R_p , F_p , β , L_p e J_p . Nesse algoritmo, o modelo é considerado como um sistema estocástico, em que cada equação diferencial é reescrita como uma média móvel autorregressiva com processo de termos exógenos (ARMAX) [123], como na Eq. (5.30).

$$A(q)y(k) = B(q)u(k) + C(q)e(k) \tag{5.30}$$

onde: $y(k)$ é a saída do modelo; $u(k)$ é a entrada do modelo; $e(k)$ é o ruído do sistema; $A(q) = 1 + a_1q^{-1} + \dots + a_{n_a}q^{-n_a}$; $B(q) = b_1q^{-1} + \dots + b_{n_b}q^{-n_b}$ e $C(q) = 1 + c_1q^{-1} + \dots + c_{n_c}q^{-n_c}$ são os polinômios no operador avanço q , com ordens n_a , n_b e n_c , respectivamente.

O modelo ARMAX não pode ser convertido diretamente em um modelo de regressão, uma

vez que as variáveis de ruído $e(t)$ não são conhecidas *a priori*. Assim, obtém-se uma aproximação adequada do modelo de regressão, em que o ruído é aproximado pelo vetor residual $\varepsilon(k)$, conforme na Eq. (5.31).

$$\varepsilon(k) = y(k) - \varphi^T(k)\hat{\theta}(k) \quad (5.31)$$

onde: $\theta = [a_1 \dots a_{n_a} b_1 \dots b_{n_b} c_1 \dots c_{n_c}]^T$ é o vetor de parâmetros a ser estimado e $\varphi^T(k) = [-y(k-1) \dots -y(k-n) u(k-1) \dots u(k-n) \varepsilon(k-1) \dots \varepsilon(k-n)]$ é o vetor de regressão.

Para o modelo de tempo discreto, os vetores de parâmetros de acordo com a estrutura ARMAX foram usados no algoritmo ERLS, como dado nas Eqs. (5.32) a (5.41), com $h = 0,01$ segundos.

- Subsistema mecânico:

$$\theta_m^I = \left[\left(1 - \frac{hc}{J_m}\right) \frac{hk_t}{J_m} \right]^T \quad (5.32)$$

$$\theta_m^{II} = \left[\left(1 - \frac{hc}{J_m}\right) \frac{hk_t}{J_m} \frac{ha}{J_m} \right]^T \quad (5.33)$$

$$\theta_m^{III} = \left[\left(1 - \frac{hc}{J_m}\right) \frac{hk_t}{J_m} \frac{ha}{J_m} \frac{hb}{J_m} \right]^T \quad (5.34)$$

$$\theta_m^{IV} = \left[\left(1 - \frac{hc}{J_m}\right) \frac{hk_t}{J_m} \frac{ha}{J_m} \frac{hd}{J_m} \right]^T \quad (5.35)$$

$$\theta_m^V = \left[\left(1 - \frac{hc}{J_m}\right) \frac{hk_t}{J_m} \frac{ha}{J_m} \frac{hb}{J_m} \frac{hd}{J_m} \right]^T \quad (5.36)$$

- Subsistema hidráulico:

$$\theta_h^I = \left[\frac{\beta}{R_p} \frac{1}{R_p} \right]^T \quad (5.37)$$

$$\theta_h^{II} = \left[\frac{F_p}{R_p} \frac{\beta}{R_p} \frac{1}{R_p} \right]^T \quad (5.38)$$

$$\theta_h^{III} = \left[\frac{F_p}{R_p} \frac{\beta}{R_p} \frac{1}{R_p} \frac{J_p}{R_p} \right]^T \quad (5.39)$$

$$\theta_h^{IV} = \left[\left(1 - \frac{hR_p}{L_p}\right) \frac{F_p}{L_p} \frac{\beta}{L_p} \frac{1}{L_p} \right]^T \quad (5.40)$$

$$\theta_h^V = \left[\left(1 - \frac{hR_p}{L_p} \right) \frac{F_p}{L_p} \frac{\beta}{L_p} \frac{1}{L_p} \frac{J_p}{L_p} \right]^T \quad (5.41)$$

Na etapa de estimação, as funções de custo e os índices RMSE foram calculados. Os resultados são apresentados nas Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3.

Tabela 5.1: Valores dos parâmetros estimados para o modelo 0D (subsistema elétrico).

\hat{R}_q (Ω)	\hat{L}_q (mH)	\hat{k}_e ($\frac{V \cdot s}{rad}$)	$V(\theta_e)$ (A)	$W_d(\hat{\theta}_e)$ (A)
0,35	$5,40 \times 10^{-2}$	$7,92 \times 10^{-2}$	$1,17 \times 10^{-2}$	$1,30 \times 10^{-3}$

Tabela 5.2: Valores dos parâmetros estimados para o modelo 0D (subsistema mecânico).

Modelo	\hat{J}_m ($kg \cdot m^2$)	\hat{a} ($\frac{kg \cdot m^2 \cdot s}{ml^2 \cdot rad}$)	\hat{b} ($\frac{kg \cdot m^2 \cdot s}{ml \cdot rad^2}$)	\hat{c} ($\frac{kg \cdot m^2}{rad \cdot s}$)	\hat{d} ($\frac{kg \cdot m^2 \cdot s}{rad^3}$)	$V(\theta_m)$ ($\frac{rad}{s}$)	$W_d(\hat{\theta}_m)$ ($\frac{rad}{s}$)
I	$7,10 \times 10^{-3}$	-	-	$2,50 \times 10^{-4}$	-	0,27	$1,89 \times 10^{-4}$
*II	$8,80 \times 10^{-3}$	$-3,16 \times 10^{-7}$	-	$2,42 \times 10^{-4}$	-	0,27	$1,66 \times 10^{-4}$
III	$1,85 \times 10^{-2}$	$-8,02 \times 10^{-6}$	$6,96 \times 10^{-7}$	$1,33 \times 10^{-4}$	-	0,29	$1,35 \times 10^{-4}$
IV	$7,20 \times 10^{-3}$	$-4,81 \times 10^{-7}$	-	$6,78 \times 10^{-4}$	$2,70 \times 10^{-8}$	0,30	$3,40 \times 10^{-3}$
V	$8,50 \times 10^{-3}$	$2,74 \times 10^{-6}$	$-5,71 \times 10^{-7}$	$5,51 \times 10^{-4}$	$4,34 \times 10^{-8}$	0,27	$2,10 \times 10^{-3}$

Tabela 5.3: Valores dos parâmetros estimados para o modelo 0D (subsistema hidráulico).

Modelo	\hat{R}_p ($\frac{mmHg \cdot s}{ml}$)	\hat{F}_p ($\frac{mmHg \cdot s^2}{ml^2}$)	$\hat{\beta}$ ($\frac{mmHg \cdot s^2}{rad^2}$)	\hat{L}_p ($\frac{mmHg \cdot s^2}{ml}$)	\hat{J}_p ($\frac{mmHg \cdot s^2}{rad}$)	$V(\theta_h)$ ($\frac{ml}{s}$)	$W_d(\hat{\theta}_h)$ ($\frac{ml}{s}$)
I	7,88	-	$-3,71 \times 10^{-3}$	-	-	5,27	$3,53 \times 10^{-3}$
II	8,06	-0,04	$-9,51 \times 10^{-4}$	-	-	1,06	$2,23 \times 10^{-3}$
III	7,43	-0,04	$-9,89 \times 10^{-4}$	-	0,07	0,95	$1,91 \times 10^{-3}$
*IV	2,51	0,01	$-1,14 \times 10^{-3}$	0,68	-	1,04	$1,92 \times 10^{-4}$
V	2,47	0,01	$-1,11 \times 10^{-3}$	0,69	$-5,16 \times 10^{-5}$	1,05	$1,93 \times 10^{-4}$

Na obtenção dos parâmetros das cânulas, considerou-se a condição do fluido (soro + glicerina) com: $\rho = 1,05 \frac{g}{ml}$ e $\eta = 1,16 \times 10^{-2} \frac{g}{cm \cdot s}$. Em relação as características geométricas do tubo, mediu-se $l_{in} = 25$ cm, $l_{out} = 50$ cm, $r_{in} = r_{out} = 0,3175$ cm (referente ao raio de um tubo de 1/4") e $\lambda = 7,5 \times 10^{-4}$. Baseando-se nesse valores, resultou-se nas resistências $R_{in} = 5,47 \times 10^{-2} \frac{mmHg \cdot s}{ml}$ e $R_{out} = 0,11 \frac{mmHg \cdot s}{ml}$; e nas inertâncias $L_{in} = 6,22 \times 10^{-2} \frac{mmHg \cdot s^2}{ml}$ e $L_{out} = 0,12 \frac{mmHg \cdot s^2}{ml}$.

5.5.4 Validação do modelo da pRBP

Na Tabela 5.1, os parâmetros calculados para o subsistema elétrico são adequados para o modelo, pois esses parâmetros geraram um valor para $W_d(\hat{\theta}_e)$ menor que a tolerância definida para o erro $|\varepsilon_p(nT_c)| < 10^{-2}$. Embora os Modelos I, II e V tenham apresentado o mesmo $V(\theta_m)$ na Tabela 5.2, o Modelo II foi escolhido para dinâmica mecânica porque exibiu o menor $W_d(\hat{\theta}_m)$.

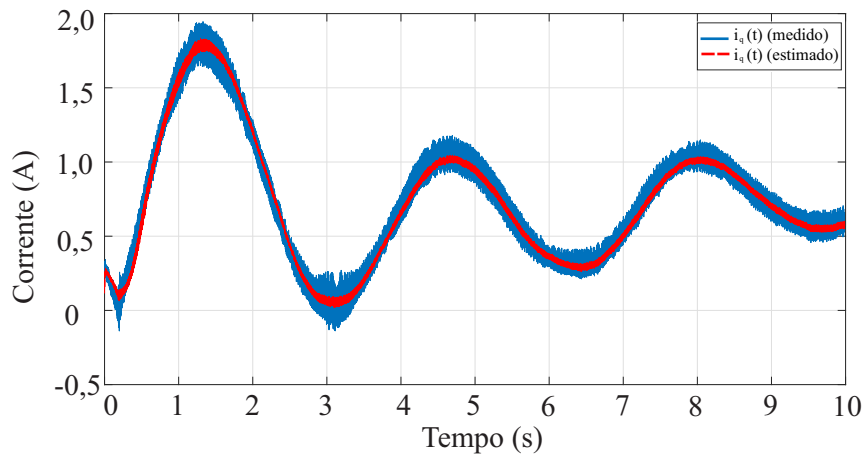
Como visto na Tabela 5.3, o Modelo III foi escolhido como o modelo inicial para a dinâmica hidráulica, devido ao fato de apresentar o valor mínimo de $V(\theta_h)$ das opções testadas, porém as curvas estáticas estimadas não rastream as curvas de referência. Em sequência, analisou-se o Modelo IV, no qual as curvas estimadas forneceram uma representação adequada dos dados experimentais, uma vez que $W_d(\hat{\theta}_h)$ (Modelo IV) < $W_d(\hat{\theta}_h)$ (Modelo III).

Além disso, as comparações entre os sinais medidos e estimados para o Modelo elétrico, Modelo mecânico II e Modelo hidráulico IV, são apresentadas nas Figs. 5.10(a), 5.10(b) e 5.10(c), respectivamente. Já as curvas de desempenho hidrodinâmico obtidas experimentalmente e sua reconstrução usando o Modelo hidráulico IV podem ser observadas na Fig. 5.11.

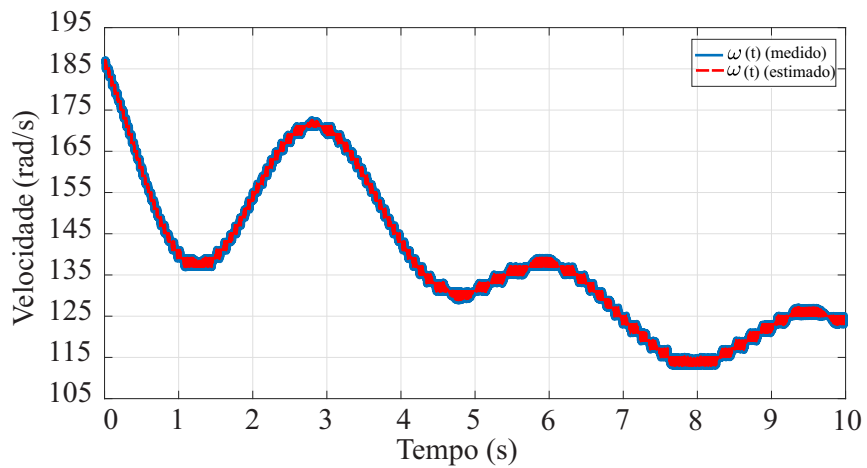
Como descrito por Ganushchak *et al.* [121], foi reconhecido durante o teste estático que a operação da RBP na área à direita da zona de operação (no caso, $\omega > 4000$ RPM) causa extrema turbulência e cavitação. Mesmo que esta bomba opere na área à esquerda da zona (no caso, $\omega < 1000$ RPM), sua operação é muito ineficiente, com recirculação excessiva de fluido dentro da bomba e cavitação também.

5.6 Considerações finais

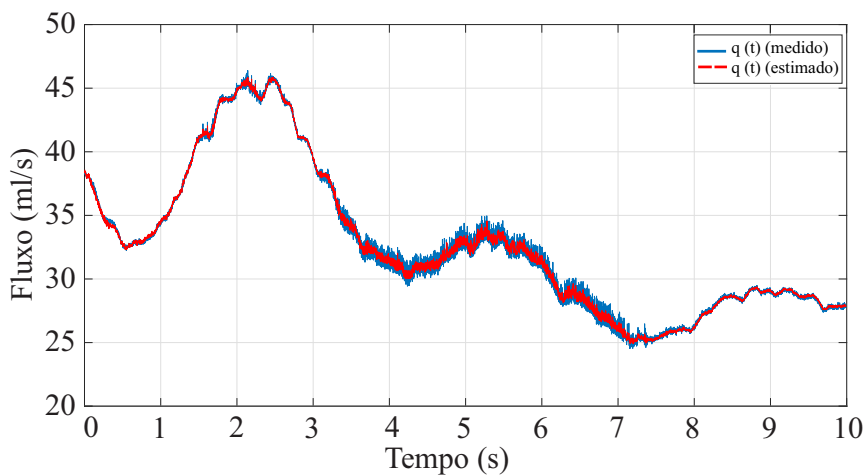
Neste capítulo foi descrita a modelagem e caracterização da bomba rotativa InCor, que será utilizado como DAV rotativo pediátrico no trabalho de tese. A partir do procedimento de caracterização, foi possível encontrar um modelo completo adequado para o protótipo da bomba. Os principais subsistemas para o funcionamento deste dispositivo foram modelados, que são as partes elétrica, mecânica e hidráulica do sistema. Para a estimação paramétrica, o *software Motor Profiler* e o algoritmo ERLS foram adotados, destacando-se os parâmetros que foram escolhidos nas linhas marcadas com um asterisco nas Tabelas 5.2 e 5.3.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.10: Curvas dos sinais: (a) $i_q(t)$ e $\hat{i}_q(t)$; (b) $\omega(t)$ e $\hat{\omega}(t)$; (c) $q(t)$ e $\hat{q}(t)$.

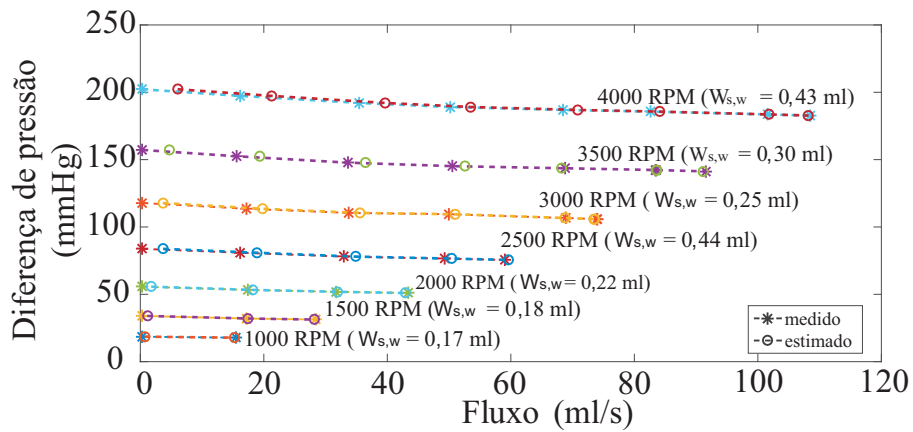


Figura 5.11: As curvas $\Delta p \times q$ e $\Delta p \times \hat{q}$ para a bomba de sangue rotativa pediátrica.

Além disso, o procedimento de caracterização realizado na bomba foi uma metodologia simples para determinar os valores dos parâmetros dos modelos, requerendo mínimas informações *a priori*, especificamente no que diz respeito ao comportamento dos subsistemas mecânico e hidráulico. É importante ressaltar que o procedimento de caracterização realizado é genérico e pode ser aplicado quando há mudanças estruturais na configuração experimental, por exemplo, o uso de um tipo diferente de motor ou uma bomba com um tipo diferente de impelidor.

No capítulo seguinte, será apresentada a implementação do sistema de controle fisiológico proposto nesta tese de doutorado, considerando como planta o acoplamento da pRBP InCor e do SH InCor para o projeto do controlador fisiológico.

Capítulo 6

Implementação do sistema de controle fisiológico

Neste capítulo, uma aplicação de controle é apresentada, para validar o sistema de controle fisiológico proposto no Capítulo 3. Essa aplicação é feita no sistema InCor, representado pelo simulador hidráulico e a bomba de sangue rotativa pediátrica, ambos detalhados nos Capítulos 4 e 5, respectivamente.

6.1 Introdução

Os sistemas ciberfísicos (do inglês, *Cyber Physical Systems* - CPSs) são definidos como os sistemas que oferecem integração entre computação, redes e processos físicos, onde componentes físicos e lógicos estão profundamente entrelaçados, cada um operando em diferentes escalas espaciais e temporais, interagindo entre si de maneiras diversas que mudam com o contexto. Enquanto os sistemas embarcados focam nos elementos computacionais, os sistemas ciberfísicos enfatizam o papel das ligações entre os elementos computacionais e elementos físicos [127, 128].

Dentre os requisitos de um sistema ciberfísico, o primordial deles é a segurança. Este tipo de sistema interage com o meio ambiente e algum processo de falha pode ter consequências graves. Outro requisito importante é o desempenho do sistema. Muitos CPSs podem lidar com recursos limitados (em peso, potência, custo, etc.), mas ainda sim precisam garantir que as tarefas sejam executadas de forma satisfatória. A interoperabilidade também é um requisito relevante, uma vez

que os subsistemas devem ser conectados entre si por meio de protocolos de comunicação [127].

Por fim, a operação em tempo real é essencial em CPSs. Por definição, um sistema em tempo real é aquele em que a exatidão de um resultado não depende apenas da correção lógica do cálculo, mas também do instante de tempo em que o resultado é disponibilizado, de forma a acompanhar os eventos externos. Essa noção enfatiza que o tempo é uma das entidades mais importantes do sistema, e que há restrições de tempo associadas às tarefas a serem executadas. Nesse contexto, o desenvolvimento de um sistema de controle em tempo real requer basicamente duas etapas [129]:

1. o projeto do controlador, em que uma lei de controle é definida e um controlador é projetado para atender o requisito de desempenho, bem como manter a estabilidade e rejeitar distúrbios;
2. a implementação física, na qual várias tarefas de controle são programadas para serem executadas em microprocessadores ou microcontroladores. Nesta etapa, as tarefas devem ser agendadas com recursos de computação disponíveis, no qual a escolha do tempo de amostragem deve considerar o tempo de computação (latência) fornecido pelo *hardware*.

Na literatura, a implementação de sistemas de controle fisiológicos é proposta de diferentes formas. Hanson *et al.* [130] construíram uma estrutura *hardware-in-the loop* (HIL) contendo um atuador como simulador de ventrículo, que é controlado com base nas pressões calculadas em tempo real a partir de uma simulação numérica de modelo 0D. Ochsner *et al.* [131] apresentaram uma estrutura HIL para avaliar DAVs, usando controladores PI para fornecerem pressões aos reservatórios por meio de interfaces numérica-hidráulica do sistema. Petrou *et al.* [132] realizaram uma comparação *in vitro* entre um conjunto de controladores fisiológicos propostos para LVADs. Leao *et al.* [133] desenvolveram um controle fisiológico multiobjetivo também com avaliação *in vitro* do desempenho do controlador.

No intuito de validar o sistema de controle fisiológico proposto para RBPs nessa tese de doutorado, a implementação da hierarquia das malhas de controle foi realizada no sistema InCor. Os sistemas embarcados projetados para os controles de baixo nível e de alto nível são interligados ao sistema InCor, cujos os parâmetros de interesse podem ser monitorados e/ou alterados pelo especialista por meio de um supervísório.

6.2 Aplicação de controle

A aplicação de controle refere-se a implementação do controlador fisiológico no sistema InCor, de forma a restaurar o perfil de energia hemodinâmica do paciente pediátrico retratado na Subseção 4.4.2 do Capítulo 4. É possível descrever quantitativamente o paciente em condições basais e de IC a partir dos índices MAP, EEP e SHE, conforme observado na Fig. 6.1.

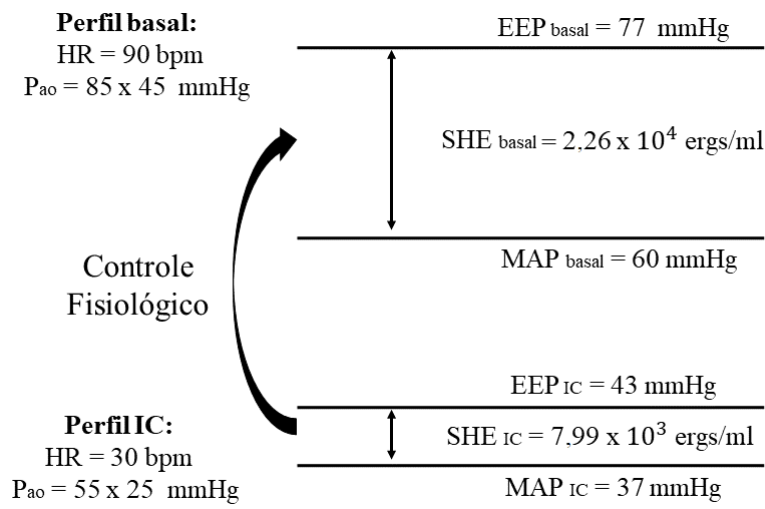


Figura 6.1: Índices de pulsatilidade em condições basais e de IC do paciente pediátrico e aplicação do controle fisiológico para transitar entre essas condições.

Para facilitar o entendimento dessa aplicação, diagramas de blocos foram construídos para cada componente do sistema. Na planta do sistema (Fig. 6.2(a)), os sinais de entrada no sistema InCor são as tensões $v_a(t)$, $v_b(t)$ e $v_c(t)$ no motor PMSM, e a pressão $p_d(t)$ no simulador de ventrículo, sendo esta última fixada no console pneumático. Já os sinais de saída são as correntes $i_a(t)$, $i_b(t)$ e $i_c(t)$, e a velocidade de rotação $\omega(t)$ do motor PMSM, bem como a diferença de pressão nos terminais da bomba rotativa $\Delta p_{RBP}(t)$.

No controle (Fig. 6.2(b)), o controlador fisiológico apresenta uma hierarquia de malhas, sendo composto por uma configuração de controladores em cascata na malha de baixo nível, referentes ao controle FOC do motor PMSM (controle da corrente $i_q(t)$ - malha interna com eixo de referência q - e da velocidade de rotação $\omega(t)$ - malha externa); e um controlador na malha de alto nível, referente ao controle da variável fisiológica $\Delta p_{RBP}(t)$. A assistência ventricular proporcionada pela pRBP InCor no sistema de controle fisiológico deve ser ajustada dinamicamente em resposta às mudanças do SH InCor, para garantir a pulsatilidade na pressão nos terminais da bomba.

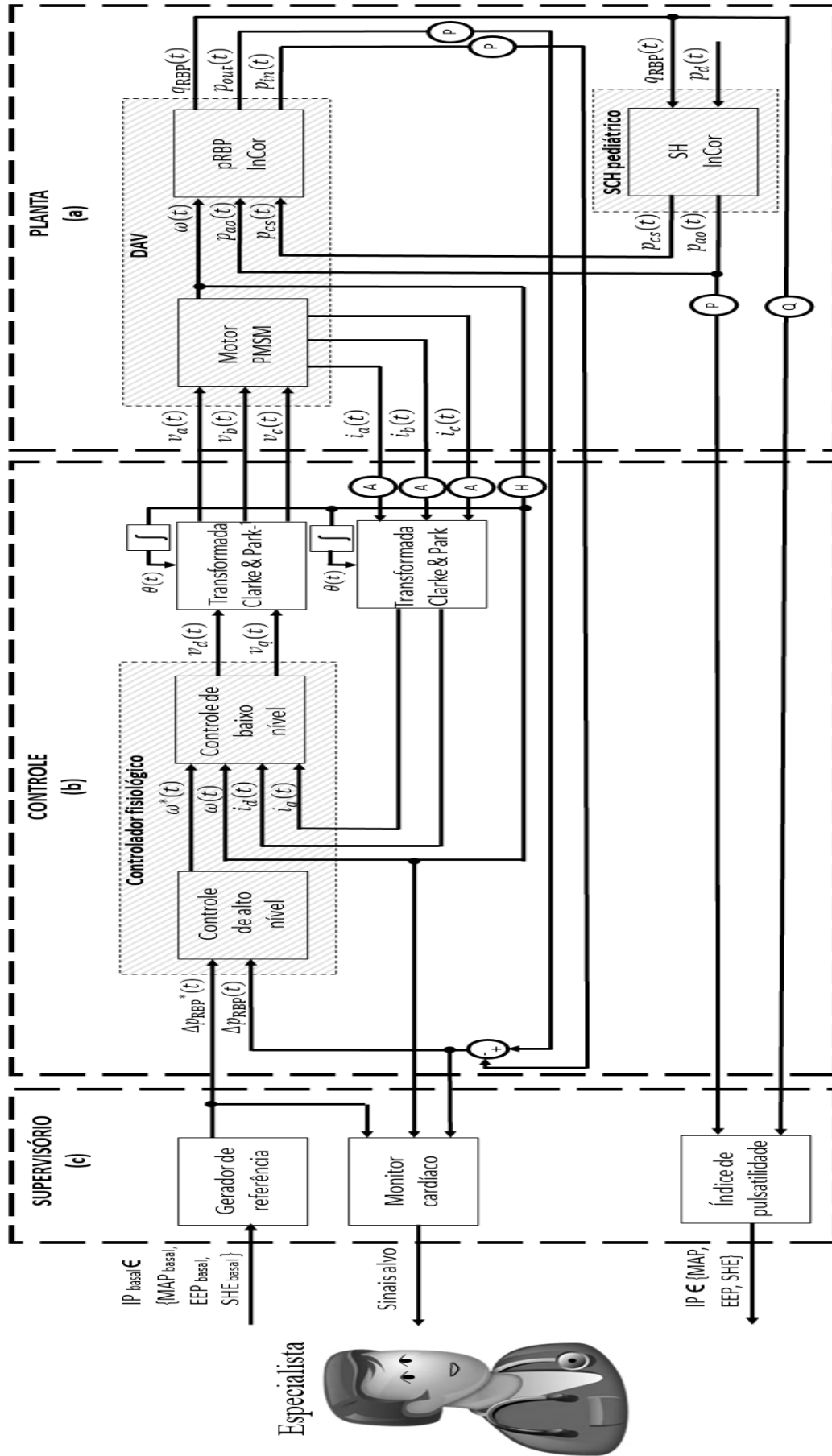


Figura 6.2: Estrutura geral do sistema de controle fisiológico proposto para a pRBP InCor e sua interação com o SH InCor simulando um paciente com IC. Legenda: P = sensor de pressão; Q = sensor de fluxo; A = sensor de corrente; H = sensor de efeito Hall de velocidade.

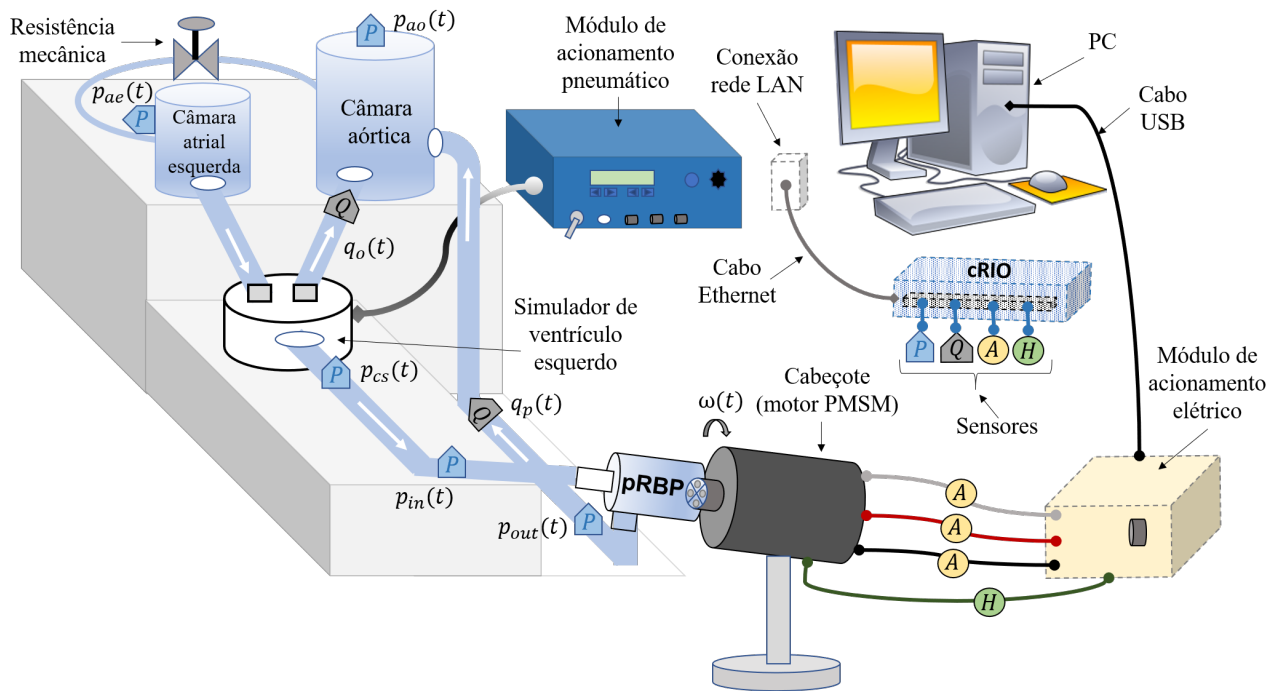
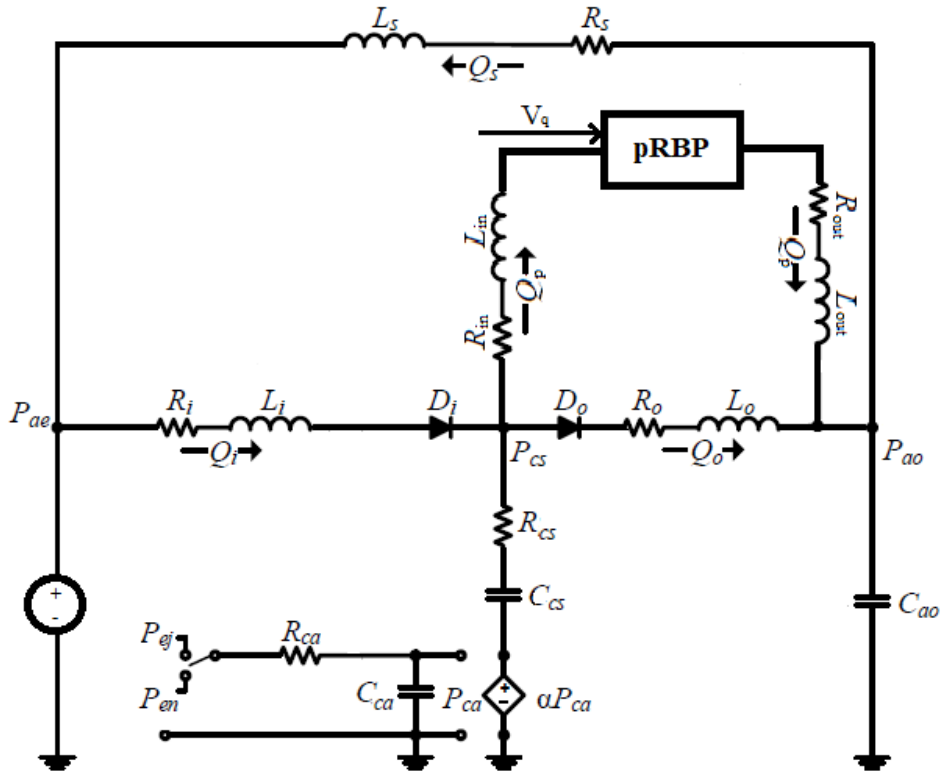


Figura 6.3: Representação em diagrama de blocos da bancada experimental - Sistema InCor.

No supervisor (Fig. 6.2(c)), os índices de pulsatilidade MAP_{basal} , EPP_{basal} e SHE_{basal} são definidos pelo especialista na área médica, com o objetivo fisiológico de restaurar a condição basal do paciente pediátrico. Esses índices são processados no gerador de referência para obtenção do sinal de referência pulsátil $\Delta p_{\text{RBP}}^*(t)$, que por sua vez é aplicado como referência no controle de alto nível. Após atingido o rastreamento do sinal de referência pulsátil, os índices de pulsatilidade obtidos são comparados com aqueles definidos na condição basal, verificando se o objetivo fisiológico foi alcançado. Cada uma desses três componentes são descritos nas Subseções 6.2.1, 6.2.2 e 6.2.3.

6.2.1 Planta

Em teste *in vitro*, o sistema InCor representa acoplamento físico entre a pRBP InCor e o SH InCor. Nesse caso, o SH InCor foi utilizado para representar o SCH pediátrico com IC e a pRBP InCor foi utilizada para representar o DAV tipo bomba rotativa, conforme ilustrado na Fig. 6.3. Em teste *in silico*, o sistema InCor é a conexão entre os modelos 0D do simulador hidráulico e da bomba de sangue rotativa, denominado como modelo 0D SH+pRBP, conforme apresentado na Fig. 6.4.


 Figura 6.4: Representação do modelo 0D do sistema InCor (SH + pRBP) para testes *in silico*.

O acoplamento dos modelos é semelhante ao procedimento apresentado na Subseção 3.2.3 do Capítulo 3. O modelo 0D do SH InCor é apresentado na Seção 4.3 do Capítulo 4 e o modelo 0D da pRBP InCor é descrito na Seção 5.3 do Capítulo 5. Logo, o circuito elétrico análogo é de 9ª ordem, sendo descrito em representação de espaço de estados, conforme a Eq. (6.1).

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}_{SH+pRBP}(t) &= \mathbf{f}_{SH+pRBP}(t, \mathbf{x}(t)) + \mathbf{B}_{SH+pRBP} u_{SH+pRBP}(t) \\ y_{SH+pRBP}(t) &= \mathbf{h}_{SH+pRBP}(x(t)) \end{aligned} \quad (6.1)$$

onde: $\mathbf{x}_{SH+pRBP}(t) = [\mathbf{x}_{SH}(t) \mid \mathbf{x}_{pRBP}(t)]^T$ é o vetor de estados da planta; $u_{SH+pRBP}(t) = [p_d(t) \ v_q(t)]^T$ é a entrada da planta; $y_{SH+pRBP}(t) = \Delta p_{RBP}(t)$ é a saída da planta; $\mathbf{B}_{SH+pRBP}$ é a matriz de entrada; $\mathbf{f}_{SH+pRBP}(t, \mathbf{x}(t))$ é a função de estados; e $\mathbf{h}_{SH+pRBP}(x(t))$ é a função de saída, conforme expressas nas Eqs. (6.2), (6.3) e (6.4), respectivamente.

$$\mathbf{f}_{\text{SH+pRBP}}(t, x(t)) = \begin{bmatrix} \frac{-x_1(t)}{R_{ca}C_{ca}} \\ \frac{p_{cs}(t) - x_1(t) - x_2(t)}{R_{cs}C_{cs}} \\ \frac{x_5(t) - x_6(t)}{C_{ao}} \\ \frac{D_i(x_1(t) - p_{cs}(t)) - R_i x_4(t)}{L_i} \\ \frac{D_o(p_{cs}(t) - x_3(t)) - R_o x_5(t)}{L_o} \\ \frac{x_3(t) - P_{ae} - R_s x_6(t)}{L_s} \\ \frac{-R_q x_7(t) - \frac{n_p}{2} x_8(t) \lambda_{ds}}{L_q} \\ \frac{k_i x_7(t) - a x_9^2(t) x_8(t) - c x_8(t)}{J_m} \\ \frac{-(R_{in} + R_{out} + R_p) x_9(t) - F_p x_9^2(t) + \beta x_8^2(t) - (x_3(t) - p_{cs}(t))}{(L_{in} + L_{out} + L_p)} \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

$$\mathbf{B}_{\text{SH+pRBP}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{R_{ca}C_{ca}} \\ \mathbf{0}_{5 \times 1} \\ \frac{1}{L_q} \\ \mathbf{0}_{2 \times 1} \end{bmatrix} \quad (6.3)$$

$$\mathbf{h}_{\text{SH+pRBP}}(x(t)) = -R_p x_9(t) - F_p x_9^2(t) + \beta x_8^2(t) - L_p \dot{x}_9(t) \quad (6.4)$$

6.2.2 Controle

Os controladores de baixo nível e alto nível são projetados com base no modelo 0D SH+pRBP e implementados em sistemas embarcados.

Controlador da malha de baixo nível

No caso do controle de baixo nível, o controlador utilizado foi implementado na placa NUCLEO-F302R8 do fabricante *STMicroelectronics*, apresentada na Fig. 6.5. A placa NUCLEO-F302R8 é um microcontrolador de 32 bits no pacote LQFP64 baseado no núcleo ARM[®] Cortex[®]-M4 (72 MHz) com memória Flash de 64 KB e SRAM de 16 KB. Possui dois tipos de recursos de extensão: conectividade Arduino[™] UNO R3 e conectores de pinos de extensão ST morpho para acesso total as entradas e as saídas (E/S).

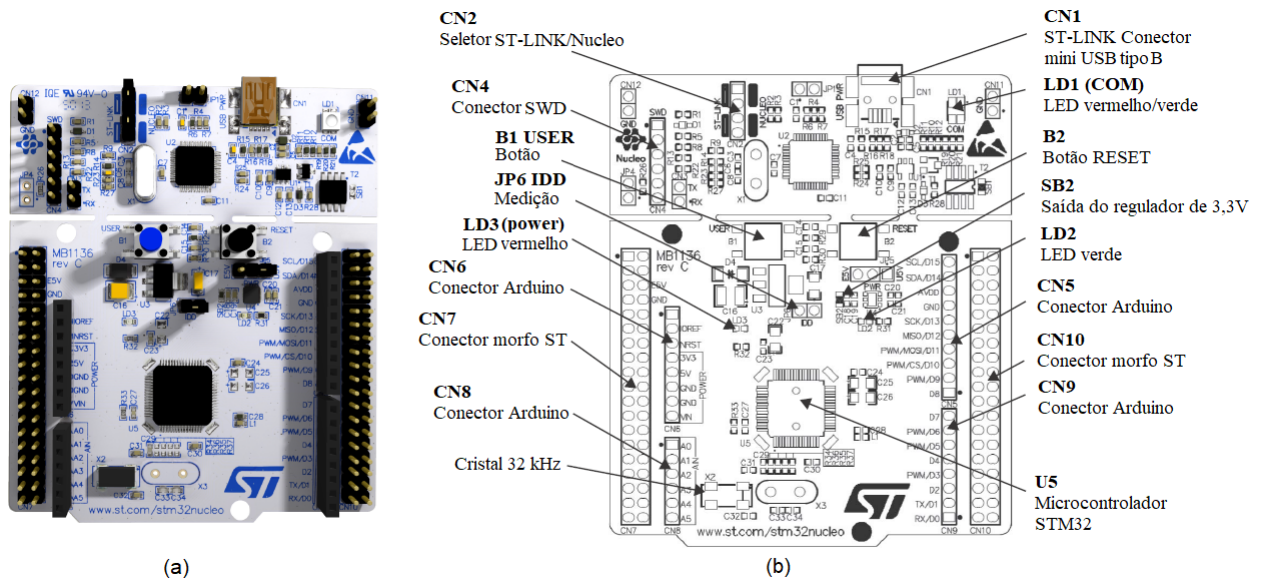


Figura 6.5: Placa NUCLEO-F302R8: (a) Fotografia da placa; (b) Descrição da placa (Fonte: *STMicroelectronics* [115]).

Essa placa de controle também apresenta 6 temporizadores, 3 comparadores analógicos, 51 GPIO com capacidade de interrupção externa, conversores analógico-digital (ADC) de 12 bits com 15 canais e 1 conversor digital-analógico (DAC) de 12 bits, para realimentação em malha fechada. Permite utilizar comunicação I2C, USART e SPI e suporte a uma ampla variedade de Ambientes de Desenvolvimento Integrado (IDEs), tais como a própria STM32CubeIDE, IARTM, Keil® e GCC. Os seguintes recursos são oferecidos: três LEDs - Comunicação USB (LD1), LED do usuário (LD2) e LED de energia (LD3); dois botões (USER e RESET); fonte de alimentação via USB ou fonte externa (3,3 V, 5 V, 7-12 V); ponto de acesso de gerenciamento de energia; recurso de re-enumeração da USB; três interfaces diferentes suportadas no USB (Porta COM virtual, Armazenamento em massa e Porta de depuração); depurador/programador ST-LINK/V2-1 de bordo com conector SWD (chave de modo de seleção para usar o kit como um ST-LINK/V2-1 independente); bibliotecas de *software* livre abrangentes e exemplos disponíveis com o STM32Cube Pacote MCU e Arm® MbedTM [115].

Para testar o controlador da malha de baixo nível, foi utilizado o *software* *ST MC Workbench*. Nesse ambiente de teste, os ganhos PI são convertidos em aritmética de ponto fixo, no qual considera-se as características de *hardware* das placas de controle e potência para realizar essa conversão. Conforme apresentado no diagrama de blocos da malha de corrente (Fig. 6.6), o bloco “A” é a constante de proporcionalidade entre a variável de *software* que armazena o valor de tensão

(expressa em dígitos - valor inteiro de 16 bits com sinal - s16) e a tensão real aplicada às fases do motor (expressa em Volt). Da mesma forma, o bloco “B” é a constante de proporcionalidade entre a corrente real (expressa em Ampères) e a variável de *software* que armazena a corrente de fase (expressa em dígitos).

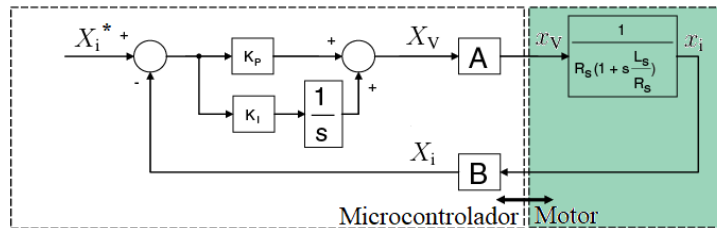


Figura 6.6: Representação em diagrama de blocos do controle PI de corrente no *software ST MC Workbench*.

A relação de equivalência entre as variáveis pode ser expressa nas Eqs. (6.5) e (6.6).

$$x_V = \frac{V_{busDC}}{W_{max}} X_V \Rightarrow x_V = AX_V \tag{6.5}$$

$$X_i = \frac{R_{shunt}A_{op}W_{max}}{ADC_{ref}} x_i \Rightarrow X_i = Bx_i \tag{6.6}$$

onde: x_V é a tensão aplicada nos terminais do motor (V); X_V é a palavra correspondente a tensão (s16); x_i é a corrente medida nos terminais do motor (V); X_i é a palavra correspondente a corrente (s16); V_{busDC} é a tensão DC de barramento na placa de potência (V); W_{max} é a palavra máxima em base decimal computada pelo microcontrolador de 16 bits ($2^{16} = 65535$); R_{shunt} é a resistência *shunt* presente no inversor de frequência da placa de potência (Ω); A_{op} é o ganho do amplificador sensível a corrente medida (adimensional); e ADC_{ref} é a tensão de referência no conversor AD (3,3 V).

De forma análoga, no diagrama de blocos na malha de velocidade (Fig. 6.7), o bloco “C” é a constante de proporcionalidade entre a velocidade real (expressa em rad/s) e a variável de *software* que armazena a velocidade de rotação (expressa em dígitos).

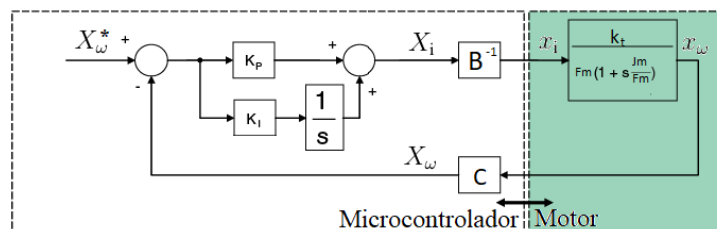


Figura 6.7: Representação em diagrama de blocos do controle PI de velocidade no *software ST MC Workbench*.

A relação de equivalência entre as variáveis pode ser expressa na Eqs. (6.7).

$$X_\omega = \frac{W_{\max}}{10f_{\text{PWM}}} 0, 1x_\omega \Rightarrow X_\omega = \mathbf{C}x_\omega \quad (6.7)$$

onde: x_ω é a velocidade de rotação do motor $\left(\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right)$; X_ω é a palavra correspondente a velocidade (s16); f_{PWM} é a frequência de chaveamento do inversor de frequência na placa de potência (30 kHz).

Logo, os ganhos PI das malhas de baixo nível na plataforma ST são computados da forma:

$$K_{P_i}^{\text{word}} = \frac{L_s \omega_{c_i}}{AB} K_{P_{\text{div}}} \quad (6.8)$$

$$K_{I_i}^{\text{word}} = \frac{R_s \omega_{c_i} T_i}{AB} K_{I_{\text{div}}} \quad (6.9)$$

$$K_{P_\omega}^{\text{word}} = \frac{J_m \omega_{c_m} B}{k_t C} K_{P_{\text{div}}} \quad (6.10)$$

$$K_{I_\omega}^{\text{word}} = \frac{F_m \omega_{c_m} T_\omega B}{k_t C} K_{I_{\text{div}}} \quad (6.11)$$

onde: T_i e T_ω são os tempos de amostragem (s) das malhas de corrente e velocidade, respectivamente; $K_{P_{\text{div}}}$ e $K_{I_{\text{div}}}$ são os divisores dos ganhos proporcional e integral na potência de 2, variando de 2^0 a 2^{16} ; ω_{c_i} e ω_{c_m} são as frequências de corte $\left(\frac{\text{rad}}{\text{s}}\right)$ correspondentes à banda passante do sistema de controle em malha fechada, para as malhas de corrente e velocidade, respectivamente.

Controlador da malha de alto nível

Em relação ao controle de alto nível, o controlador utilizado foi implementado no CompactRIO (cRIO) 9073, do fabricante *National Instruments*, conforme apresentado na Fig. 6.8. O cRIO 9073 é um sistema embarcado reconfigurável e robusto que contém três componentes - um controlador em tempo real, um FPGA reconfigurável e módulos de E/S industriais. O controlador de tempo real contém um processador industrial que executa aplicações no LabVIEW *Real-Time* de forma determinística e oferece controle multi-taxa, rastreamento de execução, registro de dados *onboard* e comunicação com periféricos. As opções adicionais incluem entradas de alimentação de 9 a 30 V_{cc} , *clock* em tempo real, temporizadores de *watchdog* de *hardware*, portas Ethernet duplas, armazenamento de dados de até 2 GB, e portas USB e RS232 integrados [134].



Figura 6.8: Imagem do NI cRIO-9073 com os módulos E/S da Série C (Fonte: *National Instruments Corporation* [134]).

O algoritmo PID no cRIO possui limitação na faixa de saída de controle com integrador *anti-windup*. O intervalo padrão de saída é de -100 a 100 , que corresponde aos valores especificados em termos percentuais da escala completa da variável controlada. Nessa aplicação de controle, os ganhos do controlador PI de diferença de pressão também podem ser obtidos por meio de método analítico, além da técnica de sintonia apresentada na Subseção 3.4.3 do Capítulo 3, não sendo técnicas de projeto de controlador excludentes entre si.

Neste caso, o modelo 0D SH+pRBP pode ser simplificado por uma natureza linear e invariante no tempo (LIT), considerando as características intrínsecas da bomba rotativa no projeto de controle, tendo a principal vantagem a análise clássica da estabilidade do sistema de controle em malha fechada. Para calcular os ganhos $K_{p\Delta p}$ e $K_{I\Delta p}$, o ramo do modelo da pRBP InCor, que está conectado ao circuito elétrico análogo do SH InCor, pode ser modelado como uma fonte de pressão para controle da diferença de pressão, conforme ilustrado na Fig. 6.9.

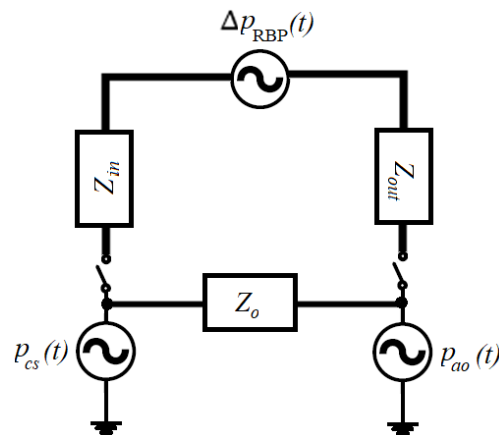


Figura 6.9: Representação da pRBP InCor como fonte de pressão, quando conectada ao SH InCor para realização de assistência ventricular. Legenda: Z_{in} = impedância da cânula de entrada; Z_{out} = impedância da cânula de saída; Z_o = impedância de válvula aórtica no simulador de ventrículo.

Sendo assim, diferentes condições de contorno podem ser consideradas:

1. Fonte ideal de pressão ($Z_{in} \approx Z_{out} \approx 0$):

$$\Delta p_{RBP}(t) = \Delta p_{SH}(t) \quad (6.12)$$

2. Fonte real de pressão ($Z_{in} \neq 0$ e $Z_{out} \neq 0$):

$$\Delta p_{in}(t) + \Delta p_{RBP}(t) + \Delta p_{out}(t) = \Delta p_{SH}(t) \quad (6.13)$$

Da condição 1, que descreve a dinâmica hidráulica da bomba rotativa InCor, tem-se que:

$$\Delta p_{RBP}(t) = p_{ao}(t) - p_{cs}(t) = -R_p q_{RBP}(t) - F_p q_{RBP}^2(t) + \beta \omega^2(t) - L_p \frac{dq_{RBP}(t)}{dt} \quad (6.14)$$

Aplicando a linearização jacobiana $y(t) \approx f(a) + f'(a)(x - a)$ no ponto de equilíbrio a , ou seja, a pRBP InCor com fluxo $q_{RBP}(t)$ operando no ponto q_0 e com velocidade $\omega(t)$ operando no ponto ω_0 da curva estática, chega-se a:

$$\Delta p_{RBP}(t) \approx (-R_p - 2F_p q_0) q_{RBP}(t) + (2\beta \omega_0) \omega(t) - L_p \frac{dq_{RBP}(t)}{dt} + (F_p q_0^2 - \beta \omega_0^2) \quad (6.15)$$

Ao considerar a parcela $(F_p q_0^2 - \beta \omega_0^2)$ da Eq. (6.15) como distúrbio e aplicar a transformada de Laplace na mesma tem-se que:

$$\Delta P_{RBP}(s) = (-R_p - 2F_p q_0 - sL_p) Q_{RBP}(s) + (2\beta \omega_0) \Omega(s) \quad (6.16)$$

Pela segunda parcela da Eq. (6.16), a relação entrada-saída da malha de alto nível é dada por:

$$\frac{\Delta P_{RBP}(s)}{\Omega(s)} = 2\beta \omega_0 \quad (6.17)$$

Da condição 2, que descreve o acoplamento da pRBP no SH InCor, tem-se que:

$$\begin{aligned} \Delta p_{SH}(t) &= -R_{in} q_{RBP}(t) - L_{in} \frac{dq_{RBP}(t)}{dt} + \Delta p_{RBP}(t) - R_{out} q_{RBP}(t) - L_{out} \frac{dq_{RBP}(t)}{dt} \\ \Rightarrow \Delta p_{SH}(t) &= -R_f q_{RBP}(t) - F_p q_{RBP}^2(t) + \beta \omega^2(t) - L_f \frac{dq_{RBP}(t)}{dt} \end{aligned} \quad (6.18)$$

onde: $R_f = (R_{in} + R_p + R_{out})$ é a resistência e $L_f = (L_{in} + L_p + L_{out})$ é a inércia resultantes do acoplamento.

Aplicando a linearização jacobiana e, na sequência, mudando para o domínio s , chega-se a:

$$\Delta P_{SH}(s) = (-R_f - 2F_p q_0 - sL_f) Q_{RBP}(s) + (2\beta\omega_0) \Omega(s) \Rightarrow \frac{\Delta P_{SH}(s)}{\Omega(s)} = 2\beta\omega_0 \quad (6.19)$$

Logo, as cânulas não exercem influência do ponto de vista de controle da diferença de pressão pela velocidade de rotação, dependendo apenas dos pontos de operação $\omega_0 = \omega_{DC}$ definidos pelo gerador de referência.

A partir da função de transferência em malha fechada (FTMF), tem-se que:

$$\frac{\Delta P_{RBP}(s)}{\Delta P_{RBP}^*(s)} = \frac{\left(K_{P_{\Delta p}} + \frac{K_{I_{\Delta p}}}{s}\right) 2\beta\omega_0}{1 + \left(K_{P_{\Delta p}} + \frac{K_{I_{\Delta p}}}{s}\right) 2\beta\omega_0} = \frac{2s\beta\omega_0 K_{P_{\Delta p}} + 2\beta\omega_0 K_{I_{\Delta p}}}{(1 + 2\beta\omega_0 K_{P_{\Delta p}})s + 2\beta\omega_0 K_{I_{\Delta p}}} \quad (6.20)$$

Avaliando a equação característica da FMTF, o pólo do sistema em malha fechada é dado por:

$$\begin{aligned} (1 + 2\beta\omega_0 K_{P_{\Delta p}})s + 2\beta\omega_0 K_{I_{\Delta p}} &= 0 \\ \Rightarrow s &= -\frac{2\beta\omega_0 K_{I_{\Delta p}}}{1 + 2\beta\omega_0 K_{P_{\Delta p}}} \end{aligned} \quad (6.21)$$

Logo, os ganhos do controlador podem ser obtidos conforme as Eqs. (6.22) e (6.23).

$$K_{P_{\Delta p}} > 0 \quad (6.22)$$

$$K_{I_{\Delta p}} = \frac{\alpha(1 + 2\beta\omega_0 K_{P_{\Delta p}})}{2\beta\omega_0}, \forall \alpha \geq 1 \quad (6.23)$$

onde: α define a posição do pólo do sistema em malha fechada no plano complexo.

6.2.3 Supervisório

O sistema supervisório proposto para aplicação de controle foi desenvolvido na plataforma LabVIEW, sendo composto por um diagrama de blocos e um painel frontal. A arquitetura básica do diagrama de blocos no cRIO, conforme ilustrada na Fig. 6.10, é dividida em três etapas principais:

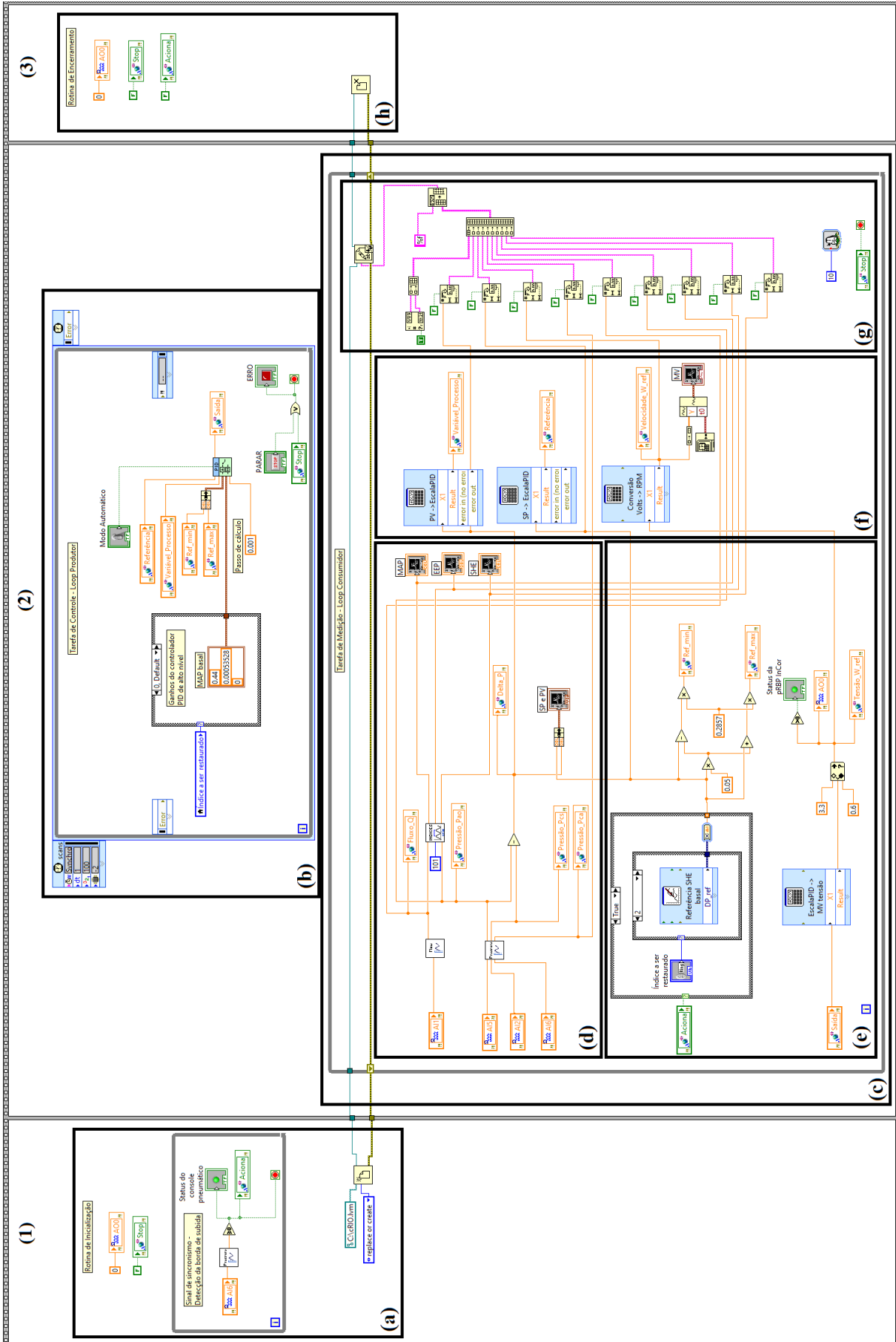


Figura 6.10: Representação do diagrama de blocos implementado no cRIO para o funcionamento do sistema supervisorio.

1. *Inicialização*: na primeira etapa, o programa realiza uma rotina de inicialização (Fig.6.10, quadro (a)), que prepara o controlador para a execução do *loop* principal. Esta rotina define as variáveis internas para os estados padrão; cria as estruturas de programação necessárias para a operação (tais como filas, *buffers*, *download* de arquivo de bit para FPGA); e executa lógicas adicionais definidas pelo usuário (como exemplo, preparar arquivos de log e habilitar o momento de disparo para o sincronismo).
2. *Controle/Medição*: na segunda etapa, a rotina de controle usa uma arquitetura de E/S de varredura. Nesse tipo de arquitetura, o *hardware* é acessado apenas uma vez por iteração do *loop* sincronizado usando E/S e *drivers* de comunicação. Os valores de entrada e saída dos módulos de expansão são armazenados em uma tabela de memória, e as tarefas de controle e medição acessam o espaço da memória em vez de acessar diretamente o *hardware*. Essas tarefas são realizadas no padrão de projeto produtor-consumidor, em que o *loop* de alta prioridade (Fig.6.10, quadro (b)), executa a lógica de controle (no caso, o algoritmo PID da malha de controle de alto nível), enquanto que o *loop* de baixa prioridade (Fig.6.10, quadro (c)), realiza a aquisição e geração de sinais (Fig.6.10, quadros (d) e (e), respectivamente), bem como o tratamento e armazenamento dos dados (Fig.6.10, quadros (f) e (g), respectivamente).
3. *Encerramento*: na terceira e última etapa, quando o controlador precisa parar de funcionar devido a um comando ou condição de falha, ele executa uma rotina de desligamento (Fig.6.10, quadros (h)). Essa rotina define todas as saídas para estados seguros; interrompe quaisquer *loops* paralelos em execução; e realiza lógicas adicionais, como notificar o operador de qualquer falha do controlador ou registrar informações de estado.

6.3 Resultados obtidos

Para essa aplicação de controle, testes *in silico* e *in vitro* foram realizados. O funcionamento dos controles de baixo nível e alto nível foram verificados em ambos tipos de teste, conforme apresentado nas Subseções 6.3.1 e 6.3.2, respectivamente.

6.3.1 Funcionamento do controle de baixo nível

No teste *in silico*, os ganhos dos controladores PI de corrente e velocidade foram determinados em ponto fixo, conforme definido pelo fabricante *STMicroelectronics* na Subseção 6.2.2. As bandas

passantes em malha fechada, $\omega_{c_i} = 6000 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ e $\omega_{c_m} = 15,7 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$, foram especificadas de acordo as recomendações no *software ST MC Workbench*, para contemplar a frequência máxima de pulsação no console pneumático (no caso, $f_c = 2,5 \text{ Hz}$).

Para a malha de corrente, obteve-se $K_{P_i}^{\text{word}} = 12317$ e $K_{I_i}^{\text{word}} = 2988$, considerando $K_{P_i} = 0,75$, $K_{P_{\text{div}}} = 2^{14}$; $K_{I_i} = 0,18$, $K_{I_{\text{div}}} = 2^{14}$ e $T_i = \frac{1}{f_{\text{PWM}}} = 33,33 \mu\text{s}$. No caso da malha de velocidade, obteve-se $K_{P_\omega}^{\text{word}} = 19251$ e $K_{I_\omega}^{\text{word}} = 329$, considerando $K_{p_\omega} = 1,20 \times 10^3$, $K_{P_{\text{div}}} = 2^4$; $K_{I_\omega} = 2,01 \times 10^{-2}$, $K_{I_{\text{div}}} = 2^{14}$ e $T_\omega = 0,5 \text{ ms}$ (no caso, a mínima taxa de execução especificada no *software ST MC Workbench* para a malha de velocidade).

Nos testes *in vitro*, obteve-se a curva de calibração entre a tensão aplicada no potenciômetro e a velocidade de rotação, além da resposta ao degrau e a resposta senoidal do controle da malha de velocidade. No experimento 1, níveis de tensão elétrica foram aplicados no potenciômetro da placa de potência, variando de 0,6 V - tensão mínima correspondente a velocidade de partida - a 3,3 V - tensão máxima permitida no conversor AD da placa. Para cada valor de tensão aplicado, a velocidade de rotação correspondente foi mensurada.

Ao final do experimento, pode-se traçar a curva $\omega(t) \times v_{\text{pot}}(t)$, conforme observada na Fig. 6.11.

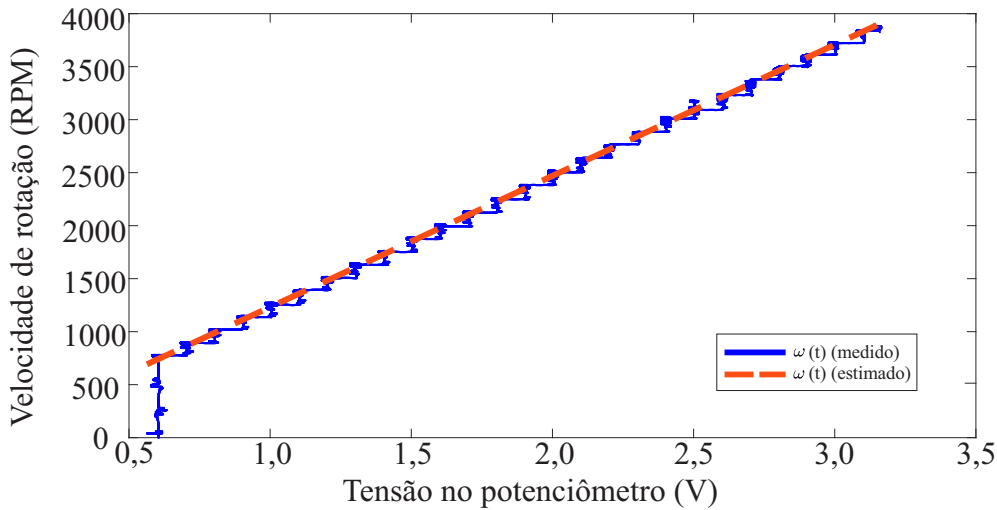


Figura 6.11: Curva de calibração $\omega(t) \times v_{\text{pot}}(t)$ obtida durante a realização do experimento 1.

A relação entre as duas grandezas físicas é de natureza linear, podendo ser expressa por meio de uma função afim, descrita na Eq. (6.24).

$$\hat{\omega}(t) = 1230,80v_{\text{pot}}(t) - 38,46 \quad (6.24)$$

onde: $v_{\text{pot}}(t)$ é a tensão elétrica aplicada no potenciômetro (V); $\hat{\omega}(t)$ é a velocidade de rotação estimada por meio da calibração (RPM), com desvio de ± 50 RPM do valor medido.

No experimento 2, uma sequência de degraus de velocidade de referência foram aplicados via potenciômetro no sistema InCor, considerando a condição IC retratada na Seção 6.2. Durante a aplicação de cada degrau de 500 RPM, os sinais de fluxo e pressão resultantes do acoplamento físico entre a pRBP InCor e o SH InCor foram coletados, como observado na Fig. 6.12, bem como foram obtidos os valores dos índices MAP, EEP e SHE, conforme observado na Fig. 6.13.

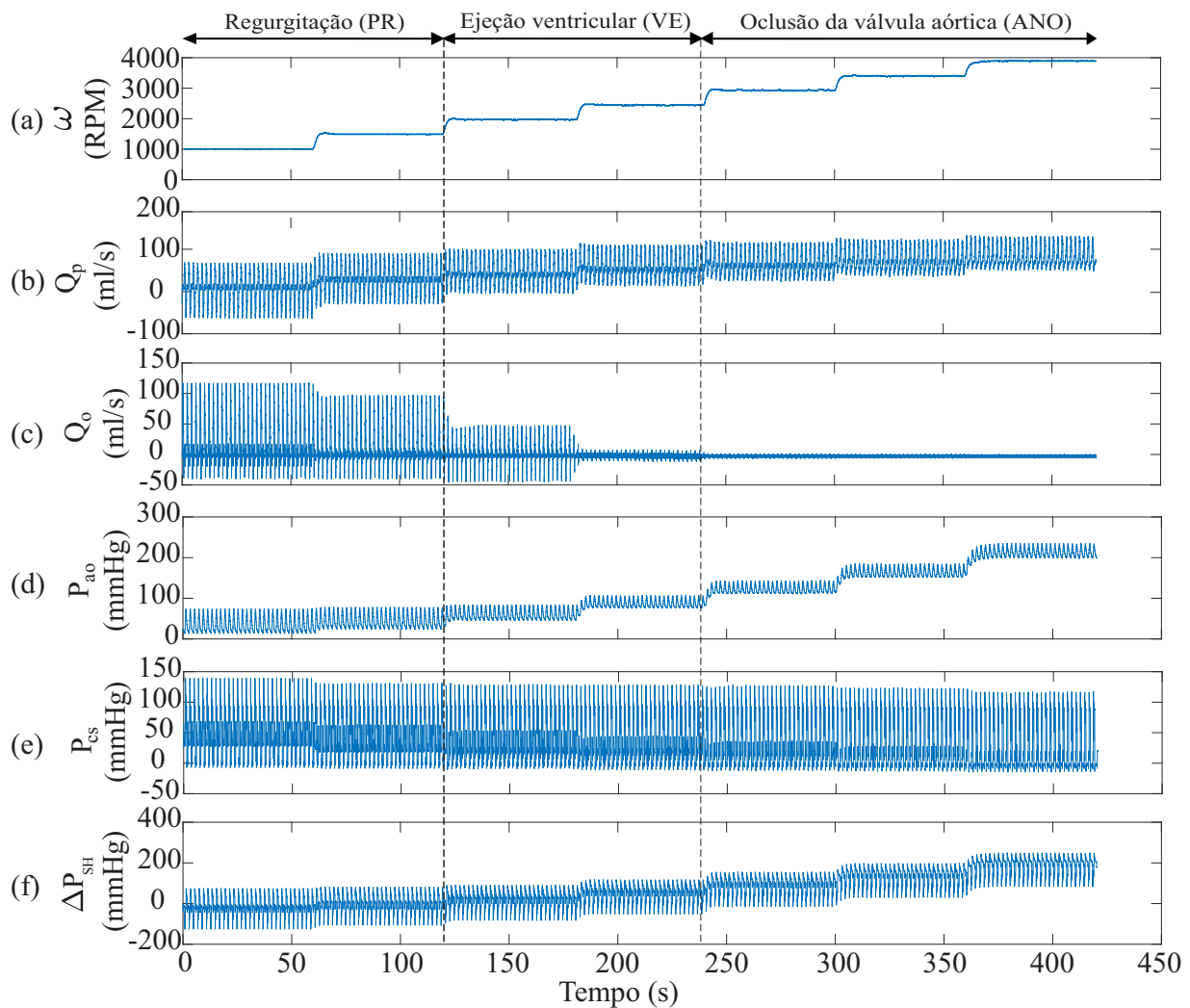


Figura 6.12: Curvas dos sinais: (a) $\omega(t)$; (b) $q_{\text{RBP}}(t)$, (c) $q_o(t)$; (d) $p_{\text{ao}}(t)$; (e) $p_{\text{cs}}(t)$; (f) $\Delta p_{\text{SH}}(t)$ obtidos para os degraus de velocidade constante durante a realização do experimento 2.

Por meio deste experimento, pode-se constatar os modos de operação da pRBP InCor, de forma semelhante ao que foi reproduzido na Subseção 3.2.3 do Capítulo 3. Ou seja, detectou-se o modo de regurgitação (PR) entre 1000 e 1500 RPM; modo de ejeção ventricular (VE) entre 2000 e 2500

RPM; e modo de oclusão da válvula aórtica (ANO) a partir de 3000 RPM, não sendo observado o modo de colapso do simulador de ventrículo (VC). Com relação aos índices de pulsatilidade, também foi observado que os valores dos índices MAP e EEP aumentam proporcionalmente com a velocidade de rotação aplicada, enquanto que o índice SHE diminui significativamente, apresentando consequentemente menor pulsatilidade nas pressões e fluxos medidos.

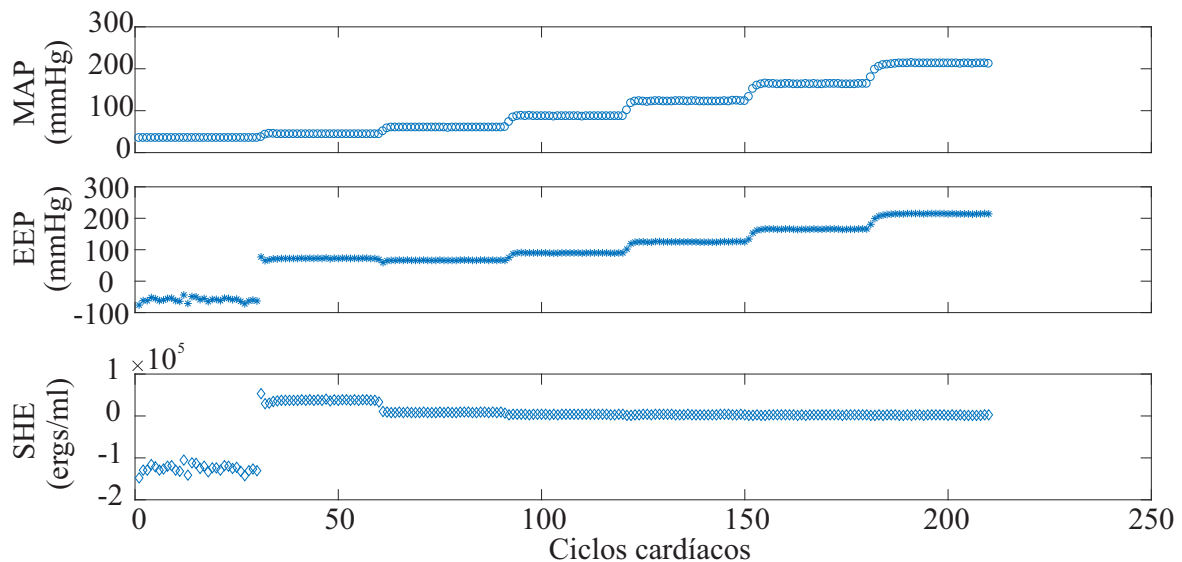


Figura 6.13: Valores obtidos para os índices MAP, EEP e SHE durante a realização do experimento 2.

No experimento 3, aplicou-se uma velocidade de referência senoidal via potenciômetro e mediu-se os sinais elétricos resultantes no motor PMSM, conforme apresentado na Fig. 6.14. A partir do momento em que o controle de baixo nível é ativado ($t \approx 6$ s), pode-se observar o pleno rastreamento da curva da velocidade, não ocorrendo saturações nas correntes de fase e/ou nas tensões de linha do motor PMSM em regime senoidal. Já na Fig. 6.15, observou-se que o controle de baixo nível estava, de fato, no modo de co-pulsação, uma vez que o valor máximo da velocidade medida era alcançado no valor máximo do sinal de sincronismo do console pneumático.

6.3.2 Funcionamento do controle de alto nível

No teste *in silico*, foram definidos os valores de ω_{DC} e ω_p no intuito de gerar o sinal $\Delta p_{RBP}^*(t)$ pulsátil, e restaurar individualmente os índices MAP, EEP e SHE para a condição basal, conforme mostrado na Tabela 6.1.

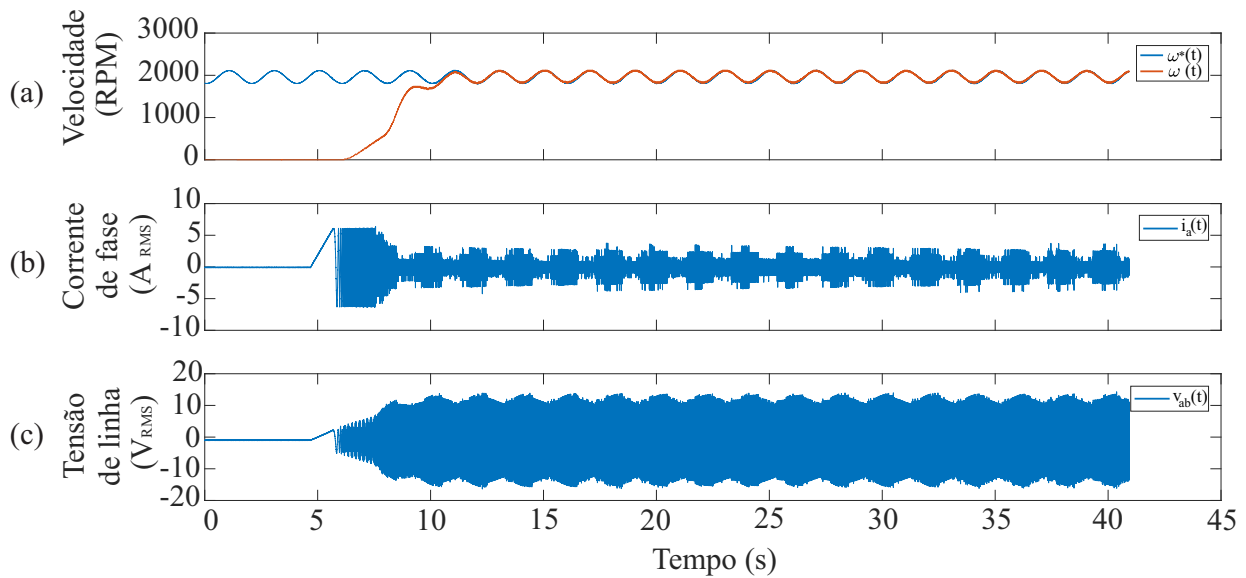


Figura 6.14: Curvas dos sinais: (a) $\omega^*(t), \omega(t)$; (b) $i_a(t)$, (c) $v_{ab}(t)$ obtidas como resposta senoidal durante a realização do experimento 3.

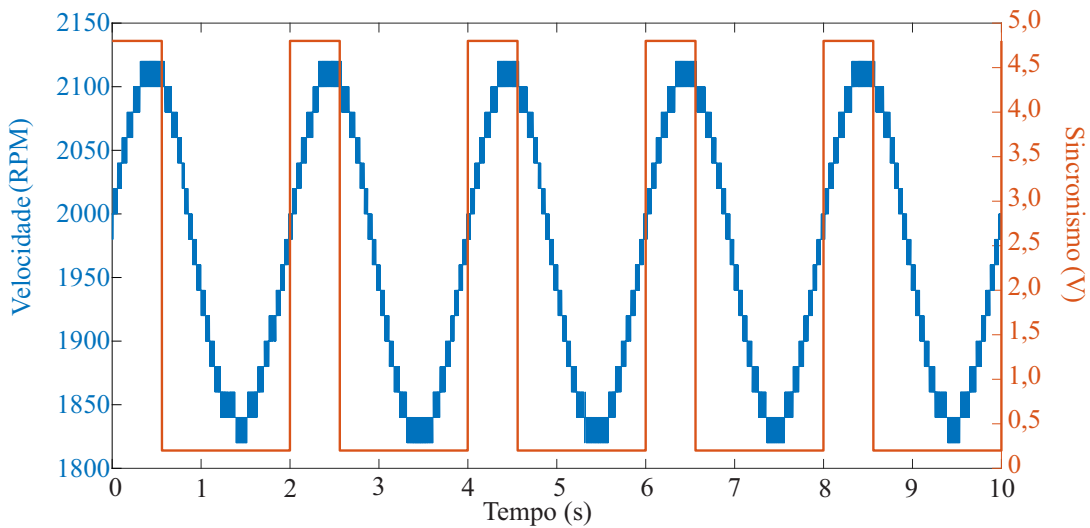


Figura 6.15: Curva da velocidade de rotação sobreposta à curva de sincronismo para comprovar o controle de baixo nível operando no modo de co-pulsção.

Tabela 6.1: Valores dos parâmetros ω_{DC} e ω_p para alcançar os índices de pulsatilidade em condições basais na aplicação de controle.

Índice de pulsatilidade	I_p^*	ω_{DC}	ω_p	I_p
MAP_{basal}	60 mmHg	2000 RPM	250 RPM	62 mmHg
EEP_{basal}	77 mmHg	2250 RPM	500 RPM	107 mmHg
SHE_{basal}	$2,26 \times 10^4 \frac{\text{ergs}}{\text{ml}}$	1450 RPM	500 RPM	$2,26 \times 10^4 \frac{\text{ergs}}{\text{ml}}$

Também foram projetados os ganhos do controlador PI de diferença de pressão da bomba, por meio do procedimento analítico descrito na Subseção 6.2.2, considerando o pólo alocado em $\alpha = 15,7 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ e $\omega_0 = \frac{2\pi}{60}\omega_{\text{DC}} \left(\frac{\text{rad}}{\text{s}} \right)$ obtido no gerador de referências para cada índice a ser restaurado. Sendo assim, obteve-se $K_{P_{\Delta p}} = 0,44 \frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}}$ e $K_{I_{\Delta p}} = 13,70 \frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$ para o caso do índice MAP basal; $K_{P_{\Delta p}} = 0,39 \frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}}$ e $K_{I_{\Delta p}} = 12,17 \frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$ para o caso do índice EEP basal; $K_{P_{\Delta p}} = 0,70 \frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}}$ e $K_{I_{\Delta p}} = 21,91 \frac{1}{\text{mmHg}\cdot\text{s}^2}$ para o caso do índice SHE basal.

Em relação a estabilidade da malha fechada, pode-se observar por meio do mapa pólo-zero representado na Fig. 6.16. Neste mapa, os pólos e zeros da Eq. (6.20), para diferentes pontos de equilíbrio ω_0 da curva estática da pRBP InCor, encontram-se no semi-plano esquerdo do plano s . Logo, o controle de alto nível pode ser considerado estável em malha fechada.

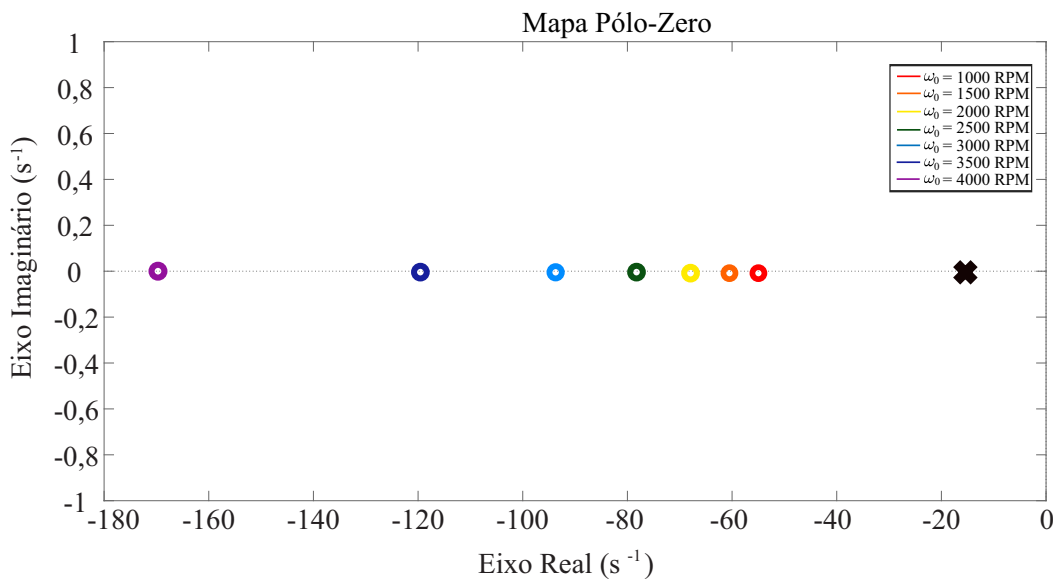
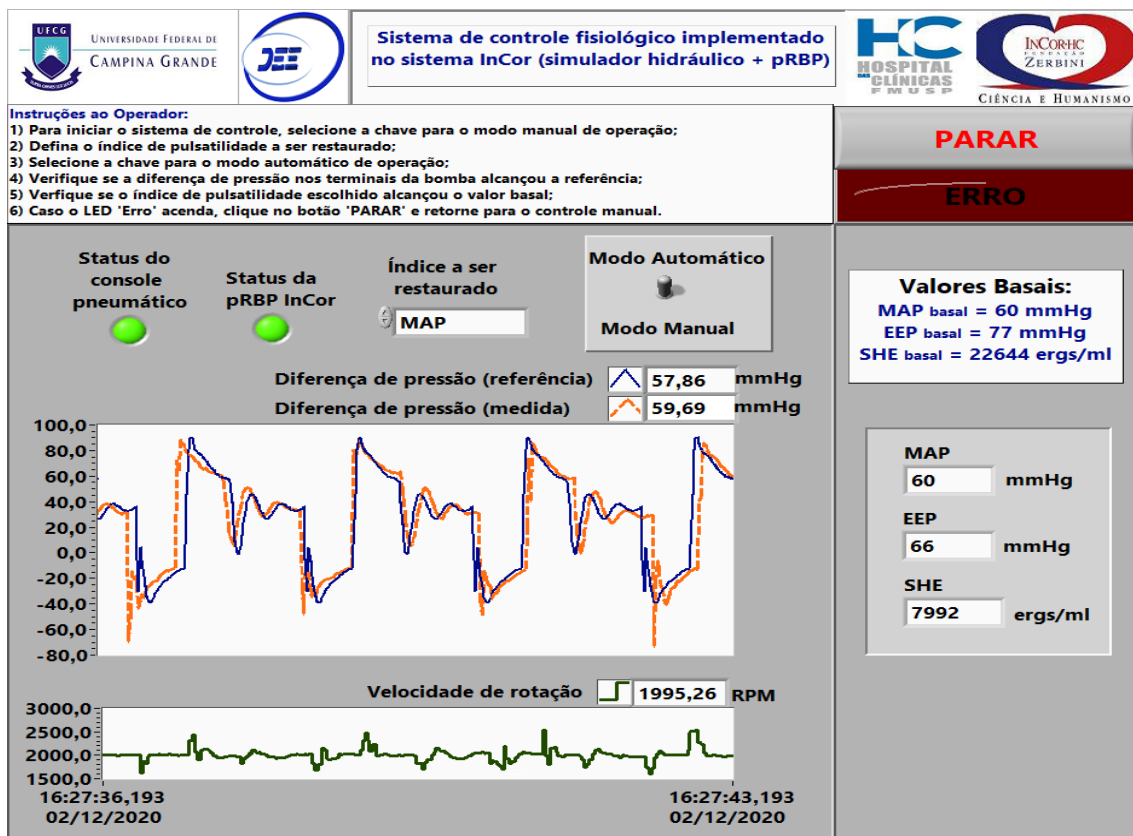
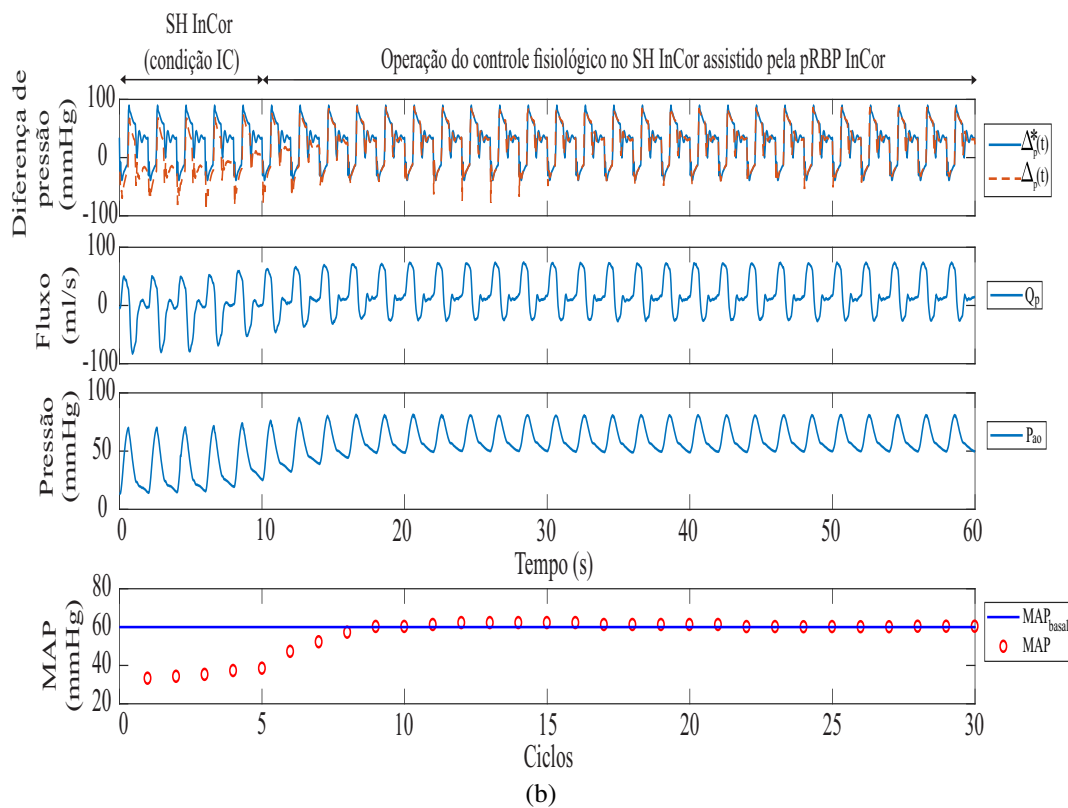


Figura 6.16: Representação do mapa pólo-zero do sistema de controle em malha fechada para diferentes valores de ω_0 .

No teste *in vitro*, o sistema de controle fisiológico foi verificado no painel frontal do supervisor. Os gabaritos temporais das variáveis do sistema em malha fechada, bem como a restauração desses índices até o valor basal após o controle da diferença de pressão nos terminas da pRBP InCor, são apresentados nas Figs. 6.17, 6.18 e 6.19. Após a chave do modo manual para o modo automático ser acionada, pode-se notar o rastreamento do sinal de diferença de pressão medido, de acordo com a referência pulsátil especificada pelo índice a ser restaurado. Além disso, verificou-se que os índices MAP, EEP e SHE conseguiram atingir um valor na margem de $\pm 5\%$ do valor basal para todas as malhas testadas.

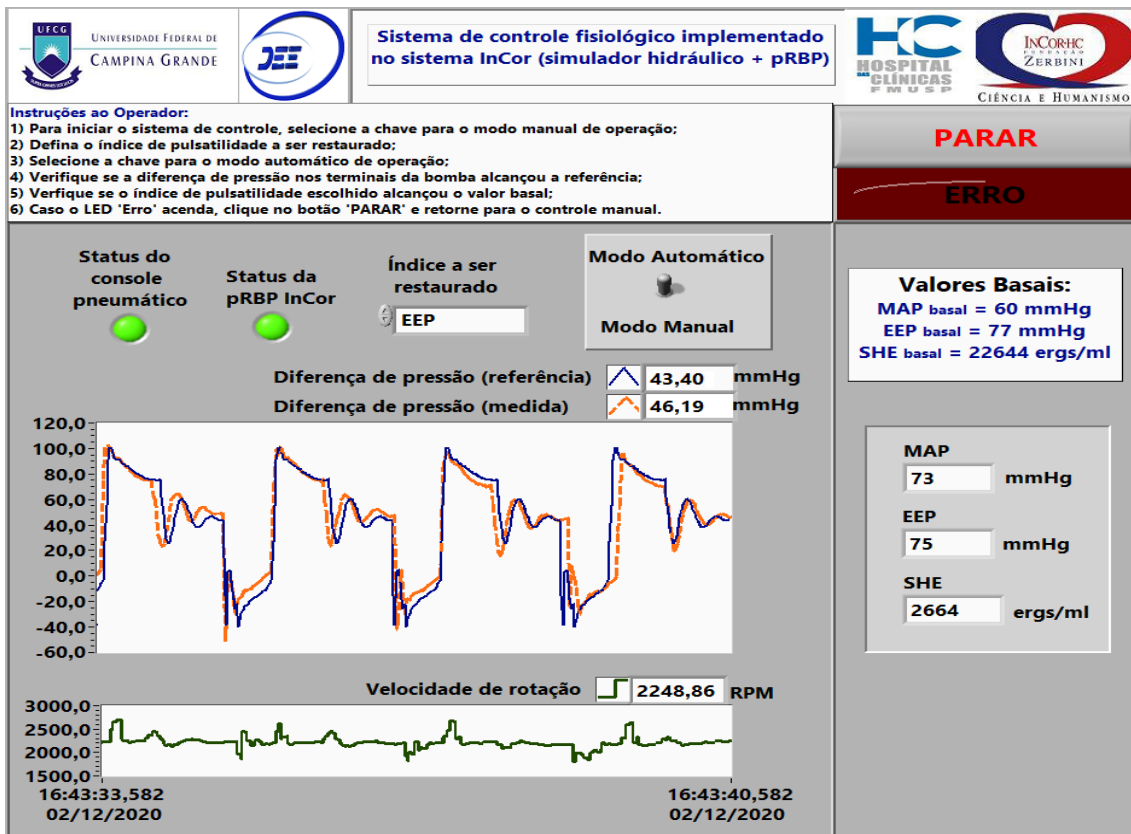


(a)

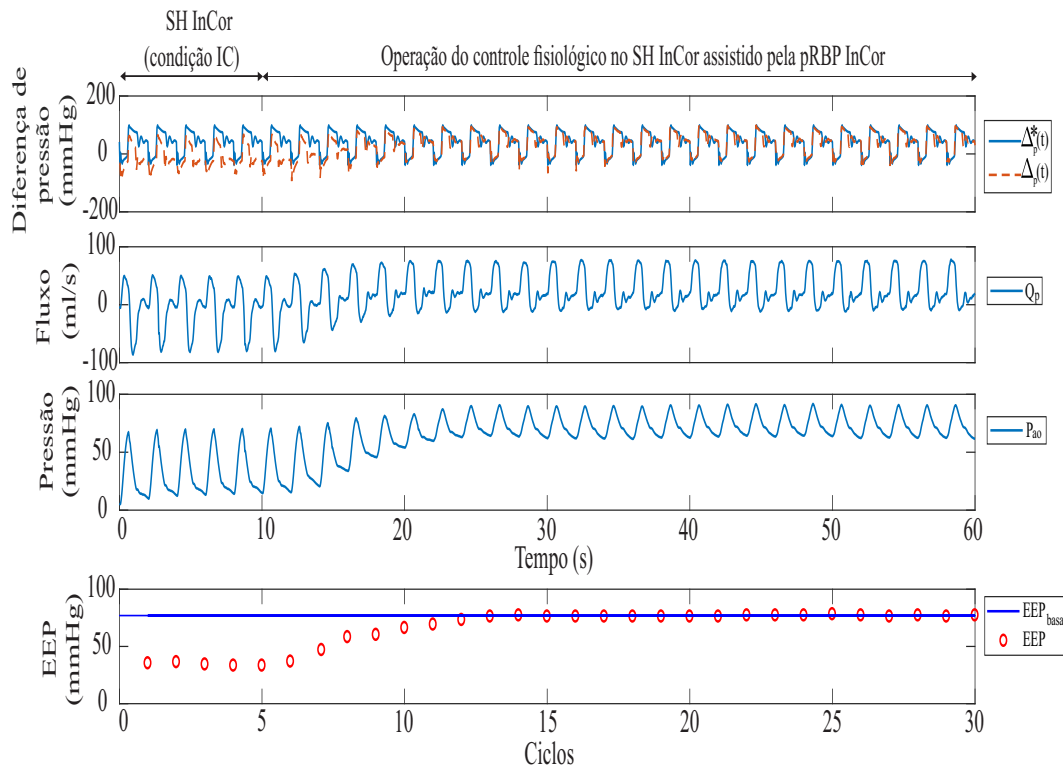


(b)

Figura 6.17: Controle fisiológico com restauração do índice MAP basal: (a) tela do painel frontal do supervisor em funcionamento; (b) gabarito temporal do sistema em malha fechada.

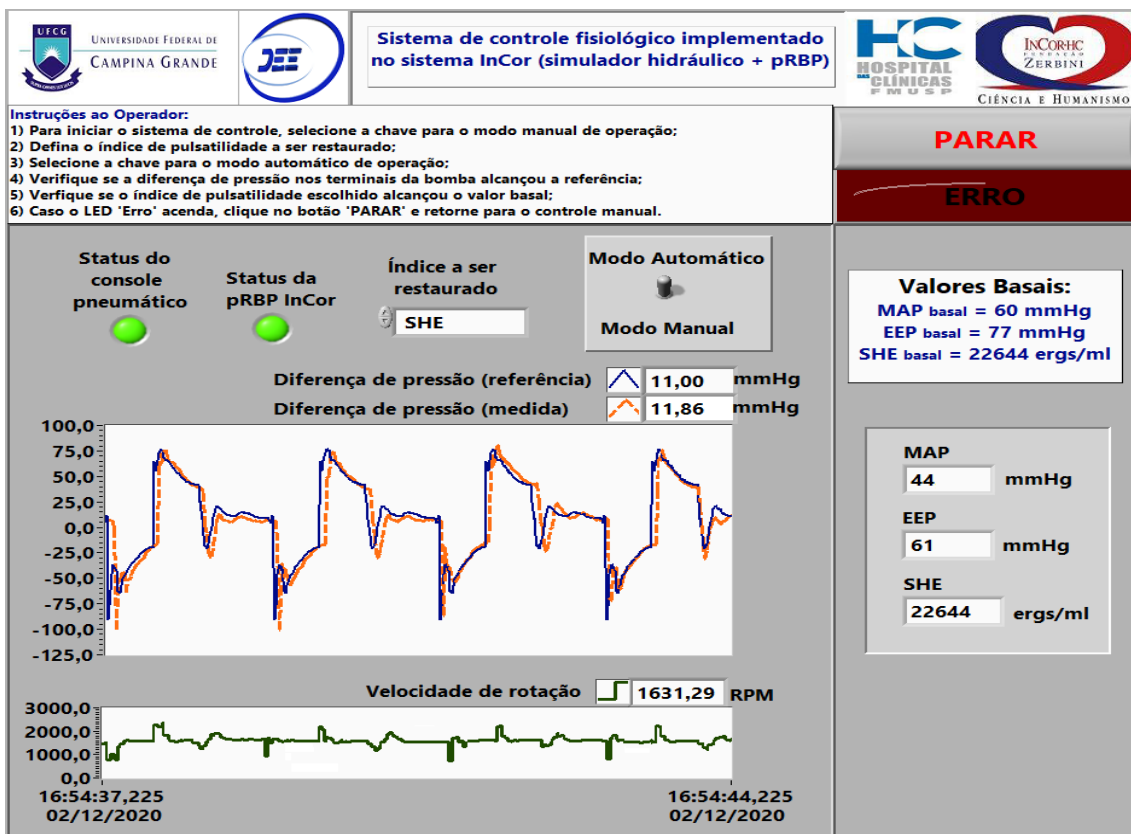


(a)

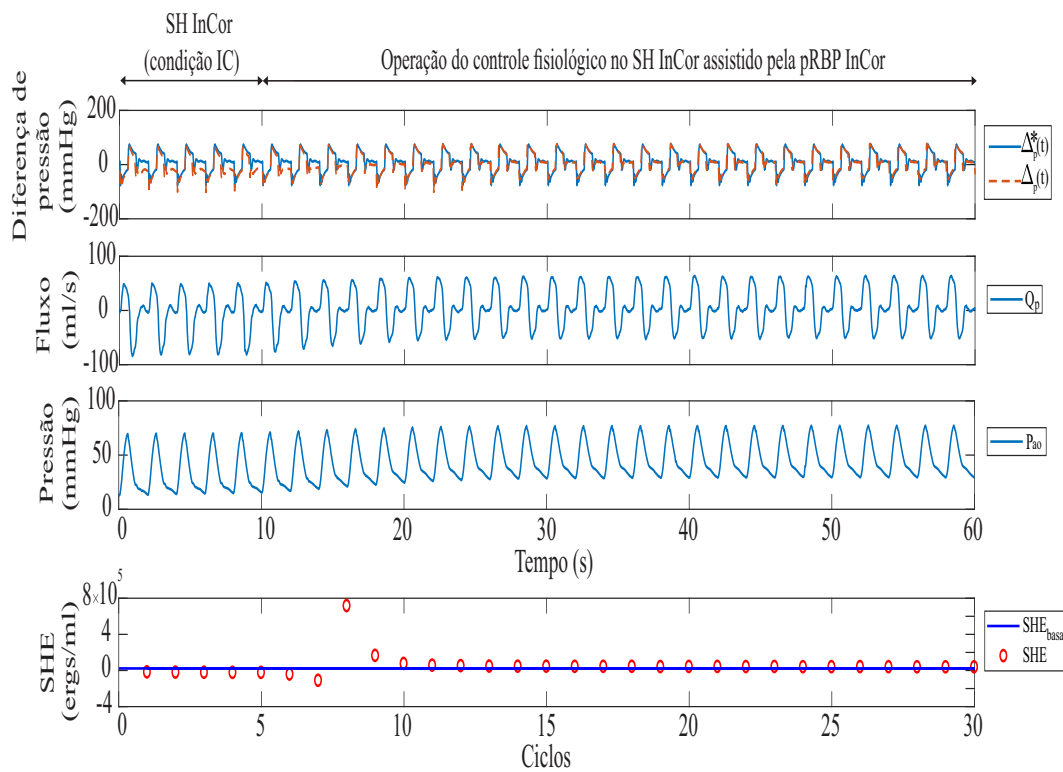


(b)

Figura 6.18: Controle fisiológico com restauração do índice EEP basal: (a) tela do painel frontal do supervisor em funcionamento; (b) gabarito temporal do sistema em malha fechada.



(a)



(b)

Figura 6.19: Controle fisiológico com restauração do índice SHE basal: (a) tela do painel frontal do supervisor em funcionamento; (b) gabarito temporal do sistema em malha fechada.

6.4 Considerações finais

Neste capítulo, o sistema de controle fisiológico proposto para bombas de sangue rotativas foi implementado no sistema InCor, sendo este composto pelo acoplamento entre o simulador hidráulico InCor com a bomba de sangue rotativa InCor. Através dessa implementação, pode-se validar nos testes *in silico* e *in vitro* que o controlador fisiológico ajustou dinamicamente a condição clínica simulada, com base nos índices de pulsatilidade MAP, EEP, e SHE.

No teste *in silico*, o sistema de controle fisiológico foi verificado em um ambiente computacional, utilizando os modelos 0D do SH InCor e da pRBP InCor na faixa etária pediátrica, para projetar os controladores PI da hierarquia de malhas de controle. Já no teste *in vitro*, o sistema de controle fisiológico foi executado na bancada experimental do laboratório, a partir da integração física do sistema InCor com os sistemas embarcados e o supervisor desenvolvido.

Em bancada experimental, dificuldades foram encontradas para testar o sistema de controle utilizando um sinal de referência pulsátil com frequência de batimento superior a 30 bpm. Dentre as hipóteses, tem-se o aumento da inércia rotacional devido ao acoplamento físico entre simulador hidráulico e a bomba rotativa; a limitação e/ou propagação das latências no funcionamento dos sistemas embarcados. Como sugestão de melhorias, poderia-se refazer a sintonia dos controladores da malha de baixo nível, aumentando a largura da banda passante para contemplar valores de ω_c maiores que a máxima frequência disponibilizada pelo console pneumático; compreender com maior profundidade as camadas de abstração dos códigos embarcados; ou avaliar o redimensionamento do motor PMSM no projeto do controlador fisiológico.

Mesmo assim, em ambos os tipos de testes, pode-se observar que é factível o rastreamento do sinal de referência pulsátil em ambas as malhas, sem provocar instabilidade e restaurando individualmente os índices MAP, EEP ou SHE para a condição basal, de acordo com o objetivo fisiológico definido pelo especialista. No próximo capítulo, as principais conclusões obtidas nessa tese de doutorado estão descritas.

Capítulo 7

Conclusão

A principal contribuição nesta tese de doutorado foi o desenvolvimento de um sistema de controle fisiológico para bombas de sangue rotativas utilizadas como dispositivos de assistência ventricular, com base na restauração basal da energia hemodinâmica de pacientes na condição de insuficiência cardíaca. A partir desse sistema de controle, espera-se futuramente poder auxiliar na melhoria da qualidade de vida desses pacientes, independente da faixa etária, que se encontram na lista de espera até que um órgão esteja disponível e o transplante cardíaco possa ser realizado.

Uma revisão bibliográfica sobre a fisiologia do sistema cardiovascular humano foi realizada previamente, para oferecer uma visão geral sobre os fundamentos dessa área do conhecimento. Do mesmo modo, uma introdução à modelagem do sistema cardiovascular humano foi apresentada, adotando-se a modelagem 0D para realização de testes *in silico*. As principais características dos dispositivos de assistência ventricular foram descritas, dando-se destaque para as bombas de sangue rotativas, principal objeto de estudo nessa tese.

Na formulação do problema de controle, o modelo da planta do sistema de controle foi obtido a partir da associação de um modelo do SCH adulto na condição IC e de um modelo de uma RBP comercial do tipo centrífuga. O modelo 0D resultante do acoplamento entre eles foi de 15^a ordem, considerando os laços sistêmico e pulmonar do SCH e a dinâmica completa da RBP. A estrutura de controle proposta na etapa de projeto contemplou uma hierarquia de malhas de controle, com o controle de baixo nível dedicado ao ajuste da corrente e velocidade do motor elétrico; e o controle de alto nível direcionado à regulação da diferença de pressão nos terminais da RBP.

O sinal de referência pulsátil da malha de controle de alto nível foi gerado por meio de um

algoritmo de busca que considera a restauração dos índices de pulsatilidade MAP, EEP e SHE. Ao contrário de outros controladores fisiológicos propostos que usam esses indicadores como ferramentas de análise do sistema, este é o primeiro estudo a usar os índices de pulsatilidade como uma ferramenta de síntese para o projeto do controlador. A inovação deste projeto na área de bioengenharia é que as condições basais de pulsatilidade tornam-se objetivos fisiológicos no sistema de controle, de forma que o controlador fisiológico é responsável por rastrear os sinais de referência pulsáteis apropriados para alcançar esses objetivos.

Em outros estudos descritos na literatura bem como no ambiente clínico, muitos sistemas de controle para RBPs com a variável fisiológica de referência em valor constante ainda são utilizados, pois há desafios potenciais de garantir pulsatilidade na assistência com RBP, principalmente na definição dos limites de pulsatilidade clinicamente aceitáveis pelo especialista. Então, no sistema de controle fisiológico proposto, o especialista consultará documentos normativos baseados nos índices de pulsatilidade MAP, EEP e SHE, descrevendo os melhores cenários de assistência ventricular com RBP para restaurar a condição basal do paciente com IC avançada.

Já o engenheiro de controle é responsável por definir as especificações técnicas do arranjo eletro-mecânico-hidráulico da RBP a ser controlada, e aplicar a estratégia de controle adequada para fornecer o melhor modo de suporte na reabilitação do paciente. Ao aplicar a estratégia de controle do PI nesta tese, pode-se observar que o rastreamento do sinal de referência pulsátil foi factível, obtendo-se o erro entre ciclos em regime permanente menor que 10^{-2} , e que cada índice de pulsatilidade pode ser restaurado à sua condição basal na margem de $\pm 5\%$ do valor definido pelo especialista.

Para validação do sistema de controle fisiológico proposto, foram utilizados um simulador hidráulico representando um paciente pediátrico e um protótipo da bomba de sangue rotativa compatível com essa faixa etária, ambos disponibilizados pelo InCor - HCFMUSP. Como ainda não haviam sido desenvolvidos modelos OD da configuração atual do SH InCor e da pRBP InCor, então foram concebidos procedimentos de caracterização para a bancada de testes, no intuito de definir as condições fisiológicas basal e IC, a região de operação, bem como descrever o funcionamento do sistema InCor sob condições estáticas e dinâmicas. Na etapa de modelagem, foi especificado um conjunto de testes experimentais e foi realizada a identificação dos parâmetros de cada modelo, obtendo-se baixos índices RMSE, com valores inferiores a 10^{-1} .

Na etapa de implementação, o sistema de controle fisiológico foi aplicado no sistema InCor,

com verificação das malhas de controle em testes do tipo *in silico* e *in vitro*. O modelo 0D resultante do sistema InCor foi de 9ª ordem devido apresentar apenas o laço sistêmico do SCH. Apesar da discrepância de ordem entre os modelos 0D nas etapas de projeto e de validação, não houve interferência no resultado da tese, pois foi possível medir e controlar as variáveis de realimentação em todos os níveis das malhas de controle e verificar o funcionamento do sistema de controle no supervisor desenvolvido para o especialista.

Além dos testes executados, a implementação do sistema de controle completo para um paciente real com IC usando RBP também inclui a realização de testes *in vivo*, que devem ser feitos com autorização de um comitê de ética, que avaliará os experimentos para implante de DAV em animais. Uma equipe multidisciplinar em ambiente hospitalar também é motivada a acompanhar cada experimento por um longo período de tempo. Uma vez que o sistema de controle proposto apresente resultados satisfatórios, é viável iniciar testes com humanos.

Em trabalhos futuros, pretende-se aperfeiçoar o sistema de controle desenvolvido, com realização de sincronia do modelo 0D da planta a um sinal sintético de ECG; o uso de um controle multiobjetivo para RBPs, no intuito de restaurar mais de um índice de pulsatilidade simultaneamente; ou a aplicação de controladores periódicos, com o objetivo de rastrear perfeitamente os sinais fisiológicos considerando o formato e a periodicidade dos mesmos. Também há intenção de encapsular as malhas de controle em um único dispositivo físico, reduzindo os custos de projeto e viabilizando a obtenção de um sistema embarcado completo.

Apêndice A

Sistema de aquisição de dados

Os sinais a serem mensurados no simulador hidráulico foram obtidos por meio de sensores de pressão e fluxo conectados a um módulo de aquisição de dados. Para aquisição do valor da pressão na câmara de ar do simulador de ventrículo é utilizado o sensor de pressão SCX05DNC do fabricante *Honeywell*[®], conforme apresentado na Fig. A.1.



Figura A.1: Imagem do sensor de pressão utilizado no sistema hidráulico para medir a pressão na câmara de ar do DAV tipo bomba volumétrica (Fonte: *Honeywell*[®] [135]).

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, sendo 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 em que esse sensor foi projetado para operar é de -260 a 260 mmHg, com sensibilidade de $240 \mu\text{V}/\text{mmHg}$ e possibilidade de ajuste do zero [135].

Já para a aquisição da pressão na câmara de sangue do simulador de ventrículo, na câmara atrial esquerda e na câmara aórtica, é utilizado um transdutor de pressão *TruWave* do fabricante americano *Edwards Lifesciences LLC*, conforme apresentado na Fig. A.2.



Figura A.2: Transdutor de pressão *TruWave* utilizado no sistema hidráulico (Fonte: *Edwards Lifesciences LLC* [136]).

Esse transdutor de pressão é baseado no princípio de extensometria (*strain gauge*), em que a resistência elétrica de um filamento metálico varia em função da deformação aplicada. Essa variação é detectada por meio de um circuito em ponte, que relaciona o valor da pressão proporcionalmente à tensão de saída medida. Esse valor de tensão é definido em uma placa de condicionamento de sinal, que possibilita o ajuste do zero e o ajuste do ganho. A faixa de pressão em que esse sensor foi projetado para operar é de -50 a +300 mmHg, com sensibilidade de $5,0 \mu\text{V}/\text{mmHg}$ [136], cuja relação de equivalência é descrita pela Eq. (A.1).

$$P = 100(V_p - 0,5) \quad (\text{A.1})$$

em que: P é a pressão medida pelo sensor (mmHg) e V_p é a tensão correspondente na entrada do conversor AD do sistema de aquisição (V).

Para aquisição do sinal de fluxo nas cânulas, um transdutor ultrassônico de fluxo *SonoTT Clamp-On*, produzido pela empresa alemã *em-tec GmbH*, foi utilizado no sistema hidráulico. Esse transdutor, apresentado na Fig. A.3, é acoplado ao um tubo de PVC transparente de dimensão $3/8 \times 3/32$ ", cuja a acurácia é de $\pm 7\%$ do valor medido adicionado ao nível de deslocamento de fluxo. O sinal coletado é enviado a uma placa de condicionamento DIGIFLOW-EXT1 [137], com máxima faixa de medição $\pm 32 \text{ L}/\text{min}$ e resolução de $1 \text{ ml}/\text{min}$, cuja relação de equivalência é descrita pela Eq. (A.2).

$$Q = 83,34V_Q \quad (\text{A.2})$$

em que: Q é o fluxo medido pelo sensor $\left(\frac{\text{ml}}{\text{s}}\right)$ e V_Q é a tensão correspondente na entrada do conversor AD do sistema de aquisição (V).



(A)



(B)

Figura A.3: Imagem dos componentes do sensor de fluxo: (a) transdutor *SonoTT Clamp-On*; (b) placa de condicionamento de sinal DIGIFLOW-EXT1 (Fonte: *em-tec GmbH* [137]).

O funcionamento desse sensor é baseado no princípio de ultrassom, em que a velocidade de fluxo do meio pode ser calculada através das diferenças de tempo entre os cristais transmissor e receptor. O volume de fluxo em litros por minuto pode ser obtido por meio do cálculo da área da seção transversal interna do tubo. A placa do transdutor é então conectada ao sistema de aquisição de dados de acordo com as especificações de amostragem, de modo que as curvas de fluxo possam ser armazenadas em PC para um posterior tratamento dos dados.

Para aquisição dos sinais do subsistema elétrico, transdutores de tensão e corrente foram usados para medição das tensões e correntes do motor PMSM, e sensores de efeito Hall foram usados na medição da velocidade de rotação. Também foram adicionados filtros ativo passa baixa (topologia *Sallen Key*) na saída dos transdutores, com $f_c = 1$ kHz na medição de tensão e $f_c = 3$ kHz na medição de corrente, ambos para atenuação do ruído.

Na medição das tensões de linha $v_{ab}(t)$, $v_{bc}(t)$ e $v_{ca}(t)$, foram usados três transdutores de tensão LV20P do fabricante LEM [138]. O transdutor LV20P é amplamente aplicado na medição eletrônica de tensões DC e AC, sendo alimentado por fonte simétrica (± 12 V) e com isolamento galvânico

entre o circuito primário (alta tensão) e o circuito secundário (circuito eletrônico). Com relação ao princípio de transdução, a corrente que flui no circuito primário é proporcional a tensão medida nos terminais do transdutor, que por sua vez é convertida em corrente no circuito secundário por meio de uma razão de conversão. A expressão matemática que descreve essa relação de equivalência é dada na Eq. (A.3).

$$V_L = \frac{\left(\frac{V_{out}}{R_M}\right) K_N}{R_1} \quad (A.3)$$

em que: V_L é a tensão de linha nos terminais do motor PMSM (V), V_{out} é a tensão correspondente na entrada do conversor AD (V); $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$ é a resistência externa conectada em série com o circuito primário do transdutor; $R_M = 100 \text{ }\Omega$ é a resistência de medição conectada no terminal de saída do transdutor; $K_N = 2,5$ é o ganho de corrente correspondente a razão de conversão 2500:1000 do transdutor.

Na medição das correntes de fase $i_a(t)$, $i_b(t)$, $i_c(t)$, foram usados três transdutores de corrente LTS 6-NP, também do fabricante LEM [139]. O transdutor LTS 6-NP é amplamente aplicado na medição eletrônica de correntes DC e AC, possibilitando a medição na configuração *high-side* (medição entre a fonte e a carga). Esse transdutor é alimentado por fonte simples (5 V), incorporando a resistência de medição no encapsulamento, e com isolamento galvânico entre o circuito primário e o circuito secundário. Com relação ao princípio de transdução, a tensão no terminal de saída é proporcional a corrente medida no circuito primário. A expressão matemática que descreve essa relação de equivalência é dada na Eq. (A.4).

$$I_F = \pm \frac{(V_{out} - 2,5) I_{PN}}{0,625} \quad (A.4)$$

em que: I_F é a corrente de fase nos terminais do motor PMSM (A), V_{out} é a tensão correspondente na entrada do conversor AD (V); $I_{PN} = 6A$ é a corrente nominal no circuito primário do transdutor.

Na medição de velocidade $\omega(t)$, foram usados sensores de efeito Hall associados ao eixo do motor PMSM. A tensão de alimentação usual ($+V_{cc}$) é de 5 V, podendo ser de até 12 V. No que se refere ao princípio de transdução, a tensão de saída do sensor é um sinal do tipo *Pulse Width Modulation* (PWM), em que a amplitude do sinal permanece constante (nível alto igual a $+V_{cc}$), tendo a frequência e/ou a largura do pulso proporcional a velocidade de rotação. A expressão

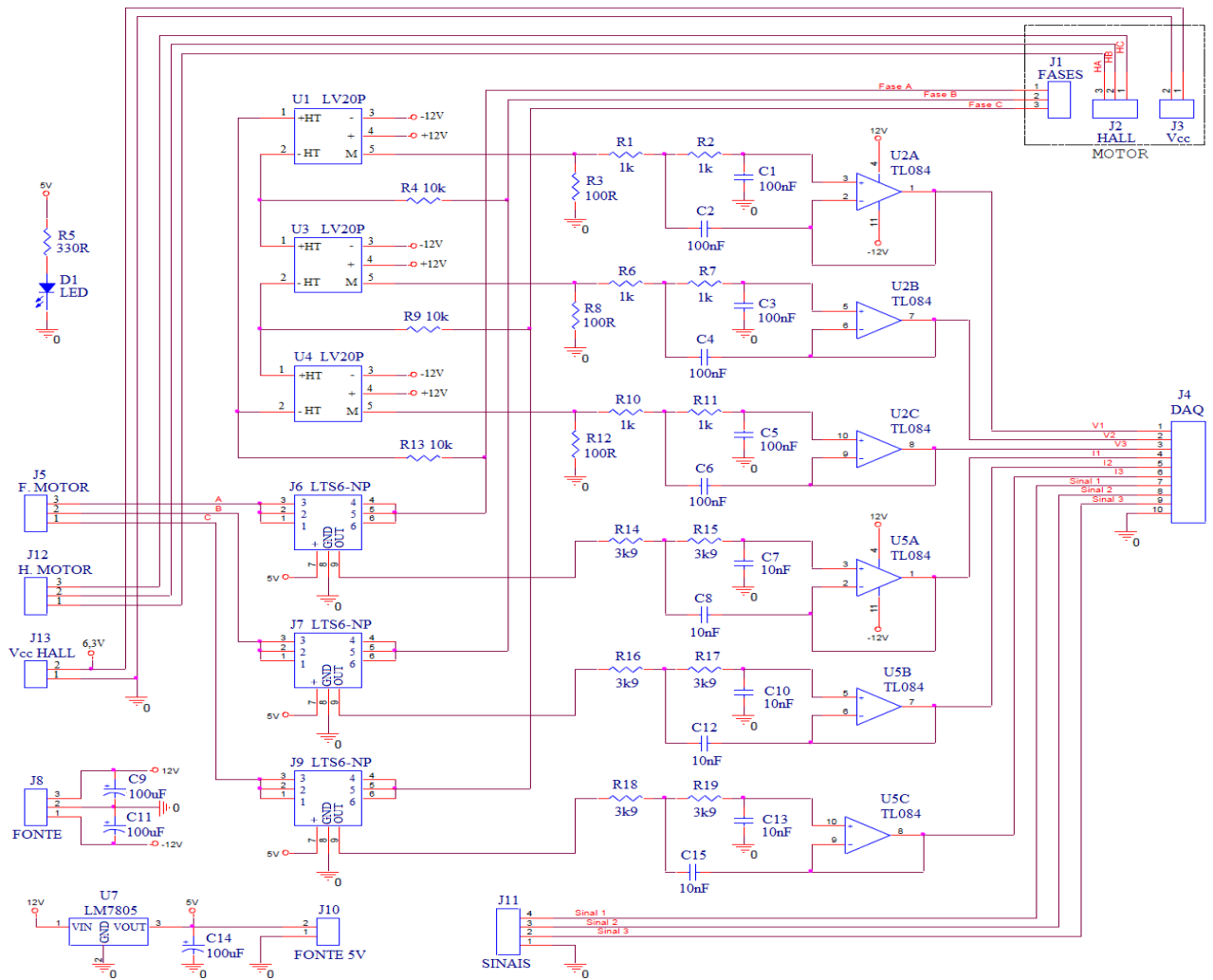
matemática que descreve essa relação de equivalência é dada na Eq. (A.5).

$$\omega(t) = \frac{60}{n_p} f(t) \quad (\text{A.5})$$

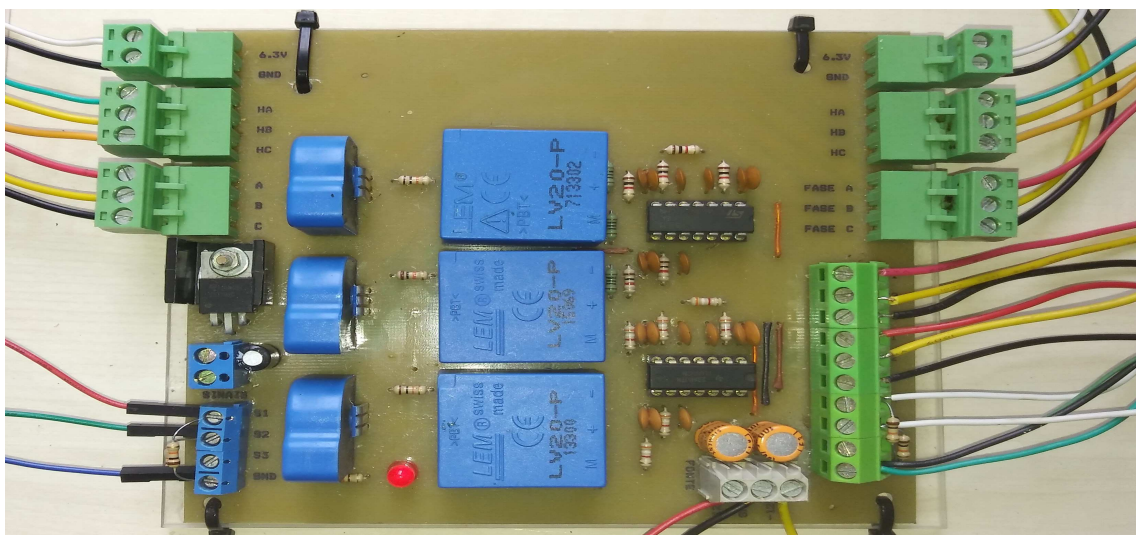
em que: $\omega(t)$ é a velocidade de rotação do motor PMSM (RPM), n_p é o número de pares de pólos; e $f(t)$ é a frequência correspondente do sinal PWM. O esquema do circuito elétrico completo e a montagem deste em uma placa de circuito impresso podem ser observados na Fig. A.4.

Para a obtenção dos dados, foi utilizado o *National Instruments* (NI) CompactDAQ (cDAQ) 9172, conforme ilustrado na Fig. A.5. O NI cDAQ-9172 é um chassis de oito *slots*, projetado para uso com módulos de expansão do tipo entrada e saída (E/S) da Série C. Esse chassis é capaz de medir uma ampla gama de sinais e sensores de E/S analógicos e digitais, conectado ao computador por meio de uma interface USB 2.0 de alta velocidade [140].

O módulo de expansão NI-9205 possui 32 entradas analógicas de extremidade única ou 16 diferenciais, com resolução de 16 bits e uma taxa de amostragem máxima de 250 kS/s. Cada canal possui faixas de entrada programáveis de ± 200 mV, ± 1 V, ± 5 V e ± 10 V. Já o NI-9263 é um módulo de saída analógica com atualização simultânea, contendo 4 canais de ± 10 V e 100 kS/s/canal simultâneo, além de incluir uma barreira de isolamento dupla entre canais e o terra do sistema, para aumentar a segurança e a imunidade ao ruído. Para evitar a perda de dados na aquisição dos sinais de tensão e corrente do motor PMSM durante os testes experimentais, nas placas é fornecido um grande *buffer* do tipo *first-in-first-out* (FIFO), com os sinais sendo adquiridos a uma taxa de amostragem igual a 10 kHz e monitorados usando uma *interface* humano-máquina (IHM) implementada na plataforma LabVIEW, conforme apresentada na Fig. A.6.



(a)



(b)

Figura A.4: Circuito de medição de tensão e corrente: (a) diagrama elétrico do circuito; (b) montagem do circuito em PCB.



Figura A.5: Imagem do NI cDAQ-9172 com os módulos E/S da Série C (Fonte: *National Instruments Corporation* [140]).

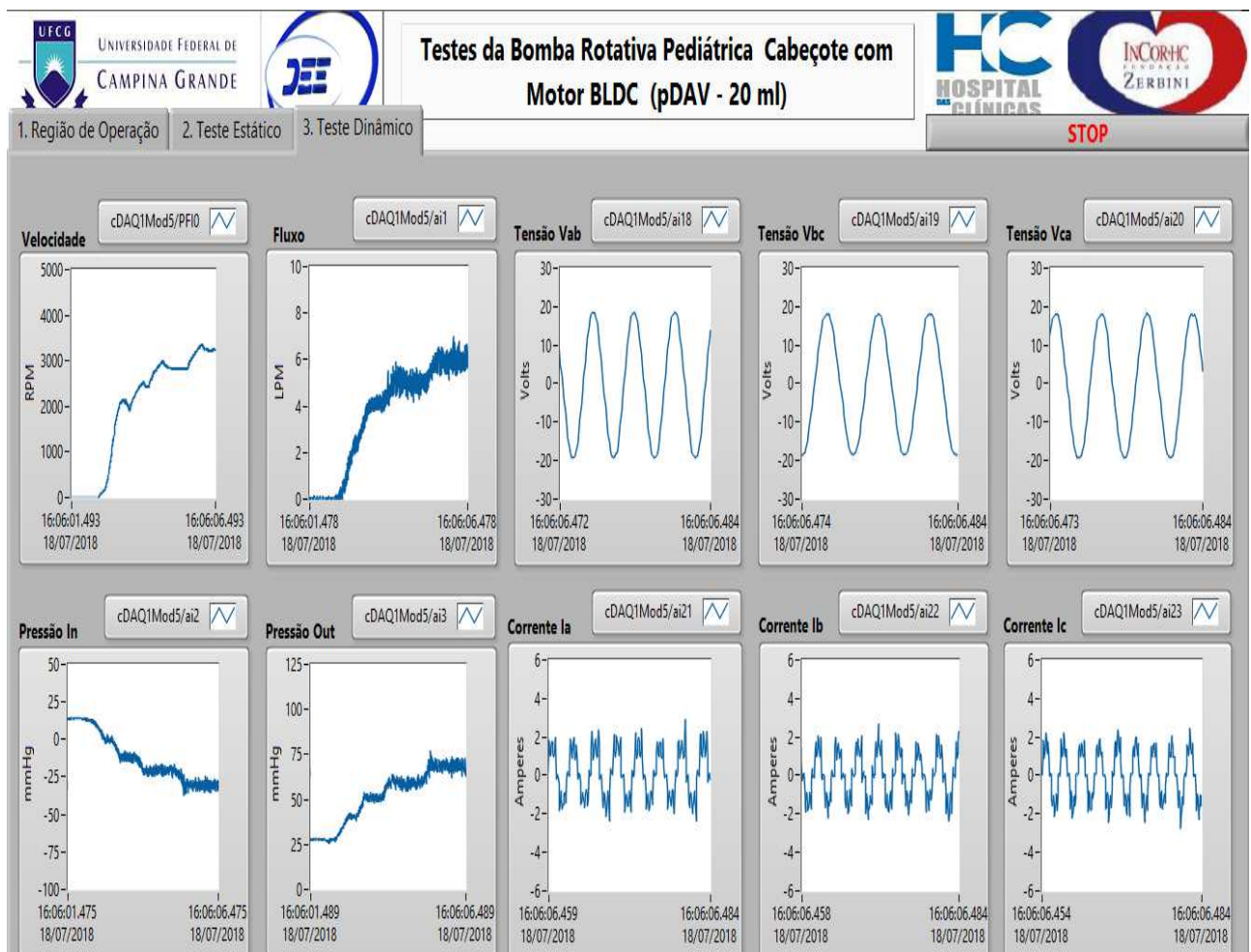


Figura A.6: Imagem da tela da IHM desenvolvida no LabVIEW.

Apêndice B

Modelo equivalente DC do motor PMSM

Considerando as 3 fases do motor PMSM como um sistema trifásico equilibrado, tem-se que:

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} v_{ab}(t) \\ v_{bc}(t) \\ v_{ca}(t) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} R_s & 0 & 0 \\ 0 & R_s & 0 \\ 0 & 0 & R_s \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a(t) - i_b(t) \\ i_b(t) - i_c(t) \\ i_c(t) - i_a(t) \end{bmatrix} \\ &+ \begin{bmatrix} L_s & 0 & 0 \\ 0 & L_s & 0 \\ 0 & 0 & L_s \end{bmatrix} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} i_a(t) - i_b(t) \\ i_b(t) - i_c(t) \\ i_c(t) - i_a(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} e_a(t) - e_b(t) \\ e_b(t) - e_c(t) \\ e_c(t) - e_a(t) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{B.1})$$

em que: $v_{ab}(t)$, $v_{bc}(t)$ e $v_{ca}(t)$ são as tensões de linha do motor (V); $i_a(t)$, $i_b(t)$ e $i_c(t)$ são as correntes de fase do motor (A); R_s é a resistência resultante dos enrolamentos do motor (Ω), L_s é a indutância resultante dos enrolamentos do motor (mH); $e_a(t)$, $e_b(t)$ e $e_c(t)$ são a força contra-eletromotriz em cada fase do motor (V), representadas de forma genérica

$$\begin{bmatrix} e_a(t) \\ e_b(t) \\ e_c(t) \end{bmatrix} = \frac{k_e \omega_e(t)}{2} \begin{bmatrix} \sin(\theta_e) \\ \sin(\theta_e + \frac{2\pi}{3}) \\ \sin(\theta_e - \frac{2\pi}{3}) \end{bmatrix} \quad (\text{B.2})$$

em que: k_e é a constante da força contra-eletromotriz ($\frac{\text{V}\cdot\text{s}}{\text{rad}}$); θ_e é o ângulo elétrico do motor PMSM (rad).

Para obter o modelo equivalente DC do motor PMSM, é necessária a transformação de coordenadas abc para $dq0$, no caso para os eixos direto d e em quadratura q . Nesse caso, são utilizadas as

transformadas de Clarke (transformação de coordenadas abc para $\alpha\beta$) e Park (transformação de coordenadas $\alpha\beta$ para $dq0$) [116], como apresentado na Fig. B.1, e explicitadas nas Eqs. (B.3) e (B.4), respectivamente.

- Transformada de Clarke

$$\begin{bmatrix} v_\alpha(t) \\ v_\beta(t) \end{bmatrix} = \frac{2}{3} \begin{bmatrix} 1 & -\frac{1}{2} & -\frac{1}{2} \\ 0 & \frac{\sqrt{3}}{2} & -\frac{\sqrt{3}}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_a(t) \\ v_b(t) \\ v_c(t) \end{bmatrix} \quad (\text{B.3})$$

- Transformada de Park (Eixo q como referência)

$$\begin{bmatrix} v_d(t) \\ v_q(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\omega_e t) & -\cos(\omega_e t) \\ \cos(\omega_e t) & \sin(\omega_e t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_\alpha(t) \\ v_\beta(t) \end{bmatrix} \quad (\text{B.4})$$

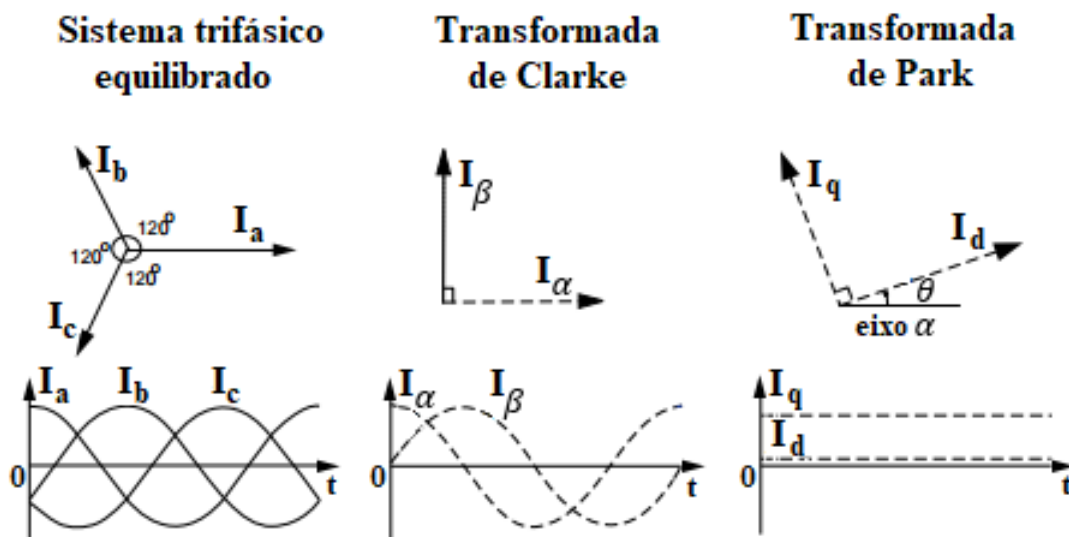


Figura B.1: Representação fasorial das transformadas Clarke e Park.

Logo, o modelo $dq0$ para o subsistema elétrico é representado na Fig. B.2, conforme expressado nas Eqs. (B.5) e (B.6).

$$\frac{di_d(t)}{dt} = \frac{1}{L_d} v_d(t) - \frac{R_d}{L_d} i_d(t) - \frac{\lambda_{qs}(t)}{L_d} \omega_e(t) \quad (\text{B.5})$$

$$\frac{di_q(t)}{dt} = \frac{1}{L_q}v_q(t) - \frac{R_q}{L_q}i_q(t) + \frac{\lambda_{ds}(t)}{L_q}\omega_e(t) \quad (\text{B.6})$$

em que: $v_d(t)$ e $v_q(t)$ são as tensões nos eixos d e q (V); $i_d(t)$ e $i_q(t)$ são as correntes nos eixos d e q (A); R_d e R_q são as resistências de armadura nos eixos d e q (Ω), com $R_d = R_q = R_s$; L_d e L_q são as indutâncias de armadura nos eixos d e q (mH), com $L_d = L_q = L_s$; $\lambda_{ds}(t) = (L_d i_d(t) + \lambda_{pm})$ e $\lambda_{qs}(t) = L_q i_q(t)$ são os fluxos eletromagnéticos nos eixos d e q , respectivamente.

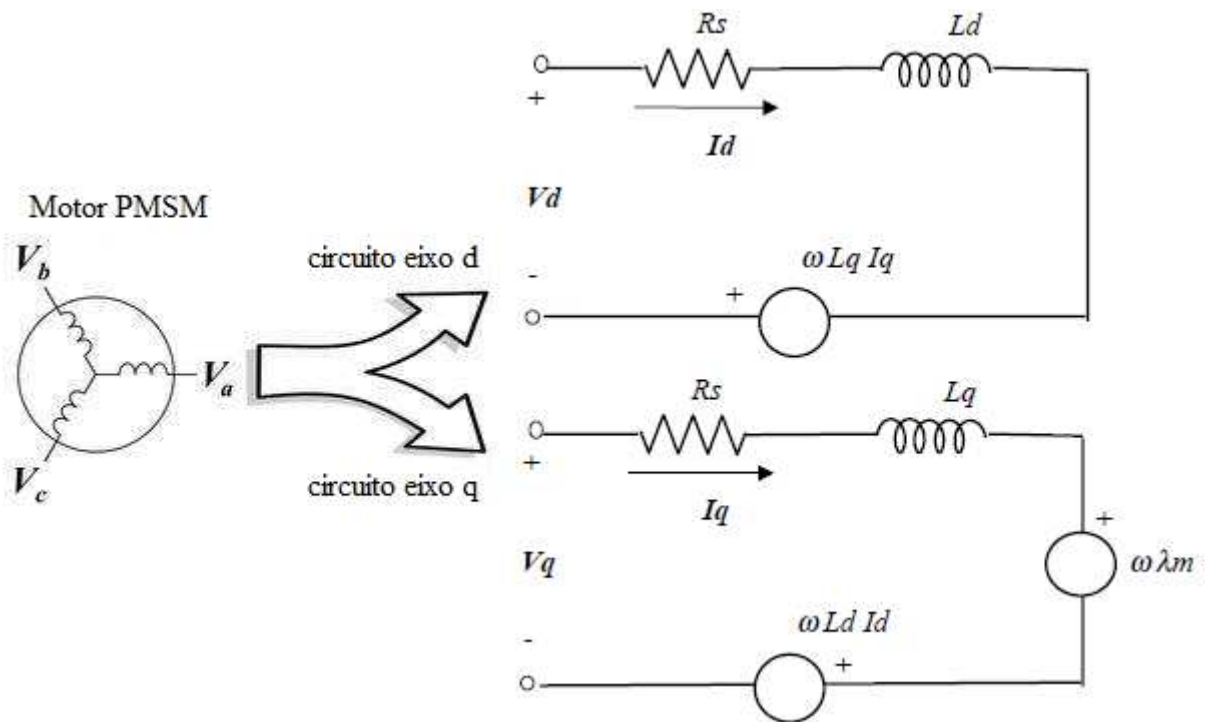


Figura B.2: Representação do modelo equivalente DC do motor PMSM nos eixos d e q .

Referências bibliográficas

- 1 GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de fisiologia médica*. 12. ed. São Paulo, SP: Elsevier, 2011.
- 2 OPAS, Organização Pan-Americana da Saúde. *Doenças Cardiovasculares*. 2017. Disponível em: <https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas-cardiovasculares&Itemid=839>.
- 3 ROHDE, L. E. P.; MONTERA, M. W.; BOCCHI, E. A.; CLAUSELL, N. O.; ALBUQUERQUE, D. C. de; RASSI, S. et al. Diretriz brasileira de insuficiência cardíaca crônica e aguda. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, Sociedade Brasileira de Cardiologia, v. 111, n. 3, p. 436–539, Setembro 2018. ISSN 0066-782X. DOI 10.5935/abc.20180190.
- 4 MENDIS, S.; PUSKA, P.; NORRVING, B. *Global atlas on cardiovascular disease prevention and control: policies, strategies and interventions*. Geneva: World Health Organization (WHO), 2011. ISBN 978 92 4 156437 3.
- 5 MESQUITA, E. T.; BOCCHI, E. A.; VILAS-BOAS, F.; BATLOUNI, M. Revisão das II diretrizes da sociedade brasileira de cardiologia para o diagnóstico e tratamento da insuficiência cardíaca. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, Sociedade Brasileira de Cardiologia, v. 79, n. Suppl 4, p. 1–30, 2002.
- 6 GARCIA, V. D.; PEREIRA, W. A.; MOREIRA, L. F. P.; CASTRO, M. C. R.; FILHO, M. A. Registro brasileiro de transplantes (RBT). Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos (ABTO), Ano XIV, n. 2, p. 1–48, Janeiro/Dezembro 2008.
- 7 GARCIA, V. D.; PACHECO, L. Registro brasileiro de transplantes (RBT). Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos (ABTO), Ano XXIV, n. 3, p. 1–23, Janeiro/Setembro 2018.
- 8 GARCIA, V. D.; PACHECO, L. Dimensionamento dos transplantes no Brasil e em cada estado (2008-2015) - registro brasileiro de transplantes (RBT). Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos (ABTO), Ano XXI, n. 4, p. 1–100, 2015.
- 9 ZAFAR, F.; CASTLEBERRY, C.; KHAN, M. S.; MEHTA, V.; BRYANT, R.; LORTS, A.; WILMOT I. JEFFERIES, J. L.; CHIN, C.; MORALES, D. L. S. Pediatric heart transplant waiting list mortality in the era of ventricular assist devices. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, Elsevier, v. 34, n. 1, p. 82–88, 2015. DOI 10.1016/j.healun.2014.09.018.
- 10 SIMAAN, M. A.; FARAGALLAH, G.; WANG, Y.; E., Divo. Left ventricular assist devices: Engineering design considerations. *Intech Publishers*, p. 21–42, 2011. DOI 10.5772/24485.

- 11 VANDENBERGHE, S. *Modeling the Interaction between Cardiac Assist Devices and the Left Ventricle*. 308 p. Tese (Doctor in de Toegepaste Wetenschappen) — Ghent University, 2004.
- 12 MOAZAMI, N.; FUKAMACHI, K.; KOBAYASHI, M.; SMEDIRA, N. G.; HOERCHER, K. J.; MASSIELLO, A.; LEE, S.; HORVATH, D. J.; STARLING, R. C. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: A translation from pump mechanics to clinical practice. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, v. 32, p. 1–11, 2013. DOI 10.1016/j.healun.2012.10.001.
- 13 ÜNDAR, A. Myths and truths of pulsatile and nonpulsatile perfusion during acute and chronic cardiac support. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 28, n. 5, p. 439–443, 2004. DOI 10.1111/j.1525-1594.2004.00086.x.
- 14 WU, Y.; ALLAIRE, P. E.; TAO, G.; OLSEN, D. Modeling, estimation, and control of human circulatory system with a left ventricular assist device. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, v. 15, n. 4, p. 754–767, 2007. DOI 10.1109/TCST.2006.890288.
- 15 GREGORY, S. D.; STEVENS, M. C.; FRASER, J. F. *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*. 1st. ed. Cambridge-MI, USA: Elsevier Academic Press, 2018. 1—818 p. ISBN 978-0-12-810491-0.
- 16 SIMAAN, M. A.; FERREIRA, A.; CHEN, S.; ANTAKI, J. F.; GALATI, D. G. Dynamical state space representation and performance analysis of a feedback-controlled rotary left ventricular assist device. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, v. 17, n. 1, p. 15–28, 2009. DOI 10.1109/TCST.2008.912123.
- 17 FARAGALLAH, G.; WANG, Y.; DIVO, E.; SIMAAN, M. A. A new current-based control model of the combined cardiovascular and rotary left ventricular assist device. In: *American Control Conference on O'Farrell Street*. San Francisco, CA, USA: IEEE, 2011. p. 4775–4780.
- 18 BOZKURT, S.; BOZKURT, S. In-silico evaluation of left ventricular unloading under varying speed continuous flow left ventricular assist device support. *Biocybernetics and biomedical engineering*, v. 37, n. 4, p. 373–387, 2017. DOI 10.1016/j.bbe.2017.03.003.
- 19 CORDEIRO, T. D.; SOUSA, D. L.; CESTARI, I. A.; LIMA, A. M. N. A physiological control system for ecg-synchronized pulsatile pediatric ventricular assist devices. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier, v. 57, p. 101752, 2020. DOI 10.1016/j.bspc.2019.101752.
- 20 KOKALARI, I.; KARAJA, T.; GUERRISI, M. Review on lumped parameter method for modeling the blood flow in systemic arteries. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, v. 6, p. 92–99, 2013. DOI 10.4236/jbise.2013.61012.
- 21 CAPOCCIA, M. Development and characterization of the arterial windkessel and its role during left ventricular assist device assistance. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 39, n. 8, p. E138–E153, 2015. DOI 10.1111/aor.12532.
- 22 SHI, Y.; LAWFORD, P.; HOSE, R. Review of zero-d and 1-d models of blood flow in the cardiovascular system. *BioMedical Engineering OnLine*, v. 10, n. 33, p. 1–38, 2011. DOI 10.1186/1475-925X-10-33.

- 23 BOCCHI, E. A.; VIEIRA, M. L. C.; FIORELLI, A.; HAYASHIDA, S.; MAYZATO, M.; LEIRNER, A.; STOLF, N.; BELLOTTI, G.; JATENE, A.; PILEGGI, F. *Perfil hemodinâmico e neurohormonal durante assistência circulatória com ventrículo artificial heterotópico seguida de transplante cardíaco*. 1994.
- 24 CESTARI, I. A. Dispositivos de assistência ventricular com fluxo pulsátil e fluxo contínuo: a experiência do Instituto do Coração (InCor). In: *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB*. Porto de Galinhas, Brasil: UFPE, 2012. p. 48–52.
- 25 DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. *Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar*. 3. ed. São Paulo: Atheneu, 2011.
- 26 MARTINI, F. H.; TIMMONS, M. J.; TALLITSCH, R. B. *Anatomia Humana*. 6. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2009.
- 27 SILVERTHORN, D. U. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*. 5. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2009.
- 28 IAIZZO, P. A. *Handbook of cardiac anatomy, physiology, and devices*. 2. ed. Minneapolis: Springer Science & Business Media, 2009.
- 29 KHOO, M. C. K. *Physiological Control Systems: Analysis, Simulation, and Estimation*. 1. ed. New Jersey: IEEE Press Series on Biomedical Engineering, 2000.
- 30 KLABUNDE, R. E. *Cardiovascular Physiology Concepts: Frank-Starling Mechanism*. 2016. Disponível em: <<http://www.cvphysiology.com/CardiacFunction/CF003>>.
- 31 SUS, DATASUS Tecnologia da Informação a Serviço do. *Sistema de informações sobre mortalidade - SIM. Capítulo CID-10*. 2018. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sim/cnv/obt10uf.def>>.
- 32 MAGALHÃES, C. C.; SERRANO-JR., C. V.; CONSOLIM-COLOMBO, F. M.; NOBRE, F.; FONSECA, F. A. H.; FERREIRA, J. F. M. *Tratado de Cardiologia SOCESP*. 3. ed. Barueri, SP: Manole, 2015.
- 33 TAN, Y. T.; WENZELBURGER, F.; LEE, E.; HEATLIE, G.; LEYVA, F.; PATEL, K.; FRENNEAUX, M.; SANDERSON, J. E. The pathophysiology of heart failure with normal ejection fraction. *Journal of the American College of Cardiology*, v. 54, n. 1, p. 36–46, 2009. DOI 10.1016/j.jacc.2009.03.037.
- 34 SEFEROVIĆ, P. M.; POLOVINA, M. M.; COATS, A. J. S. Heart failure in dilated non-ischaemic cardiomyopathy. *European Heart Journal Supplements*, v. 21, n. Supplement M, p. M40–M43, 2019. DOI 10.1093/eurheartj/suz212.
- 35 PONIKOWSKI, P.; VOORS, A. A.; ANKER, S. D.; BUENO, H.; CLELAND, J. G. F.; COATS, A. J. S. et al. 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure: The task force for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure of the European Society of Cardiology. *European Heart Journal*, v. 37, n. 27, p. 2129–2200, 2016. DOI 10.1093/eurheartj/ehw128.

- 36 MEDTRONIC BRASIL, Inc. *O que é Insuficiência cardíaca?* 2019. Disponível em: <<https://www.medtronic.com/br-pt/your-health/conditions/heart-failure.html>>.
- 37 BISELLI, B.; AYUB-FERREIRA, S. M.; AVILA, M. S.; GAIOTTO, F. A.; JATENE, F. B.; BOCCHI, E. A. et al. *Dispositivo de assistência ventricular esquerda seguido de transplante cardíaco*. 2015.
- 38 KIRK, R.; DIPCHAND, A. I.; ROSENTHAL, D. N.; ADDONIZIO, L.; BURCH, M.; CHRISANT, M. et al. The international society for heart and lung transplantation guidelines for the management of pediatric heart failure: Executive summary [corrected]. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, v. 33, n. 9, p. 888–909, 2014. DOI 10.1016/j.healun.2014.06.002.
- 39 ROSSANO, J. W.; KIM, J. J.; DECKER, J. A.; PRICE, J. F.; ZAFAR, F.; GRAVEZ, D. E. et al. Prevalence, morbidity, and mortality of heart failure–related hospitalizations in children in the united states: A population-based study. *Journal of cardiac failure*, Elsevier, v. 18, n. 6, p. 459–470, 2012. DOI 10.1016/j.cardfail.2012.03.001.
- 40 BACAL, F.; SOUZA-NETO, J. D.; FIORELLI, A. I.; MEJIA, J.; MARCONDES-BRAGA, F. G.; MANGINI, S.; OLIVEIRA-JR, J. L. *Sociedade Brasileira de Cardiologia. II Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco*. 2009.
- 41 STEVENSON, L. W.; PAGANI, F. D.; YOUNG, J. B.; JESSUP, M.; MILLER, L.; KORMOS, R. L. et al. Intermacs profiles of advanced heart failure: The current picture. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, v. 28, n. 6, p. 535–541, 2009. DOI 10.1016/j.healun.2009.02.015.
- 42 SHAH, K. B.; TANG, D. G.; COOKE, R. H.; HARTON, S.; FLATTERY, M.; KATLAPS, G. J.; KASIRAJAN, V.; HESS, M. L. Implantable mechanical circulatory support: Demystifying patients with ventricular assist devices and artificial hearts. *Clinical Cardiology*, Wiley Online Library, v. 34, n. 3, p. 147–152, 2011. DOI 10.1002/clc.20825.
- 43 MERKLE, F.; BOETTCHER, W.; STILLER, B.; HETZER, R. Pulsatile mechanical cardiac assistance in pediatric patients with the berlin heart ventricular assist device. *The Journal of the American Society of Extra-Corporeal Technology*, v. 3, p. 115–120, 2003. PMID 12939019.
- 44 HETZER, R.; STILLER, B. Technology insight: use of ventricular assist devices in children. *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, v. 3, n. 7, p. 377–386, 2006. DOI 10.1038/ncpcardio0575.
- 45 STILLER, B.; ADACHI, I.; JR, C. D. Fraser. Pediatric ventricular assist devices. *Pediatric Critical Care Medicine*, v. 14, n. 5, p. S20–S26, 2013. DOI 10.1097/PCC.0b013e318292df5f.
- 46 KILIC, A.; NOLAN, T.D.C.; LI, T.; YANKEY, G. Kwame; PRASTEIN, D. J.; CHENG G. JARVIK, R. K.; WU, Z. J.; GRIFFITH, B. P. Early in vivo experience with the pediatric jarvik 2000 heart. *ASAIO Journal*, v. 14, n. 5, p. 374–378, 2007. DOI 10.1097/MAT.0b013e318038fc1f.
- 47 MAZZETTO, M.; HAYASHIDA, S. A.; CESTARI, I. A. Sistema de controle para o propulsor do dispositivo de assistência ventricular pediátrico InCor. In: *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – CBEB 2012*. Porto de Galinhas, Brasil: UFPE, 2012. p. 41–44.

- 48 VANDERPLUYM, C. J.; FYNN-THOMPSON, F.; BLUME, E. D. Ventricular assist devices in children: Progress with an orphan device application. *Circulation*, v. 129, p. 1530–1537, 2014. DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005574.
- 49 ALMOND, C. S.; MORALES, D. L.; BLACKSTONE, E. H.; TURRENTINE, M. W.; IMAMURA, M.; MASSICOTTE, M. P. et al. Berlin heart excor pediatric ventricular assist device for bridge to heart transplantation in US children. *Circulation*, v. 127, n. 16, p. 1702–1711, 2014. DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.112.000685.
- 50 RELIANTHEART, Inc. *HeartAssist 5[®] VAD System Patient User's Manual*. 2014. Disponível em: <<https://fccid.io/2AB4ZCTL002/User-Manual/user-guide-2809278.pdf>>.
- 51 GERRAH, R.; CHARETTR, K.; CHEN, J. M. The first successful use of the levitronix pedimag ventricular support device as a biventricular bridge to transplant in an infant. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, Elsevier, v. 142, n. 5, p. 1282–1283, 2011. DOI 10.1016/j.jtcvs.2011.03.026.
- 52 WEARDEN, P.; MORELL, V. O.; KELLER, B. B.; WEBBER, S. A.; BOROVIETZ, H. S.; BADYLAK, S. F. et al. The pediasflowtm pediatric ventricular assist device. *Pediatric Cardiac Surgery Annual*, Elsevier, v. 9, p. 92–98, 2006. DOI 10.1053/j.pcsu.2006.02.001.
- 53 FERRARI, G.; MOLFETTA, A. Di; ZIELIŃSKI, K. et al. Control of a pediatric pulsatile ventricular assist device: A hybrid cardiovascular model study. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 41, n. 12, p. 1099–1108, 2017. DOI 10.1111/aor.12929.
- 54 SHIN, Y. R.; PARK, Y.-H.; PARK, H. K. Pediatric ventricular assist device. *Korean Circulation Journal*, v. 49, n. 8, p. 678–690, 2019. DOI 10.4070/kcj.2019.0163.
- 55 YAMANE, T. *Mechanism of Artificial Heart*. Japan: Springer, 2016. 1—77 p. ISBN 978-4-431-55831-6.
- 56 MILLER, L. W.; GUGLIN, M.; ROGERS, J. Cost of ventricular assist devices: Can we afford the progress? *Circulation*, v. 127, p. 743–748, 2012. DOI 10.1161/CIRCULATIONAHA.112.139824.
- 57 MOAZAMI, N.; DEMBITSKY, W. P.; ADAMSON, R.; STEFFEN, R. J.; SOLTESZ, E. G.; STARLING, R. C.; FUKAMACHI, K. Does pulsatility matter in the era of continuous-flow blood pumps? *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, v. 34, p. 999–1004, 2015. DOI 10.1016/j.healun.2014.09.012.
- 58 SOUCY, K. G.; KOENIG, S. C.; GIRIDHARAN, G. A.; SOBIESKI, M. A.; SLAUGHTER, M. S. Defining pulsatility during continuous-flow ventricular assist device support. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, v. 32, n. 6, p. 581–587, 2013. DOI 10.1016/j.healun.2013.02.010.
- 59 THORATEC CORPORATION, Inc. *HeartMate II LVAD*. 2019. Disponível em: <<http://www.thoratec.com/medical-professionals/vad-product-information/heartmate-ii-lvad.aspx>>.
- 60 MEDTRONIC, Inc. *HEARTWARE HVAD SYSTEM*. 2019. Disponível em: <<https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/cardiac-rhythm/ventricular-assist-devices/heartware-hvad-system.html>>.

- 61 PÉREZ, C. M. Bombas centrífugas como asistencia ventricular: estado actual. *Cirugía Cardiovascular*, Elsevier, v. 16, n. 2, p. 119—124, 2009. DOI 10.1016/S1134-0096(09)70156-1.
- 62 HOSHI, H.; SHINSHI, T.; TAKATANI, S. Third generation blood pumps with mechanical noncontact magnetic bearings. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 30, n. 5, p. 324—338, 2006. DOI 10.1111/j.1525-1594.2006.00222.x.
- 63 LIM, E.; CLOHERTY, S. L.; REIZES, J. A.; MASON, D. G.; SALAMONSEN, R. F.; KARANTONIS, D. M.; LOVELL, N. H. A dynamic lumped parameter model of the left ventricular assisted circulation. In: *29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. Cité Internationale, Lyon, France: IEEE, 2007. p. 23–26.
- 64 FRANKLIN, G. F.; POWELL, J. D.; EMAMI-NAEINI, A. *Sistemas de Controle para Engenharia*. 6. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013.
- 65 CEBALLOS, A. *A Multiscale Model Of The Neonatal Circulatory System Following Hybrid Norwood Palliation*. 61 p. Dissertação (Master of Science) — University of Central Florida, 2011.
- 66 OLUFSEN, M. S.; NADIM, A. On deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries. *Mathematical Biosciences and Engineering*, v. 1, n. 1, p. 61–80, 2004. DOI 10.1016/B978-008044046-0.50436-X.
- 67 SOUSA, D. L. *Modelagem e caracterização de um simulador hidráulico e de um dispositivo de assistência ventricular*. 104 p. Dissertação (Mestre em Engenharia Elétrica) — Universidade Federal de Campina Grande, 2017.
- 68 WESTERHOF, N.; LANKHAAR, J.-W.; WESTERHOF, B. E. The arterial windkessel. *Medical and biological engineering and computing*, Springer, v. 47, n. 2, p. 131–141, 2009. DOI 10.1007/s11517-008-0359-2.
- 69 GREENE, M. E.; JUN, J. W. Clark; MOHR, D. N.; BOURLAND, H. M. A mathematical model of left-ventricular function. *Medical and Biological Engineering*, v. 11, p. 126–134, 1973. DOI 10.1007/BF02478142.
- 70 BOZKURT, S.; PENNING, K.A.M.A.; SCHAMPAERT, S.; VOSSE", F. N. "van de; RUTTEN, M.C.M. Method to increase the pulsatility in hemodynamic variables in an lvad supported human circulation system. In: *IFMBE Proceedings*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2012. v. 36, p. 328–331.
- 71 MELO, T. R.; CORDEIRO, T. D.; CESTARI, I. A.; ROCHA NETO, J. S.; LIMA, A. M. N. Physiological control of pulsatile and rotary pediatric ventricular assist devices. In: *Proceedings of XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2020*. Vitória, Espírito Santo, Brasil: Springer, 2020. p. 1550–1555.
- 72 CORDEIRO, T. D. *Sistema de Controle Fisiológico Síncrono Aplicado a Dispositivos de Assistência Ventricular*. 101 p. Tese (Doutor em Engenharia Elétrica) — Universidade Federal de Campina Grande, 2018.

- 73 STEVENS, M. C. Chapter 20 - physiological control. In: GREGORY, S. D.; STEVENS, M. C.; FRASER, J. F. (Ed.). *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*. Elsevier: Academic Press, 2018. p. 627 – 657. ISBN 978-0-12-810491-0. DOI 10.1016/B978-0-12-810491-0.00021-7.
- 74 PIRBODAGHI, T.; AXIAK, S.; WEBER, A.; GEMPP, T.; VANDENBERGHE, S. Pulsatile control of rotary blood pumps: Does the modulation waveform matter? *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, v. 144, n. 4, p. 970–977, 2012. DOI 10.1016/j.jtcvs.2012.02.015.
- 75 CHENG, A.; WILLIAMITIS, C. A.; SLAUGHTER, M. S. Comparison of continuous-flow and pulsatile-flow left ventricular assist devices: is there an advantage to pulsatility? *Annals of Cardiothoracic Surgery*, v. 3, n. 6, p. 573–581, 2014. DOI 10.3978/j.issn.2225-319X.2014.08.24.
- 76 GRANEGGER, M.; MASETTI, M.; LAO HASURAYODHIN, R.; SCHLOEGLHOFER, T.; ZIMPFER, D.; SCHIMA, H.; MOSCATO, F. Continuous monitoring of aortic valve opening in rotary blood pump patients. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 63, n. 6, p. 1201–1207, 2016. DOI 10.1109/TBME.2015.2489188.
- 77 GIRIDHARAN, G. A.; SKLIAR, M. Control strategy for maintaining physiological perfusion with rotary blood pumps. *Artificial Organs*, Blackwell Publishing, Inc., v. 27, n. 7, p. 639–648, 2003. DOI 10.1046/j.1525-1594.2003.07089.x.
- 78 MANSOURI, M.; GREGORY, S. D.; SALAMONSEN, R. F.; LOVELL, N. H.; STEVENS, M. C.; PAULS, J. P. et al. Preload-based starling-like control of rotary blood pumps: An in-vitro evaluation. *PLoS ONE*, Blackwell Publishing, Inc., v. 12, n. 2, p. 1–15, 2017. DOI 10.1371/journal.pone.0172393.
- 79 BENNETT, M. K.; ADATYA, S. Blood pressure management in mechanical circulatory support. *Journal of Thoracic Disease*, v. 7, n. 12, p. 2125–2128, 2015. DOI 10.3978/j.issn.2072-1439.2015.11.05.
- 80 LIM, E.; ALOMARI A. H. AND SAVKIN, A. V.; DOKOS, S.; FRASER, J. F.; TIMMS, D. L.; MASON, D. G.; LOVELL, N. H. A method for control of an implantable rotary blood pump for heart failure patients using non-invasive measurements. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 35, n. 8, p. E174 – E180, 2011. DOI 10.1111/j.1525-1594.2011.01268.x.
- 81 BOZKURT, S.; VOSSE, F. N. van de; RUTTEN, M. C. M. Improving arterial pulsatility by feedback control of a continuous flow left ventricular assist device via in silico modeling. *The International Journal of Artificial Organs*, v. 37, n. 10, p. 773–785, 2014. DOI 10.5301/ijao.5000328.
- 82 RÜSCHEN, D.; PROCHAZKA, F.; AMACHER, R.; BERGMANN, L.; LEONHARDT, S.; M., Walter. Minimizing left ventricular stroke work with iterative learning flow profile control of rotary blood pumps. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 31, p. 444–451, 2017. DOI 10.1016/j.bspc.2016.09.001.
- 83 BUTCHER, J. C. *Numerical Methods for Ordinary Differential Equations*. 2. ed. England: John Wiley & Sons, 2008. ISBN 978-0-470-72335-7.
- 84 LIM, E.; DOKOS, S.; CLOHERTY, S. L.; SALAMONSEN, R. F.; MASON, D. G.; REIZES, J. A.; LOVELL, N. H. Parameter-optimized model of cardiovascular– rotary blood pump

interactions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 57, n. 2, p. 254–266, 2010. DOI 10.1109/TBME.2009.2031629.

85 FOSTER, G. Chapter 5 - third-generation ventricular assist devices. In: GREGORY, S. D.; STEVENS, M. C.; FRASER, J. F. (Ed.). *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*. Elsevier: Academic Press, 2018. p. 151 – 186. ISBN 978-0-12-810491-0. DOI 10.1016/B978-0-12-810491-0.00005-9.

86 ESMORE, D.; SPRATT, P.; LARBALESTIER, R.; TSUI, S.; FIANE, A.; RUYGROK, P. et al. VentrAssisttm left ventricular assist device: clinical trial results and clinical development plan update. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, Elsevier, Cambridge-MI, USA, v. 32, p. 735—744, 2007. DOI 10.1016/j.athoracsur.2008.03.009.

87 RUYGROK, P. N.; ESMORE, D. S.; ALISON, P. M.; FINUCANE, K. A.; MCGUINNESS, S. P.; MCGEORGE, A. D. et al. Pediatric experience with the ventrassist lvad. *The Annals of Thoracic Surgery*, The Society of Thoracic Surgeons, v. 86, p. 622–626, 2008. DOI 10.1016/j.athoracsur.2008.03.009.

88 WU, E. L. Chapter 12 - pulsatile vs. continuous flow. In: GREGORY, S. D.; STEVENS, M. C.; FRASER, J. F. (Ed.). *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*. Elsevier: Academic Press, 2018. p. 379 – 406. ISBN 978-0-12-810491-0. DOI 10.1016/B978-0-12-810491-0.00012-6.

89 SHEPARD, R. B.; SIMPSON, D. C.; SHARP, J. F. Energy equivalent pressure. *Archives of Surgery*, v. 93, p. 730–740, 1966. DOI 10.1001/archsurg.1966.01330050034005.

90 ÜNDAR, A.; ZAPANTA, C. M.; REIBSON, J. D.; SOUBA, M.; LUKIC, B.; WEISS, M. J. et al. Precise quantification of pressure flow waveforms of a pulsatile ventricular assist device. *ASAIO Journal*, p. 56–59, 2005. DOI 10.1097/01.MAT.0000150326.51377.A0.

91 TRAVIS, A. R.; GIRIDHARAN, G. A.; PANTALOS, G. M.; DOWLING, R. D.; PRABHU, S. D.; SLAUGHTER, M. S. et al. Vascular pulsatility in patients with a pulsatile- or continuous-flow ventricular assist device. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, v. 133, n. 2, p. 517–24, 2007. DOI 10.1016/j.jtcvs.2006.09.057.

92 SHI, Y.; ALISTAR, G. B.; LAW Ford, P. V.; ARNDT, A.; NUSSER, P.; HOSE, D. R. Computational modelling and evaluation of cardiovascular response under pulsatile impeller pump support. *Interface Focus*, n. 1, p. 320 – 337, 2011. DOI 10.1098/rsfs.2010.0039.

93 MELO, T. R.; ROCHA NETO, J. S.; CESTARI, I. A.; LIMA, A. M. N. Feedback controller for restoring the basal hemodynamic condition with a rotary blood pump used as left ventricular assist device. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier, v. 62, p. 102136, 2020. ISSN 1746-8094. DOI 10.1016/j.bspc.2020.102136.

94 DORF, R. C.; BISHOP, R. H. *Sistemas de Controle Modernos*. 12. ed. São Paulo: LTC, 2013.

95 LAGARIAS, J. C.; REEDS, J. A.; WRIGHT, M. H.; WRIGHT, P. E. Convergence properties of the nelder-mead simplex method in low dimensions. *SIAM Journal of Optimization*, v. 9, n. 1, p. 112–147, 1998. DOI 10.1137/S1052623496303470.

- 96 OGATA, K. *Engenharia de Controle Moderno*. Rio de Janeiro: Prentice-Hall do Brasil, 1985. ISBN 85-7054-019-1.
- 97 FERREIRA, A.; BOSTON, J. R.; ANTAKI, J. F. A control system for rotary blood pumps based on suction detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 56, n. 3, p. 656 – 665, 2007. DOI 10.1109/TBME.2008.2005960.
- 98 ISING, M.; WARREN, S.; SOBIESKI, M. A.; SLAUGHTER, M. S.; KOENIG, S. C.; GIRIDHARAN, G. A. Flow modulation algorithms for continuous flow left ventricular assist devices to increase vascular pulsatility: A computer simulation study. *Cardiovascular Engineering and Technology*, v. 2, n. 2, p. 90–100, 2011. DOI 10.1007/s13239-011-0042-x.
- 99 PANTALOS, G. M.; KOENIG, S. C.; GILLARS, K. J.; GIRIDHARAN, G. A.; EWERT, D. L. Characterization of an adult mock circulation for testing cardiac support devices. *ASAIO Journal*, v. 50, n. 1, p. 37—46, 2004. DOI 10.1097/01.MAT.0000104818.70726.E6.
- 100 ROSENBERG, G.; PHILLIPS, W. M.; LANDIS, D. L.; PIERCE, W. S. Design and evaluation of the pennsylvania state university mock circulatory system. *ASAIO Journal*, v. 4, n. 2, p. 41–49, 1981.
- 101 WILLIAMS, J. L.; ANTAKI, J. F.; BOSTON, J. R.; WILLIAMS, S. L.; WOODARD, J. C.; MILLER, P. J.; KORMOS, R. L. Load sensitive mock circulatory system for left ventricular assist device controller evaluation and development. In: *Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Baltimore, MD, USA: IEEE, 1994. p. 89–90.
- 102 PANTALOS, G. M.; KOENIG, S. C.; GILLARS, K. J.; EWERT, D. L. Mock circulatory system for testing cardiovascular devices. In: *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*. Houston, TX, USA: IEMBS, 2002. p. 1597–1598.
- 103 LIU, Y.; ALLAIRE, P.; WOOD, H.; OLSEN, D. 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. DOI 10.1111/j.1525-1594.2005.29058.x.
- 104 TELYSHEV, D. V.; PUGOVKIN, A. A.; SELISHCHEV, S. V. A mock circulatory system for testing pediatric rotary blood pumps. *Biomedical Engineering*, v. 51, n. 2, p. 83–87, 2017. DOI 10.1007/s10527-017-9689-4.
- 105 TORRES, D. S. *Simulador Pediátrico InCor - Desenvolvimento de um Modelo Hidráulico do Sistema Circulatório Pediátrico com Ajustes Automatizados de Pressões*. 107 p. Tese (Doutor em Ciências) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2017.
- 106 SOUSA, D. L.; CORDEIRO, T. D.; MELO, T. R.; ROCHA NETO, J. S.; CESTARI, I. A.; LIMA, A. M. N. Modeling, characterization and test of a pediatric ventricular assist device. *IOP Conf. Series: Journal of Physics*, v. 1044, p. 1–6, 2018. DOI 10.1088/1742-6596/1044/1/012047.
- 107 HUNSBERGER, A. Z. *Modeling and analysis of interactions between a pulsatile pneumatic ventricular assist device and the left ventricle*. 122 p. Dissertação (Master of Science in Bioengineering) — University of Pittsburghs, 2005.

- 108 FLYNN, J. T.; KAELBER, D. C.; BAKER-SMITH, C. M. et al. Clinical practice guideline for screening and management of high blood pressure in children and adolescents. *Pediatrics*, v. 140, n. 3, p. e20171904, 2017. DOI 10.1542/peds.2017-1904.
- 109 YEKTAEIAN, M.; AMIRFATTAHI, R. Comparison of spectral subtraction methods used in noise suppression algorithms. In: *2007 6th International Conference on Information, Communications Signal Processing*. Singapore: IEEE, 2007. p. 1–4.
- 110 MITSUO, G.; RUNWEI, C. *Genetic Algorithms and Engineering Optimization*. 1. ed. New York: John Wiley & Sons, 2000.
- 111 CHOI, S.; BOSTON, J. R.; THOMAS, D.; ANTAKI, J. F. Modeling and identification of an axial flow blood pump. In: *Conf. Rec. IEEE/ACC*. Albuquerque, NM, USA: IEEE, 1997. v. 6, p. 3714–3715.
- 112 MOSCATO, F.; DANIELI, G. A.; SCHIMA, H. Dynamic modeling and identification of an axial flow ventricular assist device. *The International Journal of Artificial Organs*, Wichtig Editore, v. 32, n. 6, p. 336–343, 2009. DOI 10.1177/039139880903200604.
- 113 PIRBODAGHI, T. Mathematical modeling of rotary blood pumps in a pulsatile in vitro flow environment. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 41, n. 8, p. 710–716, 2017. DOI 10.1111/aor.12860.
- 114 STMICROELECTRONICS. *Getting started with X-NUCLEO-IHM08M1 low-voltage BLDC motor driver expansion board based on STL220N6F7 for STM32 Nucleo*. 2017. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/user_manual/dm00251088-getting-started-with-x-nucleo-ihm08m1-low-voltage-blcdc-motor-driver-expansion-board-based-on-stl220n6f7-for-stm32-nucleo-stmicroelectronics.pdf>.
- 115 STMICROELECTRONICS. *STM32 Nucleo-64 boards (MB1136)*. 2019. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/user_manual/dm00105823-stm32-nucleo-64-boards-mb1136-stmicroelectronics.pdf>.
- 116 KRISHNAN, R. *Permanent Magnet Synchronous and Brushless DC Motor Drives*. 1. ed. Mechanical Engineering (Marcel Dekker): CRC Press, 2009. ISBN 0824753844,978-0-8247-5384-9.
- 117 LUBIN, T.; MEZANI, S.; REZZOUG, A. Experimental and theoretical analysis of axial magnetic coupling under steady-state and transient operation. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, v. 61, n. 8, p. 4356–4365, 2014. DOI 10.1109/TIE.2013.2266087.
- 118 ZHANG, X. T.; ALOMARI, A. H.; SAVKIN, A. V.; AYRE, P. J.; LIM, E.; SALAMONSEN, R. F.; ROSENFELDT, F. L.; LOVELL, N. H. In vivo validation of pulsatile flow and differential pressure estimation models in a left ventricular assist device. In: *Conf. Rec. IEEE/EMB*. Buenos Aires, Argentina: IEEE, 2010. p. 2517–2520.
- 119 PIRBODAGHI, T.; WEBER, A.; CARREL, T.; VANDENBERGHE, S. Effect of pulsatility on the mathematical modeling of rotary blood pumps. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 35, n. 8, p. 825–832, 2011. DOI 10.1111/j.1525-1594.2011.01276.x.

- 120 MELO, T. R.; VASCONCELOS, F. J. S.; RIBEIRO, L. H. R. D.; BACHT, S.; CESTARI, I. A.; ROCHA NETO, J. S.; LIMA, A. M. N. Characterization of a pediatric rotary blood pump. *Research on Biomedical Engineering*, v. 34, n. 4, p. 299–309, 2018. ISSN 2446-4740 (Online). DOI 10.1590/2446-4740.180046.
- 121 GANUSHCHAK, Y.; LICHTENBELT, W. van M.; NAGEL, T. van der; JONG, D. S. de. Hydrodynamic performance and heat generation by centrifugal pumps. *Perfusion*, v. 21, p. 373—379, 2006. DOI 10.1177/0267659106074003.
- 122 SANTINA, M.; STUBBERUD, A. Discrete-time equivalents of continuous-time systems. In: LEVINE, William S. (Ed.). *The Control Handbook: Control System Fundamentals*. Boca Raton: CRC Press, 2010. cap. 12, p. 12.1–12.34.
- 123 LJUNG, L. *System Identification: Theory for the User*. 2. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1999.
- 124 STMICROELECTRONICS. *STM32F PMSM single/dual FOC SDK v4.3*. 2016. Disponível em: <https://www.st.com/resource/en/user_manual/dm00028241-quick-start-guide-for-stm32f-pmsm-single-dual-foc-sdk-v43-stmicroelectronics.pdf>.
- 125 CHEN, H. Extended recursive least squares algorithm for nonlinear stochastic systems. In: *American Control Conference Boston*. Massachusetts, USA: IEEE, 2004. p. 4758–4763.
- 126 ÅSTRÖM, K. J.; WITTENMARK, B. *Adaptive Control*. 2nd. ed. Boston, MA, USA: Addison-Wesley Longman Publishing Co., Inc., 1994. ISBN 0201558661.
- 127 KHAITAN, S. K.; MCCALLEY, J. D. Design techniques and applications of cyberphysical systems: A survey. *IEEE Systems Journal*, v. 9, n. 2, p. 350–365, 2015. DOI 10.1109/JSYST.2014.2322503.
- 128 LEE, E. A.; SESHIA, S. A. *Introduction to Embedded Systems: A Cyber-Physical Systems Approach*. 1. ed. UC Berkeley: LeeSeshia.org, 2011. ISBN 978-0-557-70857-4.
- 129 GAMBIER, A. Real-time control systems: a tutorial. In: *5th Asian Control Conference*. Melbourne, Victoria, Australia: IEEE, 2004. v. 2, p. 1024–1031.
- 130 HANSON, B. M.; LEVESLEY, M. C.; WATTERSON, K.; WALKER, P. G. Hardware-in-the-loop-simulation of the cardiovascular system, with assist device testing application. *Medical Engineering & Physics*, v. 29, n. 3, p. 367–374, 2007. DOI 10.1016/j.medengphy.2006.05.010.
- 131 OCHSNER, G.; AMACHER, R.; AMSTUTZ, A.; PLASS, A.; DANERS, M. Schmid; TEVAEARAI, H.; VANDENBERGHE, S.; WILHELM, M. J.; GUZZELLA, L. A novel interface for hybrid mock circulations to evaluate ventricular assist devices. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 60, n. 2, p. 507–516, 2013. DOI 10.1109/TBME.2012.2230000.
- 132 PETROU, A.; LEE, J.; DUAL, S.; OCHSNER, G.; MEBOLDT, M.; DANERS, M. Schmid. Standardized comparison of selected physiological controllers for rotary blood pumps: In vitro study. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 42, n. 3, p. E29–E42, 2018. DOI 10.1111/aor.12999.

- 133 LEO, T.; UTIYAMA, B.; FONSECA, J.; BOCK, E.; ANDRADE, A. In vitro evaluation of multi-objective physiological control of the centrifugal blood pump. *Artificial Organs*, Wiley Online Library, v. 44, n. 8, p. 785–796, 2020. DOI 10.1111/aor.13639.
- 134 NATIONAL INSTRUMENTS (NI) CORPORATION. *NI cRIO-9072/9073/9074: Reconfigurable Embedded Chassis with Integrated Intelligent Real-Time Controller for CompactRIO*. 2016. Disponível em: <<https://www.ni.com/pdf/manuals/374639f.pdf>>.
- 135 HONEYWELL. *SCX Series - Microstructure Pressure Sensors*. Disponível em: <<https://sensing.honeywell.com/honeywell-sensing-scx-series-microstructure-pressure-sensors-product-sheet-008096-1-en.pdf>>.
- 136 EDWARDS LIFESCIENCES LLC. *TruWave Disposable Pressure Transducer*. Disponível em: <<http://www.edwards.com/eu/products/pressuremonitoring/pages/truwave.aspx>>.
- 137 EM-TEC GMBH. *Experts in non-invasive flow measurement*. Disponível em: <<http://www.em-tec.de/>>.
- 138 LIFE ENERGY MOTION (LEM). *Voltage Transducer LV 20-P*. Disponível em: <<http://www.lem.com/>>.
- 139 LIFE ENERGY MOTION (LEM). *Current Transducer LTS 6-NP*. Disponível em: <<http://www.lem.com/>>.
- 140 NATIONAL INSTRUMENTS (NI) CORPORATION. *NI cDAQ-9172 User Guide and Specifications*. 2008. Disponível em: <<http://www.ni.com/pdf/manuals/371747f.pdf>>.