

Universidade de São Paulo
Escola Politécnica
Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos

Projeto de um controlador para DAV com *setpoint* ajustável pelo
eletrocardiograma

Eduardo Moscatelli de Souza
Flávio José de Oliveira Paula

São Paulo - SP

2014

Universidade de São Paulo
Escola Politécnica
Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos

Projeto de um controlador para DAV com *setpoint* ajustável pelo
eletrocardiograma

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Es-
cola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Graduação em Engenharia

Eduardo Moscatelli de Souza
Flávio José de Oliveira Paula

Orientador: Prof. Dr. Diolino José dos Santos Filho

Área de concentração:
Engenharia Mecatrônica

São Paulo - SP

2014

Catálogo-na-publicação

Souza, Eduardo Moscatelli de

**Projeto de controlador para DAV com setpoint ajustável
pelo eletrocardiograma / E.M. de Souza; F.J.O. Paula. – São
Paulo, 2014.**

116 p.

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de
Sistemas Mecânicos.**

**1.Dispositivo de assistência circulatória 2.Sistemas de con-
trole 3.Eletrocardiografia 4.Bioengenharia I. Paula, Flávio José
de Oliveira II.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica.
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecâ-
nicos III.t.**

*Aos nossos pais, que, com muito amor e carinho,
nunca mediram esforços para nos oferecer
uma educação de qualidade
e sempre nos incentivaram
a correr atrás de nossos sonhos.*

Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer ao professor Diolino por nos inspirar, orientar e guiar durante esse trabalho; aos mestres Marcelo Barboza e Edinei Legaspe pelas ideias e experiências compartilhadas; aos professores Marcos Barretto e Oswaldo Horikawa pelas valiosas discussões e conselhos; aos professores Thiago Martins, Arturo Forner, Larissa Driemeier e Lucas Moscato pelos esclarecimentos e orientações sobre o trabalho de conclusão de curso; aos familiares e amigos pelo apoio e incentivo.

*One must learn by doing a thing;
for though you think you know it,
you have no certainty, until you try
(Sophocles)*

Resumo

Dispositivos de assistência ventricular (DAV) são bombas utilizadas para substituir parcial ou totalmente um ventrículo doente em pacientes que aguardam transplante cardíaco. Entretanto a operação com velocidade constante desses dispositivos pode impedir que os pacientes deixem o hospital por não se adaptar às condições fisiológicas dos usuários. Além disso, a operação nesta condição pode causar outros problemas ao coração, como a calcificação da válvula aórtica.

Com isso em mente, esse trabalho tem por objetivo avaliar se a operação do DAV segundo um sinal de referência de velocidade no formato de dente de serra garante a abertura da válvula aórtica, evitando sua calcificação.

O dente de serra é calculado com base no eletrocardiograma (ECG) do paciente. A redução de velocidade é realizada no início da contração ventricular (ocorrência do complexo QRS do ECG) e o aumento linear de velocidades é baseado na frequência cardíaca (calculada a partir do intervalo RR do ECG). Os eletrocardiogramas utilizados nesse trabalho foram retirados da base de dados de sinais fisiológicos *Physionet*.

A avaliação dos efeitos fisiológicos dessa referência de velocidades é feita através de modelos computacionais da circulação sistêmica e do DAV. Esses modelos foram implementados fisicamente com o controlador utilizando a técnica *Hardware-in-the-loop*.

Da análise dos resultados obtidos, pode-se afirmar que não se observou abertura da válvula aórtica com a referência de velocidades na forma de dente de serra. Os resultados obtidos com esta referência foram equivalentes àqueles obtidos com uma referência em degrau cujo valor é igual à velocidade média do dente de serra, devido ao comportamento elástico da artéria aorta.

Palavras-chave: Dispositivo de Assistência Ventricular. Controle. Eletrocardiograma. Bioengenharia.

Abstract

Ventricular Assist Devices (VAD) are pumps used to replace (partially or completely) a sick ventricle of patients waiting for a heart transplant. However, operation with constant speed in these devices can preclude the patients to leave the hospital since they may not adapt themselves to the physiological conditions of the users. In addition, the operation in this condition can create other problems to the heart, as the aortic valve stenosis.

In this context, this work analyses if the VAD operation with a speed reference signal like a sawtooth can ensure the aortic valve opening, avoiding its stenosis.

The sawtooth is calculated based on the patient's electrocardiogram. The speed reduction is done in the beginning of the ventricular contraction (when a QRS complex happens) and the linear increasing of the speed is based on the heart rate (calculated from the ECG RR interval). The electrocardiograms used in this work were downloaded from the physiological signals database *Physionet*.

The study of the physiological effects of this speed reference is done using computational models of the systemic circulation and the VAD. These models were physically implemented with the controller using the Hardware in the loop technique.

From the result analysis, the aortic valve opening was not observed using the sawtooth setpoint waveform. The results obtained using this setpoint were very similar to those using a step function whose value is equal to the sawtooth mean, because of the elastic behavior of the aorta.

Key-words: Ventricular assist device. Control. Electrocardiogram. Bioengineering.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Representação esquemática do coração. Adaptado de Guyton e Hall (2010)	26
Figura 2 – Estrutura das válvulas unidirecionais do coração. Adaptado de Guyton e Hall (2010)	27
Figura 3 – Relação entre o ciclo cardíaco e alguns sinais fisiológicos. Adaptado de Guyton e Hall (2010)	28
Figura 4 – Curvas de débito cardíaco por pressão no átrio direito para diferentes estágios de um infarto do miocárdio. Adaptado de Guyton e Hall (2010)	29
Figura 5 – Pressão sanguínea ao longo do sistema cardiovascular. Adaptado de Guyton e Hall (2010)	31
Figura 6 – Coração. Extraído de Berne e Levy (2001)	32
Figura 7 – ECG escalar típico. Extraído de Berne e Levy (2001)	32
Figura 8 – Relação entrada-saída de sinais digitais.	34
Figura 9 – LVAD. Adaptado de < http://www.webmd.com/heart-disease/heart-failure/left-ventricular-assist-device >	39
Figura 10 – Diagrama da simulação <i>Hardware-in-the-Loop</i> . Adaptado de Ledin (1999)	43
Figura 11 – Exemplo de planta que pode ser modelada em uma simulação HIL. Adaptado de Ledin (1999)	45
Figura 12 – Topologia do sistema de controle do DAV	47
Figura 13 – Etapas do algoritmo de detecção de complexo QRS - Fonte: Pan e Tompkins (1985)	51
Figura 14 – Espectro de frequências do ECG - Adaptado de Tompkins (2010)	52
Figura 15 – Fluxo do algoritmo de detecção de QRS – Adaptado de Hamilton (2002)	55
Figura 16 – Relação entre o sinal de ECG e o <i>setpoint</i>	56
Figura 17 – Arduino Uno R3 - Extraído do website do Arduino < http://arduino.cc >	58
Figura 18 – Conversor digital analógico R2R - Extraído de < http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/41/R2r-ladder.png >	59
Figura 19 – <i>Shield</i> contendo os conversores digital-analógico construídos	59
Figura 20 – Placa de aquisição de dados PCI-1711	61

Figura 21 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>Normal Sinus Rhythm Database</i> – 16265)	64
Figura 22 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>Normal Sinus Rhythm Database</i> – 16773)	64
Figura 23 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>Normal Sinus Rhythm Database</i> – 18177)	65
Figura 24 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>Normal Sinus Rhythm Database</i> – 19088)	65
Figura 25 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>Normal Sinus Rhythm Database</i> – 19088)	66
Figura 26 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>MIT-BIH Arrhythmia Database</i> – 119)	67
Figura 27 – Resultado da detecção do complexo QRS (<i>MIT-BIH Arrhythmia Database</i> – 113)	67
Figura 28 – Tempo de processamento do algoritmo de detecção de complexos QRS	69
Figura 29 – ECG (superior) e <i>setpoint</i> de velocidade (inferior).	70
Figura 30 – ECG (superior) e <i>setpoint</i> de velocidade (inferior).	70
Figura 31 – Modelo da circulação sistêmica apresentado por Ferreira et al. (2005)	71
Figura 32 – Curva que fornece o valor da elastância do ventrículo esquerdo. Extraída de Ferreira et al. (2005).	72
Figura 33 – Diagrama do Simulink® para cálculo da capacitância variável.	73
Figura 34 – Modelo do sistema cardiovascular desenvolvido no Simulink®	73
Figura 35 – Curvas de pressão obtidas por simulação, tomando-as conforme descrito em Ferreira et al. (2005).	74
Figura 36 – Curvas de pressão obtidas por simulação, tomando AP após D1 ao invés de após L1 e mantendo a referência em GND.	75
Figura 37 – Curvas de pressão com alterações nas condições iniciais e na resistência periférica.	75
Figura 38 – Estado da válvula aórtica durante a simulação do modelo.	76
Figura 39 – Débito Cardíaco obtido com a simulação do modelo.	76
Figura 40 – Pressões obtidas simulando o modelo em uma condição de insuficiência cardíaca.	78
Figura 41 – Débito cardíaco obtido simulando o modelo em uma condição de insuficiência cardíaca.	78
Figura 42 – Subsistema para simulação do DAV.	79
Figura 43 – Modelo representativo da bomba	80

Figura 44 – Curvas de funcionamento da bomba (o - 3500rpm, * - 3000rpm, + - 2500rpm) - Retirado de Xu e Fu (2000)	80
Figura 45 – Setup utilizado para testes do modelo do DAV.	82
Figura 46 – Pontos de operação testados - Adaptado de Xu e Fu (2000).	83
Figura 47 – Modelo assistido com referência de velocidade na forma de degrau.	84
Figura 48 – Curvas de pressão para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a 90bpm e DAV operando com dente de serra entre 2500rpm e 3500rpm.	88
Figura 49 – Estado da Válvula Aórtica para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a 90bpm e DAV operando com dente de serra entre 2500rpm e 3500rpm.	89
Figura 50 – Débito Cardíaco para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a 90bpm e DAV operando com dente de serra entre 2500rpm e 3500rpm.	89
Figura 51 – Fluxo no ventrículo e Velocidade do DAV para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a 90bpm e DAV operando com dente de serra entre 2500rpm e 3500rpm.	90
Figura 52 – Aquisição e conversão do <i>setpoint</i> de velocidade	91
Figura 53 – Aquisição e conversão da referência para cálculo da elastância	91
Figura 54 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 1 utilizando HIL	93
Figura 55 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 1 utilizando HIL	93
Figura 56 – Estado da válvula aórtica para a simulação 1 utilizando HIL	94
Figura 57 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 1 utilizando simulação puramente computacional	94
Figura 58 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 1 utilizando simulação puramente computacional	95
Figura 59 – Estado da válvula aórtica para a simulação 1 utilizando simulação puramente computacional	95
Figura 60 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 2 utilizando HIL	96
Figura 61 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 2 utilizando HIL	96
Figura 62 – Estado da válvula aórtica para a simulação 2 utilizando HIL	97
Figura 63 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 2 utilizando simulação puramente computacional	97
Figura 64 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 2 utilizando simulação puramente computacional	98

Figura 65 – Estado da válvula aórtica para a simulação 2 utilizando simulação puramente computacional	98
Figura 66 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 3 utilizando HIL .	99
Figura 67 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 3 utilizando HIL	100
Figura 68 – Estado da válvula aórtica para a simulação 3 utilizando HIL .	100
Figura 69 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 3 utilizando simulação puramente computacional	101
Figura 70 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 3 utilizando simulação puramente computacional	101
Figura 71 – Estado da válvula aórtica para a simulação 3 utilizando simulação puramente computacional	102

Lista de tabelas

Tabela 1	–	Valores de referência para os parâmetros da simulação do modelo com insuficiência	77
Tabela 2	–	Valores de referência para os elementos do circuito.	79
Tabela 3	–	Resultados obtidos pela simulação computacional do DAV . .	83
Tabela 4	–	Resultados da simulação do coração com insuficiência aguda para entrada em degrau.	85
Tabela 5	–	Resultados da simulação do coração parcialmente recuperado para entrada em degrau.	86
Tabela 6	–	Resultados da simulação do coração com insuficiência aguda para entrada em dente de serra.	87
Tabela 7	–	Resultados da simulação do coração com insuficiência aguda para entrada em dente de serra.	87
Tabela 8	–	Condições testadas utilizando o HIL	92

Sumário

1	Introdução	21
2	Revisão bibliográfica	25
2.1	Sistema Cardiovascular	25
2.1.1	Ciclo Cardíaco	27
2.1.2	Insuficiência cardíaca	28
2.2	Análise de Sinais Fisiológicos	30
2.2.1	Pressão Sanguínea	30
2.2.2	Eletrocardiograma	31
2.2.3	Deteção de QRS	33
2.2.4	Processamento Digital de Sinais	34
2.2.4.1	Filtros	36
2.2.4.2	Diferenciação	37
2.2.4.3	Elevação ao Quadrado	37
2.2.4.4	Integral por Janela Móvel	37
2.3	Assistência Ventricular	38
2.3.1	Dispositivo de Assistência Ventricular	38
2.3.2	Controle de DAV	40
2.4	Simulação	41
2.4.1	Modelagem do Sistema Cardiovascular	41
2.4.2	Modelagem do DAV	42
2.4.3	Simulação <i>Hardware-in-the-Loop</i>	43
3	Materiais e métodos	47
3.1	Requisitos de Projeto	48
3.1.1	Requisitos funcionais	48
3.1.2	Requisitos não-funcionais	48
3.2	Banco de dados de sinais fisiológicos – <i>Physionet</i>	48
3.3	Deteção do complexo QRS - Algoritmo de Pan e Tompkins	49
3.3.1	Filtro passa-banda	50
3.3.2	Diferenciador	51
3.3.3	Quadrado do sinal	52
3.3.4	Integração com janela móvel	53
3.3.5	Algoritmo de tomada de decisão	53
3.4	<i>Open Source ECG Analysis Software</i>	54
3.5	Ajuste do <i>setpoint</i>	55

3.6	Arduino	57
3.7	Simulink®	60
3.8	Simulação <i>Hardware-in-the-loop</i>	60
4	Resultados	63
4.1	Detecção do complexo QRS	63
4.1.1	Análise de sinais comuns e comportados	63
4.1.2	Análise de sinais ruidosos	63
4.1.3	Análise de ECG de pacientes com arritmias	66
4.1.4	Análise de atrasos na detecção	66
4.1.5	Tempo de processamento no microcontrolador	68
4.2	Ajuste do <i>setpoint</i>	69
4.3	Modelagem do Sistema Cardiovascular	71
4.4	Modelagem do DAV	77
4.4.1	Modelo do DAV	77
4.4.2	Modelo implementado no Simulink	79
4.4.3	Resultados de simulação computacional	82
4.5	Modelagem do Sistema Cardiovascular Assistido	84
4.5.1	Modelo integrado	84
4.5.2	Referência de velocidades em degrau para coração com insuficiência aguda	85
4.5.3	Referência de velocidades em degrau para coração parcial- mente recuperado	86
4.5.4	Referência de velocidades em dente de serra para coração com insuficiência aguda	86
4.5.5	Referência de velocidades em dente de serra para coração parcialmente recuperado	87
4.6	Simulação em Bancada (HIL)	90
5	Conclusões	103
6	Sugestões para trabalhos futuros	105
	Referências	107
	Anexos	111
	ANEXO A Código implementado na plataforma Arduino	113

1 Introdução

É indiscutível que o desenvolvimento de técnicas voltadas à bioengenharia, com um destaque para a Engenharia Biomédica, tem trazido melhoria à qualidade da vida, não só humana. Nessa extensa área de atuação coberta pela bioengenharia, tem-se investido bastante no desenvolvimento de dispositivos mecânicos, eletrônicos e eletromecânicos que têm por objetivo auxiliar ou substituir órgãos, membros ou outras partes do corpo humano ou mesmo de animais. Um desses dispositivos, o qual será escopo deste trabalho, é o Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV).

Dispositivos de Assistência Ventricular são equipamentos capazes de bombear o sangue entre um ventrículo e sua artéria correspondente, reduzindo o esforço realizado pelo coração. Com isso, permite-se que o paciente aguarde na fila por um transplante, reduzindo o risco de morte por insuficiência cardíaca e garantindo qualidade de vida neste período de espera.

Uebelhart et al. (2013) avaliaram o efeito da introdução de uma bomba de sangue centrífuga implantável sobre o comportamento do sistema cardiovascular em situações anormais (falhas) do coração. Para isso, utilizaram um dispositivo de simulação do sistema cardiovascular com a devida instrumentação para captar as variáveis relevantes (pressão e fluxo, principalmente). Os resultados sugerem que os DAVs podem ser utilizados para minimizar os efeitos de anormalidades no sistema, ou, em outras palavras, manter a qualidade de vida de pacientes com deficiências no sistema cardiovascular.

Submetendo quinze pacientes com Cardiomiopatia não-isquêmica a um implante de DAV, Birks et al. (2006) obteve resultados importantes: onze desses pacientes puderam retirar o DAV após um tempo médio de 320 dias, apresentando qualidade de vida próxima à normal, conforme avaliação do *Minnesota Living with Heart Failure Questionnaire*. Esse resultado mostra que o uso de DAV, mais do que uma forma de permitir que o paciente aguarde pelo transplante, pode ser uma forma de tratamento de doenças cardíacas através da diminuição da carga aplicada ao coração doente.

Motivação

Como é observado por Leão et al. (2013), o controle de DAVs deve assegurar que não haja fluxo contrário de sangue pelo dispositivo e que haja a correta abertura

da válvula aórtica para que se evite sua calcificação devido à subutilização.

O primeiro desafio está em manter uma taxa mínima de fluxo de sangue em todos os instantes do ciclo cardíaco. Por sua vez, o segundo desafio está associado à necessidade de se reduzir o fluxo de sangue durante determinadas contrações do coração para que haja passagem de sangue pela válvula aórtica.

Neste contexto, pode-se observar que a aplicação de técnicas de controle é de suma importância para que o sistema possa ter um comportamento que não seja fisiologicamente indesejável e, no longo prazo, não cause novos danos ao sistema cardiovascular.

Objetivos

Tendo em vista a aplicação de técnicas de controle de velocidade para o funcionamento adequado de DAVs, o objetivo deste trabalho é desenvolver uma solução de controle baseada na utilização do sinal de eletrocardiograma (ECG) para determinar a característica temporal do sinal de velocidade, garantindo as características fisiologicamente desejáveis para o funcionamento do DAV.

O procedimento adotado envolve as seguintes questões: (i) avaliar se a ação de reduzir a velocidade do DAV no momento da contração ventricular e acelerar linearmente até a próxima contração é capaz de permitir a abertura da válvula aórtica e, conseqüentemente, evitar sua calcificação, garantindo um débito cardíaco que não prejudique a perfusão sanguínea; (ii) a avaliação será realizada através de simulações computacionais de um modelo elétrico análogo ao sistema cardiovascular; (iii) como o complexo QRS do ECG está intimamente relacionado com a contração do ventrículo esquerdo, a velocidade do DAV será reduzida de acordo com sua ocorrência; (iv) a detecção desse conjunto de ondas será realizada através do algoritmo de Pan e Tompkins (1985); (v) serão utilizados sinais de ECG do banco de dados do *Physionet*, banco de dados cuja descrição mais detalhada será realizada posteriormente.

Metodologia

A primeira abordagem que se cogitou utilizar foi a detecção por intermédio de redes neurais artificiais. Apesar de ser uma técnica poderosa, ela consome muitos recursos computacionais, podendo tornar inviável sua implementação em microcontroladores e, com isso, diminuir a capacidade de controle em tempo real do DAV. Frente a esta incerteza e risco, decidiu-se por buscar uma nova

abordagem.

Como uma segunda solução, propôs-se desenvolver um *hardware* que fosse capaz de detectar os complexos QRS de um ECG coletado de um paciente e, em tempo real, produzir sinais que permitissem caracterizar a ocorrência de tais eventos. Analisando um conjunto de ECGs para determinar suas características principais, notou-se uma grande variabilidade nos sinais, o que tornaria muito difícil o projeto de um *hardware* capaz de lidar com tais variações.

Por fim, após uma análise de outras técnicas disponíveis na literatura, decidiu-se realizar a detecção digital do complexo QRS dos ECGs, como é feito pela maioria dos autores. A principal característica desta abordagem é a flexibilidade permitida pelo *software*, principalmente do ponto de vista de otimização de operações (simplificação de operações matemáticas, aplicação de filtros, etc.).

Inicialmente, a validação do sinal de referência de velocidades proposto seria realizada em um simulador híbrido do sistema cardiovascular presente no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC). Entretanto, como os recursos necessários (por exemplo, *drivers* para controlar o motor) estão sendo utilizados por outros pesquisadores, decidiu-se realizar a validação através de simulação computacional. Como uma espécie de protótipo do sistema de controle e do sistema controlado, utilizar-se-á a simulação *Hardware-in-the-loop* para demonstrar a aplicação do controle proposto a um sistema simulado computacionalmente.

2 Revisão bibliográfica

2.1 Sistema Cardiovascular

O Sistema Cardiovascular, formado por Coração e Vasos Sanguíneos, é o responsável pelo transporte de nutrientes, gases, hormônios e resíduos metabólicos entre as células de diferentes tecidos.

Como o sangue que sai do ventrículo esquerdo percorre todos os tecidos do corpo, com exceção dos pulmões, antes de retornar ao coração para, então, ser bombeado aos pulmões, a circulação é dividida em circulação sistêmica e circulação pulmonar.

O coração é o órgão responsável por fornecer energia motriz ao sangue, promovendo a circulação sanguínea. Ele é formado por duas bombas de duas câmaras, podendo ser dividido em coração direito e coração esquerdo. Cada um destes, por sua vez, é formado por um átrio e um ventrículo, que são as câmaras capazes de se contrair e relaxar, bombeando sangue. Os átrios são bombas mais fracas cuja função é preencher os ventrículos que, possuindo maior capacidade de bombeamento, irrigam os tecidos do corpo. O coração direito é responsável por irrigar os tecidos pulmonares (circulação pulmonar) enquanto o coração esquerdo é responsável por irrigar todos os outros tecidos (circulação sistêmica).

Vale observar que a maior parte do sangue que chega ao coração passa diretamente dos átrios para os ventrículos. Apenas 20% do preenchimento do ventrículo é realizado pela contração atrial. Assim, mesmo quando os átrios não funcionam bem o coração é capaz de irrigar os tecidos. Eventuais problemas nos átrios serão sentidos somente quando houver maior demanda de sangue como, por exemplo, durante atividades físicas.

Na Figura 1 o coração está representado de forma esquemática, sendo possível observar as câmaras, as válvulas e os vasos sanguíneos que chegam e partem do coração.

O coração apresenta quatro válvulas unidirecionais responsáveis por evitar o fluxo de sangue no sentido contrário ao da circulação. Essas válvulas funcionam por diferença de pressão, abrindo somente quando a diferença de pressão no sentido do fluxo é positiva. Assim, por exemplo, quando o sangue é bombeado do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo, a válvula mitral está aberta, porque

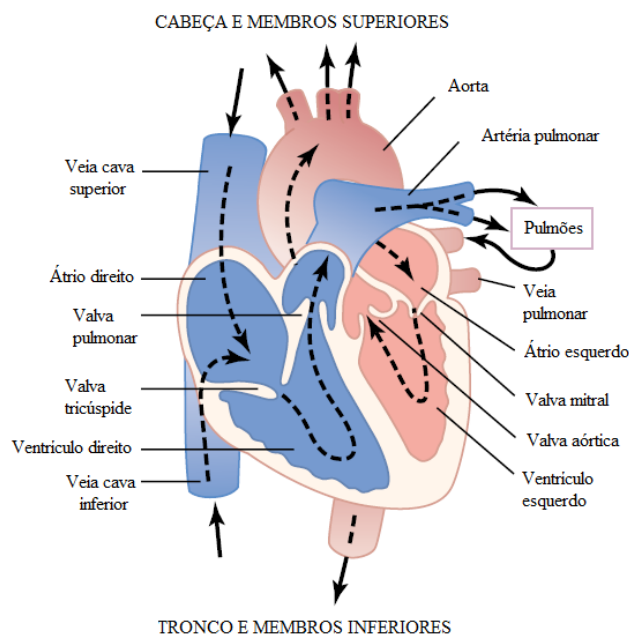


Figura 1 – Representação esquemática do coração. Adaptado de Guyton e Hall (2010)

a pressão no átrio esquerdo é maior do que no ventrículo esquerdo. Entretanto, quando este ventrículo começa a contrair e o átrio esquerdo a relaxar, a diferença de pressão entre estas duas câmaras se torna negativa e a válvula mitral fecha, o que é importante para evitar refluxo de sangue. O mesmo ocorre com a válvula aórtica, entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta, com a válvula tricúspide, entre o átrio direito e o ventrículo direito e com a válvula pulmonar, entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar.

A Figura 2 apresenta a estrutura das válvulas do coração esquerdo. Nessa figura estão ilustrados os folhetos responsáveis por restringir o fluxo de sangue no sentido contrário, assim como as cordas tendíneas e os músculos papilares, no caso da válvula mitral (que também ocorrem na válvula tricúspide). Esses músculos estão conectados a estas válvulas através das cordas tendíneas e sua função é auxiliar na abertura da válvula após a sístole. Já no caso da válvula aórtica (e também da pulmonar) esse auxílio não existe, pois as pressões mais elevadas tanto no interior do ventrículo (antes da contração) quanto nas artérias (após a contração) fazem com que as válvulas respondam de forma mais rápida em relação às atrioventriculares.

A estrutura dos Vasos Sanguíneos varia ao longo das árvores arterial e venosa. Saindo do coração, os vasos têm fortes paredes vasculares que suportam um

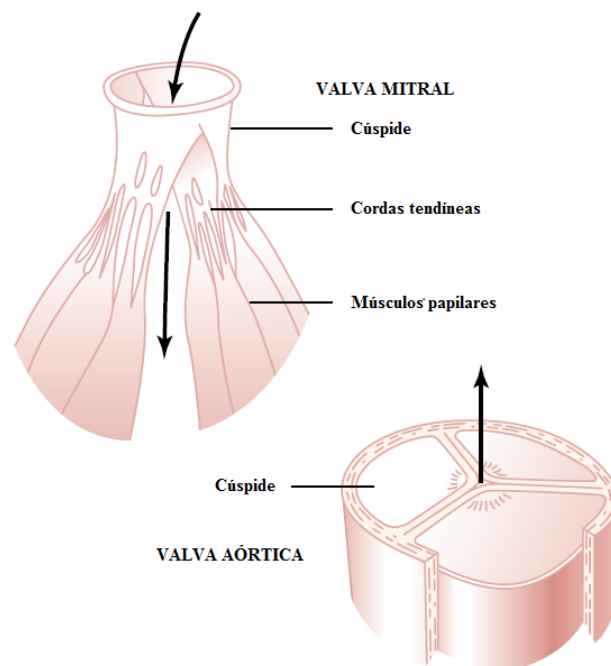


Figura 2 – Estrutura das válvulas unidirecionais do coração. Adaptado de Guyton e Hall (2010)

fluxo sanguíneo com altas pressões e velocidades, sendo denominados artérias. As artérias se ramificam em arteríolas, que são vasos que também apresentam fortes paredes vasculares, além da capacidade de atuar como válvulas de controle de fluxo. Como as arteríolas podem se dilatar ou se contrair, aumentando ou reduzindo a área da seção transversal do conduto, elas conseguem regular o fluxo sanguíneo de acordo com as demandas dos tecidos. As arteríolas sem ramificam em capilares, que são vasos com paredes extremamente finas (chegando a apresentar apenas uma célula radialmente) responsáveis pelas trocas de nutrientes, produtos de secreção, hormônios e eletrólitos com os tecidos. Os capilares se unem, então, formando vênulas que coalescem em veias. Estas atuam como importante reservatório de sangue para o corpo. Suas paredes podem se dilatar ou contrair, aumentando ou diminuindo a capacidade de armazenamento de acordo com as demandas fisiológicas.

2.1.1 Ciclo Cardíaco

Como o coração atua de forma periódica, é possível observar eventos que se repetem formando o ciclo cardíaco. O primeiro conjunto de eventos é a diástole que corresponde ao relaxamento do coração. O segundo é a sístole que corresponde

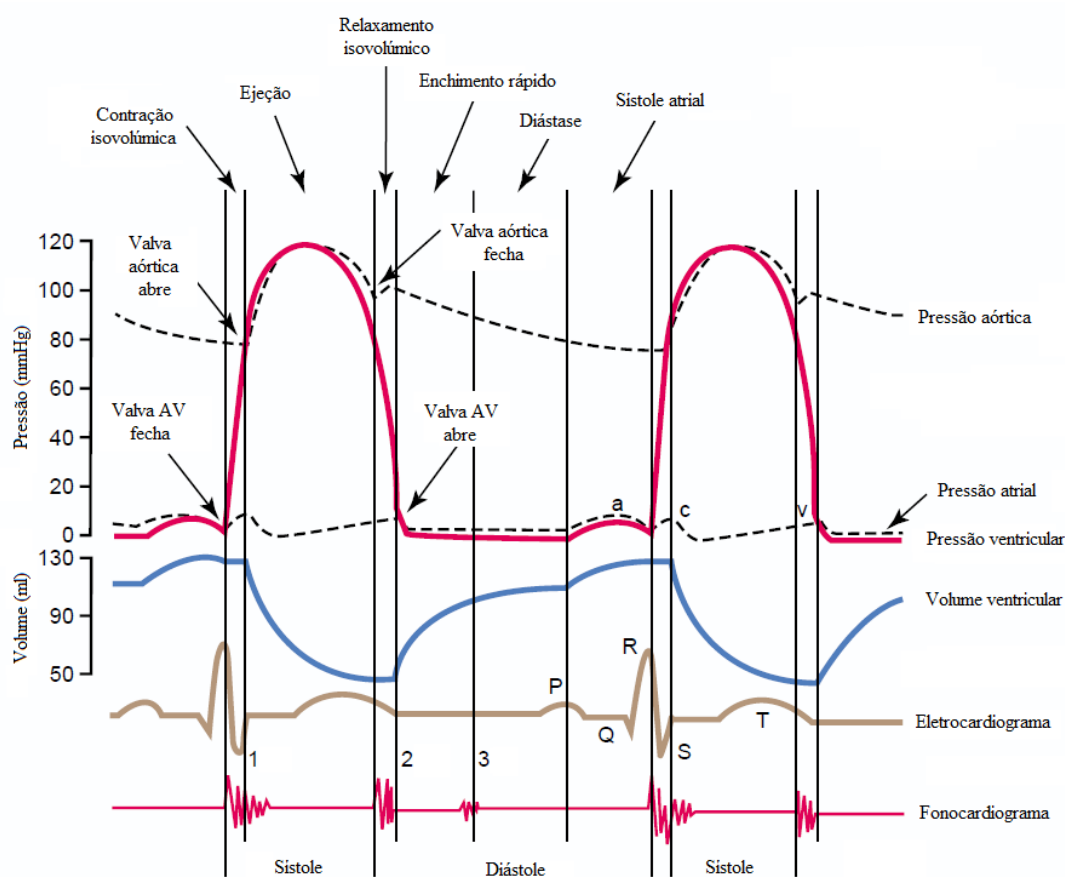


Figura 3 – Relação entre o ciclo cardíaco e alguns sinais fisiológicos. Adaptado de Guyton e Hall (2010)

à contração do coração.

Na Figura 3 é possível observar como diferentes sinais fisiológicos se relacionam com o ciclo cardíaco. Entre esses sinais estão a pressão sanguínea e o eletrocardiograma que serão abordados com mais detalhes nas próximas seções. Como existe relação entre os sinais fisiológicos e o ciclo cardíaco, é possível extrair informações deste ao processar aqueles.

2.1.2 Insuficiência cardíaca

A insuficiência cardíaca é a incapacidade do coração em bombear sangue e garantir a perfusão sanguínea adequada aos tecidos do corpo. Essa doença tem origem em vários problemas fisiológicos, como baixo suprimento de sangue pelas artérias coronárias (que podem causar um infarto do miocárdio), válvulas cardíacas danificadas e outros.

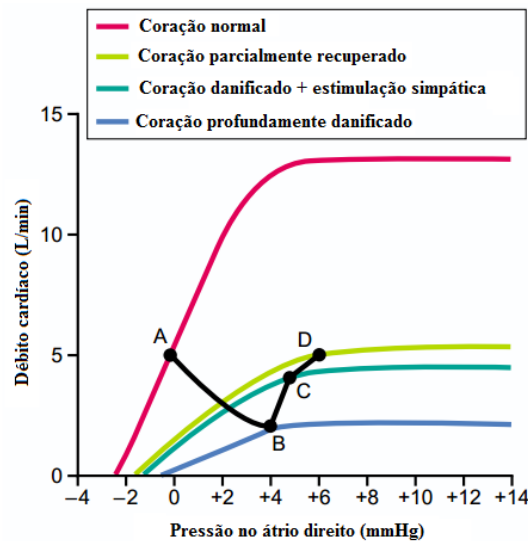


Figura 4 – Curvas de débito cardíaco por pressão no átrio direito para diferentes estágios de um infarto do miocárdio. Adaptado de Guyton e Hall (2010)

Após um infarto do miocárdio, por exemplo, o organismo tenta reagir à insuficiência cardíaca de diversas formas. Inicialmente, o sistema nervoso simpático identifica as baixas pressões sanguíneas e estimula o coração, o que aumenta sua capacidade de bombeamento. Além disso, estímulos simpáticos provocam a contração dos vasos sanguíneos, o que aumenta a pressão na circulação. Na Figura 4, após o coração sofrer o dano e passar do ponto A ao B, a ação do sistema nervoso simpático permite que ele passe a operar no ponto C. Em seguida, o corpo começa a reter líquido em certas regiões, como os rins, o que ajuda a recuperar a pressão circulatória. Com isso, o sistema cardiovascular passa a operar em D, com um débito cardíaco próximo ao do ponto A.

Entretanto, as reações do corpo à insuficiência cardíaca só são suficientes para garantir a perfusão sanguínea em uma condição de repouso, como mostram as curvas da Figura 4. Como o patamar da curva do coração parcialmente recuperado coincide praticamente com o débito cardíaco de um adulto em repouso, os sintomas da insuficiência cardíaca começam a aparecer conforme o coração é mais exigido.

Outras formas que o sistema cardiovascular encontra de garantir a perfusão sanguínea são elevar a frequência cardíaca e desviar o sangue para os tecidos vitais, como é o caso do cérebro e do próprio coração.

Os sintomas da insuficiência cardíaca podem ser falta de ar, cansaço em atividades cotidianas, frequência cardíaca acelerada, edemas, dificuldade de

raciocínio e outros. Esses sintomas surgem da falta de suprimento das células com os nutrientes e o oxigênio necessários ao seu metabolismo, assim como do acúmulo de líquido em certas regiões do corpo devido à incapacidade do bombeamento adequado.

O tratamento da insuficiência cardíaca pode envolver mudanças de hábitos, como alimentação, ingestão de líquidos, controle do colesterol, entre outros, e o uso de medicamentos. Além disso, nas últimas décadas vários estudos, como esse trabalho, tem avaliado o uso da assistência mecânica na garantia da saúde de pacientes que sofrem de insuficiência cardíaca e quais são os efeitos dos implantes sobre a fisiologia humana.

2.2 Análise de Sinais Fisiológicos

2.2.1 Pressão Sanguínea

O sangue circula pelo sistema cardiovascular devido às diferenças de pressão que existem desde a artéria aorta (na saída do ventrículo esquerdo) até a veia pulmonar (na entrada do átrio esquerdo). Assim, a pressão que o sangue exerce sobre as paredes dos vasos sanguíneos é uma indicação da circulação sanguínea e, por isso, ela é considerada um dos quatro sinais vitais.

A Figura 5 ilustra como a pressão sanguínea varia ao longo do sistema cardiovascular. Nesse gráfico é possível observar que a pressão sanguínea é oscilatória nas regiões próximas à saída dos ventrículos e vai se tornando constante à medida que se afasta. Isso ocorre porque o bombeamento de sangue é cíclico e porque a perda de carga ao longo da circulação amortece as oscilações.

Nas regiões onde o sinal de pressão é oscilatório, as curvas de pressão sanguíneas são periódicas e apresentam valores máximo e mínimo correspondentes aos instantes de sístole e diástole, respectivamente. Esses valores máximo e mínimo são, inclusive, os resultados da medição de pressão realizadas em hospitais e farmácias. Uma pressão de 120/80 mmHg (considerada saudável pela *American Heart Association*) significa 120 mmHg de pressão máxima e 80 mmHg de pressão mínima durante o ciclo cardíaco. A pressão sanguínea pode ser medida de forma invasiva e não-invasiva.

Como as curvas de pressão dependem da região do sistema cardiovascular, costuma-se nomear cada curva de acordo com a região em que ocorrem. Assim, por exemplo, a LVP (*left ventricular pressure*) é a pressão no ventrículo esquerdo.

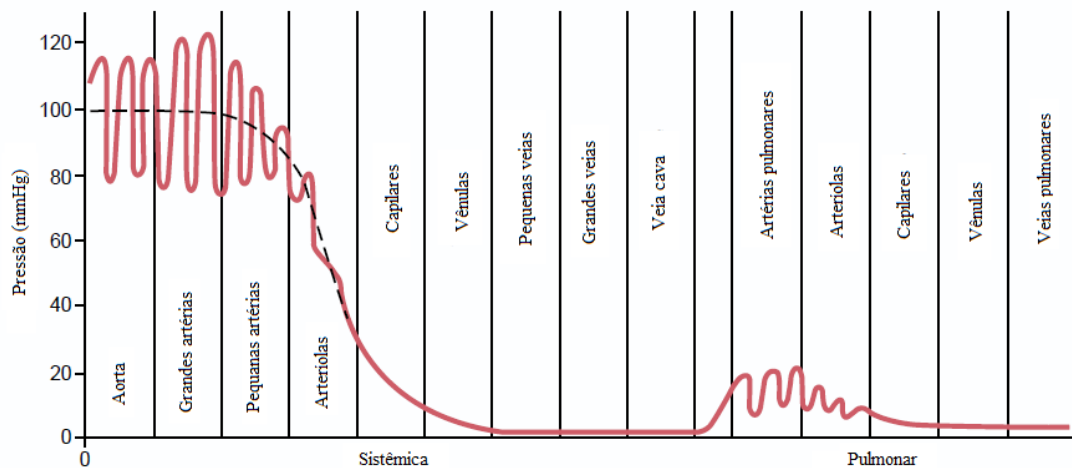


Figura 5 – Pressão sanguínea ao longo do sistema cardiovascular. Adaptado de Guyton e Hall (2010)

Outras pressões de especial interesse nesse trabalho são a AP (*arterial pressure*) e a LAP (*left atrial pressure*). Com essas três curvas será possível comparar os resultados dos modelos com aqueles encontrados na literatura médica.

2.2.2 Eletrocardiograma

A atividade do coração é ditada por sinais elétricos gerados no nó sinoatrial e propagados pelas fibras musculares atriais e ventriculares, conforme ilustra a Figura 6.

Esses sinais elétricos, conhecidos como potenciais de ação se espalham pelos átrios, promovendo sua contração. Em seguida, eles se reúnem no nó atrioventricular, sofrendo um atraso, para depois se propagar em direção aos ventrículos, promovendo também sua contração. A passagem pelo nó atrioventricular é uma etapa importante na garantia do ritmo dos eventos cardíacos.

Parte das correntes resultantes da atividade elétrica do coração se espalha por outros tecidos do corpo, atingindo a superfície da pele. A medição desse sinal elétrico fornece o eletrocardiograma. Na Figura 7 está representado um ciclo de um eletrocardiograma normal.

O eletrocardiograma normal é composto pela onda P, pelo complexo QRS (formado, geralmente, pelas ondas Q, R e S) e pela onda T, que são sinais elétricos associados a eventos do ciclo cardíaco.

A onda P e o complexo QRS são ondas de despolarização que ocorrem

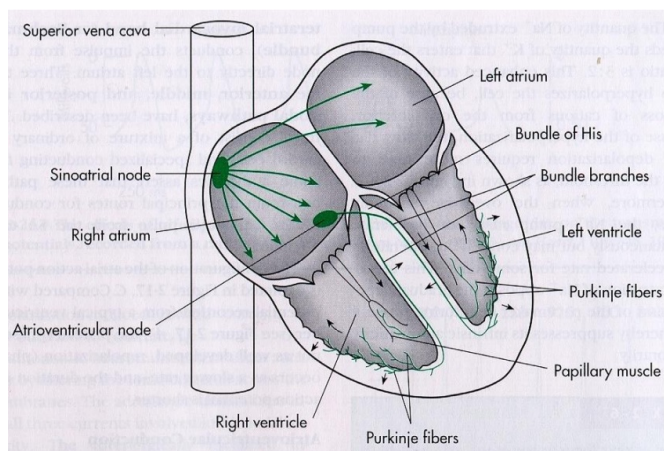


Figura 6 – Coração. Extraído de Berne e Levy (2001)

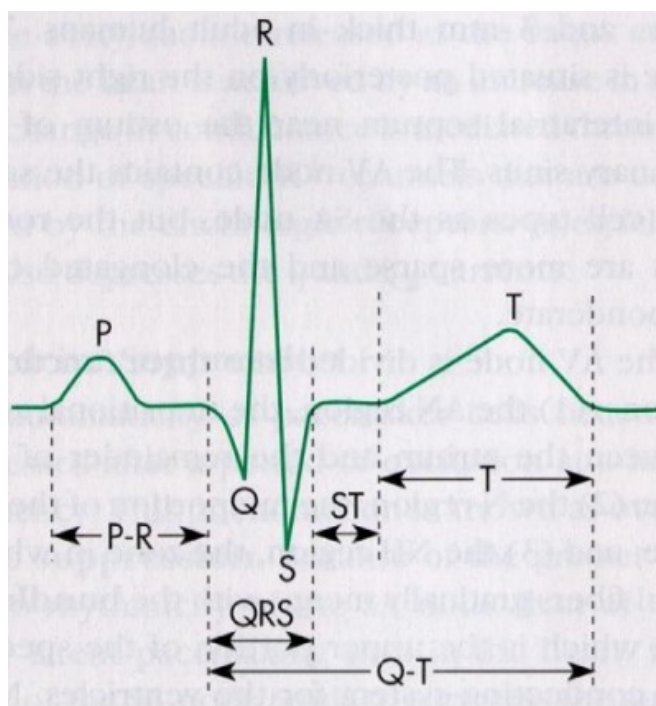


Figura 7 – ECG escalar típico. Extraído de Berne e Levy (2001)

imediatamente antes das contrações atrial e ventricular respectivamente. Já a onda T é de repolarização marcando o restabelecimento da polarização ventricular. Assim, o intervalo entre as ondas P e R vai do início da contração dos átrios até o início da contração dos ventrículos, enquanto o intervalo entre as ondas R e T compreende toda a contração ventricular.

Através da análise clínica do eletrocardiograma é possível extrair informações importantes acerca da condição do paciente. Pode-se, por exemplo, calcular a frequência cardíaca do mesmo e identificar anormalidades fisiológicas, como isquemia nas artérias coronárias.

2.2.3 Detecção de QRS

Existem diversas técnicas para detectar o complexo QRS em um eletrocardiograma e a diferença entre elas está na taxa de acerto e na complexidade de implementação, conforme aponta Min et al. (2013). Existem técnicas baseadas no domínio do tempo, em redes neurais artificiais, em análise tempo-frequência (transformada não linear, transformada Wavelet, entre outras) e na combinação de mais de um desses algoritmos.

Xue, Hu e Tompkins (1992) desenvolveram um método de detecção por meio de filtro adaptativo com base em redes neurais artificiais. Esse método atingiu uma taxa de acerto de 99,5% utilizando um banco de dados de ECG. Já Neophytou, Kyriakides e Pitris (2012) propuseram a análise tempo-frequência com modelo de Autorregressão resolvido pelo método de Burg.

Min et al. (2013) desenvolveram um detector de ECG de baixo consumo de energia para uso em marca-passos implantáveis utilizando transformada Wavelet. Também utilizando transformada Wavelet, Boichat et al. (2009) portaram o algoritmo de Martinez et al. (2004) otimizando etapas para tornar possível sua execução em um sistema com recursos mais limitados.

Komorowski, Malcher e Pietraszek (2013) desenvolveram um sistema eletrônico capaz de adquirir o sinal do eletrocardiograma e detectar o complexo QRS. O foco dos autores foi permitir a aplicação do sistema eletrônico em dispositivos que operam em tempo real e não podem ter atraso de detecção maior do que 50 ms. Como os próprios autores apontam, esse circuito apresenta potencial para ser utilizado em DAV.

Este trabalho utilizará a técnica desenvolvida por Pan e Tompkins (1985), que consiste no processamento digital do eletrocardiograma de modo a obter os

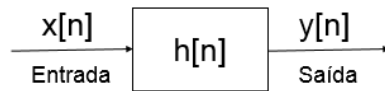


Figura 8 – Relação entrada-saída de sinais digitais.

instantes de ocorrência dos complexos QRS. Uma descrição mais detalhada desse processamento será feita na seção de materiais e métodos deste trabalho.

2.2.4 Processamento Digital de Sinais

Sinais são funções que carregam algum tipo de informação, como a tensão elétrica resultante da atividade muscular de um paciente (eletromiografia) ou como a intensidade luminosa de um ponto no espaço (foto). Esses sinais podem ser contínuos ou discretos e ter uma ou mais dimensões. As informações podem ser extraídas diretamente do sinal ou exigem o processamento do mesmo para realçar as características desejadas e remover as componentes indesejadas.

Os elementos responsáveis pelo processamento dos sinais são os sistemas. Estes também são funções matemáticas e seu papel é transformar um sinal de entrada em um sinal de saída. A função que define um sistema pode ser linear ou não-linear e variante ou invariante no tempo. Essas classificações são importantes pois definem, por exemplo, se a ordem das operações pode ser invertida ou integrada e quais tipos de ferramentas podem ser empregadas.

O processamento de um sinal pode ser representado com diagramas de blocos conforme ilustrado pela Figura 8.

Alguns sinais, como as cotações do dólar e os índices de inflação, apresentam valores definidos somente em alguns pontos da variável independente (que pode ser, por exemplo, o tempo, o espaço ou a frequência). Assim eles são naturalmente discretos e, por isso, podem ser representados por sequências. Além disso, sinais discretos também podem ser obtidos pela amostragem de sinais contínuos.

Alguns conceitos são fundamentais na descrição do processamento de sinais digitais e, por isso, eles são definidos a seguir.

Impulso Unitário

O impulso unitário discreto é uma função muito importante no processamento de sinais digitais. Ele é definido como:

$$\delta[n] = \begin{cases} 1, n = 0 \\ 0, n \neq 0 \end{cases} \quad (2.1)$$

Resposta impulsiva

Aplicando um impulso unitário a um sistema obtém a resposta $h[n]$, conhecida como resposta impulsiva.

Transformada Z

A Transformada Z mapeia uma função discreta no domínio do tempo para uma função contínua no domínio da frequência. Com isso ela possibilita a síntese de sistemas a partir de especificações em frequência e a análise de equações de diferença com condições iniciais não-nulas. Essa transformada é definida como:

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]z^{-n} \quad (2.2)$$

sendo z complexo ($z \in \mathbb{C}$).

Sistemas autorregressivos e sistema de média móvel

Um sistema autorregressivo é aquele em que a saída atual depende apenas da entrada atual e das saídas anteriores. Assim, ele pode ser escrito como:

$$a_0 y[n] = -a_1 y[n] - a_2 y[n-1] - \dots - a_P y[n-P] + b_0 x[n] \quad (2.3)$$

Já no sistema de média móvel a saída atual depende apenas da entrada atual e das entradas anteriores, sendo expresso por:

$$a_0 y[n] = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_M x[n-M] \quad (2.4)$$

Como a quantidade de métodos de processamento é muito grande, serão descritos a seguir apenas aqueles que são empregados nos algoritmos usados nesse trabalho, que são filtragem, diferenciação, elevação ao quadrado e integral por janela móvel.

2.2.4.1 Filtros

Filtros são sistemas capazes de atenuar as componentes de um sinal compreendidas em determinadas faixas de frequências. Sua principal classificação é feita em relação à faixa de frequências atenuada, também conhecida como região de corte. Filtros que atenuam componentes abaixo de certa frequência são passa-altas enquanto que filtros que atenuam acima da frequência de corte são passa-baixas. Existem também sistemas que permitem a passagem de uma faixa de frequências compreendida entre duas frequências de corte (passa-banda), sistemas que atenuam uma única frequência (filtro *notch*) e sistemas que alteram apenas a fase do sinal (ITIKI; NASCIMENTO, 2007).

Existem dois tipos de filtro de tempo discreto, os filtros de resposta impulsiva de duração finita (FIR) e os filtros de resposta impulsiva de duração infinita (IIR) (ITIKI; NASCIMENTO, 2007).

Como o próprio nome indica, os filtros FIR apresentam resposta impulsiva de duração finita, correspondendo a sistemas de média móvel (MA, do inglês, *moving average*). Assim, eles são descritos pela equação:

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n-1] + \dots + b_Mx[n-M] \quad (2.5)$$

onde M é a ordem do filtro e b_i são os coeficientes. Aplicando a Transformada Z a esse sistema, obtém-se a função de transferência:

$$H(z) = b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Mz^{-M} \quad (2.6)$$

Multiplicando e dividindo por z^M :

$$H(z) = \frac{b_0z^M + b_1z^{M-1} + \dots + b_M}{z^M} \quad (2.7)$$

É possível observar que o filtro FIR apresenta polo com multiplicidade M na origem.

Com a equação do filtro FIR é possível escrever, por exemplo, filtros passa-baixas e passa-altas.

Um exemplo de FIR passa-baixas é o de média móvel. Como na média de um conjunto de amostras há pouca influência de variações rápidas do sinal, a média por janela móvel atua como um filtro passa-baixas, podendo ser descrita por:

$$y[n] = \sum_{k=0}^M \frac{x[n-k]}{M+1} \quad (2.8)$$

Nos filtros passa-altas devem passar as componentes de alta-frequência, ou seja, as componentes em que há maior variação do sinal. Como a derivada representa a variação do sinal, ela definida como uma equação de diferenças é um filtro passa-altas tipo FIR. Sendo T_a o intervalo entre duas amostras consecutivas:

$$y[n] = \frac{x[n] - x[n-1]}{T_a} \quad (2.9)$$

Já nos filtros IIR, a resposta impulsiva tem duração infinita e a saída atual não depende apenas das entradas, mas também das saídas anteriores, ou seja, eles podem ser sistemas autorregressivos.

2.2.4.2 Diferenciação

A diferenciação do sinal de entrada é uma operação linear que realça as componentes de alta frequência em relação às de baixa frequência. Essa operação pode ser descrita por qualquer derivada na forma de equações de diferença, como, por exemplo, a derivada central:

$$y[n] = \frac{x[n+1] - x[n-1]}{2T_a} \quad (2.10)$$

em que T_a é o intervalo entre duas amostras consecutivas.

2.2.4.3 Elevação ao Quadrado

Ao elevar um sinal ao quadrado, como quanto maior o valor do sinal em um ponto, acentua-se ainda mais a diferença entre os valores do sinal, além de torná-lo todo positivo. Elevar um sinal ao quadrado é uma operação não linear, ou seja, a ordem em que essa operação é realizada é importante.

2.2.4.4 Integral por Janela Móvel

A integral por janela móvel corresponde a integrar o sinal em um intervalo definido pela janela que vai se movendo ao longo do eixo da variável independente. Com isso trechos de sinal de menor intensidade, mas distribuídos, apresentam valores próximos àqueles dos trechos de sinais mais breves e intensos.

2.3 Assistência Ventricular

2.3.1 Dispositivo de Assistência Ventricular

Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) são bombas hidráulicas cuja função é auxiliar corações sofrendo de insuficiência cardíaca a garantir perfusão sanguínea aos tecidos do paciente. Esses dispositivos começaram a ser desenvolvidos devido ao descompasso entre o crescimento da fila de pacientes aguardando por um transplante de coração e o aumento do número de cirurgias realizadas. O objetivo era utilizá-los tanto como ponte até o transplante quanto como terapia final. Atualmente eles tem sido empregados também em pacientes se recuperando de uma cirurgia ou em pessoas que não podem receber um transplante.

A diferença entre um DAV e um coração artificial é que o primeiro não tem por objetivo substituir o coração doente e assumir toda sua função, mas, sim, auxiliar o seu funcionamento. Assim não é necessário remover o coração do paciente, o que permite que o DAV amplie a atuação da circulação mecânica, operando em cenários que o coração artificial não é adequado.

Considerando o tipo de assistência prestada pelos DAVs, é possível classificá-los em três grupos. O primeiro e mais comum é o grupo de dispositivos que auxiliam o coração esquerdo, os LVADs (do inglês, *left ventricular assist device*), conforme ilustrado na Figura 9. O segundo é dos dispositivos que apoiam o coração direito, os RVADs (do inglês, *right ventricular assist devices*). Por último há ainda equipamentos que auxiliam tanto a circulação pulmonar quanto a circulação sistêmica, os BiVADs. A maioria dos trabalhos relacionados ao desenvolvimento de DAVs é voltada às versões que auxiliam o ventrículo esquerdo, embora os princípios de funcionamento sejam os mesmos, divergindo apenas em questões práticas (como instalação) e dimensionais (como carga fornecida e tamanho).

Outra classificação pode ser feita em relação à localização do dispositivo durante seu funcionamento. Existem tanto modelos de DAVs que operam dentro (implantáveis) quanto fora (transcutâneos) do corpo do paciente. Nos equipamentos transcutâneos, a bomba, o motor, a fonte de energia e a unidade de controle estão localizados fora do corpo do paciente enquanto que dois tubos conectam o coração e artéria do paciente à bomba. Já nos implantáveis, a bomba e o motor estão dentro da caixa torácica do paciente, sendo conectadas à fonte de alimentação e ao controlador por um cabo.

Inicialmente, as bombas empregadas em DAVs eram pulsáteis, pois os pesquisadores desejavam acompanhar o comportamento periódico do coração.

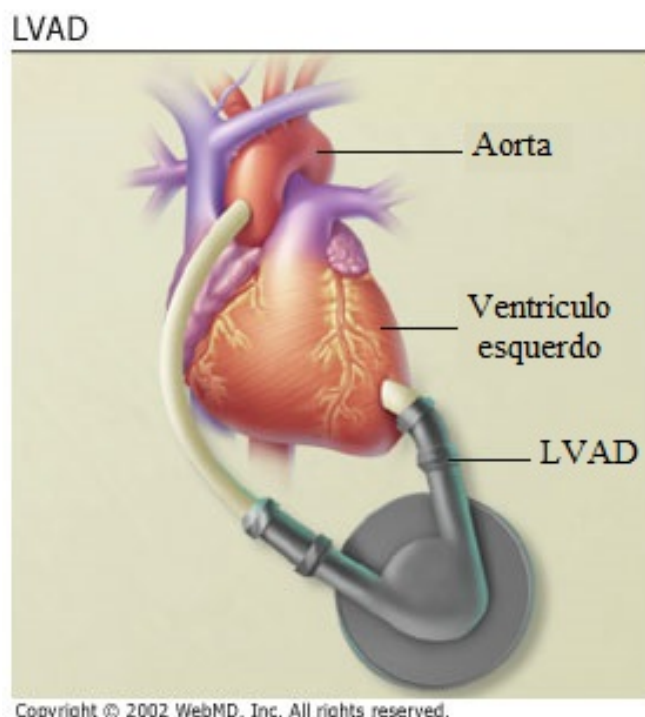


Figura 9 – LVAD. Adaptado de <<http://www.webmd.com/heart-disease/heart-failure/left-ventricular-assist-device>>

Com o avanço das pesquisas, bombas de fluxo contínuo começaram a ser utilizadas e se tornaram o modelo mais empregado, pois são mais compactas, duráveis e confiáveis. E mesmo não acompanhando o ciclo de bombeamento do coração, o fluxo contínuo ainda garante a irrigação dos tecidos do paciente.

Com o avanço dos estudos, percebeu-se também que o uso de DAVs em pacientes sofrendo de insuficiência cardíaca permitia que o coração se recuperasse da doença, sendo capaz de desempenhar novamente sua função sem o suporte do dispositivo. Entretanto, notou-se também que o uso do equipamento podia causar efeitos colaterais, como a calcificação da válvula aórtica. Esse problema era causado devido ao *bypass* sobre a válvula aórtica que impedia que essa operasse normalmente, uma vez que a pressão na artéria aorta se tornava permanentemente maior do que a pressão no ventrículo esquerdo. Com isso, essa válvula poderia sofrer calcificação, reduzindo a capacidade do coração recuperado em bombear sangue.

Assim, tanto métodos de controle e determinação da velocidade de operação como ferramentas de detecção e mitigação de falhas precisam ser desenvolvidas e/ou aprimoradas para difundir a aplicação de DAVs.

2.3.2 Controle de DAV

O controle de Dispositivos de Assistência Ventricular (DAVs) é, conforme apresenta a maioria dos autores, realizado de maneira a manter um patamar de rotação do motor responsável pela atuação da bomba.

Giridharan e Skliar (2002) apresentam uma alternativa de controle de DAV utilizando uma técnica de controle não-linear para manter constante a diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta. São utilizados dois sensores de pressão (antes e depois do DAV) para realizar a realimentação da malha de controle. Realiza-se a simulação do comportamento do sistema controlado sob diversas condições clínicas, para as quais ele se mostra satisfatório, mantendo a diferença de pressão em valores próximos à referência.

Giridharan e Skliar (2006), partindo do princípio de que os sensores utilizados para realização do controle devem ser confiáveis a longo prazo, propõem que a diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta seja estimada através de parâmetros intrínsecos da bomba (corrente, voltagem, rotação, entre outros) ao invés de medida por sensores de pressão. Tal estimativa foi realizada utilizando um Filtro de Kalman Extendido em conjunto com um filtro de Golay-Savitzky. Dessa maneira, o DAV seria utilizado tanto como bomba quanto como sensor diferencial de pressão. As simulações em computador mostraram que a estimativa do referido parâmetro foram satisfatórias, porém o atraso decorrente da inserção dos estimadores dificulta a implantação de sistemas de controle em tempo real que, por exemplo, possam se adaptar a mudanças nas condições cardíacas.

Gaddum et al. (2014) propõem um método de controle adaptativo baseado na relação Starling entre a pulsatilidade do fluxo de sangue e a pressão, de modo a dispensar o uso de sensores de pressão e utilizar apenas sensores de fluxo, os quais são mais simples e confiáveis no longo prazo.

Wu et al. (2004) desenvolveu um controlador adaptativo ótimo para aplicação em DAV e discutiu a adoção de diferentes requisitos de controle, como evitar sucção no átrio esquerdo ou manter a pressão arterial dentro de um patamar. Ele também aponta as diferenças entre usar sensores invasivos que fornecem estimativas mais precisas e provocam maior rejeição dos pacientes e sensores intrínsecos do motor que fornecem estimativas piores, mas não geram efeitos colaterais sobre o paciente.

Antaki, Boston e Simaan (2003) aplica otimização multi-objetivo para realizar o controle de um DAV levando em consideração vários requisitos fisiológicos

prescritos pelos médicos. Entretanto essa abordagem exige um modelo preciso do paciente que só pode ser conseguido com internação. Quando tal informação não é disponível os autores propõem o uso de *supervisory control*, ou seja, escolha do controlador mais adequado com base em algumas medições feitas.

2.4 Simulação

2.4.1 Modelagem do Sistema Cardiovascular

O Sistema Cardiovascular é um circuito hidráulico no qual o coração corresponde a duas bombas responsáveis pela movimentação do sangue e os vasos sanguíneos às tubulações que dão acesso aos tecidos.

Como circuitos hidráulicos possuem analogias com circuitos elétricos, o Sistema Cardiovascular pode ser modelado por componentes elétricos, como resistores, capacitores e diodos. Essa abordagem foi muito utilizada por pesquisadores quando as simulações computacionais não eram um recurso amplamente disponível, pois a construção de circuitos elétricos é mais barata do que a de circuitos hidráulicos, o que permitia validar os modelos com menores custos.

Como qualquer tubulação, os vasos sanguíneos apresentam resistências distribuídas que fazem a energia mecânica do sangue diminuir com o escoamento. Além disso, conforme as artérias se ramificam em arteríolas e estas em capilares, ocorrem singularidades no escoamento que também representam perdas de carga. Assim, as árvores arterial e venosa podem ser modeladas como uma única resistência cujo valor é a soma das perdas distribuídas e localizadas. Na prática esse valor é calculado indiretamente pela relação:

$$R = \frac{\Delta P}{Q} \quad (2.11)$$

onde ΔP é a diferença entre, por exemplo, as pressões da artéria aorta e da veia cava e Q é o fluxo sanguíneo. O valor das resistências periférica e pulmonar pode ser encontrado na literatura para uma grande quantidade de pacientes, uma vez que ele é usado no diagnóstico de doenças, como a trombose. Em modelos ele é tomado como valores médios verificados na população.

Os vasos sanguíneos apresentam elasticidade, se expandindo conforme aumenta a pressão do sangue e se contraindo quando ela diminui. Isso faz com o volume de sangue comportado pelo vaso aumente. Esse comportamento é análogo ao de um acumulador hidráulico ou ao de um capacitor elétrico. Para o capacitor

vale a relação:

$$C = \frac{dQ}{dV} \quad (2.12)$$

onde Q é a carga elétrica e V é a tensão elétrica. Já no caso do análogo hidráulico:

$$C_{hid} = \frac{dVol}{dP} \quad (2.13)$$

onde Vol é o volume e P é a pressão. Note que em ambas as relações temos a derivada de algo acumulado (carga e volume) em relação ao potencial que provoca o movimento (tensão elétrica e pressão).

As válvulas do coração estão abertas quando a diferença entre a pressão a montante e a jusante do fluxo é positiva. Já quando essa diferença é negativa, elas ficam fechadas. Com isso elas apresentam comportamento semelhante a válvulas de retenção em circuitos hidráulicos e a diodos em circuitos elétricos. Assim, em modelos elétricos do Sistema Cardiovascular, cada válvula é representada por um diodo.

Dependendo da aplicação em que o modelo será utilizado, podem ser representadas tanto a circulação completa, englobando as partes sistêmica e pulmonar, quanto apenas uma dessas.

2.4.2 Modelagem do DAV

Conforme é destacado por Xu e Fu (2000), para permitir analisar as características de desempenho de DAVs, bem como sua interação com o coração pulsátil, é necessário que modelos matemáticos sejam desenvolvidos e utilizados antes de qualquer teste *in vivo* ou *in vitro*.

Como já foi destacado, a modelagem do sistema cardiovascular é, em geral, realizada através de uma analogia a um circuito elétrico, devido às semelhanças existentes entre as equações que governam seus fenômenos. Sendo assim, é comum que a modelagem dos DAVs sigam esta linha para que a integração dos modelos da bomba e do sistema cardiovascular seja possível e, com isso, os efeitos dessa combinação possam ser estudados.

Diversos modelos são propostos na literatura para caracterizar o funcionamento dos DAVs, os quais contemplam, em geral, a parte fluidodinâmica, que corresponde à bomba de sangue, e a parte eletromecânica, correspondente ao motor elétrico responsável pela atuação do DAV.

A estrutura mecânica e hidrodinâmica de um DAV permite classificá-lo como uma máquina de fluxo. Sendo assim, a vazão fornecida depende da diferença

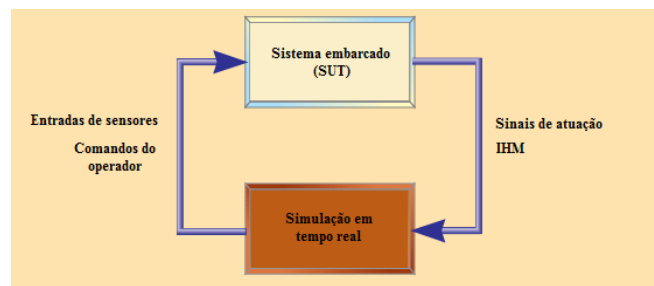


Figura 10 – Diagrama da simulação *Hardware-in-the-Loop*. Adaptado de Ledin (1999)

de pressões entre a entrada e a saída do dispositivo. Dessa maneira, é possível estabelecer curvas de operação relacionando as duas variáveis envolvidas: pressão e vazão.

A analogia do DAV com um circuito elétrico pode ser feita considerando-o como uma fonte de corrente ajustável, cujo sinal de referência é função da tensão medida em seus terminais. Esta função é obtida a partir das curvas de funcionamento da bomba, seja por ajuste das curvas em equações matemáticas ou pela construção de tabelas de consulta (*loop-up tables*).

2.4.3 Simulação *Hardware-in-the-Loop*

Sistemas embarcados projetados para operar em tempo real geralmente são responsáveis pelo controle de outros sistemas complexos, como aeronaves e satélites. Uma vez que estes equipamentos não podem falhar em operação, o que resultaria em enormes perdas humanas e econômicas, os sistemas embarcados que operam dentro deles precisam ser exaustivamente testados.

Entretanto, a execução desses testes não é uma tarefa simples já que as plantas são complexas e difíceis de serem reproduzidas. Assim, alternativas de avaliação tornaram-se necessárias e a simulação *Hardware-in-the-Loop* (HIL) passou a ser amplamente empregada na indústria.

A simulação HIL consiste em construir um modelo computacional da planta e estabelecer sua conexão com o sistema embarcado a ser testado (SUT, do inglês, *system under test*). A simulação desse modelo deve ser executada em tempo real para garantir fidedignidade do ambiente onde o embarcado irá atuar.

Como a simulação *Hardware-in-the-Loop* dispensa a construção de protótipos físicos da planta, ela acelera e reduz o custo dos testes e da validação do SUT. Ela também é flexível, permitindo estabelecer quais partes do sistema serão

testadas e quais serão simuladas.

Além disso, como a validação de um produto continua a ser executada quando atualizações, correções e novas versões de *software*, por exemplo, são lançadas, a simulação HIL apresenta vantagens por exigir um *set-up* mais compacto.

Entretanto a construção de modelos que representem fielmente a planta em todas as faixas de operação a que o sistema embarcado estará sujeito não é uma tarefa simples. Esses modelos também deverão ser simulados em tempo real, o que exige que sua complexidade possibilite a solução das equações que o modelam em tempo real. Além disso, deve-se tomar cuidado com a escolha dos algoritmos computacionais que resolverão os sistemas de equações diferenciais do modelo. Devido ao requisito de execução em tempo real, as fórmulas de integração não podem depender de amostras futuras e devem ser rápidas, ou seja, métodos que mantêm a acurácia da solução através da variação do passo de integração devem ser evitados.

Também é necessário escolher cuidadosamente como será a interface entre a simulação HIL e o SUT. No exemplo apresentado por Ledin (1999), ilustrado na Figura 11, deseja-se testar o controlador. Assim, é possível desenvolver um programa que envie informações equivalentes às *features*¹ produzidas pelo processador de imagens. Entretanto, será que o comportamento dinâmico da câmera e do processador de imagens é inteiramente conhecido, podendo ser reproduzido? Será que em determinadas situações esses elementos não produzirão um conjunto de *features* não esperadas com as quais o controlador precisará lidar? Se esse for o caso, poderia ser mais interessante testar o sistema como um todo, ou seja, controlador com processador de imagens e câmera, projetando uma imagem simulada da linha de produção. Como, em geral, abordagens que envolvem o teste de todo o sistema são mais custosas, é necessário avaliar se realmente elas são necessárias. Simulações de apenas um subsistema, como inicialmente proposto para esse exemplo, podem ser suficientes, sendo mais simples e baratas.

¹ *Features* são detalhes de uma determinada imagem que podem ser utilizados para caracterizar objetos.

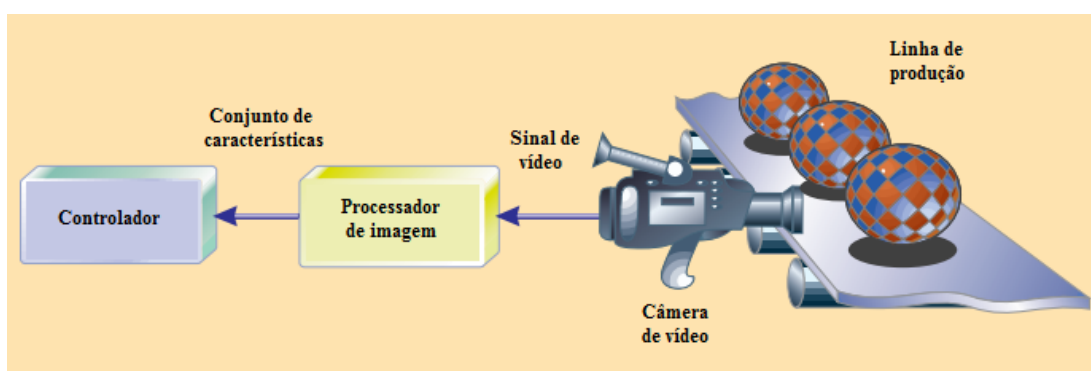


Figura 11 – Exemplo de planta que pode ser modelada em uma simulação HIL.
Adaptado de Ledin (1999)

3 Materiais e métodos

Nesse trabalho, a proposta é que o sistema de controle do DAV apresente a topologia ilustrada na Figura 12. Nesta configuração, o Microcontrolador está responsável por adquirir o ECG do paciente, processá-lo e, com isso, obter o *setpoint* de velocidade para o controlador. Por sua vez, o controlador é responsável por fornecer o sinal de atuação (PWM) ao motor responsável pelo acionamento do DAV. A partir do funcionamento do DAV, gera-se um fluxo de sangue que, ao ser imposto ao sistema cardiovascular do paciente, gera uma resposta fisiológica que será refletida no ECG.

No presente projeto, o controlador, o DAV e o paciente foram simulados computacionalmente, pois se deseja, a princípio, avaliar apenas o desempenho do DAV e o comportamento fisiológico do Sistema Cardiovascular frente à forma da curva de referência de velocidade proposta.

Nesta abordagem, o Microcontrolador conterá um trecho de uma gravação de ECG retirada do banco de dados *Physionet*, o qual será processado e produzirá o *setpoint* de velocidade para o DAV. O modelo computacional será responsável, então, por reproduzir o comportamento esperado para o DAV integrado ao Sistema Cardiovascular. Nota-se que não há realimentação de sinais do modelo para o microcontrolador, como havia, originalmente, do paciente para o microcontrolador (ECG). Esta característica é simulada a partir do fato de que o modelo utiliza

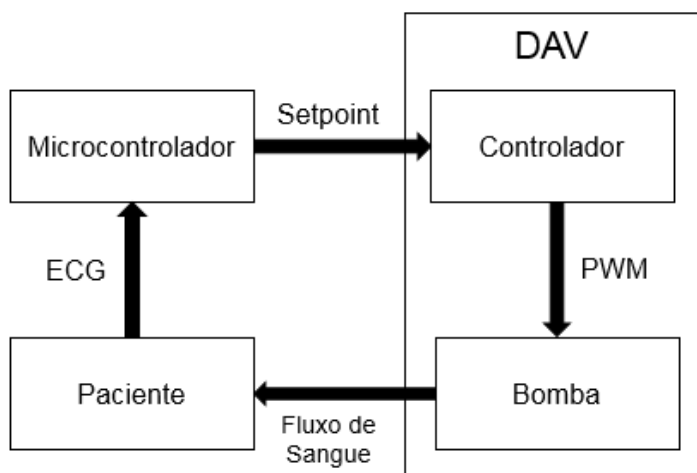


Figura 12 – Topologia do sistema de controle do DAV

o próprio *setpoint* como uma forma de sincronismo para manter a equivalência entre o seu comportamento e aquele esperado conforme o ECG utilizado.

Serão descritos, nas seções deste capítulo, os elementos necessários ao funcionamento dos sistemas acima apresentados.

3.1 Requisitos de Projeto

3.1.1 Requisitos funcionais

A detecção do QRS deve identificar pelo menos 95% dos complexos ocorridos e gerar o *setpoint* para o controle. Este *setpoint* corresponde a uma função “dente-de-serra” que tem seu mínimo no instante da ocorrência do QRS (que acontece antes da contração ventricular) e cresce linearmente até o instante estimado para a ocorrência do próximo complexo. Os níveis máximo e mínimo de velocidade para o funcionamento da bomba devem ser definidos para cada condição de teste na aplicação principal do microcontrolador, que é facilmente editável pela interface de programação do mesmo. Definindo essas velocidades máxima e mínima por meio de tentativas, pretende-se encontrar um par de velocidades que permita atingir o objetivo principal deste trabalho: sugerir uma forma de controle mais fidedigna ao Dispositivo de Assistência Ventricular. Dessa maneira, a velocidade mínima não deverá permitir o fluxo de sangue no sentido inverso do DAV. Já a velocidade máxima deverá permitir a abertura da valva aórtica e não gerar sucção no ventrículo.

3.1.2 Requisitos não-funcionais

Deverão ser analisados, por meio da técnica *Hardware-in-the-Loop*, os comportamentos do Dispositivo de Assistência Ventricular e do sistema cardiovascular com a aplicação do controle proposto, verificando se há ocorrência de abertura da válvula aórtica e quais condições a permitem.

3.2 Banco de dados de sinais fisiológicos – *Physionet*

Os bancos de dados do *Physionet* oferecem uma coleção de sinais fisiológicos e aplicações para facilitar seu uso e processamento. Muitos autores utilizam esses bancos de dados, o que os torna referência na validação de novas técnicas de processamento de sinais fisiológicos.

O *Physionet* contém vários bancos de dados de eletrocardiogramas, entre eles o *MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database* e o *MIT-BIH Arrhythmia Database*, ambos utilizados no estudo dos algoritmos aplicados nesse trabalho.

O primeiro banco de dados citado anteriormente apresenta 18 medições de longa duração realizadas no *Arrhythmia Laboratory at Boston's Beth Israel Hospital*. Nessas aquisições não foram identificadas condições de arritmia, ou seja, o banco de dados apresenta somente ECGs normais.

Já o *MIT-BIH Arrhythmia Database* apresenta 48 medições de meia-hora coletadas de 47 pacientes do *BIH Arrhythmia Laboratory* entre 1975 e 1979. Essas medições foram realizadas com duas derivações, mas apenas uma delas foi usada nesse trabalho. Esse banco dados apresenta tanto ECGs sadios quanto ECGs com arritmias.

As amostras contidas nos referidos bancos de dados serão de suma importância para testar as etapas do processamento que servirão ao ajuste da curva de referência de velocidade no microcontrolador. Além de permitir uma verificação embasada em bancos de dados consagrados na análise de sinais fisiológicos, a utilização do *Physionet* dispensa a necessidade de projetar circuitos de aquisição de sinais fisiológicos, que são de difícil tratamento do ponto de vista eletrônico devido à sua baixa amplitude e alta sensibilidade ao meio.

Uma descrição mais completa e aprofundada sobre os bancos de dados, bem como seus benefícios, desafios e potenciais para a comunidade científica, podem ser encontradas em Goldberger et al. (2000).

3.3 Detecção do complexo QRS - Algoritmo de Pan e Tompkins

Entre as diversas alternativas para detecção do complexo QRS do eletrocardiograma, uma das mais consagradas é o algoritmo de Pan e Tompkins (1985), principalmente devido à sua característica de detecção em tempo real. Conforme destacam os autores, a detecção do QRS é difícil em parte devido à variabilidade fisiológica dos complexos QRS, mas também devido aos vários tipos de ruído que podem estar presentes no sinal de ECG.

O *software* para detecção do QRS desenvolvido pelos autores, como a maioria dos algoritmos existentes, utiliza para o processamento: filtragem linear digital, transformação não linear e algoritmos de tomada de decisão. As etapas

lineares do algoritmo se resumem a um filtro passa-banda, uma diferenciação do sinal e uma integração de janela móvel, enquanto a transformação não linear se caracteriza pelo quadrado da amplitude do sinal. O algoritmo de tomada de decisão é formado, basicamente, por níveis (*thresholds*) adaptativos.

A Figura 13 apresenta as etapas do algoritmo proposto por Pan e Tompkins (1985), as quais serão detalhadas a seguir. Seguindo a ordem em que são apresentados na figura, os sinais representam: ECG original, sinal resultante da aplicação do filtro passa-banda, diferenciação, amplitude elevada ao quadrado, integração com janela móvel, sinal original deslocado do tempo total de atraso do algoritmo e pulsos indicativos da detecção do complexo QRS após a aplicação do algoritmo de tomada de decisão.

3.3.1 Filtro passa-banda

Conforme já destacado, um dos problemas inerentes ao processamento do sinal de ECG para detecção do complexo QRS corresponde à presença de ruídos. Estes ruídos são provenientes de diversas fontes, desde o sistema de aquisição até artefatos relativos ao movimento do paciente. O espectro do sinal de ECG pode ser visto na Figura 14.

Da análise do espectro de frequências do sinal de ECG, é possível verificar que a parte correspondente ao complexo QRS encontra-se entre as frequências 10 e 15 Hz. Um filtro passa-banda é, portanto, necessário para remover as parcelas indesejáveis do sinal. No trabalho de Pan e Tompkins (1985), este filtro é feito cascadeando um filtro passa-baixa com um filtro passa-alta, produzindo um filtro passa-banda para a faixa de aproximadamente 5-11 Hz. Esse cascadeamento permite que as operações (multiplicações e divisões) sejam feitas na base 2, o que otimiza os cálculos pelo microcontrolador¹. As expressões 3.1 e 3.2 apresentam, respectivamente, as equações de diferenças dos filtros passa-baixa e passa-alta, conforme propostas por Pan e Tompkins (1985).

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \quad (3.1)$$

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - [y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)] \quad (3.2)$$

¹ Considerando a época em que foi desenvolvido o algoritmo, esta medida era de extrema importância para garantir a aplicação do algoritmo em tempo real. Nos microcontroladores modernos, esta otimização já tem baixo impacto sobre a execução da aplicação embarcada.

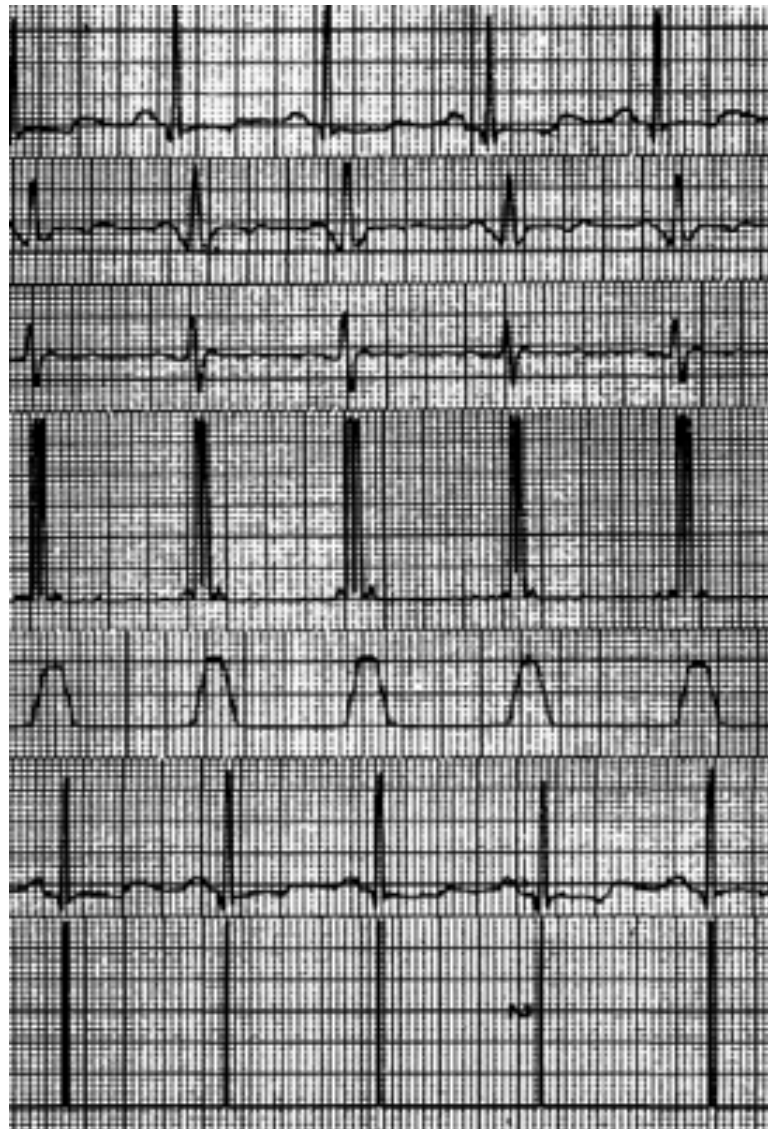


Figura 13 – Etapas do algoritmo de detecção de complexo QRS - Fonte: Pan e Tompkins (1985)

onde T é o período de amostragem dos filtros, x o sinal de entrada e y a saída. As frequências de corte dos filtros passa-baixa e passa-alta são, aproximadamente, 11 e 5 Hz, com ganhos 36 e 32 e atrasos de processamento de 6 e 16 amostras, respectivamente.

3.3.2 Diferenciador

A próxima etapa do algoritmo corresponde à diferenciação do sinal filtrado, de modo a obter a informação de inclinação, destacando as regiões onde há alta variação da amplitude do sinal, característica do complexo QRS. Pan e Tompkins (1985) realizam a diferenciação utilizando diferenças finitas de cinco pontos. Esta

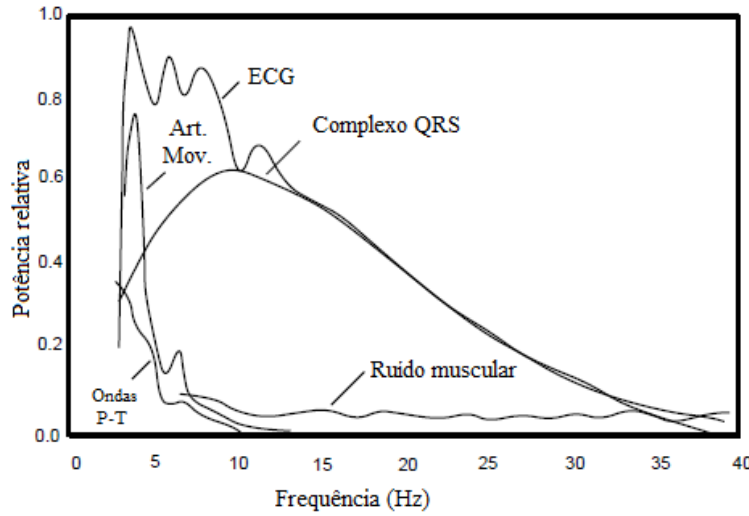


Figura 14 – Espectro de frequências do ECG - Adaptado de Tompkins (2010)

operação é descrita matematicamente pela expressão 3.3, apresentada por Pan e Tompkins (1985). Observa-se que esta equação é não-causal e, por isso, precisa ser modificada para aplicação em tempo real. Outra equação para a obtenção da derivada usando apenas valores passados pode ser usada, sem prejuízo.

$$y(nT) = \frac{[-x(nT - 2T) - 2x(nT - T) + 2x(nT + T) + x(nT + 2T)]}{8T} \quad (3.3)$$

onde T é o período de amostragem, x o sinal de entrada e y a saída. O atraso desta operação é de duas amostras. É importante notar que a expressão das diferenças finitas para a diferenciação proposta tem denominador 8. Isso ocorre, mais uma vez, para otimizar o algoritmo de maneira a realizar apenas operações na base 2.

3.3.3 Quadrado do sinal

Ao elevar o sinal derivado ao quadrado, é possível alcançar dois objetivos: tornar todos os dados positivos e destacar ainda mais as regiões de alta variação do sinal (altas frequências) correspondentes, em grande parte, ao complexo QRS. A expressão 3.4 apresenta a descrição matemática desta operação.

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \quad (3.4)$$

onde T é o período de amostragem, x o sinal de entrada e y a saída. Observa-se que esta operação não introduz atraso no processamento.

3.3.4 Integração com janela móvel

Conforme destaca o trabalho de Pan e Tompkins (1985), a proposta da integração com janela móvel é obter a característica da forma de onda juntamente com a inclinação da onda R. Esta etapa do processamento é realizada pela aplicação da equação 3.5.

$$y(nT) = \frac{x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \dots + x(nT - T) + x(nT)}{N} \quad (3.5)$$

onde T é o período de amostragem e N é o número de amostras contidas na largura da janela de integração.

3.3.5 Algoritmo de tomada de decisão

A determinação dos instantes de ocorrência dos complexos QRS é realizada com o auxílio de um conjunto de limites (*thresholds*) que são atualizados durante o processamento. São processados, em conjunto, os sinais resultantes tanto da filtragem do ECG pelo filtro passa-banda quanto da integração utilizando janela móvel e, para que um instante “candidato” seja efetivamente considerado um instante de ocorrência de complexo QRS, ele deve ser considerado como tal tanto na análise do sinal filtrado quando do sinal integrado.

Para analisar o sinal proveniente da integração, são calculadas estimativas dos valores de pico do sinal, descritas nas equações 3.6 e 3.7. O índice I de todas as variáveis indica a aplicação sobre o sinal integrado.

$$SPK_I = 0.125PEAK_I + 0.875SPK_I \quad (3.6)$$

$$NPK_I = 0.125PEAK_I + 0.875NPK_I \quad (3.7)$$

onde SPK_I e NPK_I são as estimativas atuais para os picos correspondentes a complexos QRS, e $PEAK_I$ é o pico global do sinal. A avaliação de novos picos é realizada aplicando valores de corte calculados por 3.8 e 3.9.

$$THRESHOLDI1 = NPK_I + 0.25(SPK_I - NPK_I) \quad (3.8)$$

$$THRESHOLDI2 = 0.5THRESHOLDI1 \quad (3.9)$$

onde *THRESHOLDI1* é o primeiro threshold aplicado e *THRESHOLDI2* é o segundo threshold aplicado, caso o algoritmo passe a não detectar complexos durante um determinado intervalo².

Quando um novo pico é detectado, ele deve ser classificado como proveniente de sinal propriamente dito ou de ruído. Para ser considerado sinal, ele deve estar acima de *THRESHOLDI1* na primeira busca e, caso seja aplicado *search-back*, deve ser superior a *THRESHOLDI2*. Caso um QRS seja detectado pelo segundo *threshold*, deve-se atualizar o valor de *SPK_I* segundo a equação 3.10.

$$SPK_I = 0.25PEAK_I + 0.75SPK_I \quad (3.10)$$

Analogamente, é feita a avaliação do sinal filtrado através da aplicação das mesmas equações, porém considerando este sinal ao invés daquele proveniente da integração.

3.4 Open Source ECG Analysis Software

O algoritmo de Pan e Tompkins (1985) para detecção dos complexos QRS do ECG já se encontra codificado para diferentes plataformas e aplicações. Este trabalho utilizou o *software* desenvolvido por Hamilton (2002) que consiste em uma aplicação de código aberto para análise de sinais de eletrocardiogramas.

No referido *software*, é realizada a implementação do algoritmo proposto por Pan e Tompkins (1985), porém com modificações para torná-lo mais eficiente e ser facilmente introduzido em um microcontrolador PIC. Além da detecção de complexos QRS, parte do código é responsável pela classificação dos batimentos cardíacos.

Segundo o trabalho de Hamilton (2002), a detecção segue o fluxo ilustrado pela Figura 15.

A taxa de acerto do detector inserido neste *software* é, segundo o autor, acima de 99% quando testado nos bancos de dados de ECG do MIT (MIT-BIH e AHA).

Pelo fato de este *software* ser de código aberto e mostrar-se eficiente e eficaz na detecção dos complexos QRS, ele foi escolhido para ser utilizado no desenvolvimento deste trabalho. Para isso, foi necessário adaptá-lo de forma a introduzi-lo na plataforma de desenvolvimento Arduino Uno. As modificações

² Essa técnica é chamada *search-back*.

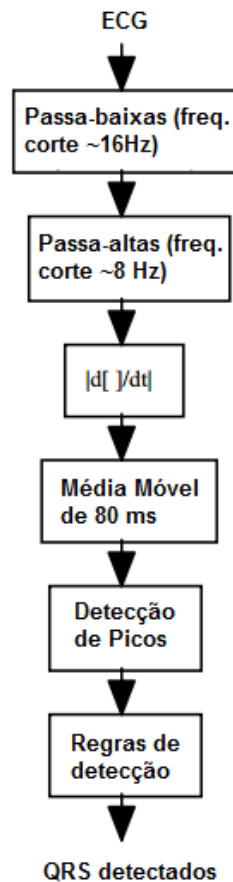


Figura 15 – Fluxo do algoritmo de detecção de QRS – Adaptado de Hamilton (2002)

introduzidas serão descritas posteriormente, juntamente com a apresentação desta plataforma.

3.5 Ajuste do *setpoint*

Após a obtenção dos instantes de ocorrência de complexos QRS, é necessário ajustar a curva de referência de velocidade desejada. Conforme já foi descrito, esta curva é uma função rampa (ou dente-de-serra) cuja frequência é igual à frequência do sinal de eletrocardiograma do paciente e cujos valores inferior e superior devem satisfazer determinadas condições fisiológicas. O instante de descida do sinal corresponde àquele em que ocorre o complexo QRS. A Figura 16 ilustra a relação entre o sinal de ECG e o *setpoint* a ser gerado.

O primeiro passo para o ajuste do *setpoint* de velocidade é obter o período da onda, o qual corresponde ao intervalo RR do ECG. O *software* de Hamilton (2002) fornece este valor a partir das análises realizadas durante a detecção do

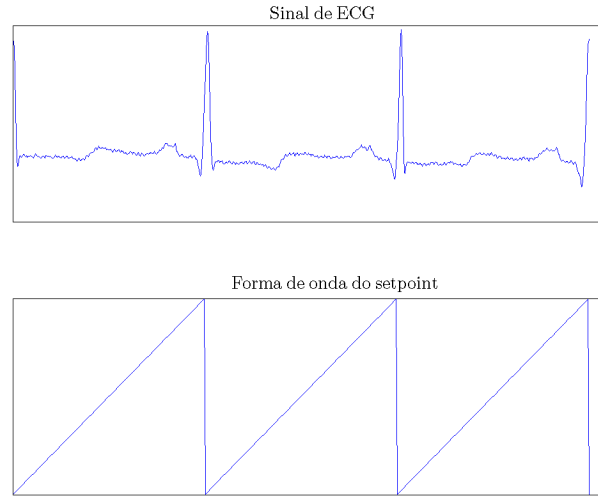


Figura 16 – Relação entre o sinal de ECG e o *setpoint*

complexo QRS. Além desta informação, é necessário precisar o instante em que ocorre um determinado complexo QRS para estimar a derivada da forma de onda do *setpoint*, de modo que ela oscile entre os dois patamares de velocidade preestabelecidos.

Uma característica importante dos algoritmos de detecção de complexos QRS, em especial aqueles desenvolvidos utilizando técnicas de processamento digital de sinais, é que eles introduzem um atraso decorrente das etapas de processamento. Dessa maneira, quando um complexo QRS é detectado, não se pode afirmar que ele ocorreu naquele instante. O *software* desenvolvido por Hamilton (2002) resolve este problema fornecendo, a cada detecção, o tempo total de atraso desde que, de fato, o evento ocorreu. Esse tempo nada mais é do que a soma de todos os atrasos introduzidos pelas etapas de processamento.

De posse do atraso de detecção e do período da onda a ser produzida, a forma de onda pode ser estimada utilizando uma aritmética simples. Sejam t_{detect} , Δt_{delay} , t_{QRS} e $RR_{interval}$ o instante em que há detecção do complexo QRS, o atraso do algoritmo, o instante em que efetivamente ele ocorreu e o intervalo RR do ECG, respectivamente. Pode-se escrever, então:

$$t_{QRS} = t_{detect} - \Delta t_{delay} \quad (3.11)$$

Introduzindo a noção de periodicidade, tem-se:

$$t_{QRS,i+1} = t_{QRS,i} + RR_{interval} \quad (3.12)$$

onde i e $i + 1$ corresponde a instantes consecutivos de ocorrência de complexos QRS. A equação 3.11, porém, apresenta uma estimativa para a ocorrência do próximo complexo QRS. A derivada da curva de *setpoint* pode ser determinada por:

$$\frac{d}{dt}r(t) = \frac{v_{max} - v_{min}}{RR_{interval}} \quad (3.13)$$

onde $r(t)$ é o sinal de referência (*setpoint*).

Pode-se, então, parametrizar a curva de *setpoint* entre dois instantes consecutivos de ocorrência do complexo QRS como:

$$r(t) = v_{min} + \frac{t - t_{QRS,i}}{RR_{interval}}(v_{max} - v_{min}) \quad (3.14)$$

Observa-se que esta parametrização é sensível à ocorrência de arritmias. Nestas condições, as estimativas serão prejudicadas e o comportamento não será perfeitamente concordante com aquele ilustrado na Figura 16; é esperado, porém, que o comportamento volte ao normal tão logo esta condição cesse.

3.6 Arduino

O controlador e o algoritmo de detecção de QRS serão processados por um Arduino Uno R3. Essa plataforma de desenvolvimento é formada por um microcontrolador Atmega328 que opera em 16 MHz, 32 KB de Flash e 2 KB de SRAM. Além disso, ele apresenta 14 pinos entrada-saída digitais, dos quais 6 são PWM, e 6 entradas analógicas. Com isso, ele é suficiente para os fins desse projeto. A Figura 17 ilustra a referida plataforma.

O Arduino Uno R3 será interfaceado com o modelo computacional através da plataforma que permite a simulação HIL, conforme discutido anteriormente. Com o intuito de acelerar o desenvolvimento desse projeto, optou-se por utilizar as bibliotecas *open source* de Hamilton (2002), que têm o algoritmo de Pan e Tompkins (1985) programado.

Uma vez que o Arduino é compatível com bibliotecas externas, decidiu-se por compatibilizar as bibliotecas *open source* de modo a inclui-las de maneira

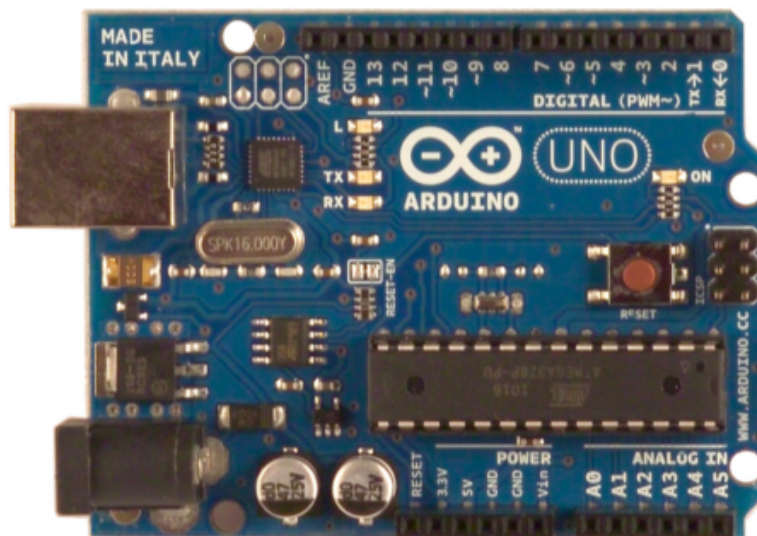


Figura 17 – Arduino Uno R3 - Extraído do website do Arduino <<http://arduino.cc>>

mais fácil no microcontrolador. Assim, o código originalmente em C foi portado para C++, criando uma classe que implementa o detector de QRS e realiza a interface com o restante da aplicação. Um objeto dessa classe é, então, instanciado na aplicação principal do Arduino, a qual consiste de um sistema de multitarefas implementado para os fins deste projeto.

A aplicação principal responsável pelo funcionamento do controlador foi baseada em duas tarefas principais: aquisição do sinal de eletrocardiograma e geração da referência de velocidade (*setpoint*), descritas a seguir. O código escrito para o microcontrolador encontra-se reproduzido nos Anexos deste trabalho.

A aquisição do eletrocardiograma, por se tratar de uma etapa de difícil tratamento devido à baixa amplitude dos sinais, foi substituída por um trecho de ECG retirado do banco de dados *Physionet*. Foi criada, então, uma classe que, quando instanciada, fornece um método para obtenção de uma amostra de ECG digitalizada entre 0 e 255 (semelhante ao que seria feito caso fosse utilizado um conversor analógico-digital de 8 bits). Uma vez “adquirida” a amostra de ECG, é alimentado o algoritmo de detecção de complexos QRS. Quando um novo complexo é detectado, o retorno da função é tratado e as variáveis responsáveis pela geração do *setpoint* são atualizadas.

A geração do sinal de referência é realizada seguindo o procedimento descrito na seção anterior. Para isso, são utilizadas variáveis que mantêm informação dos instantes de ocorrência complexos QRS e permitem parametrizar a curva entre dois instantes consecutivos de ocorrência desses eventos. Essa referência

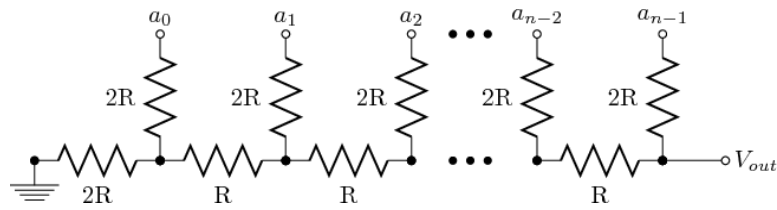


Figura 18 – Conversor digital analógico R2R - Extraído de <<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/41/R2r-ladder.png>>

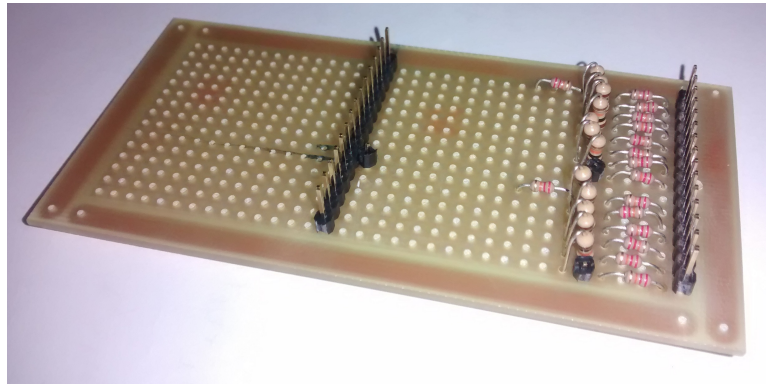


Figura 19 – *Shield* contendo os conversores digital-analógico construídos

calculada deve, então, ser fornecida à placa de aquisição de dados responsável pela aplicação da simulação HIL. Como o Arduino não possui saídas analógicas puras e a placa de aquisição aceita somente entradas analógicas para esses sinais (ou seja, não aceita entradas PWM), foi necessário construir dois conversores digitais-analógicos: um para o fornecimento do *setpoint* e outro para o fornecimento do sinal de sincronização dos modelos computacionais implementados no HIL.

Para construir os conversores DA, foi utilizado o circuito R2R, apresentado na Figura 18. Os valores a_i são os bits de entrada e V_{out} é o sinal analógico de saída. Dado que o Arduino possui 14 pinos de entrada-saída digitais, foram construídos dois conversores sendo um de 8 bits e outro de 6 bits. O primeiro foi utilizado para fornecimento do sinal de *setpoint* e o segundo para geração do sinal de sincronização dos modelos computacionais. Apesar deste circuito ser muito sensível às tolerâncias dos valores dos resistores, o sinal gerado foi medido com o auxílio de um osciloscópio e considerado satisfatório para as aplicações deste trabalho.

O *shield* construído para abrigar esse circuito é apresentado na Figura 19.

3.7 Simulink®

O Simulink® é uma plataforma de criação de modelos e simulação presente no *software* Matlab®. Além da capacidade de simulação dos modelos criados, ele possui as funcionalidades de geração de códigos, testes em condições contínuas e discretas e apresentação de resultados, seja na forma de gráficos, tabelas, ou até mesmo exportação para o Workspace do Matlab® para posterior análise.

Neste trabalho, o Simulink® será utilizado para gerar os modelos de circuitos elétricos análogos ao sistema cardiovascular e o Dispositivo de Assistência Ventricular, com auxílio do pacote SimScape, útil para modelagem e simulações de sistemas físicos multidomínio. Além da simulação computacional, este pacote conta com a exportação de código na linguagem C, o que se torna interessante, pois permite a utilização da técnica *Hardware-in-the-loop*.

Para realizar a interface do modelo computacional implementado no Simulink® com a placa de aquisição de dados que fará a aplicação do HIL, a simulação deve ocorrer em tempo real. Para isso, é usada a aplicação *Real-time Windows Target*, que gera os programas a serem executados em tempo real usando HIL. A importação dos sinais adquiridos pela placa de aquisição para o ambiente de simulação é realizada por blocos específicos do Simulink®.

3.8 Simulação *Hardware-in-the-loop*

Neste trabalho, o modelo do sistema cardiovascular integrado ao DAV foi implementado com o auxílio do Simulink®, que possui interface com a placa de aquisição de dados existente no Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistema Mecânicos da EPUSP. O modelo da placa existente no Departamento é Advantech PCI-1711, com 16 entradas analógicas com resolução de 12 bits, 2 saídas analógicas com resolução de 12 bits, 16 entradas digitais e 16 saídas digitais. A taxa de amostragem máxima da placa é de 100 kS/s.

A interface deste dispositivo com o meio externo será por meio de duas entradas analógicas, sendo uma de referência de velocidade para rotação da bomba e outra para sincronização do modelo com o ECG processado pelo Arduino. Desta forma, esta placa atende bem às necessidades e permitirá fazer os testes necessários para verificar o desempenho do controlador proposto.

Na Figura 20 é apresentada a placa de aquisição de dados utilizada para aplicação da técnica HIL.

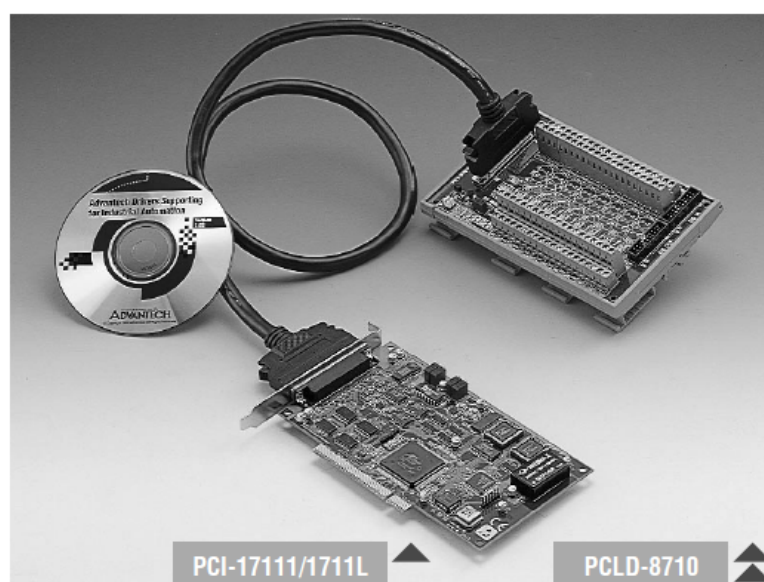


Figura 20 – Placa de aquisição de dados PCI-1711

4 Resultados

4.1 Detecção do complexo QRS

Como já foi destacado, para permitir que o *software* de processamento de eletrocardiograma para detecção do complexo QRS fosse implementado na plataforma Arduino, foi necessário realizar adaptações no *software* original de Hamilton (2002), portando-o para a linguagem C++. Após essa portabilidade, a aplicação foi executada em ambiente Windows para verificar seu correto funcionamento com as alterações no código e garantir a detecção do complexo QRS dos sinais de ECG retirados do banco de dados *Physionet*.

4.1.1 Análise de sinais comuns e comportados

Para verificar a funcionalidade principal do algoritmo (detecção do complexo QRS), foram inicialmente submetidos sinais comportados (sem quantidade significativa de ruído, erros de amostragem e defeitos fisiológicos).

Nas Figuras 21 e 22 são apresentados alguns sinais de ECG com seus complexos QRS detectados (marcação de um ‘*’ na amplitude 0,5 do instante de ocorrência). Observa-se que para sinais de ECG comportados, a detecção ocorreu sem erros. Na Figura 22, mesmo com amplitudes mais altas para as ondas T, pode-se observar que não houve influência na detecção.

4.1.2 Análise de sinais ruidosos

Para verificar a robustez do algoritmo, foram submetidos à análise alguns sinais ruidosos ou com problemas de amostragem. Os resultados do processo de detecção estão apresentados nas Figuras 23 e 24.

A Figura 23 apresenta um ECG com ruído de respiração considerável (responsável pela flutuação na média do sinal). Mesmo assim, o algoritmo conseguiu identificar corretamente os complexos QRS. Entre os instantes 73 s e 74 s, observa-se que as amplitudes do complexo QRS e da onda T estiveram muito próximas, mas, mesmo assim, houve diferenciação pelo algoritmo.

Já a Figura 24 apresenta um ECG com problemas de amostragem até o instante 35 s, gerando erros de identificação até então. Mesmo assim, após a

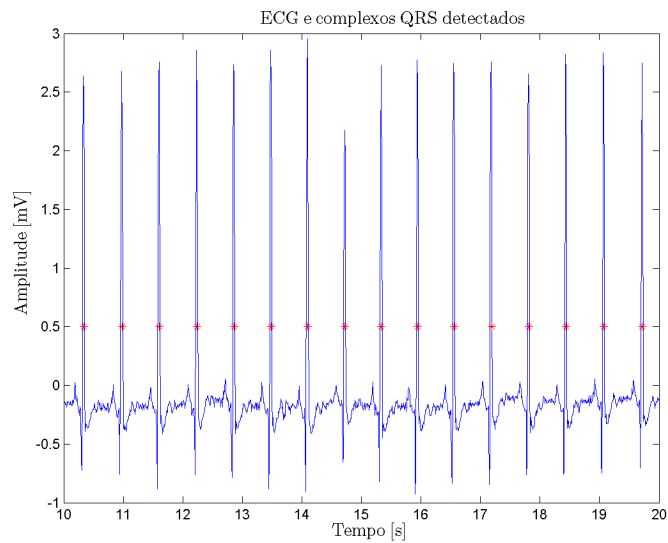


Figura 21 – Resultado da detecção do complexo QRS (*Normal Sinus Rhythm Database* – 16265)

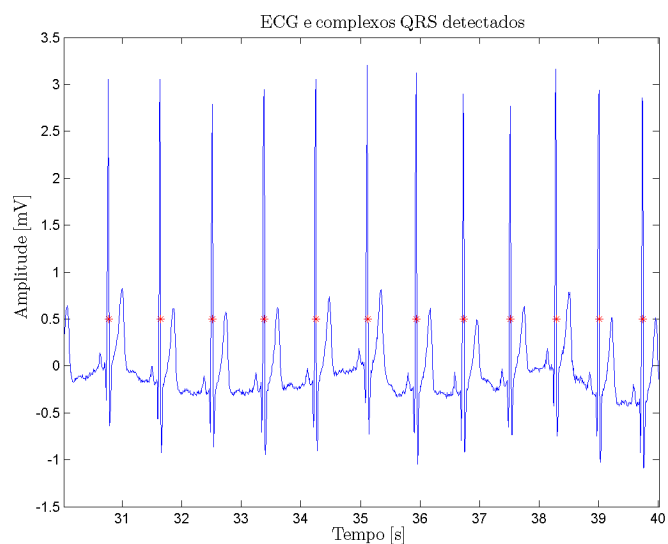


Figura 22 – Resultado da detecção do complexo QRS (*Normal Sinus Rhythm Database* – 16773)

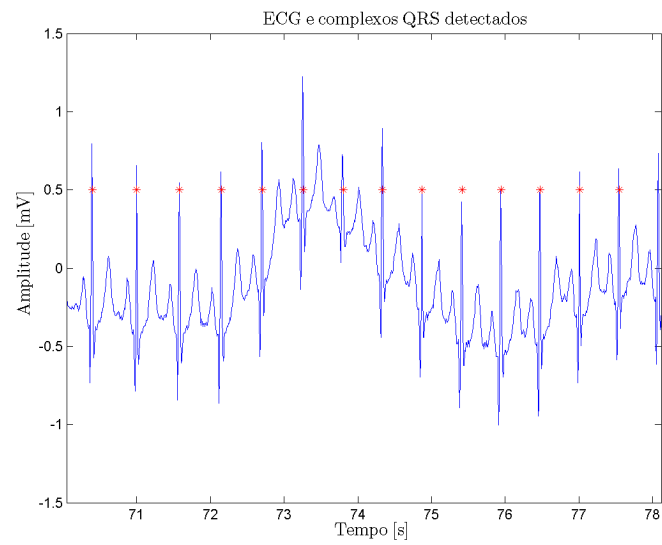


Figura 23 – Resultado da detecção do complexo QRS (*Normal Sinus Rhythm Database* – 18177)

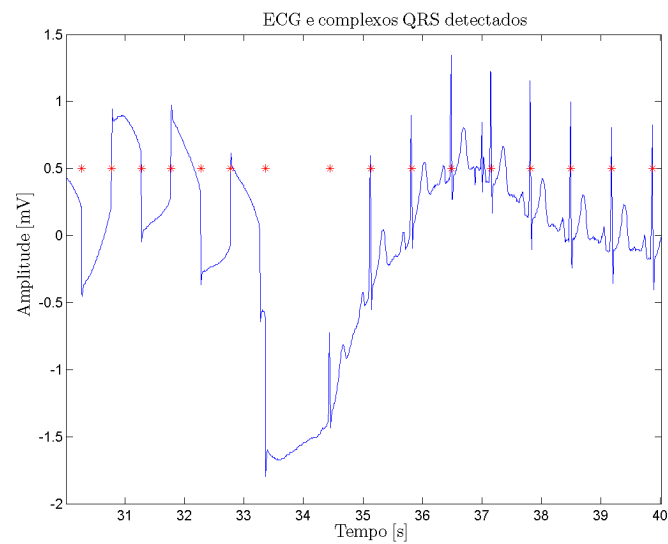


Figura 24 – Resultado da detecção do complexo QRS (*Normal Sinus Rhythm Database* – 19088)

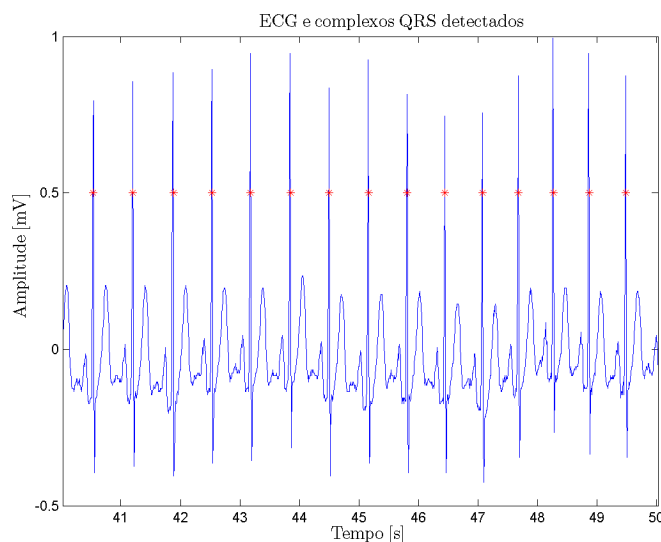


Figura 25 – Resultado da detecção do complexo QRS (*Normal Sinus Rhythm Database* – 19088)

normalização do sinal observa-se que a identificação passou a ocorrer de forma correta. A continuação deste sinal está apresentada na Figura 25 e demonstra que o algoritmo se recupera corretamente após condições indesejadas.

4.1.3 Análise de ECG de pacientes com arritmias

Outra condição de teste à qual o algoritmo foi submetido está relacionada com a ocorrência de arritmias do paciente, as quais consistem em alterações na frequência ou no ritmo cardíaco do paciente. As Figuras 26 e 27 mostram a identificações nessas condições.

Na Figura 26, observa-se a ocorrência de algumas arritmias em sequência, prejudicando a qualidade do sinal. Na Figura 27 é apresentado um ECG com uma arritmia localizada, caracterizando um problema local. Conclui-se, a partir desses resultados, que mesmo na ocorrência de arritmias a detecção dos complexos QRS não foi afetada.

4.1.4 Análise de atrasos na detecção

Apesar de o algoritmo ser caracterizado como sendo destinado a aplicações em situações em que se deseja detecção em tempo real, é inerente ao processamento digital de sinais a introdução de atrasos. Esses atrasos, tratando especificamente do algoritmo de Pan e Tompkins (1985) implementado no *software* utilizado,

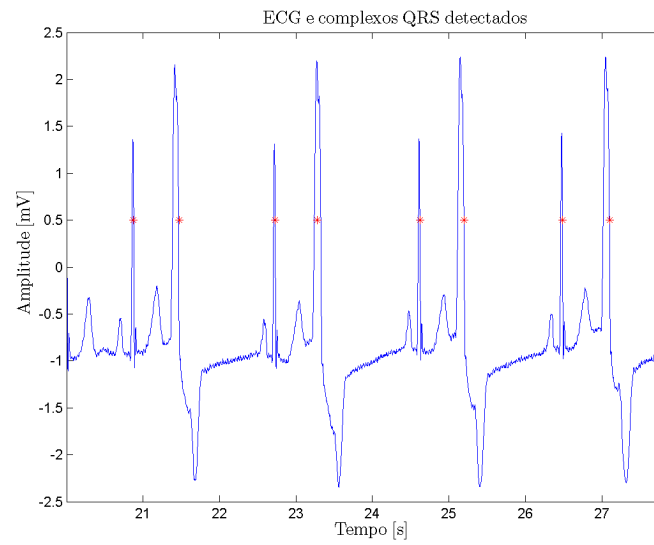


Figura 26 – Resultado da detecção do complexo QRS (*MIT-BIH Arrhythmia Database* – 119)

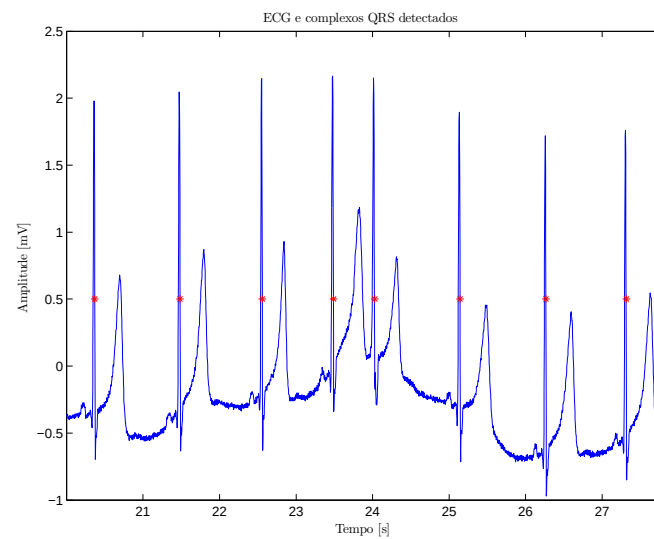


Figura 27 – Resultado da detecção do complexo QRS (*MIT-BIH Arrhythmia Database*– 113)

ocorrem devido aos seguintes fatores:

- os dois filtros digitais presentes (um passa-baixas e outro passa-altas que, cascadeados, consistem em um filtro passa-banda);
- a integração usando janela móvel e;
- a um atraso de 200 ms introduzido na implementação para verificar a ocorrência de picos de amplitudes mais altas após a detecção de um pico.

Em média, esse atraso foi da ordem de 360 ms.

Para os fins deste trabalho, a detecção de QRS vai ser utilizada para que, a partir da frequência cardíaca (calculada pelo tempo entre as ocorrências de complexos QRS), possa-se estimar a ocorrência do próximo complexo QRS sabendo quando um determinado complexo ocorreu e, com isso, gerar a curva de *setpoint* de velocidade para o DAV. Sendo assim, não se espera que os atrasos de detecção da ordem de 360ms sejam um impeditivo para o correto funcionamento do sistema.

4.1.5 Tempo de processamento no microcontrolador

Por fim, foi realizada também uma análise do desempenho do processamento do sinal de ECG no microcontrolador da plataforma Arduino. A portabilidade do código para C++, descrita no começo desta seção, permitiu que fosse gerada uma biblioteca para o MCU de modo a permitir e facilitar o uso do algoritmo de detecção pelo sistema embarcado. Como a capacidade de processamento do microprocessador dessa plataforma é consideravelmente pequena quando comparada aos microcomputadores atuais, decidiu-se avaliar o custo de processamento de cada amostra. Para isso, foi gerado um sinal digital em nível alto durante esse processamento para que o tempo pudesse ser medido com o auxílio de um osciloscópio. Na Figura 28 apresenta-se a medição deste tempo.

Observa-se que, para cada amostra, o processamento leva 172 μs . Considerando a taxa de amostragem do *Normal Sinus Rythm Database*, que é de 125 Hz, tem-se que o atraso de 360 ms relativo ao processamento digital, discutido na subseção anterior, corresponde ao processamento de 45 amostras. O tempo de processamento total dessas amostras é, então, de aproximadamente 8 ms, que corresponde a 2% do atraso do algoritmo. Pode-se afirmar, então, que esse atraso decorrente à limitação de processamento do microcontrolador pode ser desprezado frente aos demais.

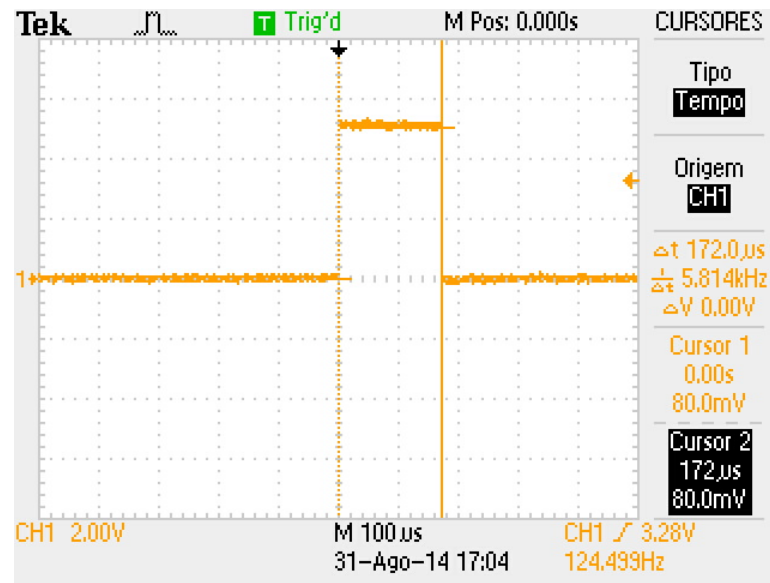


Figura 28 – Tempo de processamento do algoritmo de detecção de complexos QRS

4.2 Ajuste do *setpoint*

Utilizando os resultados da detecção do complexo QRS, foi possível realizar o ajuste da curva de referência de velocidade para o DAV. Conforme descrito na seção de Materiais e métodos, esse ajuste corresponde a uma operação aritmética simples, dependente apenas dos dois patamares de velocidade desejados (mínimo e máximo), do intervalo RR do eletrocardiograma e do instante de ocorrência do complexo QRS.

Após a implementação do detector de complexos QRS na plataforma Arduino, foi inserido um trecho de uma das gravações de eletrocardiograma existentes no *Physionet*. Para verificar que a geração do *setpoint* ocorreu de forma sincronizada com o eletrocardiograma, foram impostos tanto o ECG quando o *setpoint* gerado a partir da detecção do complexo QRS aos conversores digital-analógico construídos. Os resultados foram adquiridos com o auxílio de um osciloscópio e podem ser observados na Figura 29.

Os resultados observados na Figura 29 correspondem à geração de um dente de serra para velocidades mínima e máxima de, respectivamente, 2500 e 3000 rpm. A modificação desses patamares não prejudica o ajuste da curva de referência, como pode ser observado na Figura 30, onde foram utilizados limites de 2000 e 3500 rpm para velocidades mínima e máxima, respectivamente.

Os resultados anteriores permitem afirmar que a geração de *setpoint* pro-

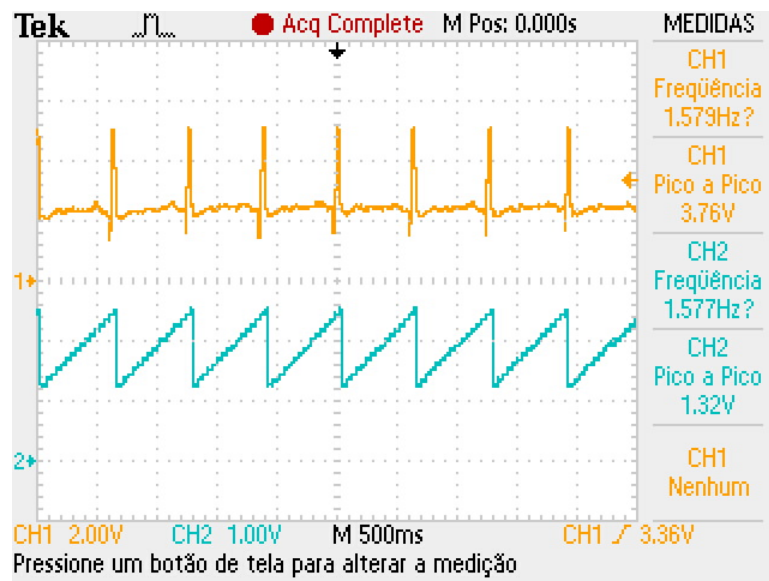


Figura 29 – ECG (superior) e *setpoint* de velocidade (inferior).

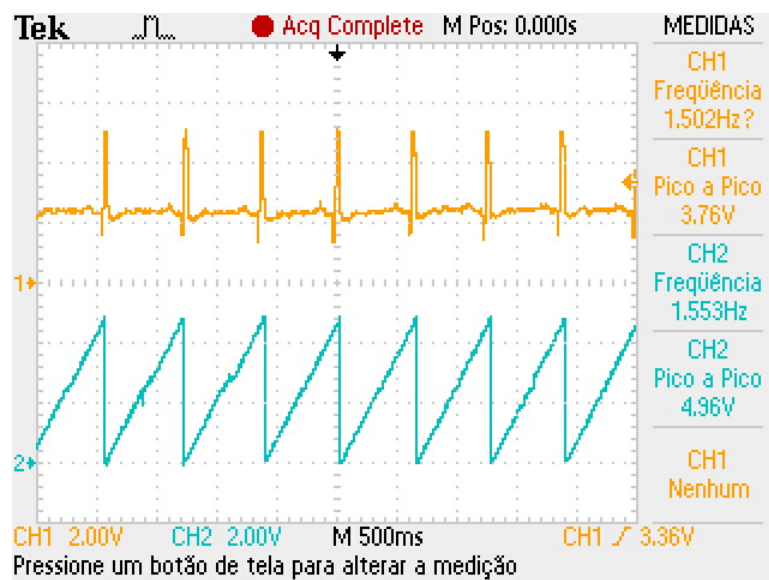


Figura 30 – ECG (superior) e *setpoint* de velocidade (inferior).

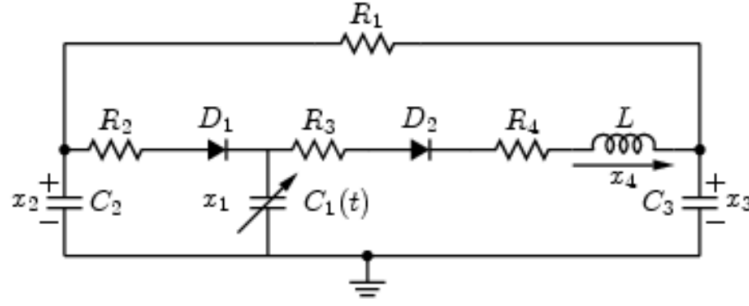


Figura 31 – Modelo da circulação sistêmica apresentado por Ferreira et al. (2005)

posta neste trabalho, com base na detecção do complexo QRS do ECG, é possível e pode ser, a princípio, aplicada ao controle do DAV. Nas próximas seções serão avaliados os efeitos da aplicação desta curva de referência sobre o comportamento do DAV e do sistema cardiovascular, modelados e simulados computacionalmente.

4.3 Modelagem do Sistema Cardiovascular

O modelo cardiovascular utilizado nesse trabalho foi apresentado por Ferreira et al. (2005) e reproduzido na Figura 31, uma vez que apenas a circulação sistêmica é necessária à avaliação de um DAV esquerdo. Inicialmente, algumas modificações foram realizadas com o intuito tanto de adaptar o modelo às características dos elementos do Simulink® quanto de permitir a obtenção das curvas de pressão esperadas, assim como um débito cardíaco adequado.

No modelo da Figura 31, o único componente que apresenta um comportamento diferente daquele comum a circuitos elétricos é o capacitor de capacitância variável dada por $C_1(t)$, que é determinada pelo inverso de elastância, $E(t)$:

$$C_1(t) = \frac{1}{E(t)} \quad (4.1)$$

que é dada pela equação:

$$E(t) = (E_{máx} - E_{mín})E_n(t_n) + E_{mín} \quad (4.2)$$

onde:

$$E_n(t_n) = 1.55 \left[\frac{(\frac{t_n}{0.7})^{1.9}}{1 + (\frac{t_n}{0.7})^{1.9}} \right] \left[\frac{1}{1 + (\frac{t_n}{1.17})^{21.9}} \right] \quad (4.3)$$

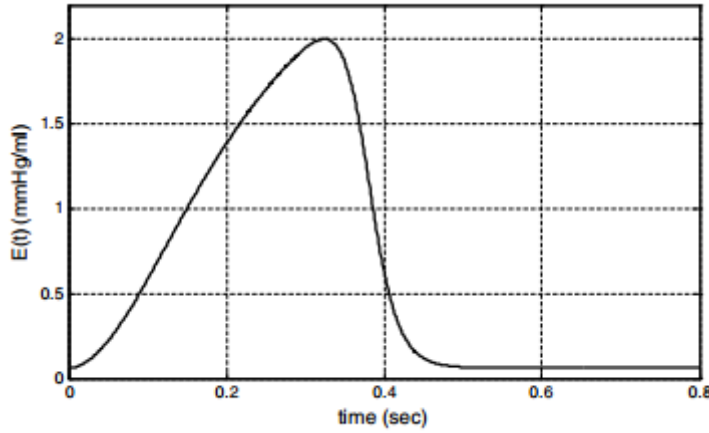


Figura 32 – Curva que fornece o valor da elastância do ventrículo esquerdo. Extraída de Ferreira et al. (2005).

$$t_n = \frac{t}{T_{m\acute{a}x}} \quad (4.4)$$

$$T_{m\acute{a}x} = 0.2 + \frac{9}{HR} \quad (4.5)$$

e HR é a frequência cardíaca.

Os valores de $E(t)$ em função do tempo são apresentados na Figura 32, adotando $E_{m\acute{a}x}=2.0$ mmHg/ml, $E_{m\acute{i}n}=0.06$ mmHg/ml e $HR=75$ bpm. Conforme pode ser observado, esta função fornece apenas um pulso de variação da elastância do ventrículo. Portanto, para fazer o Sistema Cardiovascular se comportar de forma periódica esse sinal também precisa ser periódico. Assim, ao invés de se aplicar um tempo linearmente crescente na entrada dessa função, aplica-se um dente de serra com período adequado.

A Figura 33 apresenta o diagrama do Simulink® para calcular a capacitância variável. Os valores dos blocos correspondem aos usados em algumas simulações. Os blocos $f(u)$ calculam $T_{m\acute{a}x}$ e $E_n(t_n)$, conforme descrito pelas equações apresentadas anteriormente.

A Figura 34 apresenta o modelo completo do sistema cardiovascular desenvolvido no Simulink®.

A primeira alteração realizada em relação ao sistema apresentado por Ferreira et al. (2005) foi englobar os resistores que modelavam as perdas de carga na válvula mitral, válvula aórtica e inertância aos elementos $D1$, $D2$ e $L1$, respectivamente, pois, no Simulink®, diodos e indutores não são elementos

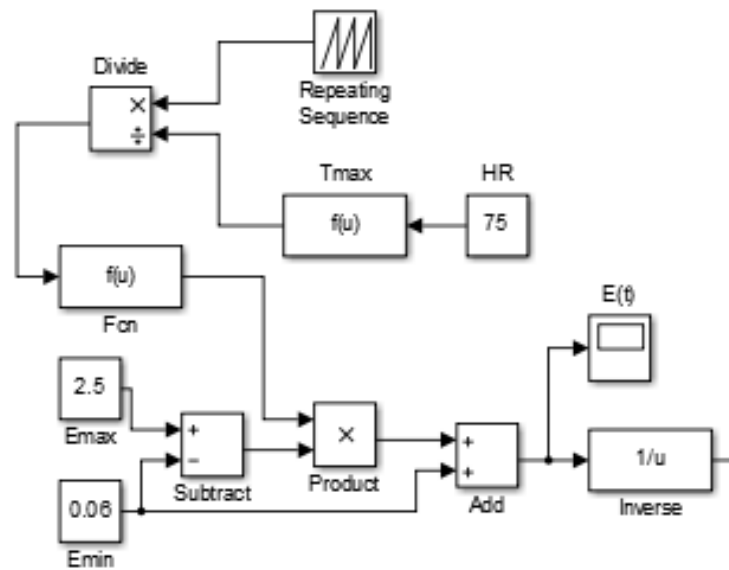


Figura 33 – Diagrama do Simulink® para cálculo da capacitância variável.

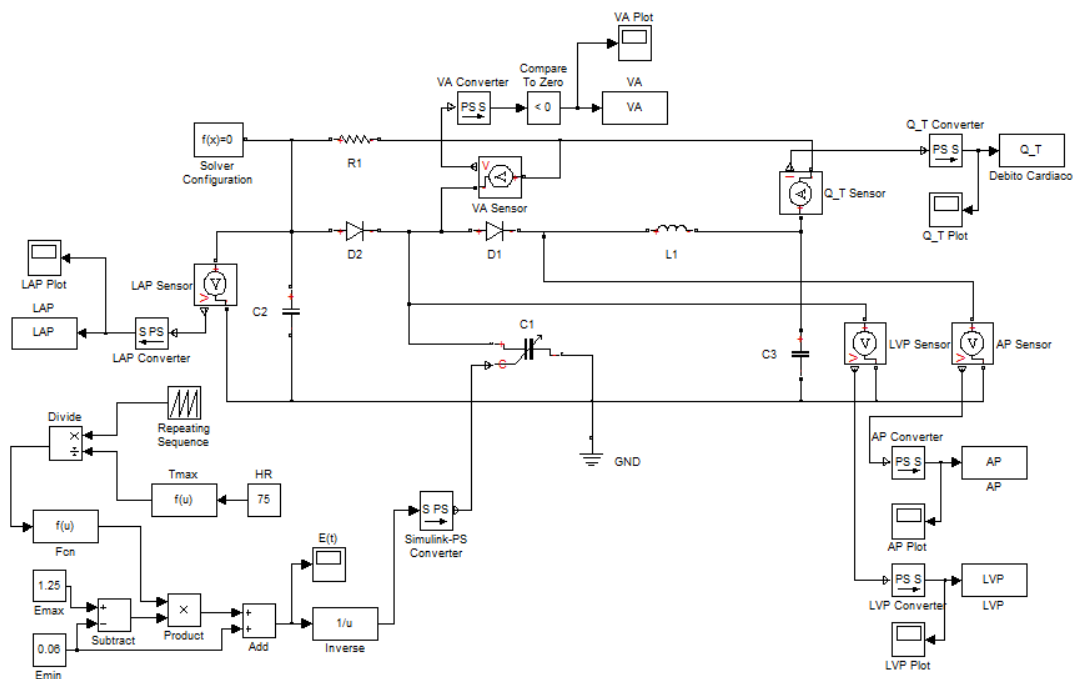


Figura 34 – Modelo do sistema cardiovascular desenvolvido no Simulink® .

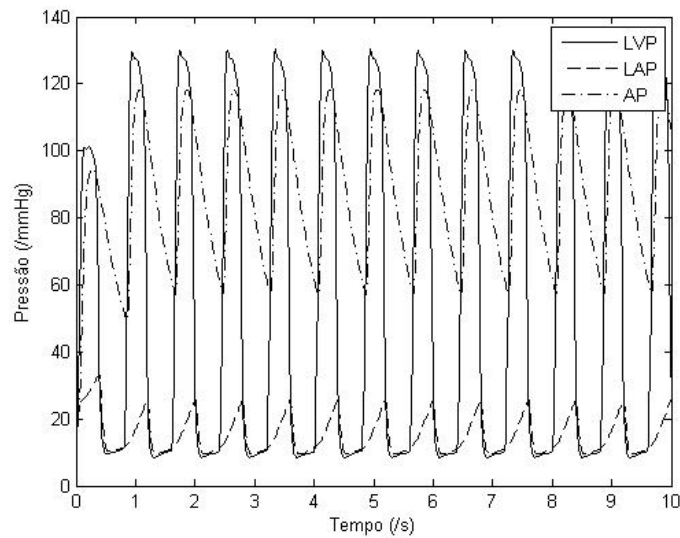


Figura 35 – Curvas de pressão obtidas por simulação, tomando-as conforme descrito em Ferreira et al. (2005).

ideais. A segunda modificação foi alterar a forma de tomada da pressão aórtica. Realizando-a conforme descrito em Ferreira et al. (2005), obtêm-se as curvas de pressão da Figura 35. Nesse gráfico é possível observar que a pressão aórtica (AP) não se iguala à pressão do ventrículo esquerdo (LVP), conforme era esperado. Isso ocorre porque a tomada de pressão foi feita após o elemento que engloba a perda de carga na aorta (no caso o indutor não ideal $L1$). Realizando a tomada de pressão entre $D1$ e $L1$, obtêm-se as pressões da Figura 36.

Essa segunda forma de realizar a medição torna-se mais adequada, pois a resistência aórtica é um parâmetro distribuído modelado como concentrado. Assim, medir após esse elemento do circuito não forneceria a pressão aórtica e, sim, a pressão nas grandes artérias. É importante observar que isso é comprovado pela comparação com os resultados da literatura médica, na qual LVP e AP se igualam depois que a válvula aórtica abre e se mantém iguais enquanto ela estiver aberta.

Por fim, elevou-se a resistência periférica apresentada no trabalho de Ferreira et al. (2005) de 0,48 mmHg.sec/ml para 0,90 mmHg.sec/ml e se ajustou as condições iniciais. Estes ajustem são justificados pelo seguinte fato: conforme pode ser visto na Figura 36, o modelo está fornecendo uma pressão de aproximadamente 160/60 mmHg, que não correspondem aos valores encontrados em pacientes saudáveis. Ajustando as condições iniciais para reduzir a pressão diastólica na aorta para 120 mmHg e aumentando a resistência periférica para 0,90 mmHg.sec/ml,

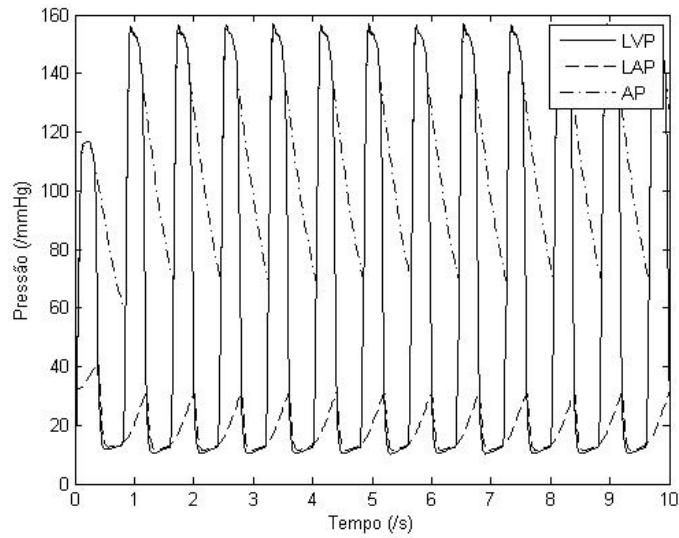


Figura 36 – Curvas de pressão obtidas por simulação, tomando AP após $D1$ ao invés de após $L1$ e mantendo a referência em GND.

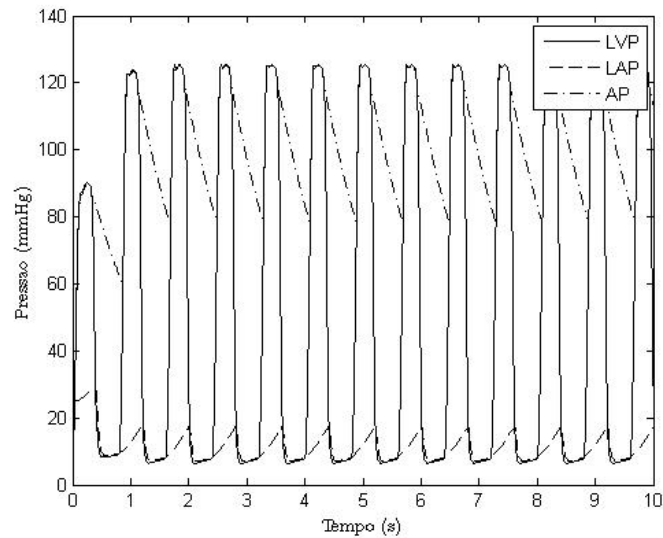


Figura 37 – Curvas de pressão com alterações nas condições iniciais e na resistência periférica.

obtem-se as curvas da Figura 37. Nela, verifica-se uma pressão aórtica de 120/80 mmHg, resultado comumente encontrado em indivíduos saudáveis.

A diferença entre as pressões LVP e AP determina quando a válvula aórtica está aberta. Assumindo que os instantes em que a válvula está fechada correspondam ao número zero e os instantes em que está aberta ao número um, a simulação fornece os instantes de abertura da Figura 38.

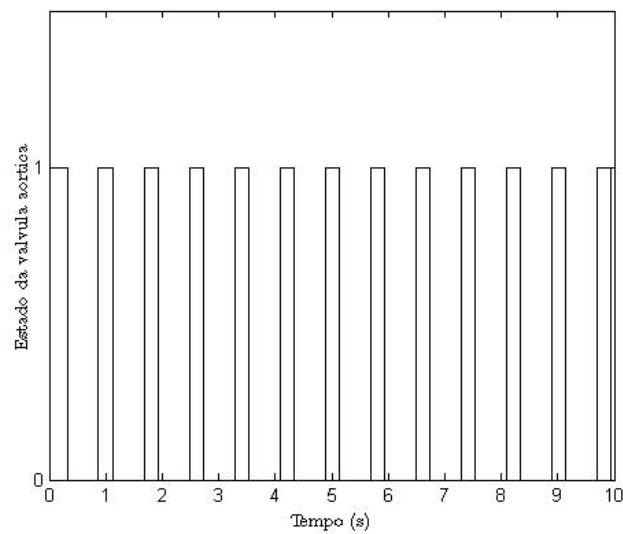


Figura 38 – Estado da válvula aórtica durante a simulação do modelo.

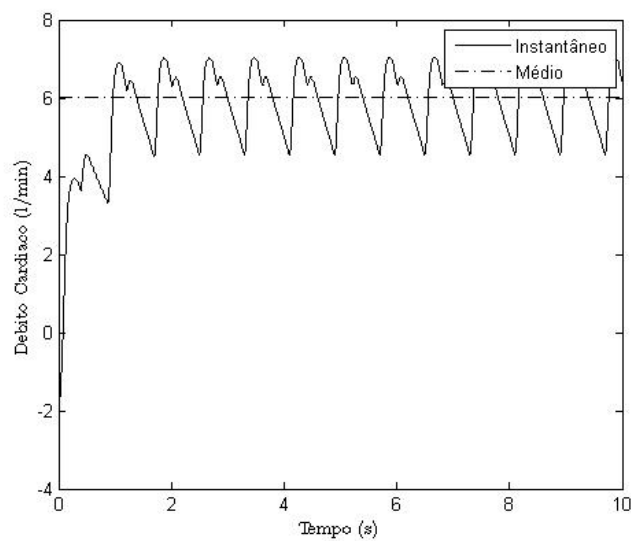


Figura 39 – Débito Cardíaco obtido com a simulação do modelo.

O gráfico do estado da Válvula Aórtica será útil na análise do efeito da aplicação do DAV ao coração, assim como para validar se a referência de velocidade proposta permite que essa válvula opere normalmente e não calcifique.

O débito cardíaco obtido com as alterações também é mais próximo daquele verificado em pessoas saudáveis. Sem as alterações o valor médio obtido estava em torno de 10 l/min. Já com as alterações foi obtido o valor de 6,0 l/min. A Figura 39 apresenta os valores instantâneos e médios do débito cardíaco obtidos com a simulação do modelo.

Parâmetro	Valor com insuficiência
Elastância Máxima	1,25mmHg/ml
Elastância Mínima	0,06mmHg/ml
Resistência Periférica	1,44mmHg.sec/ml
Complacência Sistêmica	1,00ml/mmHg
Complacência do Átrio Esquerdo	3,3ml/mmHg

Tabela 1 – Valores de referência para os parâmetros da simulação do modelo com insuficiência

Para avaliar o uso de DAVs é necessário simular o sistema cardiovascular na condição em que esses dispositivos são aplicados, ou seja, é necessário simular a condição em que o paciente esteja sofrendo de insuficiência cardíaca. Conforme propõe Gong et al. (2009), essa condição patológica pode ser obtida reduzindo a elastância máxima do ventrículo esquerdo em 50%, aumentando a resistência periférica em 60% e reduzindo as complacências em 25%. Neste contexto, adotou-se os parâmetros descritos na Tabela 1.

A simulação do modelo com esses parâmetros fornece a Figura 40 e a Figura 41. É possível observar que as pressões são menores do que no modelo com parâmetros de um paciente saudável, pois a capacidade de bombeamento do coração esquerdo está prejudicada. Também é possível verificar que o débito cardíaco foi reduzido praticamente pela metade, apresentando valor médio de 2,9 l/min.

4.4 Modelagem do DAV

4.4.1 Modelo do DAV

O modelo construído para simular o comportamento do DAV foi dividido em duas partes. A primeira, representando uma camada superior de abstração, consiste no modelo do DAV em si, com as resistências e a capacitância das cânulas. A segunda parte, representando uma camada inferior de abstração, consiste no elemento “bomba” do modelo completo, com base na parametrização das curvas de funcionamento da bomba apresentados em Xu e Fu (2000). As subseções seguintes apresentam o modelo construído e os resultados da simulação.

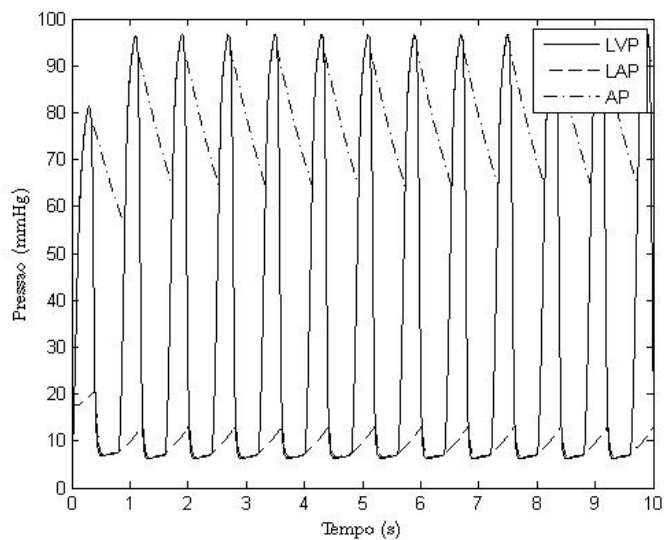


Figura 40 – Pressões obtidas simulando o modelo em uma condição de insuficiência cardíaca.

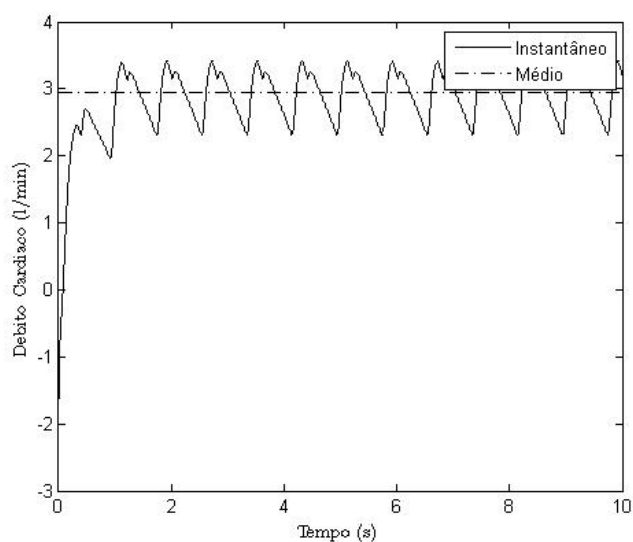


Figura 41 – Débito cardíaco obtido simulando o modelo em uma condição de insuficiência cardíaca.

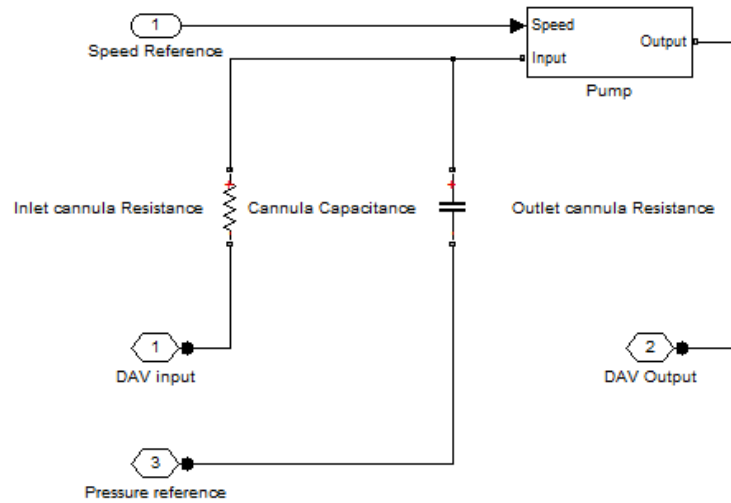


Figura 42 – Subsistema para simulação do DAV.

Elemento	Valor	Unidade
Resistência da cânula de entrada	0,05	$\frac{mmHg \cdot sec}{ml}$
Resistência da cânula de saída	0,05	$\frac{mmHg \cdot sec}{ml}$
Capacitância da cânula	0,2	$\frac{ml}{mmHg}$

Tabela 2 – Valores de referência para os elementos do circuito.

4.4.2 Modelo implementado no Simulink

Na Figura 42 apresenta-se o modelo implementado para simular o DAV.

Este modelo foi concebido com o objetivo de se tornar um elemento “Subsystem” do Simulink® e, por isso, possui quatro interfaces: “Speed reference”, responsável pelo fornecimento da velocidade de rotação da bomba, “DAV input”, responsável pela entrada de fluxo de sangue na bomba, “DAV output”, responsável pela saída de fluxo de sangue na bomba e “Pressure reference”, que é a referência de pressão nula para manter a uniformidade de referências entre todos os elementos¹.

Para os elementos passivos do sistema (resistências e capacitância) foram adotados os valores propostos por Xu e Fu (2000), conforme apresenta na Tabela 2.

O elemento ativo do sistema (*Pump*) foi modelado pelo circuito apresentado

¹ A manutenção da uniformidade das referências de pressão é importante para manter a compatibilidade de sinais entre todos os elementos simulados, especialmente para a integração do DAV com o restante do sistema cardiovascular.

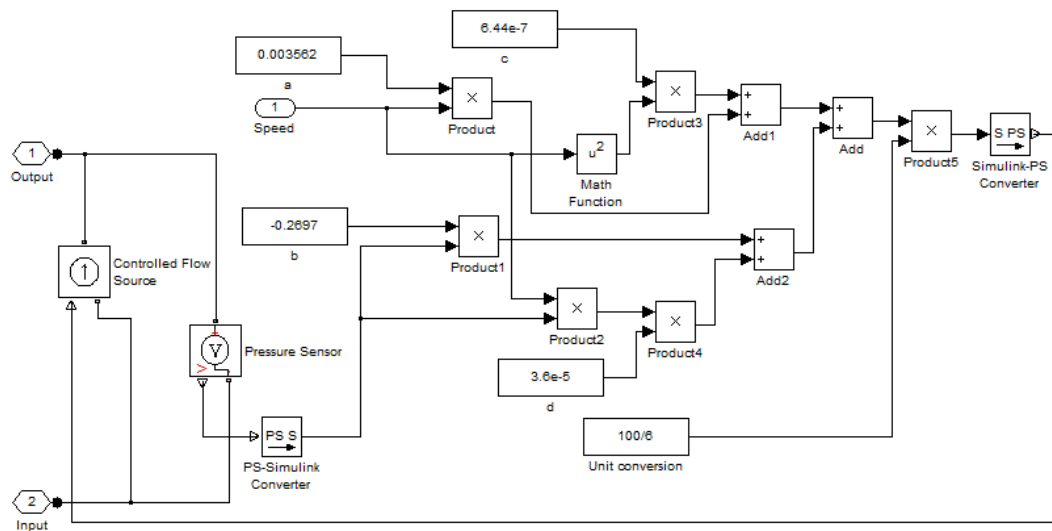


Figura 43 – Modelo representativo da bomba

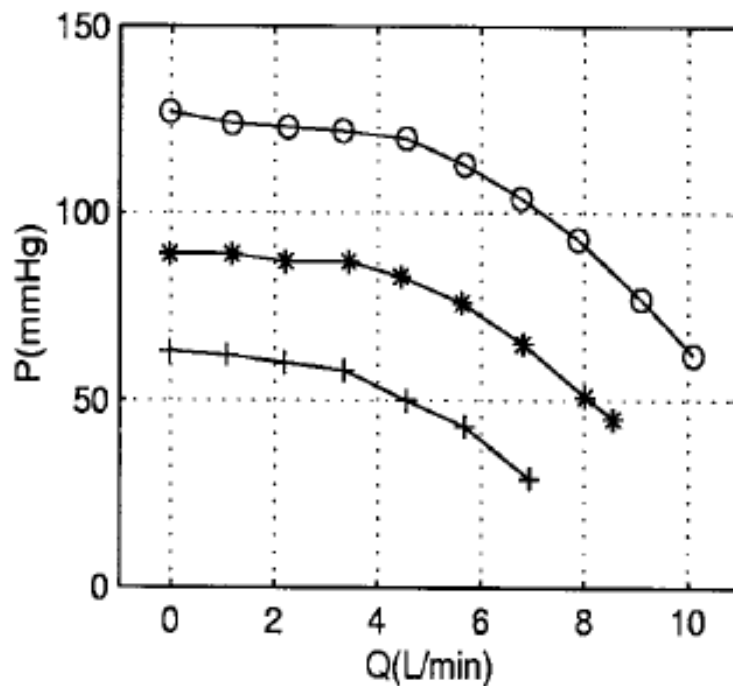


Figura 44 – Curvas de funcionamento da bomba (o - 3500rpm, * - 3000rpm, + - 2500rpm) - Retirado de Xu e Fu (2000)

na Figura 43.

Para esta modelagem foi utilizada a proposta de parametrização da bomba feita por Xu e Fu (2000). As curvas de funcionamento da bomba, fornecidas no referido trabalho, são apresentadas na Figura 44.

Passando esses dados por uma técnica de ajuste de curvas, com o auxílio do *software* Matlab®, foi obtida uma equação paramétrica relacionando a vazão com a diferença de pressões entre a entrada e a saída da bomba e sua velocidade de rotação, a qual pode ser vista na equação 4.6. Nesta equação, assume-se que as pressões são medidas em *mmHg*, a vazão em *L/min* e a rotação em *rpm*.

$$Q = -0,02 + 0,003562 \times \omega - 0,2697 \times \Delta P + 6,44 \times 10^{-7} \times \omega^2 + 3,6 \times 10^{-5} \times \omega \times \Delta P \quad (4.6)$$

O termo constante $-0,02$ é duas ordens de grandeza menor que os valores típicos para a vazão, conforme pode ser verificado nas curvas da bomba. Por isso, ele foi desprezado nesta modelagem.

Xu e Fu (2000) afirmam que duas abordagens de controle da bomba podem ser aplicadas: controle de corrente ou controle de velocidade. Utilizando-se controle de corrente, mantém-se uma corrente fixa no atuador e alterações na carga aplicada sobre a bomba refletem em variações na velocidade de rotação. Já a segunda abordagem permite que, impondo uma velocidade fixa de rotação, para oscilações na carga são verificadas oscilações na corrente de acionamento do motor. Esta última foi utilizada como base para a modelagem.

Na construção do modelo para o DAV, assumiu-se a hipótese de que a dinâmica associada ao sistema cardiovascular é muito mais lenta do que a dinâmica do sistema eletromecânico da bomba. Além disso, a existência de um controlador de velocidades local permite que essa dinâmica seja ajustada por meio de técnicas de Controle.

A modelagem da bomba foi realizada considerando-a como uma fonte de corrente “regulável”. Essa regulação foi feita com base na utilização dos dois valores existentes na parametrização realizada: diferença de pressão e velocidade de rotação. Assim, os cálculos foram alimentados com a pressão medida (representada pela medição de voltagem) e a referência de velocidade, que é uma entrada do sistema, e obteve-se o fluxo sanguíneo (corrente) que corresponde àquela condição de operação. É importante notar que a obtenção desta condição operacional é feita iterativamente pelo Simulink® em cada passo da simulação, visto que a cada nova corrente imposta, tem-se uma nova diferença de pressões. Observou-se que, nos testes realizados, sempre havia convergência.

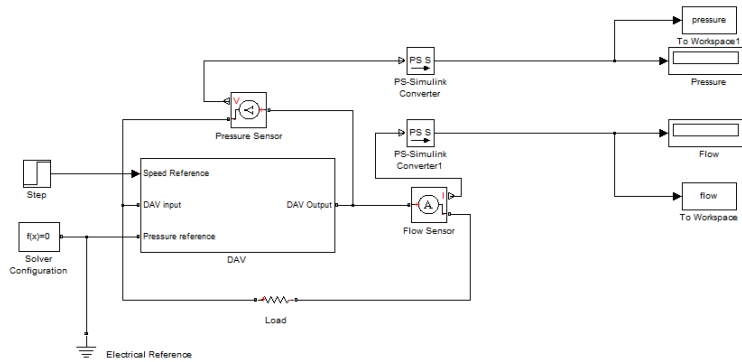


Figura 45 – Setup utilizado para testes do modelo do DAV.

4.4.3 Resultados de simulação computacional

Para verificar o correto funcionamento do sistema, foram realizados testes de desempenho para diferentes cargas e patamares de rotação, utilizando o *setup* de testes apresentado na Figura 45. A carga foi imposta por uma resistência e, com isso, tem-se a restrição de que a relação entre a diferença de pressões e a vazão deve ser linear, conforme a Equação 4.7.

$$Q = \frac{1}{R} \Delta P \quad (4.7)$$

Esta relação corresponde a uma reta na curva de funcionamento e o ponto de operação da bomba é aquele onde há o cruzamento com a curva. Para as simulações, foram testadas três diferentes resistências, dando origem aos nove pontos de operação apresentados na Figura 46.

A Tabela 3 a seguir apresenta os valores obtidos para os pontos de operação testados.

Analisando os resultados apresentados na Tabela 3 em conjunto com os pontos de operação exibidos na Figura 46, observa-se que a simulação do modelo apresentou resultados próximos aos esperados. As diferenças observadas podem estar relacionadas com situações não modeláveis (como atrito, turbulências, etc.) que, apesar de não estarem presentes na parametrização, aparecem nas curvas de funcionamento, que foram obtidas empiricamente. Outro fator relacionado é que as curvas de dados foram ajustadas por intermédio de uma equação, cujas variáveis e suas relações podem não ser as ideais para representar corretamente os fenômenos físicos.

Para esta simulação, não se espera acurácia elevada no comportamento, visto que o objetivo final deste trabalho é uma avaliação qualitativa envolvendo a

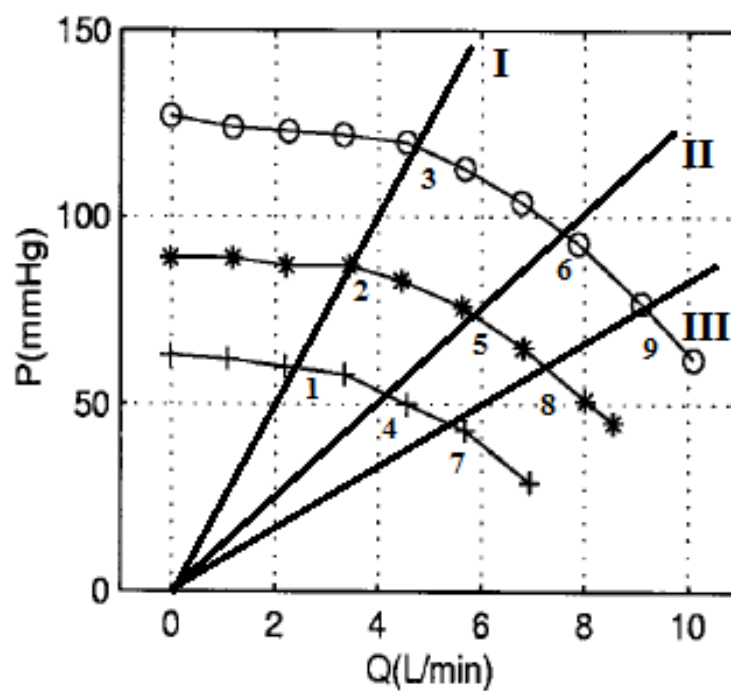


Figura 46 – Pontos de operação testados - Adaptado de Xu e Fu (2000).

Cargas ($mmHg.min.L-1$)	Pontos de operação	Rotação (rpm)	Pressão ($mmHg$)	Vazão (L/min)
I - 25	1	2500	55,81	2,23
	2	3000	77,57	3,10
	3	3500	105,3	4,21
II - 12,5	4	2500	45,58	3,65
	5	3000	62,62	5,01
	6	3500	83,82	6,71
III - 8,33	7	2500	38,52	4,62
	8	3000	52,48	6,30
	9	3500	69,61	8,35

Tabela 3 – Resultados obtidos pela simulação computacional do DAV

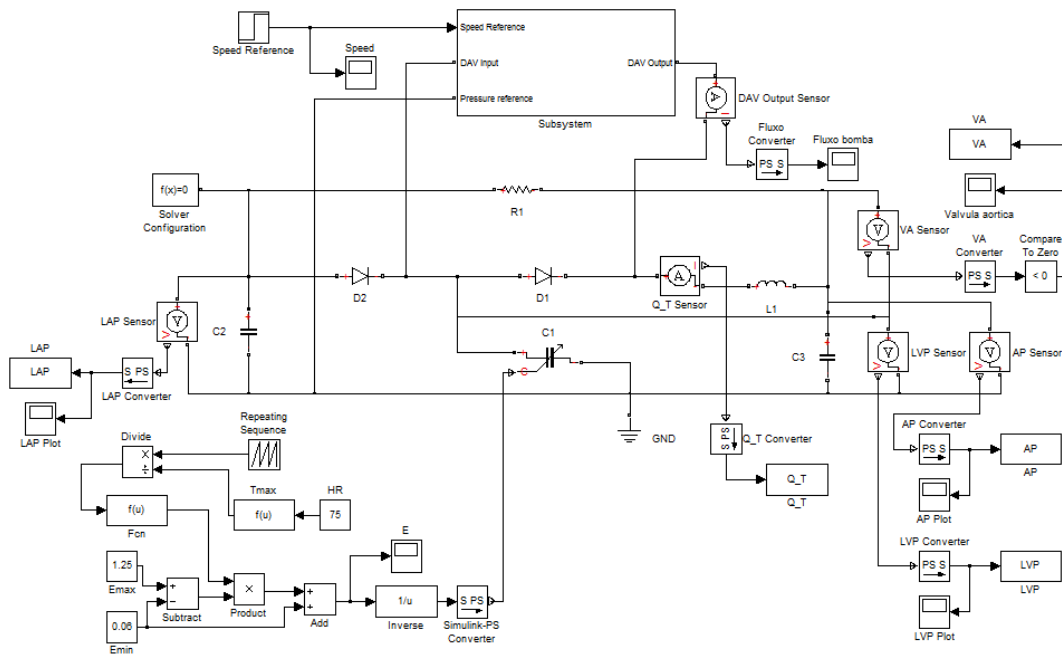


Figura 47 – Modelo assistido com referência de velocidade na forma de degrau.

abertura da válvula aórtica na presença do DAV. Com isso, pode-se considerar que a simulação gerou resultados satisfatórios.

4.5 Modelagem do Sistema Cardiovascular Assistido

4.5.1 Modelo integrado

O modelo do Sistema Cardiovascular Assistido é a integração do modelo do Sistema Cardiovascular e do modelo do DAV apresentados anteriormente. O dispositivo de assistência é conectado ao outro modelo com sua entrada no ventrículo esquerdo e saída na artéria aorta, ou seja, a montante e a jusante da válvula aórtica.

A Figura 47 apresenta o modelo integrado. Neste contexto, observa-se que o fluxo no ventrículo está sendo monitorado porque é importante saber se está ocorrendo refluxo de sangue. A velocidade do DAV também foi salva para que seu formato possa ser associado com o comportamento dos sinais fisiológicos medidos (quando necessário).

O Sistema Cardiovascular pode apresentar duas situações de insuficiência, conforme descrito anteriormente: insuficiência aguda e coração parcialmente recuperado.

Velocidade (rpm)	Válvula Aórtica abre?	Débito Cardíaco (l/min)
2500	Sim	3,1
3000	Não	3,8
3500	Não	4,7
4000	Não	5,9

Tabela 4 – Resultados da simulação do coração com insuficiência aguda para entrada em degrau.

Em termos de modelagem, a insuficiência aguda equivaleria a proposta de Gong et al. (2009), enquanto o sistema com coração parcialmente recuperado equivaleria ao modelo saudável com limitação no aumento do débito cardíaco.

Como o sistema desenvolvido não permite limitar o débito cardíaco e essa limitação não é importante para os fins desse trabalho, simulou-se o sistema parcialmente recuperado com parâmetros semelhantes aos do sistema saudável, uma vez que se deseja apenas verificar se as referências de velocidade aumentam o débito a partir de uma condição qualquer e se a válvula aórtica deixa de abrir.

Além disso, nesse trabalho deseja-se comparar o controle com referência de velocidades em degrau e em dente de serra. Assim, o modelo integrado foi simulado combinando essas configurações de simulação o que gerou os resultados das próximas quatro seções.

4.5.2 Referência de velocidades em degrau para coração com insuficiência aguda

Aplicando referências de velocidade em degrau ao DAV do modelo integrado, obtêm-se os resultados da Tabela 4.

Conforme era esperado a válvula aórtica deixa de abrir à medida que a velocidade do motor acoplado a bomba aumenta. Ela consegue operar normalmente apenas quando a velocidade é de 2500 rpm e o débito cardíaco é 3,1 l/min, o que é insuficiente mesmo quando o paciente está em repouso.

Aumentando a velocidade do DAV, a válvula aórtica deixa de abrir e o débito cardíaco atinge o valor médio para pacientes em repouso. Entretanto, isso não é suficiente para permitir que o paciente realize suas atividades cotidianas sem desconforto.

Velocidade (rpm)	Válvula Aórtica abre?	Débito Cardíaco (l/min)
1000	Sim	4,9
2000	Sim	5,5
3000	Sim	6,4
4000	Não	8,5

Tabela 5 – Resultados da simulação do coração parcialmente recuperado para entrada em degrau.

Conclusão: o modelo prevê que em uma situação de insuficiência cardíaca aguda, o DAV consegue apenas suprir as necessidades do usuário em repouso.

4.5.3 Referência de velocidades em degrau para coração parcialmente recuperado

Como o coração parcialmente recuperado consegue suprir as necessidades do corpo em repouso, é necessário verificar se a atuação do DAV fornece débitos cardíacos superiores aos 5 l/min médios da população. A Tabela 5 apresenta os resultados da simulação para diferentes valores de entrada em degrau.

Conclusão: para o coração parcialmente recuperado o DAV modelado consegue gerar um débito cardíaco superior ao da condição de repouso. Entretanto para 4000 rpm, por exemplo, a válvula aórtica fica permanentemente fechada, o que pode gerar calcificação, conforme discutido anteriormente.

4.5.4 Referência de velocidades em dente de serra para coração com insuficiência aguda

Alterando a referência de velocidades para um dente de serra sincronizado com a contração ventricular, obtêm-se os resultados apresentados na Tabela 6 para o estado da válvula e para o débito cardíaco. É possível observar que a válvula aórtica ainda não abre mesmo para baixas perfusões sanguíneas.

Conclusão: comparando as Tabelas 4 e 6 é possível observar que os débitos cardíacos para 2500 rpm e 3500 rpm, no caso do degrau, foram muito próximos aos valores obtidos com dente de serra entre 2000 e 3000 rpm e entre 3000 e 4000 rpm, respectivamente. Em ambos os casos, a diferença foi de apenas 0,1 l/min.

Como a velocidade média do dente de serra nesses casos equivale à velo-

Velocidade (rpm)	Válvula Aórtica abre?	Débito Cardíaco (l/min)
2000 – 3000	Sim	3, 2
3000 – 4000	Não	4, 8
4000 – 5000	Não	7, 6

Tabela 6 – Resultados da simulação do coração com insuficiência aguda para entrada em dente de serra.

Velocidade (rpm)	Válvula Aórtica abre?	Débito Cardíaco (l/min)
2000 – 3000	Sim	6, 0
3000 – 4000	Sim	7, 3
4000 – 5000	Não	10, 4

Tabela 7 – Resultados da simulação do coração com insuficiência aguda para entrada em dente de serra.

cidade do respectivo degrau, é possível desconfiar que a velocidade importante para o débito cardíaco é realmente a velocidade média. Essa suposição pode ser comprovada, porque a artéria aorta apresenta capacidade de armazenamento de líquido conforme ela se dilata, o que faz com que o efeito dos pulsos de velocidade sejam filtrados.

4.5.5 Referência de velocidades em dente de serra para coração parcialmente recuperado

Usando a referência de velocidades em dente de serra para o modelo com coração parcialmente recuperado, obtêm-se os resultados apresentados na Tabela 7. Observa-se que entre 3000 e 4000 rpm é possível obter um débito cardíaco acima do valor de repouso mantendo a abertura da válvula aórtica. Já para 4000 e 5000 rpm, obtém-se um valor elevado para o débito cardíaco, mas a pressão na artéria aorta atinge valores elevados (em torno de 170 mmHg) e pouco oscilatórios, o que é fisiologicamente indesejável.

Escolhendo uma simulação com coração parcialmente recuperado pulsando a 90 bpm e com DAV acionado com dente de serra entre 2500 e 3500 rpm para fazer uma análise mais profunda dos resultados, têm-se os gráficos das Figuras 48, 49, 50 e 51.

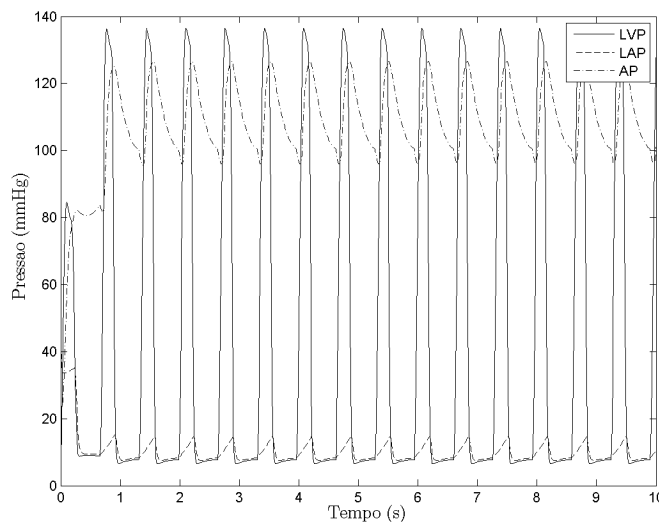


Figura 48 – Curvas de pressão para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a $90bpm$ e DAV operando com dente de serra entre $2500rpm$ e $3500rpm$.

Na Figura 48 é possível observar que o valor sistólico da pressão no ventrículo esquerdo aumentou para 140 mmHg. Já no caso da pressão na artéria aorta a mudança mais significativa foi na pressão diastólica que subiu para 100 mmHg. A Figura 49 mostra a válvula aórtica abrindo e fechando, o que é desejável do ponto de vista fisiológico, conforme já mencionado. Assim, nessa configuração de operação é possível garantir um débito cardíaco acima daquele do repouso, garantindo o correto funcionamento da válvula aórtica.

Já no caso do fluxo ventricular, a referência de velocidades em dente de serra apresentou comportamento pior do que a em degrau, pois ocorreu refluxo de sangue, conforme pode ser observado pelos picos de velocidade negativa. Através da análise dos gráficos de Fluxo no Ventrículo e Velocidade do DAV da Figura 51 é possível verificar que o refluxo ocorre durante a redução de velocidade.

Conclusão: o controle com dente de serra obteve como resultado de débito cardíaco médio superior ao de uma condição de repouso e manteve um comportamento próximo ao verificado no modelo do Sistema Cardiovascular saudável. Como a artéria aórtica apresenta comportamento elástico, permitindo armazenamento de sangue, ela consegue absorver a operação pulsátil do DAV quando a velocidade está alta e continuar suprindo os tecidos do corpo quando a velocidade abaixa. Por sua vez, como a elasticidade desse vaso é limitada, a absorção das variações de fluxo ventricular também é limitada.

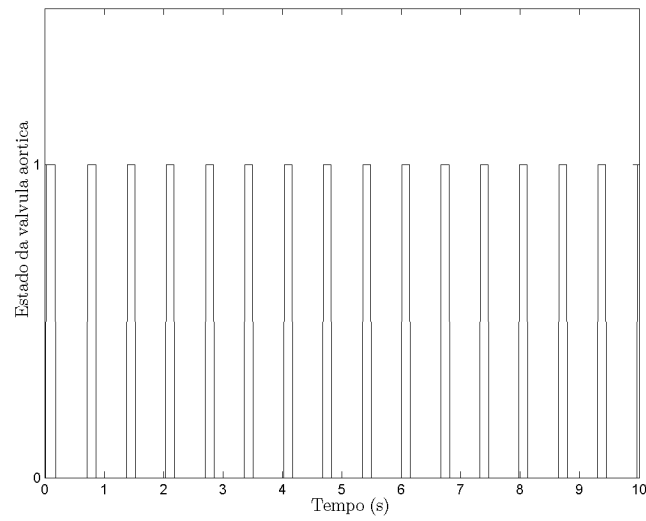


Figura 49 – Estado da Válvula Aórtica para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a $90bpm$ e DAV operando com dente de serra entre $2500rpm$ e $3500rpm$.

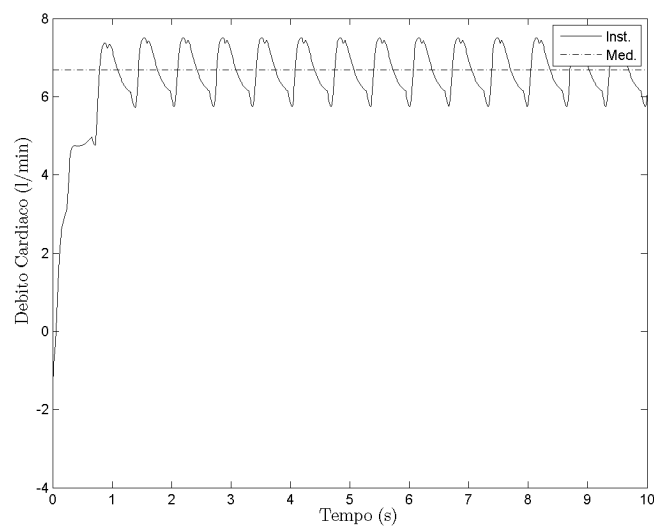


Figura 50 – Débito Cardíaco para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a $90bpm$ e DAV operando com dente de serra entre $2500rpm$ e $3500rpm$.

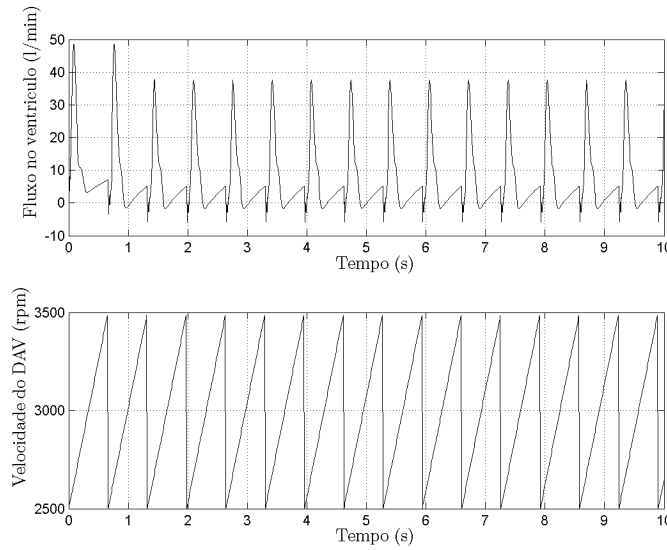


Figura 51 – Fluxo no ventrículo e Velocidade do DAV para o modelo integrado com coração parcialmente recuperado pulsando a $90bpm$ e DAV operando com dente de serra entre $2500rpm$ e $3500rpm$.

4.6 Simulação em Bancada (HIL)

Frente à impossibilidade de uso de recursos físicos para teste da estratégia de controle proposta, optou-se pela simulação *Hardware-in-the-loop* como alternativa para demonstração da aplicação do controle. Para isso, adaptou-se o modelo desenvolvido no Simulink para que pudesse ser executado em tempo real e, ao mesmo tempo, adquirir o *setpoint* de velocidade gerado pelo controlador implementado na plataforma Arduino.

Para as simulações computacionais anteriormente apresentadas, foram necessárias duas entradas para o sistema simulado: (i) o *setpoint* de velocidade e (ii) a referência instantânea para cálculo da elastância do ventrículo. Ambos os sinais foram fornecidos a partir do bloco *Repeating sequence* presente no Simulink. Para a simulação em bancada utilizando HIL, foi preciso substituir estes blocos por entradas externas fornecidas a partir da leitura realizada pela placa de aquisição de dados. As Figuras 52 e 53 apresentam os conjuntos que constituem a entrada de referência de velocidade e de instante de cálculo da elastância, respectivamente.

Em uma primeira análise, pode-se imaginar que o cálculo da elastância, por ser um parâmetro intrínseco ao modelo, não necessite de alimentação de sinais externos. É preciso, porém que haja um sincronismo entre o ECG, cujas detecções de complexos QRS dão origem ao *setpoint* de velocidade, e a elastância instantânea. Há, porém, similaridade na forma dessas curvas: enquanto o *setpoint*

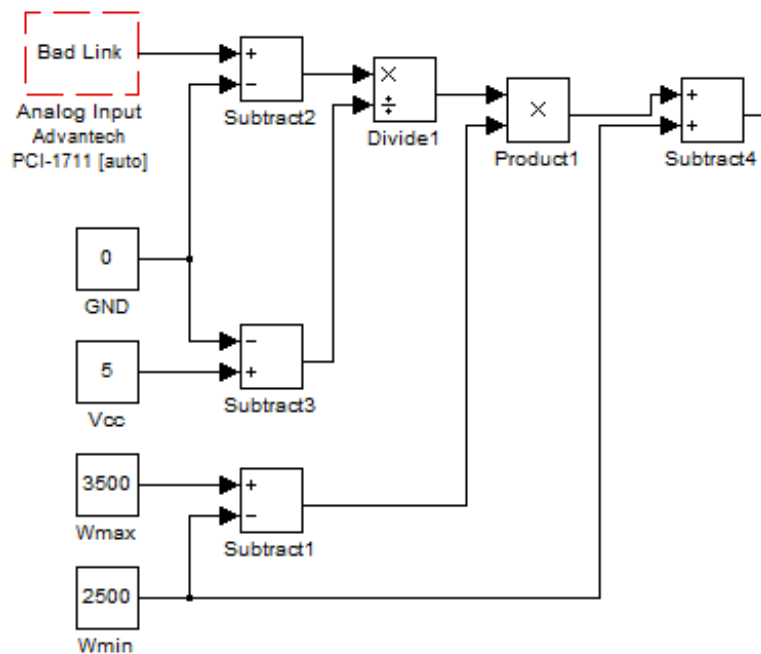


Figura 52 – Aquisição e conversão do *setpoint* de velocidade

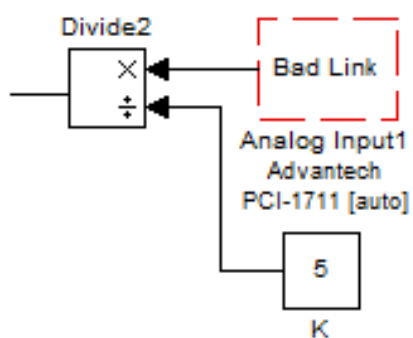


Figura 53 – Aquisição e conversão da referência para cálculo da elastância

Simulação	Vel. Mínima	Vel. Máxima
1	2500	3500
2	3000	4000
3	3500	4500

Tabela 8 – Condições testadas utilizando o HIL

de velocidades corresponde a uma função rampa entre os dois patamares desejados de velocidade, a referência para a elastância corresponde a uma função rampa entre os valores zero e um. Ambos, porém, estão sincronizados com o intervalo RR do ECG.

Frente à similaridade proposta, observou-se que apenas uma função rampa precisaria ser gerada pelo microcontrolador. As equações 4.8 e 4.9 apresentam os cálculos que convertem o dente-de-serra gerado (entre os patamares 0 e 5V) nos sinais necessários aos modelos.

$$Setpoint = V_{min} + \frac{ADC - GND}{V_{cc} - GND}(V_{max} - V_{min}) \quad (4.8)$$

$$Ref = \frac{ADC}{V_{cc}} \quad (4.9)$$

onde *Setpoint* é a referência de velocidade, V_{min} é a velocidade mínima desejada, V_{max} é a velocidade máxima, *ADC* é a leitura do conversor analógico-digital da placa de aquisição de dados, V_{cc} e GND são as tensões de referência e *Ref* é o sinal de referência para o cálculo da elastância.

Para demonstrar a aplicação da técnica foram simuladas três condições de acionamento do DAV, apresentados na Tabela 8.

Os resultados obtidos na primeira simulação estão apresentados nas figuras 54, 55 e 56. Observa-se que, para o dente-de-serra entre 2500 e 3500 rpm há abertura da válvula aórtica, tem-se um débito cardíaco de aproximadamente 6,8 l/min e uma pressão arterial de aproximadamente 120/100 mmHg. Com isso tem-se um débito cardíaco superior ao típico de uma condição de repouso, o que é interessante quando se deseja que o paciente consiga realizar suas atividades diárias novamente. O aumento de 20 mmHg na pressão diastólica é razoável diante dos benefícios que a assistência mecânica oferece de manter a perfusão sanguínea no paciente.

Comparando estes resultados com aqueles obtidos por simulação puramente computacional (figuras 57, 58 e 59), pode-se afirmar que eles são extremamente

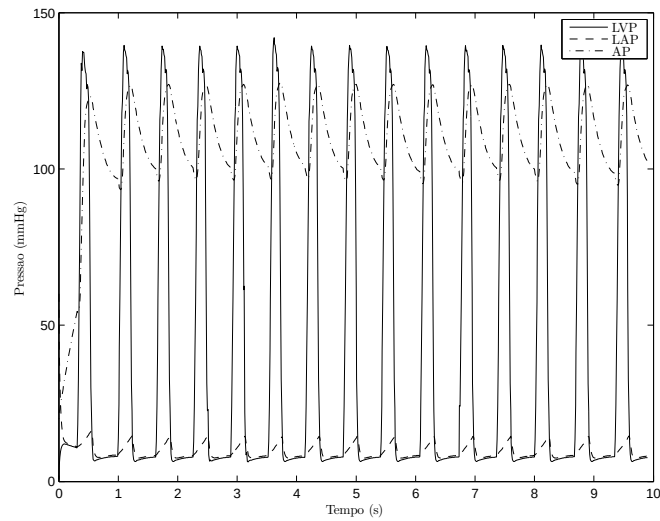


Figura 54 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 1 utilizando HIL

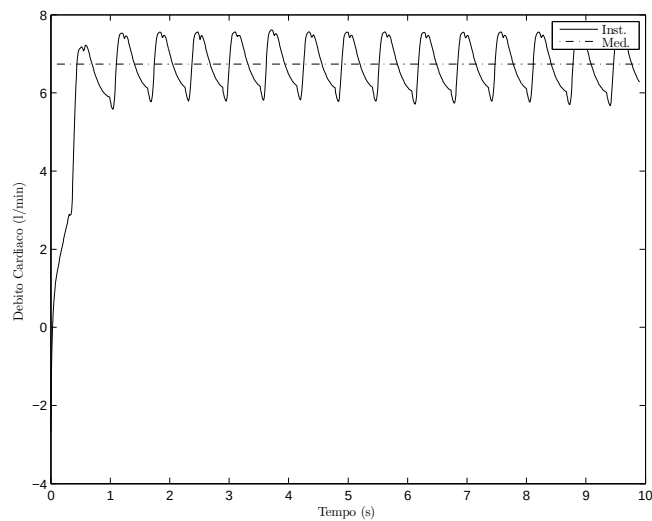


Figura 55 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 1 utilizando HIL

semelhantes, diferindo apenas no período transiente (aproximadamente o primeiro segundo de simulação).

Os resultados obtidos na segunda simulação estão apresentados nas figuras 60, 61 e 62. Observa-se que, para o dente-de-serra entre 3000 e 4000 rpm há abertura da válvula aórtica, tem-se um débito cardíaco de aproximadamente 7,4 l/min e uma pressão arterial de aproximadamente 130/110 mmHg. Novamente obteve-se um débito cardíaco superior ao da condição de repouso, o que é desejado,

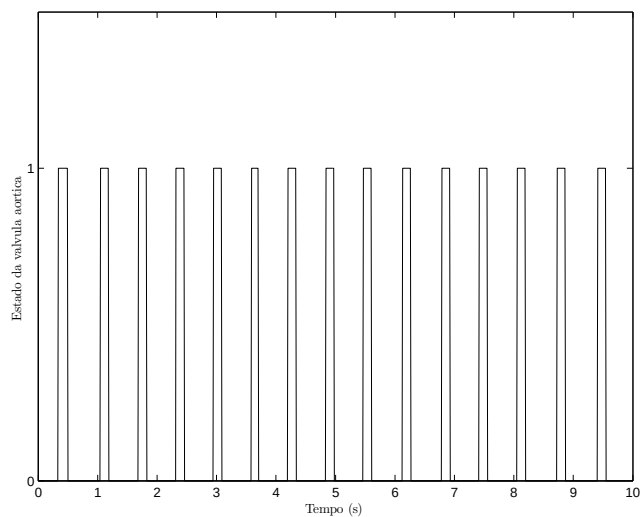


Figura 56 – Estado da válvula aórtica para a simulação 1 utilizando HIL

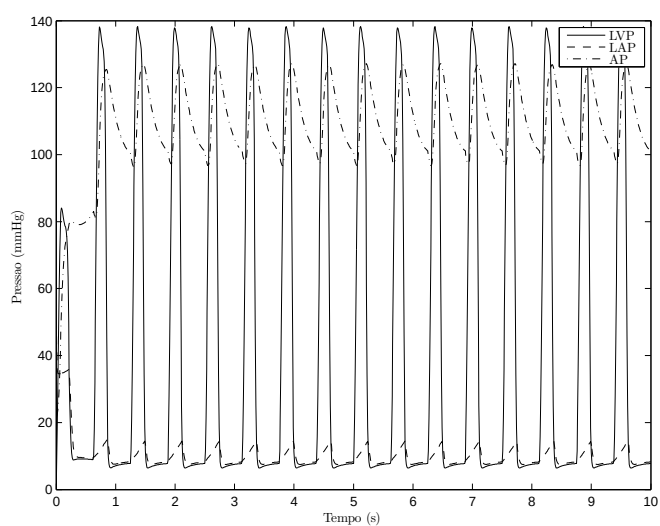


Figura 57 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 1 utilizando simulação puramente computacional

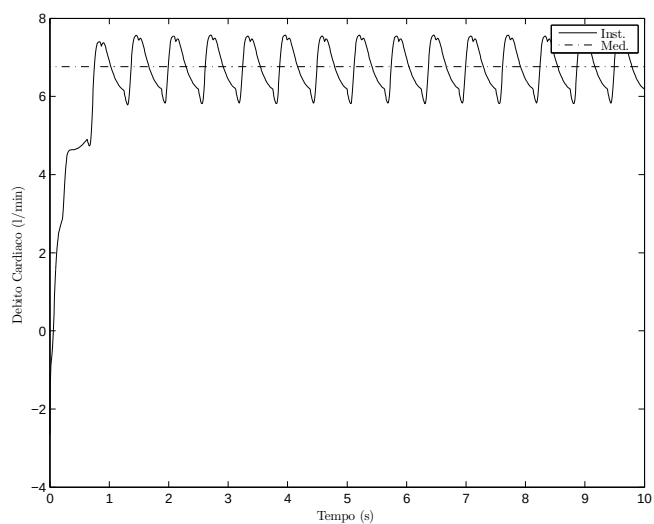


Figura 58 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 1 utilizando simulação puramente computacional

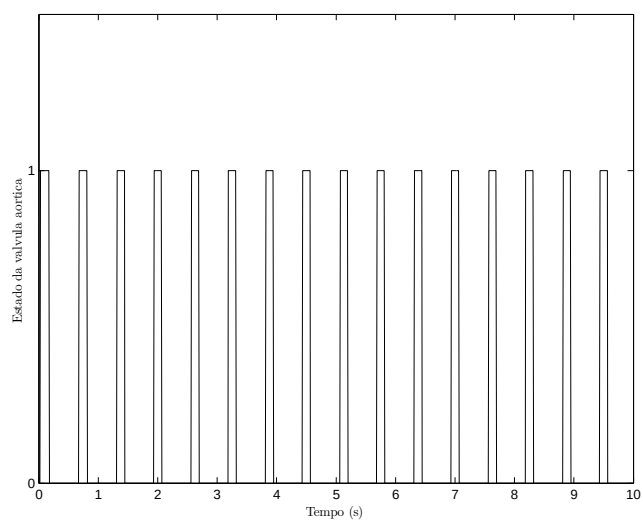


Figura 59 – Estado da válvula aórtica para a simulação 1 utilizando simulação puramente computacional

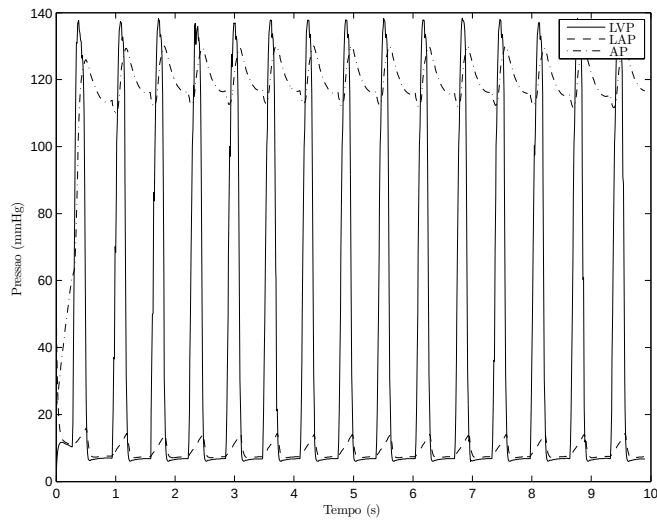


Figura 60 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 2 utilizando HIL

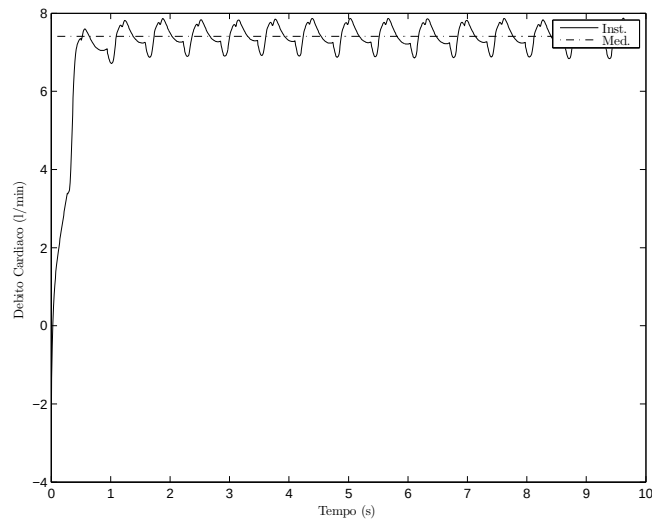


Figura 61 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 2 utilizando HIL

e as pressões sistólicas e diastólicas não aumentaram o suficiente para prejudicar a saúde do paciente.

Comparando estes resultados com aqueles obtidos por simulação puramente computacional (figuras 63, 64 e 65), pode-se afirmar que, novamente, eles são extremamente semelhantes, diferindo apenas no período transiente (aproximadamente o primeiro segundo de simulação).

Os resultados obtidos na terceira simulação estão apresentados nas figuras

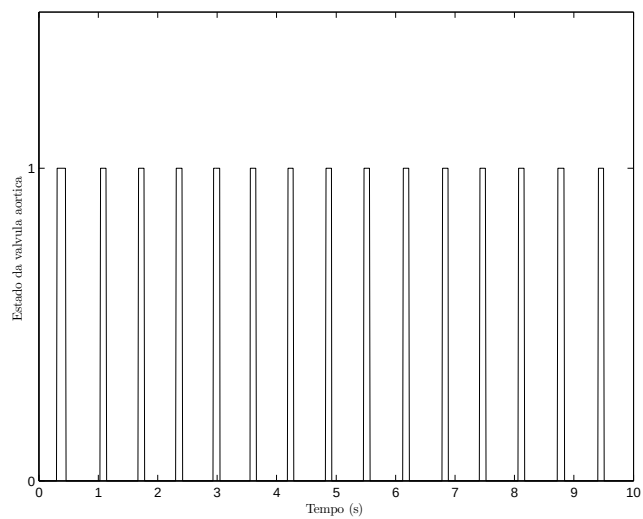


Figura 62 – Estado da válvula aórtica para a simulação 2 utilizando HIL

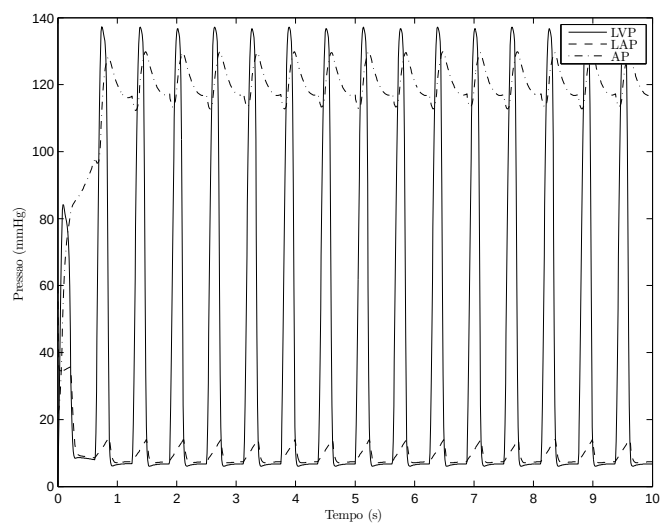


Figura 63 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 2 utilizando simulação puramente computacional

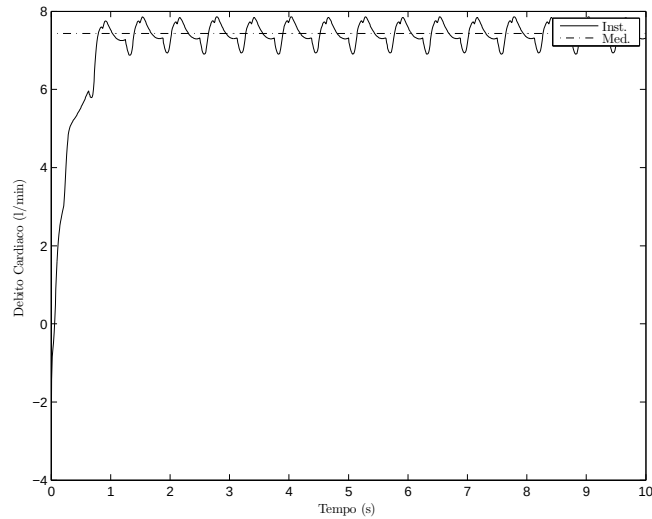


Figura 64 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 2 utilizando simulação puramente computacional

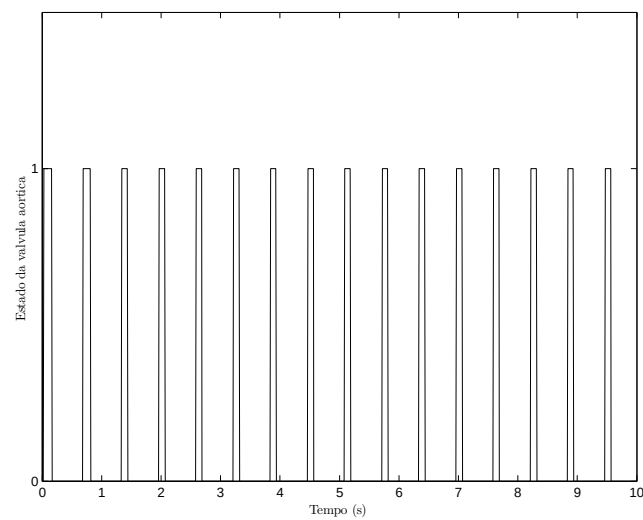


Figura 65 – Estado da válvula aórtica para a simulação 2 utilizando simulação puramente computacional

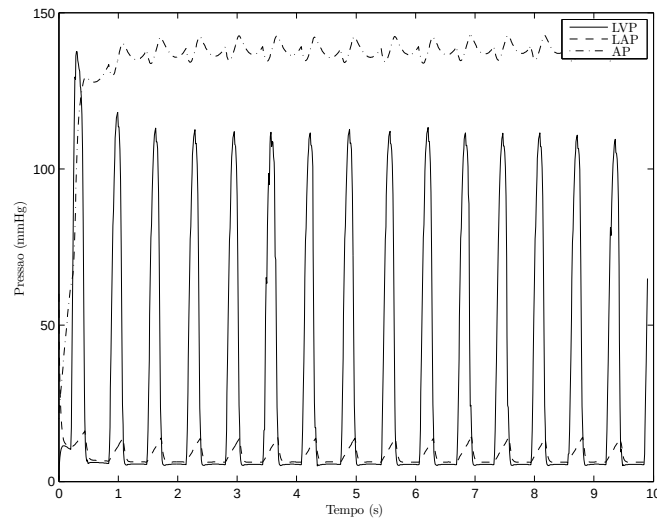


Figura 66 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 3 utilizando HIL

66, 67 e 68. Observa-se que, para o dente-de-serra entre 3500 e 4500 rpm há abertura da válvula aórtica, tem-se um débito cardíaco de aproximadamente 8,7 l/min e uma pressão arterial de aproximadamente 140/130 mmHg. Nessas condições, portanto, tem-se uma condição fisiológica indesejável de hipertensão.

Comparando estes resultados com aqueles obtidos por simulação puramente computacional (figuras 69, 70 e 71), pode-se afirmar que, novamente, eles são extremamente semelhantes, diferindo apenas no período transiente (aproximadamente o primeiro segundo de simulação).

Como pode ser observado nos três casos analisados, houve extrema similaridade entre os resultados obtidos por simulação puramente computacional e os obtidos por simulação *Hardware-in-the-loop*. Algumas pequenas diferenças são observadas, porém, nos instantes iniciais da simulação. Isso se deve ao fato de que, como se trata da simulação de um sistema dinâmico, ele é influenciado diretamente pelas variáveis de entrada do modelo. Como as simulações HIL foram executadas com o Arduino já em funcionamento (ou seja, já fornecendo a entrada para o modelo), os valores iniciais da função rampa em $t_0 = 0$ não são necessariamente iguais. Sendo assim, as partidas do modelo ocorrem de pontos diferentes na curva de elastância e, com isso, percorrem caminhos distintos durante o período transiente, até que atinjam uma mesma condição de regime.

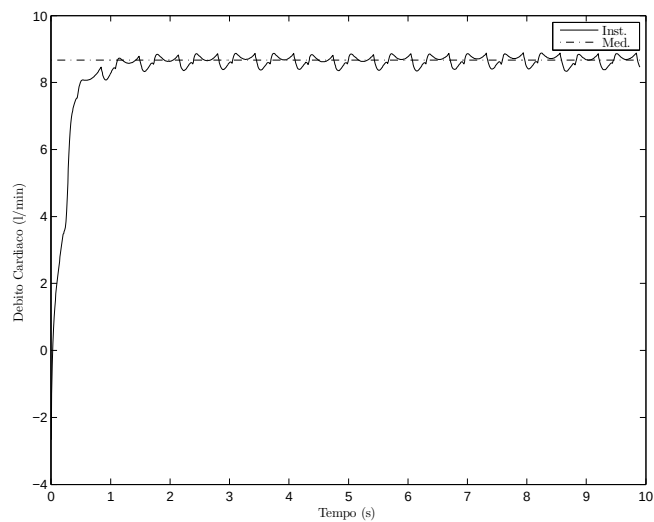


Figura 67 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 3 utilizando HIL

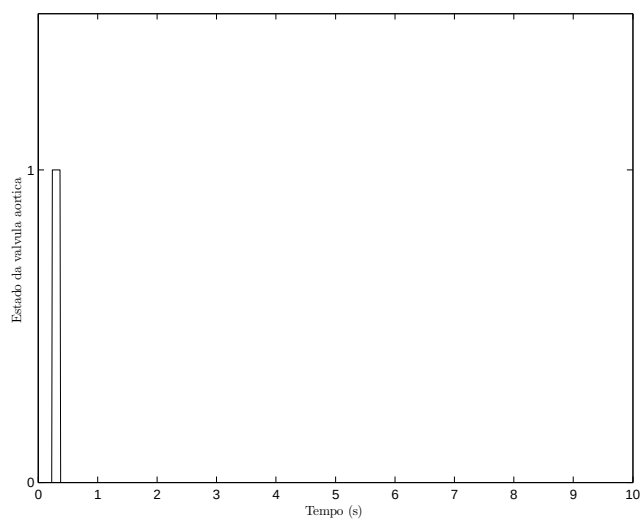


Figura 68 – Estado da válvula aórtica para a simulação 3 utilizando HIL

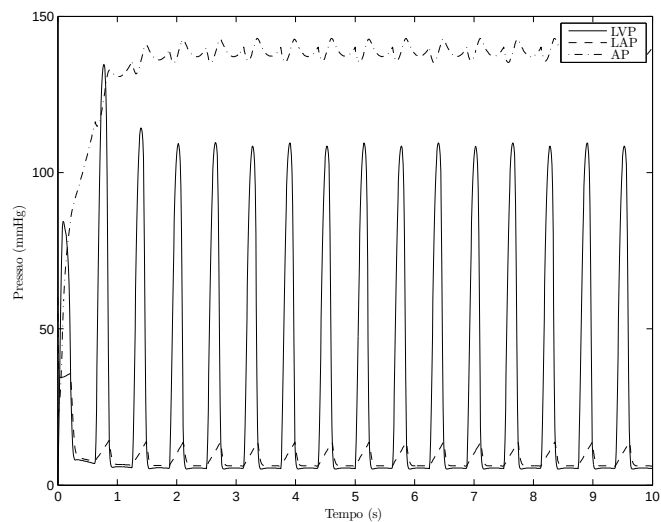


Figura 69 – Curvas de pressão obtidas para a simulação 3 utilizando simulação puramente computacional

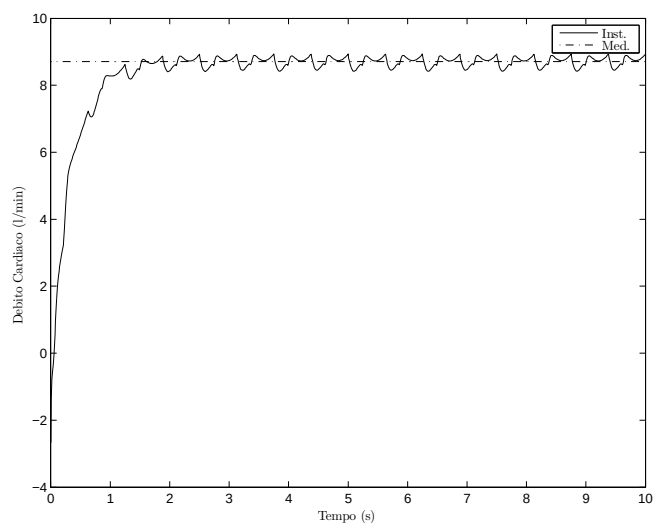


Figura 70 – Curva de débito cardíaco obtida para a simulação 3 utilizando simulação puramente computacional

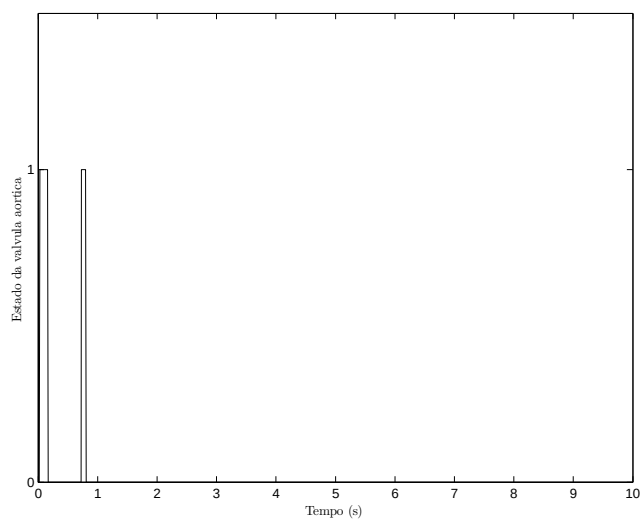


Figura 71 – Estado da válvula aórtica para a simulação 3 utilizando simulação puramente computacional

5 Conclusões

Foi possível implementar, neste trabalho, uma estratégia de controle de DAV que se baseou na detecção do complexo QRS como principal fonte de informação para a geração da curva de referência de velocidade. Para isso, foi utilizada uma implementação do algoritmo de Pan e Tompkins (1985) realizada por Hamilton (2002). O *setpoint* pode, a partir da detecção dos complexos QRS, ser ajustado em tempo real de acordo com os patamares de velocidade desejados, segundo a forma de uma função dente-de-serra sincronizada com o intervalo RR do ECG.

Conforme foi observado, porém, a referência de velocidades em dente de serra não permite que a válvula aórtica abra regularmente, como é desejado. Isso ocorre porque a artéria aorta apresenta comportamento elástico, se deformando conforme a pressão aumenta e armazenando sangue. Com isso, a queda de sua pressão apresenta uma constante de tempo grande o suficiente para evitar que alterações rápidas na velocidade da bomba reflitam em abertura da válvula aórtica.

A redução da velocidade do DAV na forma de degrau presente na referência de velocidades em dente de serra provocou refluxo de sangue no ventrículo, o que é indesejável. Assim, se for necessário reduzir a velocidade da bomba, deve-se encontrar uma forma menos brusca de fazê-lo.

A frequência cardíaca é um parâmetro fisiológico capaz de representar a demanda de sangue pelos tecidos, pois o corpo apresenta mecanismos intrínsecos que a regulam conforme a atividade metabólica. Assim, ela é uma candidata como parâmetro fisiológico para algoritmos de controle de DAV, reforçando o uso desses parâmetros como sinais sensoriais úteis à malha de controle.

A simulação *Hardware-in-the-Loop* é uma ferramenta poderosa quando usada como suporte ao desenvolvimento e validação de algoritmos de controle de DAV. Ela é capaz de simular bancadas de teste, assim como a própria bomba com base em suas curvas de operação. Com isso, é possível ter uma visão dos resultados da aplicação do algoritmo de controle antes de testes físicos. Foi possível, através dessa ferramenta, demonstrar a igualdade entre os resultados obtidos por simulação puramente computacional e aqueles obtidos utilizando a aquisição de dados com HIL.

6 Sugestões para trabalhos futuros

Com base nos resultados obtidos ao longo do desenvolvimento deste trabalho, foram observadas algumas oportunidades de desenvolvimento de pesquisa que podem vir a auxiliar a comunidade científica no avanço da tecnologia vinculada, principalmente, à assistência cardiovascular.

A primeira sugestão é a realização dos testes, que neste trabalho foram realizados utilizando simulação computacional, no Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular, desenvolvido por Fonseca (2013), pesquisador do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. Isso seria interessante para verificar uma repetição dos resultados em dois modelos (físico/computacional presente na bancada desenvolvida por Fonseca (2013) e computacional utilizado neste trabalho).

A segunda sugestão, relacionada ao baixo desempenho observado pela imposição de uma referência de velocidade na forma de dente-de-serra, é a avaliação da utilização de um DAV controlado com velocidade constante, porém ajustável com base na frequência cardíaca do paciente. Dessa maneira, em uma situação de esforço, por exemplo, em que se observaria o aumento da frequência cardíaca, o DAV deveria fornecer um fluxo maior, que permitisse ao sistema cardiovascular atingir a perfusão adequada. Essa alternativa oferece uma forma de adaptar o controle do DAV às demandas fisiológicas do paciente. Entretanto, ela não evita a calcificação da válvula aórtica.

Por fim, faz-se uma terceira sugestão, frente à potencial ferramenta representada pela simulação *Hardware-in-the-loop*. Ao trabalhar com esta técnica, percebeu-se que ela pode facilitar a condução de testes para avaliação de desempenho de diversos sistemas, entre eles os de controle. Ela poderia ser utilizada, então, como um componente de uma bancada de testes de desenvolvimento tanto de DAVs quanto seus controladores, diminuindo o espaço físico ocupado por equipamentos de testes, bem como reduzindo o custo e o tempo de desenvolvimento de protótipos. Além disso, como todo o modelo seria simulado computacionalmente, seria mais fácil atualizar o sistema com modelagens mais precisas e representativas.

Referências

ANTAKI, J.F.; BOSTON, J.R.; SIMAAN, M.A. Control of heart assist devices. In: *Decision and Control, 2003. Proceedings. 42nd IEEE Conference on*. [S.l.: s.n.], 2003. v. 4, p. 4084–4089 vol.4. ISSN 0191-2216. Citado na página 40.

BERNE, R.M.; LEVY, M.N. *Cardiovascular Physiology*. Mosby, 2001. (Mosby physiology monograph series). ISBN 9780323011273. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=CNlqAAAAMAAJ>>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 32.

BIRKS, Emma J. et al. Left ventricular assist device and drug therapy for the reversal of heart failure. *New England Journal of Medicine*, v. 355, n. 18, p. 1873–1884, 2006. PMID: 17079761. Citado na página 21.

BOICHAT, Nicolas et al. Wavelet-based ecg delineation on a wearable embedded sensor platform. In: LO, Benny P. L.; MITCHESON, Paul (Ed.). *BSN*. [S.l.: IEEE Computer Society, 2009. p. 256–261. ISBN 978-0-7695-3644-6. Citado na página 33.

FERREIRA, A et al. A nonlinear state-space model of a combined cardiovascular system and a rotary pump. In: *Decision and Control, 2005 and 2005 European Control Conference. CDC-ECC '05. 44th IEEE Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 897–902. Citado 4 vezes nas páginas 14, 71, 72 e 74.

FONSECA, Jeison Willian Gomes da. *Projeto, Construção e Validação de um Simulador Híbrido do Sistema Cardiovascular*. Tese de doutorado em Dispositivos e Sistemas Eletrônicos — Instituto Tecnológico de Aeronáutica, São José dos Campos, 2013. Citado na página 105.

GADDUM, Nicholas R. et al. Starling-like flow control of a left ventricular assist device: In vitro validation. *Artificial Organs*, v. 38, n. 3, p. E46–E56, 2014. ISSN 1525-1594. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/aor.12221>>. Citado na página 40.

GIRIDHARAN, Guruprasad A.; SKLIAR, Mikhail. Nonlinear controller for ventricular assist devices. *Artificial Organs*, v. 26, n. 11, 2002. Citado na página 40.

GIRIDHARAN, Guruprasad A.; SKLIAR, Mikhail. Physiological control of blood pumps using intrinsic pump parameters: A computer simulation study. *Artificial Organs*, v. 30, n. 4, 2006. Citado na página 40.

GOLDBERGER, Ary L. et al. Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, v. 101, n. 23, p. e215–e220, 2000. Disponível em: <<http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.abstract>>. Citado na página 49.

- GONG, Yuexian et al. Simulate heart failure by a mathematical model. In: *Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2009. ICBBE 2009. 3rd International Conference on. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1–4. Citado 2 vezes nas páginas 77 e 85.
- GUYTON, Arthur C.; HALL, John Edward. *Textbook of Medical Physiology: Enhanced E-book*. Elsevier Health Sciences, 2010. (Guyton Physiology). ISBN 9781437726749. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=Po0zyO0BFzwC>>. Citado 6 vezes nas páginas 13, 26, 27, 28, 29 e 31.
- HAMILTON, P. Open source ecg analysis. *Computers in Cardiology*, v. 29, p. 101–104, 2002. ISSN 0276-6547. Citado 7 vezes nas páginas 13, 54, 55, 56, 57, 63 e 103.
- ITIKI, Cinthia; NASCIMENTO, Vítor Heloiz. *Apostila de Processamento de Sinais de Tempo Discreto*. [S.l.: s.n.], 2007. Citado na página 36.
- KOMOROWSKI, Dariusz; MALCHER, Andrzej; PIETRASZEK, Stanislaw. Hybrid system of ecg signal acquisition and qrs complexes detection for special medical devices synchronization. v. 22, p. 227–234, 2013. ISSN 1642-6037. Citado na página 33.
- LEÃO, Tarcísio et al. Study of speed control of the implantable centrifugal blood pump to avoid aortic valve stenosis. In: *22nd International Congress of Mechanical Engineering*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 6133–6138. Citado na página 21.
- LEDIN, Jim. Hardware in the loop simulation. *Embedded Systems Programming*, p. 42–60, 1999. Citado 4 vezes nas páginas 13, 43, 44 e 45.
- MARTINEZ, J.P. et al. A wavelet-based ecg delineator: evaluation on standard databases. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 51, n. 4, p. 570–581, April 2004. ISSN 0018-9294. Citado na página 33.
- MIN, Young-Jae et al. Design of wavelet-based ecg detector for implantable cardiac pacemakers. *IEEE Trans. Biomed. Circuits and Systems*, v. 7, n. 4, p. 426–436, 2013. Citado na página 33.
- NEOPHYTOU, N.; KYRIAKIDES, A.; PITRIS, C. Ecg analysis in the time-frequency domain. In: *Proceedings of the 2012 IEEE 12th International Conference on Bioinformatics & Bioengineering (BIBE)*. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 2012. (BIBE '12), p. 80–84. ISBN 978-1-4673-4357-2. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/BIBE.2012.6399711>>. Citado na página 33.
- PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Trans Biomed Eng*, v. 32, n. 3, p. 230–236, mar. 1985. ISSN 0018-9294. Disponível em: <<http://view.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3997178>>. Citado 12 vezes nas páginas 13, 22, 33, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 57, 66 e 103.
- TOMPKINS, Willis J. *Biomedical Digital Signal Processing*. [S.l.: s.n.], 2010. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 52.

UEBELHART, Beatriz et al. Study of a centrifugal blood pump in a mock loop system. *Artificial Organs*, v. 37, n. 11, p. 946–949, 2013. ISSN 1525-1594. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/aor.12228>>. Citado na página 21.

WU, Yi et al. A bridge from short-term to long-term left ventricular assist device—experimental verification of a physiological controller. *Artificial Organs*, Blackwell Science Inc, v. 28, n. 10, p. 927–932, 2004. ISSN 1525-1594. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1525-1594.2004.07381.x>>. Citado na página 40.

XU, L.; FU, M. Computer modeling of interactions of an electric motor, circulatory system, and rotary blood pump. *American Society for Artificial Internal Organs Journal*, v. 46, n. 5, p. 604–611, 2000. ISSN 1058-2916. Citado 7 vezes nas páginas 15, 42, 77, 79, 80, 81 e 83.

XUE, Qiuzhen; HU, Y.H.; TOMPKINS, Willis J. Neural-network-based adaptive matched filtering for qrs detection. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, v. 39, n. 4, p. 317–329, April 1992. ISSN 0018-9294. Citado na página 33.

Anexos

ANEXO A – Código implementado na plataforma Arduino

```

1 #include <ecg_gen.h>
2 #include <qrsdet.h>
3 #include <qrsfilt.h>
4 #include <sample_array.h>
5
6 #define SAMPLING_PERIOD      8
7 #define CONTROL_PERIOD      10
8 #define DEFAULT_SETPPOINT_RPM 3500
9 #define RPM_DAC_0V          2000
10 #define RPM_DAC_5V          4000
11
12 #define DAC2_MAX             63
13
14 // DAC1 pins
15 const int dac1_bit0 = 0;
16 const int dac1_bit1 = 1;
17 const int dac1_bit2 = 2;
18 const int dac1_bit3 = 3;
19 const int dac1_bit4 = 4;
20 const int dac1_bit5 = 5;
21 const int dac1_bit6 = 6;
22 const int dac1_bit7 = 7;
23 //DAC2 pins
24 const int dac2_bit0 = 8;
25 const int dac2_bit1 = 9;
26 const int dac2_bit2 = 10;
27 const int dac2_bit3 = 11;
28 const int dac2_bit4 = 12;
29 const int dac2_bit5 = 13;
30
31 QRSDet detector;
32 ECGGen generator;
33
34 int last_sampling_task_time = 0;
35
36 int last_control_task_time = 0;
37
38 unsigned long last_qrs_event = 0;
39
40 unsigned long next_qrs_event = 0;
41
42 unsigned long rr_interval_ms = 0;
43
44 unsigned long current_setpoint = DEFAULT_SETPPOINT_RPM;

```

```
45 |
46 | unsigned long current_model_reference = 0;
47 |
48 | unsigned long max_setpoint = 4000;
49 |
50 | unsigned long min_setpoint = 2000;
51 |
52 | boolean first_qrs_detected = false;
53 |
54 | // Function prototypes
55 | void sampling_task();
56 | void control_task();
57 | void dac1_set_pins(uint8_t value);
58 | void dac2_set_pins(uint8_t value);
59 | unsigned char dac1_setpoint_value(unsigned long setpoint);
60 | unsigned char dac2_setpoint_value(unsigned long setpoint);
61 |
62 | void setup()
63 | {
64 |     // Initialize dac1 pins
65 |     pinMode(dac1_bit0, OUTPUT);
66 |     pinMode(dac1_bit1, OUTPUT);
67 |     pinMode(dac1_bit2, OUTPUT);
68 |     pinMode(dac1_bit3, OUTPUT);
69 |     pinMode(dac1_bit4, OUTPUT);
70 |     pinMode(dac1_bit5, OUTPUT);
71 |     pinMode(dac1_bit6, OUTPUT);
72 |     pinMode(dac1_bit7, OUTPUT);
73 |     // Initialize dac2 pins
74 |     pinMode(dac2_bit0, OUTPUT);
75 |     pinMode(dac2_bit1, OUTPUT);
76 |     pinMode(dac2_bit2, OUTPUT);
77 |     pinMode(dac2_bit3, OUTPUT);
78 |     pinMode(dac2_bit4, OUTPUT);
79 |     pinMode(dac2_bit5, OUTPUT);
80 |     // Initialize QRS detector
81 |     detector.initDetector();
82 | }
83 |
84 | void loop()
85 | {
86 |     int now = millis();
87 |     // SAMPLING TASK MANAGEMENT
88 |     if(now - last_sampling_task_time >= SAMPLING_PERIOD)
89 |     {
90 |         last_sampling_task_time = now;
91 |         sampling_task();
92 |     }
93 |     // CONTROL TASK MANAGEMENT
94 |     if(now - last_control_task_time >= CONTROL_PERIOD)
95 |     {
96 |         last_control_task_time = now;
97 |         control_task();
98 |     }
```

```

99  }
100
101 void sampling_task()
102 {
103     unsigned char ecg = generator.getSample();
104
105     dac1_set_pins(ecg);
106
107     int qrs_delay = detector.feedData(ecg) * SAMPLING_PERIOD;
108
109     if(qrs_delay != 0)
110     {
111         if(first_qrs_detected == false)
112         {
113             first_qrs_detected = true;
114         }
115         unsigned long new_last_qrs_event = millis() - qrs_delay;
116         rr_interval_ms = detector.get_rr_interval()*SAMPLING_PERIOD;
117         last_qrs_event = new_last_qrs_event;
118         next_qrs_event = last_qrs_event + rr_interval_ms;
119     }
120 }
121
122 void control_task()
123 {
124     if(first_qrs_detected == true)
125     {
126         unsigned long now = millis();
127         float now_parametric = ((float)now - (float)last_qrs_event) / (↵
            float)rr_interval_ms;
128         if(now_parametric > 1.0) // When we have this number greater than ↵
            1.0, last_qrs_event was not refreshed
129         {
130             now_parametric = ((float)now - (float)next_qrs_event) / (float)↵
                rr_interval_ms;
131         }
132         current_setpoint = (unsigned long)( (float)min_setpoint + ↵
            now_parametric*((float)(max_setpoint - min_setpoint)) );
133         current_model_reference = (unsigned long)( now_parametric * 5.0f * ↵
            100.0f );
134     }
135     dac2_set_pins(dac2_setpoint_value(current_setpoint));
136 }
137
138 void dac1_set_pins(uint8_t value)
139 {
140     PORTD = value;
141 }
142
143 void dac2_set_pins(uint8_t value)
144 {
145     digitalWrite(dac2_bit0,(value >> 0) & 0b1);
146     digitalWrite(dac2_bit1,(value >> 1) & 0b1);
147     digitalWrite(dac2_bit2,(value >> 2) & 0b1);

```

```
148     digitalWrite(dac2_bit3,(value >> 3) & 0b1);
149     digitalWrite(dac2_bit4,(value >> 4) & 0b1);
150     digitalWrite(dac2_bit5,(value >> 5) & 0b1);
151 }
152
153 unsigned char dac2_setpoint_value(unsigned long setpoint)
154 {
155     if(setpoint > RPM_DAC_5V)
156     {
157         return DAC2_MAX;
158     }
159     else
160     {
161         return (DAC2_MAX * (setpoint - RPM_DAC_0V)) / ( RPM_DAC_5V - ↵
            RPM_DAC_0V);
162     }
163 }
```