

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E
TECNOLOGIA DE SÃO PAULO

MARCELO BARBOZA SILVA

**REDES NEURAIS ARTIFICIAIS
PARA ESTIMAR ROTAÇÃO DE UM
DISPOSITIVO DE ASSISTÊNCIA
VENTRICULAR**

Dissertação apresentada ao curso de Mestrado Profissional *Stricto Sensu* em Controle e Automação do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de mestre.

ORIENTADOR: PROF. DR. EDUARDO GUY PERPÉTUO BOCK
COORIENTADOR: PROF. DR. PAULO ROBERTO BARBOSA

SÃO PAULO
2015

S581r Silva, Marcelo Barboza.

Redes neurais artificiais para estimar rotação de um dispositivo de assistência ventricular / Marcelo Barboza Silva. São Paulo: [s.n.], 2015.

93 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock.

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Barbosa.

Dissertação (Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2015.

1. Bomba de sangue centrífuga implantável 2. Dispositivo de assistência ventricular 3. Redes neurais artificiais 4. Órgãos artificiais
I. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo. II. Título

CDU 681.0

ATA DE EXAME DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Nome do Programa: **Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos**

Nome do(a) Aluno(a): **Marcelo Barboza Silva**

Nome do Orientador: **Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock**

Nome do Coorientador: **Prof. Dr. Paulo Roberto Barbosa**

Título do Trabalho: **"Redes neurais artificiais para estimar rotação de um dispositivo de assistência ventricular"**

Abaixo o resultado de cada participante da Banca Examinadora

Nome completo dos Participantes Titulares da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Eduardo Guy Perpétuo Bock – Orientador	IFSP – SPO	<i>Aprovado</i>
Prof. Dr. Alexandre Brincalpe Campo – Membro Interno	IFSP – SPO	<i>Aprovado</i>
Prof. Dr. Diolino José dos Santos Filho - Membro Externo	POLI - USP	<i>Aprovado</i>
Nome completo dos Participantes Suplentes da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Alexandre Simião Caporali – Membro Interno	IFSP - SPO	
Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade – Membro Externo	IDPC	

Considerando-o:

APROVADO
 NÃO APROVADO

Assinaturas

São Paulo, 30 de MARÇO de 2015


 Presidente da Banca


 Membro Interno


 Membro Externo

Observações:

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à Dona Maria das Graças Silva e ao Senhor José Barboza da Silva que me fizeram gostar da pesquisa, antes mesmo que eu aprendesse a ler. Dedico a Deus, afinal, se Newton, Einstein e Minha Mãe acreditam nele, por que eu teria que duvidar?

Dedico este trabalho à Lígia, por seu amor incondicional e paciência superficial. Dedico aos meus filhos Marcelinho, Eduardo e Mariana (no futuro), pelo orgulho e alegria que me dão a cada dia. Dedico também aos meus irmãos Marcos, Junior e Lucas pelo apoio, carinho e envolvimento.

Dedico este trabalho aos meus avós Onofra, Dorvalino (in memoriam), Rosa (in memoriam) e Geraldo, sempre me dizendo que estudar demais não faz bem para à cabeça... Dedico às outras 168 pessoas da minha família em São Paulo, Rio de Janeiro, Ipatinga, Belo Horizonte e Natal. Por motivos óbvios não vou conseguir escrever o nome de todos, mas devo escrever o nome da Tia Bebele por sua casa, da Tia Ninha, por sua fé, e da Tia Dinha por um vídeo game. Aos outros, saibam que meu coração é maior do que esta folha e cabe o nome de todos.

Dedico aos integrantes do grupo de amigos Raízes, que se encontravam aos domingos com a desculpa de estudar teatro, e que com brincadeiras ajudaram a formar meu caráter. Professor Mauro, Neno, Nice, Adilson, Jane, Marcão, Rogério, Bela, Juliana, Bia, Cleonice, Tati, Auriluce, Luciana, Beto, Flavio, Ricardo, Fernando, Nilda, Rosônia, Risi, Rose, Everton, Paulinho, Meire, Vanira, Alessandra, Janaina, Lili, Djalma e todos os outros que não fazem parte do Whatsapp.

Dedico ao Bernardino, Andreza, Roberto, Dinho, Reinaldo, Jean, Gilbert, Elias e a todos meus amigos do Jardim das Rosas, um lugar que como o próprio nome diz, por mais que te arranhe com seus espinhos, sua beleza é sempre lembrada.

Dedico também ao Belmonte, Sandro, Rafael, Michelle, Raphael, Roger, Hugo, ambos os Lucas, Victor, Douglas, Henrique e a todos que trabalham ou trabalharam na Murrelektronik, a empresa em que “Liberdade com Responsabilidade” é o maior valor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Prof. Dr. Eduardo Bock por me mostrar o quanto apaixonante é a pesquisa em corações artificiais, por me guiar e, alguma vezes, até me empurrar em uma pista de congressos, revistas, artigos e grupos de pesquisa. Agradeço ao Dr. Tarcísio Leão que além de grande inspirador deste trabalho, passando o bastão de melhor maneira possível, sempre me recebeu, sempre me ensinou e sempre suportou minhas perguntas. Agradeço ao meu coorientador Prof. Dr. Paulo Barbosa que me ajudou a saltar os obstáculos das redes neurais artificiais. Agradeço também ao Prof. Dr. Alexandre Brincalepe que além de me orientar na graduação e incentivar meu ingresso no programa, forneceu diversas dicas para a conclusão desta pesquisa. Agradeço a todos meus colegas de mestrado no IFSP, principalmente Miriam Ferraz que me encaminhou no início da pesquisa, Rodrigo Letang, Letícia Zambon e Mauricio Garcia que tanto me incentivaram.

Agradeço aos meus revisores Prof. Dr. Eduardo Bock e Mestra Regiane Rodrigues que não contaram para ninguém que eu não sei escrever.

Agradeço muito a todos os participantes do grupo de estudo da Mecatrônica da Poli-Usp, começando pelo Professor Dr. Diolino Santos Filho, por diversas orientações, conselhos, ensinamentos e ajuda. Agradeço também ao André Cavalheiro, Igor Munhoz, Edinei Legasp, Eduardo Souza, Flavio Paula, pela total influencia que tiveram neste trabalho. Reinaldo Squillante, Jeferson Souza, Rodrigo Ferrarezi e Osvaldo Asato por diversas orientações de organização.

Agradeço à grande pesquisa e aos pesquisadores do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia que além de me acompanharem no Colaob, colocaram minha pesquisa em outro nível de qualidade. Prof Dr. Aron, Mestre Evandro Drigo, Mestre Bruno Silva, Professor Dr. Jeison Fonseca, Rosa Sá e à Larissa Petta. Por ter aprendido muito sobre neuro darwinismo e sobre gênero, agradeço à Mestra Marisol Marini.

Agradeço à ETE Guaracy Silveira e à Universidade São Judas Tadeu por sua dedicação no meu desenvolvimento e na minha formação.

Agradeço aos atores, diretores, produtores e todos que participaram dos filmes “Repoman – Resgate de órgãos”, “Transcendência” (sobre redes neurais artificiais). Aos organizadores dos Podcasts Scicast (RNA no episódio 1 e Transplantes no episódio 48), Fronteiras da Ciência (Inteligência Artificial e Robótica), Diário de um Elefante (por ajudar a

organização com o Evernote), ao Dragões de Garagem por diversos episódios, entre eles, o de Metodologia e o de Congressos e ao Nerdcast por inspirarem toda essa galera.

Agradeço ao Shopping Interlagos por ter uma praça de alimentação muito propícia para que eu estudasse e conseguisse primeiramente passar no vestibular da Federal e depois conseguisse escrever essa dissertação.

“We’ve got no money, so we’ve got to think.”

Ernest Rutherford

“Remember to look up at the stars and not down at your feet”

Stephen Hawking

“Assistência mecânica circulatória é o futuro da cardiologia.”

Dr. Jarbas Dinkhuysen

RESUMO

Em 2014, foi batido o recorde de transplantes de coração no Brasil, mais de 300 pacientes receberam o órgão e saíram da fila. Mesmo assim, 259 pessoas ainda aguardavam um coração disponível. De acordo com estudos, 25% dos participantes desta fila chegarão a óbito antes de receber o órgão. Entretanto em todos esses casos o coração ainda funciona parcialmente, o que mostra que talvez não fosse necessário o transplante. Em alguns casos, uma máquina que auxilie o bombeamento de sangue é o suficiente para que o paciente aguarde a cirurgia ou se recupere. Foi pensando desta maneira que o Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) foi desenvolvido. Seu funcionamento em conjunto com o coração diminui o trabalho mecânico do miocárdio para o bombeamento do sangue. Entretanto, observou-se o surgimento de estenose na válvula aórtica nos pacientes assistidos. Isto ocorre porque com auxílio mecânico, essa válvula não funciona corretamente. Um campo de pesquisa ainda em desenvolvimento dos órgãos artificiais é o controle. O funcionamento natural dos órgãos humanos tem diversos processos fisiológicos que realizam o controle das suas funções. Muitos processos são desconhecidos, inclusive. A frequência cardíaca (FC), por exemplo, depende da pressão arterial, das atividades físicas e até das emoções. O objetivo deste trabalho é propor o controle da velocidade do motor de um DAV, a Bomba de Sangue Centrífuga Implantável (BSCI), através de um controle similar ao natural. Ao considerar a FC como um dado de entrada do controlador, diversas entradas serão consideradas. Tomando-se o funcionamento dos DAVs, cada pessoa apresenta variações nos parâmetros fisiológicos cardiovasculares. Acredita-se, portanto, que a utilização de inteligência artificial possa suprir as necessidades de um controle mais próximo do fisiológico. Durante a metodologia foi proposta uma rotina que analisa o eletrocardiograma (ECG) em tempo real, calcula a FC e, através de redes neurais artificiais (RNA), estima a rotação do motor do DAV. A rotação estimada e conseqüentemente o fluxo de sangue é proporcional à FC e ocorre de maneira a garantir o correto funcionamento da válvula aórtica. Os aplicativos em Matlab foram desenvolvidos seguindo esta rotina e testados em dezesseis ECGs do Banco de pacientes com insuficiência cardíaca do Physionet. Os resultados apresentados em simulações realizadas em Simulink foram considerados satisfatórios. Foi concluído que a estratégia de controle de um DAV deve evitar a estenose da válvula aórtica e levar em consideração a FC. Os resultados

também demonstraram que este controle pode ser feito com RNA. Testes *in vitro*, melhorias na rotina e melhorias nos aplicativos serão conduzidos futuramente.

Palavras Chave: Bomba de Sangue Centrífuga Implantável, Dispositivo de Assistência Ventricular, Redes Neurais Artificiais, Órgãos Artificiais.

ABSTRACT

In 2014 the record of heart transplantation in Brazil was reached, more than 300 patients received the organ and are no longer in waiting lines. Nevertheless, 259 people were waiting for an available heart yet. According with studies, 25% of components of that list will die before receive the organ. However in all these cases, the heart still works partially, what show that maybe transplant is not mandatory. In some cases, a machine that helps the natural heart to pump is enough to patient survive until the surgery and/or his recover. Based on this principle, a Ventricular Assist Device (VAD) was designed. It operates together with natural heart decreasing the mechanical work of myocardia required to pump blood. Though, stenosis in aortic valve was noticed in assist patients. That happened because with mechanical assistance, that valve does not work properly. A prominent research field is control applied in artificial organs. The natural operation of human organs has many physiological processes to control their functions, including some unknown processes. Heart rate (HR), for example, depends on blood pressure, physical activities and even emotions. So the focus of this work is to control the motor speed of a VAD, the Implantable Centrifugal Blood Pump (ICBP), through a control similar to natural control. To consider HR as controller input, various inputs will be considered. For VAD study, each person has different parameter variations in cardiovascular system. Therefore is believed that artificial intelligence can fulfill requirements of an artificial control close to natural control. During methodology was proposed a routine that analyses the electrocardiogram in real time, calculates HR and, through artificial neural networks, estimates speed of VAD's motor. Estimated speed and consequently blood flow is proportional to HR and occurs in order to ensure proper functioning of the aortic valve. Applications in Matlab were designed following that routine and tested in sixteen electrocardiograms of Congestive Heart Failure Database from Physionet. The simulated results in Simulink ware very good. The conclusion was that the VAD's control strategy has to avoid stenosis in aortic valve e analyze HR. Results also demonstrated that control may use ANN. Testes *in vitro*, improvements in routine and improvements in applications will be conduct in future.

Keywords: Implantable Centrifugal Pump Blood, Ventricular Assist Device, Artificial Neural Networks, Artificial Organs.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Dispositivo de assistência ventricular (CLEVELAND_CLINIC, 2015).....	21
Figura 2 – Diagrama de Blocos do Controle Atual	23
Figura 3 – Diagrama de Blocos com Controlador Proposto	24
Figura 4 – O coração humano com 4 câmaras (Miller 2006)	27
Figura 5 – Estrutura da válvula aórtica (SOUZA, <i>et al.</i> , 2014).....	28
Figura 6 – Relação entre o ciclo cardíaco e alguns sinais fisiológicos. Adaptado de Guyton e Hall (2010) apud (SOUZA, <i>et al.</i> , 2014)	29
Figura 7 – Caracterização da Onda do ECG (BRONZINO, 2000).....	30
Figura 8 – Máquina Coração-Pulmão moderna.....	32
Figura 9 – Dispositivo de assistência ventricular, bomba axial.....	33
Figura 10 – Bomba de sangue centrífuga totalmente implantável e seu motor.	34
Figura 11 – Modelo do neurônio	37
Figura 12 – (a) Função de limiar. (b) Função Linear. (c) Função sigmóide com parâmetro de inclinação variável (AMBRÓSIO, 2002).....	40
Figura 13 – Fluxograma da rotina proposta com a) Preparar Sinal; b) Detectar Complexo QRS através de redes neurais artificiais; c) Validar Detector de QRS; d) Treinar RNA de detecção de QRS; e) Calcular BPM; f) Calcular Rotação do Motor; g) Treinar RNA para Calcular Rotação do Motor.	47
Figura 14 – RNA projetada para detectar complexos QRS, RNA_QRS1	52
Figura 15 – Estrutura da RNA_QRS2, cinco entradas, dois neurônios na camada escondida com função de ativação logística, uma saída com função de ativação linear.	52
Figura 16 – Saída da RNA_QRS2	54
Figura 17 - Gráfico de relação entre frequência cardíaca x demanda corporal. Adaptado de Ohuchi et al. (2001).	56
Figura 18 – Gráfico de relação entre rotações por minuto x fluxo da bomba. Adaptado de Ohuchi et al. (2001). 56	
Figura 19 – Simulador do sistema circulatório com DAV em Simulink. Adaptado de Souza e Paula (2014).	57
Figura 20 – Rotação do motor e abertura da válvula aórtica.	58
Figura 21 – Rotação do motor e aumento do fluxo de sangue na bomba.	58

Figura 22 – Estrutura da RNA_RPM	61
Figura 23 – Relação entre Alteração na rotação e Fluxo na bomba de 13 pacientes. Adaptado de Hayard et al. (2011).....	61
Figura 24 – Representação em 3d da tabela	62
Figura 25 – Representação em 3d da resposta da RNA_RPM	67
Figura 26 – Comparativo entre tabela do modelo e saída da RNA_RPM	67
Figura 27 – Frequência Cardíaca e Rotação estimada pela RNA_QRS2.	68
Figura 28 – Curvas de pressão do simulador do sistema circulatório com DAV com os dados da rotina principal. Pressão no ventrículo esquerdo (PVE), pressão no átrio esquerdo (PAE) e pressão aórtica (PA).	69
Figura 29 – Rotação estimada usada como entrada e Estado da válvula aórtica no simulador do Simulink.	70
Figura 30 – Debito cardíaco no Simulador do Simulink para as entradas apresentadas na figura 27.	70
Figura 31 – Fluxo de sangue na saída da bomba (l/min)	71
Figura 32 – Fluxograma da Rotina modificado para avaliar a RNA_RPM.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relação entre frequência cardíaca e rotações por minuto proposta	59
Tabela 2 – Treinamento da RNA_RPM	60
Tabela 3 – Resultados e Indicadores da RNA_QRS1.....	65
Tabela 4 – Resultados e Indicadores da RNA_QRS2.....	65
Tabela 5 – Resultados e Indicadores da RNA_QRS2 em todo o BIDMC.....	66

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABTO – Associação Brasileira de Transplantes de Órgãos e Tecidos
AG – Grossberg Aditivo (AG)
ALN – Rede Lógica Adaptativa (ALN)
ART1 – Adaptive Resonance Theory (ART1)
BAM – Memória Associativa Bidirecional (BAM)
BIDMC – Congestive Heart Failure Database, Banco de dados do Physionet
BIVAD – Bi Ventricular Assist Device
BLDC – Motor síncrono a ímã permanente sem escovas de corrente contínua
BM – Máquina de Boltzmann (BM)
bpm – Batimento por Minuto
BSCI – Bomba de sangue centrífuga implantável
CasCor – Cascade Correlation (CasCor)
CC – Corrente contínua
CEC – Circulação extracorpórea
CI – Circuito Integrado
CM – Máquina de Cauchy (CM)
CPN – Counterprogration (CPN)
DABiV – Dispositivos de Assistência Biventricular
DAV – Dispositivo de Assistência Ventricular
DAVD – Dispositivo de Assistência Ventricular Direito
DAVE – Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerdo
DH/CH – Hopfield Simétrico e Assimétrico (DH/CH)
DR – Driver-Reinforcement Learning (DR)
EKF – Filtro de Kalman (EKF)
EKFR – Filtro de Kalman Recorrente (EKFR)
EPUSP – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
FC – Frequência Cardíaca
HCOR – Hospital do Coração
IDPC – Instituto “Dante Pazzanese” de Cardiologia de São Paulo

IEC – International Electrotechnical Commission
IFSP – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo
ISA – Internacional Society of Automation
LAM – Memória Associativa Linear (LAM)
LM – Learning Matrix (LM)
LVAD – Left Ventricular Assist Device
LVQ – Learning Vector Quantization (LVQ)
MFA - Mean Field Annealing (MFA)
MPL – Rede Neural Artificial Perceptron de Múltipla Camada
OMS – Organização Mundial da Saúde
P – Controle Proporcional
PI – Controle Proporcional mais integral
PNN – Rede Neural Probabilística (PNN)
RCC – Cascade Correlation Recorrente (RCC)
RNA – Rede Neural Artificial
rpm – rotação por minuto
RTRL – Aprendizado Recorrente em Tempo Real (RTRL)
RVAD – Right Ventricular Assist Device
SOM – Mapa Auto-organizável de Kohonen (SOM)
TAM – Memória Associativa Temporal (TAM)
TDNN – Time Delay Neural Network (TDNN)
UTI – Unidade de Terapia Intensiva
WFDB – Banco de dados de formas de ondas, ou WaveForm DataBase

LISTA DE SÍMBOLOS

y_k - saída do neurônio k;

φ - função de ativação;

θ_k - bias ou somador;

p - quantidade de entradas que o neurônio possui;

w_{ki} - peso de cada entrada;

x_i - valor da entrada.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	Objetivos	24
1.2	Organização do trabalho	25
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	26
2.1	Sistema Circulatório	26
2.1.1	O Coração	26
2.1.2	A Válvula Aórtica.....	28
2.1.3	O ciclo cardíaco	29
2.1.4	ECG	30
2.1.5	Pressão Sanguínea.....	31
2.1.6	Doenças Cardíacas	31
2.2	DAV, coração artificial e a circulação extracorpórea.....	31
2.2.1	História do DAV	32
2.2.2	Classificação dos DAVs	33
2.2.3	Princípio de sua bomba.....	33
2.2.4	Localização do aparelho	34
2.2.5	DAV no Brasil	34
2.3	Redes Neurais Artificiais	35
2.3.1	Histórico das RNAs	36
2.3.2	Modelo Matemático.....	37
2.3.3	Características Principais.....	38
2.3.4	Redes do Tipo Perceptron de Múltiplas Camadas (MLP)	41
2.4	Neuro Darwinismo.....	41
2.5	Aplicações das Redes Neurais Artificiais na Biomedicina.....	42
2.6	Outras Técnicas de Controle de DAV	44

2.7	Considerações Finais do Capítulo.....	46
3	MATERIAIS E MÉTODOS	47
3.1	Matlab	48
3.1.1	Simulink.....	48
3.1.2	Neural Network Toolbox	49
3.2	Banco de Dados de ECG - Physionet	49
3.2.1	PhysioToolkit.....	49
3.3	Blocos da rotina	50
3.3.1	Preparar Sinal.....	50
3.3.2	Detectar Complexo QRS	51
3.3.3	Validar Detector de QRS	52
3.3.4	Treinar RNA de detecção de QRS.....	53
3.3.5	Calcular BPM	54
3.3.6	Calcular Rotação do Motor.....	55
3.3.7	Treinar RNA para Calcular Rotação do Motor.....	61
3.4	Considerações Finais do Capítulo.....	63
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	64
4.1	Detecção do Complexo QRS	64
4.2	Rotação do Motor	66
4.3	Validação da metodologia no Simulink.....	68
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	72
6	TRABALHOS FUTUROS.....	74
7	BIBLIOGRAFIA.....	76
8	APÊNDICE A: Simulador do sistema cardiovascular assistido por um DAV.	82
9	APÊNDICE B: Rotinas implementadas em Matlab.....	83
9.1	“Rot.m” – Aplicativo que estima a rotação do motor do DAV.	83
9.2	“Treinar_RNA_QRS2.m” – Aplicativo que avalia e treina a RNA_QRS2....	86

9.3	“Treinar_RNA_RPM.m” – Aplicativo para treinar a RNA_RPM.	91
10	APÊNDICE C: Trabalhos publicados pelo autor até o momento	92

1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde, 17,5 Milhões de pessoas morreram em 2012 em decorrência de doenças cardíacas. A própria OMS faz uma estimativa de que serão 17,8 milhões de mortes em 2015 e 22,2 milhões em 2030 (OMS, 2014).

O Brasil é considerado um país violento, pois existem muitos assassinatos e o trânsito faz cada vez mais vítimas. Apesar disso, segundo o Ministério da Saúde, as causas externas, grupo em que se enquadram mortes por acidente de trânsito, homicídios entre outros, são responsáveis por menos de 13% dos óbitos no país. O Ministério da Saúde ainda aponta que mais de 28% do total de óbitos no território brasileiro foram em decorrência de problemas no aparelho circulatório. Em 2012, ocorreram 333 mil mortes ligadas ao sistema circulatório (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

Atualmente, no Brasil, 259 pessoas aguardam na fila de espera por um transplante de coração e no ano de 2014 foram realizados 315 transplantes (RBT, 2014). Marinho, Cardoso e Almeida estudaram os dados das filas de transplantes de 2006 e concluíram que os pacientes brasileiros esperariam um coração até 2,12 anos (MARINHO, CARDOSO e ALMEIDA, 2010). Outro estudo, realizado com pacientes incluídos na lista única de espera do Ceará entre 1999 e 2006, indica que o tempo de espera médio foi de 136 dias e que 25% dos pacientes evoluíram para óbito antes da cirurgia (LIMA, *et al.*, 2010). A demanda por transplante de coração sempre foi maior do que a oferta, causando a morte de pacientes que esperam por um órgão. Entretanto, nem sempre o transplante é a única solução, visto que de acordo com Santelices *et al.*, o coração pode, inclusive, se recuperar (SANTELICES, *et al.*, 2010).

Em alguns casos, uma máquina que auxilie o bombeamento de sangue é suficiente para a recuperação do paciente. Foi pensando desta maneira que os Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) foram desenvolvidos, um desses dispositivos pode ser visto na figura 1. Nos Estados Unidos, mais de trinta mil pacientes poderiam ser beneficiados com o DAV (PATEL, *et al.*, 2005).

O estudo de dispositivos usados para substituir ou auxiliar o coração não é recente. Já na década de 1950 foi desenvolvida uma máquina coração-pulmão com o objetivo de realizar uma cirurgia de coração aberto (XIA, 2011).

Logo depois, fez-se necessário o desenvolvimento de um equipamento implantável. Na década de 1960 foi desenvolvida a primeira geração das bombas de sangue implantáveis. Um dispositivo pulsátil com membranas, válvulas e compressor de ar (LEGENDRE, 2003).

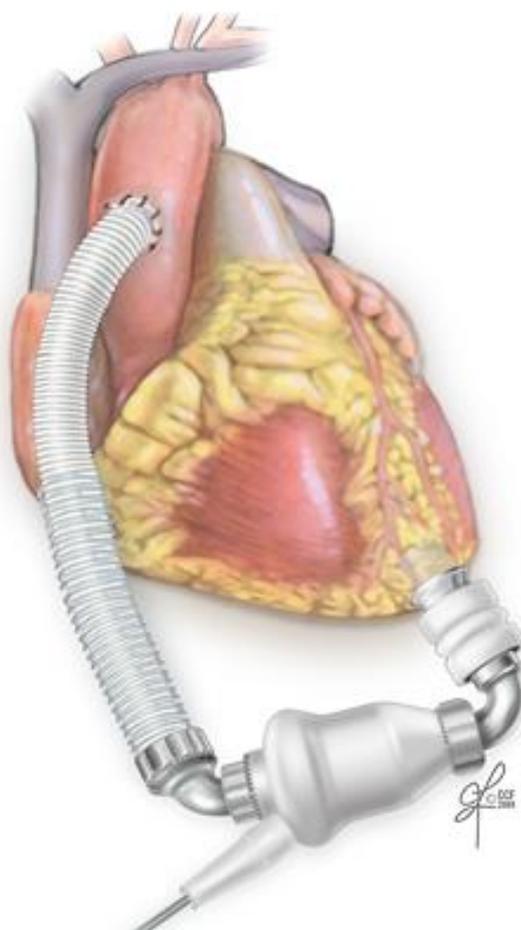


Figura 1 – Dispositivo de assistência ventricular (CLEVELAND_CLINIC, 2015).

Ao ser bombeado, o sangue pode sofrer danos como a hemólise e comprometer a saúde do paciente. A hemólise é o rompimento da membrana citoplasmática das hemácias que causa a destruição dessas células (responsáveis pelas trocas gasosas) e libera a hemoglobina no plasma. A hemólise pode ter causas naturais ou ser imposta pela utilização de equipamentos que geram trauma mecânico. Em bombas de sangue, a hemólise está relacionada a altas rotações e a mudanças bruscas na aceleração do sangue, criando alto gradiente de pressão em curto espaço de tempo.

A partir de estudos foi desenvolvida a terceira geração de bombas de sangue que são maiores e por isso possuem rotações próximas a 2.000 rpm. Também são contínuas e são conhecidas como bombas de sangue centrífugas, uma dessas bombas foi desenvolvida em parceria entre o Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, a Universidade Estadual de Campinas e o Instituto Federal de São Paulo e foi intitulada Bomba de Sangue Centrífuga Implantável ou apenas BSCI (BOCK, 2012).

Conforme a “II Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco”, a quantidade de transplantes de coração realizados no mundo não cresce de forma expressiva, e a terapia medicamentosa sozinha para a insuficiência cardíaca terminal continua a ter resultados desanimadores. Portanto, o desenvolvimento de dispositivos de assistência circulatória se faz necessário. Ainda segundo a diretriz, o Brasil possui pequena experiência com DAVs e são indicados apenas dispositivos importados. Mostrando a importância da assistência mecânica, o relatório ainda afirma que toda estrutura hospitalar que almeja se credenciar como um centro transplantador deveria estar preparada não só para o transplante, mas também para o implante de dispositivos de assistência ventricular mecânica (BACAL, *et al.*, 2009).

O DAV usado neste trabalho foi a BSCI. Esta bomba foi desenvolvida no Brasil com pedido de patente registrado PI 0706163-3 (BOCK, 2011) e possui uma bomba de sangue de terceira geração. O controlador usado possui um regulador manual da velocidade.

A pesquisa conduzida por Tarcísio Leão, do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia desenvolveu um controlador adaptativo para a BSCI no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. No trabalho de Leão, um controlador calcula a velocidade do motor a partir da vazão da bomba, ou seja, em função da demanda corporal (LEÃO, *et al.*, 2013). O Motor da BSCI foi modificado e foram feitos testes para caracterização do novo Motor (DRIGO, *et al.*, 2014).

As válvulas do coração podem ter dois problemas. A estenose ocorre quando duas cúspides começam a se calcificar e diminuem a passagem do sangue. A fraqueza dos cúspides ocorre quando os cúspides não se fecham totalmente e existe um refluxo ou regurgitação de sangue com a válvula fechada (MILLER, 2006). O implante do DAV altera a pressão entre átrio e ventrículo e pode causar estenose na válvula aórtica.

O controle de velocidade do motor e, em consequência, o controle da vazão da bomba é necessário, porque em caso de velocidade muito baixa pode ocorrer fluxo reverso, ou se a rotação estiver muito alta pode haver esvaziamento completo do ventrículo, duas características que podem prejudicar a saúde do assistido. Deve-se diminuir a chance de calcificação das válvulas naturais do coração, diminuindo a velocidade da bomba em curtos períodos do ciclo cardíaco (e, por conseguinte, do ECG) para causar uma diferença de pressão adequada (LEÃO, *et al.*, 2014).

As bombas centrífugas retiram sangue do ventrículo e injetam na artéria aorta. O fluxo reverso pode ocorrer quando a velocidade for muito baixa, e a pressão ventrículo-aorta for suficiente. Deve-se diminuir a chance de refluxo aumentando a velocidade da bomba.

A figura 2 apresenta o diagrama de blocos com o controlador atual. O operador, através de um potenciômetro, ajusta a velocidade da bomba (entre 1.400 e 1.800 rpm). O controlador recebe o sinal de erro e aumenta ou diminui a tensão no motor. O motor, por sua vez, aumenta ou diminui a velocidade aplicada na bomba de sangue que bombeia mais sangue para o organismo. A velocidade do motor também é usada para realimentar o sistema e comparada com o ajuste manual, gerando um sinal de erro.

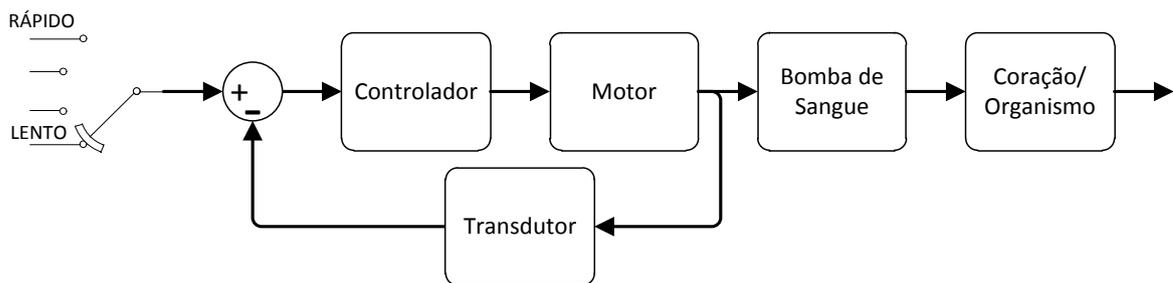


Figura 2 – Diagrama de Blocos do Controle Atual

O mesmo acontece com diversos dispositivos no mercado atualmente, que são até primitivos em termos de automação, exigindo que o próprio paciente ajuste o *Setpoint* (SAMAD, 2011).

O funcionamento natural dos órgãos humanos tem diversos processos fisiológicos que realizam o controle das suas funções. Muitos processos são desconhecidos, inclusive. A frequência cardíaca, por exemplo, depende da pressão arterial, das atividades físicas e até das emoções. E existe uma relação entre a frequência cardíaca e a demanda corporal (OHUCHI, *et al.*, 2001), por isso a frequência cardíaca é um bom indicador para a velocidade do motor.

O comportamento de um DAV é validado pelo médico do paciente (que em geral possui pouco conhecimento de hardware e programação). Assim sendo, toda e qualquer configuração deve ser simplificada e traduzida em termos de rotinas e funções.

Outro fator que se deve ter em mente é que os pacientes que utilizam DAVs são indivíduos diferentes entre si (dentro dos parâmetros estudados), portanto esse controlador deve aprender com cada paciente e cada situação qual a melhor velocidade. Por isso acredita-se que a inteligência artificial seja a melhor forma de controlar o sistema.

A técnica mais comum de inteligência artificial é a de Redes Neurais Artificiais (RNA). Essa técnica é inspirada no cérebro e seus neurônios. Cada neurônio em uma rede artificial recebe um somador e cada entrada de cada neurônio recebe um fator ou

multiplicador. Esses parâmetros podem ser calculados através de um método de aprendizagem em que é sugerido um conjunto de entradas e um conjunto de saídas (HAYKIN, 2001).

Pode-se treinar uma RNA com muitas amostras de diferentes pessoas e até mesmo com histórico do próprio paciente para analisar um Eletrocardiograma e sugerir a melhor velocidade.

1.1 OBJETIVOS

O objetivo principal deste estudo é propor uma ferramenta de controle baseada em redes neurais artificiais com aplicação específica em DAVs (conforme pode ser visto na figura 3), em que a rotação da bomba de sangue será realimentada e comparada, mas agora o *setpoint* (rotação objetivo) será a rotação estimada por um algoritmo que analisa a frequência cardíaca e estima a melhor rotação para cada situação.

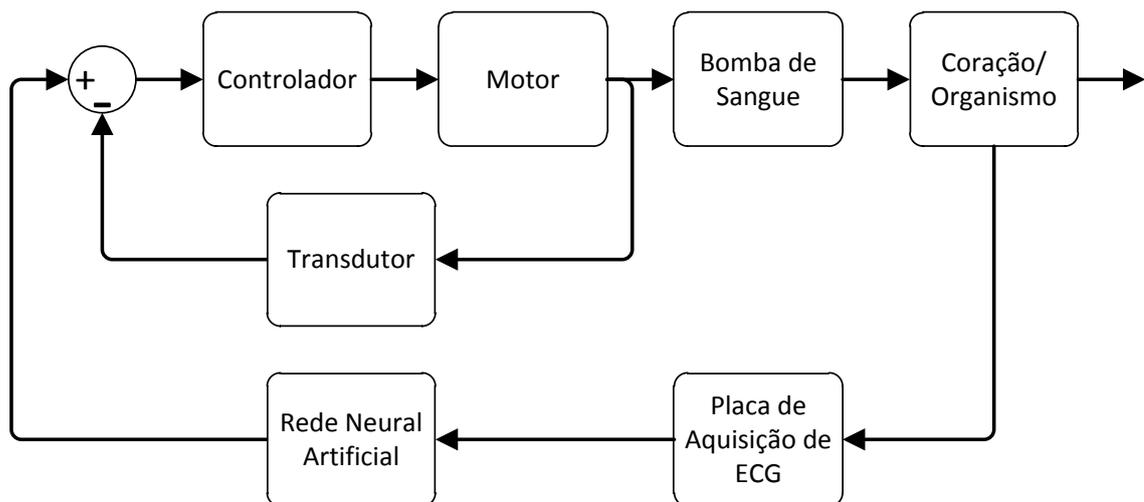


Figura 3 – Diagrama de Blocos com Controlador Proposto

É necessário calcular a frequência cardíaca a partir do ECG e para isso é necessário reconhecer o início e o fim do ciclo de um batimento cardíaco, ou seja, identificar as principais ondas componentes do Eletrocardiograma (ECG). Por isso, o segundo objetivo é reconhecer através de redes neurais artificiais o complexo QRS dentre as curvas do ECG.

Existe ainda um terceiro objetivo: quando necessário, deve-se diminuir a velocidade da bomba de sangue para garantir o correto funcionamento da válvula aórtica (abertura e fechamento) durante algumas fases do ciclo do ECG e evitar sua calcificação.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho, está composto de introdução, exposta anteriormente, capítulos 2, 3 e 4 e considerações finais.

No segundo capítulo, os conceitos básicos sistema circulatório, dispositivo de assistência ventricular e das redes neurais artificiais são abordados. Apresenta-se a revisão bibliográfica de alguns trabalhos de RNA em biomedicina e os mais recentes controladores para DAV.

No terceiro capítulo, a rotina proposta é apresentada com suas devidas partes, o início do algoritmo, o desenvolvimento das lógicas e o desenvolvimento e treinamento das RNAs. São apresentados, ainda, os softwares utilizados e o banco de dados de ECG usado para as simulações.

No quarto capítulo os resultados são apresentados, primeiramente da RNA responsável por detectar o complexo QRS. Em seguida, a RNA responsável por estimar a rotação do motor. Por fim, um simulador é usado para validar os resultados de todo o conjunto em 10s de gravação.

Nas considerações finais podem-se ver as conclusões sobre o uso de redes neurais artificiais em biomedicina, detecção de QRS, rotação do motor e também sobre a abertura da válvula aórtica. Ainda são apresentados trabalhos futuros, visto que muito ainda deve ser pesquisado nesta área, e referências.

Os apêndices com simulador utilizado, aplicativos desenvolvidos e trabalhos publicados em anais de eventos ligados a este trabalho finalizam a dissertação.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 SISTEMA CIRCULATORIO

A principal função do sistema circulatório humano é levar o sangue para artérias e órgãos, que leva nutrientes e oxigênio e coleta excreções. É constituído principalmente por coração, veias, artérias e sangue. A partir do coração esquerdo o fluxo de sangue recebe uma alta pressão e é transportado através de artérias, de arteríolas e de capilares para os órgãos. A partir daí, o sangue é coletado por veias e finalmente volta para o coração, desta vez do lado direito. No coração direito o sangue recebe nova carga de pressão e é direcionado para o pulmão. Depois de oxigenado, o sangue retorna para o coração direito e o ciclo se repete (WALTER, *et al.*, 2012).

Hidraulicamente pode-se modelar o sistema circulatório como um sistema de resistências hidráulicas em que duas bombas conectadas criam pressão em cada um dos sub circuitos (WALTER, *et al.*, 2012).

A frequência cardíaca é regulada pelo sistema reflexo barorreceptor, seu objetivo é manter a pressão arterial média estável. Através de sensores de pressão hidrostática localizados em diversos órgãos do organismo, mas principalmente no arco aórtico e nos seios carotídeos. Quando um aumento da pressão arterial é detectado, a atividade no sistema nervoso simpático diminui, reduzindo a frequência cardíaca e a resistência hidráulica periférica (GAO, *et al.*, 2012).

2.1.1 O Coração

O Coração humano é composto de quatro câmaras, dois ventrículos responsáveis pela injeção de sangue e dois átrios responsáveis por armazenar e preencher os ventrículos (MILLER, 2006). O coração está representado na figura 4.

O átrio é um reservatório para abastecer o ventrículo. Ele também funciona como uma pequena bomba para levar o sangue até o ventrículo. O ventrículo, por sua vez, é a principal fonte de força que impulsiona o sangue pela circulação pulmonar ou periférica (BOTTER, 2001).

O coração possui duas “bombas de sangue” conectadas em série. A parte esquerda do coração envia sangue oxigenado para o corpo via artéria aórtica. Esse sangue leva oxigênio para todas as células e retorna para a parte direita do coração sem oxigênio. A parte direita do

coração, ou o coração direito é responsável por bombear o sangue venoso (sem oxigênio) para oxigenar no pulmão e retornar para o coração esquerdo (BRONZINO, 2000).

O átrio esquerdo é uma câmara que recebe o sangue do pulmão. Em seguida o sangue é passado para o ventrículo esquerdo e bombeado para o corpo através da artéria aorta. O mesmo ocorre com o conjunto átrio-ventrículo direito.

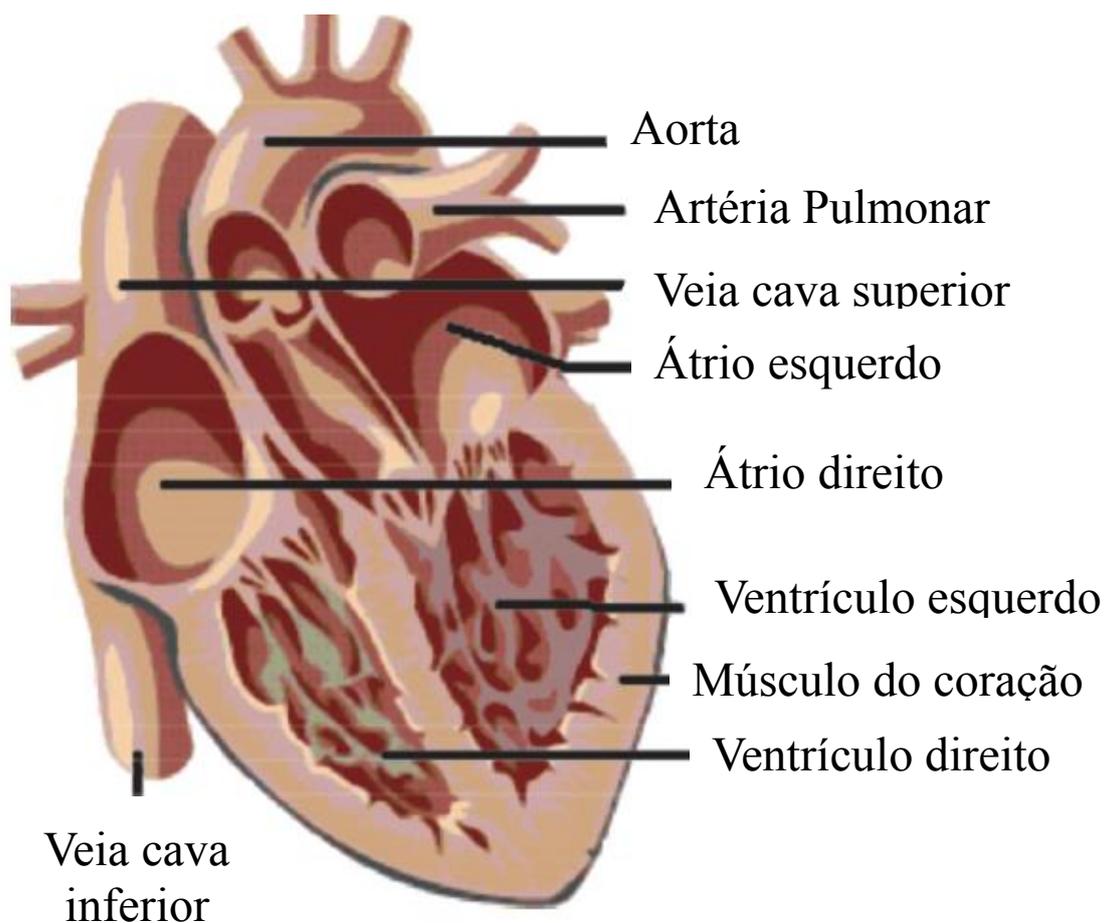


Figura 4 – O coração humano com 4 câmaras (Miller 2006)

Mais de 75% dos problemas de coração são causados por falhas do ventrículo esquerdo (YI, 2007) que é responsável por bombear para todo o corpo e é muito mais exigido. Por isso dentre os dispositivos de auxílio do coração (DAV), o mais usado é o DAV Esquerdo (DAVE).

A aorta e todas as artérias são bastante elásticas, e funcionam como um acumulador de pressão. Essa pressão diminui ao longo do caminho até os órgãos e nos capilares o fluxo de

sangue é contínuo. Já as veias são mais rígidas e por isso funcionam como um acumulador de volume.

2.1.2 A Válvula Aórtica

Existe uma válvula entre átrio e ventrículo para evitar que o sangue volte para o átrio quando o ventrículo for comprimido e existe uma válvula na saída do ventrículo que permanece fechada enquanto o ventrículo está sendo preenchido. Não existe válvula na entrada do átrio. Isto ocorre tanto no coração direito, como no coração esquerdo. Todas essas quatro válvulas se movem apenas por diferença de pressão, ou seja, não há um disparo de nenhum outro órgão (MILLER, 2006). Essas válvulas devem permanecer em movimento para garantir seu correto funcionamento (LEÃO, 2012).

O coração esquerdo possui duas válvulas: a válvula aórtica entre o ventrículo e a artéria aorta e válvula mitral entre o átrio e o ventrículo (MILLER, 2006). A Figura 5 apresenta a válvula aórtica que consiste em três cúspides que se abrem apenas na direção da artéria aorta e permitem o fluxo de sangue.

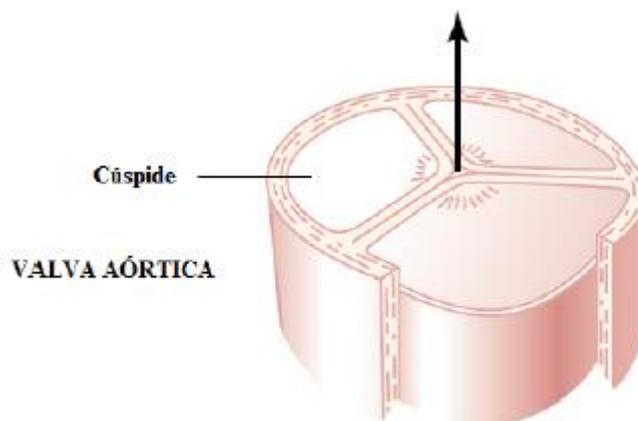


Figura 5 – Estrutura da válvula aórtica (SOUZA, *et al.*, 2014).

Nos últimos anos, os DAVs também são usados como uma ponte para a recuperação do coração do paciente. Neste caso, a válvula aórtica trabalhando sob condições fisiológicas anormais (por exemplo: sempre fechada) pode gerar sérias complicações (WANG e SIMAAN, 2014). Por isso, uma técnica para manter o correto funcionamento desta válvula é crucial.

2.1.3 O ciclo cardíaco

A batida do coração é um bombeamento de dois estágios em um período de até um segundo: Diástole e Sístole. Mais precisamente e focado no coração esquerdo, o ritmo cardíaco consiste de quatro fases principais: (1) Relaxamento Isovolumétrico com válvula mitral e válvula aórtica fechadas; (2) Preenchimento Ventricular com válvulas mitral aberta e válvula aórtica fechada; (3) Contração Isovolumétrica com válvula mitral e válvula aórtica fechadas; (4) Injeção Sistólica com válvula mitral fechada e válvula aórtica aberta (THIRIET, 2008). Este ciclo está representado na Figura 6 e relacionado com alguns sinais fisiológicos (SOUZA, *et al.*, 2014).

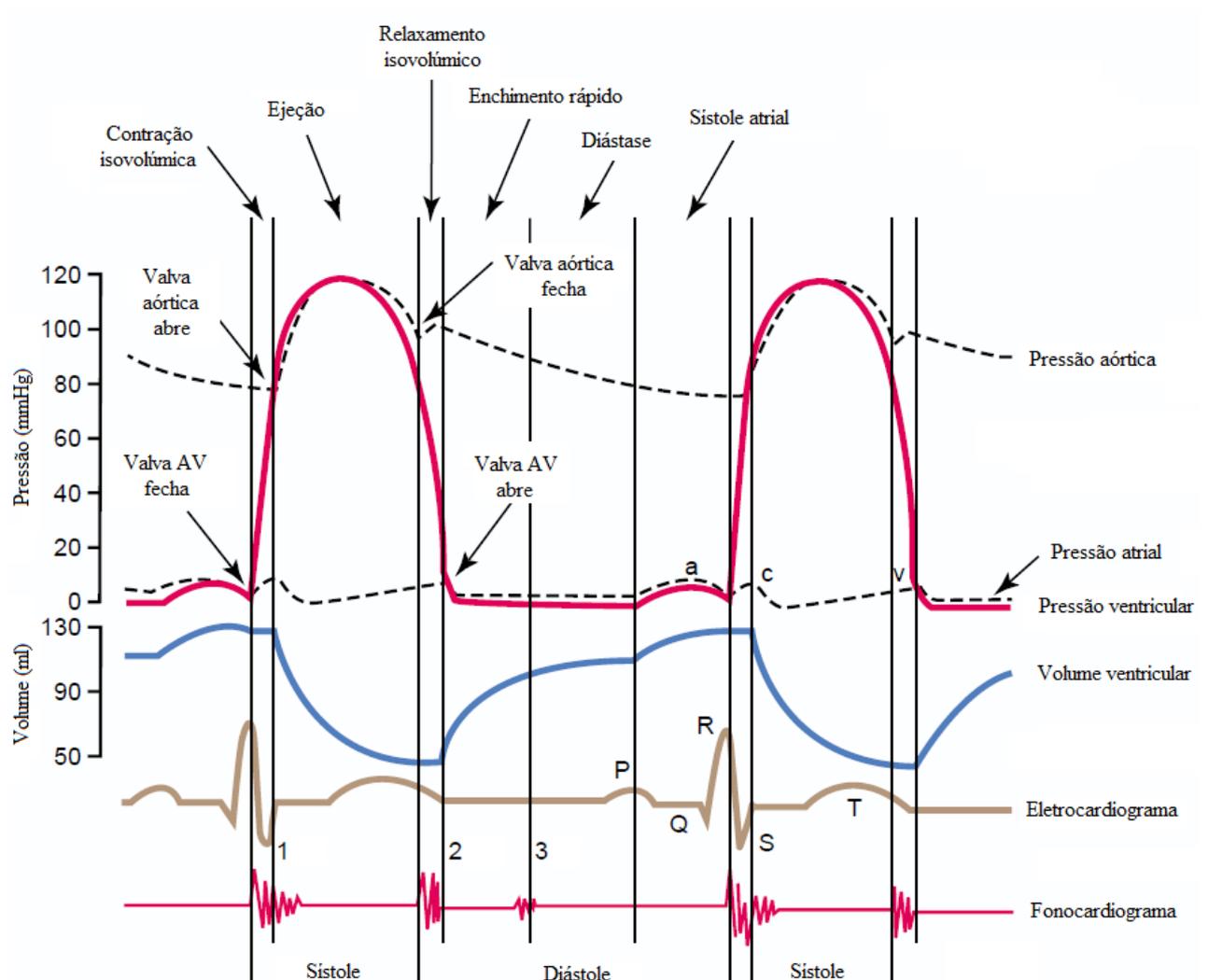


Figura 6 – Relação entre o ciclo cardíaco e alguns sinais fisiológicos. Adaptado de Guyton e Hall (2010) apud

(SOUZA, *et al.*, 2014)

2.1.4 ECG

O Eletrocardiograma (ECG) é o histórico da atividade elétrica do coração na superfície do corpo (BRONZINO, 2000). Sua parte elementar foi dividida em ondas de P a U para facilitar sua análise e estudo.

Para este trabalho a principal parte do ECG é o complexo QRS, formado pelas ondas Q, R e S. Por esta parte ser bem caracterizada, ela é comumente usada por softwares e algoritmos para detectar o início de um novo ciclo cardíaco.

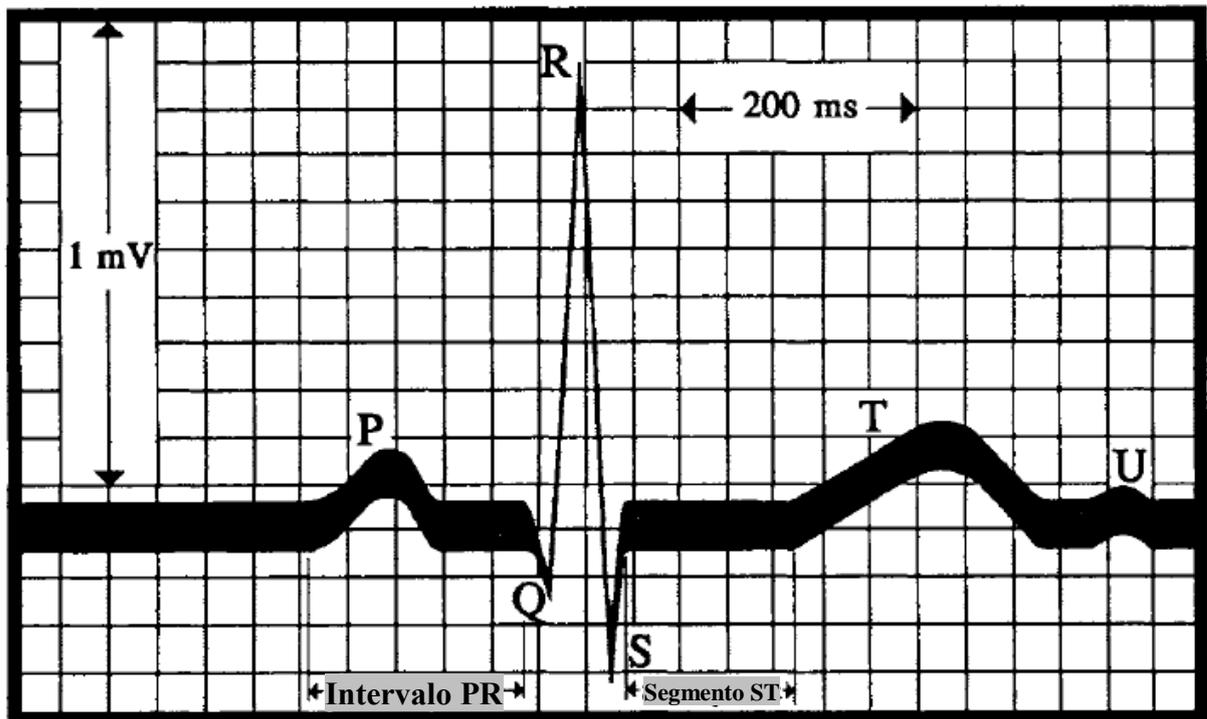


Figura 7 – Caracterização da Onda do ECG (BRONZINO, 2000)

ECG com alta resolução agora é o padrão da maioria dos aparelhos digitais de aquisição de ECG. Esses equipamentos possuem amostragens superiores a 1.000 Hz (Mil Hertz), microprocessador e filtro na saída para evitar ruídos (BRONZINO, 2000).

Existe uma grande preocupação no estudo de controle de DAV em usar a menor quantidade de sensores o possível, para evitar necessidade de nova cirurgia ou partes mecânicas que podem trazer mais problemas (CAVALHEIRO, *et al.*, 2011). Neste sentido, o ECG é extremamente simples de usar, econômico, bastante estudado e altamente eficiente na identificação de patologias cardíacas (RAIZER, 2010).

Existem vários algoritmos para a detecção do ritmo cardíaco. Um dos mais utilizados baseia-se na ideia proposta por Pan e Tompkins. O algoritmo consiste em quatro passos

fundamentais: a) filtro passa banda, b) diferenciação e potência, c) filtro de média móvel d) comparação com um limiar (HENRIQUES e CARVALHO, 2009).

2.1.5 Pressão Sanguínea

A diferença de pressão entre a saída do ventrículo esquerdo até a entrada do átrio esquerdo é que impulsiona o sangue para circular através de todos os órgãos do corpo. Logo ao medir a pressão existe uma evidência de que o sangue está circulando, por isso, a pressão é considerada um dos quatro sinais vitais (SOUZA, *et al.*, 2014).

2.1.6 Doenças Cardíacas

As válvulas do coração podem ter dois problemas. A estenose ocorre quando duas cúspides começam a se calcificar e diminuem a passagem do sangue. A fraqueza dos cúspides ocorre quando os cúspides não se fecham totalmente e existe um refluxo ou regurgitação de sangue com a válvula fechada (MILLER, 2006). O implante do DAV altera a pressão entre átrio e ventrículo e pode causar estenose na válvula aórtica.

A Insuficiência cardíaca congestiva ocorre quando o coração não consegue bombear o sangue no volume demandado pelo corpo. Pode ocorrer por falha na contração, por carga excessiva ou por falha no enchimento do ventrículo (BOCK, 2012).

2.2 DAV, CORAÇÃO ARTIFICIAL E A CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA.

O dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) é um conjunto de componentes utilizados para auxiliar o coração no bombeamento de sangue. Bomba, Motor e controlador são os principais componentes do DAV. O DAV esquerdo bombeia o sangue oxigenado do ventrículo esquerdo para a aorta.

O DAV auxilia os ventrículos, se o dispositivo substitui os átrios e os ventrículos é chamado de Coração Artificial, esses dois ainda podem ser usados na parte direita do coração ou na parte esquerda.

O DAV estudado possui um motor que, por acoplamento magnético, gira uma bomba contínua centrífuga e é totalmente implantável.

A Circulação Extra Corpórea são dispositivos maiores usados durante as cirurgias de coração aberto. Também bombeiam o sangue, mas também precisam oxigená-lo, por isso também são chamadas de máquinas coração-pulmão.

2.2.1 História do DAV

Segundo Xia, o primeiro dispositivo de assistência ventricular foi a Máquina Coração-Pulmão que foi usada clinicamente pela primeira vez por JH Gibbon em 1953 (XIA, 2011). Desde então o desenvolvimento é contínuo. Na figura 8 uma máquina coração pulmão moderna é apresentada.



Figura 8 – Máquina Coração-Pulmão moderna

O Objetivo desta primeira máquina foi suprir a ausência o coração durante operações de coração aberto e a grande novidade de Gibbon foi o oxigenar o sangue ao bombear.

Em 1961 Liotta implantou o primeiro dispositivo de assistência ventricular pulsátil tentando substituir totalmente o coração, conforme Legendre (LEGENDRE, 2003).

Legendre ainda informa que em 1969 Denton A Coolley implantou um coração artificial como “ponte para transplante” (LEGENDRE, 2003). Cabe ressaltar que esta estratégia de terapia e o auxílio pós-operatório são as maiores aplicações para o Dispositivo de Assistência Ventricular nos dias de hoje.

Patel enxerga ainda mais uma aplicação para o DAV, não como substituto do coração, mas como auxiliar ou suporte ao órgão natural. Ela diz que estes dispositivos podem ajudar mais de 30.000 (trinta mil) pacientes todo o ano apenas nos Estados Unidos (PATEL, *et al.*, 2005).

2.2.2 Classificação dos DAVs

Segundo Legendre, os Dispositivos de Assistência Ventricular podem ser divididos conforme o princípio de sua bomba e quanto à localização do aparelho (LEGENDRE, 2003).

2.2.3 Princípio de sua bomba

A bomba tem grande influência sob o DAV. A bomba do DAV pode ser pulsátil, contínua axial ou contínua centrífuga.

2.2.3.1 Pulsátil

Primeiro a ser desenvolvido, este dispositivo procura imitar o coração criando pulsos bombeando o sangue. Sua grande vantagem é a facilidade da compreensão e controle de velocidade que acontecem exatamente como no organismo. Sua desvantagem é o tamanho dos equipamentos extracorpóreos (compressores) necessários para seu funcionamento.

2.2.3.2 Contínua Axial

Os dispositivos equipados com bombas axiais possuem o eixo do motor em paralelo com o fluxo de sangue bombeado. Sua maior vantagem é a pequena dimensão, mas sua alta rotação é uma desvantagem que deve ser considerada. É visto na figura 9 dispositivos axiais.



Figura 9 – Dispositivo de assistência ventricular, bomba axial.

2.2.3.3 Contínuas Centrífugas

Os estudos mais recentes possuem bombas contínuas centrífugas. Seu dimensional facilita o uso totalmente implantável. Seu motor pode ser independente da bomba facilitando e padronizando os projetos, como mostrado na figura 10.

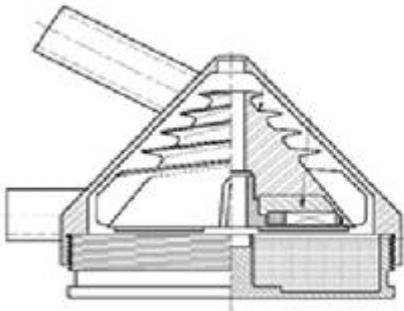


Figura 10 – Bomba de sangue centrífuga totalmente implantável e seu motor.

2.2.4 Localização do aparelho

O aparelho pode ficar localizado fora do corpo, muito usado em pacientes no hospital, ou devem ser implantáveis no corpo.

2.2.4.1 Paracorpóreo

DAVs paracorpóreos são usados principalmente em hospitais. A Bomba fica muito próxima do corpo, mas do lado de fora.

2.2.4.2 Implantável

São dispositivos usados internamente ao corpo dos pacientes. Podem ser totalmente ou parcialmente implantáveis. Podem, por exemplo, ter a bomba interna e os demais componentes externos ao corpo.

2.2.5 DAV no Brasil

Instituto do Coração do Hospital das Clínicas (Incor), Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), Instituto do Coração de Curitiba já possuem estudos com bombas de sangue implantáveis desde os anos 90 (BOCK, *et al.*, 2008).

O Instituto do Coração do Hospital das Clínicas de São Paulo realizou diversas experiências com sucesso utilizando bombas extracorpóreas com uma bomba que mais tarde foi chamada de DAV-Incor (BOCK, 2012).

Em 1997 o Dr. Aron Andrade iniciou um projeto de coração artificial pulsátil auxiliar pelo IDPC. Já foram realizados testes *in vitro* e *in vivo* (BOCK, *et al.*, 2008).

Ainda na década de 90, Kubrusly desenvolveu e testou *in vitro* no Instituto do Coração de Curitiba, sua bomba de sangue implantável axial. Pouco maior que uma pilha e pesando próximo de 100 gramas é um dos menores modelos desenvolvido no Brasil (BOCK, *et al.*, 2008).

Outro estudo conduzido no Brasil é da empresa Braile Biomédica. Este equipamento é pneumático, mas com estrutura mecânica diferenciada (BOCK, 2012).

A bomba desenvolvida por Bock com pedido de patente registrado PI 0706163-3 é uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável e apresentou um mancal inovador, robusto e durável. Foi um desenvolvimento da Unicamp com parceria do IDPC e IFSP e, até o presente momento já foram feitos testes *in vitro* e *in vivo* em animais (BOCK, 2011).

2.3 REDES NEURAIIS ARTIFICIAIS

Segundo Haykin, uma rede neural artificial (RNA) é um processador paralelo maciçamente distribuído, sendo constituído de unidades de processamento simples, que têm a propensão natural para armazenar conhecimento experimental e torná-lo disponível para o uso (HAYKIN, 2001).

A estrutura sequencial dos computadores digitais garante que os algoritmos convencionais sejam precisos e exijam poucos recursos computacionais (comparados com redes neurais artificiais), mas são inflexíveis e exigem um grande conhecimento do modelo matemático da planta estudada (BARBOSA, 2013).

As Redes Neurais Artificiais foram inspiradas no funcionamento do cérebro animal, por isso realizam operações complexas, paralelas e não lineares. Essas redes são extremamente flexíveis e podem ser treinadas. De forma que podem ser facilmente corrigidas e melhoradas com novas experiências e novos treinamentos.

Os modelos neurais artificiais foram inspirados nas redes neurais biológicas, os cérebros, que são uma prova viva de que o processamento paralelo tolerante a falhas é possível, rápido e poderoso. Esta inspiração faz com que seu estudo seja multidisciplinar, envolvendo pesquisadores de diversas áreas, como neurofisiologia, psicologia, física, computação e engenharia (SILVA, 1998).

2.3.1 Histórico das RNAs

Minsky cunhou o termo “Redes Neurais” em 1954, mas o início dos estudos da teoria aconteceu um pouco antes, em 1943, por McCulloch & Pitts e por N. Wiener que em 1948 apresentou o conceito de aprendizado para as redes neurais.

Logo em seguida, Hebb criou as correlações entre sinapse e conhecimento e também estudou a influência dos algoritmos de aprendizagem.

Em 1958, Rosenblatt criou o teorema da convergência e as redes perceptrons, estrutura mais simples de uma rede neural, que até hoje é utilizada de forma didática. Mais tarde, Minsky e Papert criaram a teoria do perceptron e perceptron de múltiplas camadas.

O algoritmo *backpropagation* foi desenvolvido em 1974 por P.Werbos, mas só foi realmente usado a partir de 1986, depois dos estudos de Rubelhart.

Na década de 1970, Widrow & Hoff desenvolveram o algoritmo dos mínimos quadrados para aprendizado.

Nos anos 1980, muito sobre redes dinâmicas foi estudado. Em 1982, Hopfield cria a primeira rede recorrente, conhecida pelo nome de seu idealizador. Já em 83, Hinton e Seynowsky estenderam o modelo de Hopfield com a incorporação de dinâmica estocástica. Este modelo de rede neural passou a ser conhecido como Máquina de Boltzmann. Michael I. Jordan desenvolveu uma Rede Neural Recorrente, Rede de Jordan e Waibel usou redes com atraso para reconhecimento de fonemas. Em 1990, Jeffrey Elman introduziu outra rede neural recorrente simples, conhecida como Rede Elman.

Ainda na década de 1980, Kohonen desenvolveu a teoria de Mapas Auto-Organizáveis.

Em 2001, Castro criou, a partir dos estudos de Powell de 1985, as Redes Neurais artificiais do tipo base radial, aplicado na previsão de séries temporais (BARBOSA, 2013).

2.3.2 Modelo Matemático

As RNAs são compostas por camadas de neurônios. Cada neurônio segue o modelo abaixo:

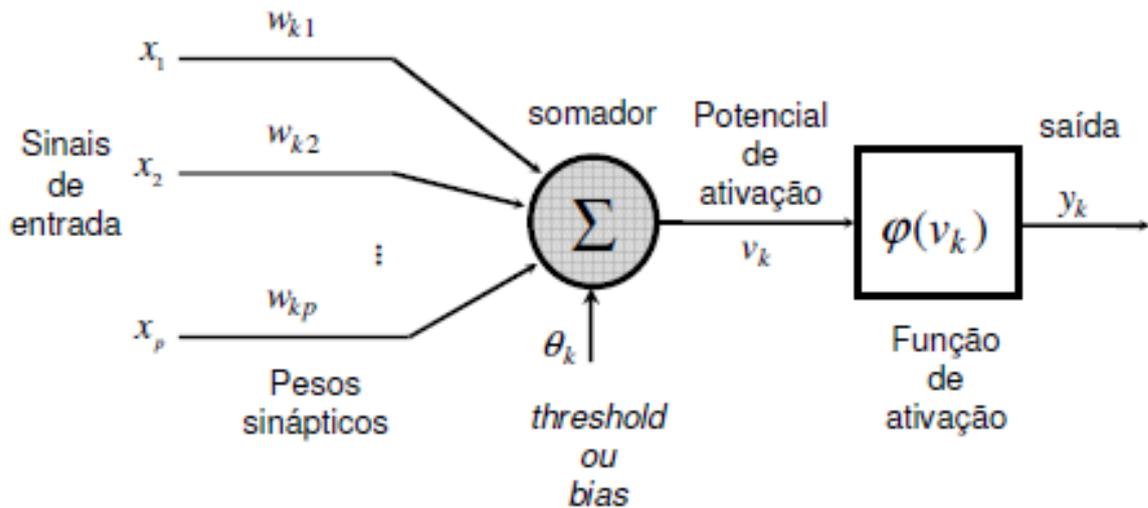


Figura 11 – Modelo do neurônio

O Neurônio é composto por entradas, pesos sinápticos, bias e função de ativação. Possui um número finito de entradas oriundas da entrada do sistema ou de camadas anteriores. Cada entrada recebe um peso sináptico (fator ou multiplicador) e cada neurônio recebe um bias (somador). O Potencial de ativação é a soma do bias com os produtos de Entradas pelos seus respectivos Pesos Sinápticos. O Potencial de Ativação excita a Função de ativação e gera a saída.

Desta forma, a saída de um neurônio, pode ser representada pela equação (1), onde y_k é a saída do neurônio k , φ é a função de ativação, θ_k é o bias ou somador, p é a quantidade de entradas que o neurônio possui, w_{ki} é o peso de cada entrada e x_i é o valor da entrada.

$$y_k = \varphi \left(\theta_k + \sum_{i=1}^p w_{ki} x_i \right) \quad (1)$$

A camada de saída necessariamente deve conter a quantidade de neurônios igual à quantidade de saídas.

Entre a camada de entrada e a camada de saídas estão as camadas ocultas, estas podem variar muito. A quantidade de camadas é um dos parâmetros livres da rede, que deve ser definido durante o processo de projeto e treinamento.

2.3.3 Características Principais

As redes neurais artificiais têm sido desenvolvidas como generalizações de modelos matemáticos da cognição humana ou biologia neural, assumindo que:

- O processamento da informação ocorre em vários elementos chamados neurônios;
- Os sinais são propagados de um neurônio a outro através de conexões sinápticas;
- Cada conexão possui um peso associado que, em uma rede neural típica, pondera o sinal transmitido;
- Cada neurônio possui um bias associado, que é somado às entradas ponderadas;
- Cada neurônio (ou unidade) aplica uma função de ativação à sua entrada de rede (soma do bias e dos sinais ponderados de entrada) para determinar sua saída.

Uma rede neural pode ser caracterizada por três aspectos principais: (1) o padrão de conexões entre as unidades (arquitetura), (2) o método de determinação dos pesos das conexões (algoritmo de treinamento ou aprendizado) e (3) sua função de ativação (SILVA, 1998).

2.3.3.1 Arquitetura

A RNA pode ser treinada a resolver problemas através de exemplos. O treinamento pode ser dividido em: com professor (supervisionado), ou sem professor (não supervisionado). Neste último, as redes agrupam as entradas em conjuntos com as mesmas características.

As RNAs podem ser recorrentes (dinâmicas) ou não recorrentes (estáticas). As redes estáticas não possuem memória, a saída de um neurônio da camada “n” não está ligada na camada “n” ou “n-1” e não possuem atrasos. As redes dinâmicas são redes com memória, ou seja, possuem atrasos ou recorrências que possibilitam analisar valores variáveis no tempo.

O estudo de redes neurais é recente e existem muitos modelos de estrutura, além disso, novos modelos são propostos constantemente. As principais distinções são quanto ao treinamento e à recorrência. É apresentada a seguir uma lista com arquiteturas mais conhecidas (SILVA, 1998):

Treinamento sem professor

1) Redes recorrentes:

- Grossberg Aditivo (AG)
- Adaptive Resonance Theory (ART1)
- Hopfield Simétrico e Assimétrico (DH/CH)
- Memória Associativa Bidirecional (BAM)
- Memória Associativa Temporal (TAM)
- Mapa Auto-organizável de Kohonen (SOM)
- Aprendizado Competitivo

2) Redes somente com propagação positiva (*feedforward*):

- Learning Matrix (LM)
- Driver-Reinforcement Learning (DR)
- Memória Associativa Linear (LAM)
- Counterpropagation (CPN)

Treinamento com Professor:

1) Redes Recorrentes:

- Máquina de Boltzmann (BM)
- Mean Field Annealing (MFA)
- Cascade Correlation Recorrente (RCC)
- Aprendizado Recorrente em Tempo Real (RTRL)
- Filtro de Kalman Recorrente (EKF)
- Time Delay Neural Network (TDNN)

2) Redes somente com propagação positiva (*feedforward*):

- Perceptron
- Adaline, Madaline
- Perceptron de Múltipla Camada (MPL)
- Máquina de Cauchy (CM)
- Artmap
- Rede Lógica Adaptativa (ALN)
- Cascade Correlation (CasCor)
- Filtro de Kalman (EKF)
- Learning Vector Quantization (LVQ)
- Rede Neural Probabilística (PNN)

2.3.3.2 Função de Ativação

Cada neurônio pode conter uma não linearidade em sua saída. A função de ativação define a função que gera esta não linearidade. As funções de ativação mais usadas em RNA são função de limiar, função linear por partes e função sigmoide (HAYKIN, 2001).

Função de limiar é aquela que assume valor zero quando seu resultado for menor que zero e, caso contrário, assume valor um. Como pode ser visto na figura 12 (a).

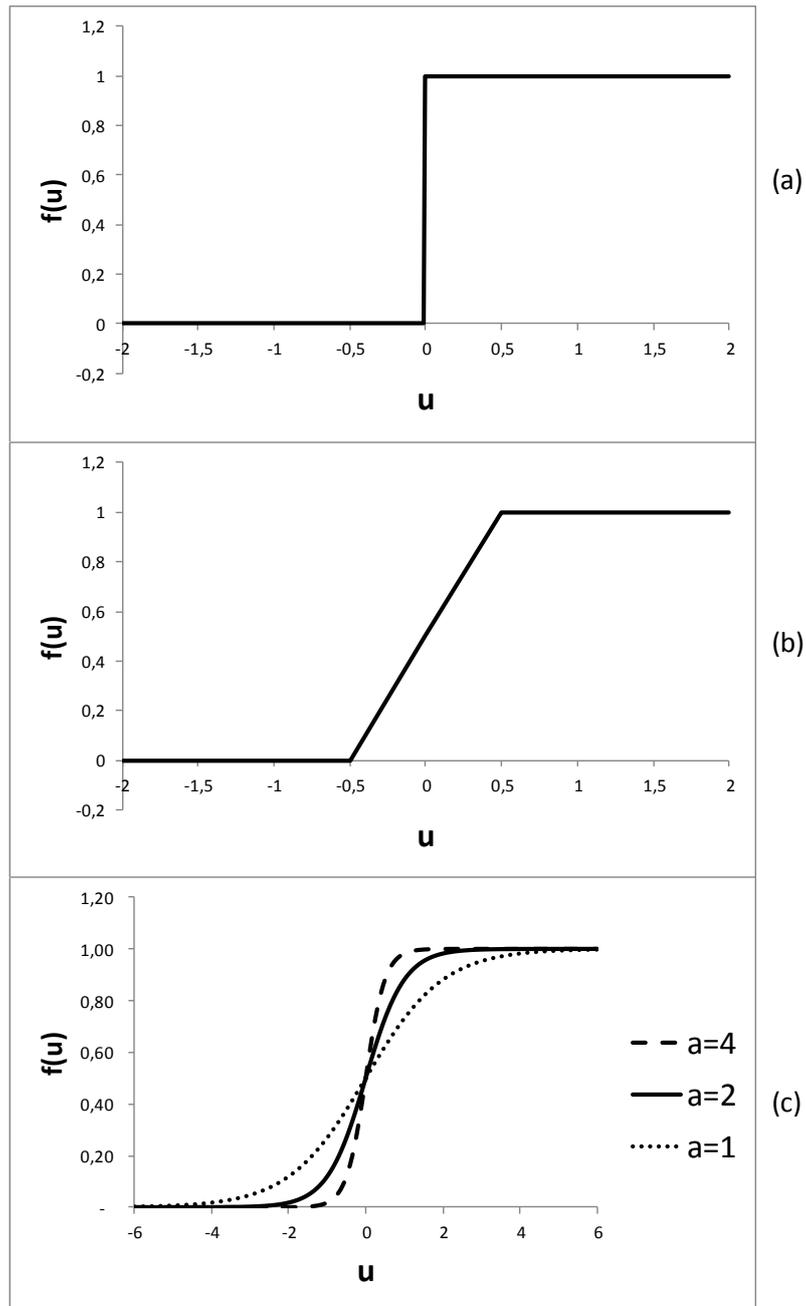


Figura 12 – (a) Função de limiar. (b) Função Linear. (c) Função sigmoide com parâmetro de inclinação variável (AMBRÓSIO, 2002)

Com a função linear por partes a saída do neurônio é zero para resultados menores ou iguais que menos meio, um para resultados maiores ou iguais à meio. Caso contrário, a saída é o próprio resultado, figura 12 (b).

Função sigmóide é a função de ativação mais usada na pesquisa de RNA, existem diversas formas estudadas e a mais comum é a função logística (HAYKIN, 2001). A equação (2) e a figura 12 (c) apresentam a função de ativação logística, onde “a” é a inclinação da curva (quanto menor “a”, menor sua inclinação).

$$f(u) = \frac{1}{1 + e^{-a.u}} \quad (2)$$

2.3.3.3 Método de Treinamento

A principal característica de uma rede neural é sua capacidade de aprendizado. As redes estudadas usam o processo Aprendizagem por Correção de Erro.

Para utilizar este método devem se aplicar as entradas e saídas requeridas. Através de um método iterativo, os parâmetros internos da rede (pesos e bias de cada neurônio) são modificados proporcionalmente aos erros para reduzi-los. Esses ajustes são projetados para aproximar passo a passo a saída da rede ao sinal de saída requerido (HAYKIN, 2001).

2.3.4 Redes do Tipo Perceptron de Múltiplas Camadas (MLP)

Devido ao fato de ter sido aplicada com sucesso a uma grande variedade de problemas de processamento de informação, como classificação de padrões, aproximação de funções e previsão de séries temporais, o Perceptron de Múltiplas Camadas (MPL) é a arquitetura de RNA mais utilizada (SILVA, 1998).

A MPL representa uma generalização do perceptron de camada única com a função de ativação sigmóide logística. Esta rede é formada de uma camada de entradas, uma camada de saídas e uma, ou mais, camadas ocultas de neurônios. O sinal de entrada é propagado para frente, sem realimentações, camada por camada.

2.4 NEURO DARWINISMO

A ciência cognitiva procura entender os mecanismos da mente. Criar mentes não naturais com o auxílio da inteligência artificial é uma das maneiras de estudar esses mecanismos. O Neuro Darwinismo é uma técnica usada para criar mentes artificiais.

O Neuro Darwinismo é uma teoria sobre redes neurais naturais e inteligência artificial. Segundo seu autor, o ganhador do prêmio Nobel de 1972, Gerald Edelman, quando dois conjuntos de neurônios são capazes de executar a mesma função, o conjunto que se sobressai é selecionado e amplificado, com um processo parecido ao da seleção natural (GALHARDO, 2005).

2.5 APLICAÇÕES DAS REDES NEURAIS ARTIFICIAIS NA BIOMEDICINA

Os neurobiólogos olham para as RNAs como uma ferramenta de pesquisa para a interpretação de fenômenos biológicos. Já os engenheiros olham para a neurobiologia procurando novas ideias para resolver problemas complexos (HAYKIN, 2001). Nas aplicações médicas ocorre o encontro destes dois personagens: o engenheiro, à procura de um modelo dos fenômenos de organismos vivos para projetar os controladores de seus dispositivos e o médico, à procura da recuperação do paciente.

A cada ano aumenta o uso das RNAs em aplicações médicas que, devido a modelos conexionistas, têm trazido inúmeros benefícios a área da saúde. Entre as aplicações médicas das redes, pode-se citar como principais (HERNG, 2012): Classificação e reconhecimento de padrões complexos; Sistemas especialistas de apoio à decisão médica; Criação de Modelos; Controle de Órgãos Artificiais.

O uso de redes neurais para classificação e reconhecimento de padrões complexos pode ser visto em diversos sinais biológicos e é largamente utilizado, por isso, o foco desta sessão, é seu uso na cardiologia.

Mokhelessi, Rad e Mehrshad estudaram a utilização de quatro tipos de RNAs no diagnóstico de doenças das válvulas do coração, a partir de análise do som, e atingiram 96,42% de acerto (MOKHLESSI, RAD e MEHRSHAD, 2010).

Botter do Instituto de Tecnologia da Aeronáutica, treinou uma RNA TDNN para detectar o complexo QRS online com ruídos. Sua rede possuía uma camada oculta com 233 neurônios, camada de entrada com 100 neurônios e dois atrasos e camada de saída com um neurônio. Ele ainda extraiu as características da onda P e classificou as atividades atriais com o auxílio de mapas auto-organizáveis a partir do ECG (BOTTER, 2001).

Ortiz et al. (1995) apud Herng utilizaram RNA para fazer prognósticos de morte em decorrência de doenças do sistema circulatório em um ano, baseados em dados de ECG, e obtiveram resultados superiores ao julgamento dos médicos (HERNG, 2012).

Rogal, em Curitiba, detectou e classificou arritmias cardíacas utilizando redes neurais artificiais auto-organizáveis (ROGAL, 2008). Niwas et al. identificaram nove anomalias cardíacas baseadas em ECGs do Physionet com o uso das redes neurais artificiais (NIWAS, KUMARI e SADASIVAM, 2005).

Herng, do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, utilizou redes neurais para traçar a borda do ventrículo esquerdo a partir do reconhecimento de imagem de ultrassom (HERNG, 2012).

A utilização das RNAs como sistemas especialistas de apoio à decisão médica é baseada na experiência anterior de médicos e especialistas. Frize et al, (1995) apontaram que RNAs têm sido usadas para ajudar médicos na decisão em UTI. Hosseini-Nezhad et al. (1995) determinaram o modo de transporte inter hospitais. E Ambrosiadou et al (1996) utilizaram RNAs para prescrever medicamentos (HERNG, 2012). Santelices et al. desenvolveram um modelo para suporte à decisão de quando retirar o DAV do paciente em recuperação (SANTELICES, *et al.*, 2010).

Usar uma rede neural artificial como modelo pode facilitar a validação de uma pesquisa. Sanghyun Kim et al. apresentaram uma rede que identifica o modelo do sistema circulatório com DAV para fazer seus testes e validar um controlador para DAV pneumático (KIM, *et al.*, 1997). Stošovic e Litovski treinaram redes neurais recorrentes para sistemas dinâmicos não lineares em aplicações biomédicas. Segundo os autores, com esta metodologia, todo sistema com a mesma quantidade de entradas e saídas, pode ser modelado da mesma forma (STOŠOVIC e LITOVSKI, 2013).

As aplicações mais importantes para este trabalho são o uso de redes neurais no controle de órgãos artificiais.

O trabalho de Kim et al. além de apresentar uma rede neural para identificar modelo, apresenta uma rede neural artificial controlando o fluxo de sangue. Esta segunda RNA possui fluxo atual e fluxo desejado como entradas e frequência de batimento da bomba, frequência de sístole/diástole da bomba como saídas. O estudo ainda sugeriu que o controlador pode ser facilmente projetado para estados dinâmicos (KIM, *et al.*, 1997).

Usui e Toda publicaram uma revisão dos principais trabalhos de redes neurais aplicados em biomedicina no Japão. Entre eles, pode-se destacar: Unno et al. (1994), que modelaram uma rede para tratar imagens, detectar movimento de um membro e usar esses parâmetros no controlador do mesmo. Murai et al., que aplicaram redes neurais para treinar um robô bípede a andar. Hiraiwa et al., que reconheceram sinais eletromiográficos para

controlar a mão através das RNAs. Kondo et al., que controlaram um coração artificial através de redes neurais (USUI e TODA, 1994).

Gu et al. estudaram um olho artificial que deve seguir o movimento do olho natural e aplicaram diversas redes neurais para detectar o movimento de um olho sadio, atuar sobre o servo-motor do olho biônico (GU, *et al.*, 2000).

Lamounier et al. (2002) controlaram uma prótese virtual com redes neurais para reconhecimento de padrões de sinais eletromiográficos (BEGG, KAMRUZZAMAN e SARKER, 2006).

Komorowski e Tkacz aplicaram RNAs para estimar o fluxo em um dispositivo de assistência ventricular pneumático (KOMOROWSKI e TKACZ, 2005).

Outro desafio ao usar bombas de sangue rotativas é a sucção ventricular. A sucção ocorre quando a velocidade da bomba é tão alta que a válvula mitral permanece aberta sempre. Karantonis et al. (2008) desenvolveram um detector de sucção, baseado em redes neurais artificiais, muito citado posteriormente, e que concluiu que as RNA podem ser usadas para esta aplicação e que esta parte é um componente crucial para a estratégia de controle de um DAV rotativo (KARANTONIS, *et al.*, 2008).

Dobson e Poppleton publicaram uma patente em 2012 em que usavam redes neurais artificiais para estimar o *setpoint* de alguns parâmetros de um DAV (DOBSON e POPPLETON, 2012).

2.6 OUTRAS TÉCNICAS DE CONTROLE DE DAV

O controle de rotação de um motor de DAV com bomba rotativa é um problema estudado por diversos grupos nos dias de hoje. No mundo todo, diversas técnicas se aplicam com este propósito. Walter et al. estudaram os controles de dispositivos de assistência mecânica circulatória e concluíram que os maiores desafios dos DAVs rotativos é ajustar o fluxo que o paciente necessita e o desenvolvimento de um controle de velocidade (WALTER, *et al.*, 2012).

Tarcísio Leão modelou o motor usado no DAV, desenvolvido por Eduardo Bock pelo Instituto Federal de São Paulo (LEÃO, 2012), e desenvolveu um controlador adaptativo para bomba de sangue centrífuga implantável pelo IDPC. Leão et al. ainda desenvolveram, simularam e testaram, *in vitro*, um controle de rotação do motor da BSCI para evitar estenose da válvula aórtica (LEÃO, *et al.*, 2013).

Em busca de criar um controle completo para DAV, Wang et al. desenvolveram um método para detectar a dinâmica da válvula aórtica e atuar sobre a potência e a rotação do motor da bomba (WANG e SIMAAN, 2014), modelaram um algoritmo para detecção de sucção (WANG e SIMAAN, 2013) e criaram um controlador com realimentação do sistema (WANG, *et al.*, 2012).

Bakouri et al. modelaram um controlador sem sensores com objetivo de garantir um fluxo de sangue pulsátil, em que o fluxo e a rotação do motor eram estimados (BAKOURI, *et al.*, 2013).

Gaddum et al. simularam, *in vitro*, um controlador baseado no mecanismo Frank-Starling, no qual, com apenas um sensor de fluxo, a rotação da bomba de sangue e, por consequência, o fluxo foram controlados. Desta maneira foi atingida uma pressão arterial pulsátil (GADDUM, *et al.*, 2014).

Chang et al. desenvolveram o modelo de um controlador para bomba de sangue, baseado na frequência cardíaca. Segundo os autores, em várias condições de demanda de sangue do sistema circulatório, os controles naturais e automáticos do organismo regulam a frequência cardíaca para manter a pressão arterial constante.

Vollkron apud Chang sugeriu uma estratégia de controle, em que o fluxo era proporcional à frequência cardíaca. O controle proposto regula a velocidade da bomba a partir da frequência (CHANG, GAO e GU, 2011). Gao et al., integrantes do mesmo grupo, publicaram que a frequência cardíaca é regulada pelo sistema reflexo barorreceptor, responsável por manter a pressão arterial média estável. Sua estratégia de controle é baseada neste sistema, ou seja, alterar a pressão arterial altera a rotação da bomba (GAO, *et al.*, 2012). Em outro artigo dos mesmos autores, é apresentada uma estratégia de controle pulsada, na qual a pressão arterial é variada de forma pulsátil e sua média controlada, atuando sobre a rotação do motor (GAO, *et al.*, 2012).

Ohuchi et al. propuseram uma relação entre a frequência cardíaca e a demanda de fluxo de sangue do organismo. A estratégia de controle foi calcular a frequência cardíaca através do ECG, determinar a demanda de fluxo através de uma relação e determinar a rotação do motor da bomba através de outra relação (OHUCHI, *et al.*, 2001).

Hayward et al. testaram a alteração da rotação de uma bomba de sangue centrífuga em 13 pacientes, monitorando diversos sinais e concluíram que existe uma forte relação linear entre a alteração da rotação e a alteração do fluxo (HAYWARD, *et al.*, 2011).

Tzallas et al. construíram o SensorART SSM, que consiste em um simulador virtual ou híbrido, um seletor de rotação e um detector de sucção que podem funcionar nos softwares

usados para abrir páginas da internet. O seletor de rotação foi construído com informação de especialistas. O detector de sucção foi projetado com modelo de mistura gaussiano (*gaussian mixture model*), uma técnica estatística de análise de dados (TZALLAS, *et al.*, 2014).

Yazdi e Moghaddam usaram Otimização por Enxame de Partículas (*Particle Swarm Optimization*), técnica de inteligência artificial, para controlar posição e rotação do motor do DAV e compararam os resultados de sua simulação com algoritmos genéticos, outra técnica de inteligência artificial (YAZDI e MOGHADDAM, 2013).

Rodrigo Bronzeri atualizou o controle de um DAV pulsátil e pneumático pelo Instituto Tecnológico de Aeronáutica. Em sua tese, Bronzeri criou um controle de sete velocidades. Nos momentos em que a bomba não estava completamente cheia, o controlador diminuía a velocidade e nos momentos em que a bomba estivesse cheia, o controlador aumentava a velocidade, desta forma, definiu-se a frequência da bomba (BRONZERI, 2008).

Em sua tese de doutorado pela Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, André Cavalheiro desenvolveu um sistema de controle para diagnóstico e tratamento de falhas em DAVs. Este estudo tem especial importância por ser o único no mundo com foco em segurança para esse tipo de equipamento médico. O estudo apresenta o que o controle deve fazer quando existe alguma anormalidade no equipamento e realiza o diagnóstico e tratamento de falhas (CAVALHEIRO, 2013).

Acelerômetro e Giroscópio também foram alvo de estudos como parte de um controle para DAV Pneumático por Komorowski, Pietraszek e Darlak (KOMOROWSKI, PIETRASZEK e DARLAK, 2006).

2.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

Neste capítulo foram apresentadas informações sobre o sistema circulatório, dispositivos de assistência mecânica e de redes neurais artificiais, que serão necessárias para compreensão do desenvolvimento e metodologia desta pesquisa. Foram destacados os últimos trabalhos envolvendo RNA na biomedicina. Foi visto, também, que o controle dos dispositivos de assistência ventricular acionados por bombas contínuas é um tema relevante e foi muito estudado nos últimos anos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

No início deste capítulo, uma rotina é proposta e seus principais blocos são apresentados. As ferramentas utilizadas são então mostradas e, por fim, cada bloco é analisado.

Como visto no capítulo 2, é usada como variável de entrada a frequência cardíaca e ou fluxo de sangue. Acredita-se que o modelo do organismo leva em consideração outros fatores como pressão e movimentação, mas para este trabalho a variável de controle será a frequência cardíaca, porque quando é detectada a necessidade de maior fluxo de sangue, primeiro o organismo aumenta a frequência cardíaca para desencadear o aumento da pressão e do fluxo.

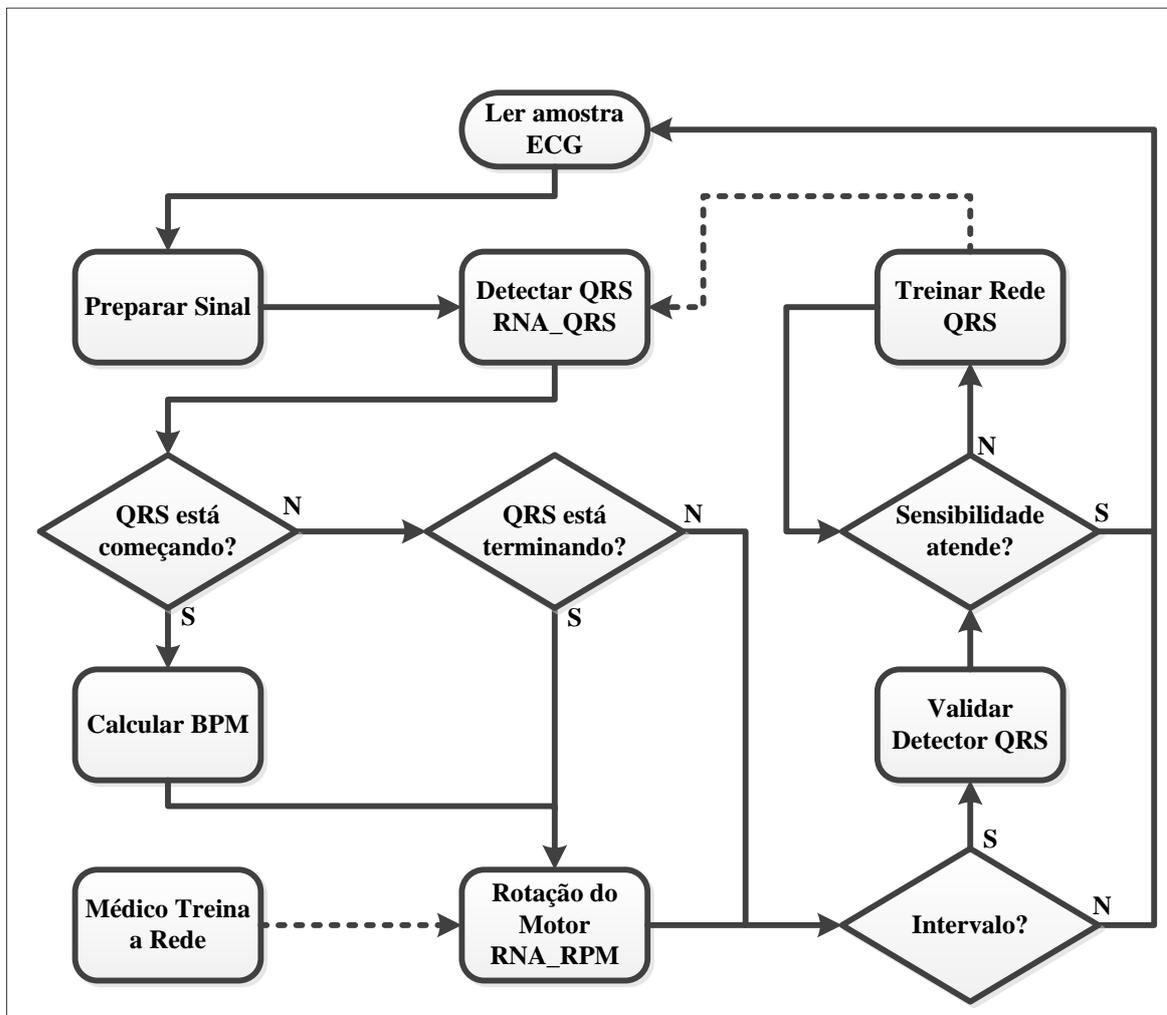


Figura 13 – Fluxograma da rotina proposta com a) Preparar Sinal; b) Detectar Complexo QRS através de redes neurais artificiais; c) Validar Detector de QRS; d) Treinar RNA de detecção de QRS; e) Calcular BPM; f) Calcular Rotação do Motor; g) Treinar RNA para Calcular Rotação do Motor.

A rotina proposta tem a responsabilidade de controlar a velocidade de rotação da bomba de sangue a partir do ECG e pode ser dividida em: a) Preparar Sinal; b) Detectar Complexo QRS através de redes neurais artificiais; c) Validar Detector de QRS; d) Treinar RNA de detecção de QRS; e) Calcular BPM; f) Calcular Rotação do Motor; g) Treinar RNA para Calcular Rotação do Motor, como pode ser visto na figura 5.

Foi desenvolvido um aplicativo em Matlab (MATLAB 2013b, Mathworks, Natick, EUA) e utilizado o banco de dados de ECG do Physionet para validar a metodologia proposta com simulações.

3.1 MATLAB

Matlab (MATrix LABoratory) é um software interativo, voltado para cálculo numérico. Possui ferramentas para cálculo diferencial, cálculo de matrizes, processamento de sinais, redes neurais artificiais e para construção de gráficos. Tornando-se uma importante ferramenta para testes, análise e simulação de pesquisas. Além da Área de Trabalho (Workspace), que é o local para usar os comandos do Matlab, podem-se criar scripts ou aplicativos na linguagem de programação M, para automatizar comandos que seriam usados de forma sequencial.

O Matlab foi desenvolvido por Cleve Moler no final da década de 1970 e hoje pertence à Mathworks Inc. É dividido em pacotes ou toolboxes, especializados em ferramentas matemáticas, como, por exemplo, o Simulink, para simulações ou o Neural Network Toolbox, para redes neurais artificiais.

Neste trabalho o Matlab R2013b foi usado para implementar a rotina proposta e validá-la.

3.1.1 Simulink

O Simulink é uma plataforma de programação gráfica, parte do Matlab, usada para criar modelos e simulações. Sua ferramenta inicial de diagramação por blocos e bibliotecas, facilita a visualização dos modelos. Ele também pode trocar dados com as variáveis salvas na área de trabalho do Matlab, o que possibilita a integração com as saídas das rotinas criadas em linguagem M, a apresentação de dados em gráfico ou, ainda, tabelas na área de trabalho.

Um modelo do sistema circulatório assistido por um DAV foi construído no Simulink, e será usado neste trabalho para validar o resultado final das rotinas criadas (SOUZA, *et al.*, 2014).

3.1.2 Neural Network Toolbox

O Neural Network Toolbox fornece funções e aplicativos para modelar sistemas não lineares complexos. Com este conjunto, pode-se projetar, treinar, visualizar e simular RNAs.

Esse pacote suporta redes neurais artificiais diretas, radiais e dinâmicas de aprendizado supervisionado ou também mapas auto-organizáveis com aprendizado não supervisionado.

O Toolbox disponibiliza ferramentas gráficas para criar e treinar as RNAs, bem como comandos que podem ser usados em rotinas do Matlab. Neste trabalho, o Neural Network Toolbox foi utilizado para criar e treinar e usar as redes neurais artificiais.

3.2 BANCO DE DADOS DE ECG - PHYSIONET

O Physionet é um banco de dados online para a disseminação de sinais fisiológicos, dentre eles o ECG, e também um software livre para analisá-los (MOODY e ROGER G. MARK, 2001). Para simular o uso em aplicações reais, foi usado o banco de dados BIDMC “*Congestive Heart Failure Database*” (em português: Banco de Dados de Insuficiência Cardíaca Congestiva) do Physionet.

O BIDMC inclui gravações de ECG de 15 pacientes com insuficiência cardíaca grave (NYHA classe 3-4), 11 homens entre 22 e 71 anos e quatro mulheres, entre 54 e 63 anos de idade. Cada gravação individual possui aproximadamente 20 horas de duração e contém dois sinais de ECGs com frequência de amostragem de 250 Hz e 12 bits de resolução. As gravações foram originalmente feitas no *Beth Israel Deaconess Medical Center* de Boston (BAIM, *et al.*, 1986).

O banco de dados Physionet foi escolhido pela compatibilidade com o Matlab utilizando um toolbox chamado WFDB, usado para ler os arquivos do Physionet e tratar os sinais no Matlab.

3.2.1 PhysioToolkit

O núcleo do PhysioToolkit é o Pacote de Softwares WFDB (Banco de dados de formas de ondas, ou *WaveForm DataBase* em inglês). Este pacote pode ser utilizado para tratar os sinais no Matlab porque inclui diversas ferramentas de linhas de comando para uma ampla gama de funções de processamento. Os comandos utilizados do WFDB foram: “rdsamp”, “gqrs”, “ecgpuwave” e “rdann”.

Os arquivos do Physionet são armazenados com a extensão “*.dat”. Esta extensão não pode ser lida em nossa tradicional biblioteca de softwares. O comando “rdsamp” lê os sinais

de um arquivo específico do Physionet e escreve os valores em variáveis decimais do MATLAB.

O comando “ecgpuwave” analisa um sinal de ECG de uma gravação específica, detecta o início, o pico e o final do complexo QRS, das ondas P, ST e T, além de classificar a onda T. A saída do comando é escrita no formato padrão do PhysioToolkit. Este arquivo pode ser convertido em uma matriz do Matlab usando o comando “rdann”.

O detector de pico e final de QRS é baseado no algoritmo de Pan e Tompkins com algumas melhorias. Apesar de fornecer estas informações, o comando “ecgpuwave” precisa que haja um detector prévio de QRS, e para esta função foi escolhido o comando “gqrs”.

“Gqrs” localiza o complexo QRS em um sinal de ECG em um arquivo específico. O algoritmo de detecção é novo e ainda não foi publicado. A saída do “gqrs” é uma anotação no arquivo do Physionet com extensão “qrs”, em que a amostra inicial do complexo é marcada com “N”. O comando “ecgpuwave” foi usado para detectar o início e o fim do complexo QRS. Para ler a anotação é necessário o comando “rdann”, que além de ler, grava o sinal em uma variável do Matlab.

3.3 BLOCOS DA ROTINA

3.3.1 Preparar Sinal

Diversas ferramentas matemáticas são utilizadas para detectar o complexo QRS. O método de Pan e Tompkins, de 1985, é amplamente utilizado em aplicações em tempo real. A principal ferramenta matemática deste método são as médias móveis (HENRIQUES e CARVALHO, 2009).

No método de Pan e Tompkins é usado um filtro passa baixa de onze hertz que gera atraso de processamento de seis amostras, um filtro passa alta de cinco hertz, com atrasos de dezesseis amostras, um diferenciador, gerando mais duas amostras de atraso. Depois disso, o sinal é levado ao quadrado e é usada uma média móvel. No final, existe um algoritmo de tomada de decisão para saber se existe ou não o QRS (SOUZA, *et al.*, 2014).

Botter, perseguindo seu objetivo de evitar o uso de qualquer outra ferramenta senão redes neurais artificiais, inseriu todos os ruídos nas amostras e treinou a RNA para como se comportar com diversos níveis de ruído. Sua rede gerou excelentes resultados, mas possui 334 neurônios (BOTTER, 2001).

O detector QRS proposto se inspirou nos dois modelos acima. Foram propostas duas redes neurais artificiais para detectar o complexo QRS, chamadas RNA_QRS1 e RNA_QRS2.

A RNA_QRS1 tem o objetivo de diminuir a rede neural artificial implementada. Esta rede possui uma entrada: a média das últimas 10 amostras do sinal do ECG multiplicado por dez, como pode ser visto na equação abaixo, onde RNA_QRS1E1 é a entrada, n é o número da amostra do sinal do ECG e A é o sinal da amostra.

$$RNA_QRS1E1_n = \frac{\sum_{n-9}^n (A_n * 10)}{10} \quad (3)$$

RNA_QRS2 possui cinco entradas. Estas entradas devem ser calculadas conforme as equações abaixo, onde RNA_QRS2E1, RNA_QRS2E2, RNA_QRS2E3, RNA_QRS2E4 e RNA_QRS2E5 serão as entradas da rede neural artificial, A e o sinal da amostra do ECG e n é o número da amostra.

$$RNA_QRS2E1_n = (A_n * 10)^2 \quad (4)$$

$$RNA_QRS2E2_n = \frac{\sum_{n-9}^n (A_n * 10)}{10} \quad (5)$$

$$RNA_QRS2E3_n = \frac{\sum_{n-9}^n ((A_n * 10)^2)}{10} \quad (6)$$

$$RNA_QRS2E4_n = \frac{\sum_{n-39}^n ((A_n * 10)^2)}{40} \quad (7)$$

$$RNA_QRS2E5_n = \frac{\sum_{n-79}^n ((A_n * 10)^2)}{80} \quad (8)$$

3.3.2 Detectar Complexo QRS

Aplicando o mesmo conceito do neuro darwinismo, foi criada a RNA_QRS1 e RNA_QRS2, com diferentes quantidades de entradas. A RNA que se sobressair será usada na rotina final.

Foi criada uma rede neural artificial, com arquitetura perceptron de múltiplas camadas para detectar o momento em que ocorre um complexo QRS em tempo real, chamada de

RNA_QRS1. A rede projetada possui uma entrada, dois neurônios na camada escondida e um neurônio de saída, como pode ser visto na figura 14. A entrada desta rede é a média das dez últimas amostras do sinal de ECG. Sua camada escondida possui apenas dois neurônios com função de ativação logística. A camada de saída possui um neurônio.

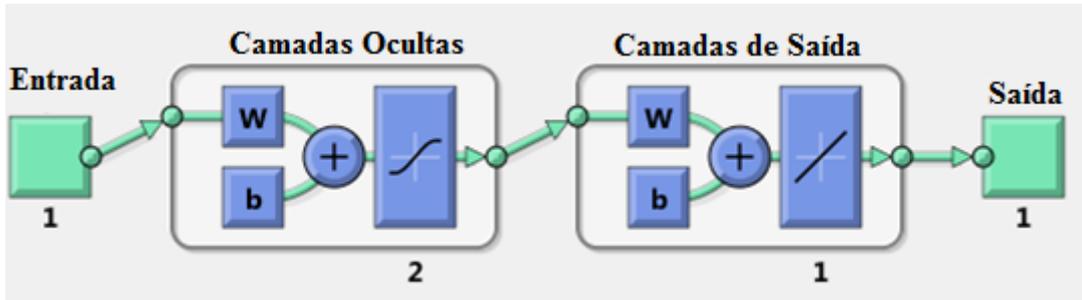


Figura 14 – RNA projetada para detectar complexos QRS, RNA_QRS1

Foi, então, criada a RNA_QRS2, uma rede neural artificial também com arquitetura perceptron de múltiplas camadas. A rede projetada possui cinco entradas, dois neurônios na camada escondida e um neurônio de saída, como pode ser visto na figura 15. Sua camada escondida possui apenas dois neurônios com função de ativação logística. A camada de saída possui um neurônio.

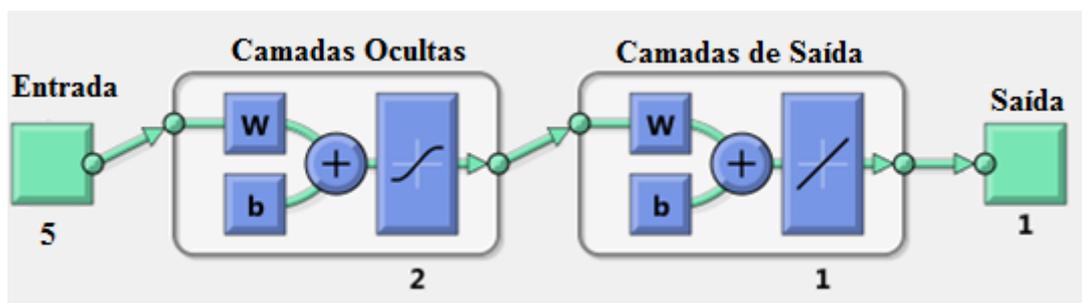


Figura 15 – Estrutura da RNA_QRS2, cinco entradas, dois neurônios na camada escondida com função de ativação logística, uma saída com função de ativação linear.

3.3.3 Validar Detector de QRS

A validação é um bloco que cria indicadores para a detecção do QRS e compara esses indicadores com um valor de qualidade mínima. Para este trabalho foi escolhido um limite de 95% de acerto.

Os indicadores para avaliar a rotina foram: a) Falsos Negativos; b) Falsos Positivos; c) Sensibilidade; d) Preditividade Positiva (KÖHLER, HENNIG e ORGLMEISTER, 2002).

Falso Positivo é quando a resposta do detector proposto aponta que está acontecendo um QRS e a saída do comando “ecgpuwave” não aponta. Falso Negativo é quando a saída do comando “ecgpuwave” aponta que está acontecendo um QRS e a resposta do detector não aponta. A quantidade total de complexo QRS é a quantidade encontrada pelo comando “ecgpuwave”.

A Sensibilidade é o percentual da quantidade total de QRSs sobre a quantidade total de QRSs somada à quantidade de falsos negativos detectados. Da mesma forma a Preditividade Positiva é o percentual da quantidade total de QRSs sobre a quantidade total de QRSs somada à quantidade de falsos positivos detectados, como pode ser visto nas equações abaixo, onde TQRS é a quantidade total de QRSs, FN é a quantidade de falsos negativos e FP é a quantidade de falsos positivos:

$$Sensibilidade = \frac{TQRS}{TQRS + FN} \quad (9)$$

$$Preditividade Positiva = \frac{TQRS}{TQRS + FP} \quad (10)$$

3.3.4 Treinar RNA de detecção de QRS

Foram encontradas gravações com diferentes características de sinais. Foram encontradas, inclusive, gravações em que as características mudaram durante o sinal. Portanto, em intervalos programados, o aplicativo principal deve chamar uma sub-rotina de validação da RNA_QRS. Esta sub-rotina, “Treinar_RNA_QRS”, deve medir os indicadores apresentados em “Validar Detector de QRS” e decidir se a RNA_QRS precisa de um novo treinamento. É interessante que esta sub-rotina trabalhe em outro núcleo ou outro processador, porque validar e treinar uma rede neural artificial pode ocupar o processador em demasia e deve-se ler a próxima amostra em tempo real. Esse intervalo, na rotina implementada no Matlab foi de trinta mil amostras. A frequência do sinal amostrado é de 250 Hz.

Depois de medir os indicadores e se a Sensibilidade ou Preditividade Positiva forem menores que 95%, a rotina “Treinar_RNA_QRS” deve treinar a rede para o intervalo de amostras em que os indicadores foram ruins.

3.3.5 Calcular BPM

As saídas fornecidas pela RNA_QRS1 e RNA_QRS2 são variáveis que se aproximam de um quando acontece o QRS, e se aproximam de zero quando não é QRS, como pode ser visto na figura 16. Esta saída deve ser normalizada para facilitar as próximas etapas da rotina, então, se for acima de sete décimos ou se for acima de quatro décimos e o anterior for um, grava-se um. Se não, grava-se zero.

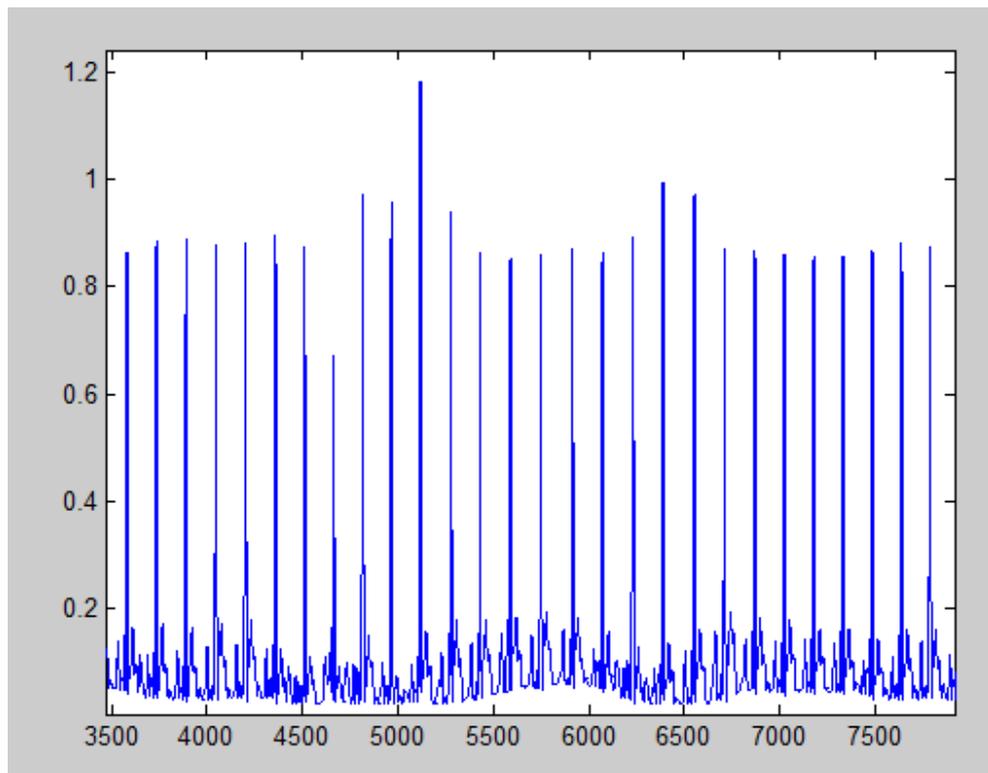


Figura 16 – Saída da RNA_QRS2

Desta forma, para cada amostra analisada na RNA_QRS é gerado um valor zero ou um. Agrupando-se estes valores cria-se uma matriz com zeros e uns. Como as gravações do Physionet possuem o tempo em segundos, ao subtrair-se o tempo de uma transição de zero para um (t_3) do tempo da transição de zero para um imediatamente anterior (t_2), obtém-se o período entre complexos QRS em segundos. Ao dividir-se por 60, o período (P) é encontrado em minutos.

$$P = \frac{t_3 - t_2}{60} \quad (11)$$

A unidade “batimento por minuto” (bpm) é utilizada na medição da frequência cardíaca e representa quantas vezes o coração bate por minuto, portanto o inverso do período em minutos (P).

$$bpm = \frac{1}{P} = \frac{60}{t3 - t2} \quad (12)$$

Para evitar oscilações, a frequência cardíaca apresentada e usada na sequência da rotina é a média dos últimos três QRS, conforme a equação abaixo, onde $t0$ é o tempo que ocorreu o antepenúltimo QRS:

$$bpm = \frac{3 * 60}{t3 - t0} \quad (13)$$

Observou-se que algumas amostras próximas do início ou fim do complexo QRS (transições de um para zero ou zero para um) apresentavam comportamento oscilatório ou *bouncing*. Para evitar esta interferência, foi implementada uma histerese, ou seja, quando o sinal for para zero, deve ficar em zero pelas próximas quarenta amostras, sem ser necessário que a rotina seja executada nesse intervalo. Quando for para um, deve permanecer em um por dez amostras.

3.3.6 Calcular Rotação do Motor

Hayward et al. testaram a alteração da rotação de uma bomba de sangue centrífuga em 13 pacientes, monitoraram diversos sinais e concluíram que existe uma forte relação linear entre a alteração da rotação e a alteração do fluxo (HAYWARD, *et al.*, 2011).

Ohuchi et al. estudaram uma estratégia de controle para bomba de sangue centrífuga. O parâmetro controlado foi a rotação do motor da bomba, usada para determina o fluxo da bomba. Para determinar o *setpoint* da rotação, foi proposta uma relação entre a frequência cardíaca e a demanda corporal. Os testes foram realizados em um simulador mecânico com DSP e em animais.

Em seu estudo, Ohuchi et al. ainda propuseram uma tabela que relaciona frequência cardíaca (bpm) com demanda corporal (L/min) e outra tabela que relaciona velocidade de rotação da bomba (rpm) com fluxo da bomba (L/min), como pode ser visto na figura 17 e figura 18 (OHUCHI, *et al.*, 2001).

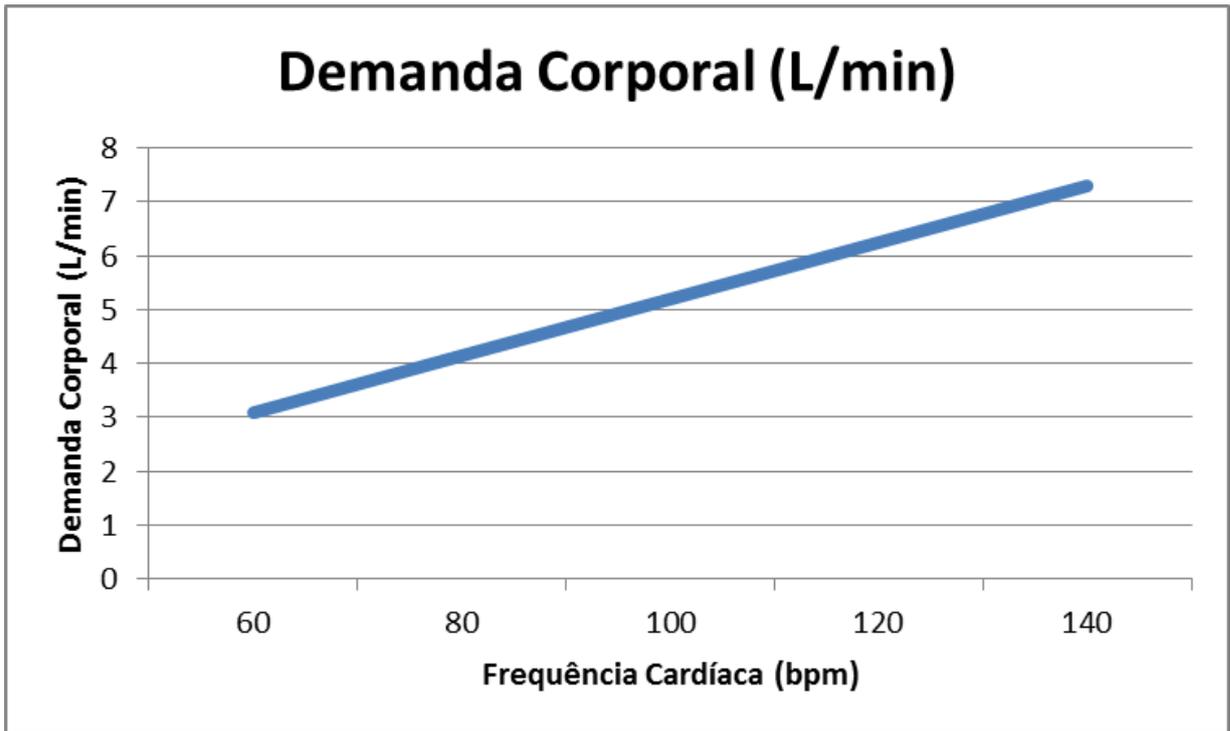


Figura 17 - Gráfico de relação entre frequência cardíaca x demanda corporal. Adaptado de Ohuchi et al. (2001).

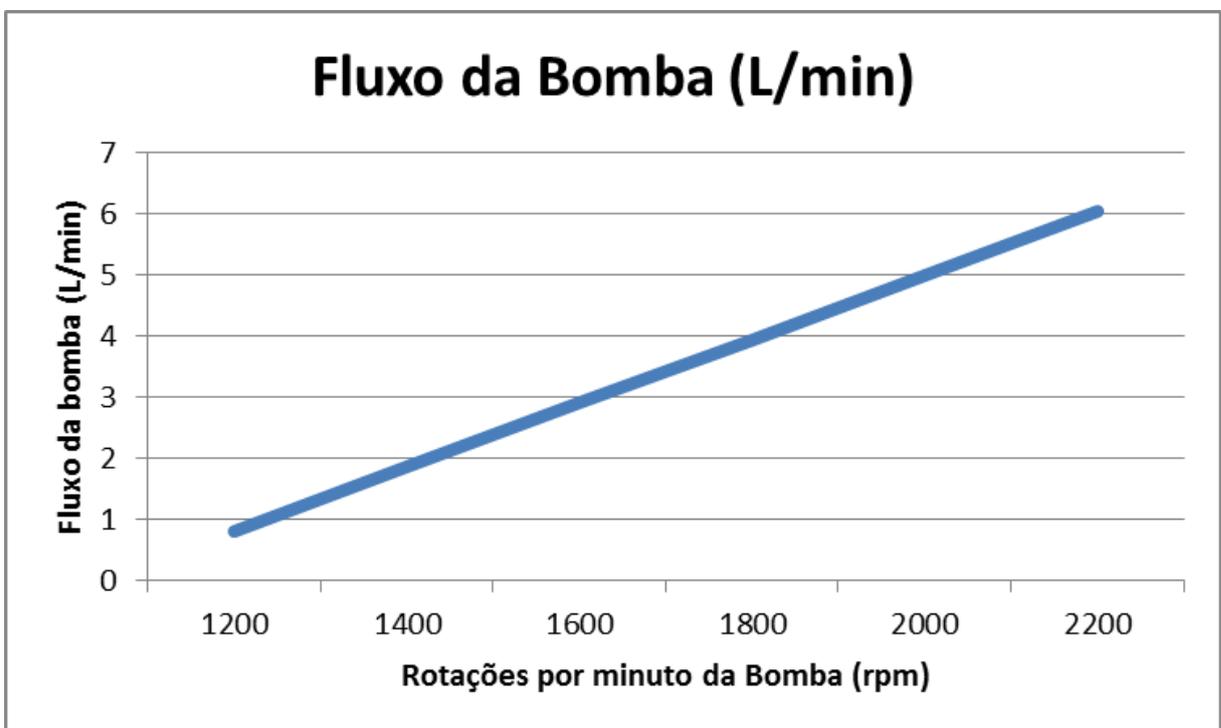


Figura 18 – Gráfico de relação entre rotações por minuto x fluxo da bomba. Adaptado de Ohuchi et al. (2001).

Com base nestes trabalhos procurou-se criar uma tabela que relaciona rotações por minuto x fluxo da bomba para a bomba estudada.

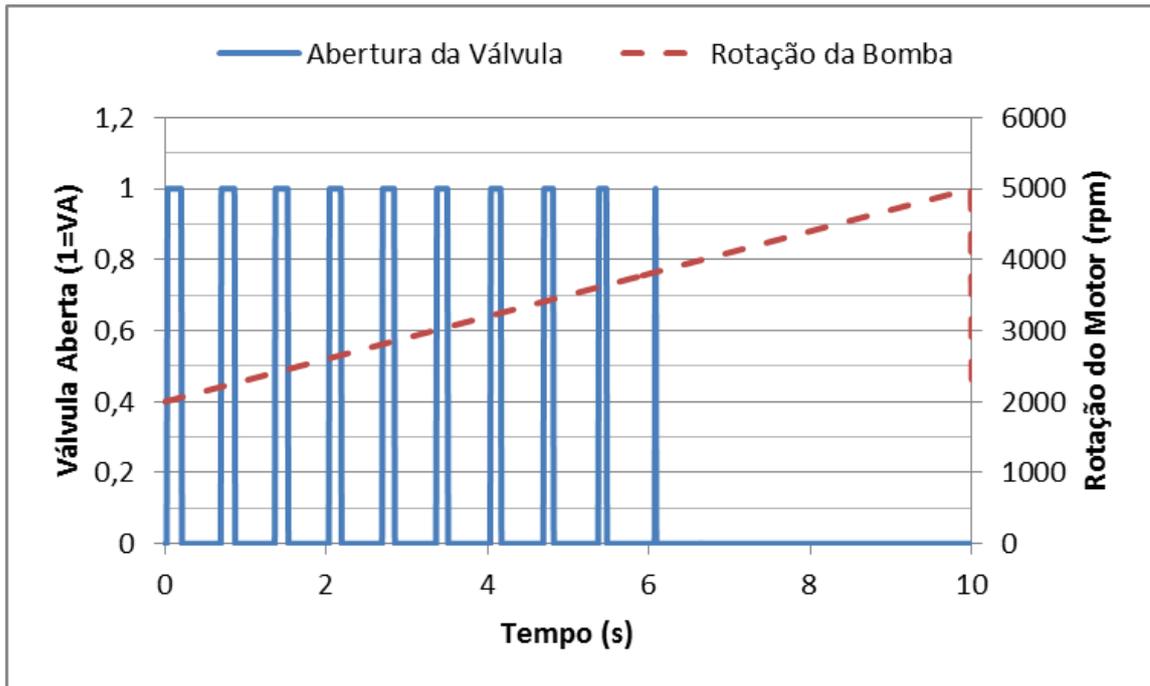


Figura 20 – Rotação do motor e abertura da válvula aórtica.

O teste para verificar a velocidade mínima é baseado em reduzir refluxo de sangue pela bomba e está apresentado na Figura 21. Observou-se que a variação em forma de rampa da entrada, como explicado no teste anterior, provocou o aumento linear do fluxo de sangue na bomba, como indicado nos estudos anteriores e que rotações menores que 2.800 rpm provocam grande fluxo reverso.

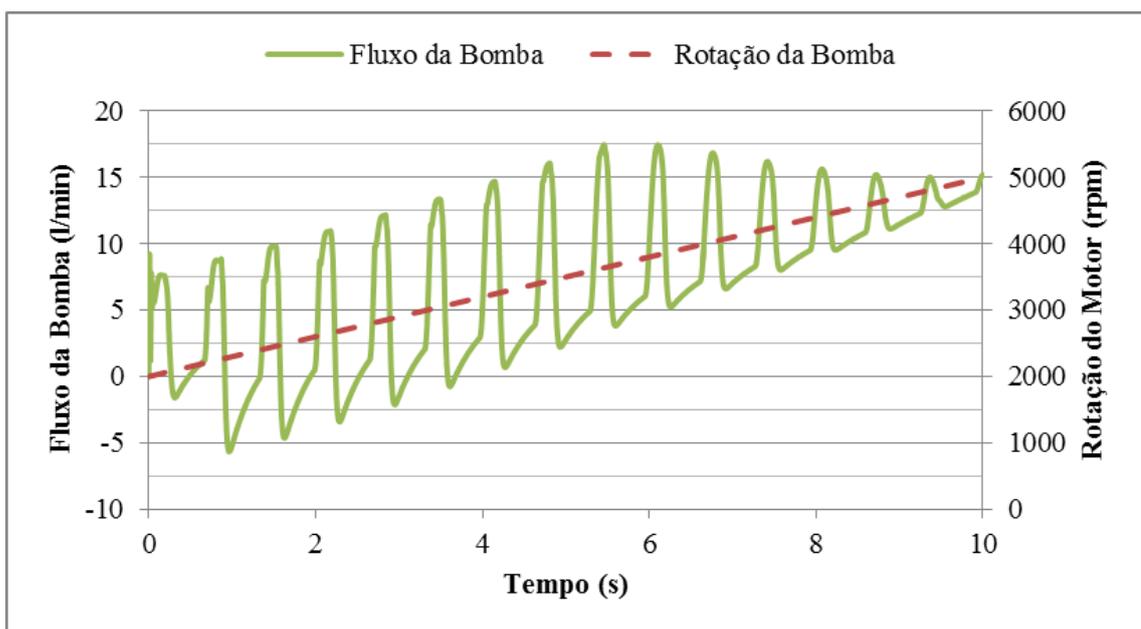


Figura 21 – Rotação do motor e aumento do fluxo de sangue na bomba.

Desta maneira, foi criada a tabela 1 que relaciona a rotação da bomba e, por consequência, do fluxo de sangue com a frequência cardíaca do paciente com DAV implantado.

Tabela 1 – Relação entre frequência cardíaca e rotações por minuto proposta

Frequência cardíaca (bpm)	Rotações por minuto (rpm)
50	2.800
60	2.900
70	3.000
80	3.100
90	3.200
100	3.300
110	3.400
120	3.500
130	3.600
140	3.700
150	3.800

A tabela encontrada possui apenas uma entrada e é fortemente linear, ou seja, poderia se modelada através de um coeficiente de inclinação. No entanto, esta aplicação futuramente deverá possuir outras entradas como pressão, fluxo e até movimentação do assistido. Além disso, as condições do próprio paciente podem mudar, conforme este evolui no tratamento. Por isso, as redes neurais artificiais também foram escolhidas para estimar a rotação do motor da bomba.

A rede neural artificial usada para estimar a rotação do motor da bomba de sangue será chamada de RNA_RPM e será treinada com duas entradas. A primeira entrada é a frequência cardíaca extraída do bloco “Calcular BPM” e a segunda é quando ocorre o QRS, extraído da saída normalizada da RNA_QRS2 (um se for QRS e zero se não for). Se for QRS, a saída deve ter a velocidade mínima para facilitar a abertura da válvula aórtica. Foi criada, então, a tabela 2 com as entradas e saídas para o treinamento da rede.

Apenas ocorre alteração das entradas da RNA_RPM no início e ao término do complexo QRS, portanto a rede não precisa ser executada a cada amostra. Esta rede só será executada duas vezes por ciclo cardíaco e pode ser uma rede maior.

Na figura 22 é apresentada a RNA_RPM, esta rede possui a estrutura perceptron de múltiplas camadas com duas entradas, cinco camadas ocultas e uma saída. A primeira camada escondida possui 300 neurônios, a segunda 150, a terceira 50, a quarta 15 e a quinta, cinco neurônios. Todas as camadas ocultas possuem função de ativação logística e a camada de saída possui a função de ativação linear.

Tabela 2 – Treinamento da RNA_RPM

Ocorrência de QRS	Frequência cardíaca (bpm)	Rotações por minuto (rpm)
0	50	2.800
0	60	2.900
0	70	3.000
0	80	3.100
0	90	3.200
0	100	3.300
0	110	3.400
0	120	3.500
0	130	3.600
0	140	3.700
0	150	3.800
1	50	3.000
1	60	3.000
1	70	3.000
1	80	3.000
1	90	3.000
1	100	3.000
1	110	3.000
1	120	3.000
1	130	3.000
1	140	3.000
1	150	3.000

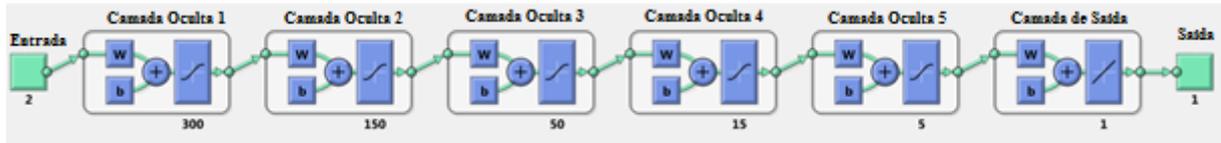


Figura 22 – Estrutura da RNA_RPM

3.3.7 Treinar RNA para Calcular Rotação do Motor

O estudo de Hayward et al. concluiu que existe uma forte relação linear entre a alteração da rotação e a alteração do fluxo, mas esta relação varia de paciente para paciente, conforme gráfico da figura 23 (HAYWARD, *et al.*, 2011).

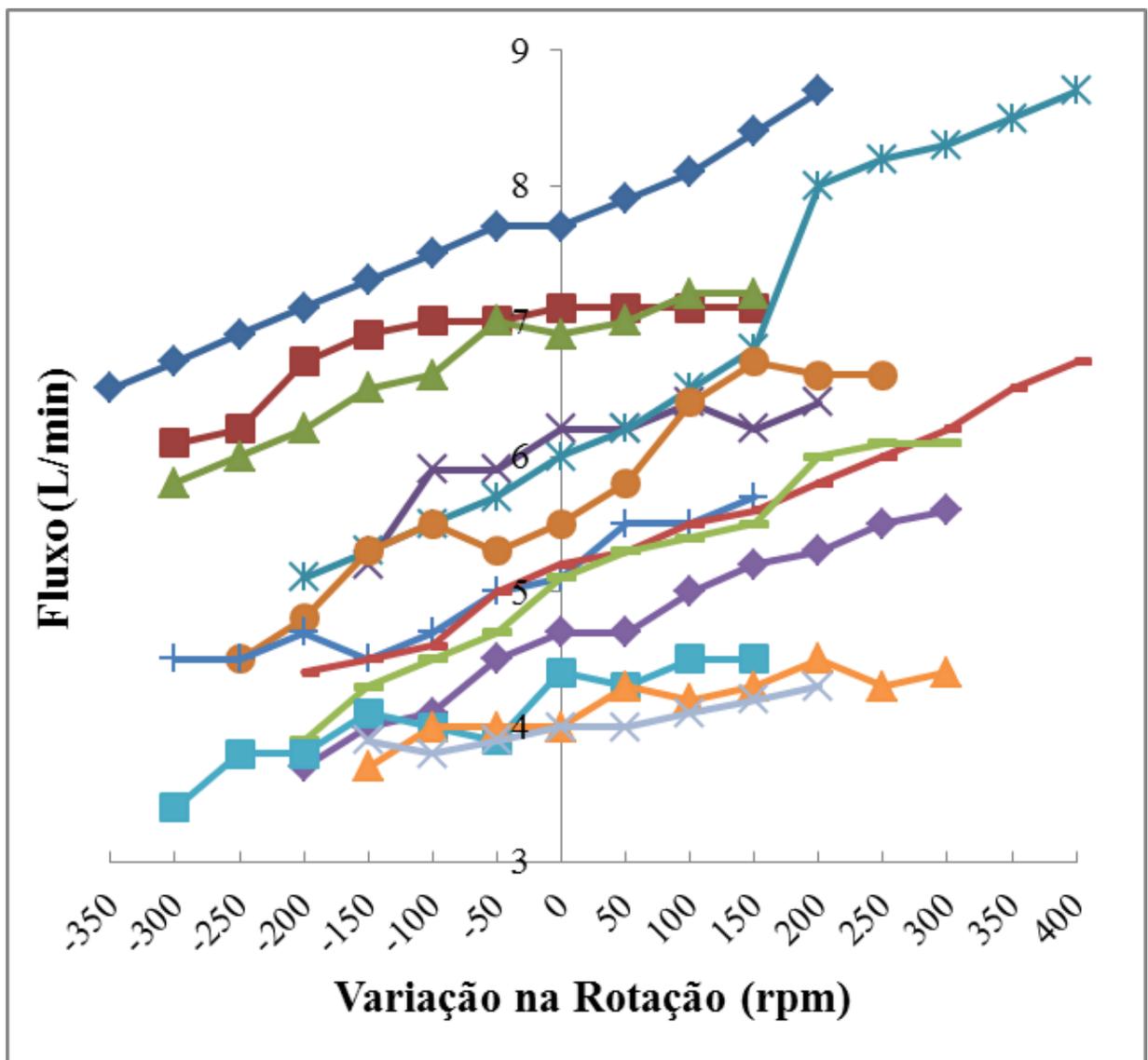


Figura 23 – Relação entre Alteração na rotação e Fluxo na bomba de 13 pacientes. Adaptado de Hayward et al.

(2011).

Foi criada outra sub-rotina em Matlab, chamada “Treinar_RNA_RPM.m” para treinar a RNA_RPM. Nesta rotina deve-se digitar a tabela mais apropriada ao paciente e treinar a rede. Foi usada a tabela 2 para treinar a RNA_RPM, essa tabela leva em consideração o motor e o organismo modelados no Simulink, mas estes dados são de um único paciente. Deve-se levar em consideração que cada organismo responderá de uma maneira diferente, portanto, deve haver uma tabela diferente para cada paciente, que deve ser determinada por seu médico.

A rotina apresentada no fluxograma da figura 13, leva em consideração que o médico conhece o paciente, podendo, assim, analisar diversos dados e melhorar a tabela e, por consequência, melhorar o funcionamento do dispositivo.

Para treinar uma rede neural no Matlab, deve-se escolher o método de treinamento. O método padrão é uma função que atualiza os pesos e somadores dos neurônios de acordo com a otimização de Levenberg-Marquardt para o algoritmo *backpropagation* (trainlm no programa) que normalmente é a mais rápida, mas gera grandes erros para este problema. O método que apresentou melhores resultados para este trabalho foi o one-step secante (trainoss), baseado no mesmo algoritmo.

A tabela 2 possui duas entradas e uma saída. O gráfico que melhor representa este sistema é um gráfico em três dimensões. A figura 24 apresenta os dados da tabela, na qual o eixo x é com QRS ou sem, o eixo y é a frequência cardíaca e o eixo z é a rotação do motor. Este gráfico será posteriormente comparado com a rotação estimada pela RNA_RPM.

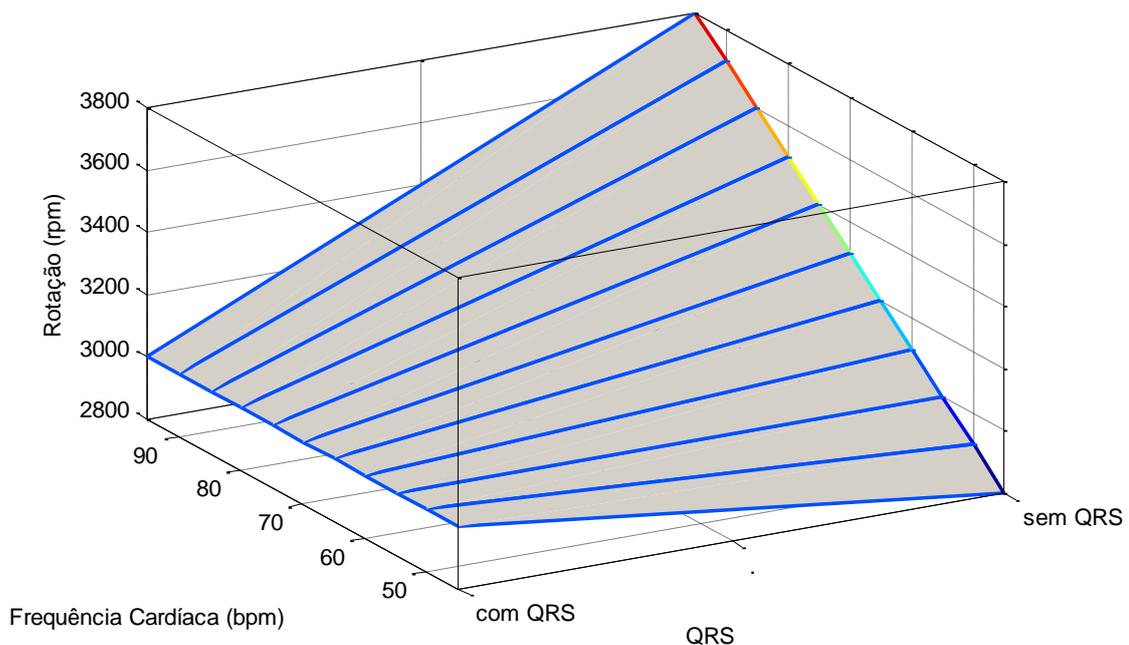


Figura 24 – Representação em 3d da tabela

3.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

Foi visto neste capítulo a rotina proposta, a função de cada um de seus blocos e como suas saídas são calculadas ou estimadas. A rotina principal lê em tempo real os sinais do ECG e retorna a rotação do motor de um DAV. Nesta rotina existem duas redes neurais artificiais, a “RNA_QRS”, responsável por detectar os complexos QRSs, e a “RNA_RPM”, responsável por estimar a rotação mais apropriada para o motor.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A rotina proposta foi implementada em três aplicativos no Matlab. O aplicativo principal, a sub-rotina “Treinar_RNA_QRS” e a sub-rotina “Treinar_RNA_RPM”. Foram criadas duas redes neurais artificiais, responsáveis por detectar o complexo QRS, RNA_QRS1 e RNA_QRS2. Neste capítulo é apresentado o resultado de ambas RNAs nas gravações “chf01” e “chf02” e é escolhida uma RNA. Depois de escolhida a RNA que se sobressaiu, foram apresentados os indicadores desta rede para as gravações “chf01”, “chf02”, “chf03”, “chf04”, “chf05”, “chf06”, “chf07”, “chf08”, “chf09”, “chf10”, “chf11”, “chf12”, “chf13”, “chf14” e “chf15”, ou seja, todo o banco de dados BIDMC.

Depois disso, foi avaliado o resultado da RNA_RPM, responsável por estimar a rotação mais apropriada para o Motor do DAV.

Para validar o funcionamento de todo o conjunto, a rotina principal foi executada no “chf02” do BIDMC do Physionet. Foram escolhidos os dados de dez segundos em um período de variação da frequência cardíaca e extraídas as três variáveis necessárias para o funcionamento do simulador: frequência cardíaca, rampa de sincronização da pressão arterial sincronizada com a frequência cardíaca e rotação da bomba.

4.1 DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS

A rotina principal foi executada com a RNA_QRS1 sobre quinhentas mil amostras de dois sinais e foram encontrados os indicadores mostrados na tabela 3, foi usado intervalo para validação e possível treinamento da RNA de trinta amostras. Os valores considerados reais são os sinais de saída do algoritmo “ecgpuwave” do WFDB. Os Falsos Negativos (FN) acontecem quando a rotina não detecta um QRS que existe. Os falsos positivos (FP) acontecem quando a rotina detecta um QRS que não existe. Sensibilidade (S) é a fração dos QRSs reais sobre os QRSs reais, somados aos falsos negativos. Preditividade positiva (PP) é a fração dos eventos reais sobre os eventos reais, mais os falsos positivos.

O CHF01 é o sinal de ECG de um paciente do sexo masculino com 71 anos e NYHA classe III-IV. Foram usadas as primeiras trinta mil amostras (aproximadamente quarenta segundos) para o treinamento e as primeiras quinhentas mil amostras no teste (aproximadamente trinta minutos). O CHF02 é a gravação de um ECG de uma paciente com 61 anos e NYHA classe III-IV.

Tabela 3 – Resultados e Indicadores da RNA_QRS1.

Gravação de QRS	CHF01	CHF02
Total de QRSs reais	2088	3271
Falsos Negativos	17	1815
Falsos Positivos	4	24
Sensibilidade	99,19%	64,31%
Preditividade Positiva	99,81%	99,27%
Treinamentos	1	18

A seguir, a rotina principal foi executada com a RNA_QRS2 sobre quinhentas mil amostras e foram encontrados os indicadores mostrados na tabela 4. Os valores considerados reais são os sinais de saída do algoritmo “ecgpuwave” do WFDB.

Tabela 4 – Resultados e Indicadores da RNA_QRS2

Gravação de QRS	CHF01	CHF02
Total de QRSs reais	2088	3272
Falsos Negativos	3	142
Falsos Positivos	5	50
Sensibilidade	99,86%	95,84%
Preditividade Positiva	99,76%	98,49%
Treinamentos	1	6

Como pode ser visto na tabela 3, a RNA_QRS1 se comportou bem com sinal CHF01, mas os indicadores com o sinal CHF02 ficaram prejudicados.

Em seguida foi aplicada a rotina principal em todo o banco BIDMC “*Congestive Heart Failure Database*” (em português: Banco de Dados de Insuficiência Cardíaca Congestiva) para as primeiras quinhentas mil amostras com intervalo em trinta mil amostras e preenchida a tabela 5.

Tabela 5 – Resultados e Indicadores da RNA_QRS2 em todo o BIDMC

Gravação de QRS	Total de QRSs reais	FN	FP	S	PP	Treinamentos da RNA_QRS2
CHF01	2088	3	5	99,86%	99,76%	1
CHF02	3272	142	50	95,84%	98,49%	6
CHF03	2271	45	69	98,06%	97,05%	5
CHF04	3152	101	158	96,90%	95,23%	12
CHF05	3722	186	31	95,24%	99,17%	5
CHF06	3631	43	86	98,83%	97,69%	1
CHF07	2764	65	115	97,70%	96,01%	3
CHF08	2422	29	75	98,82%	97,00%	3
CHF09	3423	97	87	97,24%	97,52%	11
CHF10	4094	45	79	98,91%	98,11%	2
CHF11	3529	10	0	99,72%	100%	1
CHF12	3500	522	147	87,02%	95,97%	18
CHF13	3259	94	64	97,20%	98,07%	2
CHF14	2592	23	68	99,12%	97,44%	3
CHF15	3439	1026	202	77,02%	94,45%	13

Na tabela acima é percebido que a maior parte dos resultados ficou com percentual de acerto maior que 95%, como era o objetivo do trabalho.

4.2 ROTAÇÃO DO MOTOR

A figura 25 representa a estimativa de rotação que é a resposta da RNA_RPM, onde o eixo x é com QRS ou sem, o eixo y é a frequência cardíaca e o eixo z é a rotação do motor.

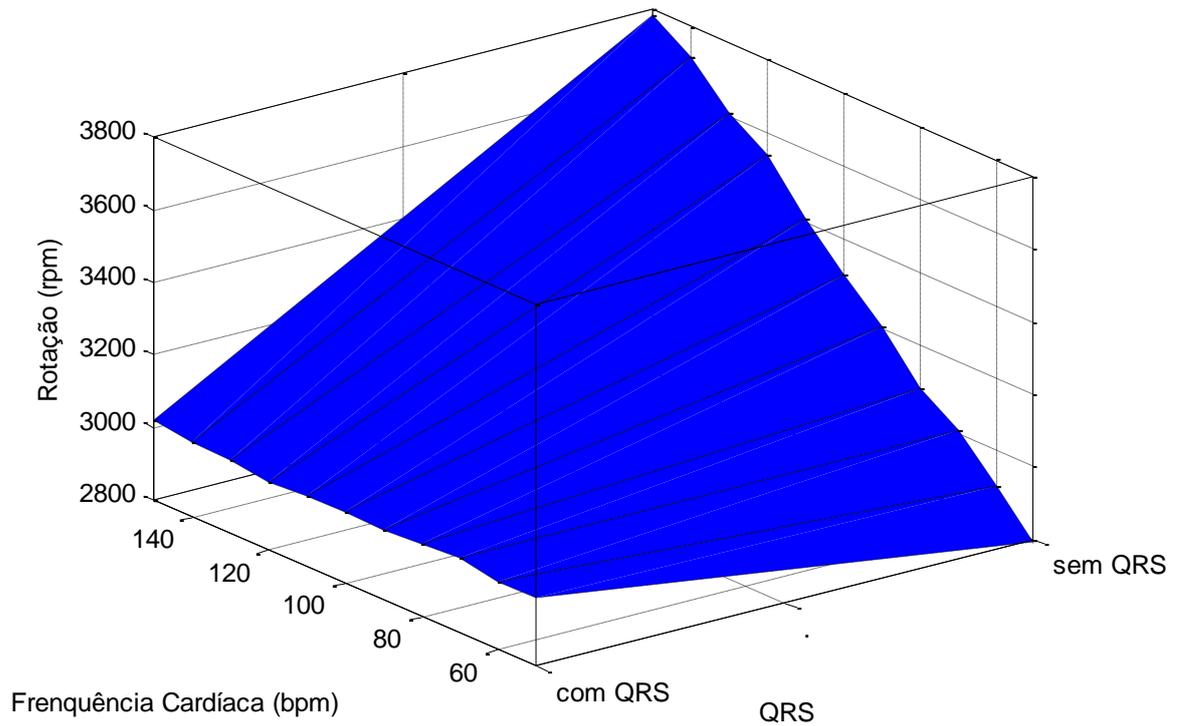


Figura 25 – Representação em 3d da resposta da RNA_RPM

A figura 26 é o comparativo entre a tabela usada para o treinamento (linha pontilhada) e a saída estimada pela RNA_RPM (linha contínua). Para retratar as duas entradas, foram criadas duas linhas, uma durante o complexo QRS e uma durante as outras ondas.

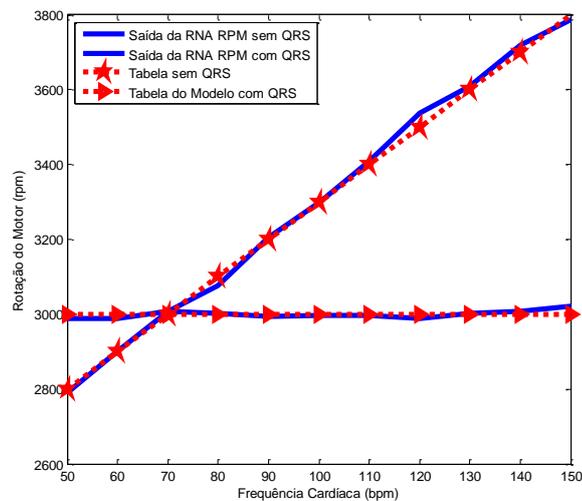


Figura 26 – Comparativo entre tabela do modelo e saída da RNA_RPM

As informações de saída do Bloco Calcular BPM são: a) a frequência cardíaca; e b) uma variável que indica a ocorrência ou não do QRS. Estas são também as entradas da RNA_RPM. Espera-se que a estimativa de rotação gerada pela RNA seja proporcional à frequência cardíaca e que a rotação caia para 3.000 RPM no momento do QRS, simultaneamente à alteração da frequência cardíaca. A figura 27 apresenta a rotação estimada de um trecho da rotina principal executada sobre a gravação “chf02” em que existe variação significativa da frequência cardíaca.

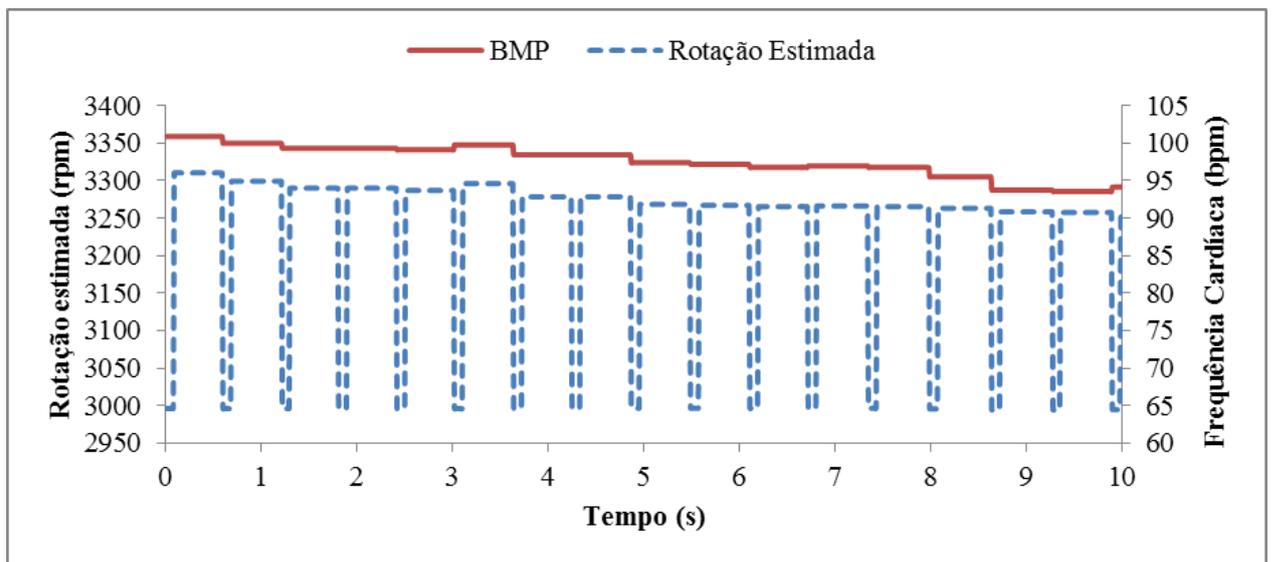


Figura 27 – Frequência Cardíaca e Rotação estimada pela RNA_QRS2.

A curva da rotação estimada altera-se de maneira proporcional à alteração da frequência cardíaca, mostrando um comportamento adequado.

4.3 VALIDAÇÃO DA METODOLOGIA NO SIMULINK

Os dados retirados da rotina principal podem ser simulados após um tratamento dos sinais. Os sinais disponíveis na rotina principal são frequência cardíaca e rotação do motor, mas estão com frequência de amostragem de 1KHz. O simulador precisa de frequência de amostragem de 100 Hz.

Outra entrada necessária para simulador é uma rampa de sincronização para gerar os sinais cardíacos sincronizada com a mudança de frequência cardíaca.

Com os três sinais em variáveis na área de trabalho do Matlab, pode-se executar o simulador e ler os dados de saída. Foram usados os mesmos dados da figura 27 como entrada. A figura 28 apresenta a principais curvas de pressão do coração.

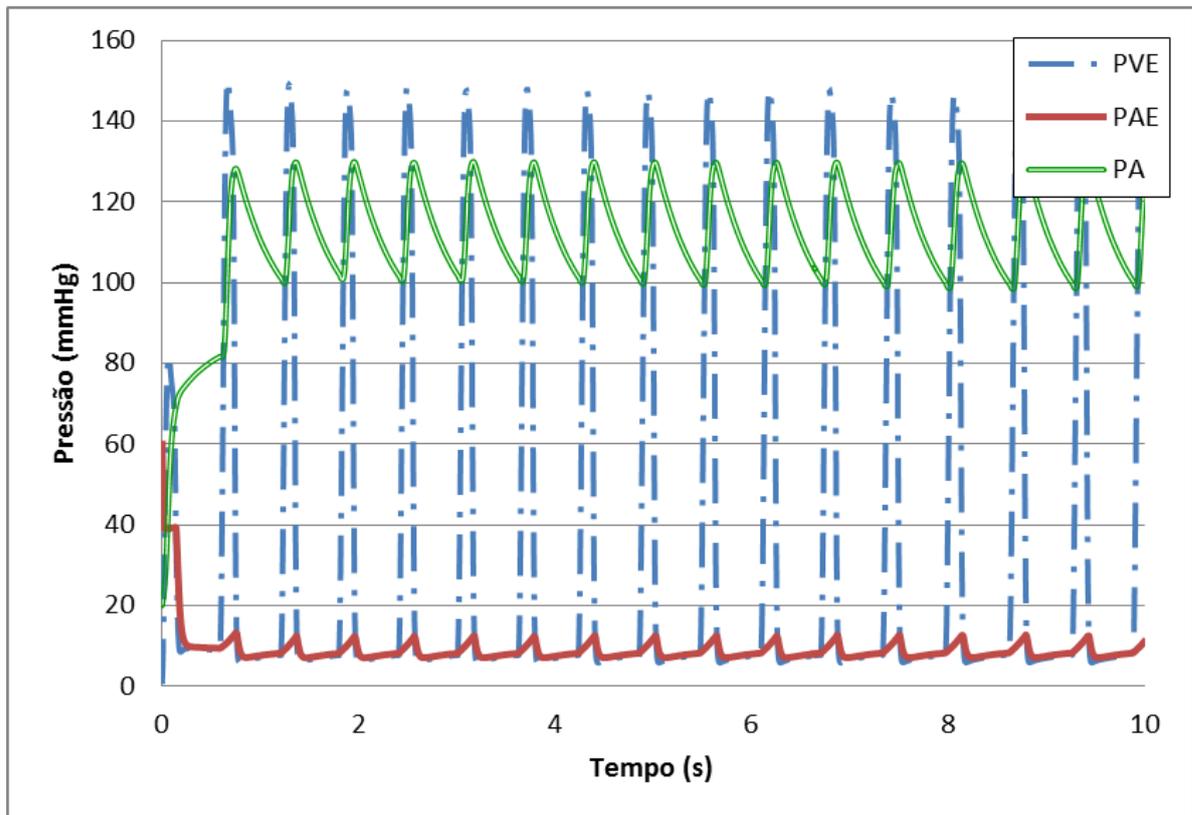


Figura 28 – Curvas de pressão do simulador do sistema circulatório com DAV com os dados da rotina principal.

Pressão no ventrículo esquerdo (PVE), pressão no átrio esquerdo (PAE) e pressão aórtica (PA).

Percebe-se que o valor sistólico da pressão no ventrículo esquerdo aumentou para 140 mmHg. Observa-se também que a pressão diastólica na aorta, subiu para 100 mmHg, essas curvas apresentam resultados parecidos com outros estudos, validando a metodologia proposta.

A principal função deste controlador é garantir o correto funcionamento da válvula aórtica, por isso, seu comportamento também deve ser verificado. A Figura 29 apresenta a rotação variando de 3000 a 3800 rpm e o estado da válvula aórtica (aberta e fechada), novamente com os mesmos dados de entrada.

Percebe-se a abertura e o fechamento da válvula pouco depois da redução de velocidade como seria esperado. Conclusão, o controlador atingiu um de seus objetivos de garantir o correto funcionamento da válvula aórtica.

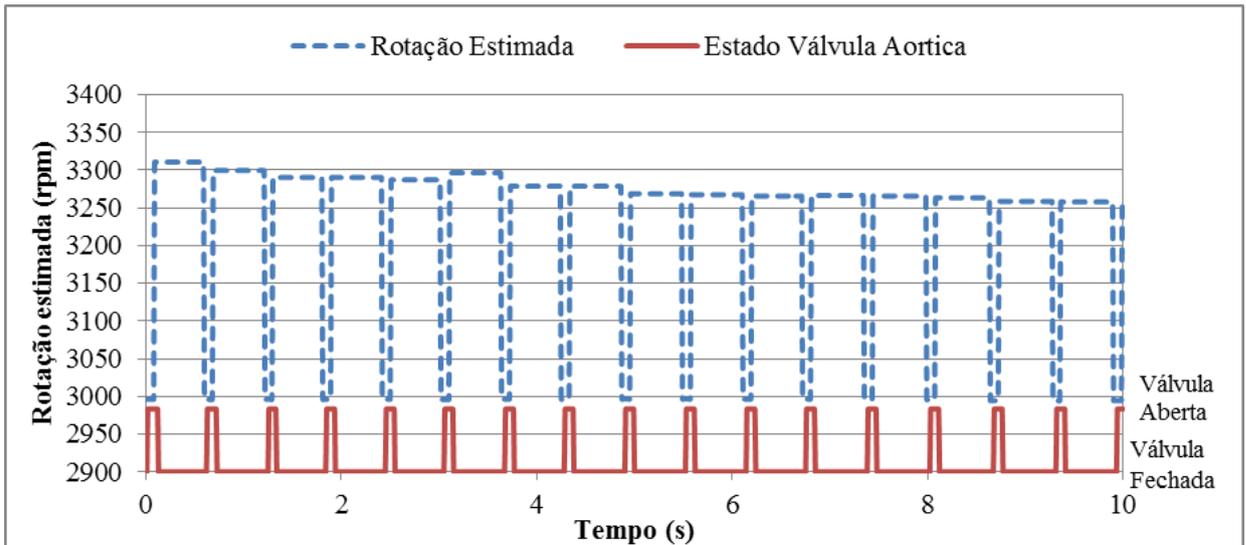


Figura 29 – Rotação estimada usada como entrada e Estado da válvula aórtica no simulador do Simulink.

O gráfico de débito cardíaco, na figura 30, também apresentou resultados satisfatórios, com fluxo médio de 7 l/min, suficiente para uma pessoa em atividade moderada.

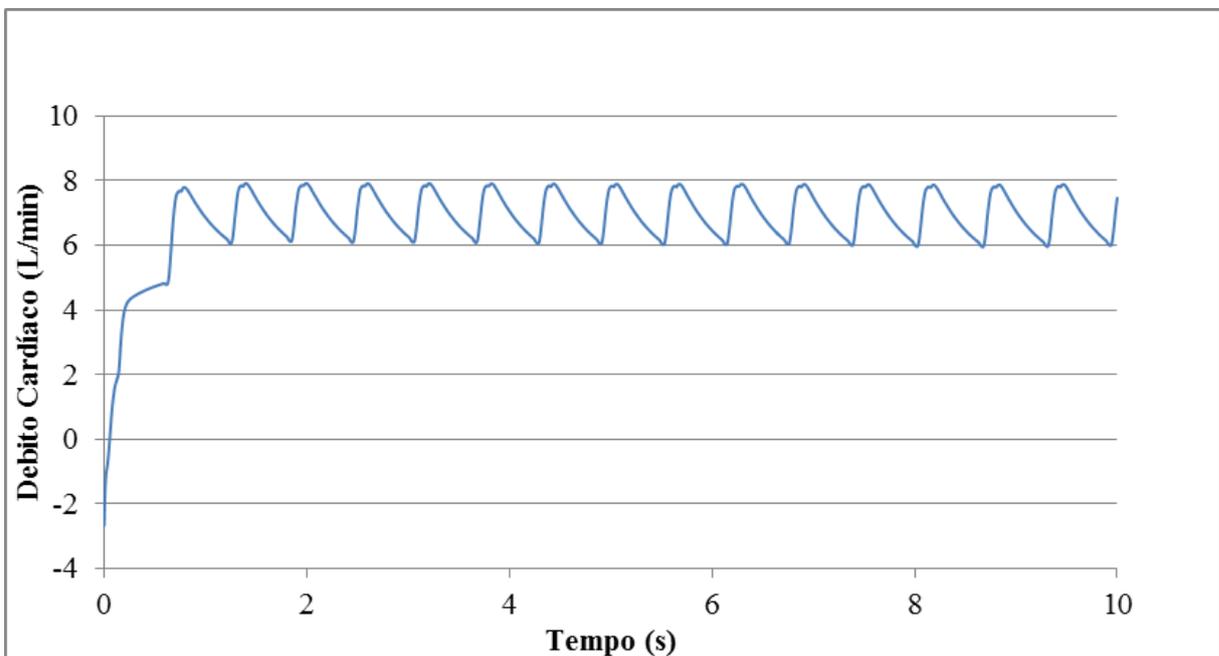


Figura 30 – Débito cardíaco no Simulador do Simulink para as entradas apresentadas na figura 27.

As bombas centrífugas retiram sangue do ventrículo e injetam na artéria aorta. Se a velocidade for muito baixa, e a pressão ventrículo-aorta for suficiente, pode ocorrer fluxo reverso. A figura 31 apresenta o fluxo de sangue na saída da bomba.

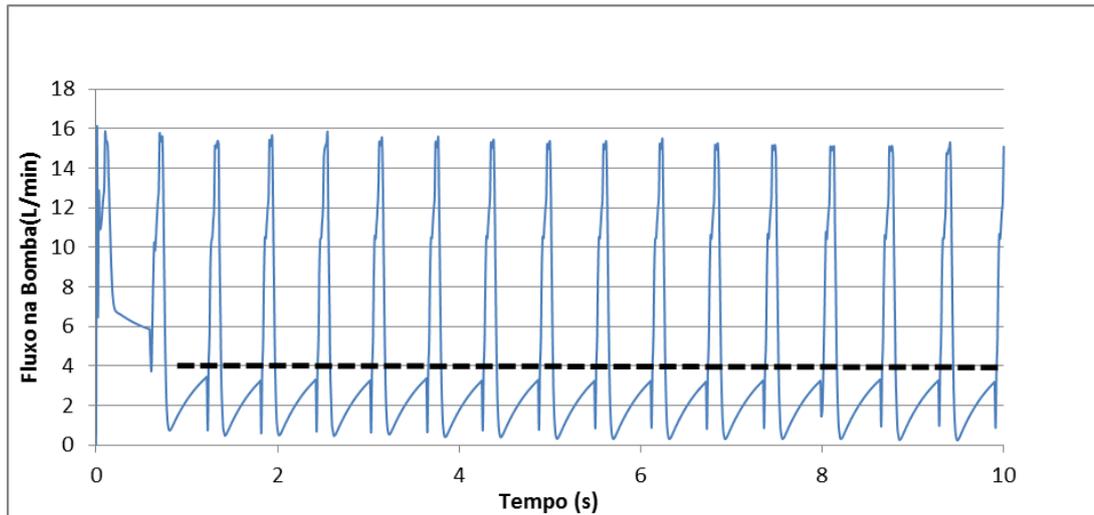


Figura 31 – Fluxo de sangue na saída da bomba (l/min)

Como todos os valores são positivos, não existe fluxo reverso e a média do auxílio da bomba é 4 l/min.

Como percebido a partir da apresentação dos dados anteriores o controle de rotação proposto para evitar a estenose na válvula aórtica obteve como resultado de débito cardíaco médio, suficiente para suprir um paciente em condição de repouso e manteve um comportamento próximo ao verificado no modelo do sistema cardiovascular saudável.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As redes neurais artificiais são uma grande ferramenta para autoconfiguração do controle, de softwares e algoritmos. Com esta ferramenta pode-se, no futuro, encontrar os mínimos parâmetros ou filtros necessários para treinar uma rede que aprenda no organismo do próprio paciente e se calibre para funcionar melhor para cada indivíduo.

Para os dados utilizados neste trabalho verificou-se a viabilidade da estimativa de rotação de um motor em um DAV através de redes neurais artificiais.

Foi concluído que uma rede neural artificial com dois neurônios na camada escondida pode ser usada para detectar QRS em um ECG em tempo real. A detecção do QRS apresentou índices muito bons para os ECGs do Physionet e a redução da rotação do motor do DAV também é viável através da RNA proposta.

A aplicação de Redes Neurais Artificiais para controlar a velocidade de um motor de DAV possui duas principais vantagens: O comportamento do DAV pode ser individualizado pelo próprio médico e em caso de uma quantidade maior ou menor de entradas, a RNA pode ser facilmente treinada, sem a necessidade de alteração em diversos algoritmos ou software.

Uma das inovações desta rotina é criar uma RNA de detecção de QRS simples e em tempo real e por isso não universal (que não vale para todos os sinais) e entre intervalos previamente definidos, checar sua eficiência comparando os resultados armazenados com outras ferramentas mais lentas ou que dependem de compressão de sinal. Se os indicadores se mostrarem insuficientes, a rede pode ser automaticamente treinada.

A validação da RNA_QRS ocorreu em intervalos que variavam em número de amostras, por exemplo, a cada mil, dez mil ou até cem mil amostras, dependendo do foco do teste. Mas este intervalo também pode ocorrer por quantidade de QRSs (a cada cem QRSs, por exemplo), por intervalo de tempo (de uma em uma hora), ou por eventos (quando o BPM alterar 20%).

O modelo computacional do Simulink foi considerado satisfatório para representar a dinâmica do sistema e gerar os sinais fisiológicos do aparelho cardiovascular com assistência de um DAV.

A válvula aórtica se abre dependendo da quantidade de sangue que existe no ventrículo no momento da contração. Para a válvula abrir, deve-se manter uma importante quantidade de sangue e o coração deve fazer certo esforço, ou seja, para a válvula o importante é a rotação média da bomba. Por outro lado, os dispositivos de assistência

mecânica visam diminuir o esforço do miocárdio (o músculo cardíaco) e a válvula não precisa abrir necessariamente a cada ciclo cardíaco. Conclui-se, então, que evitar a estenose na válvula aórtica é muito importante e deve fazer parte da estratégia de controle de um DAV de fluxo contínuo, mas a válvula não deve abrir a toda sístole e a velocidade da bomba não precisa diminuir demais a ponto de arriscar alcançar fluxo de sangue reverso (negativo) na bomba. Pode-se, a cada cinco ou dez ciclos, diminuir a velocidade para um ponto que a válvula se abra.

A RNA_RPM será treinada para cada paciente. O médico do assistido deve preencher a tabela 2, como mencionado no capítulo 3.3.7. A sugestão de tabela para o treinamento apresentado neste trabalho, refere-se ao paciente em estudo, no caso, o simulador usado. Vale lembrar, ainda, que a relação entre frequência cardíaca e velocidade da bomba pode variar também no mesmo paciente, dependendo da medicação, da hora do dia ou até da atividade executada. Por isso, torna-se necessário, estudar um mecanismo de validação e treinamento automático desta rede também.

6 TRABALHOS FUTUROS

A primeira proposta de trabalho futuro refere-se a redução de velocidade para a abertura da válvula aórtica. Como a válvula pode abrir a cada cinco ou dez ciclos e a velocidade importante para a abertura da válvula é a média, o controle deve variar com a frequência cardíaca e a cada 5 ciclos, a velocidade deve diminuir para a correta abertura da válvula aórtica. No controle atual esta RNA possui duas entradas: i) ocorrência de QRS e ii) frequência cardíaca. Com a mudança, as entradas deveriam ser: i) Ciclo de redução da velocidade e ii) frequência cardíaca.

O simulador usado neste trabalho foi desenvolvido em Matlab, ou seja é virtual. A segunda proposta de trabalho futuro é usar um Simulador Cardiovascular físico (simular em Hardware) (FONSECA, *et al.*, 2011). Mas tal simulador precisa gerar ECG, talvez seja necessário emular o sistema reflexo barorreceptor, por isso, o primeiro passo seria uma melhoria no simulador, para que ele comece a gerar sinais de ECG, de preferência com algumas cardiopatias selecionáveis e, então, aplicar a rotina descrita no capítulo 3.

Outro estudo interessante seria adicionar outros parâmetros, filtros ou até mesmo ruído aos sinais usados para treinamento, para conseguir indicadores ainda melhores do detector de QRS.

Como visto na conclusão, seria interessante avaliar também a RNA_RPM em intervalos programados. Um fluxograma da rotina modificado para atender mais essa exigência é apresentado na figura 32. A maior pergunta pode ser como criar e validar um modelo do organismo assistido e conseguir modificá-lo através de um software. A técnica sugerida é Redes Neurais Artificiais.

O modelo usado para retirar os parâmetros de velocidade mínima e velocidade máxima foi construído no Simulink. Se uma estrutura de RNA, com capacidade de imitar este modelo, for criada, podem-se usar entradas e saídas disponíveis para treiná-lo para outros organismos. Um simulador similar foi construído por Kim et al. para validar seu controlador de fluxo de sangue de DAV que também usava redes neurais artificiais (1997).

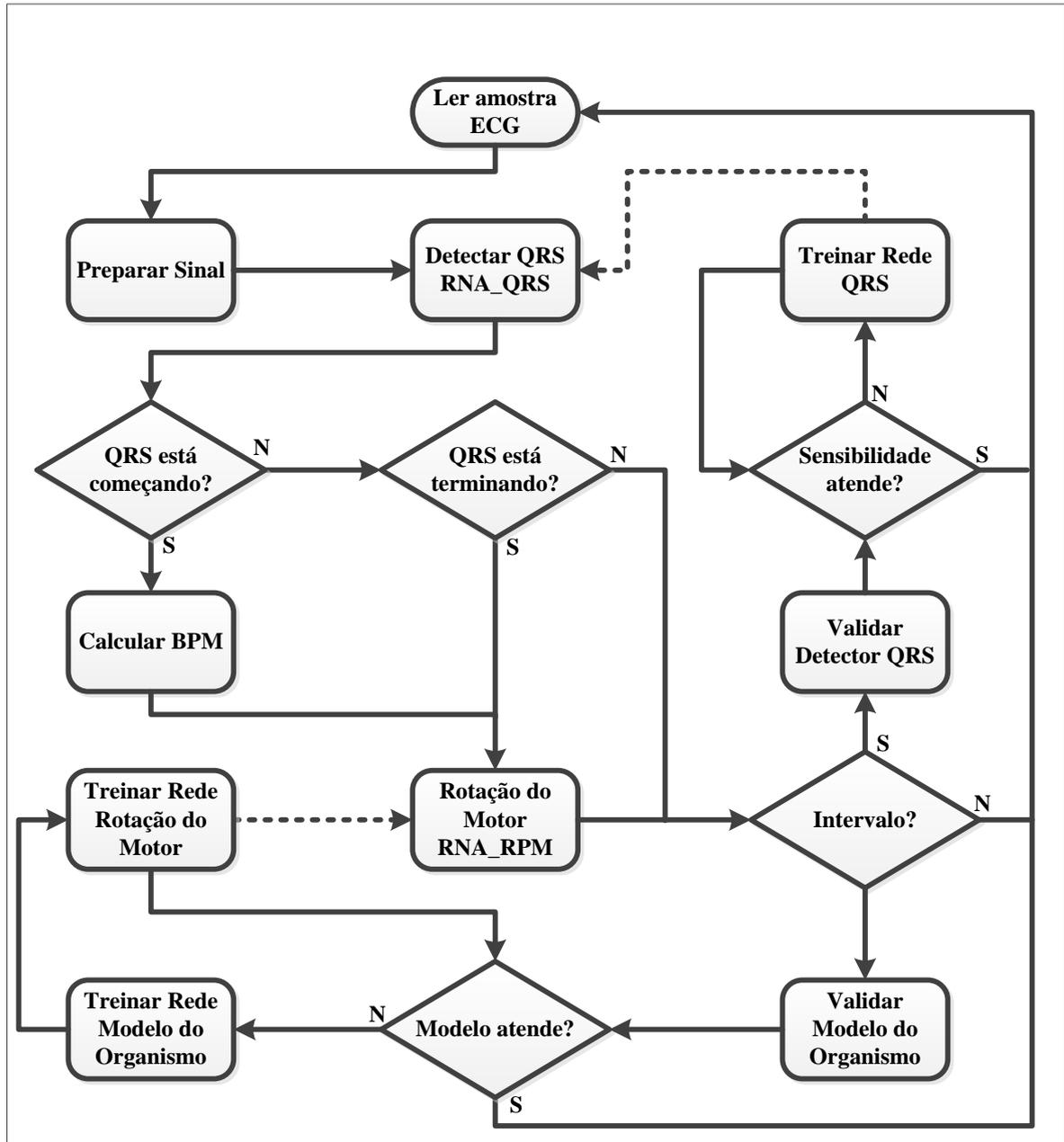


Figura 32 – Fluxograma da Rotina modificado para avaliar a RNA_RPM

7 BIBLIOGRAFIA

AMBRÓSIO, P. E. **Redes Neurais Artificiais no apoio ao diagnóstico diferencial de lesões intersticiais pulmonares**. Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, p. 86. 2002.

BACAL, F. et al. **II Diretriz Brasileira de Transplante Cardíaco**. Arq Bras Cardiol. São Paulo. 2009.

BAIM, D. et al. Survival of patients with severe congestive heart failure treated with oral milrinone. **J American College of Cardiology**, v. 7, n. 3, p. 661-670, Março 1986.

BAKOURI, M. A. et al. **Feasible approach to control the operation of implantable rotary blood pumps for heart failure patients**. Control Conference (ASCC), 2013 9th Asian. Istanbul: IEEE. 2013. p. 1-6.

BARBOSA, P. R. **Apostila Redes Neurais do Curso de Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processo do IFSP**. Instituto Federal de São Paulo. São Paulo. 2013.

BEGG, R.; KAMRUZZAMAN, J.; SARKER, R. **Neural Networks in Healthcare: Potential and Challenges: Potential and Challenges**. 1. ed. Australia: Idea Group Publishing, 2006.

BOCK, E. et al. New Centrifugal Blood Pump With Dual Impeller and Double Pivot Bearing System: Wear Evaluation in Bearing System, Performance Tests, and Preliminary Hemolysis Tests. **Artificial Organs**, v. 32, n. 4, p. 329-333, Abril 2008. ISSN doi:10.1111/j.1525-1594.2008.00550.x.

BOCK, E. G. P. **Design, Manufacturing and Tests of an Implantable Centrifugal Blood Pump**. IFIP Advances in Information and Communication Technology. Lisboa: Portugal. 2011. p. p. 410-417.

BOCK, E. G. P. **Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. 1^a. ed. São Paulo: The Academic Society. Clube dos Autores., v. I, 2012.

BOTTER, D. A. **Utilização de Redes Neurais Artificiais na Classificação de Sinais Eletrocardiográficos Atriais**. Instituto Tecnológico de Aeronáutica. São José dos Campos. 2001.

BRONZERI, R. B. **Atualização do Circuito de Controle de um Dispositivo de Assistência Ventricular Esquerdo (DAVE)**. Instituto Tecnológico de Aeronáutica. São José dos Campos. 2008.

BRONZINO, J. D. **Biomedical Engineering Handbook**. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. 42 p. ISBN 0-8493-0461-X.

CAVALHEIRO, A. C. M. **Sistema de Controle para Diagnóstico e Tratamento de Falhas em Dispositivos de Assistência Ventricular**. Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo. 2013.

CAVALHEIRO, A. C. M. et al. Specification of Supervisory Control Systems for Ventricular Assist Devices. **Artificial Organs**, v. 35, n. 5, p. 465-470, Maio 2011.

CHANG, Y.; GAO, B.; GU, K. A Model-Free Adaptive Control to a Blood Pump Based on Heart Rate. **ASAIO Journal**, v. 57, n. 4, p. 262-267, Julho-Agosto 2011. ISSN DOI: 10.1097/MAT.0b013e31821798aa.

CLEVELAND_CLINIC. Left Ventricular Assist Devices (Mechanical Circulatory Support MCS). **Cleveland Clinic**, 2015. Disponível em: <<http://my.clevelandclinic.org/services/heart/services/lvad-devices>>. Acesso em: 15 fev. 2015.

DOBSON, W. K.; POPPLETON, K. **Systems and Methods for Predicting Characteristics of an Artificial Heart Using an Artificial Neural Network**. 8.880.450, 29 nov. 2012.

DRIGO, E. et al. **Caracterização do Novo Motor da Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. 8vo Congresso Latinoamericano de Órgãos Artificiais, Biomateriais e Ingeniería de Tejidos. Rosário: Argentina. 2014.

FONSECA, J. et al. Cardiovascular Simulator Improvement: Pressure versus Volume Loop Assesment. **Artificial Organs**, v. 35, n. 5, p. 454-458, Maio 2011. ISSN DOI:10.1111/j.1525-1594.2011.01266.x.

GADDUM, N. 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, Março 2014.

GALHARDO, M. F. **Aplicações do Neuro Darwinismo**. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação - UNICAMP. Campinas, p. 6. 2005.

GAO, B. et al. A Pulsatile Control Algorithm of Continuous-Flow Pump for Heart Recovery. **ASAIO Journal**, v. 58, n. 4, p. 343-352, Agosto 2012. ISSN doi: 10.1097/MAT.0b013e318256bb76.

GAO, B. et al. Physiological Controller of an Intra-Aorta Pump Based on Baroreflex Sensitivity. **ASAIO Journal**, v. 36, n. 12, p. 1015-1025, Dezembro 2012. ISSN doi:10.1111/j.1525-1594.2012.01511.x.

GOLDBERGER, A. et al. Physiobank, PhysioToolkit, and Physionet: Components of a new Research Resource for Complex Physiologic Signals. **CIRCULATION** **101(23)**: E215-E220, 2000. Disponível em: <<http://circ.ahajournals.org/CGI/Content/Full/101/23/E215>>. Acesso em: 01 set. 2014.

GU, J. et al. **Micro sensor based eye movement detection and neural network based sensor fusion and fault detection and recovery**. Electrical and Computer Engineering, 2000 Canadian Conference on (Volume:1). Halifax, NS: IEEE. 2000. p. 518-522.

HAYKIN, S. **Redes Neurais: Princípios e Prática**. 2ª. ed. Porto Alegre: Bookman, 2001.

HAYWARD, C. S. et al. Effect of Alteration in Pump Speed on Pump Output and Left Ventricular Filling with Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device. **ASAIO Journal**, v. 57, n. 6, p. 495-500, Dezembro 2011. ISSN doi: 10.1097/MAT.0b013e318 233b112.

HENRIQUES, J.; CARVALHO, P. D. **Análise Ritmo Cardíaco ECG**. Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade de Coimbra. Coimbra, Portugal. 2009.

HERNG, E. W. J. **Detecção de Bordas em Imagens de ecocardiografia utilizando redes neurais artificiais**. Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. São Paulo, p. 125. 2012.

KARANTONIS, D. M. et al. Noninvasive Detection of Suction in an Implantable Rotary Blood Pump Using Neural Networks. **International Journal of Computational Intelligence and Applications**, Sidney, v. 7, n. 3, p. 237, Setembro 2008. ISSN DOI: 10.1142/S1469026808002302.

KIM, S. et al. **Control of Left Ventricular Assist Device using Artificial Neural Network**. Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS. Chicago: IEEE. 1997. p. 1363-1366.

KÖHLER, B.-U.; HENNIG, C.; ORGLMEISTER, R. The Principles of Software QRS Detection. **IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY**, Berlin, p. 42-57, Janeiro/Fevereiro 2002.

KOMOROWSKI, D.; PIETRASZEK, S.; DARLAK, M. **Pressure and Output Flow Estimation of Pneumatically Controlled Ventricular Assist Device (VAD) with the Help of Both Acceleration and Gyro Sensors**. World Congress of Medical Physics and Biomedical Engineering 2006. Gliwice, Poland: Springer Berlin Heidelberg. 2006. p. 719-722.

KOMOROWSKI, D.; TKACZ, E. **Output Flow Estimation of Pneumatically Controlled Ventricular Assist Device with the help of Artificial Neural Network**.

Proceedings of the 4th International Conference on Computer Recognition Systems CORES '05. Rydzyna Castle, Polônia: Springer Berlin Heidelberg. 2005. p. 561-568.

LEÃO, T. et al. **Study of Speed Control of the Implantable Centrifugal Blood Pump to Avoid Aortic Valve Stenosis**. 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013). Ribeirão Preto: ABCM. 2013. p. 6133-6138.

LEÃO, T. et al. **Automatic Flow Control Technique for Implantable Centrifugal Blood Pump**. 8vo Congresso Latinoamericano de Órgãos Artificiais, Biomateriales e Ingeniería de Tejidos. Rosario: Argentina. 2014.

LEÃO, T. F. **Modelagem do Atuador de uma Bomba de Sangue Centrífuga Implantável**. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo. São Paulo. 2012.

LEGENDRE, D. F. **Estudos de Técnicas de Texturização e Biolização, e Desempenho Biológico In Vitro e In Vivo em Membrana para um Dispositivo de Assistência Ventricular e Coração Artificial Totalmente Implantáveis**. Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo. São Carlos. 2003.

LIMA, F. E. T. et al. Perfil dos Pacientes na Lista Única de Espera para Transplante Cardíaco no Estado do Ceará. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 95, n. 1, julho 2010.

MARINHO, A.; CARDOSO, S. D. S.; ALMEIDA, V. V. D. Disparidades nas filas para transplantes de órgãos nos estados brasileiros. **Cad. Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 26, n. 4, p. 786-796, abril 2010.

MILLER, G. E. **Artificial Organs**. 1ª. ed. Virginia: Morgan & Claypool, 2006. 17, 7 p. ISBN ISBN: 1-598290-48-7.

MOKHLESSI, O.; RAD, H. M.; MEHRSHAD, N. **Utilization of 4 types of Artificial Neural Network on the diagnosis of valve-physiological heart disease from heart sounds**. 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME2010). Shokatabad: IEEE. 2010.

MOODY, G. B.; ROGER G. MARK. Physionet. The research resource for complex physiologic signals. **IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY**, p. 70-75, Junho 2001.

NIWAS, S. I.; KUMARI, R. S. S.; SADASIVAM, V. **Artificial neural network based automatic cardiac abnormalities classification**. Computational Intelligence and Multimedia Applications. Nadu, India: IEEE. 2005. p. 41-46.

OHUCHI, K. et al. Control Strategy for Rotary Blood Pumps. **Artificial Organs**, v. 25, n. 5, p. 366-370, Maio 2001.

OMS. Global Health Observatory Data Repository. **World Health Organization**, 2014. Disponível em: <<http://apps.who.int/gho/data/node.main.CODWORLD?lang=en>>. Acesso em: 27 out. 2014.

PATEL, S. M. et al. An Initial Investigation of Insulation Fault Effects on LVAD Motor Performance. **IEEE**, 2005. 155-158.

PHYSIONET. The research resource for complex physiologic signals. Disponível em: <<http://www.physionet.org>>. Acesso em: 30 jun. 2013.

RAIZER, K. **Análise de Sinais de ECG com uso de Wavelets e Redes Neurais em FPGA**. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica. Campinas. 2010.

RBT. **Registro Brasileiro de Transplantes**. Associação Brasileira de Transplante de Órgãos. São Paulo. 2014.

ROGAL, S. R. J. **Deteção e Classificação de Arritmias Cardíacas Utilizando Redes Neurais Artificiais Auto-Organizáveis**. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba, p. 91. 2008.

ROSAMOND, W. Back Heart Disease and Stroke Statistics, 2008.

SAMAD, T. **The Impact of Control Technology**. IEEE Control Systems Society. Arlington, VA, U.S.A.: Anuradha Annaswamy. 2011.

SANTELICES, L. C. et al. Developing a Hybrid Decision Support Model for Optimal Ventricular Assist Device Weaning. **Ann Thorac Surg**, Bethesda USA, v. 90, n. 3, p. 713-720, Setembro 2010. ISSN doi:10.1016/j.athoracsur.2010.03.073.

SILVA, L. N. D. C. **Análise e Síntese de Estratégias de Aprendizado para Redes Neurais Artificiais**. Universidade Estadual de Campinas. Campinas, p. 250. 1998.

SILVA, M. B. et al. **Bomba de Sangue Centrífuga Implantável Controlada por Redes Reurais Artificiais**. Anais do III Simpósio de Dispositivos de Assistência Uni e Bi-Ventricular Coração Artificial. São Paulo: Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia. 2014. p. 10-13.

SOUZA, E. M. D. et al. **Design of a Controller for VAD with Electrocardiogram-Based Setpoint**. Recent Advances in Environmental and Biological Engineering. Istambul: WSEAS. 2014. p. 67-73.

STOŠOVIC, M. V. A.; LITOVSKI, V. B. Implementation of recurrent artificial neural networks for nonlinear dynamic modeling in biomedical applications. **Int J Artif Organs**, Niš - Serbia, v. 36, n. 11, p. 833 - 842, Novembro 2013. ISSN doi: 10.5301/ijao.5000255.

THIRIET, M. **Biology and Mechanics of Blood Flows - Part II: Mechanics and Medical Aspects**. Place Jussieu: Springer, 2008.

TZALLAS, A. T. et al. Modeling and simulation of speed selection on left ventricular assist devices. **Computers in Biology and Medicine**, Ioannina, Greece, v. 51, p. 128-139, Abril 2014. ISSN doi.org/10.1016/j.combiomed.2014.04.013.

USUI, S.; TODA, N. **Biomedical Application of Neural Networks in Japan**. World Congress on Neural Networks. San Diego: L. Erlbaum. 1994. p. I-63.

WALTER, M. et al. **Control Strategies for Mechanical Heart Assist systems**. IEEE Multi-Conference on Systems and Control. Dubrovnik, Croatia: IEEE. 2012.

WANG, Y. et al. **Feedback control of a rotary left ventricular assist device supporting a failing cardiovascular system**. Amer. Control Conf. Montreal, QC, Canada: IEEE. 2012. p. 1137–1142.

WANG, Y.; SIMAAN, M. A. A Suction Detection System for Rotary Blood Pumps Based on the Lagrangian Support Vector Machine Algorithm. **IEEE JOURNAL OF BIOMEDICAL AND HEALTH INFORMATICS**, Orlando, v. 17, n. 3, p. 654-663, Maio 2013. ISSN Digital Object Identifier 10.1109/TITB.2012.2228877.

WANG, Y.; SIMAAN, M. A. **A new method for detecting aortic valve dynamics during control of the rotary Left Ventricular Assist Device support**. American Control Conference (ACC), 2014. Louisville, KY, USA: IEEE. 2014.

XIA, D. A Bionic Artificial Heart Blood Pump Driven by Permanent Magnet Located Outside Human Body. **IEEE Transactions on Applied Superconductivity**, junho 2011.

YAZDI, M. N.; MOGHADDAM, R. K. Improvement of Left Ventricular Assist Device (LVAD) in Artificial Heart Using Particle Swarm Optimization. **Journal of Artificial Intelligence in Electrical Engineering**, Ahar, Iran, v. 1, n. 4, p. 9-15, Março 2013.

YI, W. **Physiological Control of Rotary Left Ventricular Assist Device**. Proceedings of the 26th Chinese Control Conference. Zhangjiajie: Pennsylvania State University. 2007. p. 469.

9 APÊNDICE B: ROTINAS IMPLEMENTADAS EM MATLAB

Foram criados três aplicativos em script do Matlab. Esses aplicativos estão descritos abaixo.

9.1 “ROT.M” – APLICATIVO QUE ESTIMA A ROTAÇÃO DO MOTOR DO DAV.

```
%Salvar anterior, resetar workspace e iniciar variáveis
save ('teste')
clear all, clc
hora_inicial = now;
load('RNA_RPM.mat')
load('RNA_QRS2.mat')
load('Inicio.mat')
ECG = 'chf01';
amostras = 500000;
amostra_inicial=1;
intervalo = 1;
current_folder = cd; cd ../Ecg;
[x,a_ecg]=rdsamp(ECG, [],amostra_inicial+amostras+50,amostra_inicial);
a_ecg0 = a_ecg(:,1) + a_ecg(:,2);
cd (current_folder);

%Anotações iniciais no arquivo
fileID = fopen([ECG,'_',num2str(amostras), '.txt'],'w');
fprintf(fileID,['\nECG = ', ECG]);
fprintf(fileID,['\nInicio = ', datestr(hora_inicial)]);
fprintf(fileID,['\nAmostras = ', num2str(amostras)]);
fclose(fileID);

% Iniciar variáveis
a_ecg1(amostras+50,1)=1;
x(amostras+50)=1;
qrswaves_nn=0;
qrswaves_nn4=0;
n=81;
tempo_intervalo = x(1);
bpm(amostras+50,1)=0;%Batidas por minuto
rotacoes(amostras+50,1)=0;
pico(amostras+100,1)=0;
pico_nn=0;
pico_nn(amostras+50,1)=0;
n_qrs=0;
mmovel (1:25,1)=0;
na = 1;
na1 = 1;
na2 = 1;
indicador_fp(1,3) = 0;
apenas_indicadores = 0;
quantidade_treinamento = 1;

%Plotar em janela
figure(1)
subplot (3,1,1)
h =
plot(x(1:amostras+1),a_ecg0(1:amostras+1),'XDataSource','x1','YDataSource',
'a_ecg1');
```

```

title('ELETROCARDIOGRAMA')
ylabel('Tensão (mV)')
xlabel('Tempo (s)')
subplot (3,1,2)
i =
plot(x(1:amostras+1),bpm(1:amostras+1),'XDataSource','x1','YDataSource','bp
m1');
title('BATIDAS POR MINUTO')
ylim([30 160])
ylabel('BPM (bpm)')
xlabel('Tempo (s)')
subplot (3,1,3)
j = plot(x(1:amostras+1),
rotacoes(1:amostras+1),'XDataSource','x1','YDataSource','rot1');
title('ROTAÇÕES POR MINUTO')
ylim([2800 3800])
ylabel('RPM (rpm)')
xlabel('Tempo (s)')

%encontra picos, contar período, calcular bpm e plotar
while(n < amostras+1)
    a_ecg2(n,1) = (a_ecg0(n,1)*10);
    a_ecg3(n,1) = ((a_ecg0(n,1)*10)^2);
    mmovel1(n) = mean(a_ecg2(n-9:n,1));
    mmovel2(n) = mean(a_ecg3(n-9:n,1));
    mmovel3(n) = mean(a_ecg3(n-79:n,1));
    mmovel4(n) = mean(a_ecg3(n-39:n,1));
    Entrada_RNA = [a_ecg3(n,1),mmovel1(n), mmovel2(n), mmovel3(n),
mmovel4(n)]';
    pico_nn(n)= RNA_QRS2(Entrada_RNA);
    if(or((pico_nn(n-1,1) > 0.7), and((pico_nn(n-1,1) > 0.4), (pico(n-
2,1)==1))))%Se for QRS (pico)...
        pico(n-1,1) = 1;

    else
        pico(n-1,1) = 0;
    end
    if (pico(n-1,1) == 1) %Se o anterior for QRS (pico)...

    % Se é uma borda de subida, então reinicia a contagem de período
    if (pico(n-2,1) == 0)
        bpm(n-1,1) = (180/(x(n-1) - x(na2)));
        na2 = na1;
        na1 = na;
        na = n-1;

        % Declarar entradas para a rede neural!!!
        p(1:2,n-1) = [pico(n-1,1) bpm(n-1,1)]';
        rotacoes(n-1,1) = RNA_RPM(p(1:2,n-1));
        n_qrs = n_qrs + 1;
        qrswaves_nn(n_qrs,1) = n;
        n = n+20; % Não precisa calcular os próximos 10. Histerese.
        bpm(n-20:n,1) = bpm(n-21,1); %Histerese.
        p(1,n-20:n) = p(1,n-21); %Histerese.
        p(2,n-20:n) = p(2,n-21); %Histerese.
        rotacoes(n-20:n,1) = rotacoes(n-21,1); %Histerese.
        pico(n-21:n,1) = 1; %Histerese.
        pico_nn(n-21:n,1) = pico_nn(n-21,1); %Histerese.
        a_ecg2(n-21:n,1) = (a_ecg0(n-21:n,1)*10);%Histerese.
        a_ecg3(n-21:n,1) = ((a_ecg0(n-21:n,1)*10).^2);%Histerese.
    else % Se anterior for picô, continue a contagem

```

```

        bpm(n-1,1) = bpm(n-2,1);%copiar a bpm do último
        rotacoes(n-1,1) = rotacoes (n-2,1);%copiar última rotação
    end
    else % Se não for QRS (pico)...
        if (pico(n-3,1) == 1)%Se anterior for pico, calcular novamente o
rot
            bpm(n-1,1) = bpm(n-2,1);%copiar a bpm do último
            p(1:2,n-1)= [pico(n-1,1) bpm(n-1,1)']; %declarar entradas para
a rede neural!!! Lembrar que matriz está invertida!!!
            rotacoes(n-1,1) = RNA_RPM(p(1:2,n-1));% Se recalculer bpm,
calcular novo rot
            qrswaves_nn(n_qrs,2) = n;
            n = n+40; % Não precisa calcular os próximos 40. Histerese.
            bpm(n-40:n,1)= bpm(n-41,1); %Histerese.
            p(1,n-40:n) = p(1,n-41); %Histerese.
            p(2,n-40:n) = p(2,n-41); %Histerese.
            rotacoes(n-40:n,1) = rotacoes(n-41,1); %Histerese.
            pico(n-41:n,1) = 0; %Histerese.
            pico_nn(n-41:n,1)= pico_nn(n-41,1); %Histerese.
            a_ecg2(n-41:n,1) =(a_ecg0(n-41:n,1)*10);%Histerese.
            a_ecg3(n-41:n,1) = ((a_ecg0(n-41:n,1)*10).^2);%Histerese.
        else% Se não for o primeiro.
            bpm(n-1,1) = bpm(n-2,1);%copiar a bpm do último
            rotacoes(n-1,1) = rotacoes (n-2,1);%copiar última rotação
        end
    end
end
if (n<2001) % Início da janela móvel
    x3=1;
else
    x3=n-2000;
end
end
if(rem(n,15)==0)% Update no gráfico de 10 em 10 com pausa
    x1=x(x3:n);
    a_ecg1=a_ecg0(x3:n);
    refreshdata(h,'caller')
    bpm1=bpm(x3:n);
    refreshdata(i,'caller')
    rot1=rotacoes(x3:n);
    refreshdata(j,'caller')
    pause(.000001)
end
if (intervalo+30000 < n)
    %Variáveis iniciais para avaliação e treinamento
    treinamentoqrs_final = n+amostra_inicial;
    treinamentoqrs_inicial = intervalo+amostra_inicial;
    Treinar_RNA_QRS2
    intervalo = n;
    tempo_intervalo = x(n);
end
n=n+1;
end

%Gráfico de Conclusão
figure(1)
subplot (3,1,1)
plot(x(1:amostras+1),a_ecg0(1:amostras+1));
title('ELETROCARDIOGRAMA')
ylabel('Tensão (mV)')
xlabel('Tempo (s)')
subplot (3,1,2)
plot(x(1:amostras+1),bpm(1:amostras + 1));

```

```

title('BATIDAS POR MINUTO')
ylim([30 160])
ylabel('BPM (mV)')
xlabel('Tempo (s)')
subplot (3,1,3)
plot(x(1:amostras+1), rotacoes(1:amostras + 1));
title('ROTAÇÕES POR MINUTO')
ylim([2800 3800])
ylabel('RPM (rpm)')
xlabel('Tempo (s)')

% Análise da ANN que identifica o QRS.
treinamentoqrs_final = n+amostra_inicial;
treinamentoqrs_inicial = intervalo+amostra_inicial;
Treinar_RNA_QRS2
apenas_indicadores = 1;
treinamentoqrs_final = n+amostra_inicial;
treinamentoqrs_inicial = 1;
tempo_intervalo = x(1);
Treinar_RNA_QRS2

% Calcular e imprimir tempo de execução
disp(['Início = ', datestr(hora_inicial)]);
disp(['Fim = ', datestr(now)]);
disp(['Tempo Total = ', num2str(str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'SS'))+str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'MM'))*60+str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'HH'))*60*60+str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'FFF'))/1000), ' segundos']);
disp(['Tempo de ECG ', num2str(x(amostras+1)-x(1)), ' segundos']);

fileID = fopen([ECG, '_', num2str(amostras), '.txt'], 'a');
fprintf(fileID, ['\nQuantidade de Treinamentos = ',
num2str(quantidade_treinamento)]);
fprintf(fileID, ['\nInício = ', datestr(hora_inicial)]);
fprintf(fileID, ['\nFim = ', datestr(now)]);
fprintf(fileID, ['\nTempo Total = ', num2str(str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'SS'))+str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'MM'))*60+str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'HH'))*60*60+str2num(datestr((now -
hora_inicial), 'FFF'))/1000), ' segundos']);
fprintf(fileID, ['\nTempo de ECG ', num2str(x(amostras+1)-x(1)), '
segundos']);
fclose(fileID);

%Variáveis para Simulador
ROT_SIMULINK=[(0.01:0.01:(n/100))' (rotacoes(1:n)+2000)];
BPM_SIMULINK=[(0.01:0.01:(n/100))' bpm(1:n)];

%Salvar arquivo na área de trabalho
save (strcat('Rot15-', datestr(now, 'yyyymmddHHMM')), '_', ECG,
num2str(amostras));

```

9.2 “TREINAR_RNA_QRS2.M” – APLICATIVO QUE AVALIA E TREINA A RNA_QRS2.

```

%Pasta atual e gerar marcações de QRSS
current_folder = cd; cd ../Ecg;
gqrs(ECG, treinamentoqrs_final+100, treinamentoqrs_inicial, 1, [], [], 1);

```

```

ecgpuwave (ECG, 'end', [], [], 'qrs', 1, 0);
[endwaves, type, subtype, chan, endnum, comments]=rdann (ECG, 'end', [], [], [], ' ');
[beginwaves, type, subtype, chan, beginnum, comments]=rdann (ECG, 'end', [], [], [], ' ');
cd (current_folder);

%Cria marcação de final de QRS no ECG
numxpwaves = [endnum endwaves];
[rowwaves, colwaves] = find (numxpwaves==1);
qrsendwaves = numxpwaves (rowwaves, 2);
qrsendwaves2=qrsendwaves (min (find (qrsendwaves>treinamentoqrs_inicial)):max (
find (qrsendwaves<treinamentoqrs_final+50)));
qrsendwaves3 = qrsendwaves2-amostra_inicial+1;
[Nrend,AuxFN] = size (qrsendwaves3);

%Criar marcação de início de QRS no ECG
numxpwaves = [beginnum beginwaves];
[rowwaves, colwaves] = find (numxpwaves==1);
qrsbeginwaves = numxpwaves (rowwaves, 2);
qrsbeginwaves2=qrsbeginwaves (min (find (qrsbeginwaves>treinamentoqrs_inicial)
):max (find (qrsbeginwaves<treinamentoqrs_final)));
qrsbeginwaves3 = qrsbeginwaves2-amostra_inicial;
[Nrbegin,AuxFN] = size (qrsbeginwaves3);

%Se o intervalo começa durante o QRS, acrescenta 1, se termina, acrescenta
no final.
if (Nrbegin<Nrend)
    treinamentoqrs_n = 1;
    qrsbeginwaves4=0; %Zerar a variável
    [NrQRS,AuxFN] = size (qrsendwaves3);
    qrsbeginwaves4 (NrQRS, 1)=0;
    while (treinamentoqrs_n <= NrQRS)

qrsbeginwaves4 (treinamentoqrs_n, 1)=qrsbeginwaves (max (find (qrsbeginwaves<qrs
endwaves3 (treinamentoqrs_n))));
        treinamentoqrs_n = treinamentoqrs_n + 1;
    end
    qrsendwaves4 = qrsendwaves3;
else
    treinamentoqrs_n = 1;
    qrsendwaves4=0; %Zerar a variável
    [NrQRS,AuxFN] = size (qrsbeginwaves3);
    qrsendwaves4 (NrQRS, 1)=0;
    while (treinamentoqrs_n <= NrQRS)

qrsendwaves4 (treinamentoqrs_n, 1)=qrsendwaves (min (find (qrsendwaves>qrsbeginw
aves3 (treinamentoqrs_n))));
        treinamentoqrs_n = treinamentoqrs_n + 1;
    end
    qrsbeginwaves4 = qrsbeginwaves3;
end

%Cria matriz com 0 para não QRS e 1 para QRS nos dados do gqrs
treinamentoqrs_n = 1;
treinamentoqrs_qrs=0; %Zerar a variável
qrssumwaves=0; %Zerar a variável
treinamentoqrs_qrs (treinamentoqrs_final, 1)=0;
[NrQRS,AuxFN] = size (qrsbeginwaves4);
while (treinamentoqrs_n <= NrQRS)

```

```

treinamentoqrs_qrs(qrsbeginwaves4(treinamentoqrs_n,1):qrswaves4(treinamentoqrs_n,1),1)=1;
    qrssumwaves(treinamentoqrs_n,1) =
sum([pico(qrsbeginwaves4(treinamentoqrs_n):qrswaves4(treinamentoqrs_n))]
);
    treinamentoqrs_n = treinamentoqrs_n + 1;
end

%Se rede não estiver zerada...
if (qrswaves_nn(1,1) ~= 0)
    %Reduz QRS calculados pela rede para o intervalo em questão
    qrswaves_nn2 =
qrswaves_nn(min(find(qrswaves_nn(:,1)>treinamentoqrs_inicial):max(find(qrswaves_nn(:,1)<treinamentoqrs_final)),1);
    qrswaves_nn3 =
qrswaves_nn(min(find(qrswaves_nn(:,2)>treinamentoqrs_inicial):max(find(qrswaves_nn(:,2)<treinamentoqrs_final)),2);

    %Se o intervalo começa durante o QRS, acrescenta 1, se termina,
    acrescenta no final.
    if (qrswaves_nn2 ~= 0)
        %Se o intervalo começa durante o QRS, acrescenta 1, se termina,
        acrescenta no final.
        [Nr_nn2,AuxFN] = size (qrswaves_nn2);
        [Nr_nn3,AuxFN] = size (qrswaves_nn3);
        if (Nr_nn2<Nr_nn3)
            qrswaves_nn2 = [treinamentoqrs_inicial;qrswaves_nn2];
        elseif (Nr_nn2>Nr_nn3)
            qrswaves_nn3 = [qrswaves_nn3;treinamentoqrs_final];
        end
        qrswaves_nn4 = [qrswaves_nn2 qrswaves_nn3];

        [ST,AuxFN]=size (qrsbeginwaves4);
        [FN,AuxFN] = size(find (qrssumwaves == 0));

        %Compara os picos do GQRS com o início, meio e fim do ECG da rotina
        qrssumwaves_nn = 0;
        treinamentoqrs_n = 1;
        [NrQRS,AuxFN] = size (qrswaves_nn4);
        if (qrswaves_nn4(NrQRS,2)==0)
            qrswaves_nn4(NrQRS,2)=n;
        end
        while (treinamentoqrs_n <= NrQRS)
            qrssumwaves_nn(treinamentoqrs_n,1) =
sum(treinamentoqrs_qrs(qrswaves_nn4(treinamentoqrs_n,1):qrswaves_nn4(treinamentoqrs_n,2)));
            treinamentoqrs_n = treinamentoqrs_n + 1;
        end
        [FP,AuxFN] = size(find (qrssumwaves_nn == 0));
    else
        qrswaves_nn4 = [0 0];
        qrssumwaves_nn = 0;
        [ST,AuxFN]=size (qrsbeginwaves4);
        FP=0;
        FN=ST;
    end
end
%Se rede anterior estiver zerada
else
    qrssumwaves_nn = 0;
    [ST,AuxFN]=size (qrsbeginwaves4);

```

```

    FP=0;
    FN=ST;
end

%Cria matriz com dados de todos os QRS para analisar indicadores
if (indicador_fp(1,2) == 0)
    indicador_fp = [qrswaves_nn4 qrssumwaves_nn];
    indicador_fn = [qrsbeginwaves4 qrsendwaves4 qrssumwaves];
    FPt = FP;
    FNT = FN;
else
    FPt = FNT + FP;
    FNT = FNT + FN;
    indicador_fp = [indicador_fp; [0 0 0];qrswaves_nn4 qrssumwaves_nn];
    indicador_fn = [indicador_fn; [0 0 0];qrsbeginwaves4 qrsendwaves4
qrssumwaves];
end

%Calcula Sensibilidades e imprime na tela
Sensibilidade = (ST/(ST+FN))*100;
Preditividade_Positiva = (ST/(ST+FP))*100;
disp(['-----Intervalo entre ', num2str(tempo_intervalo), ' segundos
e ', num2str(x(n)), ' segundos-----']);
disp(['Total de QRSs = ', num2str(ST)]);
disp(['Falsos Negativos = ', num2str(FN)]);
disp(['Falsos Positivos = ', num2str(FP)]);
disp(['Sensibilidade = ', num2str(Sensibilidade), '%']);
disp(['Preditividade Positiva = ', num2str(Preditividade_Positiva), '%']);
disp(['Quantidade de Treinamentos = ', num2str(quantidade_treinamento)]);
disp(['-----
-----']);

%Salva no arquivo as informações.
fileID = fopen([ECG,'_',num2str(amostras), '.txt'],'a');
fprintf(fileID,['\n-----Intervalo entre ', num2str(tempo_intervalo),
' segundos e ', num2str(x(n)), ' segundos-----']);
fprintf(fileID,['\nTotal de QRSs = ', num2str(ST)]);
fprintf(fileID,['\nFalsos Negativos = ', num2str(FN)]);
fprintf(fileID,['\nFalsos Positivos = ', num2str(FP)]);
fprintf(fileID,['\nSensibilidade = ', num2str(Sensibilidade), '%']);
fprintf(fileID,['\nPreditividade Positiva = ',
num2str(Preditividade_Positiva), '%']);
fprintf(fileID,['\n-----
-----']);
fclose(fileID);

%Se a sensibilidade estiver baixa, retreinar a rede
if (and (apenas_indicadores == 0, (or(Preditividade_Positiva < 95,
Sensibilidade < 95))))
    quantidade_treinamento = quantidade_treinamento + 1;
    save ('RNA_QRS2_old.mat', 'RNA_QRS2')

    %colhe o ECG novamente.
    current_folder = cd; cd ../Ecg;

[tm,treinamentoqrs_ecg0]=rdsamp(ECG,[],treinamentoqrs_final,treinamentoqrs_
inicial);
    treinamentoqrs_ecg = treinamentoqrs_ecg0(:,1) +
treinamentoqrs_ecg0(:,2);
    cd (current_folder);

```

```

treinamentoqrs_ecg0 = (treinamentoqrs_ecg*10);
treinamentoqrs_ecg1 = (treinamentoqrs_ecg*10).^2;

%Base de treinamento
treinamentoqrs_mmove1 = 0;
treinamentoqrs_mmove1(1:treinamentoqrs_final-treinamentoqrs_inicial,1)
= tsmovavg(treinamentoqrs_ecg0(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1),'s',10,1);
treinamentoqrs_mmove1(1:10,1)=0;
treinamentoqrs_mmove1_40 = 0;
treinamentoqrs_mmove1_40(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1) =
tsmovavg(treinamentoqrs_ecg1(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1),'s',40,1);
treinamentoqrs_mmove1_40(1:40,1)=0;
treinamentoqrs_mmove1_longa = 0;
treinamentoqrs_mmove1_longa(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1) =
tsmovavg(treinamentoqrs_ecg1(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1),'s',80,1);
treinamentoqrs_mmove1_longa(1:80,1)=0;
treinamentoqrs_mmove1_quad = 0;
treinamentoqrs_mmove1_quad(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1) =
tsmovavg(treinamentoqrs_ecg1(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1),'s',10,1);
treinamentoqrs_mmove1_quad(1:10,1)=0;
entradas = [treinamentoqrs_ecg1(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,1), treinamentoqrs_mmove1,
treinamentoqrs_mmove1_quad, treinamentoqrs_mmove1_longa,
treinamentoqrs_mmove1_40]';
saidas =
treinamentoqrs_qrs(treinamentoqrs_inicial:treinamentoqrs_final-1)';

%Cria RNA_QRS2
RNA_QRS2 = feedforwardnet(2,'trainlm');
RNA_QRS2.trainParam.epochs=2000; %parâmetro máximo de épocas
RNA_QRS2.trainParam.goal=1e-20; %parâmetro mínimo erro
RNA_QRS2.trainParam.min_grad = 1e-20;
RNA_QRS2.trainParam.max_fail=10000;
RNA_QRS2.trainParam.mu_max=1e100;
RNA_QRS2 = train(RNA_QRS2,entradas,saidas);
Saida_RNA_QRS2 = RNA_QRS2(entradas);

%Grafico para diagnose
figure(10)
plot(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial,treinamentoqrs_ecg(1:treinamentoqrs_final-
treinamentoqrs_inicial),1:treinamentoqrs_final-treinamentoqrs_inicial,
treinamentoqrs_qrs(treinamentoqrs_inicial:treinamentoqrs_final-
1),1:treinamentoqrs_final-treinamentoqrs_inicial,
Saida_RNA_QRS2(1:treinamentoqrs_final-treinamentoqrs_inicial))

%Salva rede nova e imprime na tela
save ('RNA_QRS2.mat', 'RNA_QRS2');
disp(['Rede de detecção do complexo QRS retreinada']);
fileID = fopen([ECG,'_',num2str(amostras), '.txt'],'a');
fprintf(fileID,['\nRede de detecção do complexo QRS retreinada']);
fclose(fileID);
end

```

9.3 “TREINAR_RNA_RPM.M” – APLICATIVO PARA TREINAR A RNA_RPM.

```

%Salvar anterior e resetar workspace
save teste_treinar_rede_antigo
save ('RNA_RPM_old.mat', 'RNA_RPM')
clear all, clc

%Base de treinamento

entradas=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1; 50 60 70 80 90 100
110 120 130 140 150 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140 150];
saidas=[2800 2900 3000 3100 3200 3300 3400 3500 3600 3700 3800 3000 3000
3000 3000 3000 3000 3000 3000 3000 3000 3000];

%Treinar a rede para as entradas e saídas acima
RNA_RPM = feedforwardnet([300 150 50 15 5], 'trainoss')
RNA_RPM.trainParam.show=5 %parâmetro de quantas em quantas épocas
apresentará o valor
RNA_RPM.trainParam.lr=0.2 %parâmetro
RNA_RPM.trainParam.epochs=10000 %parâmetro máximo de épocas
RNA_RPM.trainParam.goal=1e-15 %parâmetro mínimo erro
RNA_RPM.trainParam.max_fail=10000
RNA_RPM = train(RNA_RPM,entradas,saidas);
%view(net)
y = RNA_RPM(entradas);
%perf = perform(net,y,t)
mesh([y(1,12:22)' y(1,1:11)'])
save ('RNA_RPM.mat', 'RNA_RPM');

```

10 APÊNDICE C: TRABALHOS PUBLICADOS PELO AUTOR ATÉ O MOMENTO

9 - “Models for Computational Simulations of an Implantable Centrifugal Blood Pump with Ceramical Pivot Bearings” BOCK, EGP; SILVA, MB; SANTOS FILHO D; LEÃO, TF; SÁ, RCL; DRIGO, E; ANDRADE, AJP; CAMPO, A. Em: Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, ENEBI 2015, Uberlândia, MG, 5 a 8 de maio de 2015.

8 - “Design of a Controller for VAD with Electrocardiogram-Based Setpoint” SOUZA E; PAULA P; MUNHOZ, I; SANTOS FILHO, D; SILVA, MB; BOCK, EGP; MIYAGI, PE; JUNQUEIRA, F; MOSCATO, L; Em: 10th International Conference on Cellular and Molecular Biology, Biophysics and Bioengineering (BIO '14), Istambul, Turkia, 15 a 17 de dezembro de 2014.

7 - “Artificial Neural Network Applied in na Implantable Centrifugal Blood Pump” BOCK, EGP; SILVA, MB; ARAKI, S; BARBOSA, P; LEAO, T; SÁ, RCL; DRIGO, E; ANDRADE, AJP; SANTOS FILHO, D. Em: 22nd annual meeting of the International Society for Rotary Blood Pumps (ISRBP2014), São Francisco, Estados Unidos, 25 a 27 de setembro de 2014.

6 - “Bomba de Sangue Centrifuga Implantável Controlada por Redes Neurais” SILVA, MB; BARBOSA, PR; LEÃO, TF; ANDRADE, AJP; SANTOS FILHO, D; BOCK, EGP; Em: III Simpósio de Dispositivos de Assistência Circulatória Uni e Bi-Ventricular Coração Artificial, São Paulo, 19 de setembro de 2014. Escolhido como trabalho de destaque.

5 - “Study of an Artificial Neural Network for implantable Centrifugal Blood Pump” SILVA, MB; BARBOSA, PR; LEÃO, TF; ANDRADE, AJP; SANTOS FILHO, D; BOCK, EGP; Em: 8vo Congreso Latino Americano de Organos Artificiales, Biomateriales e Ingenieria de Tejidos, Rosário, Argentina, 20 a 23 de agosto de 2014.

4 - “Study of Speed Control of the Implantable Centrifugal Blood Pump to Avoid Aortic Valve Stenosis” LEÃO, TF; BOCK, EGP; SILVA, MB; UEBELHART B; FONSECA

J; SILVA BU; LEME J; SILVA C; ANDRADE AJP. Em: 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013), Ribeirão Preto, SP, 3 a 7 de Novembro de 2013.

3 - “Controle Neural Artificial de Dispositivo de Assistência Ventricular Através de Análise da Frequência Cardíaca: Bomba de Sangue Implantável” SILVA, MB; BARBOSA, PR; LEÃO, TF; BOCK, EGP; Em: CONSISTEC 2013 4º Congresso Científico da Semana Nacional de Ciência e Tecnologia no IFSP, Bragança Paulista, São Paulo, SP, 22 a 25 de outubro de 2013.

2 - “Desenvolvimento de controladores e atuadores no IFSP: modelagem, simulação e prototipagem” BOCK, EGP; LEÃO, TF; CAMPO, A; COSTA, E; SILVA, MB; FUJIMOTO, R; OMORI, C; MAURICIO, I; UEBELHART, B; FONSECA, J; LEME, J; SILVA, B; SILVA, C; ANDRADE, AJP; CHABU, I; SANTOS FILHO, D; CARDOSO J; Em: II Simpósio sobre Dispositivos de Assistência Circulatória Uni e Biventricular ou Coração Artificial, São Paulo, 26 de outubro de 2012.

1 - “Avaliação da corrente elétrica da bomba de sangue centrífuga implantável pela simulação do efeito da pulsação do coração natural” - LEÃO, TF; BOCK, EGP; FONSECA, J; CAMPO, A; LEME, J; SILVA, MB; FUJIMOTO, R; CHABU, I; UEBELHART, B; SILVA, B; SILVA C; ANDRADE, AJP; Em: II Simpósio sobre Dispositivos de Assistência Circulatória Uni e Biventricular ou Coração Artificial, São Paulo, 26 de outubro de 2012.