

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
INSTITUTO DE INFORMÁTICA  
ESCOLA DE ENGENHARIA - DELET  
CURSO DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

GABRIELA WINKLER FAVIEIRO

CONTROLE DE UMA PRÓTESE EXPERIMENTAL DO SEGMENTO  
MÃO-BRAÇO POR SINAIS MIOELÉTRICOS E REDES NEURAIAS  
ARTIFICIAIS

Trabalho de Diplomação.

Prof. Dr. Alexandre Balbinot  
Orientador

Porto Alegre, dezembro de 2009.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Carlos Alexandre Netto

Vice-Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Pró-Reitora de Graduação: Profa. Valquíria Link Bassani

Diretor do Instituto de Informática: Prof. Flávio Rech Wagner

Diretor da Escola de Engenharia: Prof. Denise Carpena Coitinho Dalmolin

Coordenador do ECP: Prof. Gilson Inácio Wirth

Bibliotecária-Chefe do Instituto de Informática: Beatriz Regina Bastos Haro

## **DEDICATÓRIA**

“A melhor maneira de  
prever o futuro é criá-lo.”

Peter Drucker

Aos Meus Pais, por terem sempre me feito enxergar o mundo com outros olhos.  
Ao Marcio, meu grande amor, por nunca deixar de acreditar.

## **AGRADECIMENTOS**

Esse trabalho não seria possível sem a contribuição de diversas pessoas, às quais expresso minha mais sincera gratidão:

Aos meus pais, Marcelo e Denize, pela minha formação pessoal e por sempre me ajudarem a trilhar meu caminho da melhor forma possível, sempre fornecendo conselhos valiosos e me apoiando em todas as minhas decisões. Aos meus irmãos, Rodrigo e Bibiana, por me agüentarem nos momentos de estresse, compreendendo a minha situação, mas agradeço principalmente a minha irmã por ter me ajudado em toda a parte do design do trabalho, sem ela minha tarefa seria muita mais árdua.

Ao Marcio, pelo carinho e compreensão sempre presentes, por estar ao meu lado me apoiando e incentivando em minhas investidas, durante os últimos seis anos, sem nunca me deixar desistir.

Ao professor Dr. Alexandre Balbinot, pela oportunidade incrível, pelo privilégio de sua orientação durante a elaboração deste trabalho, pelo incentivo e conselhos.

Aos colegas do IEE pelas experiências compartilhadas, por servirem de “cobaias” para que fosse possível a realização deste trabalho, e especialmente ao Juliano, André e Jeferson pela grande ajuda fornecida durante esse último ano.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio fornecido ao projeto de pesquisa realizado.

Enfim, sou imensamente grato a minha família, amigos e aqueles que contribuíram anonimamente na realização deste trabalho.

# SUMÁRIO

<b><u>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</u></b>	<b><u>8</u></b>
<b><u>LISTA DE FIGURAS .....</u></b>	<b><u>9</u></b>
<b><u>LISTA DE TABELAS.....</u></b>	<b><u>12</u></b>
<b><u>RESUMO .....</u></b>	<b><u>13</u></b>
<b><u>ABSTRACT .....</u></b>	<b><u>14</u></b>
<b><u>1 INTRODUÇÃO.....</u></b>	<b><u>15</u></b>
1.1 JUSTIFICATIVA .....	15
1.2 OBJETIVOS .....	16
<b><u>2 SINAL MIOELÉTRICO.....</u></b>	<b><u>17</u></b>
<b><u>2.1 PROCESSO DE CONTRAÇÃO MUSCULAR.....</u></b>	<b><u>17</u></b>
2.1.1 NEURÔNIO MOTOR.....	18
2.1.2 POTENCIAL DE AÇÃO NEURAL .....	19
2.1.3 PLACA MOTORA .....	21
2.1.3.1 Transmissão do impulso.....	21
<b><u>2.2 MÚSCULO ESQUELÉTICO .....</u></b>	<b><u>22</u></b>
2.2.1 UNIDADE MOTORA.....	24
2.2.2 POTENCIAL DE AÇÃO DA UNIDADE MOTORA .....	25
<b><u>2.3 ELETROMIOGRAFIA .....</u></b>	<b><u>25</u></b>
2.3.1 CARACTERÍSTICAS DO SME DE SUPERFÍCIE.....	26
2.3.2 AQUISIÇÃO DO SME .....	28
2.3.2.1 Eletrodos invasivos .....	29
2.3.2.2 Eletrodos de superfície .....	29
2.3.2.3 Posicionamento dos eletrodos .....	30
2.3.3 MUSCULATURA DO BRAÇO.....	31
2.3.4 TRABALHOS RELACIONADOS NO USO DE SME NO CONTROLE DE PRÓTESES DE BRAÇO.....	32

<b>3</b>	<b><u>METODOLOGIA EXPERIMENTAL</u></b>	<b>35</b>
<b>3.1</b>	<b>PLATAFORMA DE HARDWARE</b>	<b>36</b>
3.1.1	ELETROMIOGRAFO	36
3.1.2	SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE DADOS	37
3.1.3	PROJETO DA PRÓTESE ROBÓTICA	37
3.1.4	SISTEMA DO CONTROLE DO BRAÇO	40
<b>3.2</b>	<b>PLATAFORMA DE SOFTWARE</b>	<b>41</b>
3.2.1	PROCEDIMENTO PARA AQUISIÇÃO DOS DADOS	41
3.2.2	PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO	44
3.2.3	PROCEDIMENTO DE PRÉ-PROCESSAMENTO DO SINAL	47
3.2.3.1	Remoção do componente DC (ajuste de offset)	47
3.2.3.2	Retificação de onda completa	48
3.2.3.3	Janelamento	49
3.2.3.4	Obtenção do valor rms (root mean square)	52
3.2.4	PROCESSAMENTO DO SINAL	52
3.2.4.1	Dimensionamento da RNA	53
3.2.4.2	Treinamento da RNA	55
3.2.4.3	Simulação da RNA	58
<b>3.3</b>	<b>ROTINA DE CONTROLE DA PRÓTESE</b>	<b>59</b>
<b>3.4</b>	<b>PROCEDIMENTOS PARA REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS</b>	<b>60</b>
<b>4</b>	<b><u>RESULTADOS E DISCUSSÕES</u></b>	<b>63</b>
<b>4.1</b>	<b>AQUISIÇÃO DO SINAL EMG BRUTO</b>	<b>63</b>
<b>4.2</b>	<b>CALIBRAÇÃO DO SISTEMA</b>	<b>67</b>
4.2.1	VALIDAÇÃO COM SINAIS CONHECIDOS	67
4.2.2	VALIDAÇÃO COM SINAIS MIOELÉTRICOS	69
<b>4.3</b>	<b>PRÉ-PROCESSAMENTO DO SINAL</b>	<b>71</b>
4.3.1	VALIDAÇÃO DAS ROTINAS DE PRÉ-PROCESSAMENTO DO SINAL	71
4.3.1.1	Validação com sinais conhecidos	71
4.3.1.2	Validação com sinal mioelétrico	73
<b>4.4</b>	<b>PRÓTESE EXPERIMENTAL</b>	<b>75</b>
<b>4.5</b>	<b>DIMENSIONAMENTO DA REDE NEURAL</b>	<b>75</b>
<b>4.6</b>	<b>RESULTADOS DO SISTEMA DESENVOLVIDO</b>	<b>79</b>
4.6.1	RESULTADOS DO SISTEMA <i>OFFLINE</i>	79
4.6.2	RESULTADOS DO SISTEMA <i>ONLINE</i>	84
4.6.2.1	Ensaio com voluntário 1	84
4.6.2.2	Ensaio com voluntário 2	89
4.6.3	Com realimentação da prótese	94
<b>5</b>	<b><u>CONCLUSÕES</u></b>	<b>96</b>
<b>6</b>	<b><u>PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS</u></b>	<b>97</b>

<b><u>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</u></b>	<b><u>98</u></b>
<b><u>ANEXO I.....</u></b>	<b><u>103</u></b>
<b><u>ANEXO II.....</u></b>	<b><u>104</u></b>
<b><u>ANEXO III.....</u></b>	<b><u>105</u></b>
<b><u>ANEXO IV .....</u></b>	<b><u>107</u></b>
<b><u>ANEXO V .....</u></b>	<b><u>111</u></b>

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

CVM	Contração Voluntária Máxima
DC	Corrente Contínua
EMG	Eletromiografia
LABVIEW	Laboratory Virtual Instrument Engineering
MLP	Perceptrons de Múltiplas Camadas
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
RNA	Rede Neural Artificial
SME	Sinal Mioelétrico



## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Neurônio motor (adaptado de TORTORA, 2000).....	19
Figura 2.2 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação (adaptado de KOVÁKS, 1997). .....	20
Figura 2.3 – Placa Motora (adaptado de GUYTON, 2006). .....	21
Figura 2.4 – Estrutura do Músculo Esquelético (BELTRAMINI, 1999).....	22
Figura 2.5 – Constituição das fibras musculares esqueléticas (adaptado de GUYTON, 2006)..	23
Figura 2.6 – Unidade Motora (BELTRAMINI, 1999).....	24
Figura 2.7 – Representação esquemática da geração do Sinal Mioelétrico de um músculo, a partir da somatória dos trens de MUAPs das $n$ unidades motoras deste músculo (adaptado de BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). .....	26
Figura 2.8 – SME captado durante extensão do punho com eletrodos de superfície localizados no músculo <i>flexor ulnar do carpo</i> . .....	27
Figura 2.9 – Sinal mioelétrico do grupo extensor do antebraço durante extensão do punho (ORTOLAN, 2002). .....	27
Figura 2.10 – Espectro de densidade de potência do sinal da Figura 2.9 (ORTOLAN, 2002). ..	28
Figura 2.11 - Exemplos de eletrodos para captação do sinal EMG. (a) Eletrodo de superfície passivo; (b) eletrodo de superfície ativo; (c) eletrodos intramusculares (BARROS, 2005).....	28
Figura 2.12 – Representação simplificada da configuração bipolar. O SME é representado por “m” e o ruído por “n” (adaptado de DELSYS INC., 1996). .....	29
Figura 2.13 – Posicionamento de Eletrodos de superfície no músculo (adaptado de DE LUCA, 1997). .....	30
Figura 2.14 – Principais músculos superficiais do braço e antebraço (TORTORA, 2000). .....	32
Figura 3.1 – Diagrama de blocos do sistema proposto.....	35
Figura 3.2 – Cabo pré-amplificado construído (BALBINOT, 2005).....	36
Figura 3.3 – Placa de aquisição NI USB 6009. ....	37
Figura 3.4 – Vista lateral direita da prótese robótica. ....	38
Figura 3.5 – Vista lateral esquerda da prótese robótica. ....	38
Figura 3.6 – Vista superior da prótese robótica.....	38

Figura 3.7- Vista Lateral da prótese experimental. ....	39
Figura 3.8 – Vista superior da prótese experimental.....	40
Figura 3.9 – Fotografia do driver desenvolvido para os motores de passo. ....	41
Figura 3.10 – Rotina de aquisição de dados e arquivo de dados adquiridos. ....	42
Figura 3.11 - Fluxograma da rotina de processamento <i>offline</i> . ....	43
Figura 3.12 - Fluxograma da rotina de processamento <i>online</i> . ....	43
Figura 3.13 - Janela do sistema de calibração. ....	44
Figura 3.14 - Fluxograma do sistema de calibração.....	46
Figura 3.15 – Fluxograma de ajuste de <i>offset</i> , juntamente com sua rotina de programação. ....	47
Figura 3.16 – Sinal mioelétrico puro adquirido durante o movimento de abrir e fechar da mão.48	
Figura 3.17 – Sinal com ajuste de <i>offset</i> do sinal ilustrado na Figura 3.16. ....	48
Figura 3.18 – Sinal mioelétrico retificado em onda completa, referente ao sinal da Figura 3.17. .....	49
Figura 3.19 – Fluxograma e rotina de programação desenvolvida para retificação de onda completa. ....	49
Figura 3.20 – Diagrama de blocos da rotina de janelamento. ....	51
Figura 3.21 – Fluxograma da rotina de cálculo do valor rms.....	52
Figura 3.22 - Diagrama simplificado da RNA. ....	53
Figura 3.23 – Janela de dimensionamento da rede neural artificial. ....	54
Figura 3.24 – Diagrama da rotina de dimensionamento da rede.....	54
Figura 3.25 – Função tangente hiperbólica. ....	55
Figura 3.26 – Janela de treinamento da rede neural. ....	56
Figura 3.27 – Janela da definição da matriz de treinamento da rede. ....	58
Figura 3.28 – Janela principal do programa desenvolvido.....	59
Figura 3.29 – Fluxograma da rotina de controle da prótese.....	60
Figura 3.30 – Braço em posição relaxado. ....	61
Figura 3.31 – Movimento de contração da mão. ....	61
Figura 3.32 - Movimento de extensão do punho.....	62
Figura 3.33 – Movimento de flexão do punho. ....	62
Figura 3.34 – Movimento de rotação do antebraço.....	62
Figura 3.35 – Movimento de flexão do antebraço.....	62
Figura 4.1 – Aquisição do sinal durante o movimento de extensão do punho.....	64
Figura 4.2 – Aquisição do sinal durante o movimento de flexão do punho. ....	64
Figura 4.3 – Aquisição do sinal durante o movimento de contração da mão.....	65
Figura 4.4 - Aquisição do sinal durante o movimento rotação do antebraço. ....	65
Figura 4.5 - Aquisição do sinal durante o movimento de flexão do antebraço. ....	66

Figura 4.6 - Aquisição do sinal durante o movimento de contração da mão juntamente com rotação do antebraço.....	66
Figura 4.7 – Sinais senoidais para teste da calibração do sistema.....	67
Figura 4.8 – Calibração do sinal para o canal 1. ....	68
Figura 4.9– Calibração do sinal para o canal 2. ....	68
Figura 4.10– Calibração do sinal para o canal 3. ....	68
Figura 4.11- Sinal com CVM do Canal 1.....	69
Figura 4.12- Sinal com CVM do Canal 2.....	69
Figura 4.13- Sinal com CVM do Canal 3.....	70
Figura 4.14 - Sinal com relaxamento muscular do Canal 1 .....	70
Figura 4.15- Sinal com relaxamento muscular do Canal 2. ....	70
Figura 4.16- Sinal com relaxamento muscular do Canal 3. ....	70
Figura 4.17 – Sinal exemplo para validação das rotinas de pré-processamento: (a) Senóide de entrada das rotinas, (b) sinal de entrada com ajuste de <i>offset</i> e sinal de entrada com ajuste de <i>offset</i> e (c) retificação de onda completa. ....	72
Figura 4.18 – Sinal de entrada da rotina de janelamento. ....	72
Figura 4.19 – Sinal senoidal janelado. ....	73
Figura 4.20 – Sinal EMG puro obtido durante o abrir e fechar da mão (a), o sinal EMG com ajuste de offset (b) e o sinal EMG com retificação de onda completa (c).....	73
Figura 4.21 – Janela do sinal mioelétrico durante movimento de extensão do punho. ....	74
Figura 4.22 – Foto de um dos ensaios realizados com o sistema. ....	75
Figura 4.23 – Gráfico de desempenho da rede neural com 1 camada oculta. ....	76
Figura 4.24– Gráfico de desempenho da rede neural com 2 camadas ocultas. ....	77
Figura 4.25– Gráfico de desempenho da rede neural com 3 camadas ocultas. ....	77
Figura 4.26 – Gráficos de desempenho da rede com 5 neurônios (a), 10 neurônios (b), 15 neurônios (c) e 20 neurônios (d). ....	78
Figura 4.27 – Gráfico de desempenho do teste <i>offline</i> do sistema. ....	79
Figura 4.28 – Foto do ensaio com voluntário 1.....	85
Figura 4.29 – Gráfico de desempenho do treinamento da RNA para voluntário 1. ....	85
Figura 4.30 – Foto do ensaio com voluntário 2.....	90
Figura 4.31 – Gráfico do desempenho do treinamento da RNA para voluntário 2.....	90
Figura 4.32 – Foto do ensaio com realimentação da prótese. ....	95

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Principais músculos superficiais do braço e antebraço e suas funções. ....	31
Tabela 4.1 – Resultados da calibração do sinal.....	71
Tabela 4.2 – Resultados treinamento de 1, 2 e 3 camadas ocultas.....	76
Tabela 4.3- Resultados obtidos no teste de número de neurônios.....	78
Tabela 4.4 –Resultados obtidos no teste <i>offline</i> . ....	80
Tabela 4.5 – Valores rms do ensaio de contração da mão no teste do sistema <i>offline</i> . ....	81
Tabela 4.6 - Valores rms do ensaio de extensão do punho no teste do sistema <i>offline</i> . ....	82
Tabela 4.7 - Valores rms do ensaio de flexão do punho no teste do sistema <i>offline</i> . ....	82
Tabela 4.8- Valores rms do ensaio de rotação do antebraço no teste do sistema <i>offline</i> . ....	83
Tabela 4.9 - Valores rms do ensaio de flexão do antebraço no teste do sistema <i>offline</i> . ....	83
Tabela 4.10 - Valores rms do ensaio de movimento complexo no teste do sistema <i>offline</i> . ....	84
Tabela 4.11 – Resultados obtidos para Voluntário 1.....	86
Tabela 4.12 - Valores rms do ensaio de contração da mão no teste do voluntário 1.....	86
Tabela 4.13 - Valores rms do ensaio de extensão do punho no teste do voluntário 1.....	87
Tabela 4.14 - Valores rms do ensaio de flexão do punho no teste do voluntário 1.....	87
Tabela 4.15 – Valores rms do ensaio de flexão do antebraço no teste do voluntário 1.....	88
Tabela 4.16 - Valores rms do ensaio de rotação do antebraço no teste do voluntário 1. ....	88
Tabela 4.17 - Valores rms do ensaio de movimento complexo no teste do voluntário 1. ....	89
Tabela 4.18 – Resultado obtidos para Voluntário 2. ....	91
Tabela 4.19 - Valores rms do ensaio de contração da mão no teste do voluntário 2.....	91
Tabela 4.20 - Valores rms do ensaio de extensão do punho no teste do voluntário 2.....	92
Tabela 4.21 - Valores rms do ensaio de flexão do punho no teste do voluntário 2.....	92
Tabela 4.22 - Valores rms do ensaio de flexão do antebraço no teste do voluntário 2. ....	93
Tabela 4.23 - Valores rms do ensaio de rotação do antebraço no teste do voluntário 2. ....	93
Tabela 4.24 - Valores rms do ensaio de movimento complexo no teste do voluntário 2. ....	94

## RESUMO

As pesquisas científicas no campo de engenharia de reabilitação estão proporcionando cada vez mais mecanismos que visam ajudar pessoas portadoras de alguma deficiência física a executar tarefas simples do dia-a-dia. Com isso em mente, esse trabalho tem a finalidade de desenvolver uma prótese robótica experimental de forma a implementar, na mesma, um sistema de controle que utiliza sinais musculares e redes neurais artificiais para a caracterização e replicação de determinados movimentos de um braço humano, com o objetivo de possibilitar futuramente a integração em sistemas de reabilitação.

Ensaio preliminares demonstraram que para a caracterização de movimentos simples realizados por um braço humano, o uso exclusivo de técnicas simples de processamento de sinal é suficiente, como a utilização do valor rms. No entanto, para a caracterização de movimentos complexos é necessário um processamento mais complexo do sinal, como a utilização de uma rede neural artificial, que possibilita a caracterização tanto de movimentos simples como de movimentos compostos. Além disso, o desenvolvimento de uma prótese experimental baseada em motores de passo permitiu a repetição de alguns desses movimentos reais.

**Palavras-Chave:** sinais mioelétricos, redes neurais artificiais, prótese experimental do segmento mão-braço, eletromiografia, processamento digital de sinais.

# **Control of an experimental prosthesis of segment hand-arm with myoelectrical signs and artificial neural network**

## **ABSTRACT**

The scientific researches in the field of rehabilitation engineering are increasingly providing mechanisms to help people with a disability to perform simple tasks of day-to-day. With that in mind, this work aims to develop an experimental robotic prosthesis in order to implement, in the same, a control system that uses muscle signals and artificial neural networks for characterization and replication of certain movements of a human arm, with order to enable further integration of the prosthesis in rehabilitation systems.

Preliminary tests showed that for the characterization of simple movements performed by a human arm, the exclusive use of simple techniques of signal processing is sufficient, as the use of the rms value. However, for the characterization of complex movements is required a more complex signal processing, such as the use of an artificial neural network, which enables the characterization of both simple movements such as complex movements. Furthermore, the development of an experimental prosthesis based on stepper motors allow the repetition of some of the real movements.

**Keywords:** myoelectrical signals, artificial neural networks, prosthesis of arm, electromyography, digital signal processing.

# 1 INTRODUÇÃO

Pessoas portadoras de alguma deficiência física apresentam grandes problemas de integração na sociedade em função da dificuldade de executar tarefas simples do dia-a-dia. Esse quadro está mudando gradativamente em virtude do impacto do desenvolvimento tecnológico na área de reabilitação humana e, principalmente, na área de desenvolvimento de tecnologia assistiva, considerada uma sub-área da denominada engenharia de reabilitação. As pesquisas científicas nesse campo estão proporcionando o desenvolvimento de diversos mecanismos que visam melhorar a qualidade de vida dos portadores de necessidades especiais, tornando-os mais independentes e com maiores chances de integração social.

Diversos estudos já foram realizados ressaltando as vantagens da utilização de sinais musculares (denominados de sinais mioelétricos), adquiridos através de um equipamento chamado de eletromiógrafo, no controle de dispositivos de reabilitação, como por exemplo, próteses experimentais.

## 1.1 Justificativa

O desenvolvimento de sistemas gerenciados por sinais mioelétricos com a intenção de imitar o movimento do braço humano, está longe de ser perfeito, o que o torna o alvo de muitas pesquisas. Desenvolver uma prótese robótica o mais similar possível com o braço humano não é uma tarefa simples. Há uma grande dificuldade tanto na área de distinguir os diversos graus de liberdade que o braço pode ter como no desenvolvimento uma prótese robótica que possa realizar todos esses movimentos.

O sinal mioelétrico é o sinal de controle muscular do corpo humano que contém a informação da intenção do usuário contrair um músculo e, conseqüentemente, realizar um movimento. Estudos demonstram que Amputados são aptos a gerar repetidamente sinais mioelétricos padronizados diante da intenção de realizar um determinado movimento. Isso torna a utilização desse sinal muito vantajosa, pois o controle de uma prótese robótica pode

ser realizado de acordo com a intenção do usuário de realizar um determinado movimento.

Além disso, a detecção do sinal mioelétrico pode ser feita de forma não-invasiva, através de eletrodos de superfície. Embora o sinal captado tenha baixa amplitude é suficiente para a sua análise e os eletrodos de superfície são muito mais higiênicos e práticos para o usuário, pois a remoção, inserção e a esterilização do eletrodo não-invasivo podem ser feitas pelo próprio usuário.

## **1.2 Objetivos**

É possível distinguir movimentos musculares ao processar os parâmetros elétricos do sinal mioelétrico natural tanto no domínio do tempo, como no domínio da frequência. Com esses movimentos caracterizados é possível fazer o controle de uma prótese robótica que tem como função replicar os movimentos de um braço humano.

Considerando essa premissa, esse trabalho tem como objetivo estudar, simular e desenvolver um sistema que utiliza sinais musculares (denominados de sinais mioelétricos), captados através de uma pequena quantidade de eletrodos de superfície, para controle de uma prótese robótica funcional, que possibilite estudo na área de integração entre homem-máquina com precisão adequada, para que seja possível, futuramente, a substituição real de um membro amputado por uma prótese robótica.



## **2 SINAL MIOELÉTRICO**

Por definição, o sinal mioelétrico (SME) é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a a contração. Luigi Galvani, 1791, foi o primeiro a pesquisar a relação entre a contração muscular e a eletricidade. Realizando experimentos em sapos, despolarizava as pernas dos mesmos com o toque de varas metálicas causando a contração muscular. Assim nasceu a área da Neurofisiologia.

Em 1838, Carlos Mateucci utilizando um galvanômetro provou que havia contração muscular em sapos com nervos intactos, estimulada a partir de toque no nervo, demonstrando assim, a existência de atividade elétrica durante a contração muscular (ORTOLAN, 2002).

Já em 1849, Frenchman Dubois-Reymond conseguiu, através de um experimento prático, detectar a presença de um sinal elétrico no exato momento em que um ser humano realizava um movimento voluntário com um dos braços. Descobriu-se então, que a contração de um músculo é, na verdade, o reflexo involuntário da passagem de corrente elétrica por suas fibras musculares, e a esta corrente foi dado o nome de sinal mioelétrico.

No século XX as pesquisas se intensificaram no estudo da morfologia dos sinais mioelétricos. Tais pesquisas levaram ao surgimento da eletromiografia (EMG), onde através de um tubo de raios catódicos e eletrodos específicos, os sinais mioelétricos são captados do corpo de um paciente e apresentados na tela de um osciloscópio. Hebert Gasser e Joseph Erlanger foram os primeiros a estudar o sinal mioelétrico desse modo e isso lhes rendeu o prêmio Nobel em 1944.

### **2.1 Processo de contração muscular**

O processo de contração muscular envolve diversas etapas, como a condução do

impulso nervoso pelo neurônio motor, a transmissão sináptica, os potenciais de ação do músculo que somados representam o sinal mioelétrico, a contração das fibras musculares e, por consequência, o movimento muscular.

### **2.1.1 Neurônio motor**

A célula nervosa motora, mais conhecida como neurônio motor, é limitada por uma membrana adaptada de modo específico para a transmissão de sinais neurais. É responsável por comandar diretamente a contração das fibras musculares.

Os neurônios possuem três partes distintas: corpo celular, dendritos e axônio, conforme é mostrado na Figura 2.1. O corpo celular contém um núcleo e um nucléolo bem definidos, circundados por um citoplasma granular. Os dendritos usualmente são extensões citoplasmáticas curtas, espessas e altamente ramificadas, funcionando para receber impulsos e conduzi-los em direção ao corpo celular (TORTORA, 2000).

Cada neurônio possui um único axônio. Essa é a parte do neurônio que é chamada de fibra nervosa. Os axônios transmitem os sinais neurais para a célula nervosa seguinte ou para os músculos e glândulas (GUYTON, 1988).

Próximo a seus terminais os axônios ramificam-se extensamente e é nessa extremidade que encontra-se o botão sináptico, que contém bolsas denominadas vesículas sinápticas, que armazenam substâncias químicas chamadas neurotransmissores (TORTORA, 2000). Quando estimulado, o botão sináptico libera a substância transmissora, fazendo com que o impulso nervoso seja transmitido (GUYTON, 1988).

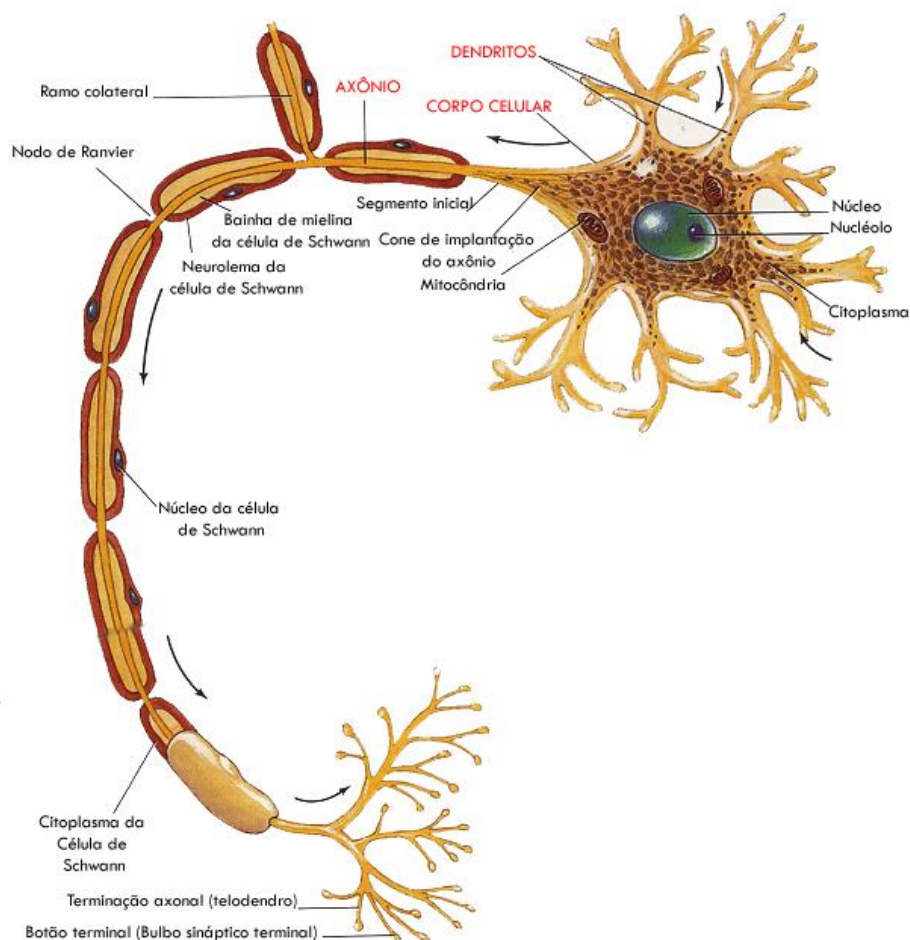


Figura 2.1 - Neurônio motor (adaptado de TORTORA, 2000).

### 2.1.2 Potencial de ação neural

O potencial de ação neural tem como objetivo propagar o impulso nervoso nos neurônios através de reações eletroquímicas. Quando um sinal é transmitido ao longo de uma fibra nervosa, o potencial da membrana passa por uma série de variações que, no seu conjunto, são chamadas de potencial de ação.

O potencial de ação é iniciado quando ocorre uma mudança abrupta no potencial de repouso negativo da membrana, tornando-se positivo, e, em seguida, ocorre seu término quando o potencial da membrana volta para seu potencial negativo.

As principais etapas da geração do potencial da membrana e na transmissão do impulso nervoso são (GUYTON, 1988):

- repouso: quando a membrana está em repouso é quase impermeável aos íons de sódio ( $\text{Na}^+$ ), porém bastante permeável aos íons de potássio ( $\text{K}^+$ ). Como resultado, a alta concentração de  $\text{K}^+$  no interior da membrana tende a difundir-

se para o exterior, e como os íons de potássio tem carga positiva o exterior da membrana é carregado positivamente. No entanto, no interior da fibra permanecem moléculas de proteínas, portadoras de carga negativa, gerando um potencial de membrana negativo, por volta de  $-90\text{mV}$ ;

- despolarização: ao ocorrer um estímulo, a membrana pode tornar-se subitamente permeável aos íons de  $\text{Na}^+$  iniciando o potencial de ação. Os íons de  $\text{Na}^+$  fluem rapidamente para o interior da membrana, tornando o potencial da membrana positivo;
- repolarização: a polaridade positiva interna da membrana impede a continuação do fluxo de  $\text{Na}^+$  para o seu interior, e faz com que a membrana torne-se, novamente, impermeável aos íons de  $\text{Na}^+$ , embora continue impermeável aos íons de  $\text{K}^+$ . Dada a alta concentração de íons de potássio ( $\text{K}^+$ ) no interior da membrana, difundem-se para o exterior levando consigo cargas positivas e deixando novamente o potencial da membrana negativo e tornando a membrana apta a transmitir um novo impulso nervoso.

Como é possível ver na Figura 2.2, estão representadas as três fases que ocorrem durante um potencial de ação, indicando a variação de tensão na membrana. Cabe observar, que quando o impulso está trafegando ao longo da fibra nervosa (axônio), essa fibra nervosa não pode conduzir um novo impulso até que sua membrana fique repolarizada. Esse período é chamado de *período refratário*.

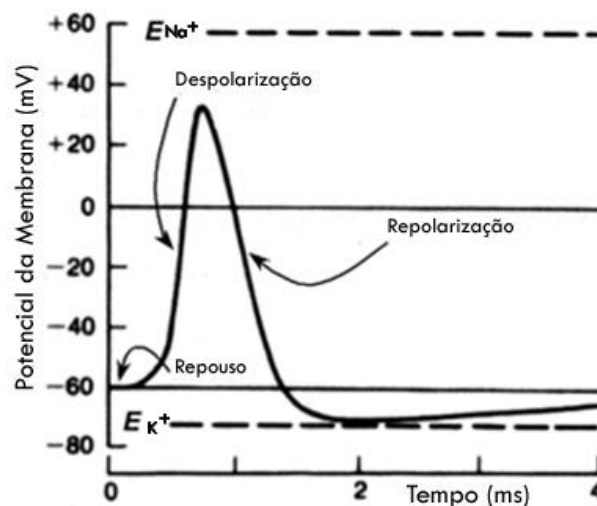


Figura 2.2 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação (adaptado de KOVÁKS, 1997).

### 2.1.3 Placa motora

A placa motora, ou junção neuromuscular, é a região onde ocorre a conexão entre uma fibra muscular esquelética e os terminais do axônio. A fibra nervosa se ramifica próximo ao seu término para formar uma rede de terminais axônicos, que são mergulhados em uma invaginação formada pela membrana da célula muscular, mas permanecendo totalmente fora dessa membrana, conforme mostra o esboço da Figura 2.3.

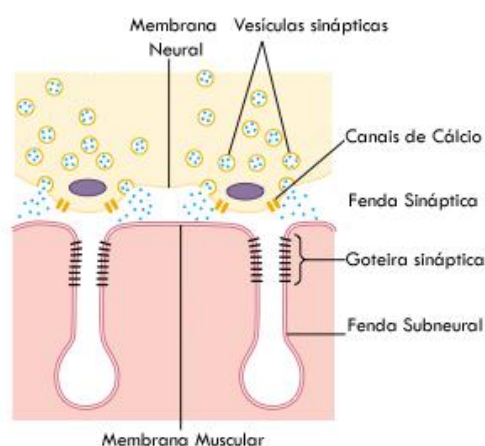


Figura 2.3 – Placa Motora (adaptado de GUYTON, 2006).

A invaginação da membrana é chamada de goteira sináptica e a fenda sináptica é o espaço entre o terminal axônico e a membrana da fibra muscular, que tem cerca de 20 a 30 nm. No fundo da goteira, existem numerosas pregas que formam as fendas subneurais, que aumentam a superfície de atuação do transmissor sináptico e contém agregados da enzima colinesterase, que é capaz de destruir a acetilcolina.

No terminal axônico existem muitas mitocôndrias que fornecem energia, principalmente para a síntese do transmissor excitatório acetilcolina que excita as fibras musculares. Esse transmissor é armazenado nas vesículas sinápticas também encontradas em grande quantidade no terminal axônico (GUYTON, 1988).

#### 2.1.3.1 Transmissão do impulso

Quando um impulso nervoso chega à placa motora, ocorre a liberação do transmissor acetilcolina nas fendas sinápticas. A acetilcolina atua então sobre as pregas da membrana muscular aumentando sua permeabilidade aos íons de sódio ( $\text{Na}^+$ ). Ocorre, então, a passagem instantânea de sódio para o interior da fibra muscular, causando a despolarização da membrana muscular. Essa despolarização causa um potencial de ação que é propagado nas

duas direções da fibra muscular, causando sua contração.

Pouco tempo após a liberação da acetilcolina, é liberada a enzima colinesterase, que se encontra nas pregas subneurais, que transforma a acetilcolina em ácido acético e colina. A destruição da acetilcolina permite que a membrana repolarize, diminuindo a permeabilidade ao sódio e fique pronta para receber um próximo estímulo.

## 2.2 Músculo esquelético

O músculo esquelético é formado por diversos fascículos musculares, que por sua vez são compostos por numerosas fibras musculares com o formato de cilindro e diâmetro entre 10 e 80 micra, conforme esboço da Figura 2.4. Cada uma dessas fibras é formada por unidades cada vez menores denominadas de: miofibrilas, núcleo celular e retículo sarcoplasmático, envoltos por uma membrana chamada de sarcolema (BELTRAMINI, 1999).

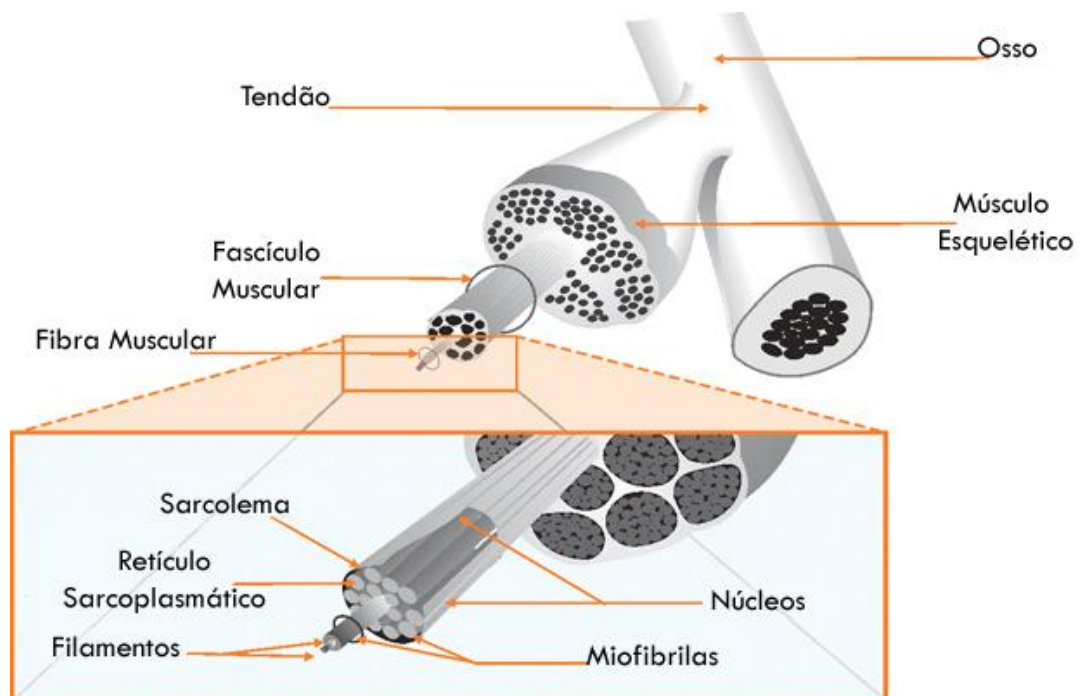


Figura 2.4 – Estrutura do Músculo Esquelético (BELTRAMINI, 1999).

O retículo sarcoplasmático armazena grande concentração de íons de Cálcio ( $\text{Ca}^{++}$ ) e tem como função liberar esses íons durante o processo de contração muscular. As miofibrilas são compostas por miofilamentos, que são constituídos pelas proteínas de miosina (miofilamentos espessos) e actina (miofilamentos delgados), conforme mostra a Figura 2.5 (GUYTON, 2006).

Os miofilamentos não se estendem por todo o comprimento de uma fibra muscular, estão dispostos em compartimentos denominados sarcômeros, que são as unidades funcionais básicas das fibras musculares estriadas. Os sarcômeros são separados entre si por zonas estreitas denominadas de discos Z. Dentro de um sarcômero há uma área escura denominada de banda A, composta principalmente de miofilamentos espessos. Uma zona H no centro de cada banda A contém somente miofilamentos espessos. A banda I, área de cor clara, é composta por miofilamentos delgados. Essa combinação de bandas A e I alternadas dão a fibra muscular seu aspecto estriado (TORTORA, 2000).

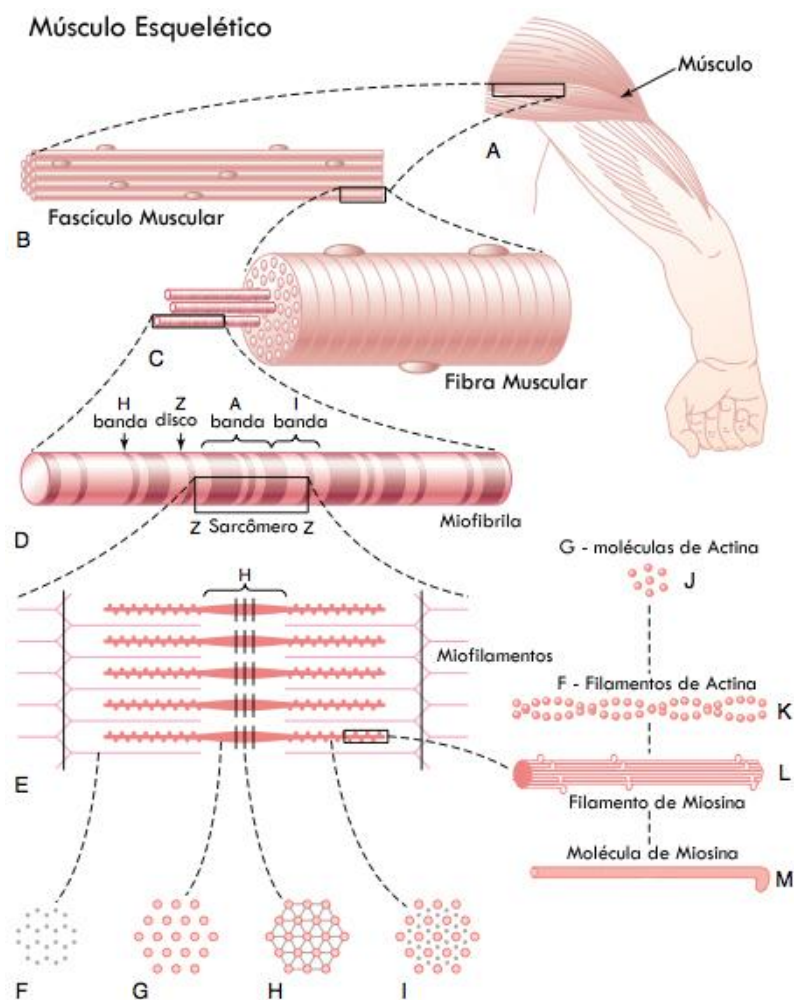


Figura 2.5 – Constituição das fibras musculares esqueléticas (adaptado de GUYTON, 2006).

Quando um potencial de ação muscular percorre uma fibra, ocorrem alterações na permeabilidade da membrana do retículo sarcoplasmático e grande quantidade de cálcio difunde-se para o citoplasma. No citoplasma, o cálcio forma um complexo com as proteínas miosina e actina, levando-as a deslizar uma em direção a outra, constituindo o processo contrátil das miofibrilas, caracterizando a contração muscular. Uma vez cessado o estímulo

restabelece-se o sistema de transporte ativo do retículo sarcoplasmático e o excesso de  $\text{Ca}^{++}$  retorna para o interior do retículo, cessando assim a contração (ORTOLAN, 2002).

### 2.2.1 Unidade motora

Cada motoneurônio que emerge da medula espinhal inerva numerosas fibras musculares: esse número depende do tipo de músculo. Todas as fibras musculares inervadas por uma só fibra nervosa motora formam a chamada unidade motora (ver Figura 2.6).

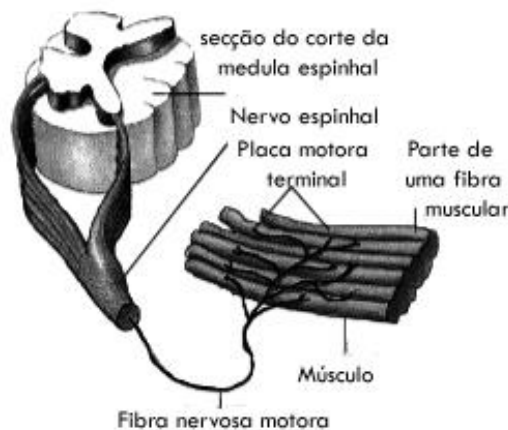


Figura 2.6 – Unidade Motora (BELTRAMINI, 1999).

Em geral, os músculos pequenos, que reagem rapidamente e cujo controle deve ser bastante preciso, têm unidades motoras com poucas fibras musculares (de duas a três fibras nos músculos laríngeos). Por outro lado, os músculos grandes, que não precisam de controle muito exato, como, por exemplo, o músculo gastrocnêmio (músculo da perna), podem ter unidades motoras com várias centenas de fibras musculares. Um valor médio para todos os músculos do corpo pode ser tomado como sendo de cerca de 100 fibras musculares em cada unidade motora (GUYTON, 2006). Quanto menor for a taxa de inervação maior será a capacidade de gradação fina da força total do músculo (GHEZ, 1991).

As fibras musculares de uma unidade motora não ficam todas agrupadas no músculo, mas, pelo contrário, ficam dispersas por todo o músculo, em microfeixes de 3 a 15 fibras. Por conseguinte, esses microfeixes ocorrem intercalados com outros microfeixes de diversas unidades motoras. Essa interdigitação permite que as unidades motoras distintas se contraiam em apoio umas às outras, e não de forma total como se fossem segmentos isolados. No início da contração muscular poucas unidades motoras são recrutadas e na medida em que o músculo é mais solicitado mais unidades motoras são utilizadas.

Além do número de unidades motoras recrutadas, a força que um músculo executa também é regulada pela frequência de estimulação de uma unidade motora. À medida que



essa frequência aumenta, é atingido um momento em que cada nova contração ocorre antes do término da precedente. Como resultado, a segunda contração é parcialmente somada à anterior, de forma que a força total da contração aumenta progressivamente com a intensificação da frequência de estimulação. Quando essa frequência atinge um nível crítico, as contrações sucessivas são tão rápidas que, verdadeiramente, se fundem entre si, e a contração aparece como uniforme e contínua. Isso é chamado de tetanização (GUYTON, 2006).

### **2.2.2 Potencial de ação da unidade motora**

Quando um neurônio envia um potencial de ação, todas as fibras musculares da sua unidade motora são estimuladas, porém não simultaneamente, ocorrendo pequenos atrasos entre as contrações. Há dois motivos para esses atrasos: um deles ocorre em função dos diferentes tempos de propagação das várias ramificações dos axônios no neurônio motor e o outro, está relacionado à natureza aleatória das descargas de acetilcolina nas junções neuromusculares.

O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação nas  $n$  fibras de uma unidade motora é chamado potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAP (*Motor Unit Action Potential*).

Pelo fato do MUAP ter um período relativamente pequeno (2 a 10 ms), as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores. Essa seqüência de MUAPs é denominada trem de potenciais de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*).

Os MUAPTs de cada unidade motora são diferentes devido às variações nas seqüências de acionamento de cada unidade motora e às diferentes características dos MUAPs de cada unidade. Como os músculos contêm fibras musculares de várias unidades motoras, a captação de um MUAPT isolado só pode ser obtida se forem recrutadas apenas fibras de uma única unidade motora na vizinhança do eletrodo. Essa situação só ocorre em contrações musculares muito fracas (ORTOLAN, 2002).

## **2.3 Eletromiografia**

Os potenciais de ação da unidade motora percorrem as fibras musculares e formam um campo eletromagnético em suas proximidades. Um eletrodo, próximo ao músculo em estudo é capaz de detectar a resultante desses campos eletromagnéticos denominado de sinal

mioelétrico (SME). Na Figura 2.7 é apresentada a formação do sinal mioelétrico através do somatório dos MUAPTs provenientes dos potenciais de ação dos neurônios motores (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

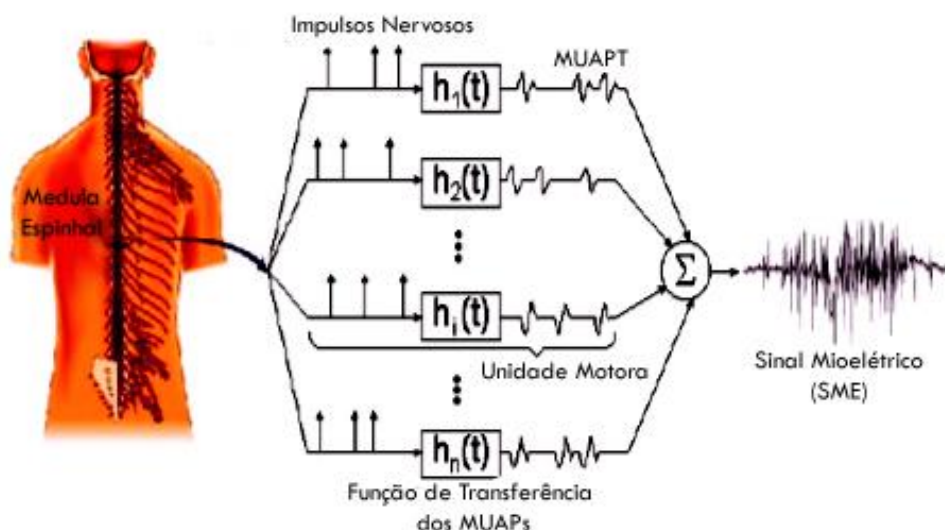


Figura 2.7 – Representação esquemática da geração do Sinal Mioelétrico de um músculo, a partir da somatória dos trens de MUAPs das  $n$  unidades motoras deste músculo (adaptado de BASMAJIAN & DE LUCA, 1985).

### 2.3.1 Características do SME de superfície

Contrações musculares que requerem altas forças são realizadas por grupos musculares (conjuntos de músculos que podem realizar um mesmo movimento), como por exemplo, o quadríceps femoral trapézio (superior, médio e inferior), deltóide (anterior, médio e posterior) e tríceps braquial. Portanto, o sinal eletromiográfico, quando captado com eletrodos de superfície, pode conter sinais de vários músculos (ORTOLAN, 2002).

Considerando a diferença entre os MUAPTs, a irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores e o fato de que a contração ter mais de um músculo envolvido, o sinal EMG pode ser descrito como sendo um processo estocástico (DE LUCA, 1979) aproximando a função densidade espectral por uma função gaussiana, onde a amplitude instantânea do sinal é uma variável gaussiana de média zero (BARROS, 2005). No entanto, foram encontradas características determinísticas dentro dos primeiros 200 ms do sinal de contração muscular (HUDGINS *et al.*, 1991; HUDGINS *et al.*, 1993).

Apenas para exemplificar, na Figura 2.8 está representado um sinal mioelétrico amplificado captado durante a extensão do punho com eletrodos de superfície localizados no músculo *flexor ulnar do carpo*. Esse sinal foi adquirido nos ensaios preliminares deste

trabalho.

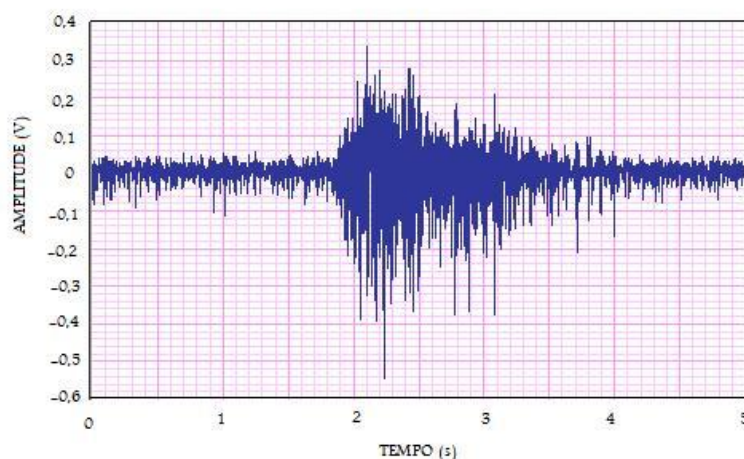


Figura 2.8 – SME captado durante extensão do punho com eletrodos de superfície localizados no músculo *flexor ulnar do carpo*.

A amplitude do SME captado através de eletrodos de superfície está na faixa de 0 a 5 mV (tensão elétrica pico a pico) e a sua frequência varia na faixa de 0 a 500 Hz, sendo que a maior parte da energia se concentra entre 50 e 150 Hz. Esses valores variam de acordo com o tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular e a posição dos eletrodos.

Na Figura 2.9 está representado um sinal mioelétrico do grupo extensor do punho, captado com eletrodos ativos de superfície e na Figura 2.10 está ilustrado a densidade do espectro de potência desse mesmo sinal.

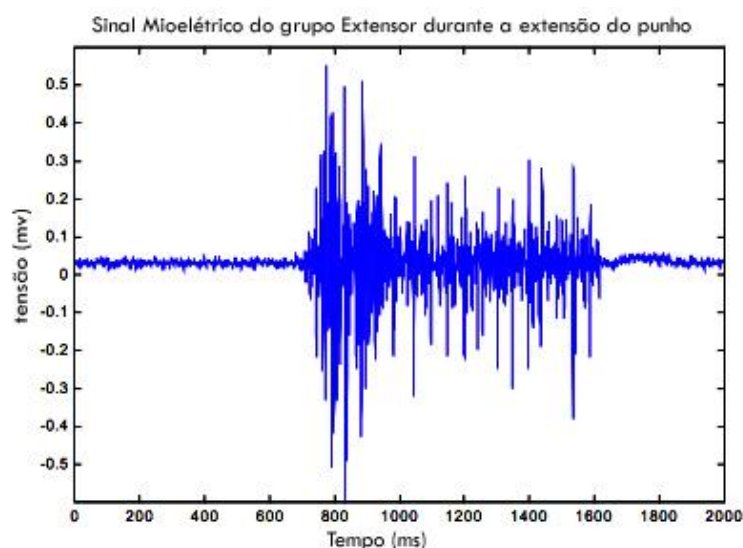


Figura 2.9 – Sinal mioelétrico do grupo extensor do antebraço durante extensão do punho (ORTOLAN, 2002).

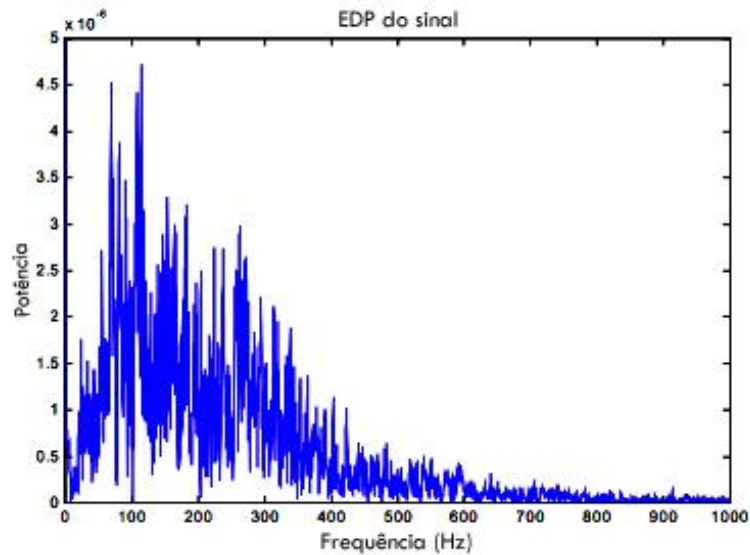


Figura 2.10 – Espectro de densidade de potência do sinal da Figura 2.9 (ORTOLAN, 2002).

### 2.3.2 Aquisição do SME

A captação do sinal mioelétrico pode ser realizada através de eletrodos de superfície ou eletrodos intramusculares (eletrodos invasivos), conforme ilustrado na Figura 2.11. Os eletrodos, tanto os invasivos quanto os não invasivos, podem ter configuração monopolar ou bipolar, denominação clássica. Na configuração monopolar o sinal é obtido através da diferença entre os potenciais de dois pontos, sendo um deles o referencial. A configuração bipolar já utiliza três eletrodos, obtendo dois sinais em relação a um mesmo ponto de referência, que são posteriormente subtraídos, de acordo com a Figura 2.12.

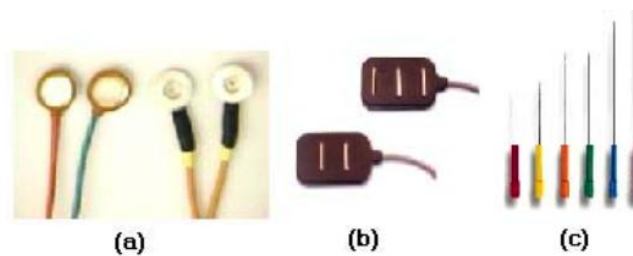


Figura 2.11 - Exemplos de eletrodos para captação do sinal EMG. (a) Eletrodo de superfície passivo; (b) eletrodo de superfície ativo; (c) eletrodos intramusculares (BARROS, 2005).

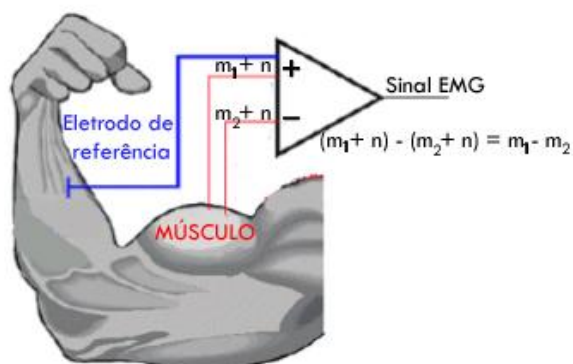


Figura 2.12 – Representação simplificada da configuração bipolar. O SME é representado por “m” e o ruído por “n” (adaptado de DELSYS INC., 1996).

Nessas duas configurações geralmente é utilizado eletrodos confeccionados com prata revestida com cloreto de prata (Ag-AgCl), pois é um metal não polarizável, o que ajuda a evitar o surgimento de um *offset* nos eletrodos de detecção.

### 2.3.2.1 Eletrodos invasivos

Eletrodos invasivos, também conhecidos com eletrodos intramusculares, geralmente são compostos de fios finos ou agulhas inseridas no ventre do músculo. Com isso pode-se coletar sinais de áreas bem definidas e tem-se uma baixa possibilidade de *cross-talk* (interferências geradas por outros músculos). As maiores desvantagens seriam o desconforto e a dor causados na inserção, câimbras e uma grande dificuldade na repetição de experimentos (BARROS, 2005). Esses eletrodos, comparados com eletrodos não invasivos, captam maiores amplitudes e espectro de potência mais amplo, com frequências de até 10 kHz. Eletrodos invasivos são utilizados principalmente em análises clínicas, pois são capazes de detectar até mesmo o potencial de ação de uma única unidade motora e explorar a atividade isolada de músculos profundos (ORTOLAN, 2002).

### 2.3.2.2 Eletrodos de superfície

A aquisição não invasiva do SME, utilizando eletrodos de superfície, é um método conveniente apesar de produzir uma informação grosseira sobre o músculo em investigação, pois só detectam sinais mioelétricos de músculos mais próximos à pele, captando a atividade de todo um músculo ou de um grupo muscular deixando o sinal mais susceptível ao efeito *cross-talk* (detecção de sinais provenientes de outros músculos).

Eletrodos de superfície são capazes de captar sinais até 500 Hz com amplitudes máximas de 10 mV. Entretanto as amplitudes máximas encontradas na maioria das aplicações ficam próximas a 5 mV. Em geral, estes eletrodos são utilizados em conjunto com um gel ou

pasta condutora contendo íons de cloro, a fim de diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. Para melhores resultados, pode-se remover a camada superficial da pele com o uso de um gel abrasivo, e normalmente é necessário realizar a raspagem dos pelos (tricotomia) na área onde o eletrodo será posicionado (ORTOLAN, 2002).

Os eletrodos de superfície são classificados em passivos (sem amplificadores) e ativos (ver Figura 2.11). Os eletrodos ativos têm amplificadores embutidos, apresentando a principal vantagem de amplificar o sinal nas proximidades da região de aquisição do sinal mioelétrico, aumentando a relação entre o sinal e o ruído presente nos cabos que ligam o eletrodo ao equipamento (LASKOSKI, 2007).

### 2.3.2.3 Posicionamento dos eletrodos

Para se obter a máxima potência do sinal, o eletrodo deve ser posicionado na parte ventral do músculo. As entradas diferenciais devem ser posicionadas na direção das fibras musculares (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). As áreas marginais do músculo são menos apropriadas, pois apresentam um pequeno número de unidades motoras na área de captação do eletrodo. A área de inervação localizada nas extremidades do músculo também deve ser evitada, pois as interferências ocasionadas pelo potencial de ação das unidades motoras reduzem a amplitude do sinal nesta área. A influência do posicionamento do eletrodo na amplitude do sinal é apresentada na Figura 2.13.

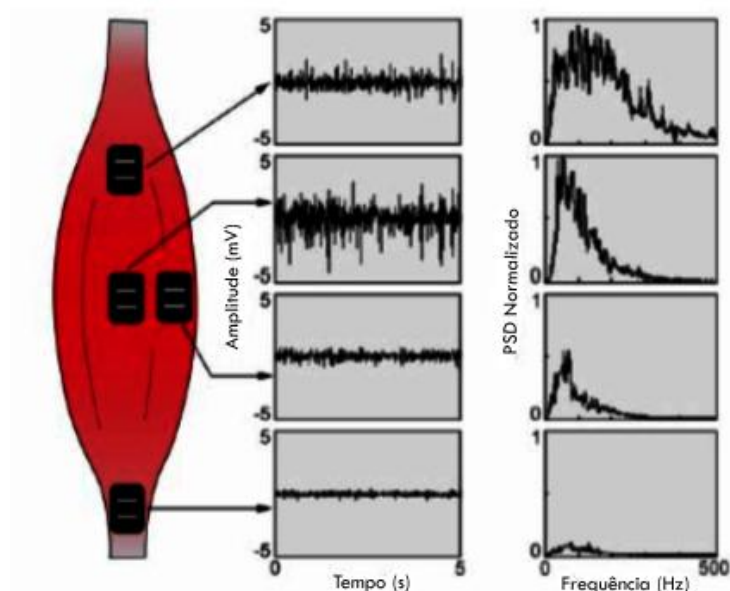


Figura 2.13 – Posicionamento de Eletrodos de superfície no músculo (adaptado de DE LUCA, 1997).

Segundo Barros (2005) os seguintes cuidados devem ser tomados no posicionamento dos eletrodos:

- o fenômeno de *cross-talk* devido à proximidade entre os músculos pode ser minimizado selecionando o tamanho adequado dos eletrodos e a separação ideal entre eles;
- é preferível a escolha de áreas que não obstruam a visão ou a movimentação;
- sempre que possível, os pares de eletrodos devem ser posicionados paralelamente as fibras, maximizando dessa forma a sensibilidade à seletividade;
- é preferível a escolha de regiões de fácil localização, ou seja, que possuam boas referências anatômicas, para facilitar o posicionamento dos eletrodos durante os experimentos.

### 2.3.3 Musculatura do braço

Para o sinal eletromiográfico ser recolhido da melhor forma possível os eletrodos devem ser colocados o mais próximo do músculo responsável pelo movimento desejado. Com a Figura 2.14 pode-se verificar a localização dos principais músculos superficiais do braço e antebraço e na Tabela 2.1 é possível verificar as principais funções dos mesmos.

Tabela 2.1 – Principais músculos superficiais do braço e antebraço e suas funções.

MÚSCULO	AÇÃO
Bíceps braquial	Flete e supina o antebraço; flexiona o braço.
Braquial	Flete o antebraço.
Braquiorradial	Flete o antebraço.
Tríceps braquial	Estende o antebraço; estende o braço.
Flexor radial do carpo	Flete e abduz a mão.
Flexor ulnar do carpo	Flete e aduz a mão.
Palmar longo	Flexiona a mão.
Flexor superficial dos dedos	Flete as falanges médias de cada dedo.
Extensor radial do carpo	Estende e abduz a mão.
Extensor ulnar do carpo	Estende e aduz a mão.
Extensor dos dedos	Estende as falanges.



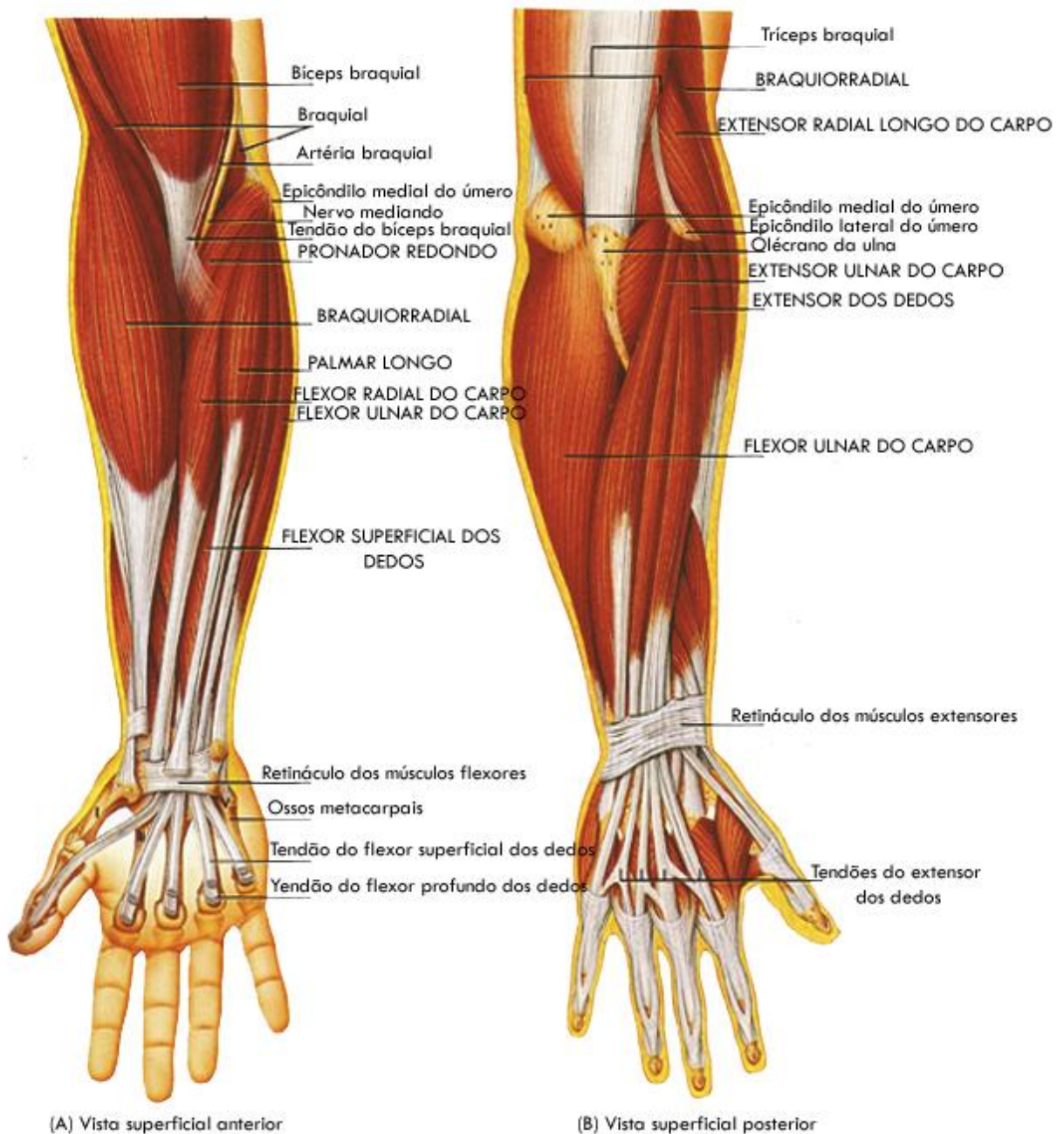


Figura 2.14 – Principais músculos superficiais do braço e antebraço (TORTORA, 2000).

### 2.3.4 Trabalhos relacionados no uso de SME no controle de próteses de braço

Pelo fato de vários músculos que executam os movimentos da mão estarem localizados no antebraço, o uso de sinal mioelétrico desses músculos preservados é uma boa opção de controle de uma prótese de mão. É interessante salientar que, com o uso dos sinais desses músculos, o comando de um movimento da prótese pode ser realizado por meio dos mesmos músculos que realizariam um movimento similar na mão natural, de forma que o indivíduo



possa se acostumar mais facilmente com o uso da prótese. Diversos trabalhos tratam do projeto e construção de próteses mioelétricas para membros superiores (Parker *et al.*, 1977; Chappell & Kyberd, 1991, Porfírio *et al.*,1992; Hudgins *et al.*, 1994; Kyberd *et al.*,1995; Cunha et al.,2000).

O controle da prótese pode ser realizado de diversas maneiras. Uma forma de controle é realizada por um conjunto de eletrodos captando sinais de vários músculos, dependendo do músculo que o paciente contraiu tem-se como resultado um determinado movimento da prótese. Shenoy *et al.* (2008) apresentou um estudo utilizando eletromiografia de superfície para controle em tempo-real de um braço robótico colocando os eletrodos no braço, em lugares cautelosamente escolhidos, utilizando somente o valor rms e continuamente classificando uma janela de dados do sinal. Uma precisão de 92 a 98% foi obtida na classificação de oito movimentos distintos (abrir e fechar da mão, extensão e flexão do punho, deslocamento direita-esquerda do punho e rotação do braço).

Balbinot *et al.* (2006) realizaram um estudo que caracterizava o abrir e fechar da mão analisando o nível rms do sinal da mão contraída. Foi analisado que o nível rms durante a contração era no mínimo 100% maior do que durante o repouso. Utilizaram também a duração dos MUAPs do SME para realizar a caracterização do movimento. Também foi constatado nesse trabalho que alguns ruídos poderiam mascarar o nível rms, devido a sua amplitude elevada, porém esses ruídos apresentavam duração menor que 100ms sendo facilmente identificados por um algoritmo desenvolvido e desconsiderados na caracterização do movimento. Também foi utilizado sensores de inclinação, rotação e giro, para indicar o posicionamento espacial da prótese parcial de braço. A resposta da prótese aos movimentos de um indivíduo ficou entre 0,5 e 1 segundo, tempo necessário para processamento do sinal. Um trabalho semelhante a esse foi desenvolvido por Marques *et al.* (2008), também utilizando valor rms e outras metodologias matemáticas mais simples para caracterizar a abertura/fechamento da mão e rotação do punho.

Pode-se também controlar a prótese mediante o reconhecimento dos sinais eletromiográficos, relacionando esses padrões com os movimentos que a prótese deve realizar (BARROS, 2005; ORTOLAN, 2002). Neste caso, pode-se otimizar o número de eletrodos. Para que a prótese seja o mais antropomórfica possível, a mesma deve realizar um grande número de movimentos, e quanto maior for o número de movimentos, maior deve ser o número de eletrodos e mais eficiente o reconhecimento dos padrões dos sinais eletromiográficos.

O reconhecimento de padrões do SME é eficiente tanto para determinar o tipo de

movimento que a prótese deve executar de acordo com as características do sinal, assim como, para evitar que sinais de outros músculos que não estão relacionados com a intenção de movimento possam ativá-la. Para realizar esse reconhecimento, torna-se necessário a implementação de um sistema de reconhecimento dos padrões do SME referente ao início da contração muscular, que apresenta um intervalo determinístico nos 200 ms iniciais (ORTOLAN, 2002).

Barros (2005) desenvolveu um sistema que utiliza o processo de reconhecimento de padrões do SME para controle de uma prótese com baixo custo computacional. A classificação dos padrões foi feita através de uma rede neural artificial recebendo como entrada as características dos sinais eletromiográficos, extraídas através da detecção dos tempos de ativação e cálculo da integral abaixo da envoltória. Ortolan (2002) também utiliza no seu sistema a técnica de reconhecimento de padrões do SME classificado por uma rede neural artificial, só que em sua entrada foi aplicado o próprio SME e não suas características obtidas por processamentos matemáticos, essa técnica também demonstrou bons resultados.

Pelo fato dos eletrodos de superfície captar sinais referentes às atividades dos vários grupos musculares localizados nas proximidades dos eletrodos e considerando que diferentes movimentos de um membro são realizados pelo recrutamento diferenciado dos vários grupos musculares (Kendall & McCreary, 1986), então certos movimentos podem ser reconhecidos utilizando um número reduzido de eletrodos como, por exemplo, um eletrodo no grupo extensor e outro no grupo flexor do antebraço (Hudgins *et al.*, 1993). No entanto, com o uso de mais eletrodos o sistema pode tornar-se mais confiável (Kuruganti *et al.*, 1995).

### 3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Na Figura 3.1, encontra-se o diagrama de blocos simplificado do sistema proposto, demonstrando visualmente quais os principais blocos do mesmo.

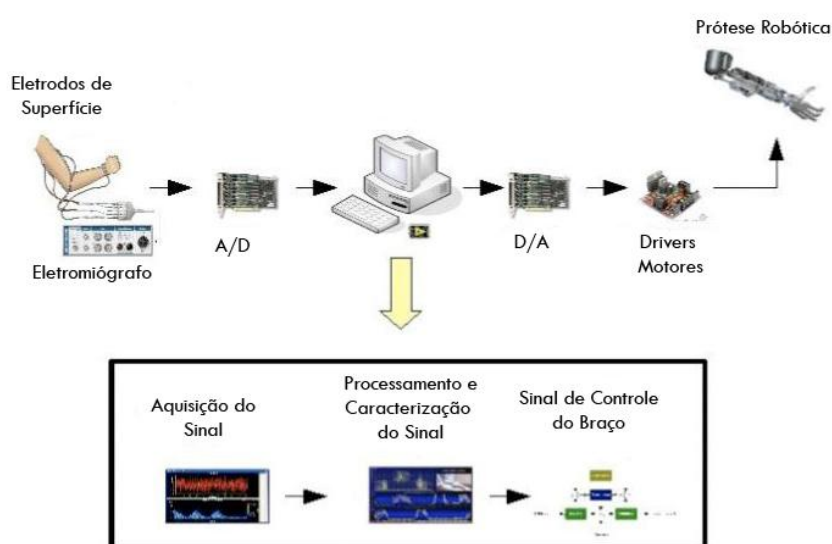


Figura 3.1 – Diagrama de blocos do sistema proposto.

Constitui o aparato experimental um eletromiógrafo com eletrodos de superfície, colocados em lugares estratégicos e previamente definidos no braço, para a captação do sinal mioelétrico. Através de uma placa de aquisição, o sinal é digitalizado e processado em um computador, onde o mesmo é filtrado e analisado via *software*. Finalmente, o sinal já caracterizado para determinados movimentos, tem a função de controlar a movimentação da prótese robótica.

Na parte de caracterização do sinal, foi implementado um algoritmo para reconhecimento de padrões, que é uma das partes essenciais do trabalho, tendo o objetivo de realizar a ligação do sinal muscular com o controle da prótese. Esse algoritmo tem como entrada o sinal muscular já processado pelo *software*, revelando algumas características do sinal, e tem como saída o sinal de controle dos motores que realizam o movimento da prótese.

Esse sinal de controle passa por um conversor D/A e se conecta com os *drivers* dos motores, assim controlando os movimentos da prótese robótica.

### 3.1 Plataforma de hardware

#### 3.1.1 Eletromiógrafo

Eletromiógrafo é um equipamento utilizado para a captação dos sinais mioelétricos com a ajuda de eletrodos. O eletromiógrafo utilizado nesse trabalho para a aquisição do sinal mioelétrico foi utilizado por Radtke (2007) baseado no projeto de pesquisa coordenado por Balbinot *et al* (2005).

A captação do sinal é realizada através de eletrodos bipolares de configuração passiva. Localizado perto dos eletrodos, em cada cabo de aquisição, foi utilizado um amplificador de instrumentação com entrada diferencial, INA118, para evitar perda do sinal e a minimização de ruídos já que a amplitude do sinal adquirido é muito baixa. O sinal é amplificado em até 1000 vezes. A Figura 3.2 mostra os cabos de aquisição do eletromiógrafo.



Figura 3.2 – Cabo pré-amplificado construído (BALBINOT, 2005).

O sinal muscular captado por eletrodos de superfície possui frequências variando entre 20 a 500 Hz, devido a esse fato, o eletromiógrafo projetado é constituído de dois filtros passa-baixas de segunda ordem Butterworth cascadeados com frequência de corte em 800 Hz e dois filtros passa-altas de segunda ordem Butterworth cascadeados com frequência de corte em 20 Hz.

### 3.1.2 Sistema de aquisição de dados

Para a realização da aquisição de dados foi selecionado a placa de aquisição da *National Instruments*, NI USB 6009 (Figura 3.3), pois além da vantagem da facilidade de comunicação entre a placa e a ferramenta de programação *Labview*, que está sendo utilizada no presente trabalho, a placa de aquisição utiliza a porta USB para a entrada dos dados, podendo ser utilizada em qualquer computador atual. Além do baixo custo da mesma.



Figura 3.3 – Placa de aquisição NI USB 6009.

Essa placa de aquisição também apresenta diversas outras funcionalidades como oito canais de entrada analógica com resolução de 14 bits e taxa de amostragem de 48 kS/s. A tensão de entrada máxima para os canais analógicos é de 10 V, o que serve perfeitamente para a aplicação em que será utilizada.

### 3.1.3 Projeto da prótese robótica

O projeto da prótese robótica foi realizado utilizando a ferramenta de CAD *Solid Edge ST*, tendo em vista um *design* mais similar possível com o de um braço humano, como é possível perceber nas Figura 3.4, Figura 3.5 e Figura 3.6. Foi projetado um braço robótico com 4 graus de liberdade: flexão e extensão do antebraço, rotação do antebraço, flexão e extensão do punho e abertura/fechamento da mão. A prótese robótica tem aproximadamente 40 cm de comprimento e 8 cm de largura, tamanho que foi considerado adequado ao sistema proposto.

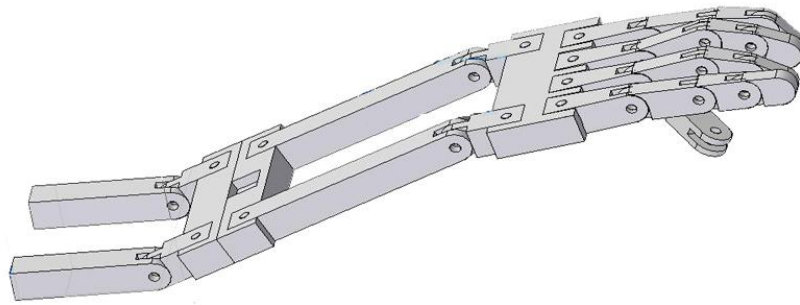


Figura 3.4 – Vista lateral direita da prótese robótica.

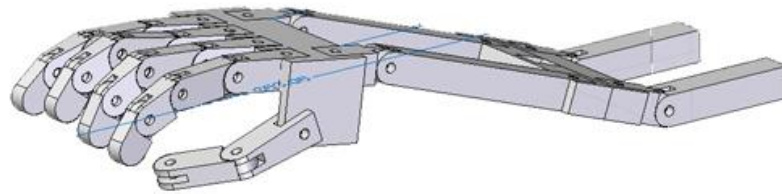


Figura 3.5 – Vista lateral esquerda da prótese robótica.

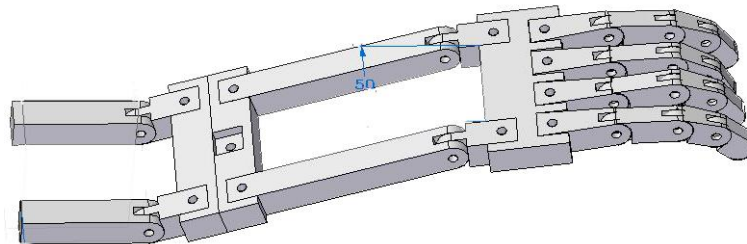


Figura 3.6 – Vista superior da prótese robótica.

Além do desenvolvimento individual de cada peça pertencente à prótese robótica, foi realizado também, na ferramenta *Solid Edge*, a simulação do grau de rotação que cada junta deveria ter ao ser prototipada. A junta que representa o cotovelo, responsável pela flexão e extensão do antebraço, tem  $90^\circ$  de rotação. A junta que representa o punho tem  $180^\circ$  de rotação. A junta de rotação do antebraço tem  $360^\circ$  de rotação, mas para essa junta a rotação é limitada via *software*, para ser o mais antropomórfica possível. As juntas da mão, que representam as falanges dos dedos, tem  $90^\circ$  de rotação cada.

Para a escolha do material em que a prótese seria usinada, as principais características desejadas eram: baixo peso específico, pois quanto mais pesado for a prótese mais torque os motores das juntas deverão ter para conseguir movimentá-lo, baixo custo e um material que

possa ser usinado com facilidade. Tendo isso em vista, o material que melhor se enquadrava nos requisitos foi o *Technyl*.

O *Technyl* (marca registrada da Rhodia) é o nome comercial de uma família de polímeros, cuja estrutura química é baseada na poliamida, porém reforçada com fibras minerais e/ou sintéticas e aditivos químicos específicos, visando diminuir o peso específico e principalmente aumentar a resistência mecânica. Tem como características: baixo peso específico, alta resistência ao desgaste e abrasão, ponto de fusão elevado, grande resistência a agentes químicos, auto-extinguibilidade de chama, auto-lubrificante, absorção de vibrações, alta resistência ao choque, baixo coeficiente de atrito e movimentos mecânicos silenciosos.

A usinagem das peças da prótese robótica experimental foi feita através de uma empresa especializada, pois era necessário a produção de peças complexas com grande precisão. Após a usinagem, foi realizada a montagem do braço robótico e o encaixe dos motores nas suas respectivas juntas (Figura 3.7e Figura 3.8).



Figura 3.7- Vista Lateral da prótese experimental.

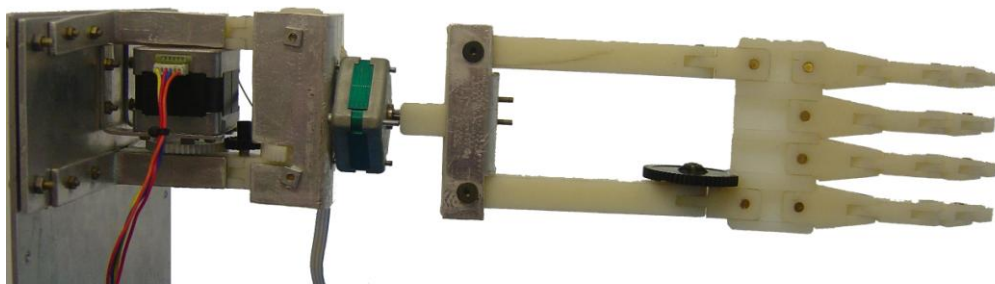


Figura 3.8 – Vista superior da prótese experimental.

### 3.1.4 Sistema do controle do braço

A prótese robótica projetada precisa de força e precisão no momento de executar os movimentos necessários. Baseados nessas características foram utilizados motores de passo, que garantem uma certa precisão do movimento e ao mesmo tempo conseguem produzir um torque considerável. A escolha dos motores levou em consideração também o tamanho e o peso dos mesmos, pois o ideal seria um motor pequeno, leve e que conseguisse produzir um torque elevado. Em função dos custos e da disponibilidade não foram utilizados servomotores de pequeno porte, que permitiriam um controle mais preciso dos movimentos.

Ao todo são utilizados dois motores integrados à prótese robótica. Um motor para realizar a extensão/flexão do antebraço e um motor para a rotação do antebraço. Para realizar o controle dos motores foi desenvolvido *drivers* simples para os mesmos (Figura 3.9), tendo em vista um controle digital para os motores, garantindo uma maior precisão no controle dos movimentos da prótese robótica. Também há a vantagem de que a placa de aquisição utilizada na captura do sinal (NI USB 6009) conta com saídas digitais que são utilizadas para o controle da prótese robótica. Essa placa de aquisição, como já foi citada anteriormente, se comunica com muita facilidade com a ferramenta de programação *Labview*, o que a torna muito propícia a ser utilizada para a saída do sinal de controle do sistema proposto. O esquemático do *driver* encontra-se no ANEXO I.



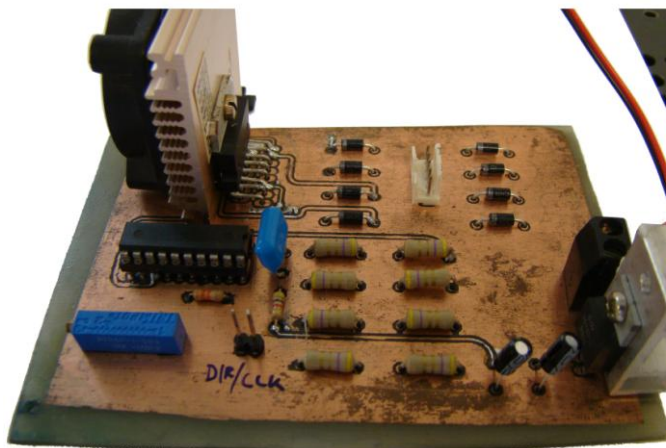


Figura 3.9 – Fotografia do driver desenvolvido para os motores de passo.

## 3.2 Plataforma de software

A linguagem de programação escolhida para o desenvolvimento do *software* do sistema proposto é o *Labview*. O *Labview* (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) é uma linguagem de programação gráfica originária da *National Instruments*. A primeira versão surgiu em 1986 para o Macintosh e atualmente existem também ambientes de desenvolvimento integrados para os Sistemas Operacionais *Windows*, *Linux* e *Solaris*.

Os principais campos de aplicação do *Labview* são a realização de medições e a automação. A programação é feita de acordo com o modelo de fluxo de dados, o que oferece a esta linguagem vantagens para a aquisição de dados e para a sua manipulação.

Os programas em *Labview* são chamados de instrumentos virtuais ou, simplesmente, VIs. São compostos pelo painel frontal, que contém a interface, e pelo diagrama de blocos, que contém o código gráfico do programa. O programa não é processado por um interpretador, mas sim compilado. Deste modo seu desempenho é comparável ao exibido pelas linguagens de programação de alto nível.

### 3.2.1 Procedimento para aquisição dos dados

#### 3.2.1.1 Geração do banco de dados

A realização da aquisição do banco de dados foi obtida através de uma rotina criada no *software Labview* (Figura 3.10), que lê os dados de entrada adquiridos através da placa NI USB 6009 e os coloca em um arquivo com extensão “.lvm”. Cada canal obtido durante a aquisição de dados é armazenado em um arquivo único que contém informações importantes sobre a aquisição dos mesmos.

Algumas das informações contidas nesse arquivo são: o dia, a hora da aquisição dos dados, a taxa de amostragem em que eles foram coletados, o nome do canal coletado na aquisição, qual a unidade dos dados coletados (Volts, Ampères...) e o mais importante, uma tabela em que a primeira coluna é o tempo relativo de aquisição dos dados, começando no tempo 0 e sendo acrescido de 1 ms (período determinado nesse projeto para a aquisição de dados) até o término da aquisição. A segunda coluna armazena o valor adquirido do sinal no instante de tempo referente à primeira coluna, conforme é mostrado na Figura 3.10.

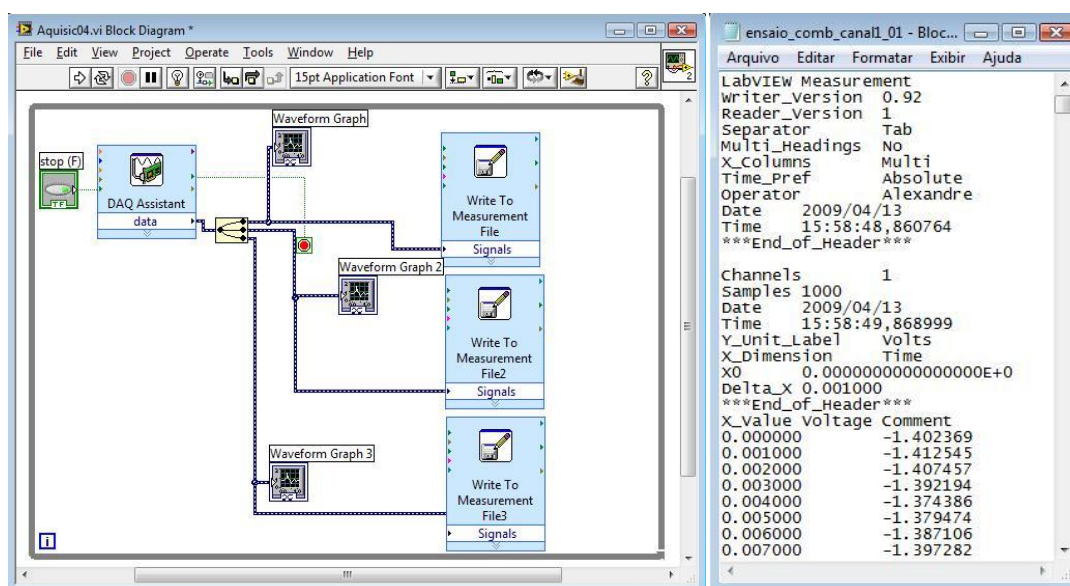


Figura 3.10 – Rotina de aquisição de dados e arquivo de dados adquiridos.

A geração do banco de dados é padronizada, sendo que, para cada ensaio realizado de aquisição do sinal mioelétrico, é realizado a repetição de 10 vezes de um determinado movimento do braço humano. Isso é feito para a utilização do sistema de maneira *offline* e também para facilitar os testes e validações das rotinas de processamento do sinal.

### 3.2.1.2 Processamento *offline*

O processamento *offline* do sistema é realizado utilizando o banco de dados, fazendo a leitura dos arquivos (um arquivo por canal) de um determinado movimento. O sinal é lido em janelas de 500ms para facilitar o processamento do mesmo. Também é simulado um *delay* de 500ms a cada leitura do arquivo, fazendo com que o sistema tenha o mesmo tempo de resposta que teria se a aquisição estivesse sendo realizada de maneira *online*, conforme esboço do fluxograma apresentado na Figura 3.11.

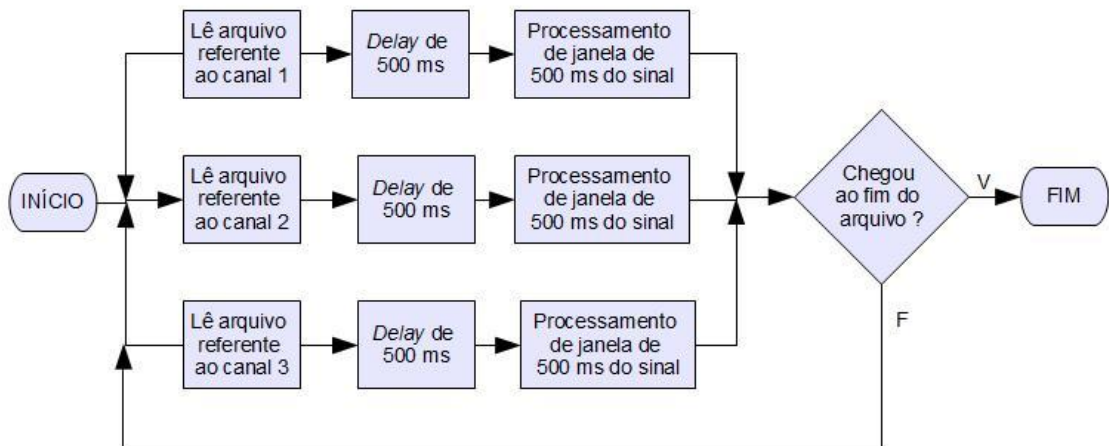


Figura 3.11 - Fluxograma da rotina de processamento *offline*.

### 3.2.1.3 Processamento online

A aquisição *online* é realizada de forma que o sinal seja inserido no computador em janelas de 500ms, através da placa de aquisição de dados, permitindo que o processamento do sinal dessa janela de dados tenha duração de no máximo 500ms, pois esse será o tempo que levará para o próximo pacote do sinal adquirido seja inserido no computador. A Figura 3.12 apresenta o correspondente fluxograma desta etapa do trabalho.

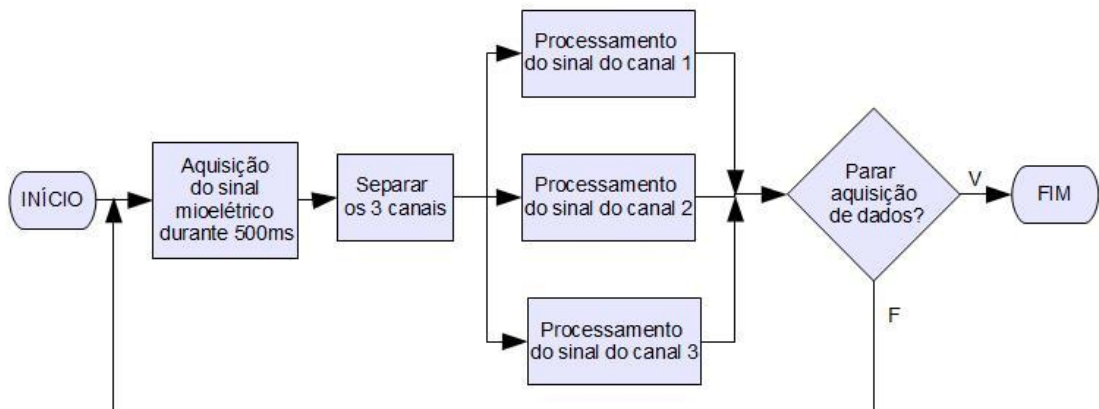


Figura 3.12 - Fluxograma da rotina de processamento *online*.

### 3.2.1.4 Taxa de Amostragem

Para o cálculo da taxa de amostragem foi considerado que o sinal mioelétrico se encontra na faixa de 20-500 Hz, sendo que a maior parte da energia do sinal se encontra na faixa de frequência de 50-150 Hz. Segundo o *Teorema de Nyquist* a frequência de amostragem de um sinal analógico, para que possa posteriormente ser reconstituído com o

mínimo de perda de informação, deve ser igual ou maior a duas vezes a maior frequência do espectro deste sinal.

Baseados nessas informações, a frequência de amostragem utilizada será de 1000 Hz que é adequada ao sistema proposto, pois os sinais típicos de interesse estão na faixa de 100 à 200 Hz. Para essa especificação a aquisição de dados à cada 1ms (período de amostragem) é suficiente para a identificação dos movimentos que estão sendo realizados pela pessoa.

### 3.2.2 Procedimento de calibração

A calibração do sistema tem como objetivo obter características do sinal muscular da pessoa que irá utilizar o sistema, visto que cada indivíduo possui uma atividade muscular diferenciada. Sendo assim, a calibração consegue fazer com que o sistema seja genérico e, por consequência, se adapte aos diferentes usuários. O procedimento de calibração do sistema envolve a captura do sinal muscular em um momento de relaxamento e em um momento de contração voluntária máxima (CVM). A Figura 3.13 apresenta a interface disponibilizada ao operador deste procedimento.

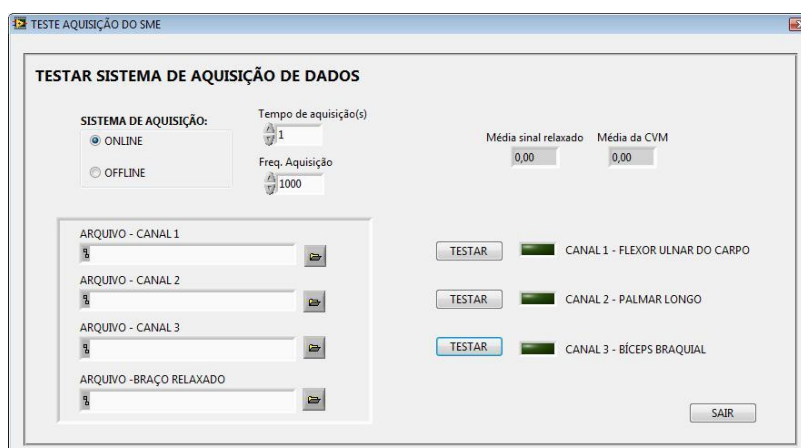


Figura 3.13 - Janela do sistema de calibração.

Conforme é ilustrado na Figura 3.14, o fluxograma do sistema envolve 3 variáveis booleanas (T1, T2 e T3) que indicam se todos os canais de aquisição do sinal mioelétrico foram corretamente calibrados, ou seja, se todos os pares de eletrodos estão corretamente posicionados. Se um dos pares não estiver corretamente posicionado o sinal captado terá baixa qualidade e deverá ser feito o reposicionamento dos mesmos até que a relação sinal/ruído seja no mínimo maior que 10, valor estipulado baseado nos ensaios de aquisição

do sinal previamente realizados com o eletromiógrafo anteriormente citado.

A aquisição dos sinais mioelétricos para a calibração pode ser feita tanto de forma *online* ou *offline*, sendo que se for escolhida a aquisição *online* é possível determinar qual será o tempo de aquisição do sinal - no mínimo 1 segundo para o sistema desenvolvido.

Para a calibração de cada canal primeiramente é feita a aquisição do sinal com o músculo em um momento de relaxamento. Então o sinal é processado de maneira a se calcular a média dos valores de pico. Após é feita a captura do sinal durante um movimento com CVM, sendo posteriormente calculado a média dos valores de pico desse sinal e com esses dados é possível fazer a relação sinal ruído que é dada pela divisão do valor processado durante o movimento com CVM e o valor do momento de relaxamento.

O movimento com CVM utilizado para a calibração do Canal 1 (Flexor Ulnar do Carpo) é a extensão do punho. Para a calibração do Canal 2 (Palmar Longo) o movimento é o de flexão do punho e para o Canal 3 (Bíceps Braquial) é a flexão do antebraço.

No Fluxograma, T1, T2 e T3 representam as variáveis booleanas de controle dos respectivos canais 1, 2 e 3, que indicam se os canais estão corretamente calibrados. A variável X seg representa o tempo de aquisição do sinal de calibração, sendo que esse tempo é determinado pelo usuário. No ANEXO II encontra-se o diagrama de blocos da rotina de calibração do sistema.

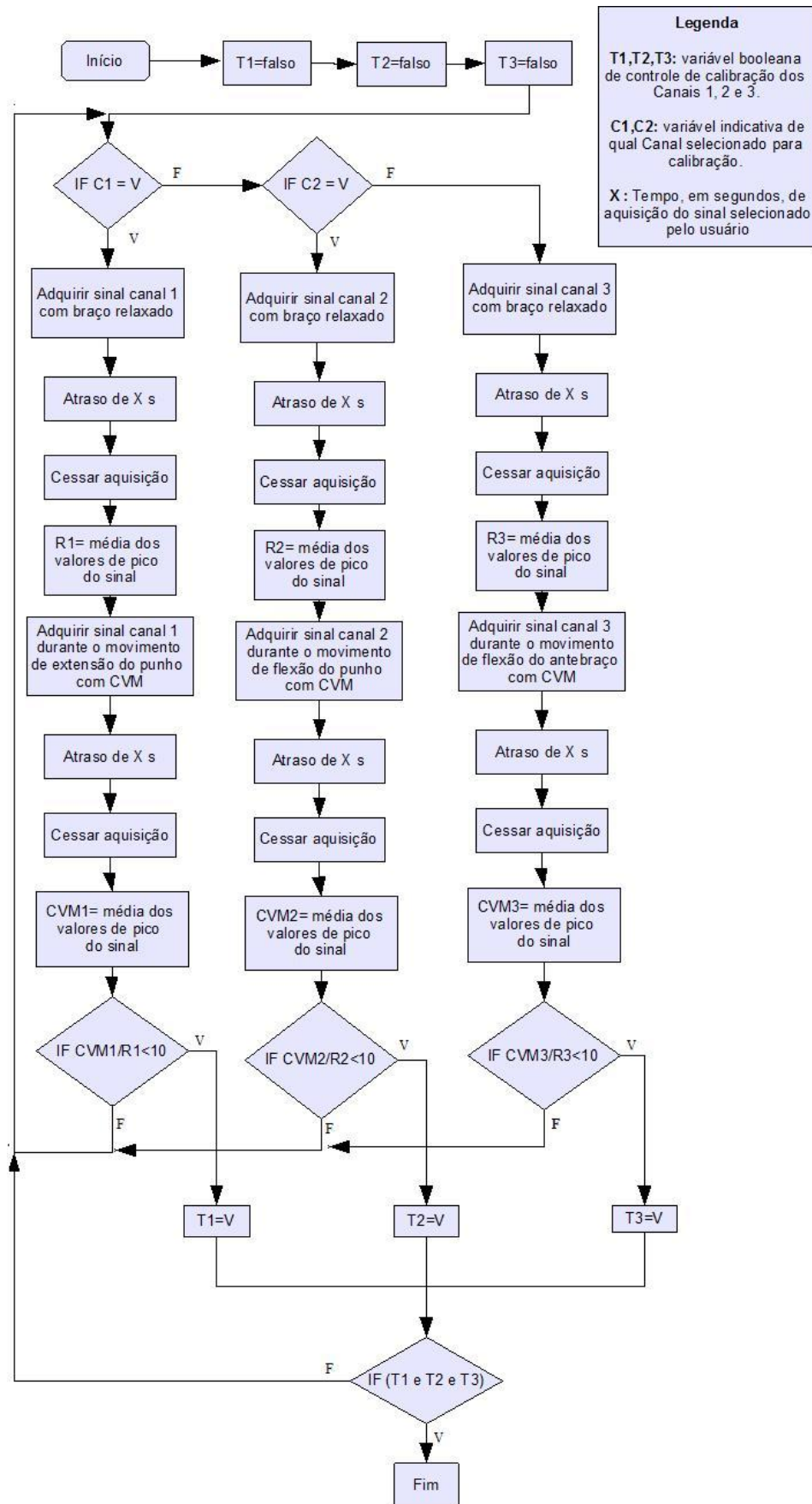


Figura 3.14 - Fluxograma do sistema de calibração.



Uma porcentagem, variando de 15 a 30%, da média dos valores de pico do sinal adquirido com contração voluntária máxima (CVM) é utilizada posteriormente para determinar, durante o processamento do sinal, o valor de limiar que indicará se está ou não ocorrendo uma contração muscular, durante o processo de janelamento do sinal.

### 3.2.3 Procedimento de pré-processamento do sinal

#### 3.2.3.1 Remoção do componente DC (ajuste de *offset*)

Muitas vezes o sinal adquirido pode apresentar um *offset* (componente DC) fazendo com que o mesmo seja deslocado de sua linha de base. Essa componente DC não faz parte do sinal mioelétrico característico, podendo ocorrer por diversos motivos como limitações apresentadas nos amplificadores utilizados na captação do sinal, placa de aquisição de dados, etc.

O procedimento selecionado para o ajuste de *offset* foi calcular o componente DC e subtraí-lo do sinal EMG, conforme mostra a Figura 3.15. O componente DC é determinado através do cálculo da média do sinal.

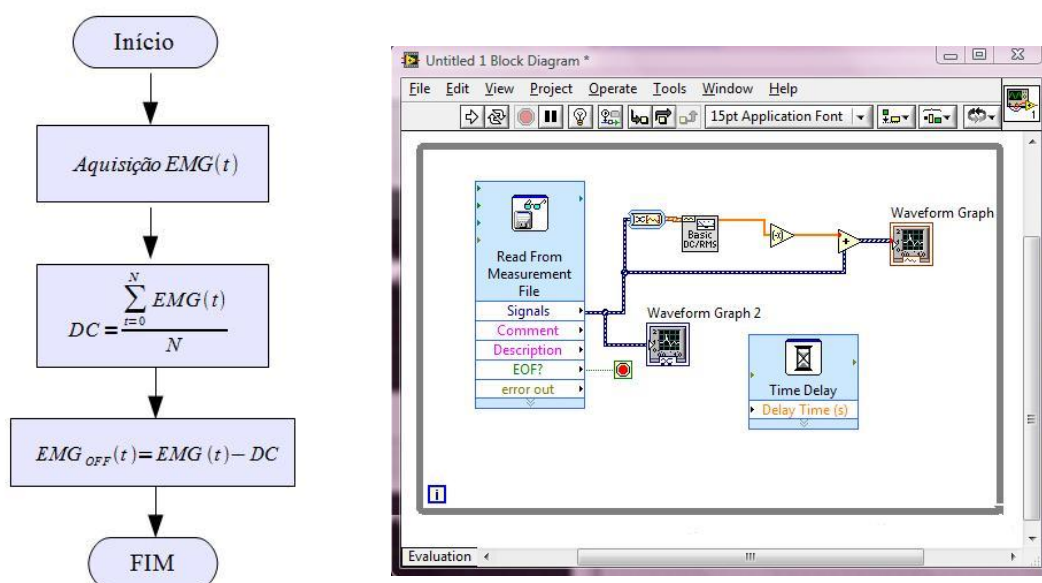


Figura 3.15 – Fluxograma de ajuste de *offset*, juntamente com sua rotina de programação.

Na Figura 3.16 encontra-se um sinal mioelétrico com componente DC adquirido durante o movimento de abrir e fechar da mão. Na Figura 3.17 está ilustrado o sinal da Figura 3.16 após o ajuste do *offset*.

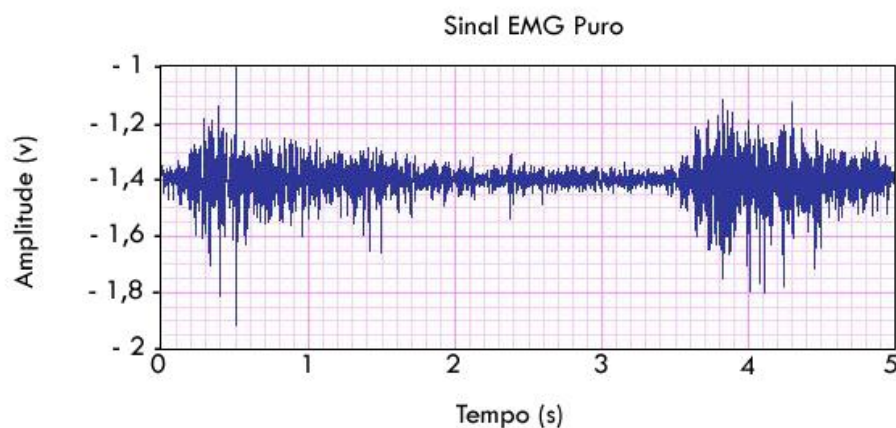


Figura 3.16 – Sinal mioelétrico puro adquirido durante o movimento de abrir e fechar da mão.

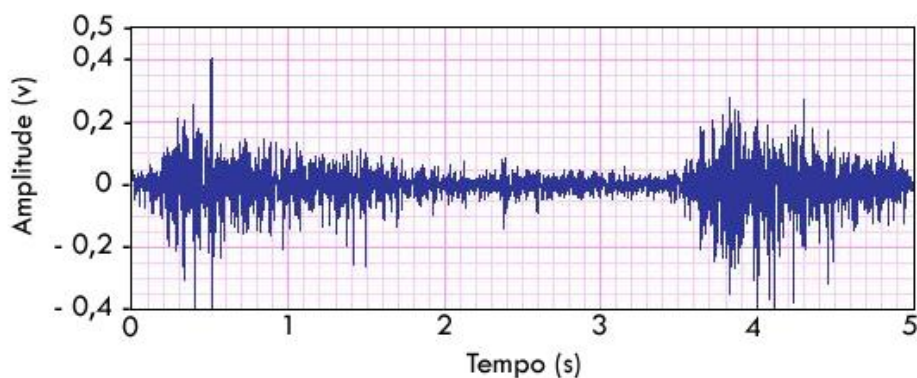


Figura 3.17 – Sinal com ajuste de *offset* do sinal ilustrado na Figura 3.16.

### 3.2.3.2 Retificação de onda completa

A retificação do sinal é uma técnica muito utilizada quando se quer realizar a integração do sinal, pois transforma o sinal com valores positivos e negativos em um sinal com valores exclusivamente positivos. A retificação pode ser feita de duas maneiras: retificação de meia-onda, onde os valores negativos são simplesmente retirados do sinal (são igualados à zero) e retificação de onda completa, onde é utilizado o módulo do sinal com valor negativo.

Nesse trabalho foi escolhida a retificação de onda completa, pois ela tem a vantagem de manter toda a energia do sinal, não havendo perdas, conforme é mostrado na Figura 3.18 e pode-se verificar na Figura 3.19 a rotina implementada no *Labview* para retificação de onda completa e seu respectivo fluxograma, onde é realizado o cálculo do módulo do sinal.



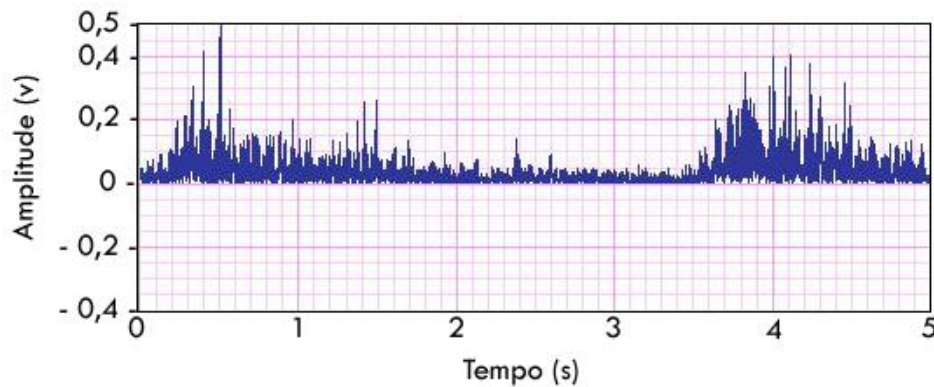


Figura 3.18 – Sinal mioelétrico retificado em onda completa, referente ao sinal da Figura 3.17.

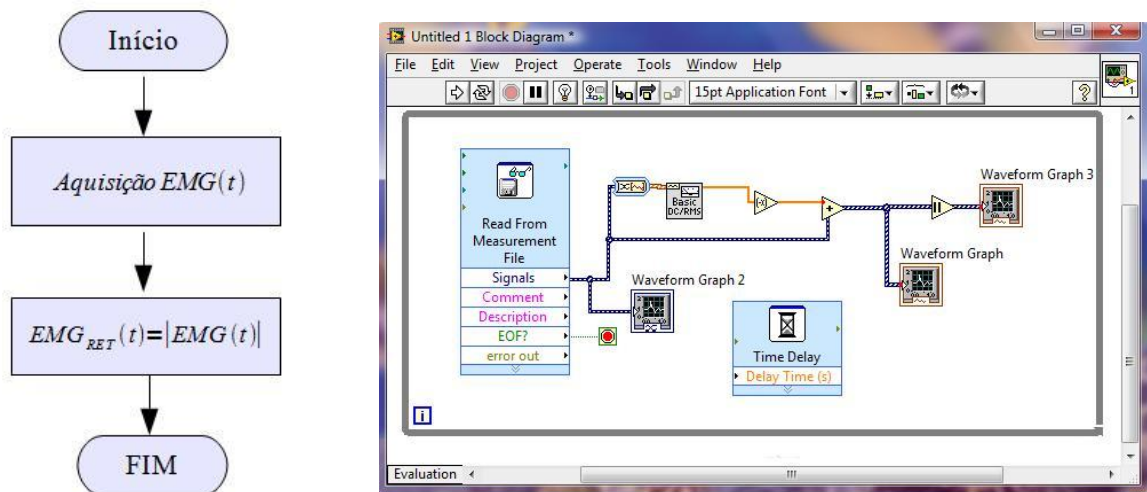


Figura 3.19 – Fluxograma e rotina de programação desenvolvida para retificação de onda completa.

### 3.2.3.3 Janelamento

O sinal é analisado em períodos de 500 ms, pois proporciona uma visão abrangente do sinal, mas ao mesmo tempo específica, visto que nos ensaios realizados não ocorre relaxamento muscular em um período menor do que o determinado, resultando em uma análise eficiente em termos de tempo de execução e resultados obtidos do sistema (Figura 3.20).

Para realizar o janelamento do sinal no período em que ocorre uma contração muscular, foi desenvolvida uma rotina no *Labview* que analisa o sinal a cada 500ms, sendo que cada canal é analisado simultaneamente, verificando se nessas janelas de dados ocorre algum pico de sinal com valor superior ao valor de limiar, anteriormente citado. Se ocorrer algum pico, em qualquer um dos canais, é verificado em que canal o pico ocorreu primeiro,

possibilitando o início do janelamento em todos os canais a partir do mesmo instante de tempo. O sinal então é janelado em cada canal até ocorrer o último pico com valor superior ao do limiar, então a janela de cada canal é armazenada separadamente em um vetor.

Se o próximo período de 500 ms de sinal mioelétrico à ser analisado também contiver algum pico superior ao limiar, esse sinal também será janelado em todos os canais e será armazenado juntamente com o respectivo vetor do seu canal, do sinal analisado anteriormente. Quando o sinal analisado não contiver mais nenhum valor superior ao do limiar, então é assumido que a contração muscular chegou ao seu fim. Somente nesse momento é possível analisar as janelas armazenadas de cada canal, calculando o valor rms individual do canal no momento em que ocorre a contração muscular.

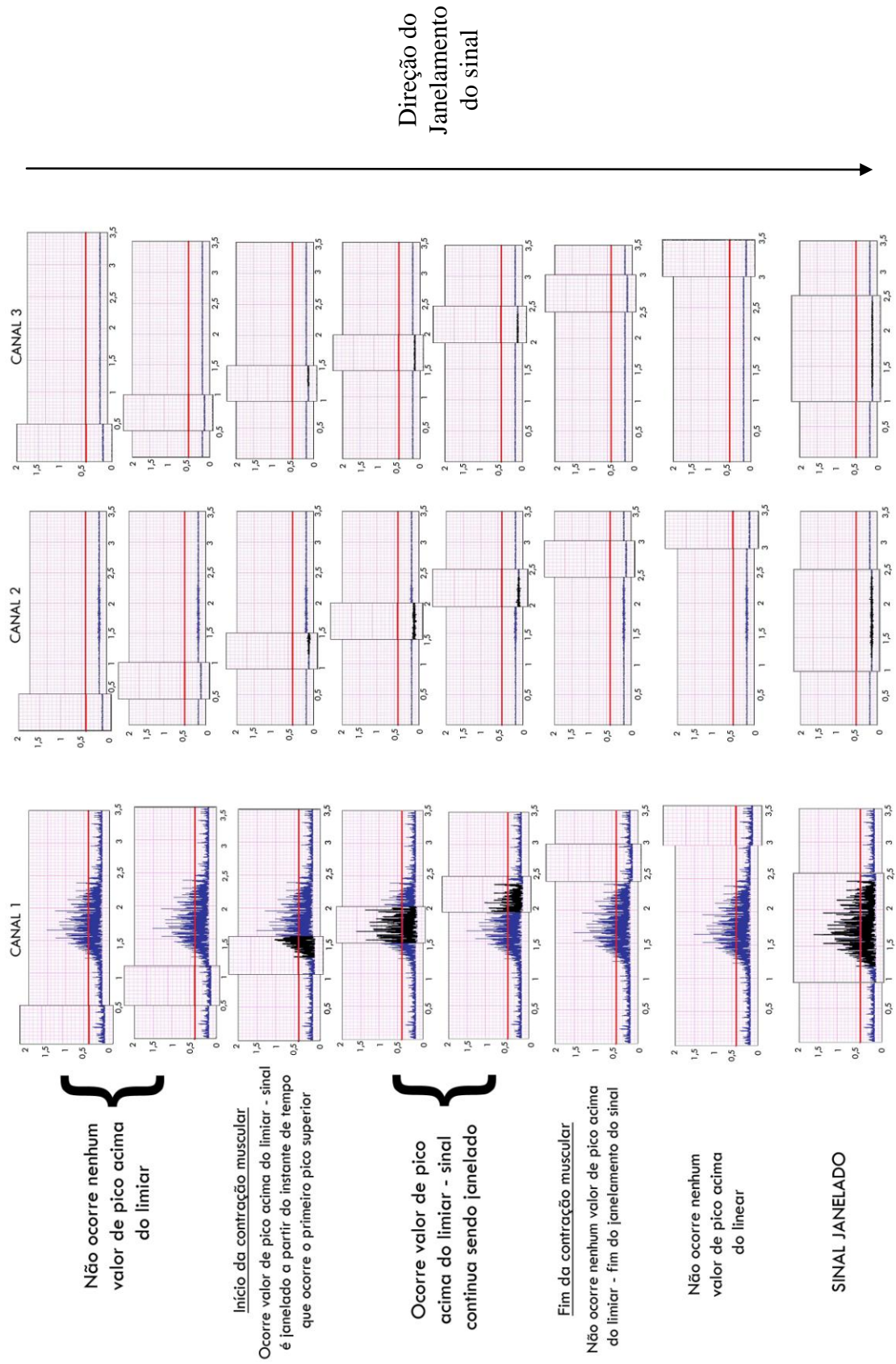


Figura 3.20 – Diagrama de blocos da rotina de janelamento.

### 3.2.3.4 Obtenção do valor rms (root mean square)

O valor rms, valor quadrático médio, é um parâmetro muito utilizado para determinar a intensidade do sinal EMG. O valor rms é uma medida estatística da magnitude de um sinal, sendo calculado a partir da extração da raiz quadrada da média aritmética dos quadrados dos valores, como se pode ver na Equação 1:

$$RMS = \sqrt{\left(\frac{1}{T} \int_{t_i}^{t_i+T} EMG(t)^2 \cdot dt\right)} \quad (1)$$

onde  $EMG(t)$  representa o sinal eletromiográfico no instante  $t$ ,  $t_i$  é o instante inicial e  $T$  é o período de amostragem. O valor rms é calculado para cada canal, a partir dos vetores que contém o sinal janelado, quando ocorre a detecção de um movimento, conforme ilustrado no fluxograma da Figura 3.21.

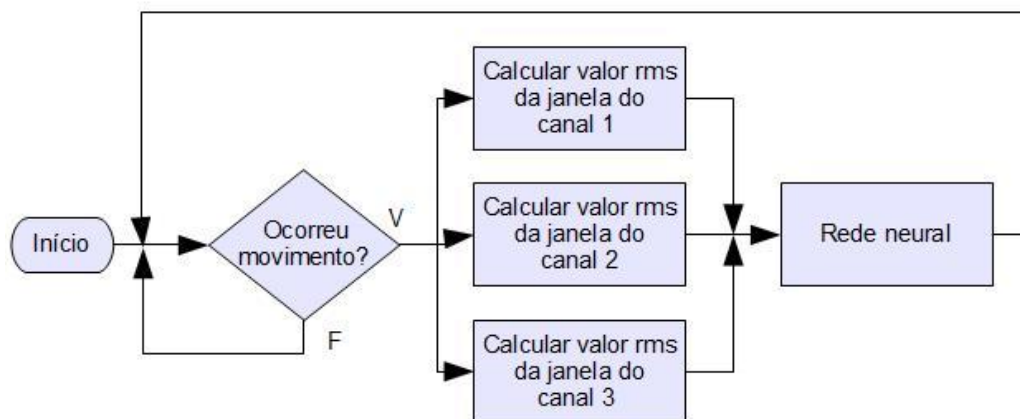


Figura 3.21 – Fluxograma da rotina de cálculo do valor rms.

### 3.2.4 Processamento do sinal

A etapa de caracterização do sinal é realizada através de uma rede neural artificial. Essa rede (ver Figura 3.22) tem como entrada o valor rms pré-processado de cada canal de aquisição dos dados. Apresenta como saída os movimentos caracterizados que estão sendo realizados pelo braço humano. A topologia de rede neural artificial (RNA) selecionada para implementar o reconhecimento dos movimentos é a rede de *perceptrons de múltiplas camadas* (MLP).

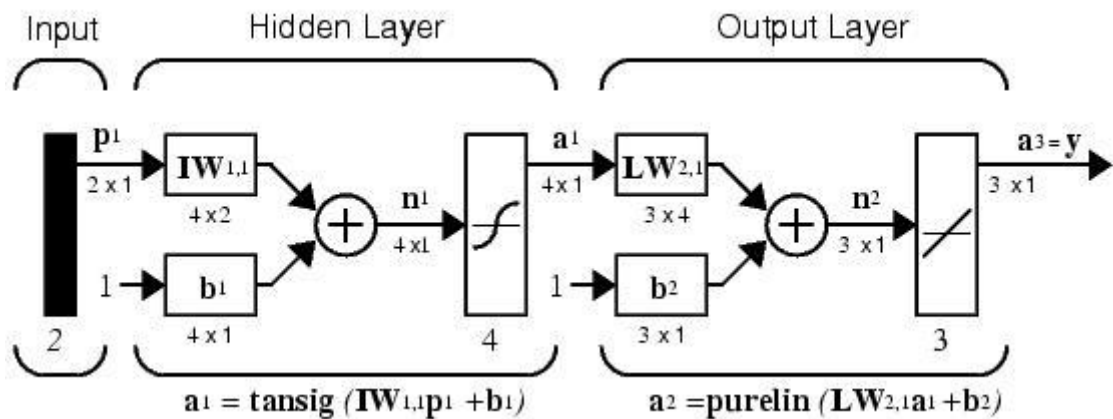


Figura 3.22 - Diagrama simplificado da RNA.

A MLP consiste tipicamente de um conjunto de unidades sensoriais que constitui a camada de entrada, uma ou mais camadas ocultas de nós computacionais e uma camada de saída. O sinal de entrada se propaga para frente através da rede, camada por camada. As redes multicamadas podem usar um grande número de técnicas de aprendizado, sendo que a mais popular é o algoritmo de retropropagação de erro. Nesse caso, é aplicado um vetor de entrada pré-determinado na RNA e se analisa a resposta da rede neural através dos valores da camada de saída, que são comparados com a resposta desejada para determinar o valor da função de erro. Por sua vez, o sinal de erro é propagado para trás através da rede, contra a direção das conexões sinápticas. Os pesos sinápticos são ajustados de modo que a resposta real da rede se mova para mais perto da resposta desejada, em um sentido estatístico (HAYKIN, 2007).

#### 3.2.4.1 Dimensionamento da RNA

A rede neural utilizada neste trabalho foi implementada utilizando a ferramenta *Matlab*, mais especificadamente através da “*Toolbox Neural Networks*”. Essa rede é interfaceada através do *Labview*, onde a rotina desenvolvida no *Matlab* é chamada quando há necessidade, sendo a mesma processada em *background*. É possível realizar o dimensionamento da rede de acordo com a vontade do usuário, podendo conter  $n$  camadas ocultas com  $m$  neurônios por camada, conforme mostrado na Figura 3.23, que apresenta a janela desenvolvida para interface com o usuário.

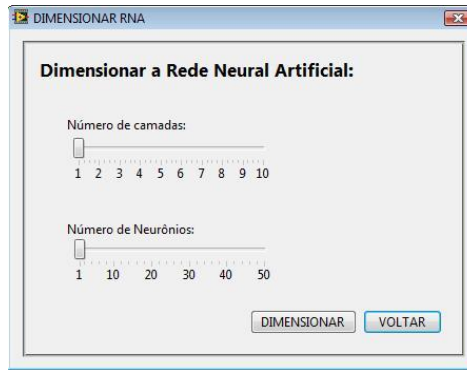


Figura 3.23 – Janela de dimensionamento da rede neural artificial.

Para o interfaceamento, é utilizado no *Labview* a função chamada “*Matlab Script*” (Figura 3.24) que invoca o servidor de *scripts* do *Matlab* para executar o *script* escrito obrigatoriamente na sintaxe da linguagem *Matlab*. Como o *Labview* utiliza a tecnologia *ActiveX* para implementar a função citada, só é possível utilizar esse recurso na plataforma *Windows*.

A função desenvolvida no *Matlab* para a criação e para o dimensionamento da rede neural (Figura 3.24) recebe como parâmetros de entrada o número de neurônios e o número de camadas ocultas desejadas. Com esses valores e através da função *newff* (função que desenvolve uma rede do tipo *feedforward*, rede direta, ou seja, que não contém ciclos) é possível implementar uma rede neural com a estrutura desejada. No momento da especificação da rede neural, além do dimensionamento da mesma, também é necessário escolher as funções de ativação das camadas, tanto para as camadas ocultas, quanto para a camada de saída e o algoritmo de treinamento. É possível também especificar as condições de parada da função de treinamento quando desejado.

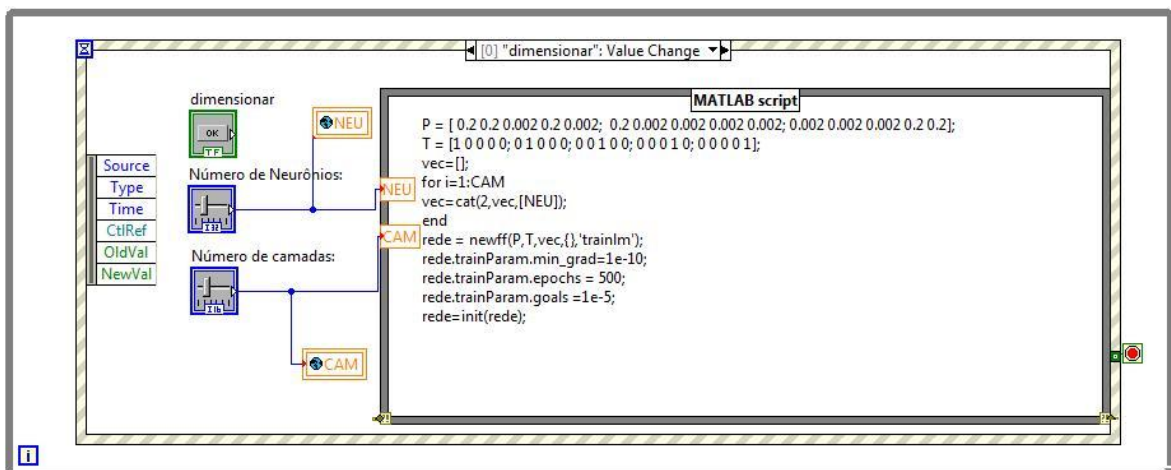


Figura 3.24 – Diagrama da rotina de dimensionamento da rede.

A rede neural estruturada contém 3 entradas, que representam o valor rms do sinal muscular processado em cada canal durante à ocorrência de um movimento. A rede também contém 5 saídas que representam o movimento que está sendo realizado para àquela ativação muscular processada. As saídas podem representar os seguintes movimentos:

- extensão do punho;
- flexão do punho;
- contração da mão;
- rotação do antebraço;
- flexão do antebraço.

A RNA utiliza como função de ativação nas camadas ocultas a função tangente hiperbólica (função do tipo sigmóide) que limita a saída do neurônio na faixa entre -1 e 1 (Figura 3.25). No entanto a camada de saída é composta de uma função linear, em que os valores de saída da rede variam de  $-\infty$  à  $+\infty$ .

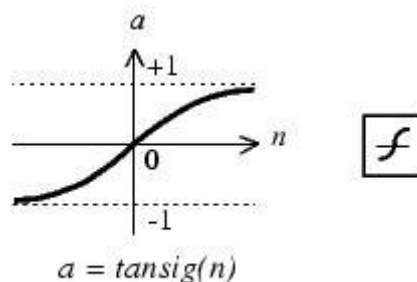


Figura 3.25 – Função tangente hiperbólica.

#### 3.2.4.2 Treinamento da RNA

Para o desenvolvimento da rotina de treinamento da rede neural (Figura 3.26) foram considerados diversos fatores que contribuiriam para o desempenho da mesma, como o algoritmo de treinamento, o modo de aprendizado e a definição das condições de parada.



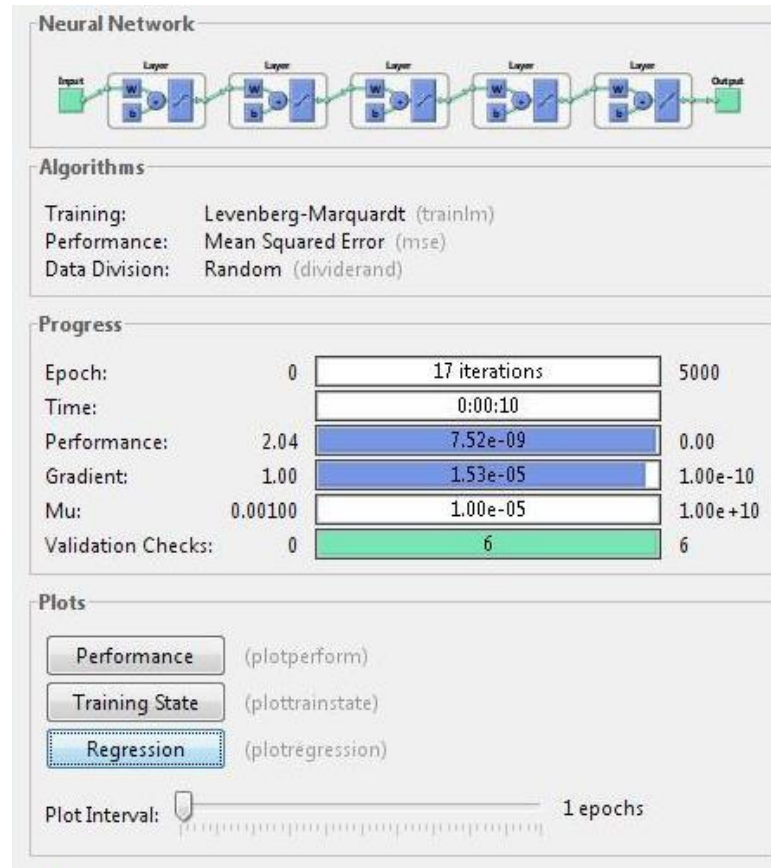


Figura 3.26 – Janela de treinamento da rede neural.

O algoritmo de treinamento escolhido foi o *Levenberg-Marquardt* (LM) que utiliza uma aproximação do mínimo da função erro pelo método de Newton. Esta aproximação é obtida a partir da modificação do método de Gauss-Newton introduzindo-se o parâmetro  $\mu$ , conforme a Equação 2:

$$\Delta x = [J^T(x) \cdot J(x) + \mu]^{-1} \cdot J^T(x) \cdot e(x) \quad (2)$$

onde  $I$  é a matriz identidade,  $e(x)$  é o vetor de erro da rede e  $J$  é a matriz Jacobiana. A matriz Jacobiana pode ser calculada através de uma técnica de retropropagação padrão que é menos complexo do que o cálculo da matriz Hessiana. O parâmetro  $\mu$  é multiplicado por um fator ( $\beta$ ) toda vez que um passo resultar num aumento na função erro, que se deseja minimizar. Quando um passo resultar na diminuição da função genérica  $V(x)$ ,  $\mu$  é dividido pelo fator  $\beta$ . Isto significa dizer que, se houver uma convergência para o mínimo da função,  $\mu$  é pequeno e o algoritmo se aproxima do método de Newton (passo  $1/\mu$ ); no caso de não haver convergência, o método se aproxima da descida do gradiente. O método de Newton é mais rápido e mais preciso perto de um erro mínimo, sendo assim o objetivo é a mudança para o método de Newton o mais rapidamente possível. O parâmetro  $\mu$  funciona como um fator de



estabilização do treinamento, ajustando a aproximação de forma a utilizar a rápida convergência do método de Newton e evitando passos muito grandes que possam levar a um erro de convergência. Assim,  $\mu$  é diminuído após cada etapa bem sucedida (redução em função do desempenho) e é aumentado somente se uma etapa for aumentar o desempenho da função. Desta forma, a função de desempenho é sempre reduzida a cada iteração do algoritmo. Este algoritmo é indicado como um método muito rápido para a formação de redes neurais MLP de tamanho moderado (até várias centenas de pesos) (Soares *et al.*, 1999).

O aprendizado da RNA pode ser realizado de duas maneiras: modo incremental ou pelo modo *batch* (por lote). O modo incremental atualiza os pesos da rede a cada apresentação de um novo padrão, fazendo com que mais atualizações ocorram em um mesmo período de tempo. Esse modo de treinamento tende a aprender melhor o último padrão apresentando. No entanto, o modo *batch* somente ajusta os pesos da rede após a apresentação de todos os padrões, ou seja, cada padrão é avaliado com a mesma configuração de pesos. Apesar do aprendizado pelo modo incremental ser mais rápido, foi escolhido, para esse trabalho, o treinamento de modo *batch*, pois fornece uma medida mais precisa da mudança necessária dos pesos da rede, fazendo uma melhor aproximação do verdadeiro gradiente descendente.

Para as condições de parada foram definidos os seguintes parâmetros:

- número de ciclos = 500: define o número de ciclos de treinamento, ou seja, o número de vezes em que o conjunto de treinamento é apresentado à rede. Um número excessivo de ciclos pode levar a rede à perda do poder de generalização (*overfitting*). Por outro lado, com um pequeno número de ciclos a rede pode não chegar ao seu melhor desempenho (*underfitting*);
- erro =  $10^{-5}$ : consiste em encerrar o treinamento após o erro médio quadrático ficar abaixo de um valor  $\alpha$  pré-definido. Vale lembrar que um erro médio quadrático muito pequeno não implica necessariamente em uma boa generalização;
- validação: na técnica de parada pela validação, o treinamento é interrompido a cada  $x$  ciclos e é realizada uma estimação de erro da rede sobre o conjunto de dados de teste. A partir do momento em que o erro medido no conjunto de teste apresentar crescimento, o treinamento é encerrado. O que se deseja com esta técnica é descobrir o momento exato em que a rede começa a perder generalização;
- gradiente =  $10^{-10}$ : consiste em encerrar o treinamento após o gradiente chegar abaixo de um valor pré-definido. O valor do gradiente é um indicativo da taxa de aprendizado da

rede, quando ele é muito baixo indica que não ocorrerá mais mudanças significativas no aprendizado.

Para fins de determinação da matriz de treinamento da rede ( Figura 3.27) é selecionado para qual movimento será realizado o aprendizado, sendo que para os movimentos selecionados é inserido no vetor de saída o valor 1 e para o restante o valor 0. Então é processado o sinal que contém o movimento previamente especificado, em que é adquirido os valores rms de cada canal no momento de ativação muscular e com esse par de valores de entrada e saída é realizado o aprendizado da rede. A rede pode ser treinada para diversos movimentos, sempre utilizando a técnica descrita acima. No ANEXO III encontra-se o diagrama de blocos da rotina de treinamento da RNA.

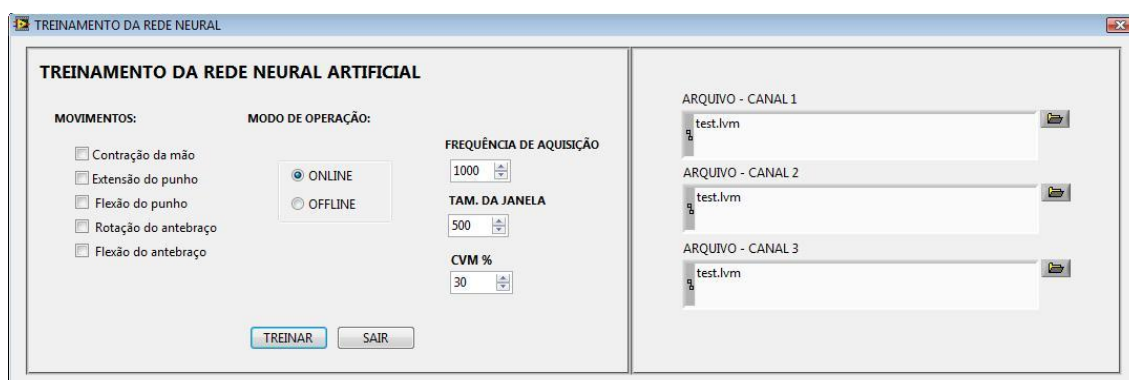


Figura 3.27 – Janela da definição da matriz de treinamento da rede.

### 3.2.4.3 Simulação da RNA

Após a RNA estar devidamente estruturada e treinada é possível testá-la, fazendo a aquisição do sinal mioelétrico, processando-o e colocando os valores rms dos 3 canais no momento da contração muscular na entrada da rede (Figura 3.28). Com isso esses valores são processados pela rede fazendo a caracterização do sinal muscular e colocando na camada de saída da rede os movimentos que estão sendo realizados. Como a camada saída da rede é composta por uma função linear, é considerado que um movimento está sendo realizado somente se, para aquela saída, o valor for maior que 0,8; uma vez que para o treinamento as saídas ativas foi colocado o valor de 1. No ANEXO IV encontra-se o diagrama de blocos do sistema.

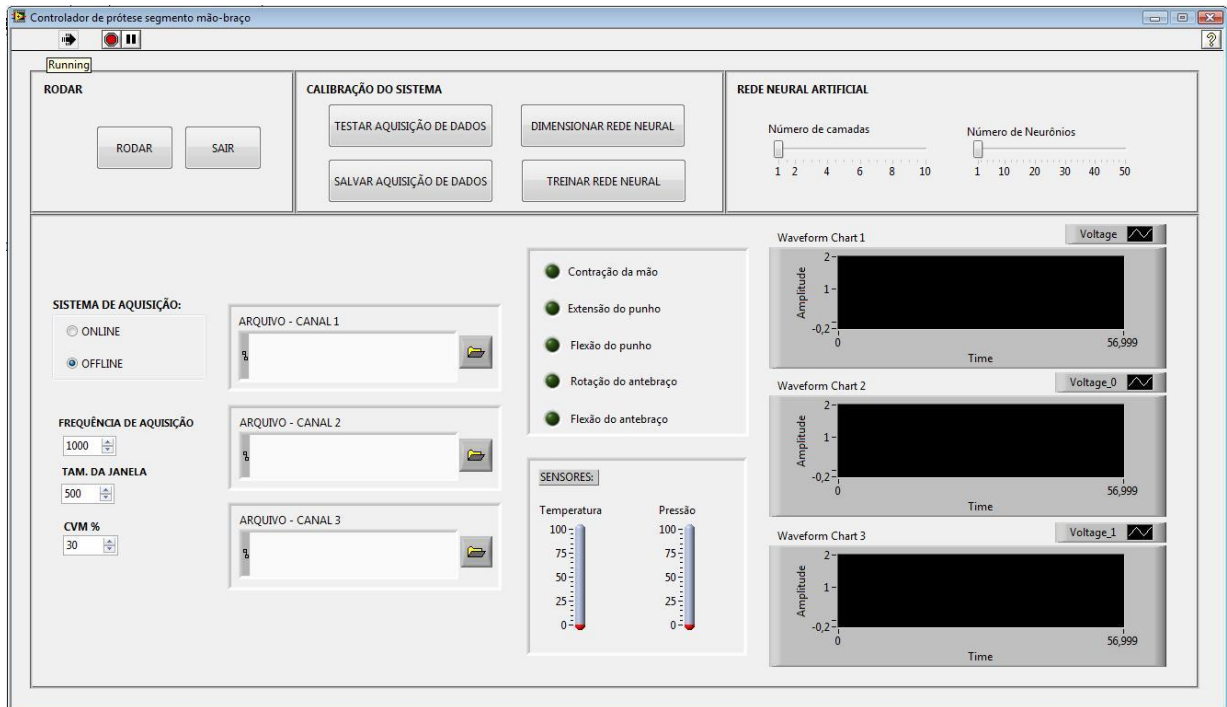


Figura 3.28 – Janela principal do programa desenvolvido.

### 3.3 Rotina de controle da prótese

A rotina de controle da prótese tem o objetivo de analisar a saída da rede neural, verificando quais os movimentos foram identificados, para que então seja possível replicar os mesmos na prótese experimental desenvolvida (Figura 3.29). Para o seu desenvolvimento foi utilizado além da variável booleana (variável do estado atual – v.mov), que indica se um determinado movimento está ou não ocorrendo, adquirida pelo processamento do sinal, é utilizada uma variável auxiliar (v.aux) que tem por função indicar o estado anterior da variável indicativa dos movimentos, sendo que essa variável auxiliar é inicializada com o valor “falso”.

Quando ocorre uma mudança de estado na variável responsável pela indicação dos movimentos, mostrando que está ocorrendo um determinado movimento, dependendo de qual das variáveis foi acionada, o valor da variável auxiliar correspondente é utilizada na seleção da direção em que o motor da prótese deverá se movimentar (se variável auxiliar for verdadeiro, a direção selecionada é *direita*, se falsa, então direção selecionada é *esquerda*). Depois de selecionada a direção de rotação do motor, é gerado um trem de pulsos de tamanho variável – dependente do movimento em questão – com frequência de 1 kHz .

Tanto a frequência dos pulsos quanto a quantidade de pulsos necessários foram determinados em ensaios práticos, onde foi possível visualizar a velocidade de rotação dos motores da prótese, bem como seu ângulo. Posteriormente a variável auxiliar recebe o mesmo

valor da variável que representa os movimentos.

Quando ocorrer a mudança do estado atual para o estado falso, indicando que o determinado movimento não está mais ocorrendo, é realizado os mesmos passos citados anteriormente, só que dessa vez o movimento da prótese ocorrerá de maneira contrária, fazendo com que o segmento que tinha realizado o movimento volte ao seu estado inicial. No ANEXO V encontra-se o diagrama de blocos da rotina de controle da prótese.

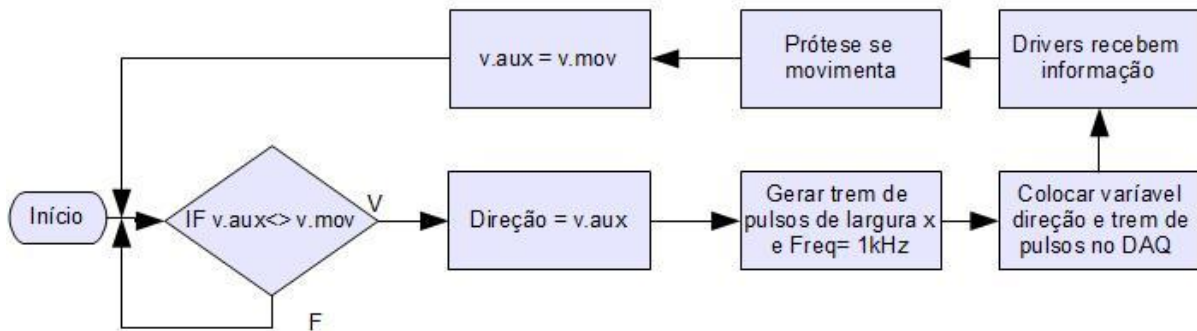


Figura 3.29 – Fluxograma da rotina de controle da prótese.

### 3.4 Procedimentos para realização dos ensaios

Os ensaios para aquisição de dados foram cautelosamente realizados a fim de obter o sinal muscular mais fidedigno possível. Os principais cuidados que devem ser tomados quando se realiza uma aquisição do sinal mioelétrico através de eletrodos de superfície são:

- limpeza da pele onde os eletrodos ficarão localizados, sendo utilizado álcool para melhorar a higienização do local;
- raspagem dos pêlos do braço para que o eletrodo tenha o maior contato possível com a pele;
- lixar superficialmente a pele para retirar as células mortas;
- colocar um pouco de gel condutivo entre o eletrodo e a pele, para que o sinal mioelétrico seja captado pelo eletrodo com maior sensibilidade;
- posicionar o eletrodo na parte ventral do músculo que se quer analisar;
- posicionar o eletrodo de forma que os cabos de aquisição dos dados não atrapalhem o movimento do braço;
- fixar os cabos de aquisição de modo que eles não se movimentem durante os ensaios, principalmente na parte do cabo próxima aos eletrodos.

Como o sistema proposto só necessita saber se o músculo analisado está realizando um movimento, não é necessário realizar a raspagem dos pêlos e o lixamento da pele, só uma boa limpeza e o uso de gel condutor é o suficiente para a aquisição de um sinal adequado. O eletrodo de referência terra, geralmente fica localizado na parte central da testa ou no lóbulo da orelha, por opção os ensaios são realizados com o eletrodo localizado na testa, pois é um lugar em que o eletrodo é facilmente fixado.

Para a aquisição dos dados foi utilizado a placa de aquisição (NI USB 6009) e a rotina de aquisição que já foram previamente citadas. Foram utilizados três pares de eletrodos localizados nos principais grupos musculares, do braço do voluntário, que participam dos movimentos que queremos caracterizar: bíceps braquial, palmar longo e flexor ulnar do carpo.

Os ensaios foram realizados em um voluntário, sendo que cada ensaio foi composto de uma série de dez repetições de um determinado movimento, e foram realizados no mínimo três ensaios para cada movimento, com o intuito de obtermos um banco de dados abrangente para a correta implementação do sistema de reconhecimento de padrões proposto. Está demonstrado na Figura 3.30 a posição do braço em que é considerado, para este sistema, que o mesmo se encontra relaxado, ou seja, sem executar nenhum movimento. Os ensaios abrangem todos os movimentos simples: fechamento da mão (Figura 3.31), extensão (Figura 3.32) e flexão da mão (Figura 3.33), rotação do antebraço (Figura 3.34) e flexão do antebraço (Figura 3.35) e alguns movimentos mais complexos que são realizados a partir da composição de alguns movimentos simples.



Figura 3.30 – Braço em posição relaxado.



Figura 3.31 – Movimento de contração da mão.

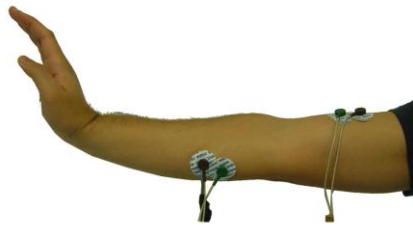


Figura 3.32 - Movimento de extensão do punho.



Figura 3.33 - Movimento de flexão do punho.



Figura 3.34 - Movimento de rotação do antebraço.



Figura 3.35 - Movimento de flexão do antebraço.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Esse tópico irá abordar os testes e validações realizados durante o desenvolvimento do sistema, bem como os resultados atingidos.

### 4.1 Aquisição do sinal EMG bruto

Para a realização da aquisição do sinal EMG foram realizados quatro ensaios preliminares para cada movimento, sendo que cada ensaio continha uma série de dez repetições para o mesmo movimento. Os ensaios foram realizados utilizando a placa de aquisição de dados NI USB 6009, as rotinas de aquisição de dados e de armazenamento dos mesmos em arquivo desenvolvida na ferramenta *Labview*.

Com o objetivo de padronizar os ensaios foi estabelecido que o canal 1 de aquisição sempre representaria o sinal adquirido pelos eletrodos localizados no músculo *flexor ulnar do carpo*. O canal 2 representaria o músculo *palmar longo* e o canal 3 o músculo *bíceps braquial*. Os ensaios foram realizados em três voluntários diferentes utilizando três pares de eletrodos localizados nos músculos anteriormente citados e um eletrodo terra localizado na parte central da testa.

Para uma melhor aquisição do sinal EMG bruto foram seguidas as orientações comentadas nesse trabalho, como higienização do local onde os eletrodos foram colocados, utilização do gel de condução entre os eletrodos e a pele e também foram tomados cuidados no posicionamento dos eletrodos e cabos dos mesmos. Com tudo isso em vista foram adquiridos os sinais mioelétricos dos seguintes movimentos: extensão do punho (Figura 4.1), flexão do punho (Figura 4.2), contração da mão (Figura 4.3), rotação do antebraço (Figura 4.4), flexão do antebraço (Figura 4.5) e o movimento complexo de rotação do antebraço juntamente com a contração da mão (Figura 4.6).

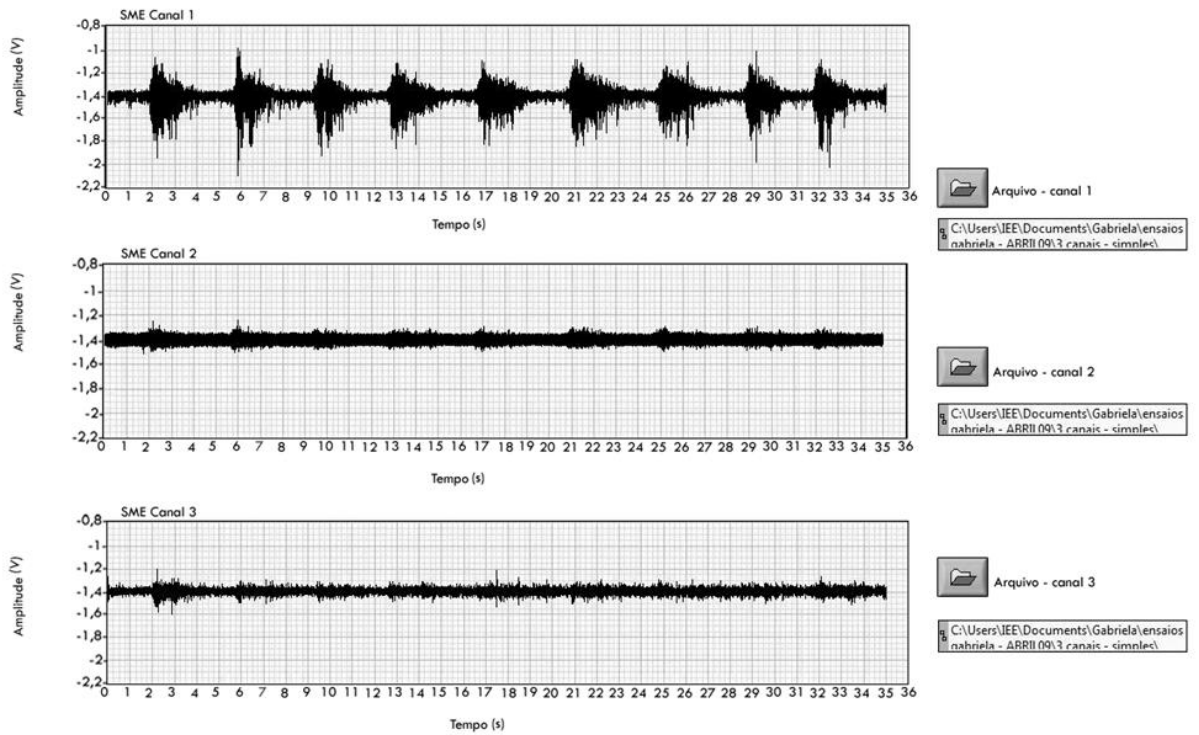


Figura 4.1 – Aquisição do sinal durante o movimento de extensão do punho.

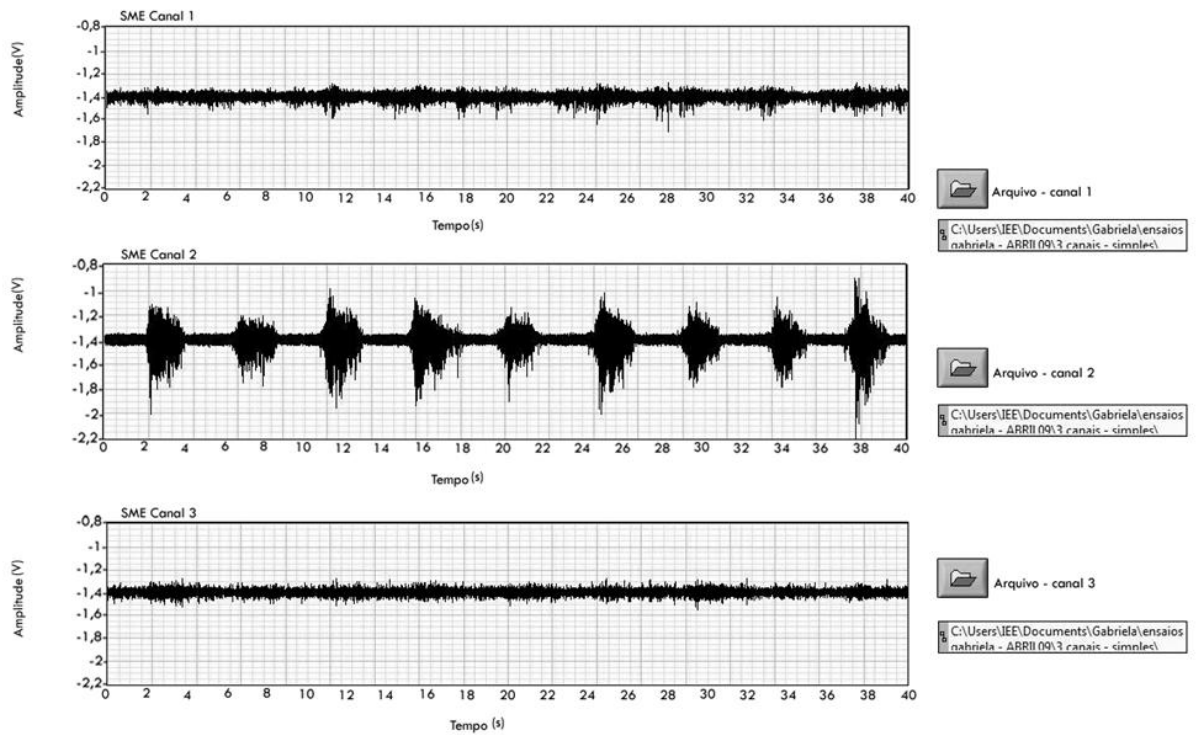


Figura 4.2 – Aquisição do sinal durante o movimento de flexão do punho.



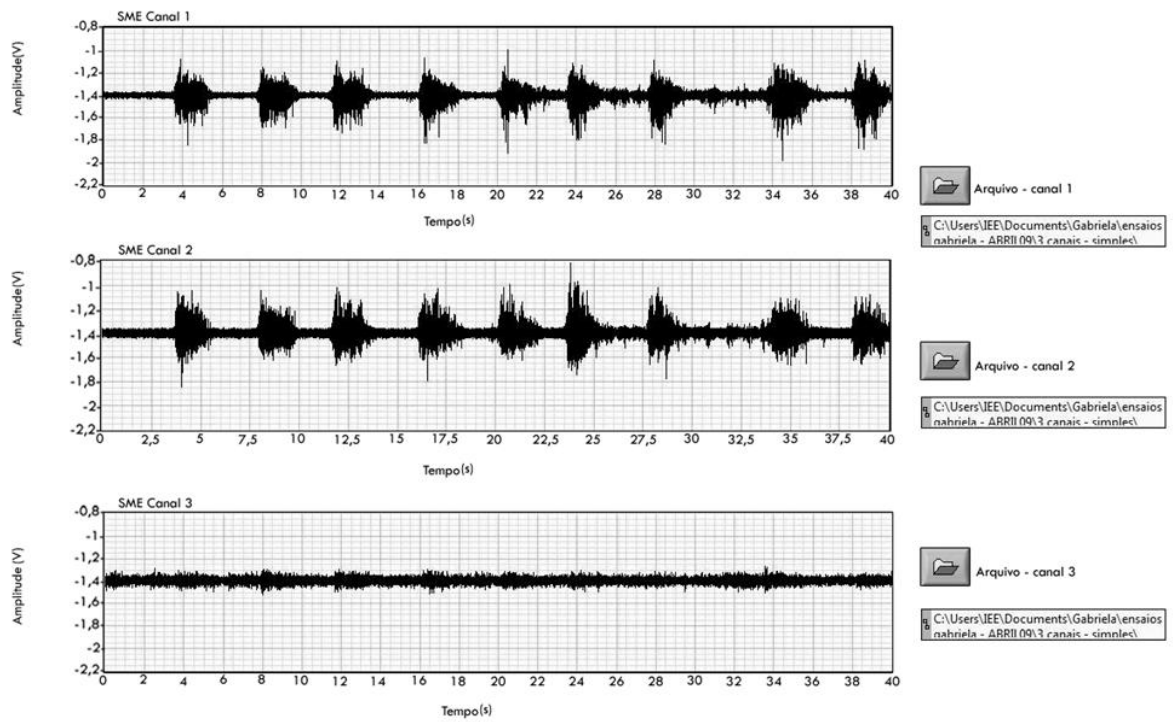


Figura 4.3 – Aquisição do sinal durante o movimento de contração da mão.

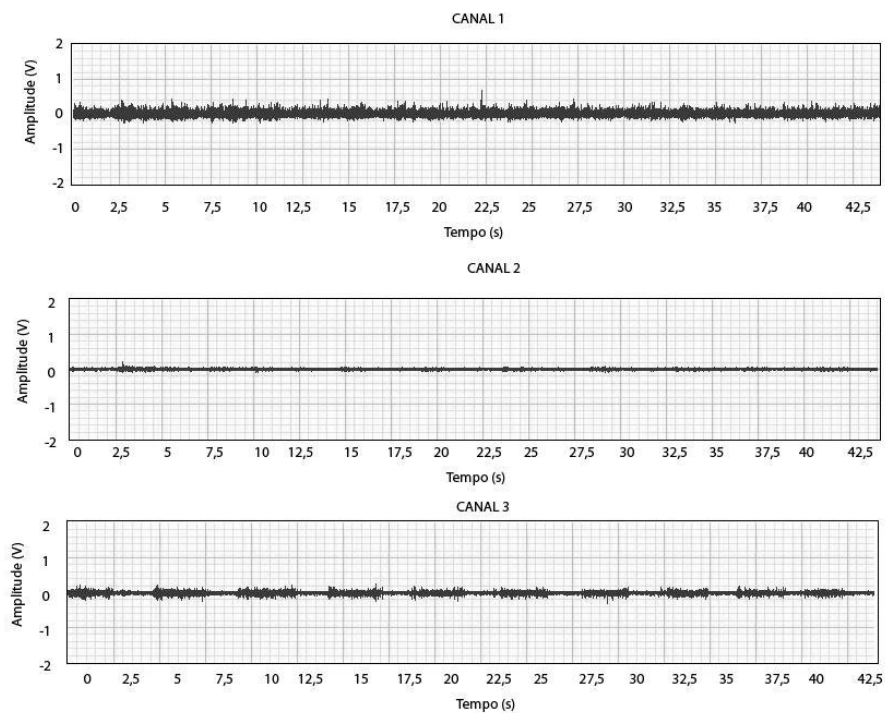


Figura 4.4 - Aquisição do sinal durante o movimento rotação do antebraço.

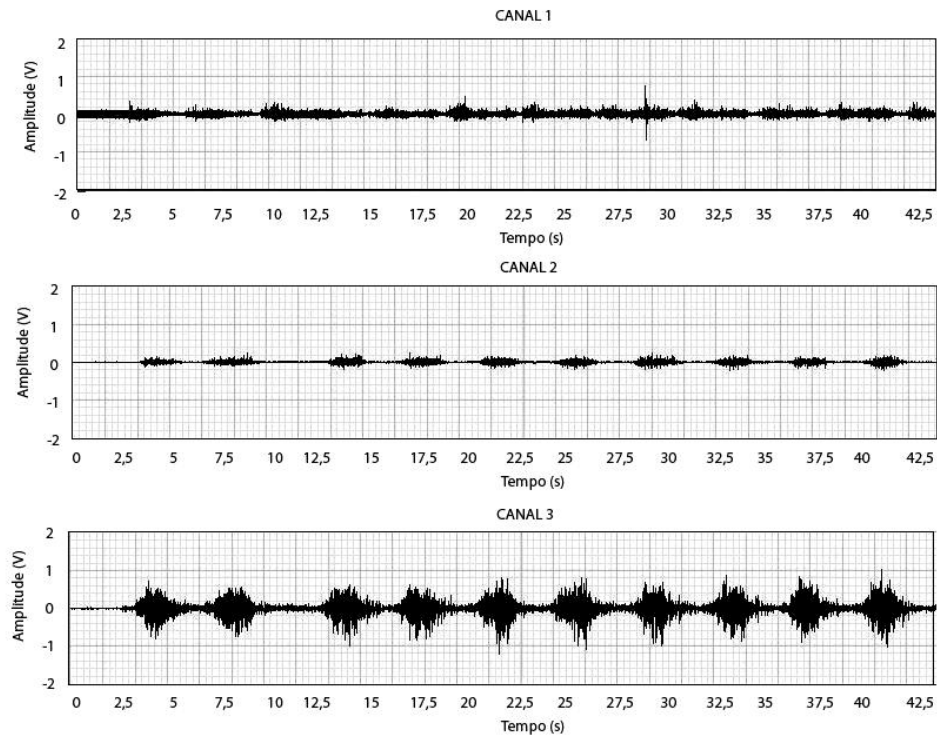


Figura 4.5 - Aquisição do sinal durante o movimento de flexão do antebraço.

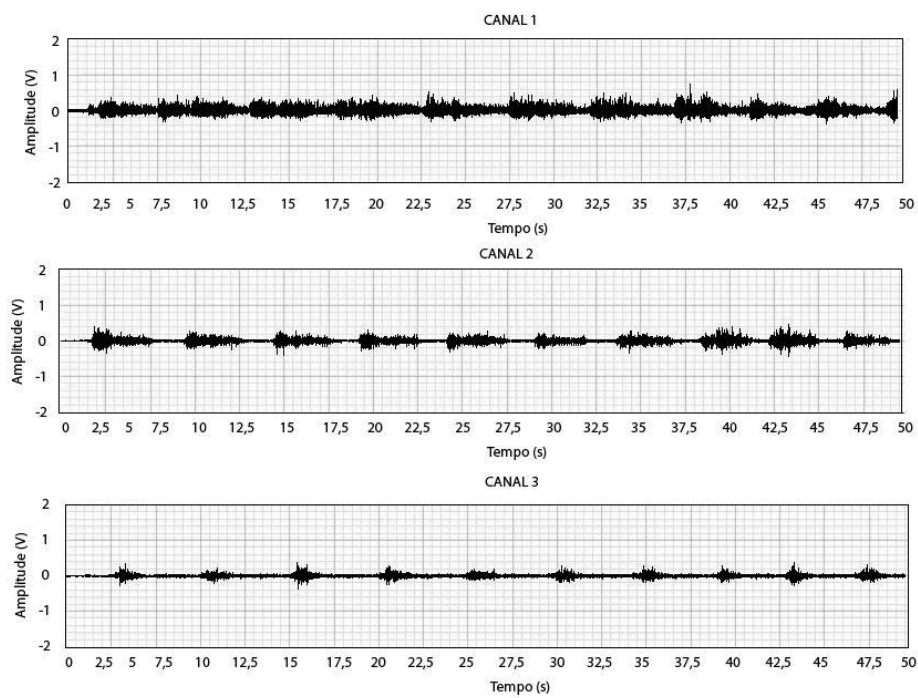


Figura 4.6 - Aquisição do sinal durante o movimento de contração da mão juntamente com rotação do antebraço.

## 4.2 Calibração do sistema

### 4.2.1 Validação com sinais conhecidos

Para validar a rotina de calibração foram utilizados dois sinais senoidais retificados com frequência de 50Hz, um com amplitude de 1 V (Figura 4.7(a)) representando o sinal muscular com contração voluntária máxima e um sinal senoidal com amplitude de 0,01V representando o sinal do músculo relaxado, conforme a Figura 4.7 (b).

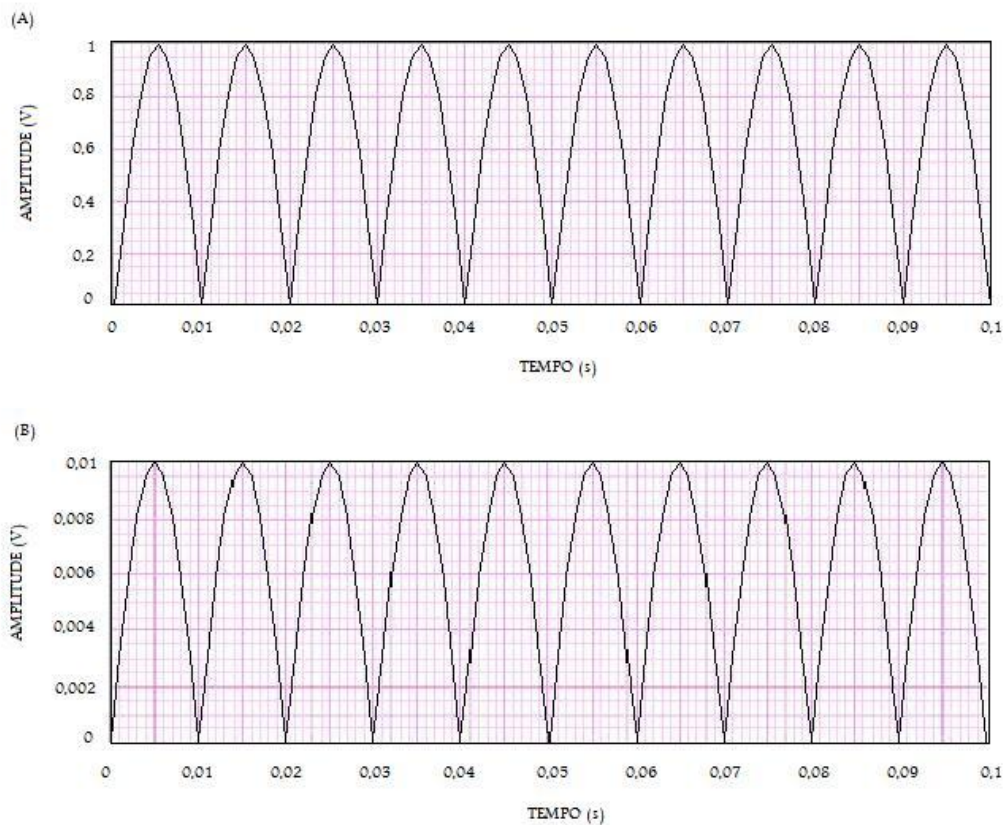


Figura 4.7 – Sinais senoidais para teste da calibração do sistema.

Pode-se observar que a média dos picos das senóides tem o mesmo valor da sua amplitude, garantindo assim a eficiência da rotina. Além disso, como a relação sinal/ruído é maior do que 10 todos os canais foram considerados eficientemente calibrados, conforme mostras as Figuras 4.8, 4.9 e 4.10 que representam a interface com o usuário.



Figura 4.8 – Calibração do sinal para o canal 1.

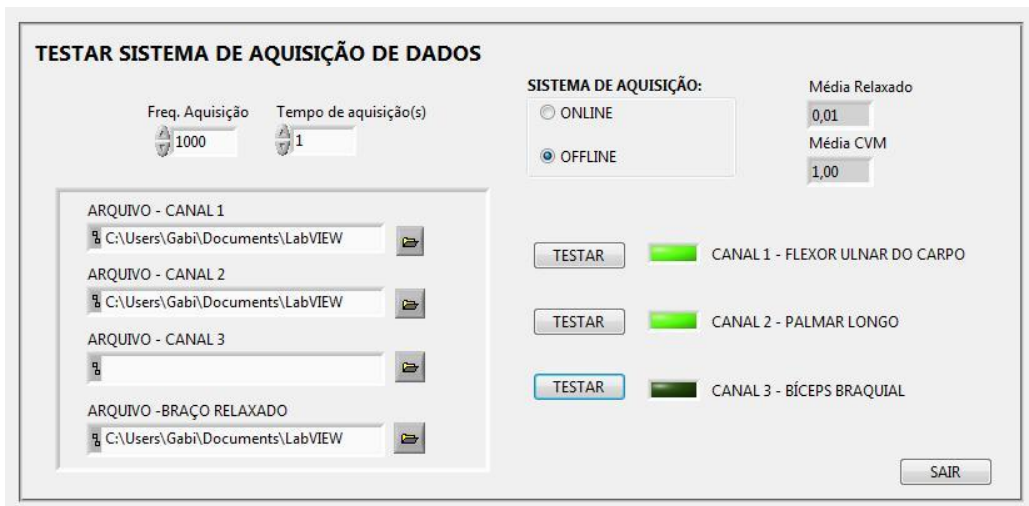


Figura 4.9– Calibração do sinal para o canal 2.



Figura 4.10– Calibração do sinal para o canal 3.

#### 4.2.2 Validação com sinais mioelétricos

Com a rotina previamente validada com sinais senoidais, foram utilizados sinais mioelétricos para a verificação da rotina de calibração. Para a aquisição do sinal durante a contração voluntária máxima (CVM) do Canal 1 (Figura 4.11) foi realizado o movimento de extensão do punho com CVM durante 1 segundo. O movimento de flexão do punho foi utilizado para aquisição da CVM do canal 2 (Figura 4.12), durante 1 segundo. Para o canal 3 (Figura 4.13) foi utilizado o movimento de flexão do antebraço. Foram adquiridos também, para cada canal, o sinal mioelétrico durante o relaxamento muscular, que podem ser observados nas Figuras 4.14, 4.15 e 4.16.

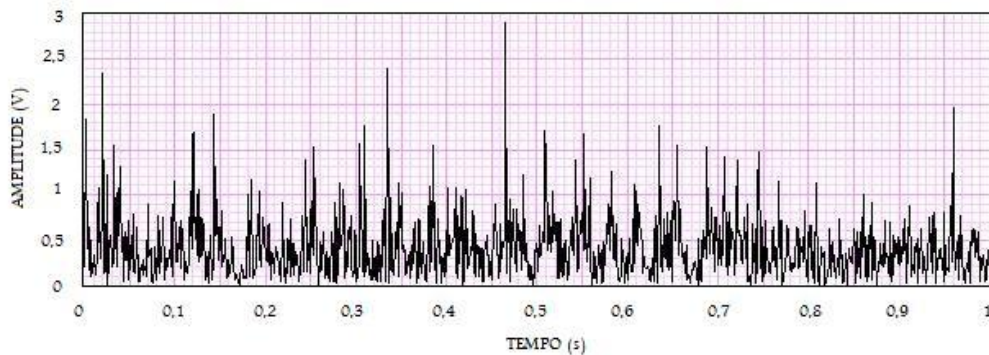


Figura 4.11- Sinal com CVM do Canal 1.

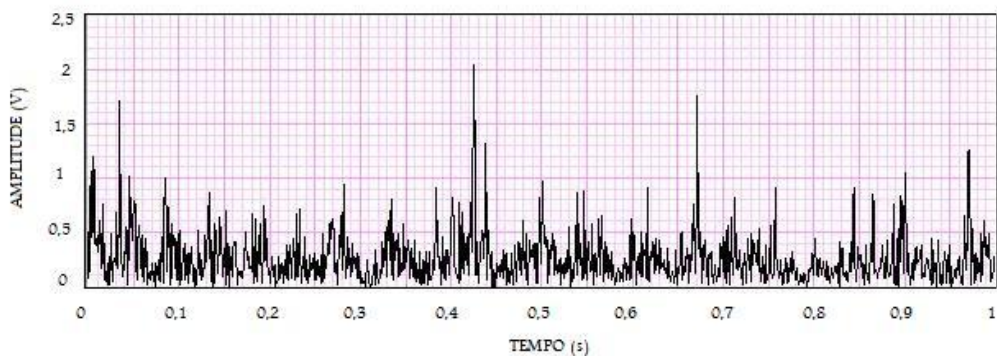


Figura 4.12- Sinal com CVM do Canal 2.



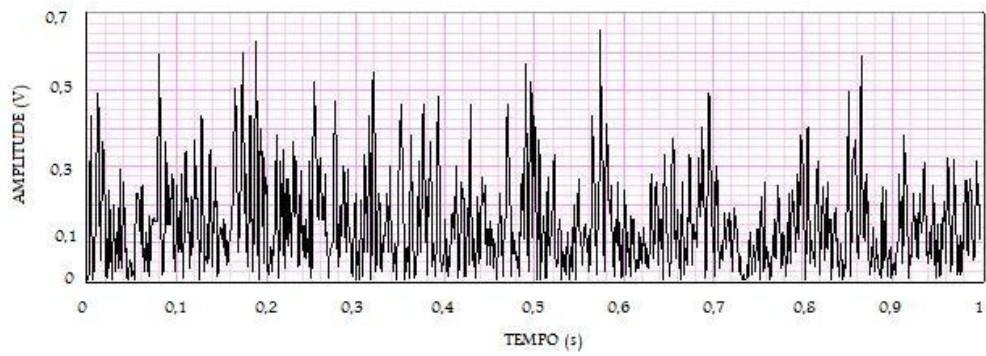


Figura 4.13- Sinal com CVM do Canal 3.

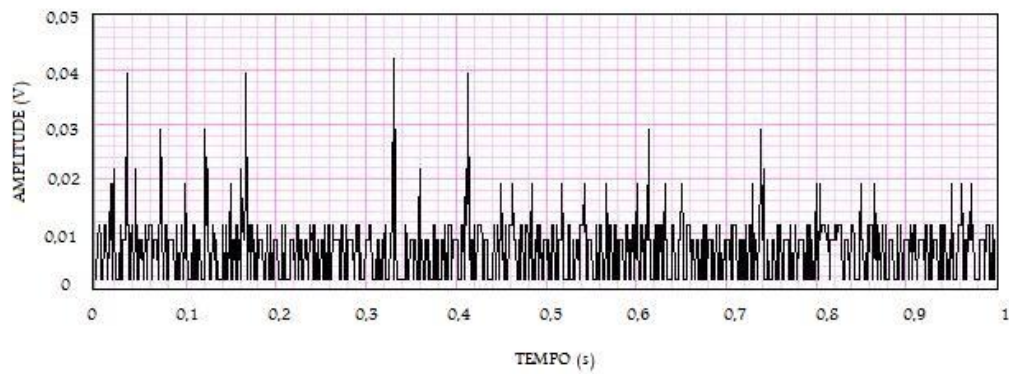


Figura 4.14 - Sinal com relaxamento muscular do Canal 1

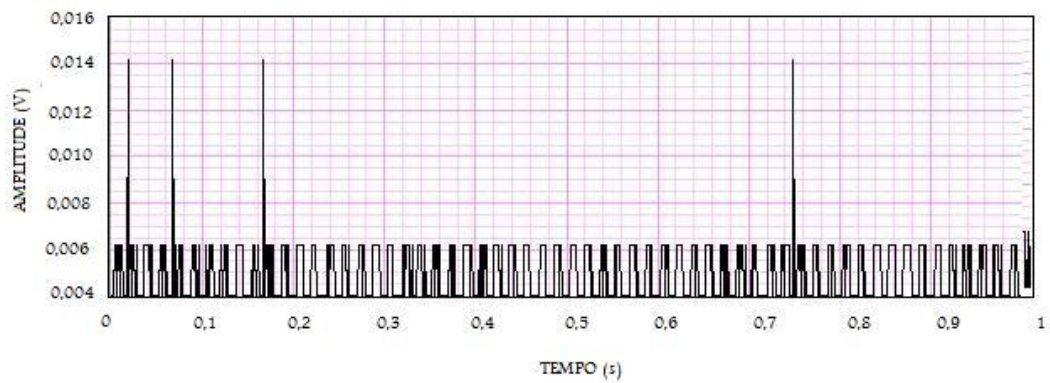


Figura 4.15- Sinal com relaxamento muscular do Canal 2.

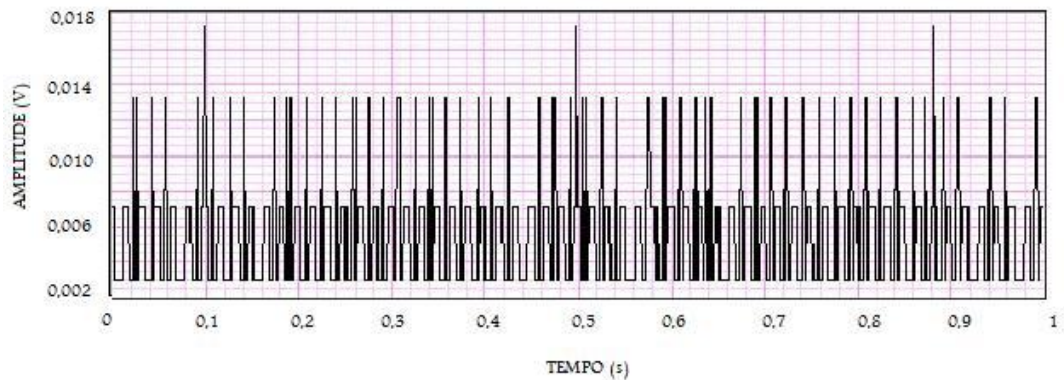


Figura 4.16- Sinal com relaxamento muscular do Canal 3.

Na Tabela 4.1 pode-se verificar a média dos valores de pico do sinal adquiridos durante a calibração do sistema, com os sinais representados acima, no qual a relação do sinal com CVM e seu respectivo sinal relaxado são todas maiores que 10, portanto o sistema foi corretamente calibrado.

Tabela 4.1 – Resultados da calibração do sinal

Voluntário 1	Média dos valores de pico [V]
CVM – Canal 1	0,67
Relaxado – Canal 1	0,01
CVM – Canal 2	0,42
Relaxado – Canal 2	0,01
CMV – Canal 3	0,23
Relaxado – Canal 3	0,01

### 4.3 Pré-processamento do sinal

#### 4.3.1 Validação das rotinas de pré-processamento do sinal

##### 4.3.1.1 Validação com sinais conhecidos

Para validar as rotinas de pré-processamento do sinal, foi colocada na entrada uma onda senoidal de frequência 20Hz, amplitude  $2 V_{pp}$  e um *offset* de 1V conforme mostra a Figura 4.17(a). Como é possível perceber na Figura 4.17(b) a rotina de ajuste de *offset* está funcionando perfeitamente deixando a base do sinal no eixo de amplitude igual à 0. A retificação de onda completa da senóide está ilustrada na Figura 4.17 (c), onde não ocorre nenhuma perda do sinal processado.

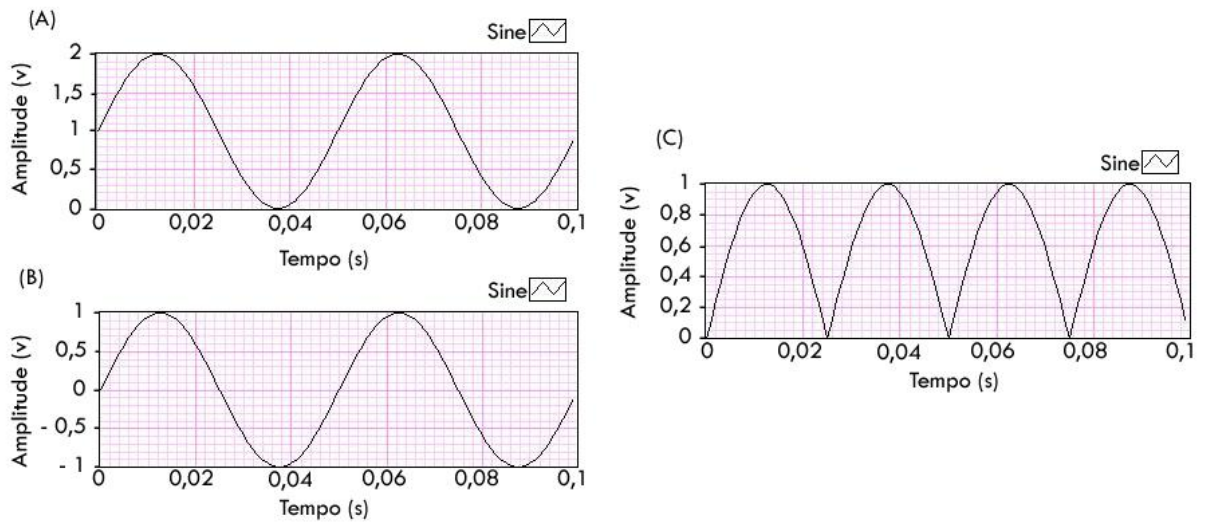


Figura 4.17 – Sinal exemplo para validação das rotinas de pré-processamento: (a) Senóide de entrada das rotinas, (b) sinal de entrada com ajuste de *offset* e sinal de entrada com ajuste de *offset* e (c) retificação de onda completa.

Para realizar a validação da rotina de janelamento do sinal foi gerado um sinal em que os primeiros 2 segundos é composto por uma senóide de amplitude  $0,01V_p$ , o próximo segundo é composto por um sinal senoidal de amplitude  $1V_p$  e os últimos 2 segundos do sinal representa uma senóide de amplitude  $0,01V_p$ , conforme ilustrado na Figura 4.18

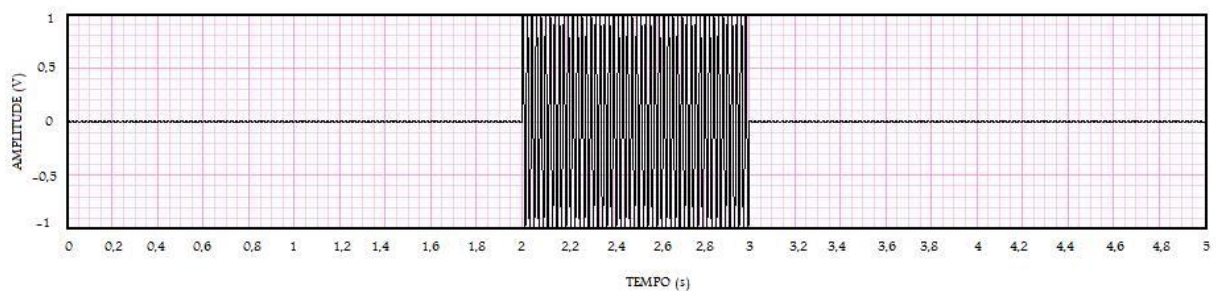


Figura 4.18 – Sinal de entrada da rotina de janelamento.

Com a calibração do sistema realizado com o valor da CVM de  $1V_p$  e o valor do sinal muscular relaxado igual à  $0,01V_p$  é realizado o janelamento do sinal descrito anteriormente (Figura 4.18) utilizando o limiar de 30% da CVM. O sinal janelado resultante encontra-se na Figura 4.19.



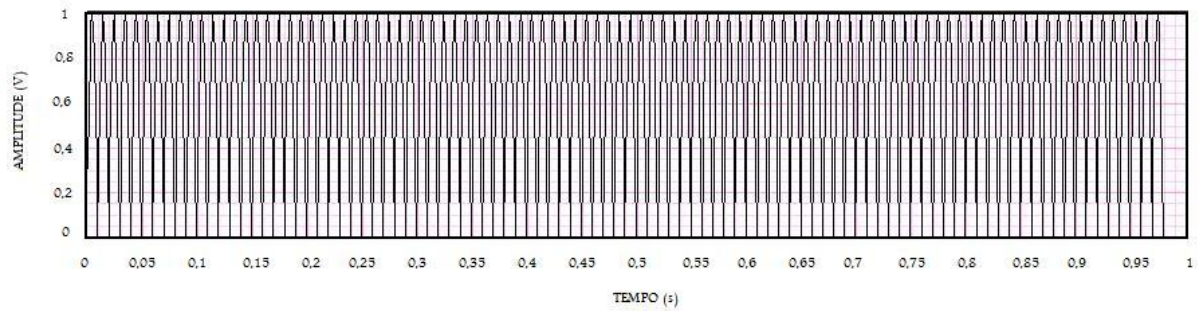


Figura 4.19 – Sinal senoidal janelado.

O valor rms teórico de uma senóide de amplitude igual à  $1 V_p$  é de 0,70711, calculado sabendo-se que o valor rms de uma senóide é igual a amplitude da mesma dividida por raiz de dois. O valor rms calculado pelo sistema da Figura 4.19 é o mesmo valor adquirido nos cálculos teóricos.

#### 4.3.1.2 Validação com sinal mioelétrico

Com as rotinas de pré-processamento do sinal previamente validadas com um sinal conhecido colocado em sua entrada (senóide), foi realizado o pré-processamento do sinal EMG. Na Figura 4.20(a) está ilustrado um sinal EMG obtido com eletrodos sobre o músculo *palmar longo* durante o ensaio do movimento de abrir e fechar da mão. Nesse sinal foi feito o ajuste de *offset*, Figura 4.20(b) e a retificação de onda completa, Figura 4.20(c).

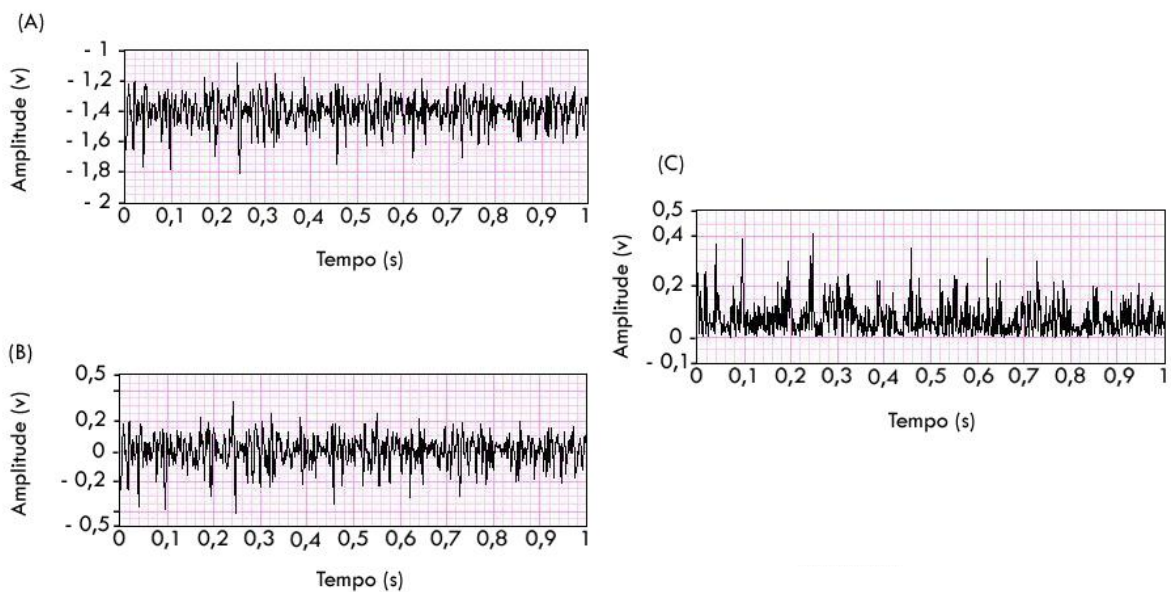


Figura 4.20 – Sinal EMG puro obtido durante o abrir e fechar da mão (a), o sinal EMG com ajuste de offset (b) e o sinal EMG com retificação de onda completa (c).

Utilizando como entrada o sinal mioelétrico adquirido durante o movimento de extensão do punho foi realizado a validação da rotina, cujo gráfico do sinal janelado encontra-se ilustrado na Figura 4.21. Existe a possibilidade de ocorrer perdas do sinal mioelétrico localizadas no início e no fim da contração muscular, devido ao fato que o sinal somente é considerado em contração quando ocorrer um valor acima do limiar determinado. No entanto, a maior parte do sinal muscular que se encontra em contração está sendo considerada para o cálculo do valor rms durante o movimento especificado.

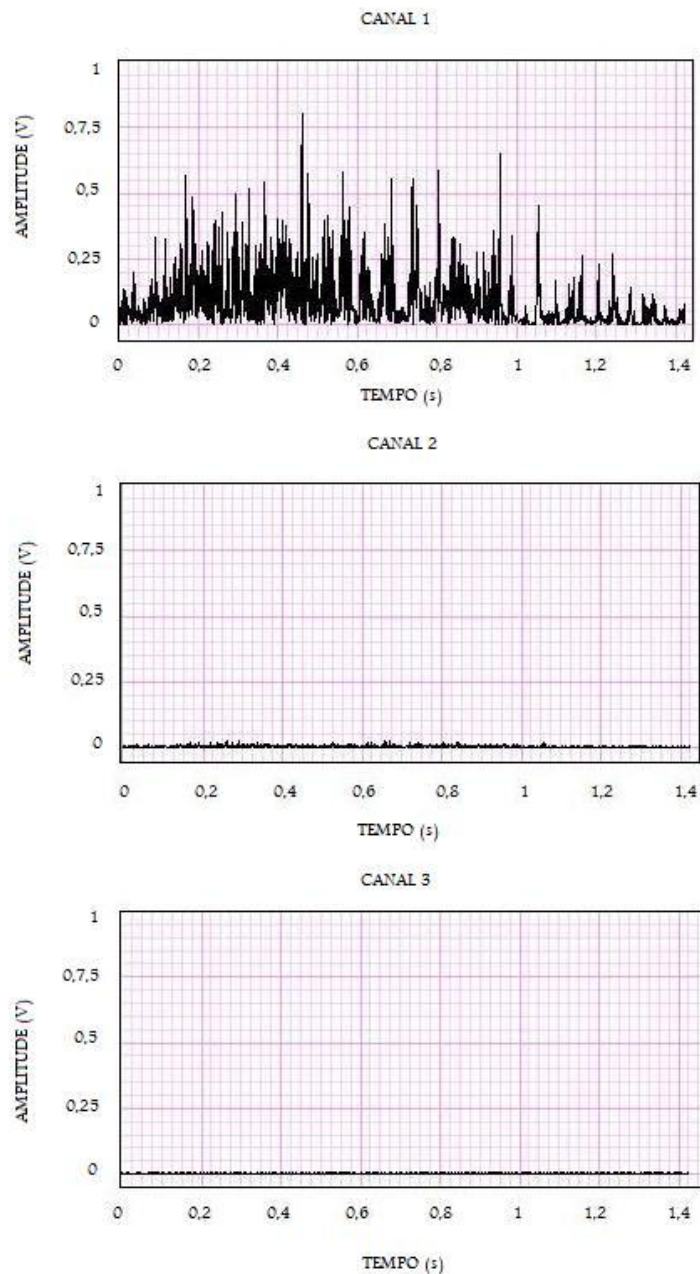


Figura 4.21 – Janela do sinal mioelétrico durante movimento de extensão do punho.

#### 4.4 Prótese experimental

Com o objetivo de validar a rotina de posicionamento da prótese foram realizados ensaios com a rotina que gera um trem de  $x$  pulsos com uma frequência determinada, podendo também escolher a direção de rotação do motor, conforme Figura 4.22. Baseado nos ensaios realizados foi verificado que a frequência de 1 kHz gerou uma resposta satisfatória na movimentação da prótese, tanto no torque gerado quanto na velocidade de rotação do motor. Também foi analisada qual a quantidade  $x$  de pulsos ideal para movimentar as juntas do cotovelo e da rotação do antebraço. Foi concluído que para o antebraço rotacionar  $180^\circ$  são necessários 400 pulsos e para movimentar os  $90^\circ$  de flexão do antebraço são necessários 90 pulsos.

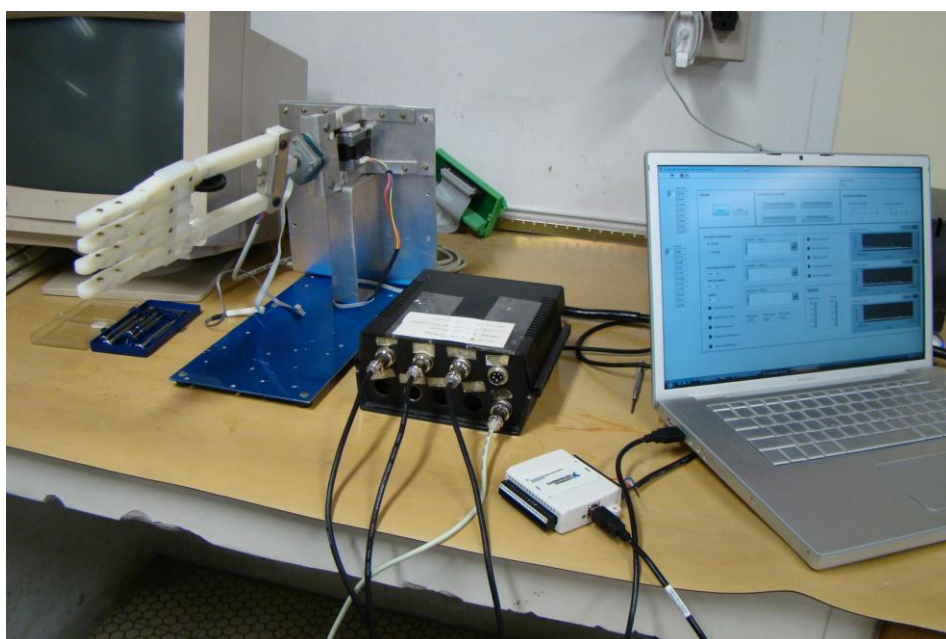


Figura 4.22 – Foto de um dos ensaios realizados com o sistema.

#### 4.5 Dimensionamento da rede neural

Para verificar qual o melhor dimensionamento para a rede neural proposta foi realizada, primeiramente, o treinamento da rede com 1, 2 e 3 camadas ocultas, sendo que cada camada continha dez neurônios. Verificou-se, então, o desempenho de treinamento levando-se em conta o erro médio quadrático, o tempo de treinamento, o gradiente e o número de validações realizadas.

Pode-se observar nas Figuras 4.23, 4.24 e 4.25 os gráficos de desempenho da rede

obtidos para uma, duas e três camadas ocultas, respectivamente. Com os valores resultantes do treinamento foi elaborada a Tabela 4.2 na qual foi avaliado que o melhor desempenho obtido nos testes foi a rede de 2 camadas ocultas, que obteve um baixo erro médio quadrático 0,0000346 com tempo menor do que 0 segundos.

Tabela 4.2 – Resultados treinamento de 1, 2 e 3 camadas ocultas.

Nº de camadas	Erro médio quadrático	Tempo de treinamento [s]	Gradiente	Validações
1	$4,123 \cdot 10^{-2}$	< 0	$3,25 \cdot 10^{-3}$	6
2	$3,46 \cdot 10^{-5}$	< 0	$5,14 \cdot 10^{-7}$	6
3	$2,35 \cdot 10^{-2}$	< 0	$1,08 \cdot 10^{-2}$	6

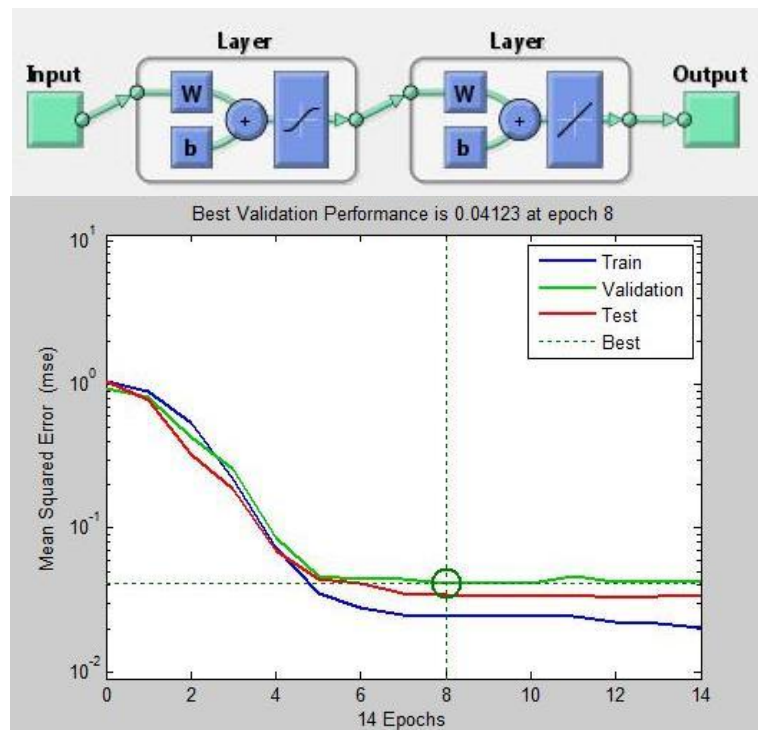


Figura 4.23 – Gráfico de desempenho da rede neural com 1 camada oculta.

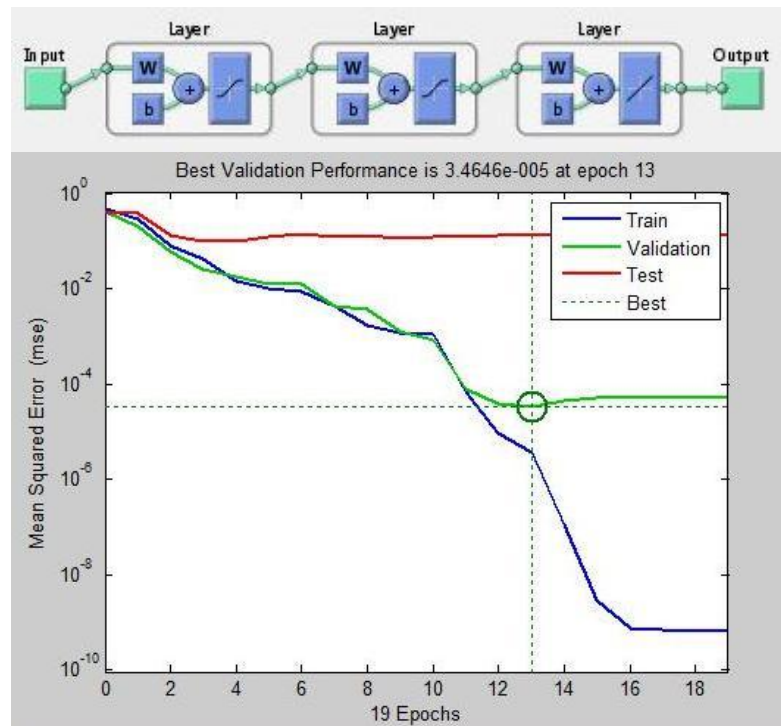


Figura 4.24– Gráfico de desempenho da rede neural com 2 camadas ocultas.

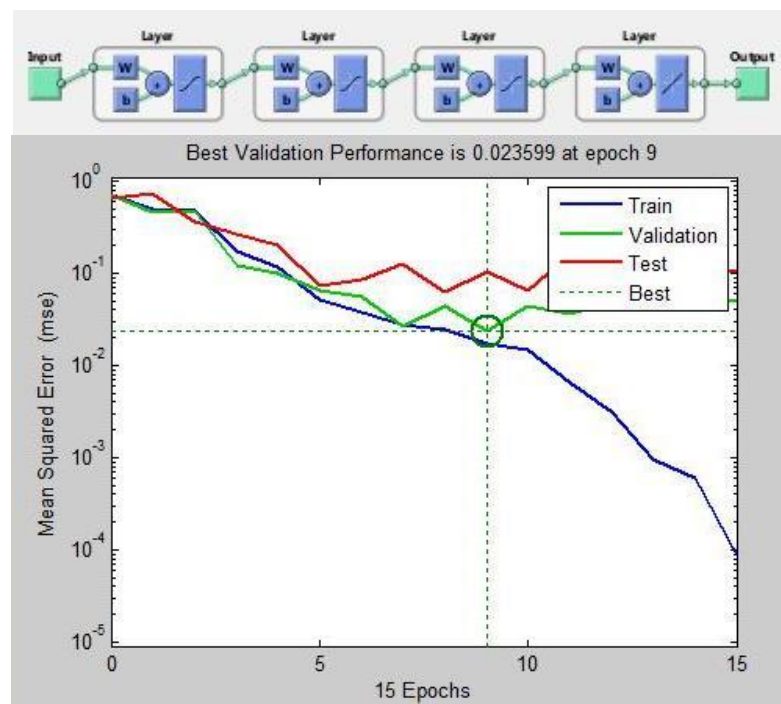


Figura 4.25– Gráfico de desempenho da rede neural com 3 camadas ocultas.



Com o número de camadas ocultas definido ocorreu a necessidade de definir o número de neurônios por camada, utilizando-se a mesma técnica para a escolha do número de camadas ocultas. Foram analisados os resultados para 5 neurônios (Figura 4.26(a)), 10 neurônios (Figura 4.26(b)), 15 neurônios (Figura 4.26(c)) e 20 neurônios (Figura 4.26(d)).

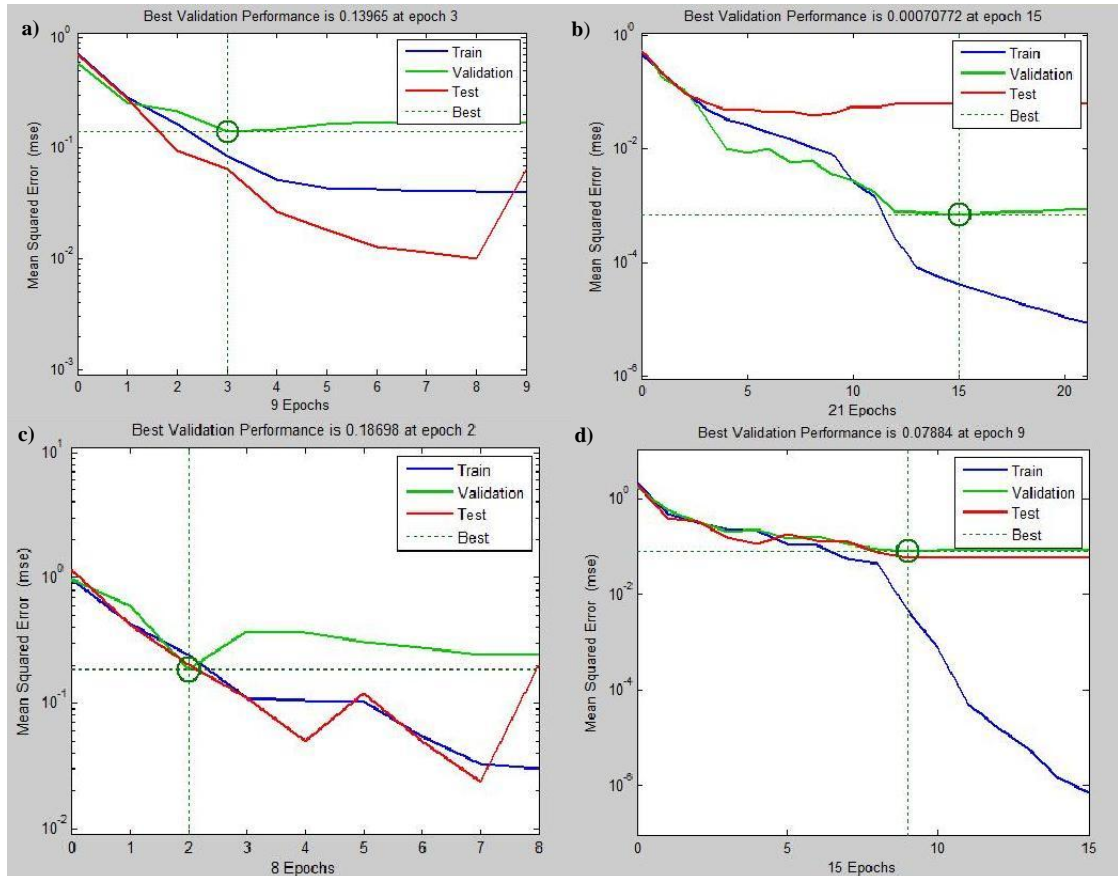


Figura 4.26 – Gráficos de desempenho da rede com 5 neurônios (a), 10 neurônios (b), 15 neurônios (c) e 20 neurônios (d).

Para a escolha do número de neurônios ocultos também foi elaborado uma tabela comparativa (Tabela 4.3), em que o melhor caso de teste ocorreu com 10 neurônios por camada oculta, sendo que a rede testada tinha a dimensão de 2 camadas ocultas para os 4 casos (5,10,15 e 20 neurônios).

Tabela 4.3- Resultados obtidos no teste de número de neurônios.

Nº de neurônios	Erro médio quadrático	Tempo de treinamento [s]	Gradiente	Validações
5	0,139	< 0	$7,81 \cdot 10^{-3}$	6
10	$7,07 \cdot 10^{-4}$	< 0	$1,8 \cdot 10^{-4}$	6
15	0,186	< 0	$8,36 \cdot 10^{-3}$	6
20	$7,88 \cdot 10^{-2}$	$\cong 1$	$8,64 \cdot 10^{-4}$	6

## 4.6 Resultados do sistema desenvolvido

Para se avaliar o desempenho do sistema, foram determinados os seguintes movimentos para a aprendizagem da rede neural: extensão do punho, flexão do punho, contração da mão, rotação do antebraço, flexão do antebraço e rotação do antebraço com contração da mão (movimento complexo), parte desses movimentos estão representados nas Figuras 3.31, 3.32, 3.33, 3.34 e 3.35, que se encontram no Capítulo 3.

### 4.6.1 Resultados do sistema *offline*

Com o intuito de avaliar o desempenho do sistema de maneira *offline*, a rede neural foi treinada com 10 repetições para cada movimento anteriormente especificados, obtendo um desempenho de 0,10055, conforme representa o gráfico de treinamento da Figura 4.27.

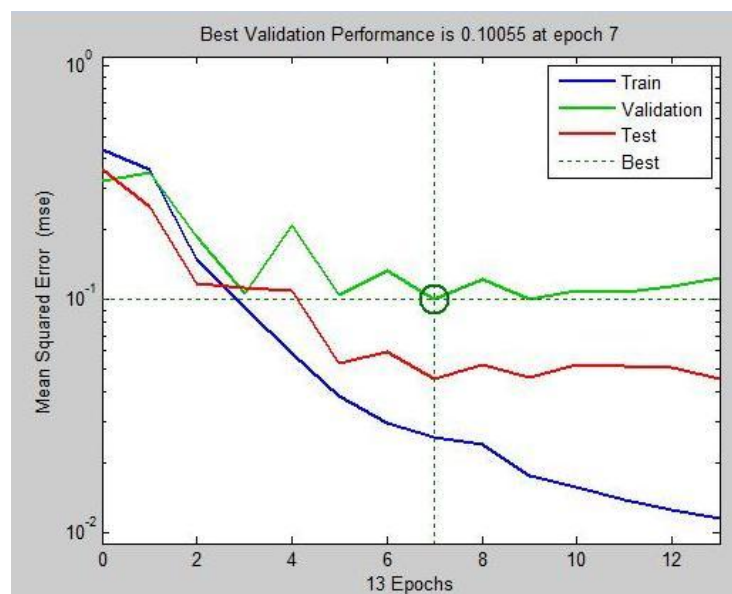


Figura 4.27 – Gráfico de desempenho do teste *offline* do sistema.

Após o treinamento, foram colocados na entrada do sistema 20 a 30 repetições de cada movimento a fim de se avaliar à sua resposta. Na Tabela 4.4 está representado a avaliação do sistema para cada movimento, bem como o seu desempenho médio. Pode-se observar que para alguns movimentos a rede obteve um melhor desempenho, isso pode ocorrer pelo fato de que, provavelmente, o eletrodo de captura do sinal muscular estava melhor posicionado sobre a parte ventral do músculo, garantindo assim um sinal de melhor qualidade. O desempenho médio obtido foi de 60% de acertos para o processamento *offline* do sinal.

Tabela 4.4 – Resultados obtidos no teste *offline*.

<b>VOLUNTÁRIO 1</b>			
<b>Movimento</b>	<b>Nº de repetições</b>	<b>Nº de acertos</b>	<b>% de acerto</b>
<b>Flexão do punho</b>	20	7	35
<b>Extensão do punho</b>	30	30	100
<b>Contração da mão</b>	30	12	40
<b>Flexão do antebraço</b>	30	21	70
<b>Rotação do antebraço</b>	20	8	40
<b>Rotação do antebraço com contração da mão</b>	30	19	63,33
<b>Total</b>	<b>160</b>	<b>97</b>	<b>60,62</b>

Em seguida estão representadas as Tabelas 4.5, 4.6, 4.7, 4.8, 4.9 e 4.10, que contém as informações dos valores rms, do sinal janelado de cada canal, que foram colocados na entrada da RNA e também qual o movimento caracterizado pela mesma. Analisando as tabelas, percebe-se que algumas delas contém menos movimentos do que foram inseridos no sistema, representando que o sinal não foi janelado corretamente. Isso pode ocorrer por dois motivos: o sinal de contração muscular teve uma amplitude abaixo do limiar esperado, sendo considerado como um momento de relaxamento muscular ou não houve relaxamento muscular suficiente entre dois movimentos consecutivos, fazendo com que o sistema interpreta-se esse sinal como somente um único movimento.

É interessante notar também que na maior parte dos erros do sistema com processamento *offline* foi devido ao fato de não haver tempo de relaxamento suficiente entre os dois movimentos, o que não ocorre no processamento *online*. O motivo disso é que na etapa *online* o usuário tem mais contato com o sistema conseguindo perceber a necessidade do relaxamento muscular, tendo mais controle sobre o tempo certo de se começar outro movimento, uma vez que ao mesmo tempo em que se está adquirindo o sinal está ocorrendo também o processamento do mesmo, em que é possível verificar em que instante de tempo o sinal está sendo caracterizado como um movimento.



Tabela 4.5 – Valores rms do ensaio de contração da mão no teste do sistema *offline*.

Ensaio de Contração da mão	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Contração da mão	0,0723	0,0976	0,0160
2	<b>Relaxamento</b>	0,0440	0,0077	0,0207
3	<b>Relaxamento</b>	0,0453	0,0099	0,0236
4	Contração da mão	0,0760	0,0990	0,0141
5	Contração da mão	0,0718	0,1010	0,0158
6	<b>Relaxamento</b>	0,0509	0,0076	0,0200
7	Contração da mão	0,0690	0,1023	0,0172
8	Contração da mão	0,0940	0,0980	0,0201
9	<b>Relaxamento</b>	0,0550	0,0084	0,0290
10	Contração da mão	0,0754	0,1137	0,0215
11	<b>Relaxamento</b>	0,0603	0,0088	0,0228
12	Contração da mão	0,0975	0,0116	0,0195
13	Contração da mão	0,0832	0,1099	0,0062
14	<b>Relaxamento</b>	0,0718	0,1121	0,0062
15	Contração da mão	0,0758	0,1145	0,0062
16	<b>Relaxamento</b>	0,0732	0,1341	0,0062
17	<b>Relaxamento</b>	0,0523	0,0063	0,0062
18	Contração da mão	0,0901	0,1644	0,0062
19	<b>Relaxamento</b>	0,0730	0,1252	0,0062
20	<b>Relaxamento</b>	0,0560	0,0065	0,0061
21	<b>Relaxamento</b>	0,0756	0,1345	0,0061
22	<b>Relaxamento</b>	0,0700	0,1081	0,0061
23	Contração da mão	0,0885	0,1327	0,0060
24	<b>Relaxamento</b>	0,0626	0,1121	0,0102
25	<b>Relaxamento</b>	0,0697	0,1299	0,0098
26	<b>Relaxamento</b>	0,0728	0,1506	0,0102
27	Contração da mão	0,0791	0,1048	0,0117
28	<b>Relaxamento</b>	0,0678	0,1031	0,0122
29	<b>Relaxamento</b>	0,0663	0,1072	0,0114
30	<b>Relaxamento</b>	0,0665	0,1047	0,0122

Tabela 4.6 - Valores rms do ensaio de extensão do punho no teste do sistema *offline*.

Ensaio de Extensão do punho	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Extensão do punho	0,1801	0,0110	0,0062
2	Extensão do punho	0,2038	0,0119	0,0062
3	Extensão do punho	0,1826	0,0104	0,0060
4	Extensão do punho	0,2227	0,0128	0,0062
5	Extensão do punho	0,2291	0,0113	0,0063
6	Extensão do punho	0,2430	0,0120	0,0063
7	Extensão do punho	0,1984	0,0114	0,0062
8	Extensão do punho	0,1821	0,0105	0,0062
9	Extensão do punho	0,2741	0,0131	0,0062
10	Extensão do punho	0,2520	0,0123	0,0062
11	Extensão do punho	0,2081	0,0110	0,0062
12	Extensão do punho	0,2145	0,0113	0,0061
13	Extensão do punho	0,2414	0,0125	0,0063
14	Extensão do punho	0,1937	0,0097	0,0062
15	Extensão do punho	0,2398	0,0127	0,0061
16	Extensão do punho	0,2440	0,0116	0,0061
17	Extensão do punho	0,2406	0,0109	0,0061
18	Extensão do punho	0,2382	0,0111	0,0061
19	Extensão do punho	0,2241	0,0107	0,0062
20	Extensão do punho	0,2704	0,0126	0,0062
21	Extensão do punho	0,1822	0,0116	0,0069
22	Extensão do punho	0,2308	0,0141	0,0071
23	Extensão do punho	0,1974	0,0116	0,0072
24	Extensão do punho	0,2069	0,0128	0,0069
25	Extensão do punho	0,2130	0,0125	0,0071
26	Extensão do punho	0,2027	0,0118	0,0073
27	Extensão do punho	0,2125	0,0122	0,0070
28	Extensão do punho	0,2250	0,0126	0,0070
29	Extensão do punho	0,2282	0,0120	0,0071
30	Extensão do punho	0,2156	0,0120	0,0073

Tabela 4.7 - Valores rms do ensaio de flexão do punho no teste do sistema *offline*.

Ensaio de Flexão do punho	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Flexão do punho	0,0476	0,1181	0,0061
2	Flexão do punho	0,0520	0,1189	0,0061
3	<b>Complexo</b>	0,0800	0,0079	0,0062
4	Flexão do punho	0,0581	0,1154	0,0061
5	<b>Contração da mão</b>	0,0630	0,1053	0,0061
6	Flexão do punho	0,0600	0,1217	0,0062
7	Flexão do punho	0,0674	0,1455	0,0061
8	<b>Rotação do antebraço</b>	0,1568	0,0052	0,0081
9	Flexão do punho	0,0589	0,1348	0,0062
10	<b>Contração da mão</b>	0,0713	0,0091	0,0061
11	<b>Contração da mão</b>	0,0650	0,1150	0,0062
12	Flexão do punho	0,0561	0,1087	0,0078
13	<b>Contração da mão</b>	0,0767	0,1327	0,0076
14	<b>Contração da mão</b>	0,0800	0,1182	0,0086
15	<b>Contração da mão</b>	0,0838	0,1510	0,0076
16	<b>Contração da mão</b>	0,0811	0,0120	0,0103
17	<b>Contração da mão</b>	0,0917	0,1377	0,0084
18	<b>Contração da mão</b>	0,0958	0,1551	0,0078

Tabela 4.8- Valores rms do ensaio de rotação do antebraço no teste do sistema *offline*.

Ensaio de Rotação do antebraço	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Rotação do antebraço	0,0805	0,0102	0,0205
2	Rotação do antebraço	0,0803	0,0098	0,0179
3	Rotação do antebraço	0,0846	0,0108	0,0210
4	Rotação do antebraço	0,0683	0,0101	0,0229
5	Rotação do antebraço	0,0694	0,0096	0,0234
6	Rotação do antebraço	0,0704	0,0088	0,0230
7	Rotação do antebraço	0,0705	0,0093	0,0214
8	Rotação do antebraço	0,1039	0,0111	0,0104

Tabela 4.9 - Valores rms do ensaio de flexão do antebraço no teste do sistema *offline*.

Ensaio de Flexão do antebraço	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Flexão do antebraço	0,0378	0,0277	0,1700
2	Flexão do antebraço	0,0378	0,0355	0,1773
3	Flexão do antebraço	0,0425	0,0368	0,2061
4	Flexão do antebraço	0,0441	0,0375	0,2096
5	Flexão do antebraço	0,0596	0,0350	0,1865
6	Flexão do antebraço	0,0488	0,0412	0,2220
7	Flexão do antebraço	0,0451	0,0330	0,1736
8	Flexão do antebraço	0,0489	0,0404	0,2146
9	Flexão do antebraço	0,0455	0,0408	0,1674
10	Flexão do antebraço	0,0521	0,0389	0,2013
11	Flexão do antebraço	0,0433	0,0363	0,2219
12	Flexão do antebraço	0,0305	0,0201	0,0866
13	Flexão do antebraço	0,0284	0,0178	0,0860
14	Flexão do antebraço	0,0268	0,0184	0,0819
15	Flexão do antebraço	0,0221	0,0229	0,0876
16	Flexão do antebraço	0,0182	0,0182	0,0983
17	Flexão do antebraço	0,0203	0,0211	0,0940
18	Flexão do antebraço	0,0215	0,0276	0,1053
19	Flexão do antebraço	0,0240	0,0289	0,0930
20	Flexão do antebraço	0,0247	0,0319	0,0899
21	Flexão do antebraço	0,0212	0,0334	0,0933

Tabela 4.10 - Valores rms do ensaio de movimento complexo no teste do sistema *offline*.

Ensaio de movimento complexo	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Complexo	0,0677	0,0759	0,0399
2	<b>Rotação do antebraço</b>	0,0759	0,0156	0,0145
3	Complexo	0,0800	0,0594	0,0353
4	Complexo	0,0814	0,0629	0,0479
5	Complexo	0,0785	0,0548	0,0421
6	<b>Relaxamento</b>	0,0704	0,0479	0,0283
7	<b>Relaxamento</b>	0,0752	0,0322	0,0400
8	Complexo	0,0789	0,0423	0,0335
9	Complexo	0,0697	0,0647	0,0351
10	Complexo	0,0753	0,0445	0,0383
11	Complexo	0,0672	0,0919	0,0346
12	Complexo	0,0683	0,0623	0,0453
13	<b>Relaxamento</b>	0,0740	0,0513	0,0298
14	Complexo	0,0698	0,0550	0,0408
15	<b>Relaxamento</b>	0,0661	0,0305	0,0122
16	<b>Relaxamento</b>	0,0967	0,0119	0,0174
17	Complexo	0,0667	0,0480	0,0460
18	<b>Relaxamento</b>	0,0939	0,0141	0,0179
19	Complexo	0,0687	0,0690	0,0417
20	Complexo	0,1090	0,0139	0,0079
21	Complexo	0,0819	0,0871	0,0079
22	Complexo	0,0997	0,0102	0,0072
23	Complexo	0,0950	0,0133	0,076
24	Complexo	0,0907	0,0129	0,0071
25	Complexo	0,0833	0,0107	0,0083
26	Complexo	0,1024	0,0169	0,0079

#### 4.6.2 Resultados do sistema *online*

O processamento *online* foi realizado com dois voluntários, para verificar a diferença de desempenho do sistema. Os dois voluntários participaram do mesmo processo de treinamento e de teste do sistema, sendo que foi padronizado que a etapa de treinamento receberia 5 repetições de cada movimento e a etapa de teste receberia 25 repetições.

##### 4.6.2.1 Ensaio com voluntário 1

Para os ensaios com esse voluntário (Figura 4.28) existiu uma maior facilidade no posicionamento dos eletrodos no braço, fazendo com que a calibração do sistema ocorresse de forma rápida e eficiente. Esse fato é verificado no desempenho do sistema, pois quanto melhor posicionado o eletrodo estiver, estará menos sujeito ao *cross-talk*, tendo uma melhor qualidade do sinal.

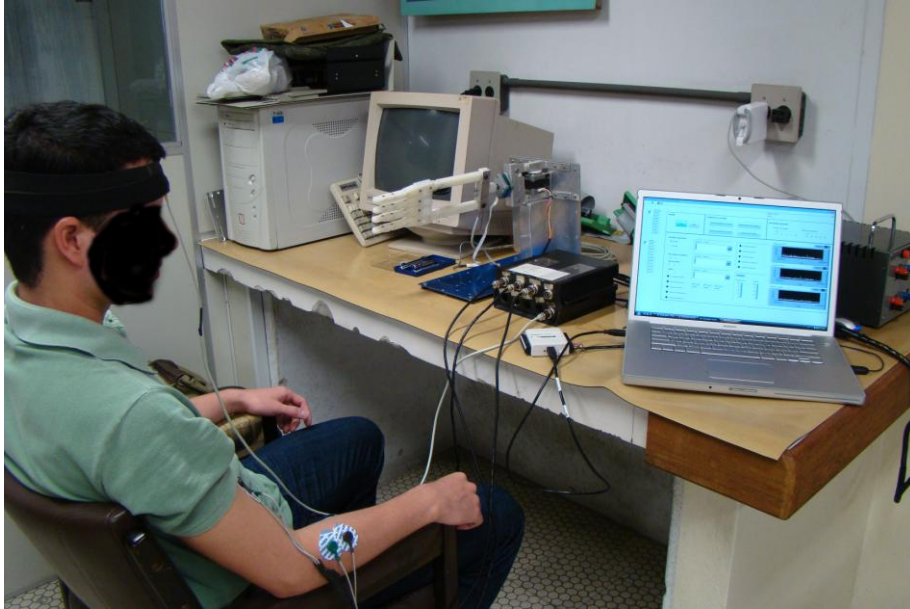


Figura 4.28 – Foto do ensaio com voluntário 1.

O treinamento do sistema teve um desempenho em termos do erro médio quadrático de 0,0165, conforme Figura 4.29. Na Tabela 4.11, percebe-se que o teste do sistema obteve uma melhora significativa em relação ao teste do sistema com processamento *offline*, conseguindo um desempenho médio de 88% de acerto.

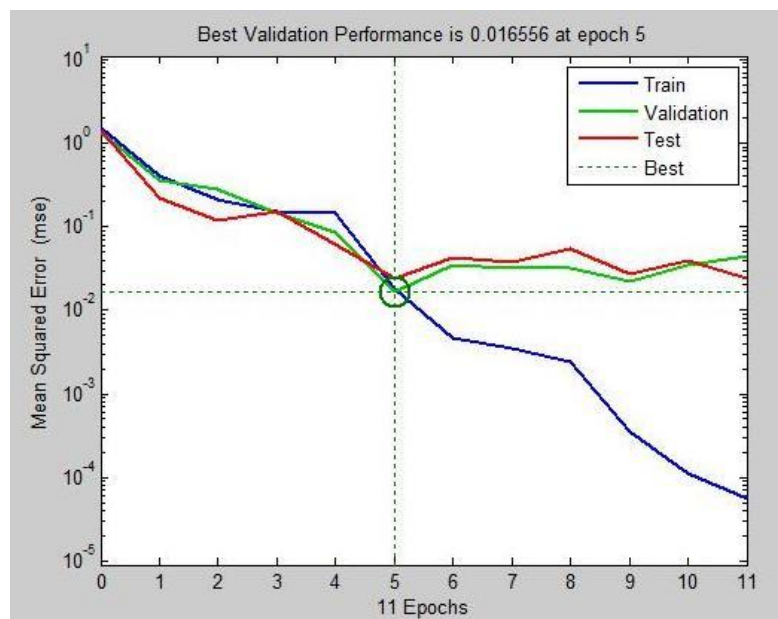


Figura 4.29 – Gráfico de desempenho do treinamento da RNA para voluntário 1.

Tabela 4.11 – Resultados obtidos para Voluntário 1.

<b>VOLUNTÁRIO 1</b>			
<b>Movimento</b>	<b>Nº de repetições</b>	<b>Nº de acertos</b>	<b>% de acerto</b>
<b>Flexão do punho</b>	25	25	92
<b>Extensão do punho</b>	25	18	72
<b>Contração da mão</b>	25	25	100
<b>Flexão do antebraço</b>	25	25	100
<b>Rotação do antebraço</b>	25	25	100
<b>Rotação do antebraço com contração da mão</b>	25	14	56
<b>Total</b>	<b>150</b>	<b>132</b>	<b>88</b>

Conforme mencionado anteriormente, o processamento online não teve problemas com o janelamento do sinal nos momentos em que ocorre movimento, o que está indicado nas Tabelas de valores rms de entrada da RNA: Tabelas 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.16 e 4.17 . Nota-se também que nos ensaios de movimento complexo, a maior parte dos erros foi o reconhecimento de somente um dos movimentos executados.

Tabela 4.12 - Valores rms do ensaio de contração da mão no teste do voluntário 1.

<b>Ensaio de Contração da mão</b>	<b>Movimento caracterizado</b>	<b>Valor rms do Canal 1 [V]</b>	<b>Valor rms do Canal 2 [V]</b>	<b>Valor rms do Canal 3 [V]</b>
1	Contração da mão	0,0765	0,0307	0,0049
2	Contração da mão	0,1095	0,0412	0,0049
3	Contração da mão	0,0931	0,0391	0,0048
4	Contração da mão	0,0880	0,0430	0,0048
5	Contração da mão	0,0730	0,0391	0,0048
6	Contração da mão	0,0800	0,0353	0,0048
7	Contração da mão	0,0857	0,0347	0,0050
8	Contração da mão	0,0820	0,0437	0,0050
9	Contração da mão	0,0861	0,0397	0,0049
10	Contração da mão	0,0843	0,0328	0,0050
11	Contração da mão	0,0951	0,0345	0,0048
12	Contração da mão	0,0706	0,0289	0,0048
13	Contração da mão	0,0886	0,0464	0,0048
14	Contração da mão	0,0977	0,0325	0,0050
15	Contração da mão	0,0825	0,0338	0,0049
16	Contração da mão	0,0956	0,0357	0,0048
17	Contração da mão	0,0961	0,0320	0,0048
18	Contração da mão	0,0769	0,0517	0,0049
19	Contração da mão	0,0773	0,0319	0,0050
20	Contração da mão	0,0881	0,0412	0,0050
21	Contração da mão	0,0916	0,0499	0,0050
22	Contração da mão	0,1064	0,0528	0,0051
23	Contração da mão	0,0998	0,0405	0,0049
24	Contração da mão	0,0856	0,0459	0,0049
25	Contração da mão	0,0787	0,0379	0,0052

Tabela 4.13 - Valores rms do ensaio de extensão do punho no teste do voluntário 1.

Ensaio de Extensão do punho	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Extensão do punho	0,2313	0,0254	0,0056
2	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1992</b>	<b>0,0205</b>	<b>0,0054</b>
3	<b>Contração da mão</b>	<b>0,1723</b>	<b>0,0171</b>	<b>0,0053</b>
4	Extensão do punho	0,2568	0,0273	0,0061
5	<b>Relaxamento</b>	<b>0,2160</b>	<b>0,0236</b>	<b>0,0057</b>
6	Extensão do punho	0,2577	0,0279	0,0061
7	Extensão do punho	0,2351	0,0232	0,0055
8	Extensão do punho	0,2418	0,0269	0,0061
9	Extensão do punho	0,2450	0,0190	0,0055
10	Extensão do punho	0,2518	0,0208	0,0057
11	Extensão do punho	0,2606	0,0251	0,0059
12	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1962</b>	<b>0,0204</b>	<b>0,0055</b>
13	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1952</b>	<b>0,0174</b>	<b>0,0055</b>
14	Extensão do punho	0,2290	0,0212	0,0054
15	<b>Relaxamento</b>	<b>0,2134</b>	<b>0,0201</b>	<b>0,0053</b>
16	Extensão do punho	0,2205	0,0216	0,0055
17	Extensão do punho	0,2388	0,0244	0,0050
18	Extensão do punho	0,2118	0,0237	0,0056
19	Extensão do punho	0,2196	0,0199	0,0054
20	Extensão do punho	0,2307	0,0220	0,0054
21	Extensão do punho	0,2437	0,0241	0,0058
22	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1929</b>	<b>0,0204</b>	<b>0,0052</b>
23	Extensão do punho	0,2177	0,0238	0,0060
24	Extensão do punho	0,2367	0,0239	0,0060
25	Extensão do punho	0,2361	0,0267	0,0057

Tabela 4.14 - Valores rms do ensaio de flexão do punho no teste do voluntário 1.

Ensaio de Flexão do punho	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Flexão do punho	0,0440	0,4133	0,0148
2	Flexão do punho	0,0455	0,3669	0,0157
3	Flexão do punho	0,0380	0,2802	0,0096
4	Flexão do punho	0,0416	0,3163	0,0213
5	<b>Contração da mão</b>	<b>0,0355</b>	<b>0,2341</b>	<b>0,0120</b>
6	Flexão do punho	0,0337	0,2833	0,0101
7	Flexão do punho	0,0349	0,3121	0,0094
8	Flexão do punho	0,0377	0,3318	0,0083
9	Flexão do punho	0,0441	0,2798	0,0265
10	Flexão do punho	0,0408	0,3020	0,0094
11	Flexão do punho	0,0360	0,2948	0,0128
12	Flexão do punho	0,0430	0,2705	0,0106
13	Flexão do punho	0,0360	0,2434	0,0101
14	Flexão do punho	0,0491	0,2960	0,0127
15	Flexão do punho	0,0396	0,3263	0,0071
16	Flexão do punho	0,0466	0,3309	0,113
17	Flexão do punho	0,0355	0,2994	0,0061
18	<b>Contração da mão</b>	<b>0,0377</b>	<b>0,2321</b>	<b>0,0080</b>
19	Flexão do punho	0,0381	0,3035	0,0061
20	Flexão do punho	0,0361	0,2813	0,0088
21	Flexão do punho	0,0369	0,2891	0,0058
22	Flexão do punho	0,0439	0,3297	0,0096
23	Flexão do punho	0,0337	0,2524	0,0097
24	Flexão do punho	0,0394	0,2705	0,0068
25	Flexão do punho	0,0414	0,2868	0,101

Tabela 4.15 – Valores rms do ensaio de flexão do antebraço no teste do voluntário 1.

Ensaio de Flexão do antebraço	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Flexão do antebraço	0,1504	0,0550	0,4893
2	Flexão do antebraço	0,1027	0,0365	0,3636
3	Flexão do antebraço	0,0859	0,0318	0,2420
4	Flexão do antebraço	0,1125	0,0471	0,3361
5	Flexão do antebraço	0,0790	0,0374	0,3563
6	Flexão do antebraço	0,0576	0,0295	0,2754
7	Flexão do antebraço	0,0504	0,0431	0,3129
8	Flexão do antebraço	0,0121	0,0377	0,3658
9	Flexão do antebraço	0,0272	0,0313	0,2610
10	Flexão do antebraço	0,1021	0,0365	0,2944
11	Flexão do antebraço	0,1018	0,0284	0,3084
12	Flexão do antebraço	0,0266	0,0250	0,2701
13	Flexão do antebraço	0,0243	0,0289	0,2785
14	Flexão do antebraço	0,0459	0,0323	0,3550
15	Flexão do antebraço	0,0415	0,0287	0,2612
16	Flexão do antebraço	0,0238	0,0358	0,4014
17	Flexão do antebraço	0,0188	0,0268	0,3497
18	Flexão do antebraço	0,0235	0,0307	0,3615
19	Flexão do antebraço	0,0171	0,0376	0,3892
20	Flexão do antebraço	0,0251	0,0421	0,3969
21	Flexão do antebraço	0,0282	0,0413	0,3648
22	Flexão do antebraço	0,0328	0,0312	0,3480
23	Flexão do antebraço	0,0252	0,0317	0,3814
24	Flexão do antebraço	0,0280	0,0378	0,3130
25	Flexão do antebraço	0,0179	0,339	0,3175

Tabela 4.16 - Valores rms do ensaio de rotação do antebraço no teste do voluntário 1.

Ensaio de Rotação do antebraço	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Rotação do antebraço	0,0498	0,0137	0,0275
2	Rotação do antebraço	0,0453	0,0110	0,0249
3	Rotação do antebraço	0,0580	0,0188	0,0553
4	Rotação do antebraço	0,0533	0,0149	0,0569
5	Rotação do antebraço	0,0430	0,0141	0,0348
6	Rotação do antebraço	0,0495	0,0125	0,0542
7	Rotação do antebraço	0,0629	0,0156	0,0495
8	Rotação do antebraço	0,0474	0,0114	0,0394
9	Rotação do antebraço	0,0528	0,0115	0,0373
10	Rotação do antebraço	0,0486	0,0143	0,0609
11	Rotação do antebraço	0,0420	0,0101	0,0358
12	Rotação do antebraço	0,0451	0,0136	0,0469
13	Rotação do antebraço	0,0421	0,0102	0,0281
14	Rotação do antebraço	0,0524	0,0140	0,0392
15	Rotação do antebraço	0,0392	0,0116	0,0317
16	Rotação do antebraço	0,0369	0,0110	0,0304
17	Rotação do antebraço	0,0523	0,0128	0,0463
18	Rotação do antebraço	0,0489	0,0130	0,0761
19	Rotação do antebraço	0,0540	0,0141	0,0394
20	Rotação do antebraço	0,0453	0,0102	0,0354
21	Rotação do antebraço	0,0432	0,0100	0,0380
22	Rotação do antebraço	0,0556	0,0212	0,0647
23	Rotação do antebraço	0,0449	0,0128	0,0513
24	Rotação do antebraço	0,0441	0,0128	0,0516
25	Rotação do antebraço	0,0480	0,0099	0,0368



Tabela 4.17 - Valores rms do ensaio de movimento complexo no teste do voluntário 1.

Ensaio de movimento complexo	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Contração da mão	0,0719	0,0878	0,0382
2	Contração da mão	0,0831	0,0505	0,0337
3	Complexo	0,0912	0,0562	0,0444
4	Contração da mão	0,0815	0,0507	0,0337
5	Complexo	0,0674	0,0483	0,0399
6	Complexo	0,0884	0,0506	0,0437
7	Complexo	0,0621	0,0400	0,0298
8	Complexo	0,0772	0,0394	0,0333
9	Contração da mão	0,0798	0,0423	0,0273
10	Complexo	0,0675	0,0364	0,0309
11	Complexo	0,0752	0,0378	0,0310
12	Complexo	0,0604	0,0404	0,0420
13	Complexo	0,0633	0,0393	0,0252
14	Relaxamento	0,0613	0,0479	0,0201
15	Complexo	0,0670	0,0360	0,0273
16	Rotação do antebraço	0,0568	0,0353	0,0294
17	Contração da mão	0,0676	0,0629	0,0195
18	Contração da mão	0,0738	0,0310	0,0233
19	Complexo	0,0672	0,0469	0,0390
20	Contração da mão	0,0730	0,0492	0,0322
21	Complexo	0,0622	0,0384	0,0294
22	Complexo	0,0663	0,0303	0,0353
23	Complexo	0,0607	0,0426	0,0409
24	Rotação do antebraço	0,0561	0,0464	0,0444
25	Rotação do antebraço	0,0559	0,0435	0,0342

#### 4.6.2.2 Ensaio com voluntário 2

Para esse voluntário obteve-se no treinamento o erro médio quadrático de 0,0531, o que se observa no gráfico da Figura 4.31. Um dos motivos desse voluntário ter apresentado um resultado inferior de desempenho em relação ao outro voluntário, representado na Tabela 4.18, deve-se ao fato de que houve uma maior dificuldade no posicionamento dos eletrodos, o que pode ter ocasionado uma perda de desempenho. Na Figura 4.30 está uma foto do ensaio ocorrendo.

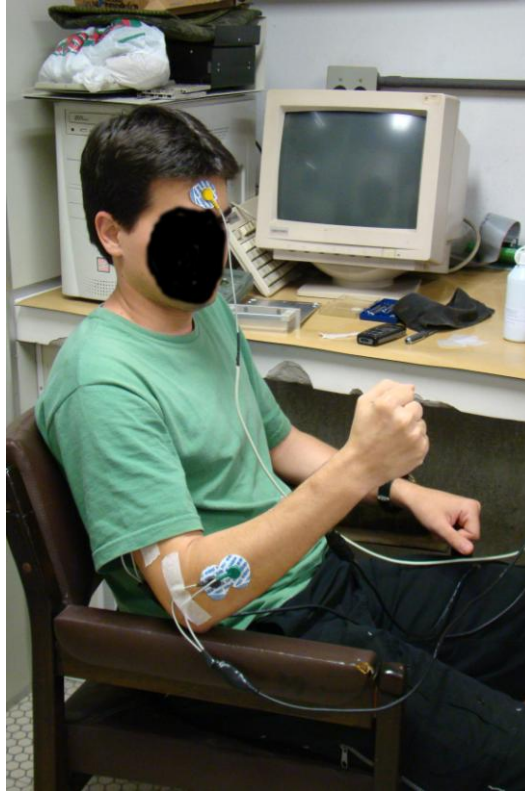


Figura 4.30 – Foto do ensaio com voluntário 2.

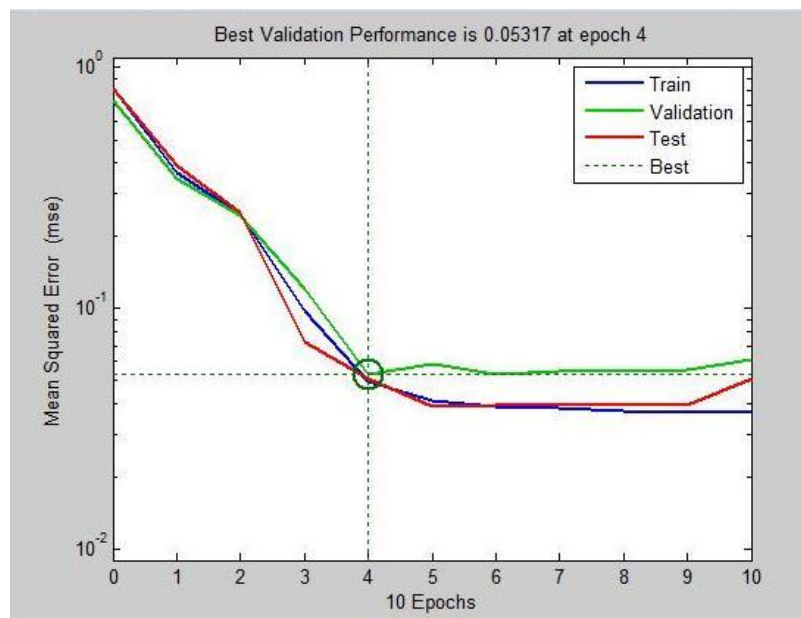


Figura 4.31 – Gráfico do desempenho do treinamento da RNA para voluntário 2.

Tabela 4.18 – Resultado obtidos para Voluntário 2.

<b>VOLUNTÁRIO 2</b>			
<b>Movimento</b>	<b>Nº de repetições</b>	<b>Nº de acertos</b>	<b>% de acerto</b>
<b>Flexão do punho</b>	25	16	64
<b>Extensão do punho</b>	25	15	60
<b>Contração da mão</b>	25	21	84
<b>Flexão do antebraço</b>	25	15	60
<b>Rotação do antebraço</b>	25	23	92
<b>Rotação do antebraço com contração da mão</b>	25	12	48
<b>Total</b>	<b>150</b>	<b>102</b>	<b>68</b>

É importante ressaltar que o voluntário 2 se apresentou cansado ao final do ensaio, se movimentando bastante devido à postura incorreta da cadeira e ao esforço muscular repetitivo realizado, ocasionando, provavelmente, os erros que ocorreram na parte final dos ensaios, como se pode analisar nas tabelas de valores rms (Tabelas 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23 e 4.24). Outra possível causa para é perda de eficiência do contato eletrodo-pele, que acaba diminuindo a intensidade do sinal, assim como a fadiga muscular, dificultando a correta caracterização do movimento.

Tabela 4.19 - Valores rms do ensaio de contração da mão no teste do voluntário 2.

<b>Ensaio de Contração da mão</b>	<b>Movimento caracterizado</b>	<b>Valor rms do Canal 1 [V]</b>	<b>Valor rms do Canal 2 [V]</b>	<b>Valor rms do Canal 3 [V]</b>
<b>1</b>	<b>Flexão do punho</b>	<b>0,0355</b>	<b>0,0480</b>	<b>0,0169</b>
<b>2</b>	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0564</b>	<b>0,0535</b>	<b>0,0165</b>
<b>3</b>	Contração da mão	0,0654	0,0461	0,0168
<b>4</b>	Contração da mão	0,0694	0,0501	0,0179
<b>5</b>	Contração da mão	0,0751	0,0562	0,0181
<b>6</b>	Contração da mão	0,0814	0,0468	0,0172
<b>7</b>	Contração da mão	0,0805	0,0469	0,0188
<b>8</b>	Contração da mão	0,0753	0,0525	0,0157
<b>9</b>	Contração da mão	0,0757	0,0508	0,0198
<b>10</b>	Contração da mão	0,0737	0,0549	0,0169
<b>11</b>	Contração da mão	0,0665	0,0457	0,0166
<b>12</b>	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0620</b>	<b>0,0430</b>	<b>0,0165</b>
<b>13</b>	Contração da mão	0,0778	0,0572	0,0185
<b>14</b>	Contração da mão	0,0738	0,0564	0,0175
<b>15</b>	Contração da mão	0,0740	0,0521	0,0168
<b>16</b>	Contração da mão	0,0665	0,0427	0,01664
<b>17</b>	Contração da mão	0,0842	0,0479	0,0167
<b>18</b>	Contração da mão	0,0711	0,0515	0,0171
<b>19</b>	Contração da mão	0,0769	0,0583	0,0170
<b>20</b>	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0634</b>	<b>0,0491</b>	<b>0,0162</b>
<b>21</b>	Contração da mão	0,0773	0,0519	0,0169
<b>22</b>	Contração da mão	0,0846	0,0491	0,0180
<b>23</b>	Contração da mão	0,0707	0,0490	0,0164
<b>24</b>	Contração da mão	0,0693	0,0513	0,0176
<b>25</b>	Contração da mão	0,0779	0,0586	0,0169

Tabela 4.20 - Valores rms do ensaio de extensão do punho no teste do voluntário 2.

Ensaio de Extensão do punho	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Extensão do punho	0,1480	0,0104	0,0161
2	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1291</b>	<b>0,0091</b>	<b>0,0164</b>
3	Extensão do punho	0,1559	0,0108	0,0165
4	Extensão do punho	0,2159	0,0102	0,0167
5	Extensão do punho	0,1770	0,0157	0,0165
6	Extensão do punho	0,2211	0,0222	0,0165
7	Extensão do punho	0,1801	0,0157	0,0164
8	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1412</b>	<b>0,0130</b>	<b>0,0165</b>
9	Extensão do punho	0,1698	0,0155	0,0165
10	Extensão do punho	0,1677	0,0150	0,0165
11	Extensão do punho	0,1872	0,0177	0,0165
12	Extensão do punho	0,1726	0,0169	0,0164
13	Extensão do punho	0,1583	0,0157	0,0166
14	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1426</b>	<b>0,0147</b>	<b>0,0166</b>
15	Extensão do punho	0,1900	0,0042	0,0168
16	Extensão do punho	0,1681	0,0169	0,0168
17	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1433</b>	<b>0,0140</b>	<b>0,0168</b>
18	Extensão do punho	0,1645	0,0157	0,0168
19	Extensão do punho	0,1555	0,0168	0,0166
20	<b>Contração da mão</b>	<b>0,0668</b>	<b>0,0046</b>	<b>0,0168</b>
21	<b>Contração da mão</b>	<b>0,1170</b>	<b>0,0078</b>	<b>0,0164</b>
22	<b>Contração da mão</b>	<b>0,1039</b>	<b>0,0075</b>	<b>0,0168</b>
23	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1198</b>	<b>0,0087</b>	<b>0,0165</b>
24	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1255</b>	<b>0,0082</b>	<b>0,0165</b>
25	<b>Relaxamento</b>	<b>0,1465</b>	<b>0,0098</b>	<b>0,0166</b>

Tabela 4.21 - Valores rms do ensaio de flexão do punho no teste do voluntário 2.

Ensaio de Flexão do punho	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0434</b>	<b>0,0541</b>	<b>0,0164</b>
2	Flexão do punho	0,0345	0,0436	0,0172
3	Flexão do punho	0,0328	0,0465	0,0183
4	Flexão do punho	0,0322	0,0463	0,0181
5	Flexão do punho	0,0284	0,0723	0,0184
6	Flexão do punho	0,0276	0,0527	0,0204
7	Flexão do punho	0,0211	0,0341	0,0188
8	Flexão do punho	0,0226	0,0297	0,0187
9	Flexão do punho	0,0304	0,0420	0,0190
10	Flexão do punho	0,0243	0,0346	0,0198
11	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0312</b>	<b>0,0311</b>	<b>0,0245</b>
12	Flexão do punho	0,0236	0,0359	0,0201
13	Flexão do punho	0,0232	0,0356	0,0209
14	Flexão do punho	0,0296	0,0409	0,0203
15	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0245</b>	<b>0,0298</b>	<b>0,0213</b>
16	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0273</b>	<b>0,0250</b>	<b>0,0197</b>
17	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0254</b>	<b>0,0281</b>	<b>0,0186</b>
18	Flexão do punho	0,0289	0,0544	0,0178
19	Flexão do punho	0,0253	0,0517	0,0184
20	Flexão do punho	0,0264	0,0388	0,0203
21	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0399</b>	<b>0,0944</b>	<b>0,0228</b>
22	Flexão do punho	0,0333	0,0510	0,0288
23	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0403</b>	<b>0,0592</b>	<b>0,0232</b>
24	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0385</b>	<b>0,0993</b>	<b>0,0350</b>
25	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0306</b>	<b>0,0826</b>	<b>0,0325</b>

Tabela 4.22 - Valores rms do ensaio de flexão do antebraço no teste do voluntário 2.

Ensaio de Flexão do antebraço	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Flexão do antebraço	0,0574	0,0360	0,1381
2	Flexão do antebraço	0,0496	0,0479	0,1081
3	Flexão do antebraço	0,0498	0,0318	0,1027
4	Flexão do antebraço	0,0576	0,0391	0,0938
5	Flexão do antebraço	0,0488	0,0356	0,1076
6	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0422</b>	<b>0,0273</b>	<b>0,0722</b>
7	Flexão do antebraço	0,0455	0,0294	0,0910
8	Flexão do antebraço	0,0459	0,0281	0,0976
9	Flexão do antebraço	0,0745	0,0453	0,1392
10	Flexão do antebraço	0,0465	0,0334	0,0978
11	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0580</b>	<b>0,0380</b>	<b>0,0869</b>
12	Flexão do antebraço	0,0497	0,0420	0,1597
13	Flexão do antebraço	0,0499	0,0338	0,0527
14	Flexão do antebraço	0,0518	0,0350	0,1254
15	Flexão do antebraço	0,0586	0,0363	0,1254
16	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0441</b>	<b>0,0322</b>	<b>0,0756</b>
17	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0551</b>	<b>0,0328</b>	<b>0,0620</b>
18	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0497</b>	<b>0,0324</b>	<b>0,0482</b>
19	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0584</b>	<b>0,0358</b>	<b>0,0809</b>
20	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0561</b>	<b>0,0318</b>	<b>0,0678</b>
21	Flexão do antebraço	0,0498	0,0349	0,1109
22	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0677</b>	<b>0,0343</b>	<b>0,0644</b>
23	Flexão do antebraço	0,0430	0,0289	0,0883
24	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0395</b>	<b>0,0308</b>	<b>0,0428</b>
25	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0466</b>	<b>0,0303</b>	<b>0,0835</b>

Tabela 4.23 - Valores rms do ensaio de rotação do antebraço no teste do voluntário 2.

Ensaio de Rotação do antebraço	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Rotação do antebraço	0,0549	0,0305	0,0537
2	Rotação do antebraço	0,0503	0,0353	0,0601
3	Rotação do antebraço	0,0386	0,0180	0,0290
4	Rotação do antebraço	0,0315	0,0151	0,0322
5	Rotação do antebraço	0,0298	0,0114	0,0233
6	Rotação do antebraço	0,0316	0,0116	0,0230
7	Rotação do antebraço	0,0312	0,0107	0,0221
8	Rotação do antebraço	0,0313	0,0095	0,0238
9	Rotação do antebraço	0,0306	0,0115	0,0247
10	Rotação do antebraço	0,0288	0,0070	0,0212
11	Rotação do antebraço	0,0281	0,0133	0,0247
12	Rotação do antebraço	0,0271	0,0099	0,0209
13	Rotação do antebraço	0,0310	0,0113	0,0248
14	Rotação do antebraço	0,0304	0,0114	0,0218
15	Rotação do antebraço	0,0308	0,0118	0,0228
16	Rotação do antebraço	0,0311	0,0099	0,0201
17	Rotação do antebraço	0,0307	0,0111	0,0242
18	Rotação do antebraço	0,0328	0,0051	0,0168
19	Rotação do antebraço	0,0322	0,0101	0,0226
20	Rotação do antebraço	0,0274	0,0101	0,0208
21	Rotação do antebraço	0,0305	0,0105	0,0229
22	Rotação do antebraço	0,0284	0,0113	0,0274
23	<b>Complexo</b>	<b>0,0592</b>	<b>0,0262</b>	<b>0,0382</b>
24	Rotação do antebraço	0,0505	0,0250	0,0365
25	<b>Complexo</b>	<b>0,0540</b>	<b>0,0208</b>	<b>0,0282</b>

Tabela 4.24 - Valores rms do ensaio de movimento complexo no teste do voluntário 2.

Ensaio de movimento complexo	Movimento caracterizado	Valor rms do Canal 1 [V]	Valor rms do Canal 2 [V]	Valor rms do Canal 3 [V]
1	Complexo	0,0446	0,0049	0,0172
2	Complexo	0,0502	0,0208	0,0472
3	Complexo	0,0545	0,0228	0,0528
4	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0462</b>	<b>0,0210</b>	<b>0,0225</b>
5	Complexo	0,0667	0,0249	0,0640
6	Complexo	0,0565	0,0217	0,0311
7	Complexo	0,0562	0,0211	0,0311
8	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0254</b>	<b>0,0058</b>	<b>0,0147</b>
9	Complexo	0,0536	0,0214	0,0396
10	Complexo	0,0458	0,0248	0,0496
11	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0497</b>	<b>0,0259</b>	<b>0,0523</b>
12	Complexo	0,0527	0,0214	0,0630
13	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0424</b>	<b>0,0291</b>	<b>0,0498</b>
14	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0476</b>	<b>0,0244</b>	<b>0,0403</b>
15	Complexo	0,0465	0,0183	0,0454
16	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0163</b>	<b>0,0120</b>	<b>0,0146</b>
17	Complexo	0,0534	0,0216	0,0549
18	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0517</b>	<b>0,0221</b>	<b>0,0235</b>
19	Complexo	0,0418	0,0174	0,0419
20	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0452</b>	<b>0,0327</b>	<b>0,0391</b>
21	<b>Relaxamento</b>	<b>0,0109</b>	<b>0,0051</b>	<b>0,0172</b>
22	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0348</b>	<b>0,0109</b>	<b>0,0215</b>
23	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0401</b>	<b>0,0048</b>	<b>0,0159</b>
24	<b>Rotação do antebraço</b>	<b>0,0398</b>	<b>0,0182</b>	<b>0,0307</b>
25	<b>Contração da mão</b>	<b>0,0643</b>	<b>0,0432</b>	<b>0,0184</b>

#### 4.6.3 Com realimentação da prótese

O ensaio realizado com a realimentação da prótese, representado na Figura 4.32, ocorreu de forma satisfatória, uma vez que os movimentos de rotação e de flexão do antebraço, caracterizados pelo sistema, fizeram com que a prótese executasse os mesmos com certa precisão, com tempo de processamento do sinal menor do que 1 segundo. Vale ressaltar que como o sinal do movimento só é analisado após o término do mesmo, ocorre também um atraso em termos da duração do movimento. Então, o atraso do movimento da prótese é a soma do tempo de duração do movimento mais o tempo de processamento do sinal.

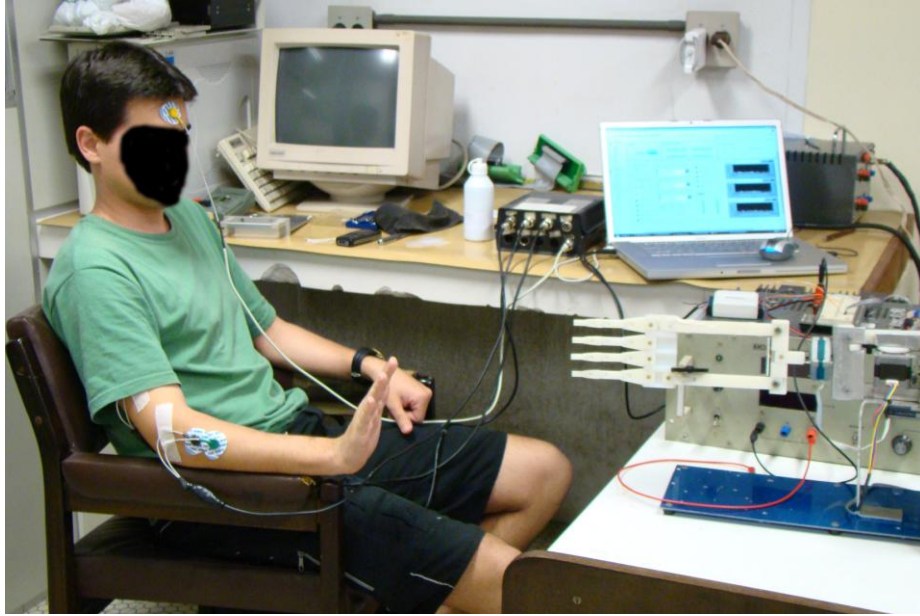


Figura 4.32 – Foto do ensaio com realimentação da prótese.

## 5 CONCLUSÕES

O sistema proposto tinha como objetivo utilizar uma quantidade limitada de canais de aquisição do sinal mioelétrico e com a ajuda de um processamento digital de sinais mais robusto conseguir verificar a validade desse sistema em termos de desempenho e a replicação dos movimentos em um prótese experimental.

Nos ensaios realizados, a média dos valores de pico de um sinal com contração voluntária máxima (CVM) apresentou-se no mínimo maior que 10 vezes a média dos picos do sinal muscular em um momento de relaxamento. Sendo assim, pode-se definir um limiar variando de 15 a 30% do valor de CVM para diferenciar um momento de contração muscular, representando um movimento.

Com o janelamento do sinal no instante em que ocorre um movimento foi possível obter o valor rms para cada um dos três canais e utilizar esses valores como entrada de uma rede neural de 2 camadas ocultas com 10 neurônios por camada. Essa rede tem o propósito de caracterizar os movimentos que estão sendo executados.

Como se pode observar nos resultados obtidos, alguns movimentos alcançaram uma taxa de acerto mais baixa, isso pode ocorrer devido à baixa qualidade do sinal, bem como à quantidade de movimentos que foi apresentada à rede neural, visto que alguns movimentos têm a resposta em valor rms muito similar, fazendo com que a rede neural se confunda.

Na continuação, para demonstração real dos movimentos, foi construída uma prótese de segmento mão-braço utilizando motores de passo. O tempo de atraso entre o fim do movimento do indivíduo e a resposta à prótese encontrou-se entre 0,5 e 1s, que é o tempo de análise do sinal.



## **6 PROPOSTA PARA TRABALHOS FUTUROS**

Para dar continuidade ao sistema seria interessante instrumentar as juntas que faltaram da prótese para a mesma poder replicar os movimentos de contração da mão, extensão do punho e flexão do punho. Ao mesmo tempo, verificar a possibilidade de utilização de servomotores de pequeno porte, pois eles garantem uma maior precisão no movimento da prótese. Com o intuito de melhorar a precisão do movimento da prótese é comumente utilizado sensores como acelerômetros e eletrogoniômetros, que ajudam no dimensionamento espacial da prótese.

Outra proposta para trabalhos futuros seria pesquisar outras técnicas que poderiam melhorar o desempenho da rede neural, fazendo com que o sistema tenha capacidade de caracterizar uma vasta gama de movimentos complexos. Uma prática utilizada para melhorar a caracterização dos movimentos seria aumentar o número de canais de aquisição do sinal mioelétrico e, por conseqüência, aumentar a quantidade de sinais musculares capturados, fazendo com que haja uma maior diferenciação entre os movimentos executados. Em estudos futuros é importante também a participação de pessoal qualificado da área médica para auxiliar no posicionamento e determinação da parte ventral dos músculos dos indivíduos em que serão coletados os sinais musculares.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALMEIDA, M.A.F. (1997). “Filtragem Digital de Sinais Biomédicos”. Florianópolis.116p. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- BALBINOT, A.; TOMASZEWSKI, J.R.; BADARACO, F.R.S.; RADTKE, C. (2006). “Desenvolvimento de uma Prótese experimental controlada por eletromiografia”. In: IV Congresso Ibero-Americano sobre tecnologias de apoio a portadores de deficiência, v.1, MA-3 – MA-6.
- BANKMAN, I. N. E JANSENLEWITZ, S. J. (1995). “Neural waveform detector for prosthesis control”, In: Proceedings of the IEEE 17th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, 963–964.
- BARROS, K. R. (2005). “Metodologia para classificação de sinais EMG para controle de próteses com baixo esforço computacional” - Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia - Brasil.
- BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J (1985). “Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography”. ISBN:0-0683-00414-X. 5th ed. Baltimore, Wlliams & Wilkins, 561.
- BELTRAMINI, L.M. (1999). “Elementos de Histologia e Anátomo-fisiologia Humana”.
- CUNHA, F. L.; Shneebeli, H. A.; Dynnikov, V. I. (2000). “Development of Antropomorphic Upper Limb Prostheses With Human-Like Interphalagian and Interdigital Couplings”. In: Artificial Organs. ISSN: 0160-564X. v.24, n.3, 193-197.

CUNHA , F. L. ; (2002). Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores, Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos- Brasil.

DELSYS INC. (1996) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Electromyography: Detection and Recording”, disponível em: <[www.delsys.com](http://www.delsys.com)>, acessado em: abril de 2009.

DELSYS INC. (1993) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”, disponível em: <[www.delsys.com](http://www.delsys.com)>, acessado em: abril de 2009.

DELSYS INC. (1996) Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition”, disponível em: <[www.delsys.com](http://www.delsys.com)>, acessado em: abril de 2009.

DE LUCA, C.J. (1979). “Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals”. In: IEEE Trans. Biomedical Eng., v.26, n.6, 313-325.

DE LUCA, C.J. (1997). “The use of surface electromyography in biomechanics”. In: Journal of Applied Biomechanics,13, 135-163.

ENGLEHART, K.; HUDGINS, B.; PARKER, P.A.; STEVENSON, M. (1999). “Classification of Myoelectric Signal using Time-Frequency Based Representations”. In: Medical Eng. & Physics, v.21, 431-438.

GHEZ, C. (1991). “Muscle: effectors of the motor systems”. In: Kardel, E.R; Schwartz, J.H.;

GUYTON, A.C. (1988). “Fisiologia Humana”. In: 6. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S.A., 564.

GUYTON, A.C. (2006). “Textbook of medical physiology”. In: 11.ed. Elsevier Inc., 1116.

- HAYKIN, S. (2007). “Redes Neurais: Princípios e Prática”. In: 2. ed. Bookman, 900.
- HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R. N. (1991). “A neural network classifier for multifunction myoelectric control”. In: Proc. 13th Inter. Conf. IEEE/EMBS, Orlando, FL., v.13, n.3, 1454-1455.
- HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N. (1993). “A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control”. In: IEEE Trans. Biomedical Engineering, v.40, n.1, 82-94.
- HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R.N. (1994). “Control of Artificial Limbs Using Myoelectric Pattern Recognition”. In: Medical & Life Sciences Engineering., v.13, 21-38.
- KOVÁKS, Z.L. (1997). “O Cérebro e sua Mente: Uma Introdução a Neurociência Computacional”. In: São Paulo, Edição acadêmica, 215.
- KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K (1986). “Músculos: Provas e Funções”. 3.ed. São Paulo, Ed. Manole, 380.
- LASKOSKI, G.T. (2007). Sistema de biotelemetria para eletromiografia e gonimetria, Trabalho de conclusão de curso em Tecnologia em Eletrônica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná.
- MARQUES, P. J.; BALBINOT, A. B.; CHIARAMONTE, M. S.; ZARO, M. A.; BALBINOT, A. (2008). “Eletromiografia e instrumentação biomédica como sistema HCI (*Human-Computer Interfacing*) no controle de prótese experimental de mão” In: IV Congresso Ibero-Americano sobre tecnologias de apoio a portadores de deficiência.
- MERLETTI, R.; PARKER, P.A. (2004). “Electromyography Physiology, Engineering, and Nohinvasive Application”, Chapter 5: 108–115.
- NATIONAL INSTRUMENTS, Web site. Disponível em: <[www.ni.com](http://www.ni.com)>, Acessado em: maio de 2009

- OLSON, W. H. (1998). “Basics Concepts of Medical Instrumentation”. In: WEBSTER, J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. ISBN: 0-471-15368-0. 3.ed. New York, John Wiley & Sons, p.1-43.
- ORTOLAN, R. L. (2002). Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação, Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, São Carlos- Brasil.
- ORTOLAN R. L. (2000). “Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores”. In: Anais Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid, 111-114.
- OSKOEI, M.A.; HU, H. (2007). “Mioelectric control systems – A survey”. In: Bimedical Signal Processing and Control 2, 275-294.
- PARKER, P.A.; STULLER, J.; SCOTT, R. N. (1977). “Signal processing for multistate myoelectric channel”. In: Proc. IEEE, v.65, n.5, 662-674.
- RADTKE, C.A.M. (2007). Protótipo de um sistema de aquisição e processamento de sinais mioelétricos para caracterização de fadiga muscular, Trabalho de conclusão de curso em Engenharia Elétrica, Universidade Luterana do Brasil, Canoas-Brasil.
- RHODIA, Web site. Disponível em: <[www.rhodia.com.br](http://www.rhodia.com.br)>, acessado em: maio de 2009
- SHENOY, P.; MILLER, K.J.; CRAWFORD, B.; RAO, R.P.N. (2008). “Online Electromyographic Control of a Robotic Prosthesis ”. In: IEEE Trans. Biomedical Eng., v.55, n.3, 1128-1135.
- SOARES, P.; NADAL, J. (1999). “Aplicação de uma Rede Neural *Feedforward* com Algoritmo de Levenberg-Marquardt para Classificação de Alterações do Segmento ST do Eletrocardiograma”. In: IV Congresso Brasileiro de Redes Neurais pp. 384-389.

TOMASZEWSKI, J.R. (2005). Estudo e desenvolvimento de um sistema experimental para controle de prótese parcial de mão, Trabalho de conclusão de curso em Engenharia Elétrica, Universidade Luterana do Brasil, Canoas - Brasil.

TORTORA, GERARD J. (2000). “Corpo humano – Fundamentos de anatomia e fisiologia”. In: 4.ed. Porto Alegre, Artmed Editora.



## ANEXO II

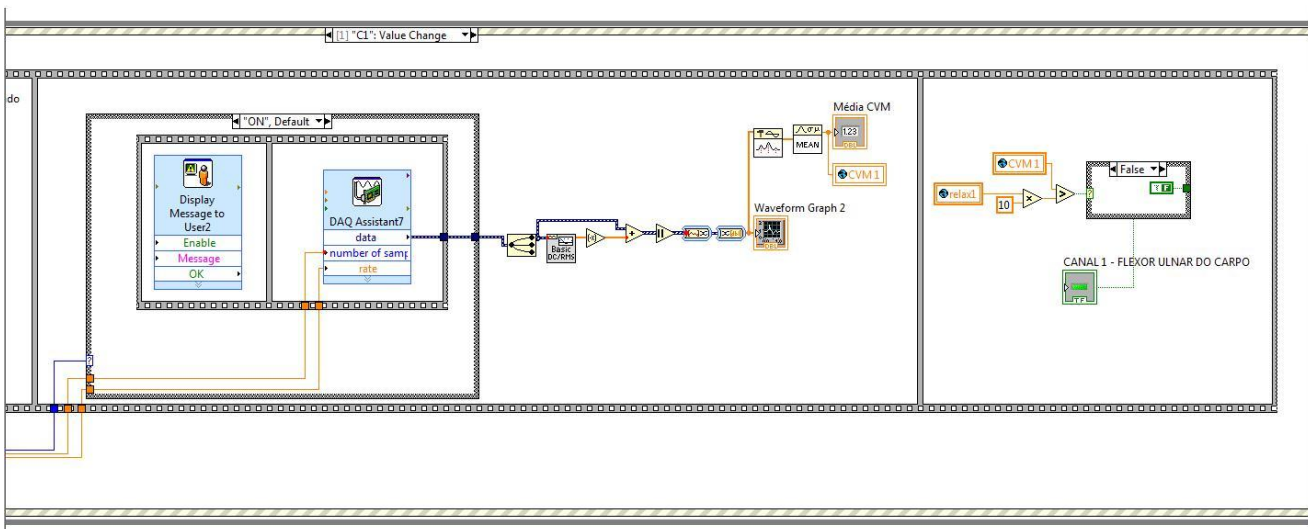
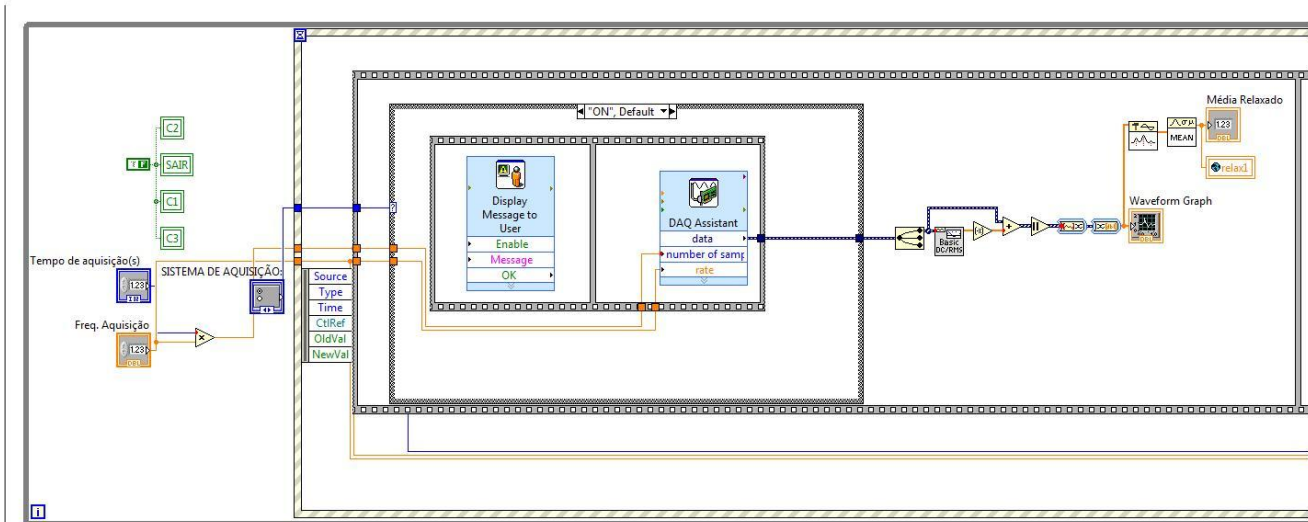


Diagrama de blocos da rotina de calibração do sistema.



### ANEXO III

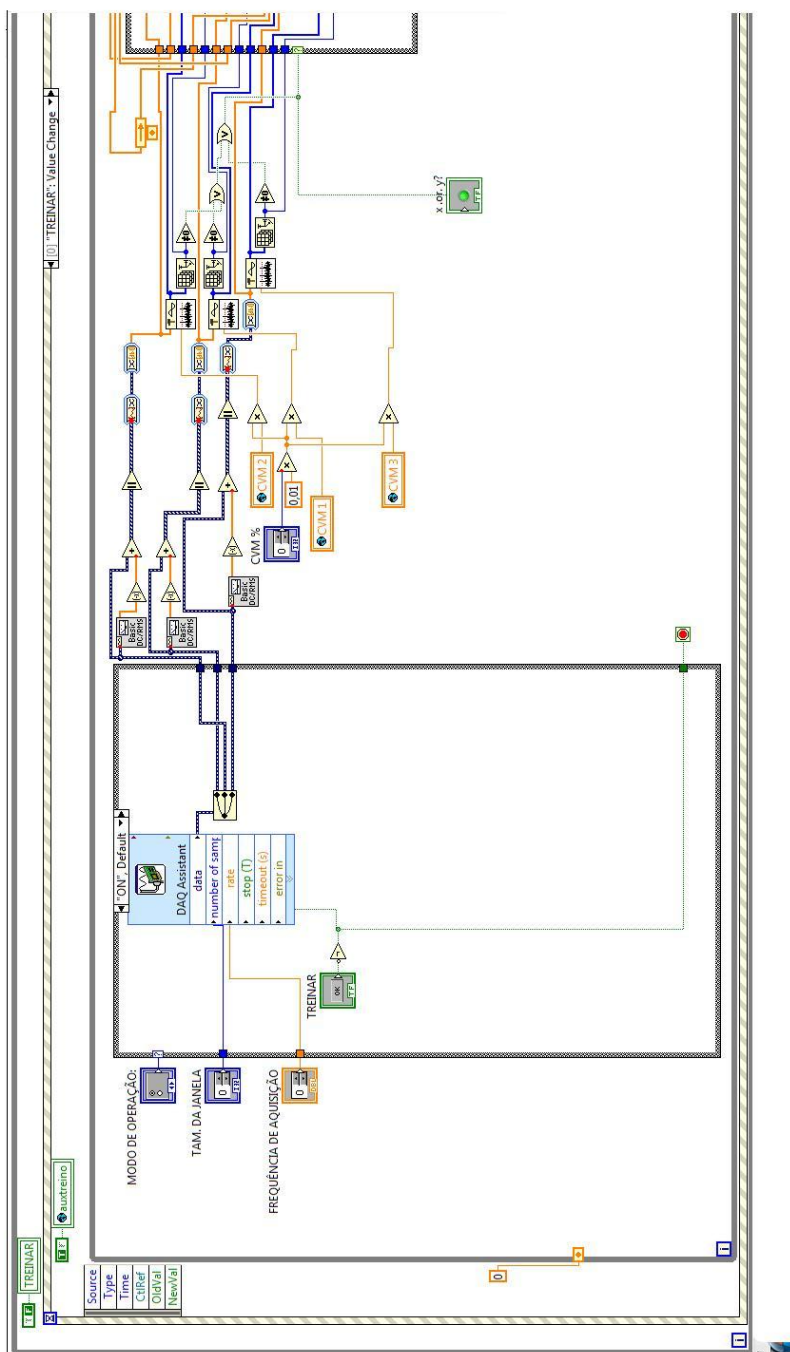


Diagrama de blocos da rotina de treinamento da RNA – Parte 1.

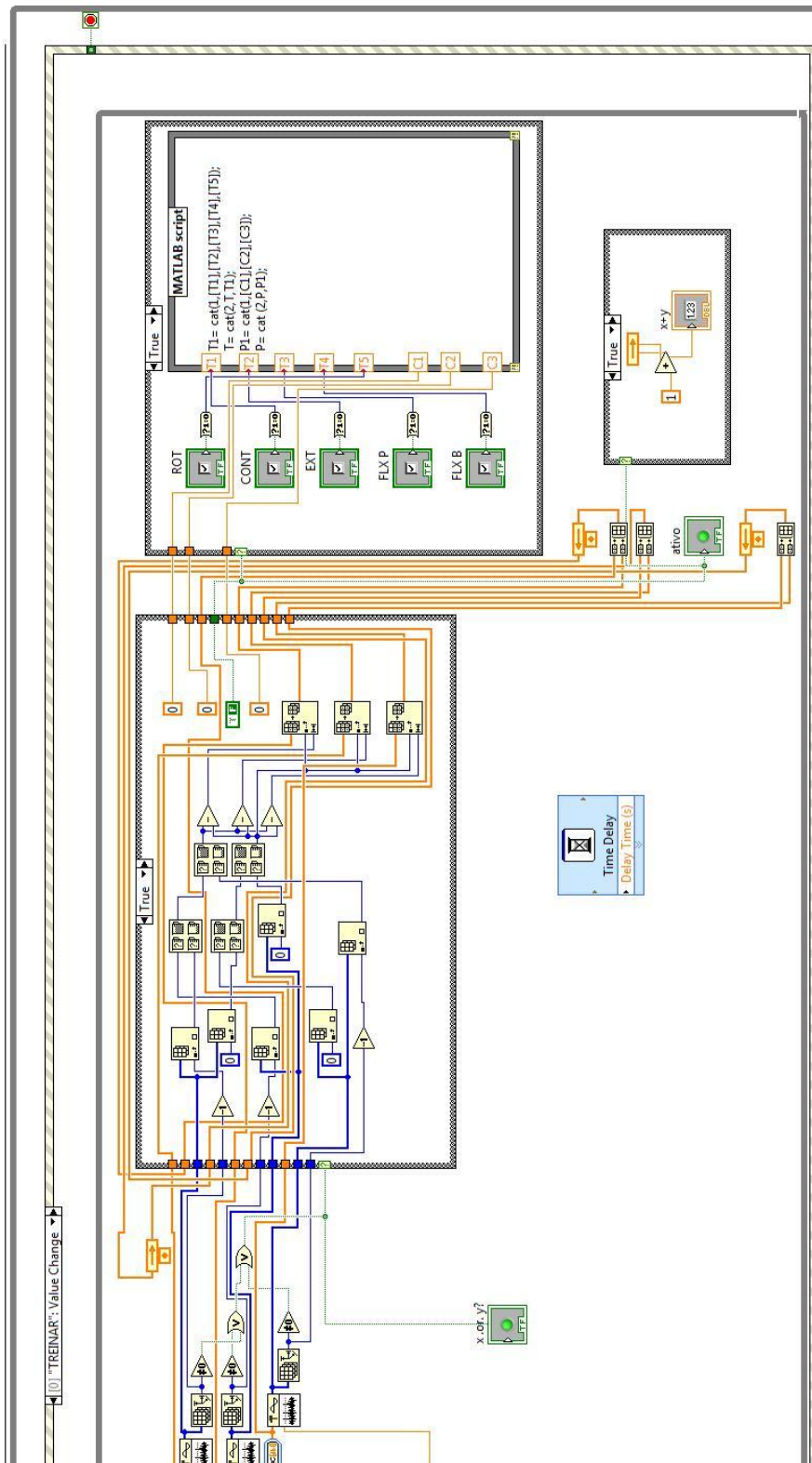


Diagrama de blocos da rotina de treinamento da RNA – Parte 1

# ANEXO IV

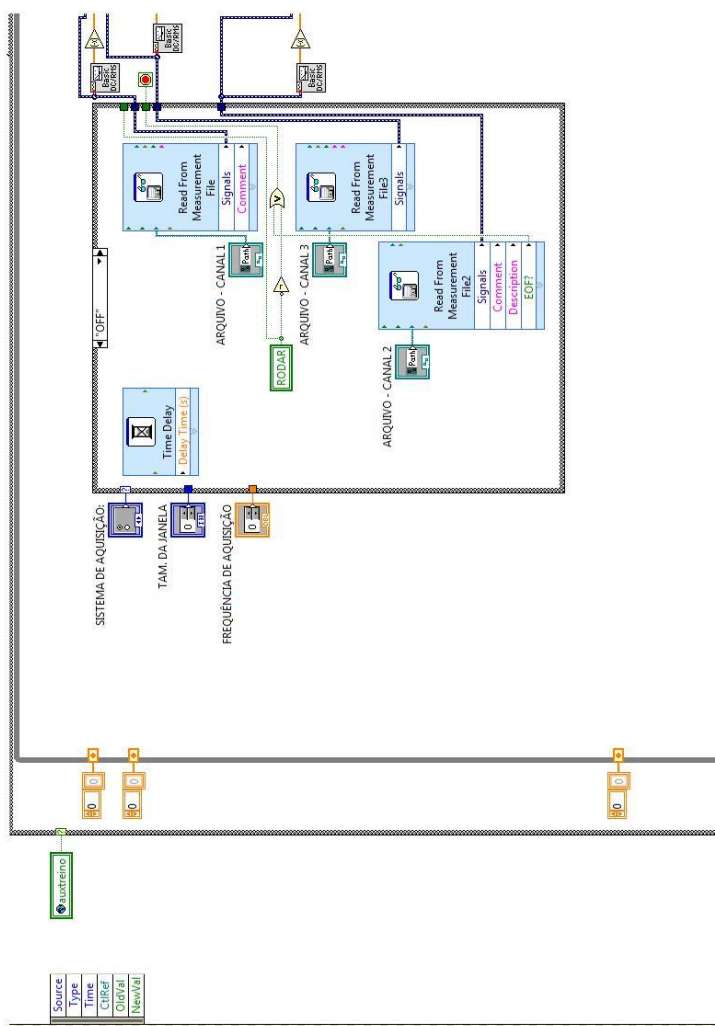


Diagrama de blocos principal do sistema – Parte1.

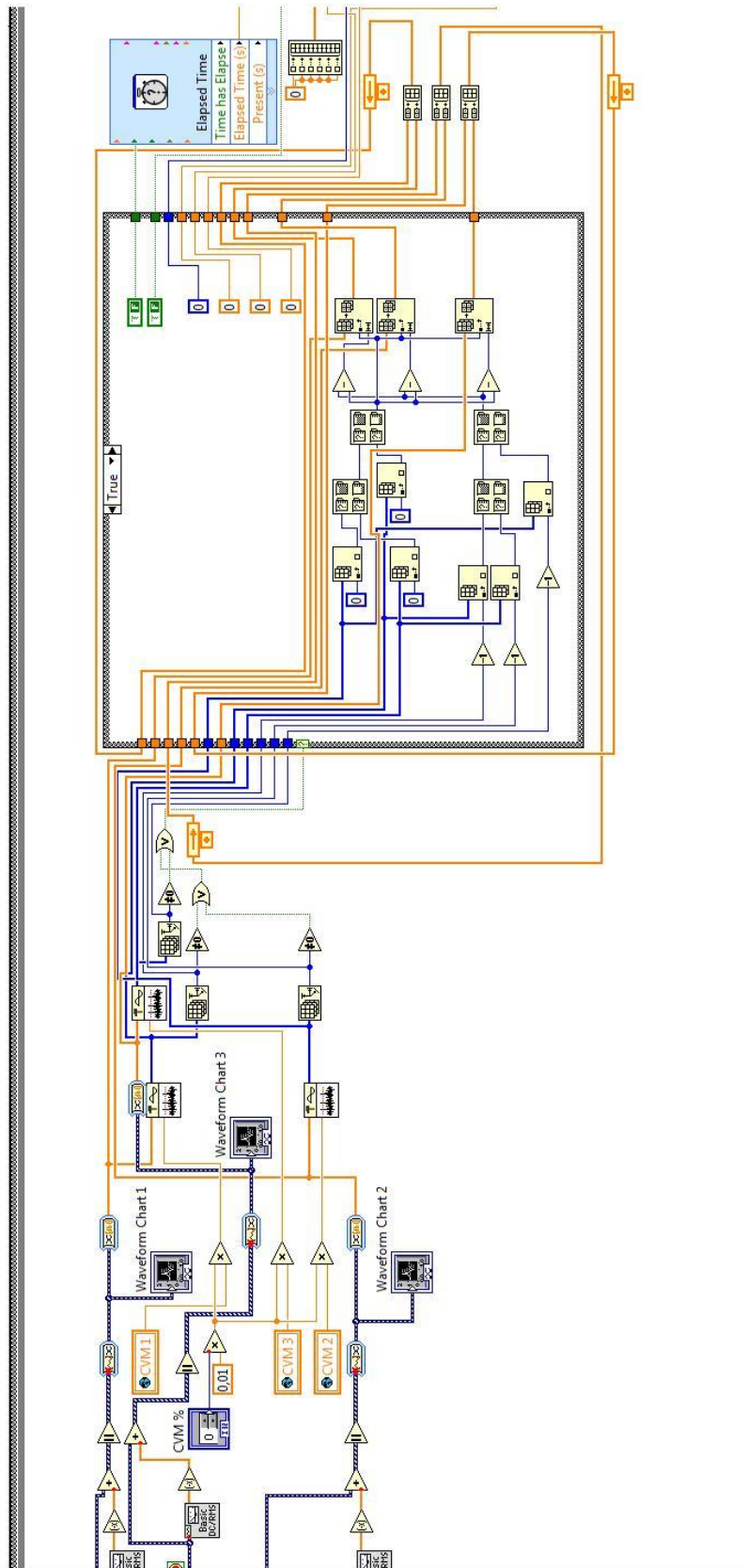


Diagrama de blocos principal do sistema – Parte 2.

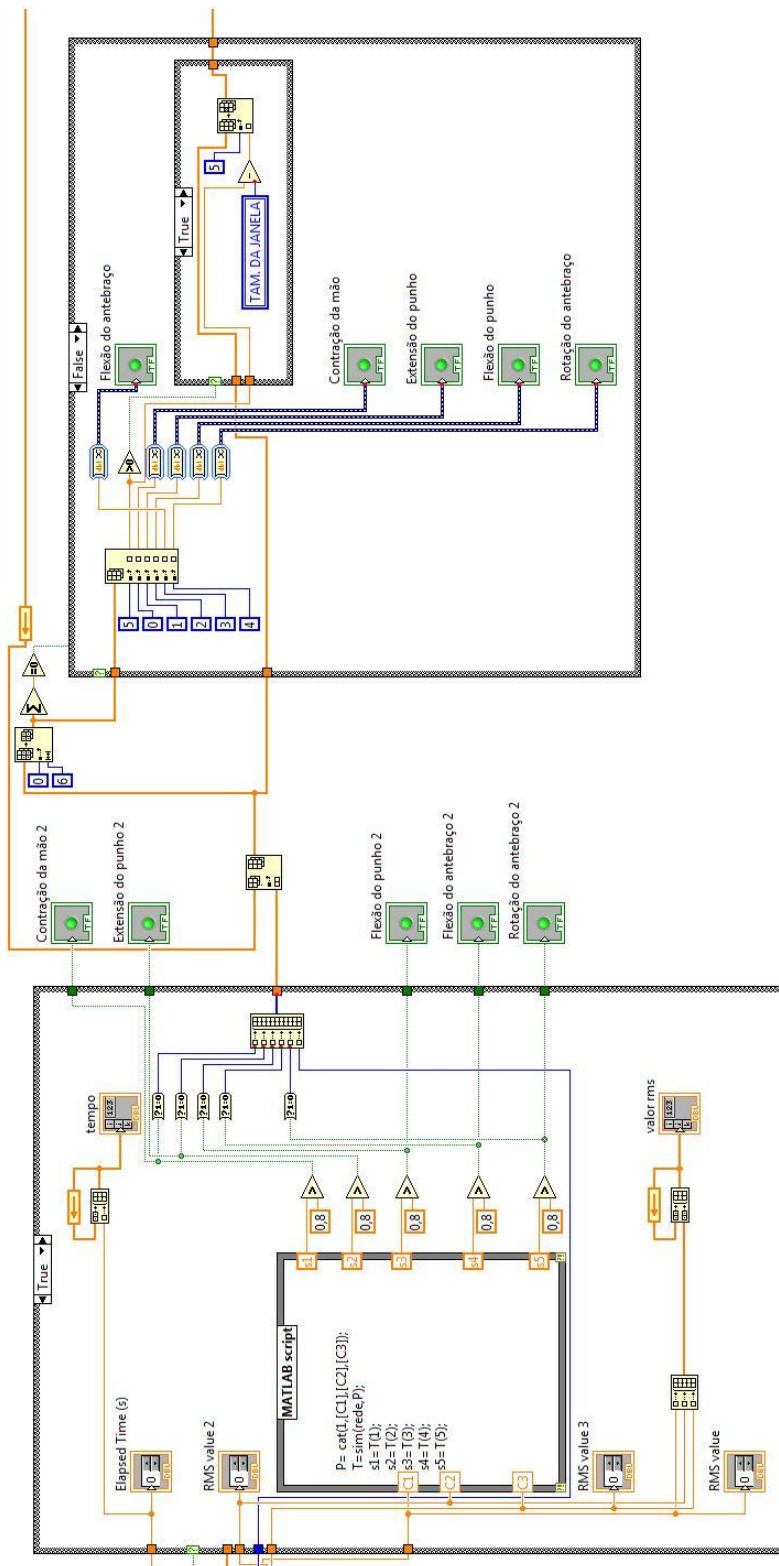


Diagrama de blocos principal do sistema – Parte 3.

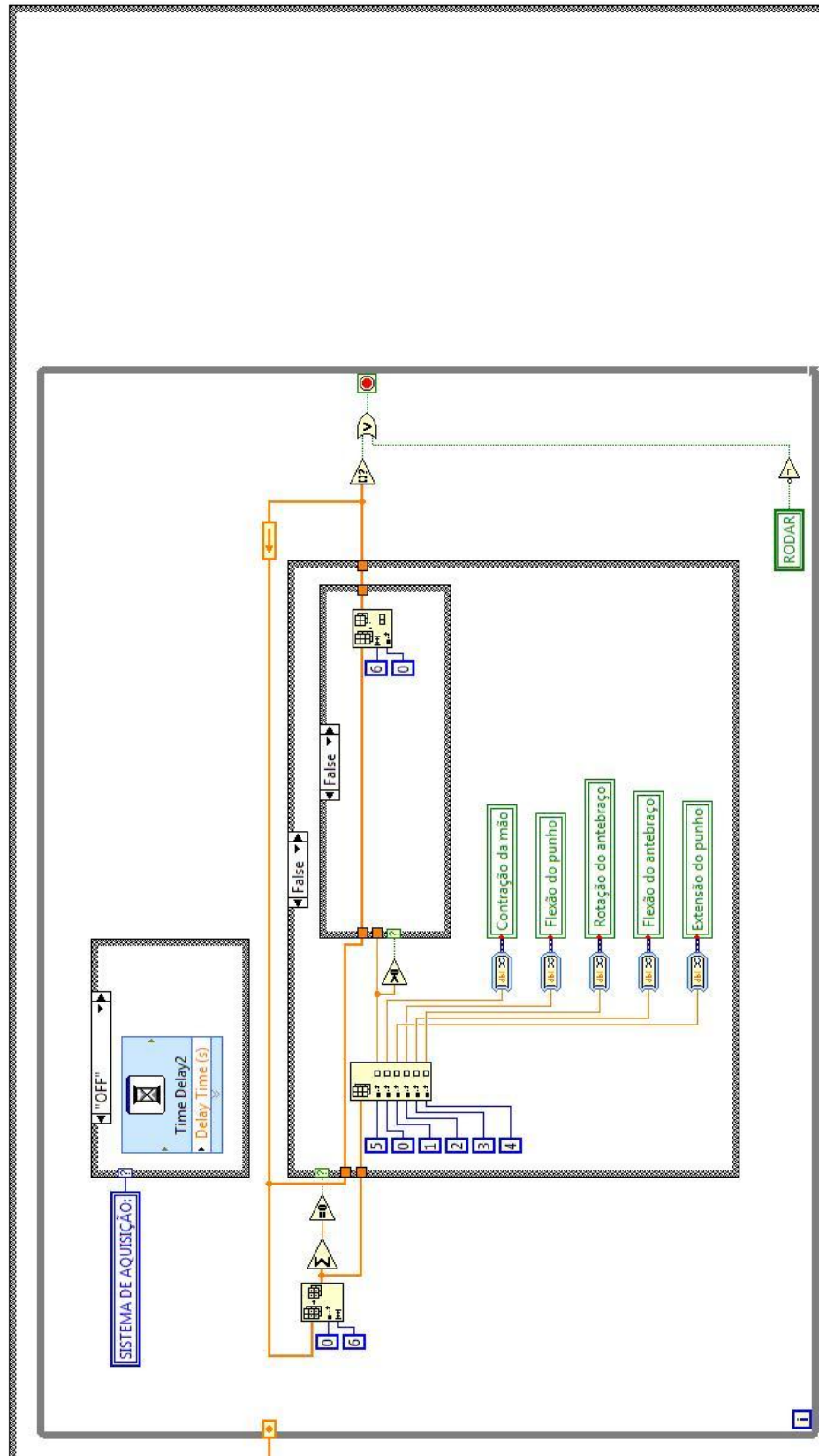


Diagrama de blocos principal do sistema – Parte 4.



## ANEXO V

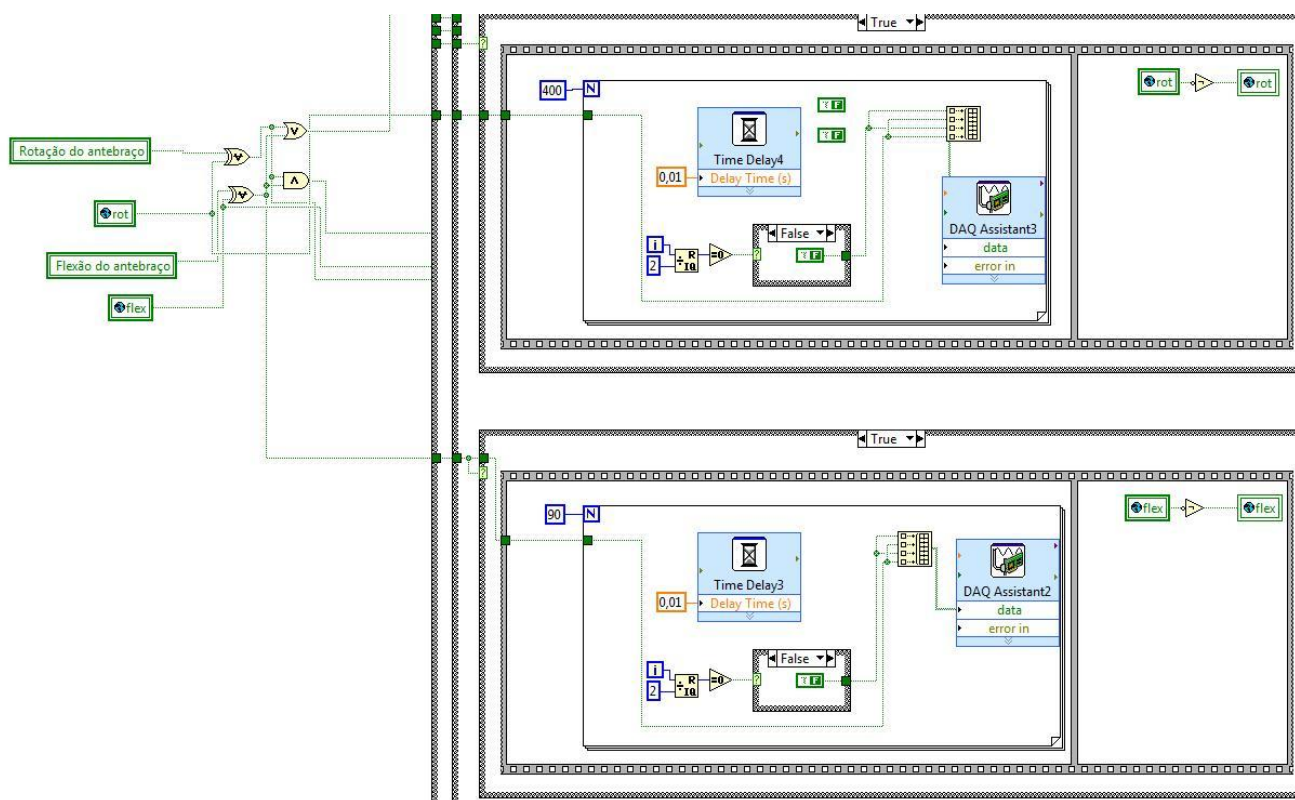


Diagrama de blocos da rotina de controle da prótese experimental.