



APERFEIÇOAMENTO DA INTERFACE PROGRAMA-USUÁRIO POR MEIO DE SINAIS MIOELÉTRICOS

RAFAEL RONCONI FERNANDES

Fevereiro de 2018

UNIVERSIDADE PRESBITERIANA MACKENZIE
ESCOLA DE ENGENHARIA
ENGENHARIA ELETRÔNICA

RAFAEL RONCONI FERNANDES

APERFEIÇOAMENTO DA INTERFACE “PROGAMA-USUÁRIO” POR MEIO DE
SINAIS MIOELÉTRICOS

São Paulo

2015

RAFAEL RONCONI FERNANDES

APERFEIÇOAMENTO DA INTERFACE “PROGAMA-USUÁRIO” POR MEIO DE
SINAIS MIOELÉTRICOS

Projeto do Trabalho de Graduação Interdisciplinar
apresentado ao curso de Engenharia Eletrônica da
Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana
Mackenzie, como requisito parcial para a obtenção
do Título de Engenheiro.

ORIENTADOR: Prof. Dr. JOSÉ ROBERTO SOARES

São Paulo

2015

“[About Earth] That's here. That's home. That's us. On it everyone you love, everyone you know, everyone you ever heard of, every human being who ever was, lived out their lives. The aggregate of our joy and suffering, thousands of confident religions, ideologies, and economic doctrines, every hunter and forager, every hero and coward, every creator and destroyer of civilization, every king and peasant, every young couple in love, every mother and father, hopeful child, inventor and explorer, every teacher of morals, every corrupt politician, every "superstar," every "supreme leader," every saint and sinner in the history of our species lived there-on a mote of dust suspended in a sunbeam.”

(Carl Sagan, *Pale Blue Dot*, 1994)

AGRADECIMENTOS

À toda minha família, que me apoiou e incentivou, para que fosse possível atingir meus objetivos, e que sempre estão presentes nos momentos em que preciso de apoio.

Aos meus pais, que em toda minha vida se fizeram presente, ao meu lado, oferecendo o apoio, compreensão e estímulo em todos os momentos.

Aos meus padrinhos, que nunca mediram esforços em incentivar, acreditar e investir em mim. E que mesmo longe se fazem presente no exemplo de carinho e determinação.

Ao Professor José Roberto Soares, pela atenção dispensada e ao incentivo para que este trabalho fosse realizado.

À Universidade Presbiteriana Mackenzie, por toda sua infraestrutura, professores, diretores e corpo docente, que foram de extrema importância para a conclusão dessa jornada.

Ainda à Universidade por proporcionar conhecer e encontrar pessoas extremamente importantes a evolução da minha personalidade e caráter. À estas, que tenho o prazer de considerar amigos e amigas e, alguns muito mais que isso. Por todos os momentos de felicidade, tristeza, festas, bares, estudos, encontros e tudo que já passamos juntos, a presença de vocês é indispensável, agora e sempre. Agradeço eternamente, por serem como são.

À Deus por proporcionar os melhores anos da minha vida, com as melhores pessoas do mundo.

RESUMO

O desenvolvimento e aperfeiçoamento da interface entre o homem e o computador já é amplamente estudado e aprimorado cada vez mais pelas empresas tentando proporcionar uma experiência cada vez mais simples ao usuário. Tal interface se faz necessária, visto que cada vez mais os usuários buscam realizar tarefas cada vez mais complexas em menor tempo com o mínimo de ações possíveis. Este trabalho objetiva o estudo da utilização de sinais mioelétricos, quando interpretados no segmento mão-braço do usuário para leitura de seu movimento. Dentre as inúmeras aplicações, estas leituras contribuirão para que a interação homem-máquina seja mais natural, pois com a evolução da interpretação destes sinais, é possível ter uma maior precisão dos movimentos humanos. Empresas vêm desenvolvendo e incorporando este estudo cada vez em consoles de videogames, televisões, computadores e mais recentemente em relógios inteligentes. Foi realizado um estudo procurando o melhor local para estabelecer sensores superficiais e posteriormente, com a análise dos dados obtidos, desenvolveu-se uma biblioteca para interpretação de ações básicas e através de uma interface gráfica, executar ações pré-estabelecidas em um computador. Conclui-se que sua implementação tem um vasto leque de algoritmos possíveis para a melhor interpretação da combinação dos movimentos humanos. O desenvolvimento da interface criada pode exemplificar como os sinais mioelétricos podem ser usados assim como a necessidade de se continuar aprofundando os conhecimentos nesta área.

Palavras-chave: sinais mioelétricos, computador, interação homem-máquina, interface, movimento, rede neural.

ABSTRACT

The development and improvement of the interface between human and computer is already widely studied and improved by companies trying to provide a simpler user experience. This interface is required because users are increasingly seeking to accomplish complex tasks, in less time, with minimal actions possible. The objective of this work is to study the use of myoelectric signals, when interpreted in the hand-arm segment of the user, for understanding your move. Between of those innumerable applications, those readings will help the human-machine interaction to become more natural, with the evolution of the interpretation of these signals, it is possible to have greater accuracy of human movements. Companies are developing and incorporating this study in theirs video game consoles, televisions, computers and more recently, in smart watches. During the project, a study will be realized, looking for the best place to establish surface sensors and subsequently to analyze the data obtained, it is expected to develop a library for interpreting basic actions and through a graphical interface, executing a few commands in a computer. In conclusion, signal's interpretation has a wide range of possible algorithms for the best performance reading human's movements. The interface developed can exemplify how myoelectric signals can be used as well as the need to deepen our knowledge in this field.

Keywords: Myoelectric signals, computer, human-computer interaction, interface, movement, neural network.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Gráfico 1: Pico de contração muscular	34
Gráfico 2: Amostragem do SME	40
Gráfico 3: Sinal EMG após ajuste de offset.....	45
Gráfico 4: Sinal EMG após retificação.....	46
Gráfico 5: Sinal importado do Labview.....	64
Gráfico 6: Retificação de um sinal senoidal	65
Gráfico 7: Sinais utilizados para validação dos testes	66
Gráfico 8: Validação do ajuste de offset com sinal senoidal	67
Gráfico 9: Resultado das validações de offset dos canais.....	68
Gráfico 10: Validação da rotina de janelamento com sinal senoidal.....	69
Gráfico 11: Aplicação de todas as rotinas de pré-processamento do sinal	70
Gráfico 12: Performance da RNA com uma (1) camada oculta	71
Gráfico 13: Performance da RNA com duas (2) camadas ocultas.....	71
Gráfico 14: Performance da RNA com três (3) camadas ocultas	71
Gráfico 15: Performance da RNA com a) 5 neurônios, e b) 10 neurônios	72
Gráfico 16: Performance da RNA com a) 15 neurônios, e b) 20 neurônios.....	73
Gráfico 17: Performance da RNA com 30 neurônios.....	73
Gráfico 18: Histograma de erro da RNA	74
Gráfico 19: Performance da RNA.....	75
Gráfico 20: Resultados de a) Treinamento, b) Validação, c) Teste e, d) Geral	75
Imagem 1: Músculo pronador redondo.....	21
Imagem 2: Músculos flexores do carpo.....	22
Imagem 3: Ativação dos músculos flexores do carpo.....	22
Imagem 4: Músculo extensores dos dedos.....	23
Imagem 5: Músculo braquiorradial.....	24
Imagem 6: Neurônio motor.....	25
Imagem 7: Estado repousado da membrana.....	26
Imagem 8: Valor do potencial da membrana em repouso.....	26
Imagem 9: Representação do potencial de ação.....	26
Imagem 10: Placa motora terminal.....	29
Imagem 11: Fibra muscular esquelética.....	30

Imagem 12: Fibra muscular esquelética detalhada.....	31
Imagem 13: Unidade motora.....	32
Imagem 14: Posicionamento dos eletrodos.....	35
Imagem 15: Eletrodos invasivos e não-invasivos.....	36
Imagem 16: Influencia do posicionamento do eletrodo.....	38
Imagem 17: Amplificador diferencial (INA118).....	39
Imagem 18: Filtro passa-alta.....	39
Imagem 19: Filtro passa-baixa.....	40
Imagem 20: Arduino Mega.....	41
Imagem 21: Fluxograma de aquisição de dados.....	43
Imagem 22: Fluxograma de ajuste de offstet.....	44
Imagem 23: Fluxograma de retificação do sinal.....	46
Imagem 24: Rotina de janelamento do sinal.....	48
Imagem 25: Fluxograma de processamento.....	49
Imagem 26: Interface de calibração.....	50
Imagem 27: Fluxograma de calibração.....	52
Imagem 28: Funcionamento de uma rede neural.....	53
Imagem 29: Arquitetura de uma rede neural.....	54
Imagem 30: Modelo matemático de uma rede neural.....	55
Imagem 31: Função de transferência tansig.....	56
Imagem 32: Interface do MatLab para treinamento da RNA.....	57
Imagem 33: Interface de treinamento do sistema.....	59
Imagem 34: Interface de execução do sistema.....	60
Imagem 35: Placa Muscle Sensor V3.....	63
Imagem 36: Janela do LabView para gerar sinais sintéticos.....	64
Imagem 37: Resultado dos testes dos canais.....	66
Imagem 38: Performance da rede neural após seu treinamento.....	74
Imagem 39: Interface de execução do sistema.....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultado da média dos valores de pico dos canais.....	67
Tabela 2: Resultado dos testes variando o número de camadas.....	70
Tabela 3: Resultado dos testes variando o número de neurônios.....	72
Tabela 4: Valores RMS do movimento flexão do bíceps.....	76
Tabela 5: Valores RMS do movimento flexão do punho.....	76
Tabela 6: Valores RMS do movimento extensão do punho.....	77

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1: RMS.....	49
Equação 2: algoritmo de treinamento <i>Levenberg-Marquardt</i>	57

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CI	Circuito Impresso
CVM	Contração Voluntaria Máxima
EMG	Electromyography
IHC	Interface Humano – Computador
IHM	Interface Humano – Máquina
LM	Levenberg-Marquardt
MUAP	Motor Unit Acton Potencial
RMS	Valor Quadrático Médio
RNA	Rede Neural Artificial
SME	Sinais Mioelétricos

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVOS.....	15
1.1.1	Objetivo geral.....	15
1.1.2	Objetivos específicos	15
1.2	JUSTIFICATIVA.....	15
1.3	METODOLOGIA	16
1.4	ESTRUTURAS DO TRABALHO.....	17
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1	ANATOMIA DO SEGMENTO DO ANTEBRAÇO	20
2.1.1	Pronador redondo.....	20
2.1.2	Flexores do carpo	21
2.1.3	Extensor dos dedos.....	22
2.1.4	Braquiorradial	23
2.2	NEURÔNIO MOTOR.....	24
2.3	POTENCIAIS DE MEMBRANA.....	25
2.4	POTENCIAL DE AÇÃO	27
2.5	PLACA MOTORA.....	28
2.6	MUSCULO ESQUELÉTICO	30
2.7	UNIDADE MOTORA	31
3	MATERIAL E METODOS EXPERIMENTAIS	33
3.1	SINAIS MIOELÉTRICOS.....	33

3.2	CARACTERISTICAS DO SME DE SUPERFÍCIE.....	33
3.2.1	Aquisição do SME.....	34
3.2.2	Configurações de aquisição.....	38
3.3	ELETROMIÓGRAFO	38
3.4	CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL	40
3.5	PROCESSAMENTO DE DADOS	41
3.5.1	Arduino	41
3.5.2	Shield Muscle Sensor V3	42
3.6	PLATAFORMA DE SOFTWARE.....	42
3.6.1	Aquisição do banco de dados	43
3.6.2	Calibração.....	50
3.6.3	Processamento (Rede Neural).....	52
3.6.4	Treinamento da RNA	58
3.6.5	Execução	59
3.7	PROCEDIMENTOS DOS ENSAIOS.....	60
4	RESULTADOS E DISCUSSOES	62
4.1	AQUISIÇÃO DO EMG	62
4.1.1	Muscle Sensor v3.....	62
4.1.2	Sinais sintéticos	63
4.2	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA	65
4.2.1	Sinais conhecidos.....	65
4.2.2	Validação com SME.....	65

4.3	PROCESSAMENTO DO SINAL	67
4.3.1	Validação de offset	67
4.3.2	Validação de Janelamento.....	68
4.3.3	EMG.....	69
4.4	CONFIGURAÇÃO DA REDE NEURAL.....	70
4.5	RESULTADO EXTERNO DE EXECUÇÃO	73
4.6	INTERFACE EXTERNA	77
5	CONCLUSÕES	79
	REFERÊNCIAS	81

1 INTRODUÇÃO

Os Sinais Mioelétricos (SME) são os sinais emitidos pelos músculos logo antes de uma contração muscular acontecer, não sendo, portanto, uma medida de intensidade de força exercida na contração. Eles podem ser medidos por eletrodos invasivos e não invasivos (superficiais), colocados na pele.

O estudo destes sinais está associado a proporcionar ao ser humano mais conforto e facilidade em suas tarefas cotidianas ou estabelecer alternativas para funções motoras que tenham sido debilitadas por um acidente ou doença, por exemplo, para desenvolvimento de próteses. Com foco no primeiro uso, pode-se aplicar o resultado final da interpretação destes sinais para o uso em sistemas baseados em computador, melhorando sua interatividade com o usuário.

As pessoas buscam, cada vez mais, formas naturais e mais humanas de usar a tecnologia a seu favor. Computadores, jogos, consoles, televisões, tudo tem sido trabalhado ultimamente para proporcionar ao usuário a forma mais simples e genuína de uso destas plataformas.

Após a criação dos primeiros computadores era necessário ter um usuário altamente capacitado e com total consciência do que estava fazendo para fazer uma máquina funcionar. Prates e Barbosa (2007) explicam que, houve um grande queda no custo desta tecnologia, possibilitando a criação de computadores pessoais e logo em seguida sua popularização por pessoas que não tinham conhecimento dessa tecnologia. Isso levou algumas universidades e centros de pesquisa começar a investir em pesquisas para desenvolver sistemas que pessoas leigas tivessem a capacidade de usar e lhes fossem úteis. Assim é criada na década de 1980 a área de Interface Humano-Computador (IHC).

Desde então, diversas pesquisas relacionando o ser humano e sua capacidade de interagir com uma máquina, vem sendo realizadas a fim de aperfeiçoar e criar uma experiência cada vez mais realista ao usuário. Pode-se ver, como resultado de tais pesquisas, por exemplo, o controle do Wii, da Nintendo, o Kinect, da Microsoft e o uso de comandos de voz e movimentos básicos para controlar as *Smart TV's*. O controle do Wii permite que o controle se torne uma extensão do braço dos jogadores, mensurando posição, velocidade, inclinação e força exercida. Já o Kinect, permite que o usuário jogue interpretando leituras feitas por câmeras, de seu corpo, porém, são leituras em pontos determinados e não muito complexos. O próximo passo consiste no desenvolvimento de uma interface mais ativa e capaz de entender comandos associados ao movimento do corpo, de forma a mensurar sua força, intensidade e a

complexidade de seus movimentos. Não obstante, ler e interpretar os impulsos nervosos necessários para adapta-los a alguma plataforma interativa que proporcione uma melhor experiência ao usuário.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho apresenta o estudo da utilização dos SME contribuindo para que a interação homem-máquina seja mais natural, sugerindo seu uso na utilização das plataformas citadas e, durante isso, aumentando seu grau de envolvimento.

1.1.1 Objetivo geral

Avaliar a utilização dos sinais mioelétricos para melhorar a interface entre o usuário e o computador.

1.1.2 Objetivos específicos

- a) Identificar o comportamento dos sinais mioelétricos no segmento mão-braço.
- b) Desenvolver uma biblioteca dos sinais identificados e uma interface para interpretação destes sinais.
- c) Desenvolver uma plataforma gráfica.

1.2 JUSTIFICATIVA

Segundo Shneiderman (1992) quando sistemas interativos são bem feitos, quando um usuário o usa, acaba com um sentimento de sucesso, competência e até elevando sua autoestima. O usuário não fica limitado a uma interface pobre e consegue inclusive prever o que vai acontecer em resposta as suas ações. Ele também afirma que, quando um sistema interativo é bem feito, a interface tende a desaparecer, permitindo que o usuário se sinta livre e à vontade para realizar qualquer ação, inclusive ajudando-o a se concentrar no trabalho ou atividade que esteja exercendo.

Segundo Carvalho (2003), “A Interação Humano – Computador tem características multidisciplinares e seu objetivo é tornar máquinas sofisticadas mais acessíveis no que se refere à interação, aos seus usuários potenciais” (CARVALHO, 2003, pg. 77).

Um dispositivo que possa digitalizar pulsos nervosos do segmento mão-braço de uma pessoa pode ter sua utilidade diversificada em diversos segmentos. Como possível contribuição técnica, além do desenvolvimento de uma biblioteca e interface responsável por interpretar as ações do usuário, Shneiderman (1992, p. 05) também diz que, se bem feitas, essas interfaces podem ajudar médicos a fazer diagnósticos mais precisos, pilotos podem pilotar aviões de forma mais segura. E que ao mesmo tempo, crianças podem aprender de forma mais eficiente.

Como critério social, a aplicação de tal dispositivo pode ser usada na reabilitação de pessoas com variados níveis de deficiências físicas, assim como outras plataformas já fazem hoje em dia.

Segundo Borges, Rosa e Opípari (2013) em muitos hospitais e principais centros de reabilitação americanos e europeus, o uso do Nintendo Wii e do Xbox 360 Kinect está sendo usado como forma de tratamento fisioterápica, pois, ambos exigem que o paciente execute movimentos próximos aos praticados em formas de terapia tradicionais, como na fisioterapia e terapia ocupacional. Para realizar movimentos precisos e conseguir fazer o que o console está solicitando, atividades cerebrais induzem a certas adaptações, como estímulos de fortalecimento muscular, concentração, coordenação motora e da dinâmica de movimentos do paciente.

Ambientalmente, pode se falar em universalização de controles, sendo cada vez menos necessários diversos apetrechos junto aos consoles, computadores e televisões, poupando material desnecessário de fabricação e desgaste de recursos naturais, visando à união destas plataformas.

1.3 METODOLOGIA

Este trabalho foi desenvolvido com caráter descritivo, pois fez a análise, registro e interpretação dos sinais mioelétricos, dos movimentos singulares pré-determinados na região mão-braço. Em caráter explicativo, com os dados obtidos da análise dos sinais SME, foram identificados aqueles que se mostrarem determinantes na repetição de um mesmo movimento, fazendo deste, um padrão necessário para que a interface reconheça tal movimento.

Com base em pesquisa bibliográfica em livros acadêmicos, publicações em periódicos, artigos científicos e fóruns especializados foram desenvolvida a fundamentação teórica, na qual conceitos de sinais mioelétricos, suas definições e conceitos relativos à evolução da interface humano-computador são compreendidos. Além disso, também foi

estudado como os músculos do segmento mão-braço reagem ao estímulo do sinal nervoso, quando é solicitado que um movimento seja realizado e qual a melhor maneira de realizar uma leitura precisa e imediata deste estímulo muscular, assim como o melhor microprocessador para interpretar todos os sinais coletados.

Para complementar o trabalho e conseguir as informações necessárias para criação da interface, além da pesquisa teórica, foi realizada uma pesquisa experimental, onde voluntários, alunos da Universidade Presbiteriana Mackenzie do curso de Engenharia Elétrica, homens e mulheres, entre 20 e 25 anos. O formulário de teste foi previamente submetido para aprovação da Comissão de Ética. Os voluntários realizaram movimentos previamente especificados, como abrir e fechar o pulso e movimentar o braço para esquerda e direita, com o resto do corpo imóvel. A obtenção de dados foi resultado da observação destes testes realizados em laboratório. Foram colocados eletrodos não invasivos na região mão-braço do voluntário e conectado em um osciloscópio, primeiramente para entender os sinais. Após uma padronização nos testes com os voluntários, a biblioteca necessária para analisar os sinais foi desenvolvida em software e implementada no microprocessador escolhido na pesquisa teórica.

1.4 ESTRUTURAS DO TRABALHO

Este trabalho foi desenvolvido em seis seções.

A primeira seção trata da introdução ao tema, além da justificativa da escolha do mesmo, da metodologia utilizada, dos objetivos e da necessidade de se desenvolver um trabalho nesta linha de pesquisa.

A segunda seção trata da revisão da literatura. Serão abordados autores, artigos, trabalhos que abordam o estado da arte sobre o tema. Faz o confronto dos autores sobre a opinião de cada um sobre o assunto estudado.

A terceira seção trata da aquisição dos dados dos SME, caracterizando os bancos de dados e fornecendo os valores e definições obtidos por meio destes, desenvolvendo, a partir destes dados, a interface.

A quarta seção traz a discussão sobre os objetivos propostos e os resultados alcançados no projeto e análise dos dados dentre as amostras obtidas nos testes. Apresenta também as considerações finais sobre as possíveis relações entre os dados coletados e seus efeitos.

A quinta seção trará a conclusão do trabalho.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A Interface Homem-Computador é um tópico multidisciplinar, que tem o objetivo de tornar as máquinas mais acessíveis e intuitivas. Ela deve abordar todo processo, ações e diálogos entre o computador e o ser humano. Um dos problemas é que, apesar de ambos serem excelentes processadores de dados, apresentam uma interface restritiva. Com a evolução da tecnologia, tal interface tende a permitir que ambos possam se comunicar mais, e o computador extraindo mais dados do homem, explorando cada vez mais os órgãos sensoriais e motores, fornecendo-o informações com mais rapidez, visibilidade e estando cada vez mais despercebido no dia a dia de uma pessoa.

É definido como uma interface um “[...] circuito, dispositivo ou porta que permite que duas ou mais unidades incompatíveis sejam interligadas num sistema padrão de comunicação, permitindo que se transfiram dados entre eles” (MICHAELIS, 2013). Dentro do contexto de uma interface entre um ser humano e um computador também se define um “equipamento e programa projetados para tornar mais fácil e eficiente a comunicação dos usuários com a máquina” (MICHAELIS, 2013). Um homem pode interagir com computadores de diversas formas, buscando sempre a forma mais simples e intuitiva. Procurando atender a esses princípios, Carneiro (2010) busca em seu trabalho, desenvolver uma superfície tátil baseado no efeito piezoelétrico. As superfícies *touchscreen* (tela sensível ao toque), usadas principalmente em dispositivos móveis, já funcionam como displays sensíveis ao toque, com o objetivo de descartar periféricos como o teclado ou o mouse.

A célula piezoelétrica ajuda a desenvolver um sistema baseado na propagação de ondas mecânicas. Segundo Carneiro (2010, p. 5) “o efeito piezoelétrico descreve o fenômeno que determinados materiais possuem quando sujeitos a uma tensão mecânica ou a uma pressão dinâmica de gerar uma carga elétrica, e inversamente, uma deformação quando submetido a um campo elétrico”. Tal material também pode ser usado, segundo Mansur (2011), para medir o tremor de contração de um músculo, por exemplo, do responsável pela movimentação da mão em relação ao antebraço, tema também abordado neste trabalho.

Com a mesma intenção de facilitar a forma como o homem utiliza uma máquina, Corsetti (2010), desenvolveu um mouse virtual que funciona a partir do processamento de sinais mioelétricos, provenientes do rosto do usuário. Em seu trabalho ele busca um tipo de tecnologia que possa ajudar pessoas debilitadas e que, por algum motivo, não são capazes de usar um mouse normal. Tal tecnologia, denominada tecnologia assistida, é definida por Corsetti (2010,

p. 16) como tendo “objetivo de aumentar ou restaurar a função humana podendo proporcionar uma vida independente e produtiva para pessoas portadoras de algum tipo de deficiência”.

Ambos os autores acima citados, concluíram projetos que influenciam diretamente na forma como homem utiliza uma máquina. Uma interface de toque, como sugere Carneiro (2010), pode ser implementado não só em computadores, mas em *displays* (mostrador) gigantes, interfones, *totens* públicos interativos de informação e entre outras aplicações nas quais uma tela *touchscreen* se torne financeiramente inviável, sejam pelo tamanho do projeto ou pelo risco de danos devido a exposição ao público. Assim como, o mouse de Corsetti, tem ampla aplicação social, ajudando na integração digital de pessoas portadoras de deficiência física.

O fator social é um dos fatores que mais inspiram inovações em sistemas de IHC. Novas tecnologias vêm se mostrando extremamente úteis para recuperação fitoterápica de pacientes, é o que diz Souza (2011) em seu artigo sobre o console Wii e suas aplicações terapêuticas. Seus benefícios na fisioterapia que, segundo Souza (2011, apud MERIANS, et al., 2002), “incluem as correções da postura e do equilíbrio, o aumento da capacidade de locomoção, da amplitude de movimento dos membros superiores e inferiores, além da motivação do paciente”. É enfatizado ainda que, tal tratamento deve ser acompanhado de um profissional da saúde, para maior aproveitamento do método de tratamento.

De forma mais complexa, uma IHC também pode ser usada para desenvolvimento de uma prótese de algum membro do corpo humano. Cunha et al. (2007) estuda o uso de rede neurais artificiais para o desenvolvimento de uma prótese mioelétrica de mão. Seu artigo descreve o processo de criação de uma mão robótica que, através da leitura de SME, tenta recriar, com a maior precisão possível e naturalidade, os movimentos de uma mão humana, de um paciente que tenha sido amputado. “O seu acionamento será comandado pela tensão elétrica, capturada por eletrodos de superfície posicionados no coto do paciente, que será correspondente à atividade das unidades motoras dos grupos musculares próximos aos eletrodos”. (CUNHA et al., 2007, p. 339).

Tanto o trabalho de Souza (2011) como o de Cunha et al. (2007), são voltados para o uso médico que as interfaces humano-computador podem propiciar. Com grande relevância social eles contribuem para reabilitação de pacientes que perderam a facilidade de uso dos periféricos mais comuns (mouse e teclado) e ambos obtiveram sucesso em suas pesquisas, evidenciando os benefícios que o aprofundamento do estudo em IHC pode trazer à sociedade.

Também, pode-se aplicar sinais mioelétricos, como estudados por Cunha et al. (2007), para uso em exoesqueletos, como faz Abduch e Ruivo (2012) em seu trabalho de conclusão de curso. “Exoesqueletos são robôs equipáveis ou portáteis por seres humanos e que têm a função de auxiliar a movimentação destes” (ABADUCH; RUIVO, 2012, p. 2) e, também, realizam seus movimentos com base nos SME. Uma forma de leitura precisa destes sinais, sem intervenção de ruídos é o que o autor busca em seu trabalho, pois assim o exoesqueleto fará movimentos cada vez mais preciso, com uma resposta mais rápida, fazendo o movimento parecer mais natural.

Todos os trabalhos apresentados mostram como a interface humano-computador pode ser aplicada à sociedade. De aspectos operacionais, como o exoesqueleto, médicos, como o uso de uma prótese, funcionais, como telas sensíveis ao toque, até o entretenimento do ser humano. Estimulando a força ou substituindo membros humanos, o principal objetivo de uma interface é que o computador esteja cada vez mais presente, ajudando em tarefas diárias, parecendo mais natural e com tempo de resposta cada vez mais rápido.

2.1 ANATOMIA DO SEGMENTO DO ANTEBRAÇO

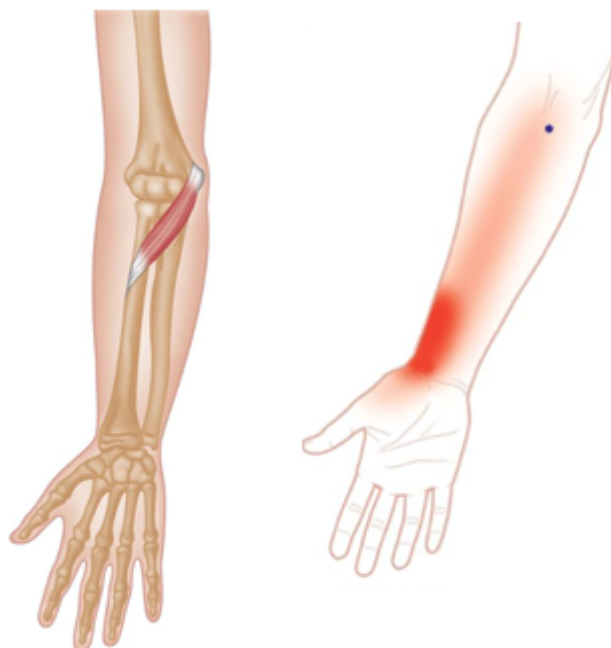
O segmento mão-braço, localizado entre a região do cotovelo e o punho, é o modelo adotado e utilizado para posicionamento dos eletrodos, visando obter os detalhes elétricos de suas ações.

Essa parte do corpo possui dentro de sua anatomia, principalmente, os músculos detalhados nos próximos itens.

2.1.1 Pronador redondo

Sua função é realizar a pronação do antebraço. Destacado na Imagem 1, o músculo pronador redondo tem origem comum a maioria dos músculos flexores, seu movimento funcional básico é, por exemplo, girar uma maçaneta. Serão responsáveis pela identificação do movimento de rotação do antebraço.

Imagem 1: Músculo pronador redondo



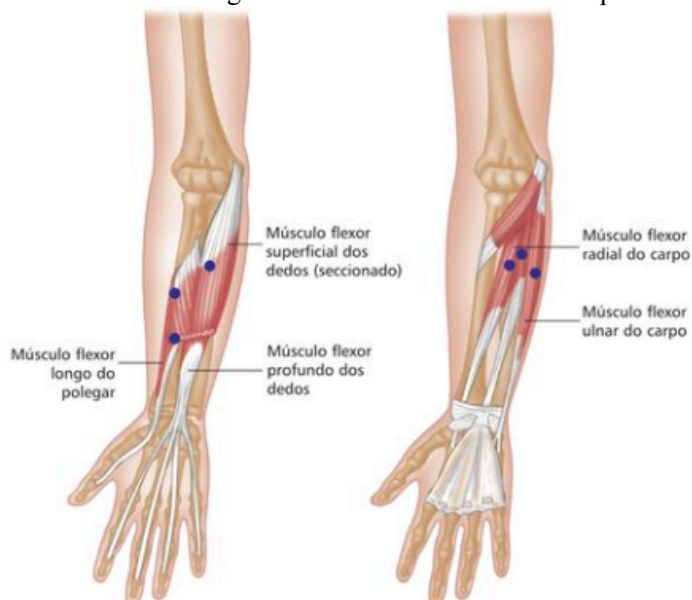
Fonte: Adaptado de JARMEY (2008).

2.1.2 Flexores do carpo

Os músculos flexores do carpo, Imagem 2, são divididos em músculo flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo, flexor superficial dos dedos e flexor profundo dos dedos. Todos com origem comum aos outros músculos flexores. São responsáveis principalmente pela flexão da articulação do punho (Imagem 3) assim como o flexor radial do carpo e o flexor ulnar do carpo também realizam a abdução do punho.

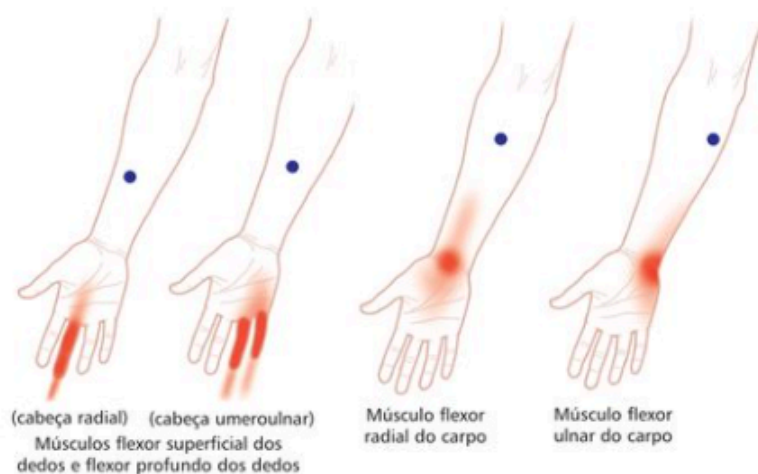
Seu movimento funcional básico é, por exemplo, puxar uma corda ou manusear um martelo. Eles serão responsáveis para identificação do movimento de flexão e extensão do punho.

Imagem 2: Músculos flexores do carpo



Fonte: Adaptado de JARMEY (2008).

Imagem 3: Ativação dos músculos flexores do carpo

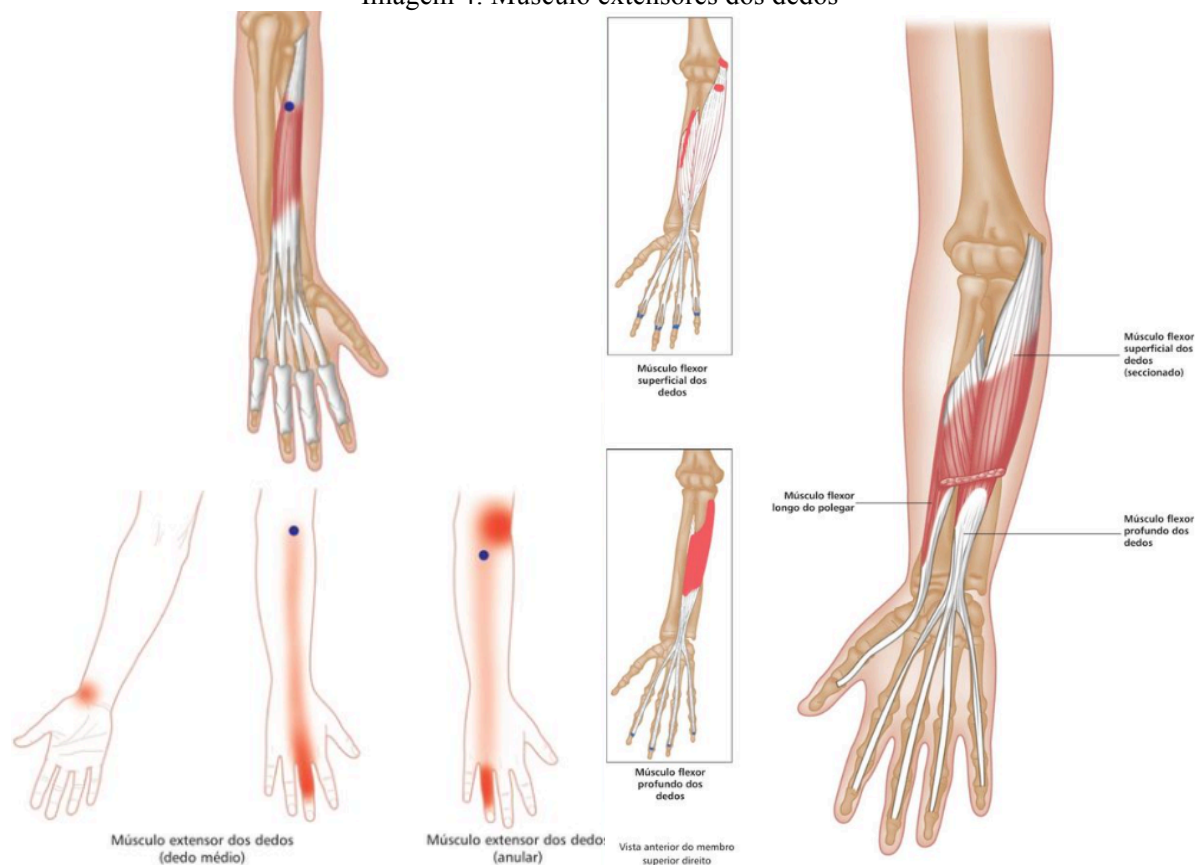


Fonte: Adaptado de NIEL-ASHER (2008).

2.1.3 Extensor dos dedos

Com origem comum a área dos tendões extensores, na região lateral do úmero (Imagem 4), realiza a extensão dos dedos e ajuda na divergência dos dedos (para afastá-los do dedo médio). Seu movimento básico é o de soltar objetos segurados com os dedos. Será usado para identificar o movimento de abertura do pulso.

Imagem 4: Músculo extensores dos dedos



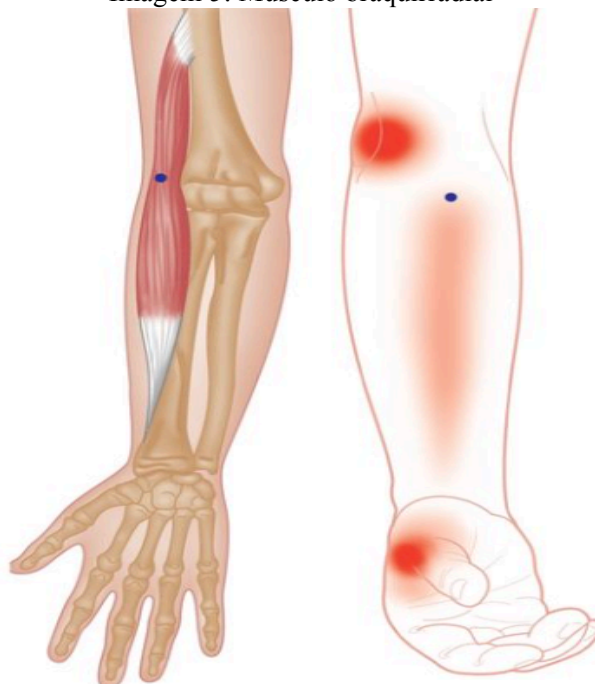
Fonte: Adaptado de JARMEY (2008).

2.1.4 Braquiorradial

Responsável por realizar a flexão da articulação do cotovelo (Imagem 5). Auxilia na pronação e na supinação do antebraço, mas somente quando estes são resistidos, como por exemplo girar um saca-rolhas.

Outros músculos pertencentes a essa região não tem significância no processo de aquisição de dados ou relevância anatômica para serem citados.

Imagem 5: Músculo braquirradial



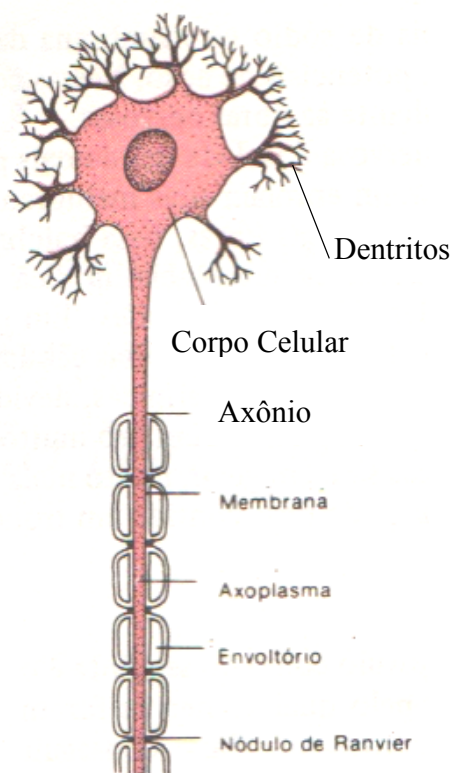
Fonte: Adaptado de NIEL-ASHER (2008).

2.2 NEURÔNIO MOTOR

O neurônio motor é (Imagem 6) conhecido por comandar diretamente a contração do músculo, através das fibras musculares. Ele tem uma adaptação específica para transmitir sinais neurais.

Os neurônios, segundo Tortora e Derrickson (2010), possuem três partes distintas: o Axônio, que é uma extensão citoplasmática fina e longa que tem a função de transmitir os impulsos aos outros neurônios ou tecidos; os Dendritos são curtas extensões citoplasmáticas, altamente ramificadas e espessas, o neurônio contém vários dendritos principais, estes são responsáveis por receber os impulsos e conduzi-los em direção ao corpo celular; e seu corpo celular, que contém um nucléolo e um núcleo bem definido.

Imagem 6: Neurônio motor



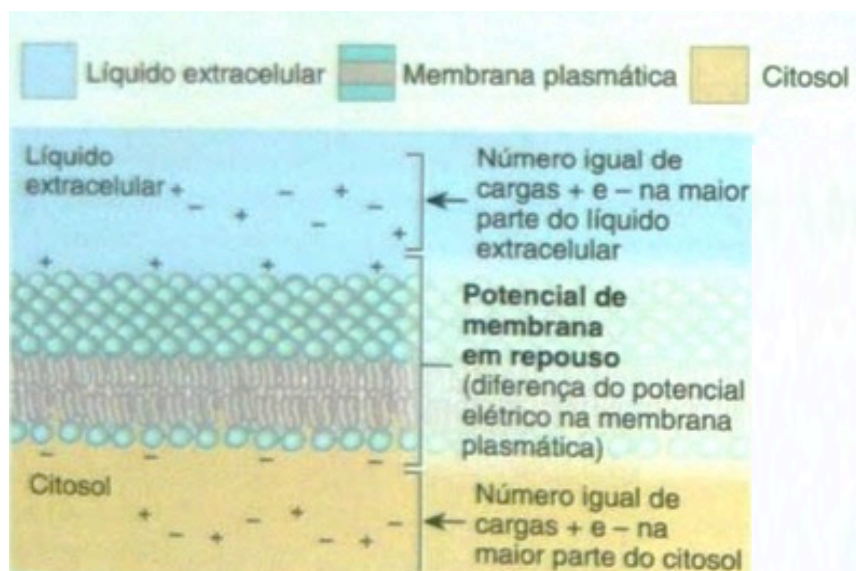
Fonte: Adaptado de Tortora e Derrickson (2010).

2.3 POTENCIAIS DE MEMBRANA

Todas as células do corpo humano possuem um potencial de membrana e “este potencial é causado por diferenças nas concentrações iônicas dos líquidos intra e extracelulares.” (GUYTON, 1985). Tais líquidos intracelulares possuem uma concentração muito elevada de íons potássio e os líquidos extracelulares é bem reduzida a concentração deste íon. Com os íons de sódio ocorre o oposto.

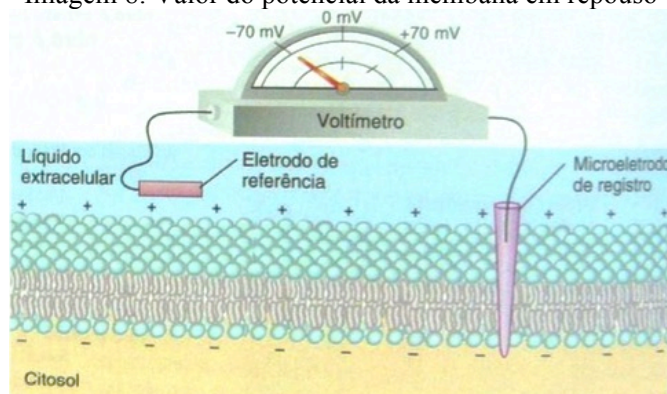
A membrana do axônio possui, como todas as membranas do corpo, uma bomba de sódio-potássio, que é responsável por transportar os íons de sódio de dentro da membrana para o líquido extracelular e transportar os íons de potássio fora da membrana para o líquido intracelular. Seu estado em repouso pode ser observado na Imagem 7.

Imagem 7: Estado repousado da membrana



Fonte: Adaptado de Guyton (1985).

Imagem 8: Valor do potencial da membrana em repouso



Fonte: Adaptado de Guyton (1985).

O valor observado na Imagem 8 pode ser calculado inserindo-se um microelétrodo de registro em uma membrana e colocando-se um eletrodo de referência no líquido extracelular. Segundo Tortora e Derrickson (2010), esse valor pode oscilar entre -40 e -90 mV. Estabelece-se como valor médio -70mV, como exibido na Imagem 8.

Guyton (1985), explica que a membrana em repouso é pouco permeável a íons de potássio, porém muito permeável a íons de sódio. Com a concentração de potássio no interior ele tende a sair da membrana, por ser um elemento com carga atômica positiva, ele carrega consigo cargas elétricas positivas para fora da membrana. Dentro dela ainda vão existir moléculas de proteína, fixas dentro da membrana, que possuem naturalmente uma carga elétrica

negativa, ocasionando em um interior eletricamente negativo. Tal diferença de cargas elétricas na membrana causa sua diferença de potencial.

2.4 POTENCIAL DE AÇÃO

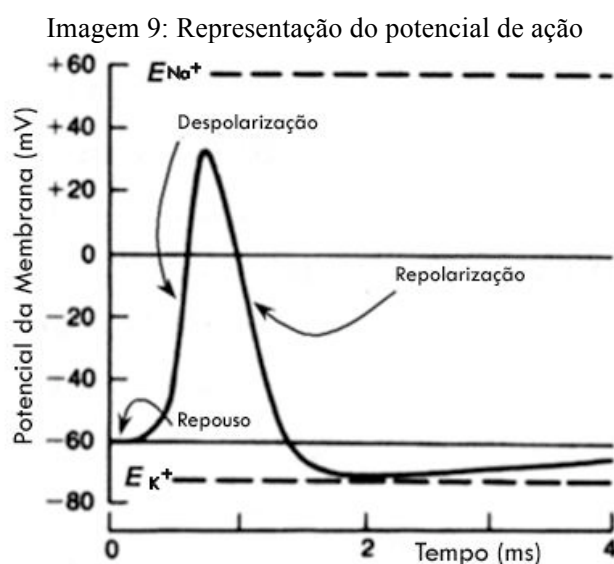
Dentro de uma fibra nervosa, “quando um sinal nervoso é transmitido, ele passa por uma série de modificações, estas são denominadas potencial de ação” (GUYTON, 1985). A membrana em repouso possui uma carga negativa, mas assim que começa o potencial de ação ela passa a ter, gradualmente, uma carga positiva e com o fim do potencial de ação e com o retorno ao estado de repouso, volta a ter uma carga negativa, a repetição dessa sequência em um intervalo de tempo muito pequeno pode ser denominado impulso nervoso, afirmam Tortora e Derrickson (2010).

As principais etapas na transmissão do impulso nervoso e da geração do potencial de ação, segundo Guyton (1985) são:

- **Despolarização:** quando a membrana é estimulada ela se torna permeável aos íons de sódio, permitindo então que eles adentrem ao líquido intracelular. Esta ação permite a difusão destes íons com grande facilidade pela membrana. Como a concentração de sódio interna é significativamente menor que a externa, o fluxo de sódio faz com que o interior se torne carregado positivamente em sua face interna e, negativamente na face externa. Exatamente o oposto do que se tem no estado de repouso.
- **Repolarização:** quando a quantidade de sódio dentro da membrana passa a ser muito grande, a concentração interna começa a impedir que novos íons migrem para o líquido intracelular, além de fazer com que a membrana se torne novamente impermeável a essa transferência de sódio, não obstante, ela se torna bastante permeável aos íons de potássio. Estes em grande concentração na região interna passam a se difundir para o líquido extracelular, levando consigo suas cargas positivas para fora da membrana e reestabelecendo a negatividade em seu interior. Voltando assim a seu estado de repouso. Esta fase ocorre poucos instantes após a fase de despolarização e dura não mais que milésimos de segundos.

Na Imagem 9 estão representadas essas duas etapas, junto ao momento de repouso da membrana ou da fibra muscular analisada, indicando sua tensão variando no tempo

durante a transmissão de um impulso nervoso. Deve-se salientar que, “quando o impulso está trafegando ao longo da fibra nervosa, essa fibra nervosa não pode conduzir um novo impulso até que sua membrana fique repolarizada. Esse período é chamado de período refratário.” (FAVEIRO, 2009)



Fonte: FAVEIRO (2009)

2.5 PLACA MOTORA

“A placa motora é a conexão entre o término de uma fibra nervosa [...] e uma fibra muscular esquelética.” (GUYTON, 1985).

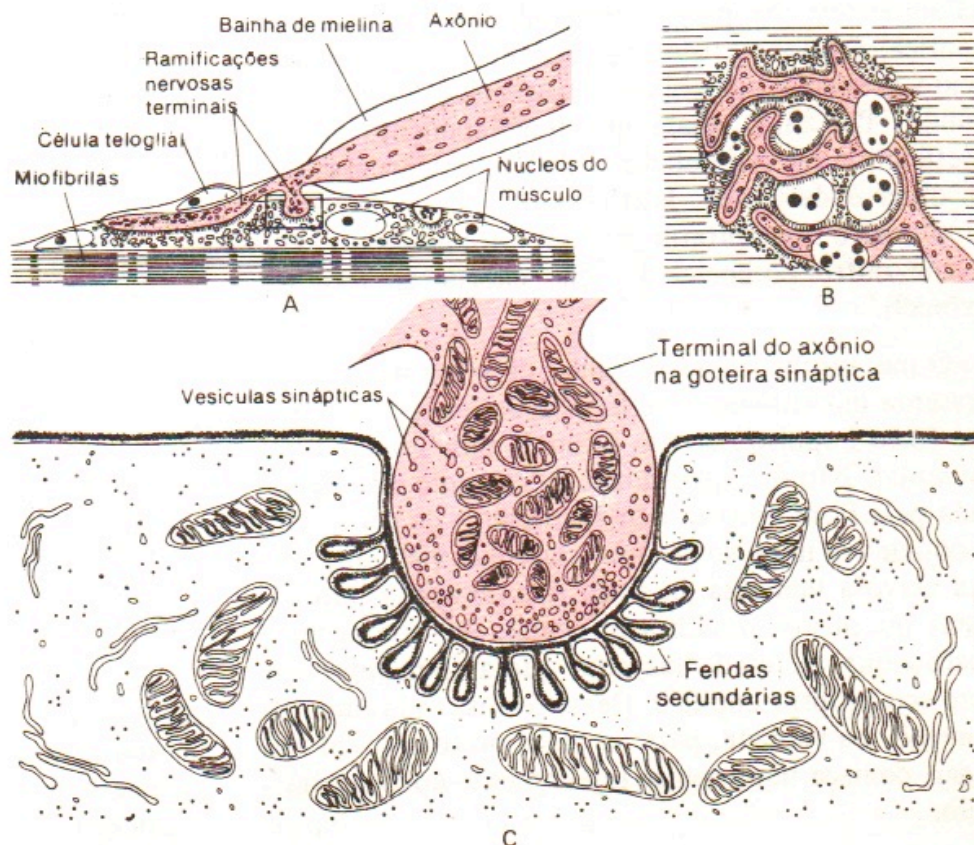
A Imagem 10 mostra diferentes aspectos da placa motora terminal. A fibra nervosa se ramifica dentro da placa motora formando uma rede de terminais axônicos, definidas também por Guyton (1985) por placas terminais. Cada um desses terminais é mergulhado em uma invaginação formada pela membrana da célula muscular embora permaneçam, fisicamente, fora desta membrana.

“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.” (FAVEIRO, 2009) No fundo da fenda sináptica existem várias pregas que tem o objetivo de aumentar a área de contato em as duas partes, isso ocorre de forma bastante eficiente.

Para a síntese do transmissor excitatório acetilcolina é necessário a energia proveniente das mitocôndrias, localizadas nos terminais axônicos, mais precisamente nas vesículas sinápticas, das fibras nervosas e são responsáveis por excitar as fibras musculares.

A Imagem 10 mostra em A, a sessão longitudinal através da placa motora. Em B, a visão superficial da placa motora e em C o aspecto à micrografia eletrônica dos pontos de contato entre as terminações dos terminais nervosos e da fibra muscular.

Imagem 10: Placa motora terminal



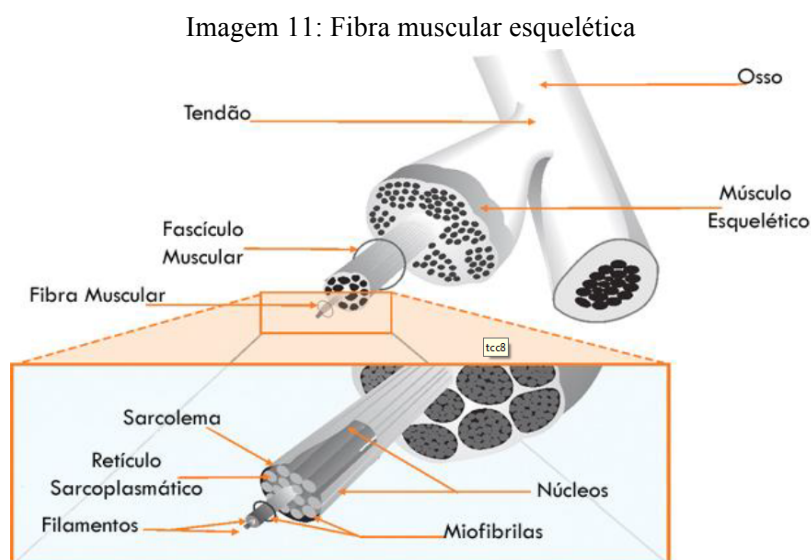
Fonte: Adaptado de Guyton (1985)

O axônio possui um neurotransmissor existente em sua extremidade com a finalidade de preencher espaços vazios e aumentar a área de contato entre as duas fibras. Quando existe um impulso esse transmissor se rompe (quimicamente), esvaziando seu conteúdo na superfície da fenda muscular. Como consequência, a membrana se torna altamente permeável a íons de sódio, iniciando o processo de despolarização da membrana. Essa despolarização produz um potencial de ação que se transmite nas duas direções da fibra e conforme ela passa provoca a contração muscular.

Outra enzima existente no axônio é responsável por decompor quimicamente o neurotransmissor citado a cima, faz com que a membrana seja capaz de se repolarizar, diminuindo a permeabilidade a íons de sódio e fique pronta para receber um próximo estímulo.

2.6 MUSCULO ESQUELÉTICO

A fibra muscular esquelética é composta, segundo a Imagem 11, por diferentes níveis de organização. Segundo Guyton (1985), além de numerosas fibras internas com tamanho entre 10 e 80 micrometros. Cada fibra, por sua vez, é composta por fibras menores.

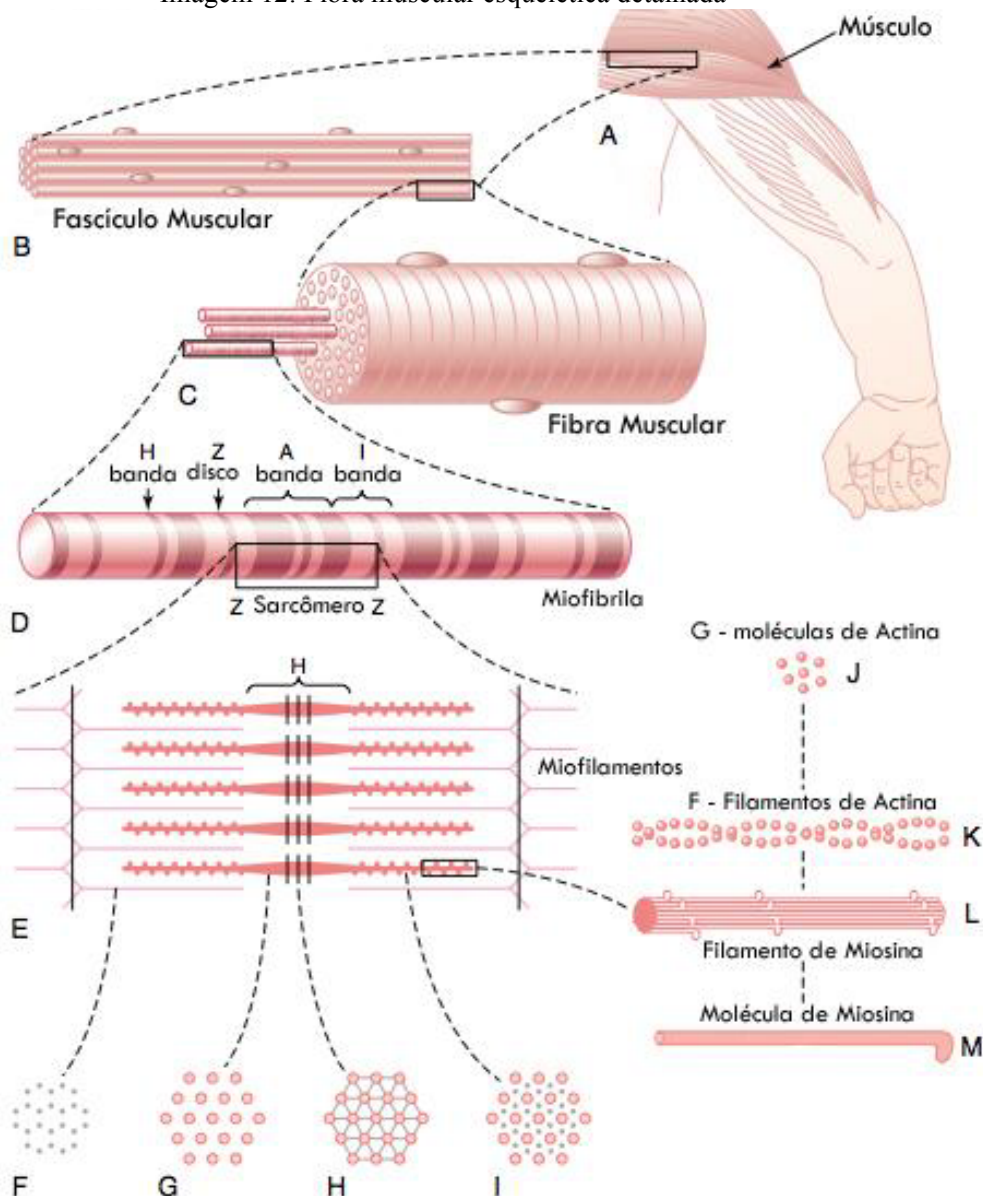


Fonte: FAVEIRO (2009)

A membrana celular da fibra, segundo Faveiro (2009), é chamada Sarcolema, que é formada por uma membrana plasmática que está fundida com fibras tendinosas, que por sua vez, juntam-se em feixes e formam os tendões musculares. Dentro da membrana existem Miofibrilas, estas são filamentos de actina e miosina, que são proteínas importantes no processo de contração muscular, formando os filamentos de menor tamanho dentro desta estrutura.

A Imagem 12 também mostra que os filamentos de actina estão fixados as miofibrilas, ou, segundo Guyton (1985), disco Z, que se estendem em ambas as direções da fibra. Dentro da miofibrila, existe uma área escura denominada de banda A. “Uma zona H no centro de cada banda A contém somente filamentos 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; DERRICKSON, 2010)

Imagem 12: Fibra muscular esquelética detalhada



Fonte: GUYTON (1985)

2.7 UNIDADE MOTORA

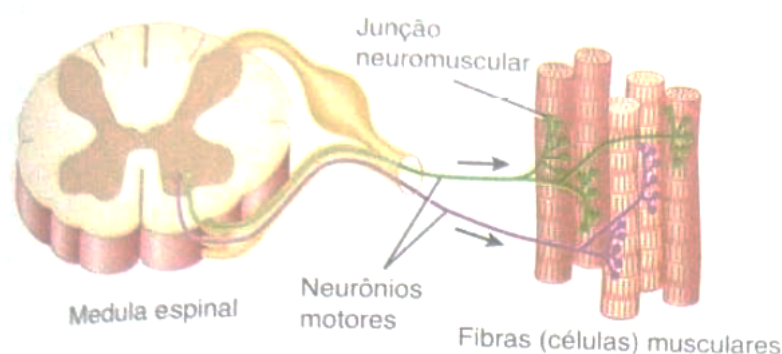
Cada fibra nervosa (Imagem 13) que sai da medula espinhal se liga a uma ou várias fibras musculares. O conjunto, diz Guyton (1985), de todas as fibras musculares ligadas a mesma fibra nervosa, denomina-se unidade motora. Os músculos pequenos, que precisam de uma contração mais precisa possuem, em suas unidades motoras, um número pequeno de fibras musculares, com bastantes fibras nervosas. Adversamente, os músculos maiores que fazem movimentos mais rústicos possuem uma grande quantidade de fibras musculares para poucas fibras nervosas. A estimulação em uma unidade motora, ao invés de colapsar o músculo

contraído de forma brusca uma pequena região, a organização das ramificações das fibras nervosas fazem com que uma grande porção do músculo seja levemente contraída.

Influenciam na força que o músculo exerce (sua força de contração), o número de fibras musculares presentes naquela unidade motora e a frequência de estímulos dados a essas fibras. Com o aumento da frequência, chega um momento em que um novo estímulo é dado antes do fim da contração, ocasionada pelo estímulo anterior, havendo assim uma sobreposição de contração, pois se soma, parcialmente, a força causada por ambos os estímulos. Quando essa frequência atinge um nível crítico, as contrações passam a se fundir e a contração passa ser contínua e uniforme, Guyton (1985) dá o nome de Tetanização a esse fenômeno.

Quando um neurônio envia uma potência de ação a uma unidade motora, pode haver atraso, para que unidades motoras diferentes entrem em atividade. Esses atrasos podem ser decorrentes do tempo de propagação do sinal elétrico entre as ramificações desde a medula até a membrana da fibra muscular ou pela natureza das descargas dos neurotransmissores nas junções neuromusculares.

Imagem 13: Unidade motora



Fonte: Adaptado de Guyton (1985)

“O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação das ‘n’ fibras de uma unidade motora, é chamado potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAP (*Motor Unit Action Potency*).” (FAVEIRO, 2009).

O MUAP possui um período de aproximadamente 2 a 10 ms e para períodos longos as unidades motoras devem ser estimuladas mais frequentemente.

Como um músculo pode possuir várias unidades motoras, sendo acionados por fibras nervosas diferentes e com MUAP’s diferentes. A obtenção de um MUAP pode ser feita captando-se apenas fibras de uma única unidade motora na área abrangida pelo eletrodo.

3 MATERIAL E METODOS EXPERIMENTAIS

Para realização deste trabalho foi estudada o comportamento de sinais mioelétricos (SME) no segmento mão-braço do ser humano assim como toda a fisionomia de nervos motores do mesmo segmento.

3.1 SINAIS MIOELÉTRICOS

A eletromiografia é um método de estudo superficial do corpo humano e seu estudo se dá através da análise dos registros de potenciais elétricos gerados no músculo durante uma contração muscular.

O prêmio Nobel concedido à Hobert S. Gasser e Joseph Erlanger, em 1944, por consequência dos seus estudos das características dos SME com um osciloscópio, abriu as portas para que a eletromiografia começasse a ser implementada em dispositivos de amplificação, detecção e apresentação em uma interface gráfica. Foi em 1939 que Denny Brown e Penny Backer, no Reino Unido, utilizaram essa solução, pela primeira vez, para análise clínica. (ORTOLAN, 2002).

Durante o século XX as pesquisas se intensificaram e aprimoraram-se por sua necessidade clínica e biomecânica. No fim dos anos 1960, com o começo do uso dos computadores para processamento e aprimoramento da forma de obtenção do sinal, resultou em informações mais consistentes (FAVEIRO, 2009), melhorando os diagnósticos e abrindo espaço para que os SME fossem usados não apenas no âmbito clínico, mas também, por exemplo, em engenharia de reabilitação e, mais recentemente, a adaptação em dispositivos que admitem o SME como sinal de controle.

O segmento muscular estudado é o segmento mão-braço, visando atribuir movimentos de controle para operar um computador, tal membro consegue ter posições intuitivas para o comando de uma máquina.

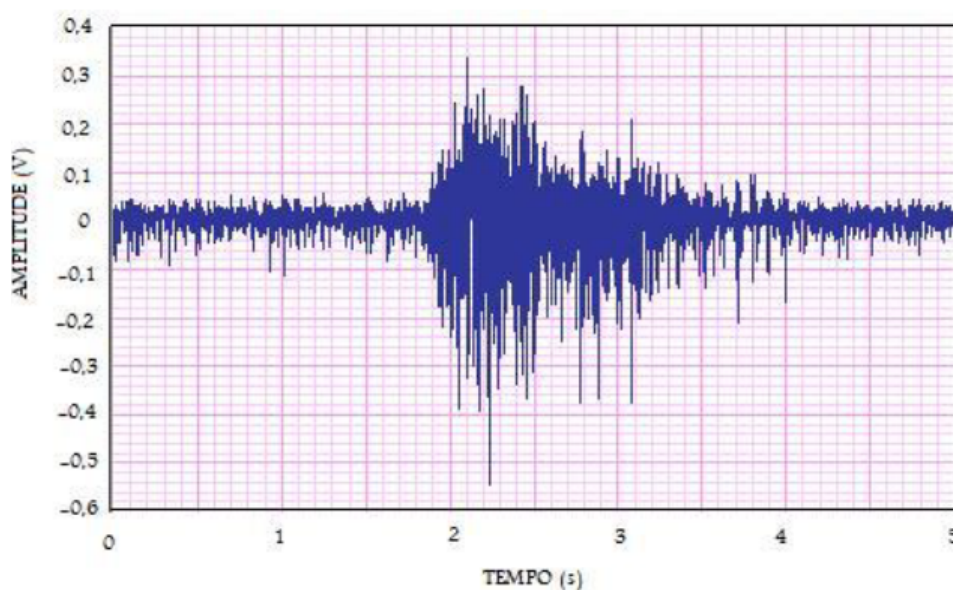
3.2 CARACTERÍSTICAS DO SME DE SUPERFÍCIE

As contrações musculares, algumas vezes, requerem o uso de um grupo muscular. Um conjunto de músculos que se ajudam para realizar o mesmo movimento, então “quando é feita a aquisição de dados por eletrodos de superfície, pode conter sinais de vários músculos” (ORTOLAN, 2002).

Considerando que, as diferenças entre os processos de contração dos músculos são dependentes da quantidade de fibras musculares, e conta, com uma diferença de tempo no envio dos impulsos nervoso, Luca (1993) caracteriza o EMG (sigla em inglês para eletromiografia) como um processo estocástico, ou seja, ele aproxima a função densidade espectral por uma função gaussiana e a amplitude do sinal é uma variável gaussiana de média zero, cita Faveiro (2009, *apud* Barros 2005).

“Está representado [Gráfico 1] um sinal mioelétrico amplificado captado durante a extensão do punho com eletrodos de superfície localizados no músculo flexor ulnar do carpo.” (FAVEIRO, 2009).

Gráfico 1: Pico de contração muscular



Fonte: FAVEIRO (2009)

A maior parte da energia se concentra entre 50 e 150 Hz, variando de 0 a 5 mV (pico a pico) e sua frequência variando de 0 a 500 Hz em sua totalidade. Esses valores podem se alterar de acordo com o músculo analisado.

Um sinal EMG não amplificado, segundo Konrad (2005), se medidos na pele tem tensão típica entre alguns microvolts (μV) e 2 ou 3 milivolts (mV).

3.2.1 Aquisição do SME

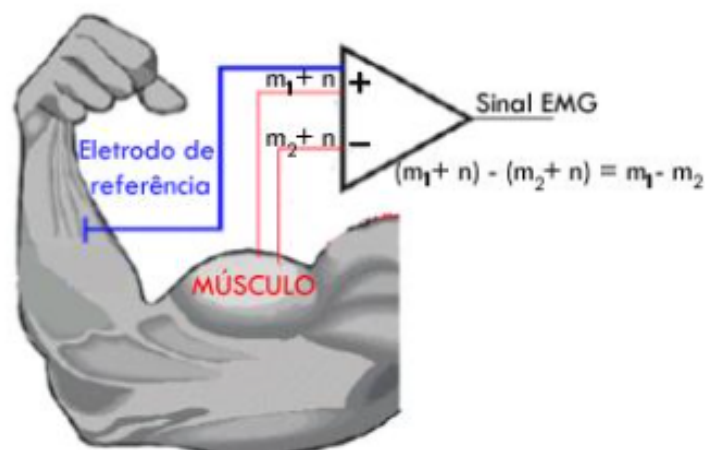
A aquisição do sinal da eletromiografia de superfície se dará através de eletrodos. Estes podem ser classificados em eletrodos invasivos e não invasivos e ser configurados em monopolar e bipolar. Ambas as configurações (Imagem 14) se faz necessário o uso de um

eletrodo terra, posicionado em um músculo que esteja o mais perto possível do estado de repouso.

Em eletrodos monopolares, além do eletrodo terra tem-se um único eletrodo de medição e o valor obtido é resultado do cálculo da diferença de leitura entre os eletrodos de medição e terra.

Em eletrodos bipolares, além do eletrodo terra, usam-se outros dois eletrodos de medição, dispostos paralelamente na direção da fibra muscular. O valor resultante é obtido através da diferença dos dois sinais medidos pelos eletrodos de medição e depois comparado ao eletrodo terra. A figura abaixo exemplifica como isso acontece.

Imagem 14: Posicionamento dos eletrodos



Fonte: FAVEIRO (2009)

Os eletrodos utilizados serão do tipo não invasivos. O material mais indicado para uso em eletromiografia, explica Faveiro (2009) são os eletrodos confeccionados com prata e revestidos com cloreto de prata (Ag-AgCl), pois, é um metal não polarizável, e evita o surgimento de *offset* nos eletrodos de detecção.

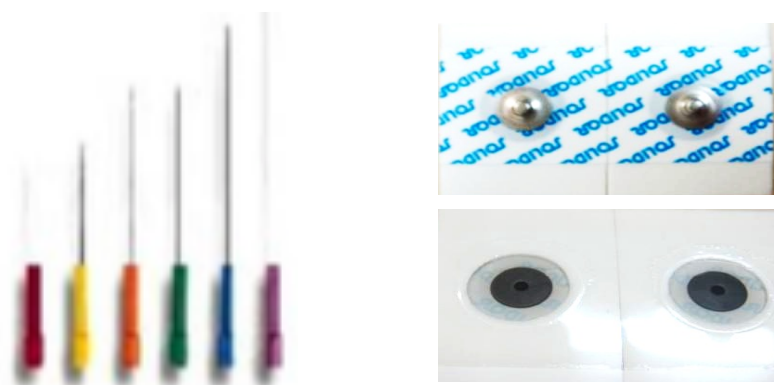
3.2.1.1 Eletrodos invasivos e não invasivos

Os sensores invasivos (Imagem 15) têm o formato de agulha concêntrica e tem uma precisão de leitura maior do que o sensor não invasivo. O sensor possui um eletrodo ativo na ponta e a diferença de potencial entre este eletrodo e o corpo da agulha é registrado e enviado até o computador que está fazendo a análise.

Percebe-se que os sensores invasivos, pela capacidade de se aprofundar mais, se torna mais preciso e é capaz de monitorar a região desejada com um grau de detalhamento muito maior do que os sensores não invasivos.

Os sensores não invasivos são usados para capturar o potencial de atividades voluntárias e não voluntárias dos músculos sob o qual é posicionado, também pode determinar sua duração e intensidade. O uso desse tipo acaba por propiciar o surgimento do efeito de *cross-talk* pelo fato do eletrodo ser posicionado em cima de um grupo muscular e captar sinais de potenciais de ação diferentes. “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.” (FAVEIRO, 2009). Usa-se também, para o aumento da condutividade elétrica e da área de contato com a pele um álcool gel, que não contem sal.

Imagem 15: Eletrodos invasivos e não invasivos



Fonte: MORAES (2010)

3.2.1.2 Pré-amplificação do eletrodo

O conceito de estado da arte prefere que sejam usados pré-amplificadores nos cabos dos eletrodos. Como seu sinal original é muito pequeno (na grandeza de microvolts até milivolts), o amplificador ajudaria o sinal a chegar com uma intensidade maior até o conversor analógico-digital, que poderia conseguir uma taxa de amostragem mais precisa, sem perder nenhuma parte do sinal por falta de intensidade. Os eletrodos que possuem essa amplificação, explica Konrad (2005), são denominados eletrodos ativos.

Prefere-se que tais amplificadores sejam posicionados próximos ao local de contato com a pele, para que haja a menor distância de fios possível, isso faz com que uma possível interferência ôhmica, resultante da resistência do fio, interfira no sinal que se deseja medir.

O sinal é amplificado normalmente por um fator de ganho de 500 até 1000, diz Konrad (2005), onde a impedância de entrada deve ter um valor mínimo de 10 vezes a impedância dada pelo eletrodo. Winter (apud KONRAD, 2005) sugere a impedância de entrada seja próximo de 1 até 10 megaohm ($M\Omega$), assim como indica que faixa de frequência do amplificador deveria iniciar de 10 Hz em passa-alta e ir até 500 Hz em passa-baixa. Qualquer ruído é indesejado

3.2.1.3 Posicionamento do eletrodo

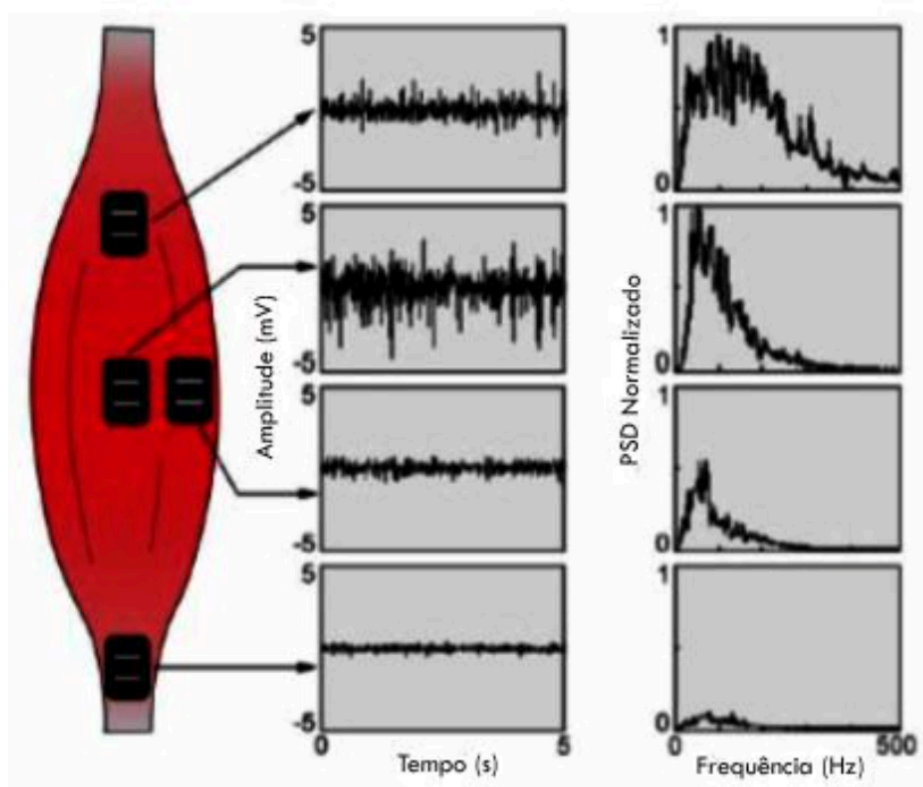
“Para se obter a máxima potência do sinal, o eletrodo deve ser posicionado na parte ventral do músculo. As entradas diferenciais devem ser posicionadas na direção das fibras musculares.” (BASMAJIAN; LUCA, 1985).

As áreas laterais do músculo são pouco apropriadas para medição pois se fazem presente poucas unidades motoras na área limitada pelo eletrodo. A área de inervação nas extremidades dos músculos também não é recomendada por conter a junção de vários tipos de unidades motoras semelhantes causando uma abrangência de sinais indesejados.

Alguns cuidados com o posicionamento devem ser tomados, como escolher um local que não obstruam a visão ou movimentação do usuário. A proximidade entre os músculos pode resultar no fenômeno de *cross-talk*, fornecendo um sinal pouco preciso e ruidoso, esse efeito pode ser minimizado selecionando o tamanho dos eletrodos e o espaçamento entre eles. Para captação de um sinal mais claro devem-se posiciona-los paralelamente às fibras, o que também ajuda a melhorar a seletividade e a sensibilidade.

Como o posicionamento do eletrodo influencia na amplitude do sinal é exibida na Imagem 16.

Imagem 16: Influencia do posicionamento do eletrodo



Fonte: Adaptado de Luca (1993)

3.2.2 Configurações de aquisição

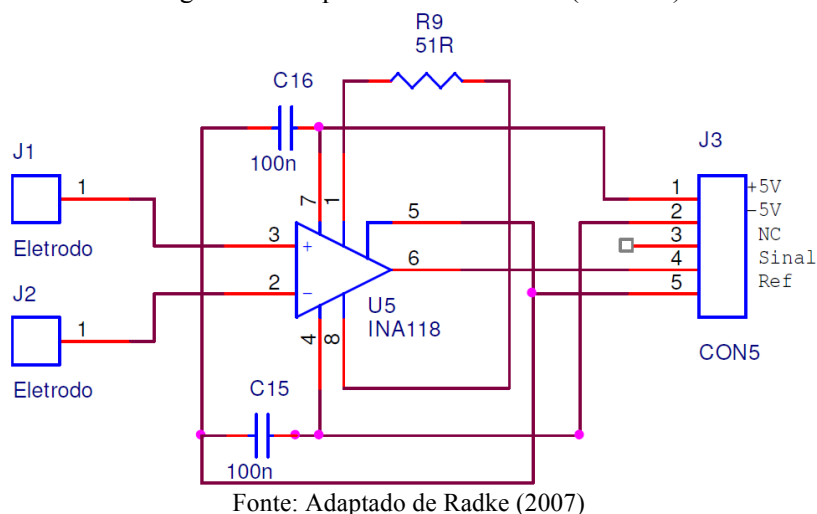
As recomendações de um eletrodo diferencial, segundo Luca (1993), com superfícies de detecção constituídos por duas barras paralelas de 1 cm de comprimento, entre 1 e 2 mm de largura e separados por 1 cm de distância. Largura de banda de 20 a 50 Hz com um roll-off de, pelo menos, 12 dB/oitava. Um índice de rejeição de modo comum maior que 80 dB. Um ruído menor que $2\mu\text{V rms}$ (entre 20 e 400 Hz) com uma impedância de entrada de no mínimo 100 M Ω .

3.3 ELETROMIÓGRAFO

O eletromiógrafo é o equipamento que capta os SME. Com a amplificação adequada ele é responsável por filtrar o máximo possível de ruídos, fazendo discretizado apenas o sinal de interesse. As Imagens 17, 18 e 19 mostram os circuitos utilizados.

O equipamento usado é equipado com um amplificador diferencial (INA118) em cada cabo, localizado o mais próximo possível dos eletrodos.

Imagem 17: Amplificador diferencial (INA118)



Dado as características do sinal desejado, “o eletromiógrafo construído possui dois filtros analógicos passa-baixas de segunda ordem em cascata com a frequência de corte em 800 Hz e dois filtros passa-altas de segunda ordem em cascata com frequência de corte em 20 Hz.” (RADTKE, 2007). A imagem a seguir mostra a topologia dos filtros *Butterworth* usados.

Imagem 18: Filtro passa-alta

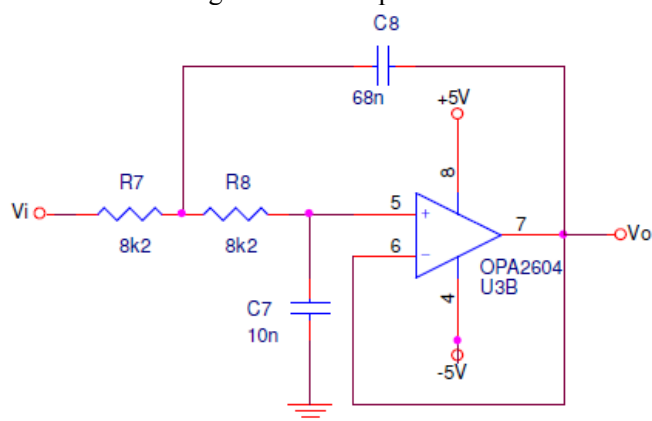
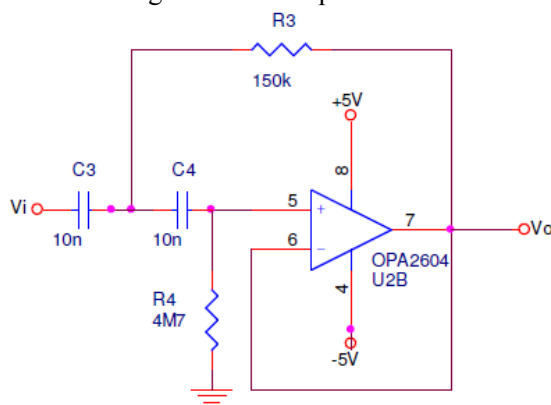


Imagem 19: Filtro passa-baixa



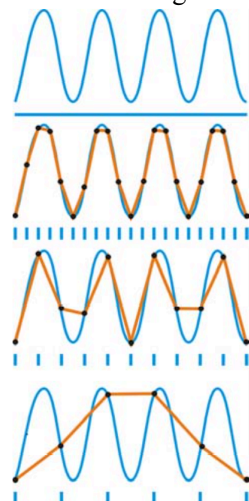
Fonte: Adaptado de Radke (2007)

3.4 CONVERSOR ANALÓGICO-DIGITAL

Um fator importante para se obter uma tradução de forma precisa é termos uma amostragem de frequência ideal. O fator de amostragem que o conversor A/D (analógico-digital) determina a voltagem do sinal de entrada deve ser no mínimo duas vezes maior que a frequência máxima esperada do sinal. Isso é definido pelo teorema da frequência de *Nyquist*.

Para o EMG, como já citado, a maioria do sinal se encontra entre 10 e 250 Hz, e requer um amplificador com banda configurado de 10 até 500 Hz resultando em uma frequência de amostragem de pelo menos 1000 Hz, ou até 1500 Hz para evitar a perda de sinal. O Gráfico 2 mostra as possíveis amostragens dependendo da frequência de amostragem.

Gráfico 2: Amostragem do SME



Fonte: KONRAD (2005)

3.5 PROCESSAMENTO DE DADOS

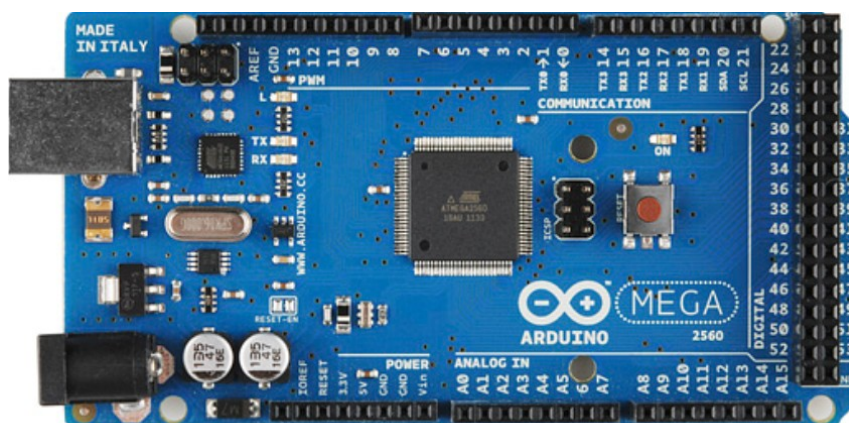
Para o propósito de interpretar o sinal recebido por diferentes sensores, é utilizada a plataforma de prototipagem eletrônica de hardware livre Arduino e seus *shields*, devido a sua fácil programação de alto nível.

3.5.1 Arduino

De acordo com McRoberts (2011) o Arduino, como exibido na imagem 20, é um processador usado para programar e, com o uso de entradas e saídas de sinais, ele pode comandar o dispositivo e os componentes externos conectados a ele.

O Arduino é o que se pode chamar de plataforma de computação física ou embarcada, ou seja, um sistema que pode interagir com seu ambiente por meio de hardware e software.

Imagem 20: Arduino Mega



Fonte: ARDUINO (2014)

Suas entradas analógicas, as que são utilizadas neste projeto, suportam uma variação de 0V até 5 V, sendo assim ideal para aplicação do SME pós-amplificado.

A comunicação com o computador é feita através da própria saída USB, que também fornecerá alimentação à placa.

Como são analisados três sinais simultaneamente, a placa mais vantajosa para utilização é a placa Arduino Mega (Arduino, 2014), pois, sua interface é compatível com o

sistema de aquisição de dados em tempo real do MatLab (Sistema Matemático de Simulação). Para uma futura aplicação comercial desta pesquisa será desejável um microcomputador por ser mais portátil.

3.5.2 Shield Muscle Sensor V3

O *Muscle Shield* é uma placa de aquisição de dados disponível no mercado. É comercializada para desenvolver aplicações com aquisição de dados de sinais biológicos.

3.6 PLATAFORMA DE SOFTWARE

O programa escolhido para realizar toda a parte macro de software do projeto, assim como estabelecer a comunicação de dados com o Arduino, foi o MatLab. Sua plataforma em linguagem C e de fácil implementação. Facilita o processo de criação de uma interface gráfica e todo desenvolvimento de código necessário para o projeto. Além de oferecer funções e códigos pré-compilados que, facilitam e agilizam o funcionamento da interface, ele também oferece, em conjunto com algum compilador mais robusto (como por exemplo o Xcode ou Microsoft Visual Studio), a oportunidade de compilar todo o programa em um executável próprio, capaz de ser executado em qualquer máquina que atenda aos requisitos básicos estabelecidos. Dentro da interface do MatLab ele pode rodar em ambientes Windows, Macintosh e Linux.

O MatLab, produto da *MathWorks* (2015) é um ambiente de computação em alto nível que permite explorar e prototipar ideias, além de, colaborar com disciplinas através de *add-ons* como processamento de imagem e sinal, comunicações, controle de sistemas e economia computacional.

Os componentes oferecidos pela plataforma para o desenvolvimento do projeto são:

- Figuras, estas representam a interface gráfica própria, onde o usuário irá interagir;
- O editor, local onde se escreve todas os scripts, funções e linhas de código de funcionamento do programa;
- O *workspace*, local onde são armazenadas todas as variáveis criadas durante a execução do código.

3.6.1 Aquisição do banco de dados

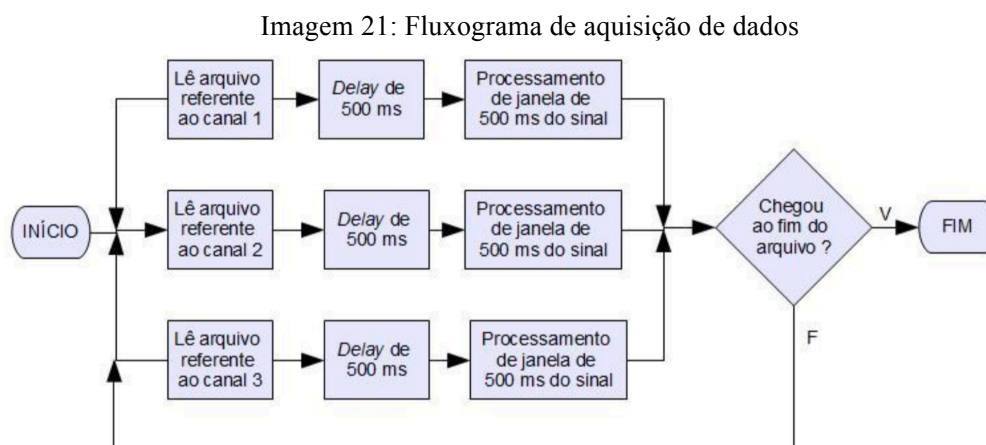
Antes do SME poder ser utilizado ele precisa passar por uma série de procedimentos, para garantir a confiabilidade do sistema e sua padronização. Estes procedimentos, como retificação, ajuste de offset, calibração, entre outros, estão explicados mais detalhadamente a seguir.

3.6.1.1 Banco de dados

Após a pré amplificação dos eletrodos e o canal ser limpo através dos filtros ele chega a porta analógica do Arduino. A rotina desenvolvida lê a variação de tensão de entrada e a converte em um arquivo *timeseries*, variável do MatLab com extensão “.ts” em que a primeira coluna marca o tempo decorrido, de acordo com a taxa de amostragem indicada pelo usuário. A segunda coluna com o valor de tensão detectado. Para padronização do sinal, é sempre solicitado que o usuário repita o movimento 10 vezes, isso nas rotinas de aquisição off-line ajudando nos testes de validação do sistema. Os canais são salvos em arquivos separados.

3.6.1.2 Aquisição Off-line

O processamento off-line é realizado lendo os arquivos *timeseries* anteriormente adquiridos. O sinal é lido em janelas de processamento, previamente determinado pelo usuário, no qual tem um valor padrão de 500ms. A Imagem 21 mostra o fluxograma desenvolvido para o projeto.



Fonte: FAVEIRO (2009)

3.6.1.3 Aquisição On-line

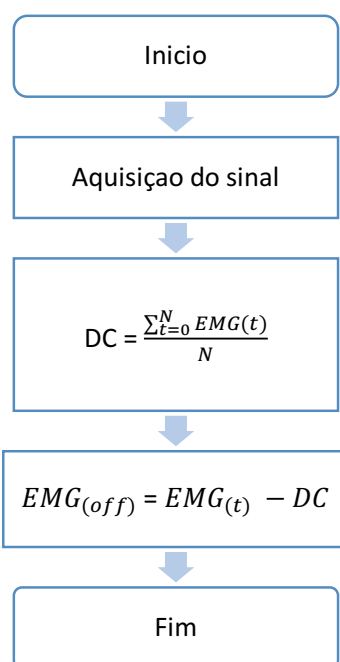
A diferença do processamento online é que ele ocorre simultaneamente com as outras funções do programa, sendo chamado sempre que necessário pelo programa. Tendo como entrada, assim como no processamento off-line, três canais analisados separadamente em janelas de duração estabelecidas pelo usuário.

3.6.1.4 Ajuste do offset

Muitas vezes, conforme o sinal se propaga pelo circuito e passa pelo pré-amplificador e pelos filtros, finalmente, chegando à entrada analógica do microprocessador, ele pode adquirir ruídos, seja por causa da interferência de ondas eletromagnéticas externas ou pela alimentação das placas e dos *CI's* (Circuito Impresso) utilizados na montagem. Este componente soma-se ao EMG deslocando-o no eixo de tensão, a tal deslocamento, dá-se o nome de componente DC.

A função de ajuste do offset (Imagem 22) trata-se da remoção deste componente DC do sinal e este é encontrado através do cálculo da média do sinal, conforme o fluxograma da Imagem 22.

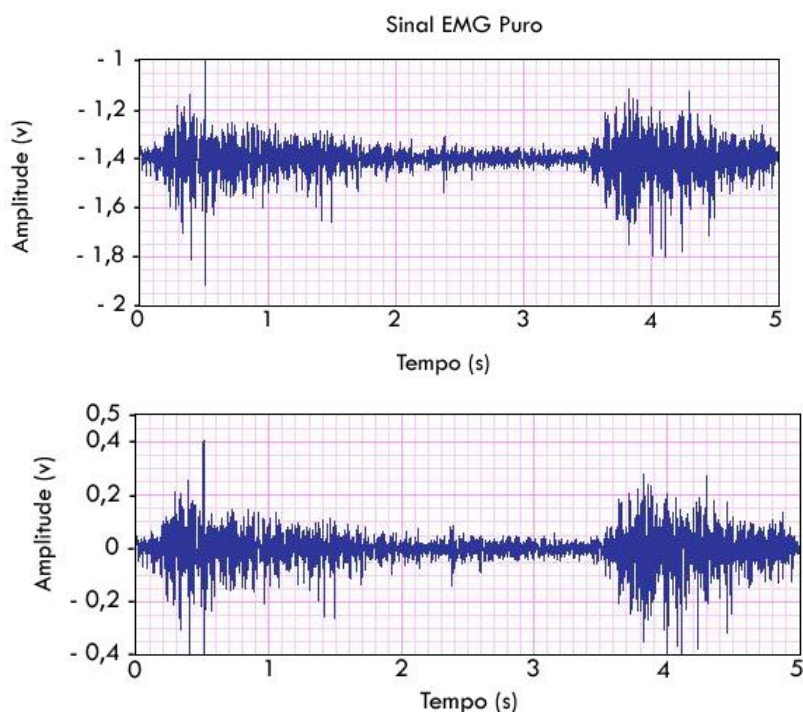
Imagem 22: Fluxograma de ajuste de *offset*



Fonte: do Autor

No Gráfico 3 pode-se observar um exemplo de EMG puro capturado por cinco segundos com amplitude máxima de aproximadamente 0.4V e logo a seguir, o mesmo sinal, com o ajuste de offset realizado.

Gráfico 3: Sinal EMG após ajuste de *offset*



Fonte: FAVEIRO (2009)

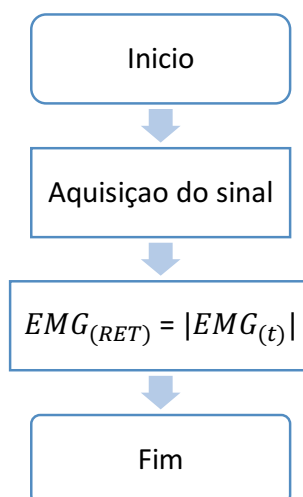
3.6.1.5 Retificação do sinal

Quando trabalhamos com conversão AD, é muito comum retificarmos o sinal, para facilitar o tratamento dos dados e sua integração. Esta técnica pode ser aplicada tanto em hardware como em software e possui dois tipos: retificação de meia onda e, retificação de onda completa. No primeiro tipo apenas excluimos do sinal, todos os valores negativos, ou seja, serão substituídos por 0. Na retificação completa, transformamos todos os valores negativos, em valores positivos.

Por motivos técnicos a técnica escolhida neste trabalho será a retificação completa, pois não há perda de amostras e, em software, pois assim não adicionamos mais fatores de erro no circuito.

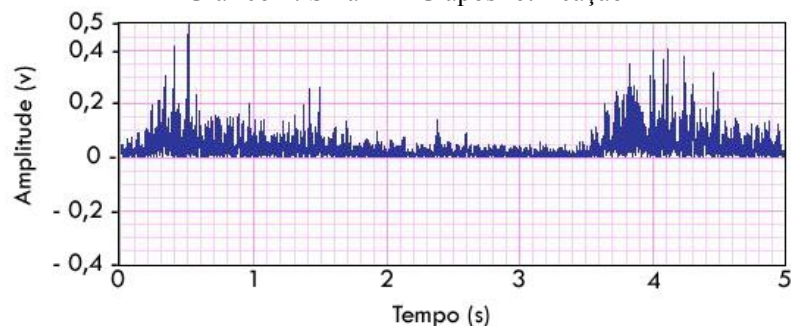
Tendo como base o sinal EMG puro apresentado no Gráfico 3, podemos observar o resultado, no Gráfico 4, quando realizamos o procedimento de retificação completa simplificado no fluxograma representado na Imagem 23.

Imagem 23: Fluxograma de retificação do sinal



Fonte: do Autor

Gráfico 4: Sinal EMG após retificação



Fonte: FAVEIRO (2009)

3.6.1.6 Janelamento

Após a obtenção do sinal já retificado, em todas as rotinas de processamento existe uma função de janelamento, está se faz necessária pois precisamos analisar todos os canais simultaneamente no domínio do tempo.

O EMG é janelado em um período padrão de 500 ms. Este valor foi definido pois proporciona uma boa quantidade de amostras e ainda consegue ser específico o suficiente para determinar se, naquele momento, esta-se analisando um período de relaxamento ou contração muscular.

A função possui como entrada o sinal já retificado e o primeiro passo é a obtenção do pico máximo de tensão de todo o sinal. Usaremos 30% desse valor como referência para saber se esta acontecendo ou não um movimento no período analisado. O valor de 30% é

padrão, pois nos ensaios foi verificado que, no mesmo período, um sinal de relaxamento normalmente tem 10% da amplitude de um sinal de contração, sendo assim uma margem segura para análise, embora esse valor também possa ser modificado pelo usuário.

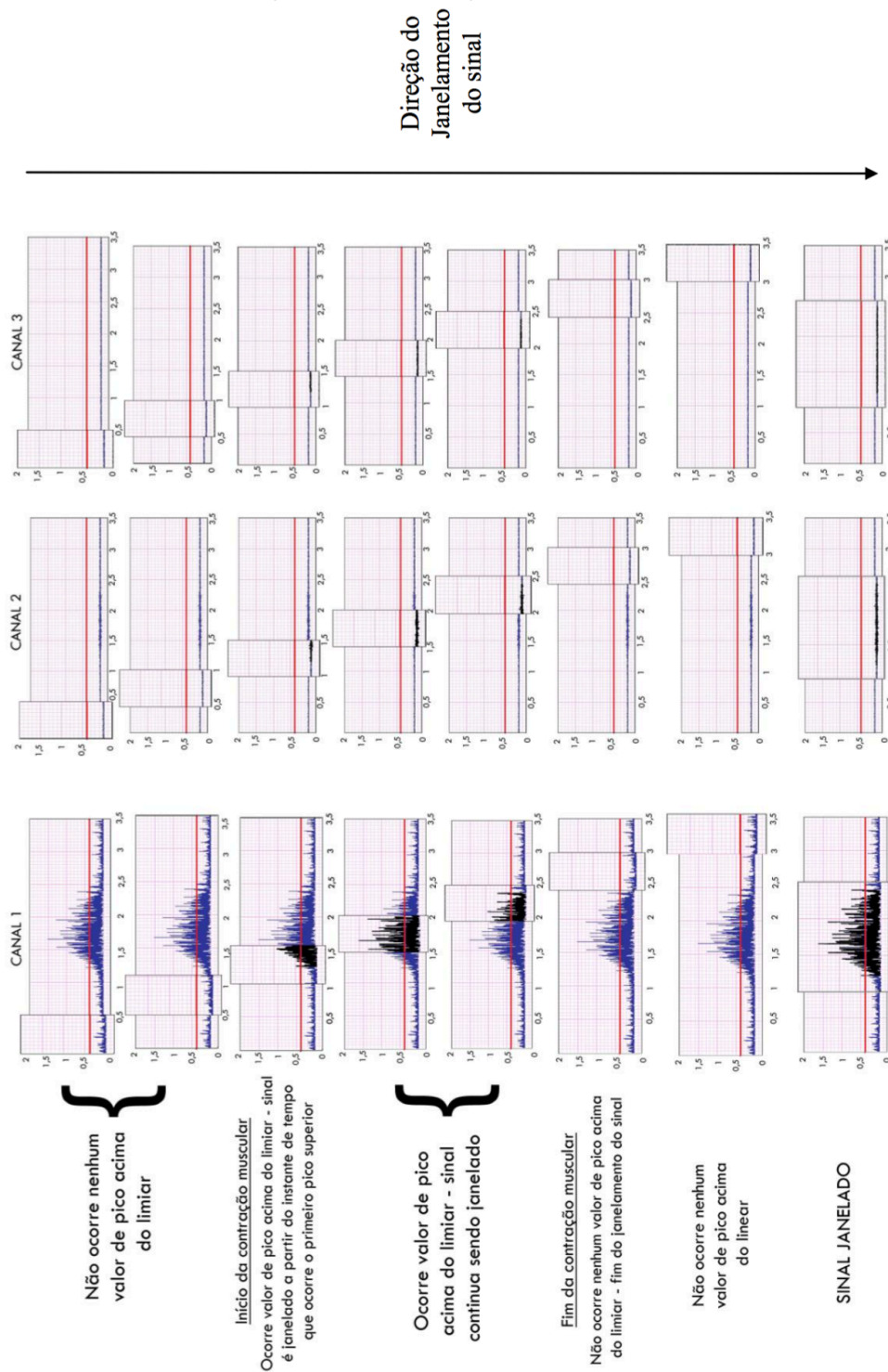
Para se conseguir identificar uma contração, analisa-se cada período de 500 ms isoladamente do sinal original, a este conjunto de dados dá-se o nome de *frame*. Para cada *frame* se calcula a média de todos os valores de pico de tensão, se a média obtida for superior a referência de 30% citada a cima, então, trata-se de uma contração e esse *frame* será janelado, caso contrário, as amostras serão descartadas. Se o próximo *frame* também é identificado como sendo uma contração, ele também será janelado e isso irá se repetir até se chegar ao fim do sinal de entrada. O sinal janelado então é adicionado a um novo vetor.

Esse processo, como já foi citado, ocorre simultaneamente e, quando é identificado uma contração em qualquer um dos canais, todos eles passam a ser janelados, independente do que esteja acontecendo nos outros dois.

Cria-se, então, um novo vetor para cada canal, para armazenar seu respectivo sinal janelado resultante.

O diagrama de blocos exemplificado pode ser observado na Imagem 24.

Imagem 24: Rotina de janelamento do sinal



Fonte: FAVEIRO (2009)

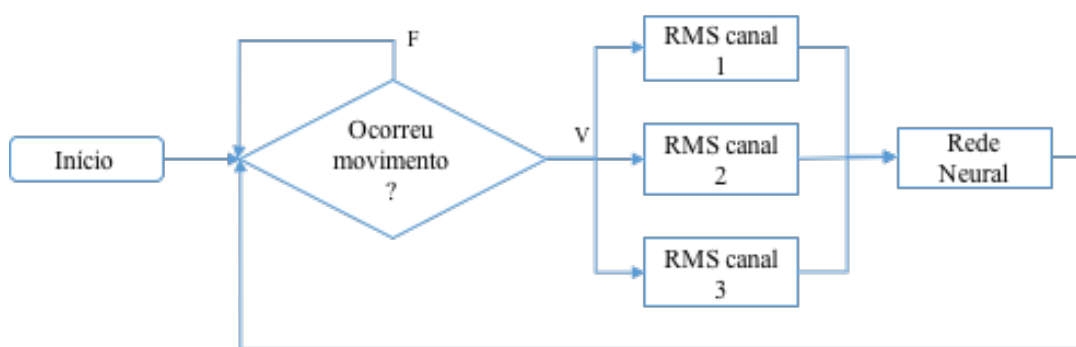
3.6.1.7 RMS

O RMS (*Root Mean Square*), sigla em inglês para o valor quadrático médio é um valor muito comum em qualquer análise de sinais biológicos. Ele é uma medida estatística da magnitude de um conjunto de amostras e pode ser obtido calculando-se a raiz quadrada média aritmética dos quadrados das amostras, como pode ser observado na equação 1 a seguir:

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

Na equação a cima o valor EMG(t) representa o valor de tensão do canal no momento t, onde t_i é o instante inicial e T é o período total de amostragem do sinal. Conforme ocorre o Janelamento é salvo em um novo vetor o valor RMS obtido dos 3 canais. Esta variável servira de entrada para o processamento posterior, conforme é exemplificado na imagem 25 a seguir.

Imagem 25: Fluxograma de processamento



Fonte: do Autor

3.6.1.8 Taxa de amostragem

A taxa de amostragem ideal calculada para processar e digitalizar da forma mais íntegra possível o SME foi de 1000 Hz. O cálculo tem em consideração a faixa de frequência delimitado pelos filtros, entre 20 e 500 Hz. A frequência de amostragem de um sinal analógico, segundo o Teorema de *Nyquist*, deve ser igual ou maior a duas vezes a maior frequência do espectro deste sinal. Para que possa ser reconstituído com o mínimo de perda de informação.

Assim, com essa frequência de amostragem definida como padrão, embora possa ser modificada pelo usuário, a aquisição será a cada 1 ms.

3.6.2 Calibração

A calibração do sistema tem como objetivo sua generalização. Com a etapa de calibração, todos os parâmetros de referência podem ser reestabelecidos para qualquer usuário que tentar utilizar o programa, pois cada indivíduo possui sinais musculares diferentes e, como já foi citado, a posição do eletrodo também pode estar incorreta e assim interferir no sinal amostrado. A interface disponibilizada para o usuário esta na imagem 26, a seguir.

Imagem 26: Interface de calibração

The image shows a software interface for calibration. On the left, there are three input fields labeled 'Canal 1', 'Canal 2', and 'Canal 3', each with a 'Browse File' button to its right. Below these is a 'Repouso' input field with another 'Browse File' button. Underneath are three buttons: 'Testar CH1', 'Testar CH2', and 'Testar CH3'. Below each test button is an 'OK' checkbox. Further down are two input fields: 'Média Repouso:' and 'Média cvm:', each with an 'OK' checkbox. At the bottom left is a 'Repouso' button. On the right side, there is a section titled 'Sistema de captura de dados' containing two radio buttons: 'Online' (unselected) and 'Offline' (selected). Below this is a 'Samples/s:' label with an input field containing '1000'. Underneath is a 'Duracao do sinal:' label with an empty input field. At the bottom right of this section is a 'Voltar' button.

Fonte: do Autor

A calibração é realizada selecionando-se sinais para os três canais, estes devem conter somente amostras de uma contração voluntária máxima (CVM) de cada músculo e, um sinal de repouso absoluto do braço.

Conforme é exemplificado no fluxograma da Imagem 27, os indicadores abaixo do botão de teste de cada sinal, sinaliza o sucesso da calibração, ou seja, se os eletrodos estão corretamente posicionados e se existe sinal amostrado o suficiente, em boa qualidade, para aplicação do programa. Até que a diferença entre o sinal com CVM e o sinal em repouso seja significativa o indicador permanecerá apagado. Quando o sinal/ruído for maior que 10, como já foi citado anteriormente, o teste será validado.

O usuário deve escolher entre fazer a aquisição de dados online ou off-line assim como definir o número de amostras por segundo e, no caso da aquisição online, a duração do sinal (que deve ser no mínimo um segundo), no caso off-line a duração será o período completo do sinal.

Com o sinal já amostrado, primeiro se faz o tratamento do sinal relaxado, obtendo a média dos valores de pico. O valor será exibido ao usuário. Com este valor

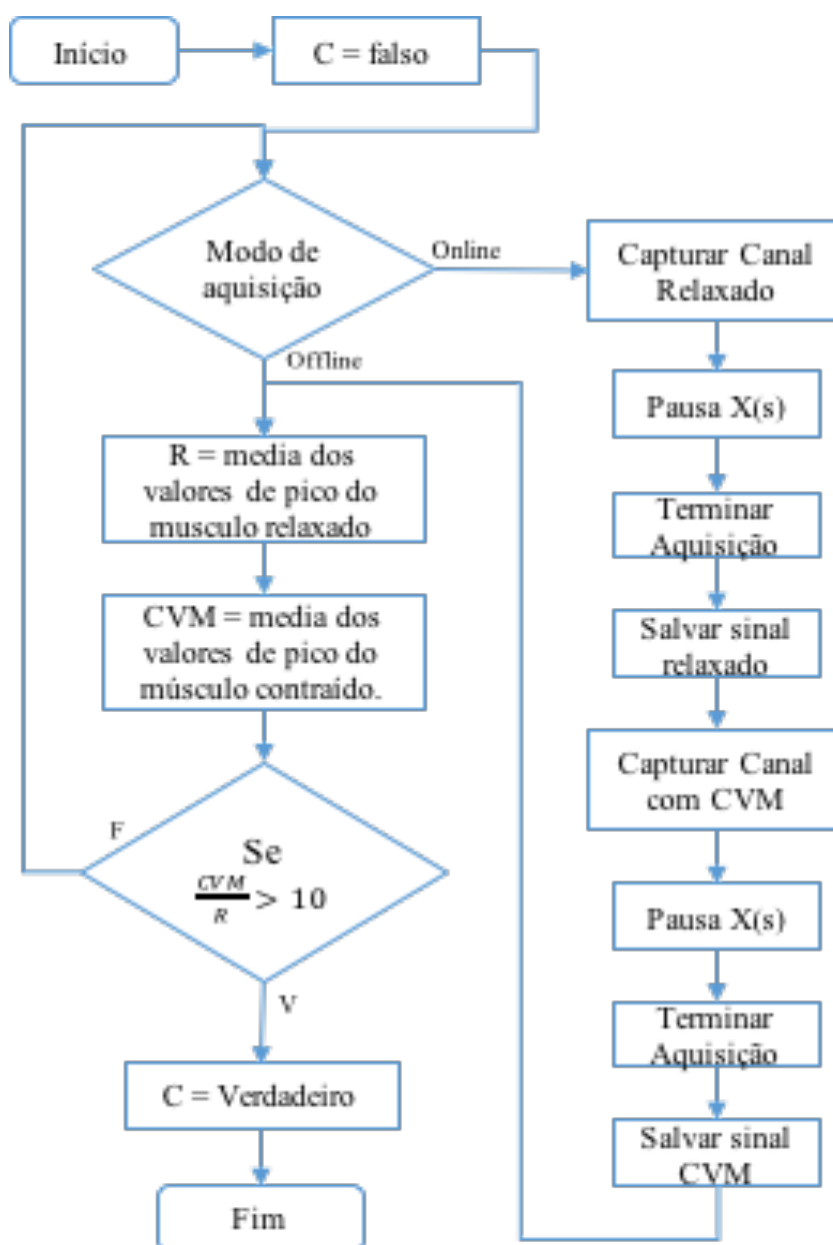
encontrado o usuário pode começar a testar os canais desejados. Com o sinal CVM do canal desejado obtido, calcula-se a média dos seus valores máximo (ou valores de pico).

A divisão dos valores médios pode ser chamada de relação sinal/ruído, e esta, para validação do sistema deve ser maior que 10. Isso mostra que o sinal em repouso possui uma amplitude 10 vezes menor que o sinal em CVM.

Cada canal deve ter seus eletrodos posicionados em um músculo determinado. Logo, a rotina de cada canal corresponde a contração de um musculo específico. O Canal 1 (Bíceps Braquial) corresponde a flexão do braço, o Canal 2 (Flexor Ulnar do Carpo) corresponde a extensão do punho e o Canal 3 (Palmar Longo) corresponde a flexão do punho.

Na Imagem 27, “C” representa a variável que indica se o teste de calibração foi aprovado ou não. “X” representa a duração determinada pelo usuário, no caso da aquisição online.

Imagem 27: Fluxograma de calibração



Fonte: do Autor

3.6.3 Processamento (Rede Neural)

A metodologia de caracterização e processamento do sinal obtido será feito através de uma Rede Neural Artificial (RNA).

Durante o processo de janelamento, é obtido o valor RMS dos três canais sempre que é identificado um movimento. Esses três valores são armazenados em uma matriz, que servirá de entrada para rede neural.

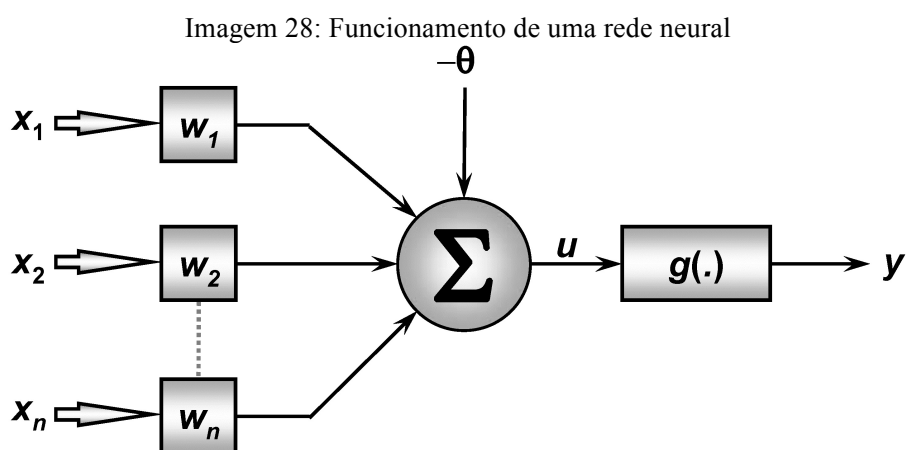
3.6.3.1 Rede neural artificial

A rede neural artificial, ou RNA, é objeto de estudo, segundo Haykin (2009) desde que existe a necessidade de que o computador possa pensar como um cérebro humano. Redes neurais, lógica Fuzzy, algoritmos genéticos, entre outros, são teorias estudadas para aproximar o máximo possível o poder de processamento com a de um cérebro humano.

“O cérebro é um computador (sistema de processamento de informação) altamente complexo, não linear e paralelo. Ele tem a capacidade de organizar seus constituintes estruturais, conhecidos como neurônios, de forma a realizar processamentos muito mais rapidamente[...]” (HAYKIN, 2009)

3.6.3.2 Neurônios

Um neurônio é um bloco, pertencente a uma rede neural, que irá processar uma informação, a Imagem 28 mostra o modelo de um neurônio que forma a base para um projeto de RNA.



Fonte: SILVA, SPATTI e FLAUZINO (2010)

Neste modelo podemos identificar 3 elementos;

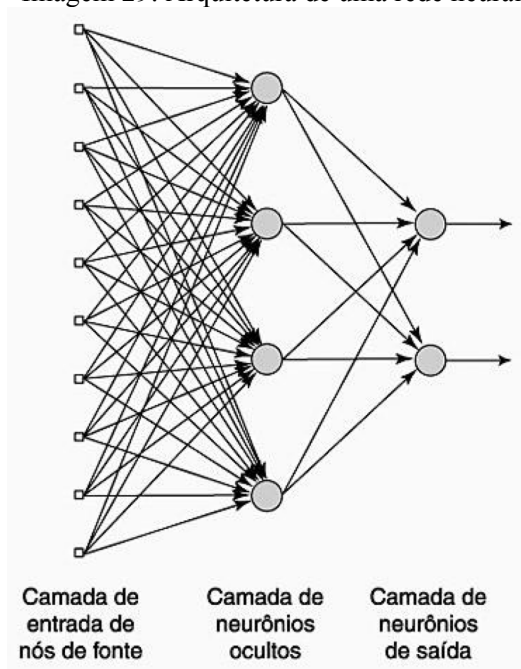
- O conjunto de sinapses, ou elos, que são multiplicados por um fator “w” que representa um peso.
- Um somador que irá realizar a adição de todos os sinais de entrada, já multiplicados com seus respectivos pesos.
- Uma função de ativação “g(.)” para restringir a amplitude de saída do neurônio. Esta irá restringir o intervalo de saída do sinal, que normalmente é o intervalo fechado [0,1].

Existem diversos tipos de funções de ativação que respondem melhor dependendo do tipo de problema, para este problema usaremos uma função linear, pois desejamos que a resposta esta entre o intervalo unitário fechado citado a cima.

3.6.3.3 Arquitetura

A arquitetura de uma rede neural é descrita na forma como os neurônios se distribuem dentro dela, sua logística esta ligada a forma com que a rede usa algoritmos para ser treinada. Dentre os diversos tipos de estrutura disponíveis para o treinamento de uma rede neural, usaremos a rede alimentada diretamente com múltiplas camadas (Imagem 29).

Imagem 29: Arquitetura de uma rede neural



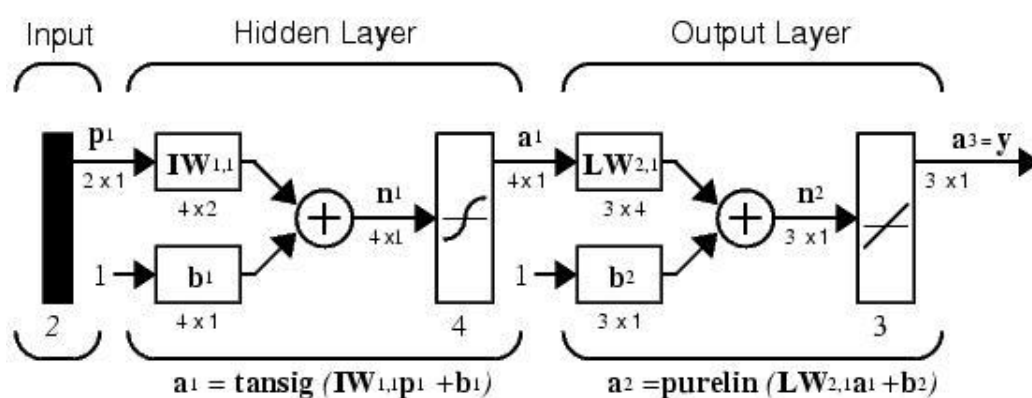
Fonte: SILVA, SPATTI e FLAUZINO (2010)

Esta topografia conta com a presença de neurônios ocultos. Sua função segundo Haykin (2009) é intervir entre as camadas de entrada e saída, de forma eficaz. Sua função se faz ainda mais necessária quando temos uma grande quantidade de dados na camada de entrada.

Neste modelo não existe a recorrência de alimentação de dados, isso significa que a saída de uma camada serve única e exclusivamente para a entrada da camada seguinte, e como uma peneira, vai se desenvolvendo uma resposta e aquela entrada não será mais utilizada.

O modelo matemático pode ser representado na imagem 30.

Imagem 30: Modelo matemático de uma rede neural



Fonte: HAYKIN (2009)

“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” (FAVEIRO, 2009). Este algoritmo compara o valor de saída obtido com o sinal de entrada, com o valor de saída esperado e gera um erro. Este erro é propagado na direção inversa a das sinapses. Ajusta-se os pesos sinápticos de modo que o sinal de saída da rede será o mais próximo possível do valor esperado. (HAYKIN, 2009)

3.6.3.4 Implementação

O MatLab possui uma toolbox para implementação de RNA's, chamada “*Toolbox Neural Networks*”. Essa ferramenta permite que o usuário configure a quantidade de camadas ocultas e a quantidade de neurônios em cada uma das camadas.

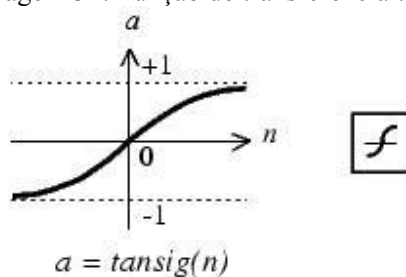
A RNA irá receber em sua camada de entrada, como já foi citado anteriormente, os valores RMS dos três canais. Em primeira instancia, a interface do MatLab pede para que sejam definidos também, a porcentagem de dados de entrada que serão utilizados para treinar a

rede, para validar e simular a rede. Para estes valores foi mantido o padrão indicado pelo MatLab de 75%, 15% e 15% respectivamente.

Todas as camadas, tanto as ocultas como a de saída, possuem funções de ativação. A camada de saída, como já foi citado possui uma função linear.

As camadas ocultas contarão com a função de ativação a função tangente hiperbólica (ou sigmoide), que limita a saída no intervalo $[-1, 1]$, como exemplifica a Imagem 31.

Imagem 31: Função de transferência tansig

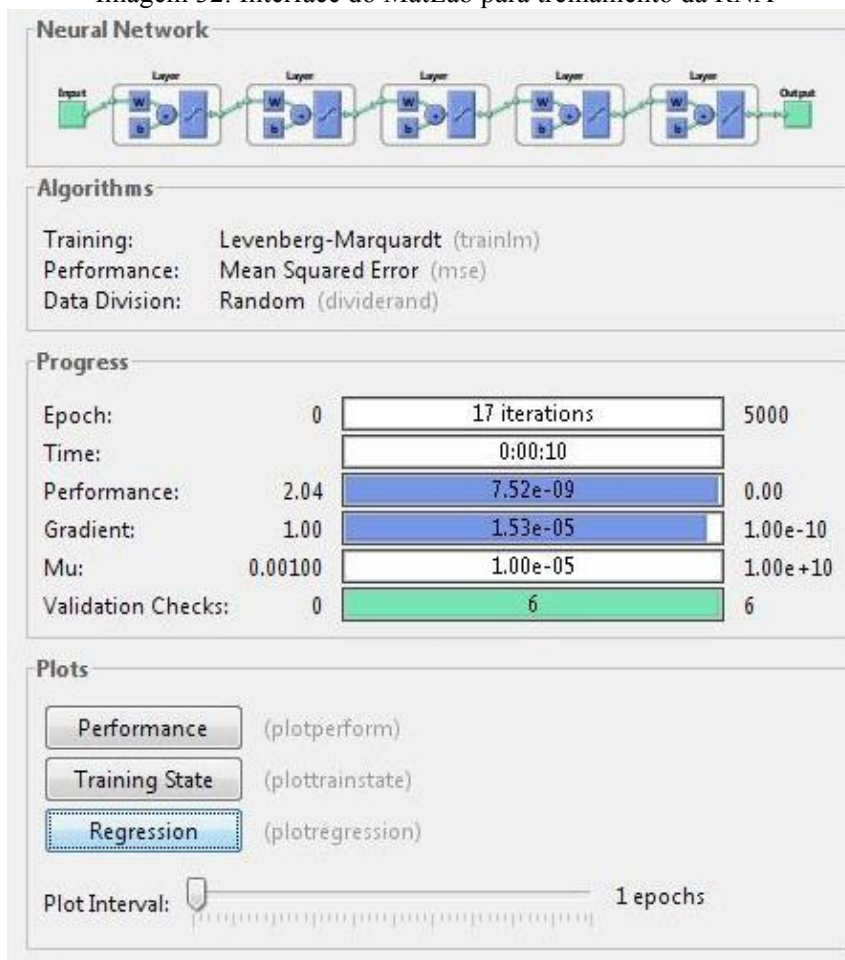


Fonte: SILVA, SPATTI e FLAUZINO (2010)

3.6.3.5 Treinamento da RNA

A interface fornecida pelo MatLab (Imagem 32) para treinar a rede permite que o desenvolvedor defina a rotina de treinamento, o algoritmo de aprendizado e a definição das condições de parada.

Imagem 32: Interface do MatLab para treinamento da RNA



Fonte: Tela MatLab

Usaremos o algoritmo de treinamento *Levenberg-Marquardt* (LM) que, segundo Haykin (2009), utiliza uma aproximação do mínimo da função erro pelo método de Newton, com a introdução de um parâmetro μ .

Este algoritmo pode ser observado na equação 2, a seguir:

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

Onde “ $e(x)$ ” é o vetor de erro, J é a matriz Jacobiana e o parâmetro μ “é multiplicado por um fator (β) toda vez que um passo resultar num aumento na função erro, que se deseja minimizar.” (FAVEIRO, 2009) Toda vez que um passo resultar na diminuição da função genérica Δx , o fator μ é dividido por β , ou seja, sempre que a função convergir para seu mínimo, o algoritmo se aproxima do método de Newton. O método de Newton é o que melhor

se aproxima de um erro mínimo, afirma Haykin (2009). Sendo assim, o seu treinamento serve para que a função se aproxime o mais rápido possível de um erro mínimo.

Toda etapa de treinamento atualiza todos os termos citados, assim cada etapa bem sucedida (quando a saída da rede é igual o valor esperado), diminui o parâmetro μ e, por consequência, o erro médio.

O aprendizado, segundo Soares e Nadal (1999), pode ser realizado pelo método incremental e método *Batch* (por lotes). O primeiro vai atualizar o peso da rede, que multiplica os vetores de entrada toda vez que for encontrado um novo padrão. Já o modo *batch*, só atualiza os pesos quando todos os padrões da rede forem encontrados. Para esse trabalho foi adotado o segundo método, pois permite uma análise mais rigorosa dos parâmetros de peso, podendo fazer uma análise mais crítica sobre os parâmetros de configuração da rede.

Para as condições de parada do treinamento foi estabelecido os parâmetros a seguir:

- Erro: 10^{-5} , quando o treinamento chegar a esse erro médio ou abaixo deste valor.
- Número de ciclos: 500, define o numero máximo de ciclos de treinamento que a plataforma irá fazer, para tentar diminuir o valor da equação 2.
- Validação: O treinamento é interrompido a cada n ciclos, e a próxima amostra é utilizada para testar a performance da rede até o momento e é calculado o erro deste teste, a validação é interrompida quando esse erro voltar a ter um perfil crescente, sinalizando a desgeneralização da rede.
- Gradiente: 10^{-10} , este é um indicador relativo ao erro e validação da rede, quando ele esta muito baixo significa que não haverá mudança significativa no aprendizado.

3.6.4 Treinamento da RNA

A Imagem 33 mostra a interface apresentada ao usuário para treinar a rede após a matriz de entrada dos três canais for obtida.

Imagem 33: Interface de treinamento do sistema

Fonte: do Autor

Nesta janela o usuário deve escolher qual movimento ele gostaria de treinar, essa informação irá gerar um vetor de valor [1] para o movimento escolhido e, um vetor de valor [0], para os outros movimentos, na matriz de resultados esperados.

Nesta janela também existe a possibilidade, caso o usuário queira fazer uma nova aquisição de dados. No caso da escolha off-line, o usuário deverá escolher os sinais respectivos para cada canal. Para escolha online o usuário deverá seguir as instruções que irão aparecer na tela.

O sistema só considerará a rede como treinada quando todos os movimentos forem treinados.

O usuário poderá alterar os valores de amostras por segundo (“sample/s”), duração da janela, nº de camadas ocultas e neurônios da RNA. Estes aparecem com os valores que obtiveram os melhores resultados durante os ensaios.

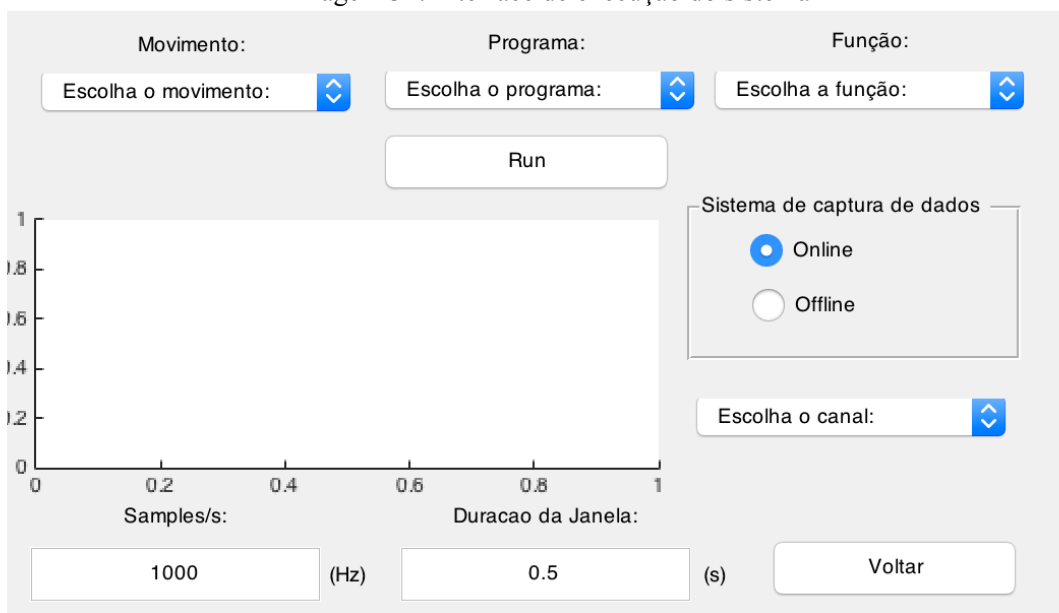
O valor de performance obtido com o resultado do treinamento será exibido no campo identificado.

É possível realizar diversos treinamentos, quanto mais são feitos, melhor é a precisão depois na execução da rede.

3.6.5 Execução

Na janela de execução, exibido na imagem 34, é possível simular e rodar o sistema por completo. A janela de simulação só consegue ser aberta após ter sido realizado um teste da rede neural bem-sucedido.

Imagem 34: Interface de execução do sistema



Fonte: do Autor

Pensando na generalidade do programa, nesta janela o usuário poderá definir qual função, de que programa ele gostaria que determinado movimento é realizado.

Durante o treinamento foi estabelecido o valor 1 para o movimento desejado. Durante a execução qualquer valor a cima de 0.8 será considerado movimento.

No caso de programas e funções que exigem a aquisição de dados online e continua, é exibido, como na figura a cima, um gráfico em duas dimensões, em que o eixo x representa o tempo decorrido e o eixo y a tensão medida, para que se possa acompanhar a leitura do sinal em tempo real do canal escolhido para ser exibido. Em caso de se optar pela função off-line, é exibido uma janela para escolha do sinal respectivo a cada canal.

3.7 PROCEDIMENTOS DOS ENSAIOS

Os ensaios para aquisição de dados foram feitos em ambiente com menor interferência eletromagnética e elétrica possível, para se obter o SME mais original possível. Os cuidados a serem tomados para aquisição de sinais biológicos, de acordo com Haykin (2009), são:

- Raspagem dos pelos e higienização da pele, a fim de ter o maior contato possível entre o eletrodo e a pele.
- Lixar superficialmente a pele, para melhorar o contato.

- Colocar gel condutor no eletrodo para melhorar sua condutividade elétrica.
- Posicionar o eletrodo na parte ventral do músculo.
- Prender os cabos de forma a não sacrificar os movimentos.
- Fixar os cabos de aquisição para eles não se movimentarem durante os ensaios.

“Como o sistema proposto só necessita saber se o músculo analisado está realizando um movimento, não é necessário realizar a raspagem dos pelos 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.” (FAVEIRO, 2009)

Os ensaios foram realizados com um voluntario, sendo que a aquisição de dados foi composta de 10 repetições para todas as verificações, que foram feitas off-line.

A série de imagens a seguir representa a posição do braço que é considerado em cada movimento.

Sempre que um sinal não for atribuído a um canal, para efeito de processamento este será considerado com valor de tensão zero, durante todo o período de amostragem.

4 RESULTADOS E DISCUSSOES

Os resultados obtidos através da análise dos sinais mioelétricos e validações dos sistemas serão apresentados neste capítulo.

4.1 AQUISIÇÃO DO EMG

Para realizar a aquisição foi realizada a construção de todo o circuito de pré-processamento do sinal, constituído pelo pré-amplificador e pelos filtros. Para realizar a digitalização do sinal obtido foi utilizado o Arduino e para as rotinas, funções e interface gráfica foram desenvolvidos no software MatLab.

Com o objetivo de padronizar os ensaios, todos as aquisições serão feitas considerando o canal 1 a representação dos sinais do bíceps braquial, no canal 2 será representado o músculo flexor ulnar do carpo e no canal 3, o músculo palmar longo. Os ensaios foram realizados em um voluntário, com o eletrodo de referencia localizado próximo ao cotovelo.

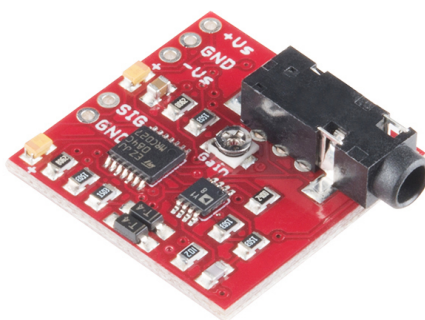
Os sinais obtidos por esse método se mostraram com uma taxa sinal/ruído muito baixa, apresentando muita interferência no sinal original sendo, assim, considerados inapropriados para validação do sistema. Tal problema foi causado devido aos equipamentos eletrônicos, CI's e cabos utilizados serem de baixa qualidade e não oferecerem a blindagem necessária contra ruídos externos.

Para validar o sistema e continuar testando o programa foram adotados dois métodos de aquisição de dados. O primeiro é a placa *Muscle Sensor*, desenvolvida pela *Advancer Technologies* (2013) e, a utilização de sinais sintéticos, gerados pelo LabView.

4.1.1 Muscle Sensor v3

A placa de aquisição *Muscle Sensor v3*, distribuída pela loja de eletrônicos americana *Sparkfun*, que esta ilustrada na Imagem 35.

Imagem 35: Placa Muscle Sensor V3



Fonte: (ADVANCER TECHNOLOGIES, 2013)

A placa contém eletrodos e o cabo de aquisição, com três eletrodos no terminal em configuração bipolar e, o eletrodo terra. A placa já contém todo o sistema embarcado de pré-amplificação e filtros e precisa de alimentação entre 5V e 9V, com tensão positiva e negativa. Falta adicionar o resistor baseado no ganho desejado, listado em seu *datasheet*. Para o projeto, foi escolhido uma amplificação de 1000 vezes utilizando um resistor de 56k Ω . O Sinal de saída da placa também já está com offset ajustado, ou seja, sem componente DC.

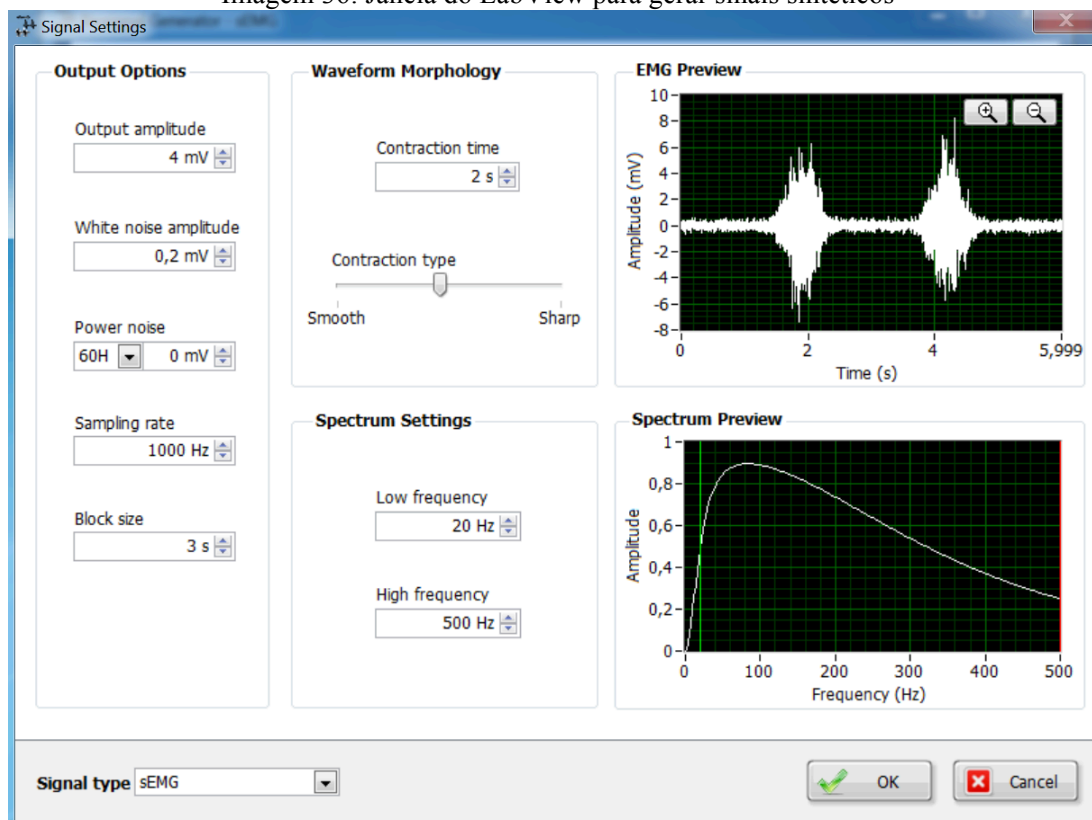
4.1.2 Sinais sintéticos

Ainda a procura de um sinal EMG mais puro possível para toda a validação e testes do programa, buscou-se, através do software LabView da *National Instruments* (2015), para Windows, e seu *addon* de sinais biológicos para geração de sinais sintéticos.

A interface, como mostra a figura 36, nos permite controlar a amplitude do sinal durante uma contração assim como sua duração, adicionar ruído branco para simular a instabilidade dos sinais nervosos e interferência captada pelos eletrodos, definir sua frequência de amostragem e o ruído de componente DC e em que frequência gostaríamos que o sinal EMG se encontrem-se.

Conforme a figura abaixo e pesquisa bibliográfica citada no capítulo 2 definimos os seguintes valores para o sinal sintético: Em repouso ele terá uma tensão de aproximadamente 0,2mV e quando contraído, 4mV. O período de contração será de 2 segundos com frequência entre 20 Hz e 500 Hz. Foram gerados dois sinais, um com diversas contrações com duração de, aproximadamente, um minuto e outro somente com o canal em repouso, com a mesma duração.

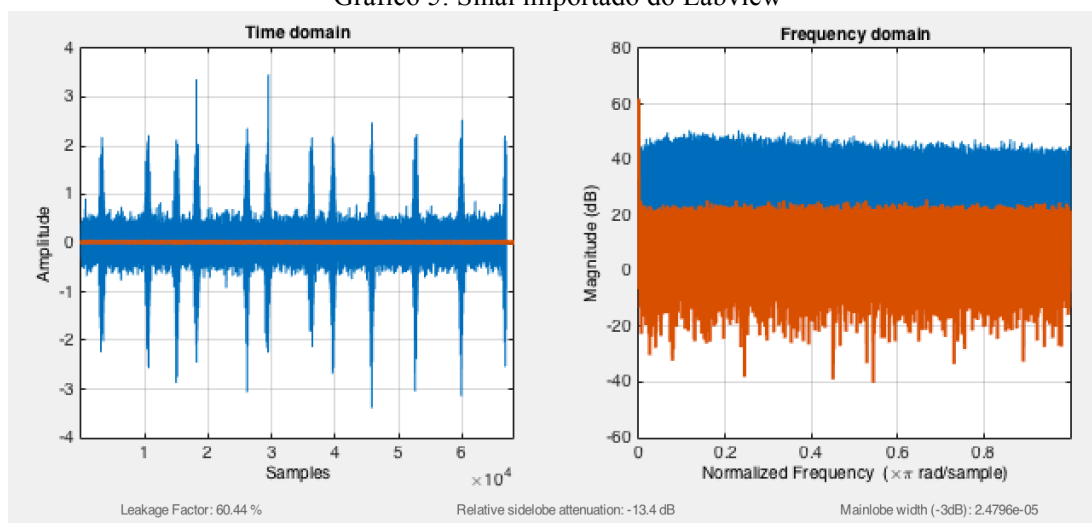
Imagem 36: Janela do LabView para gerar sinais sintéticos



Fonte: NATIONAL INSTRUMENTS (2015)

O sinal foi exportado para a plataforma MatLab como uma variável da área de trabalho com extensão *timeseries* e pode ser observado no Gráfico 5

Gráfico 5: Sinal importado do Labview



Fonte: Tela do Matlab

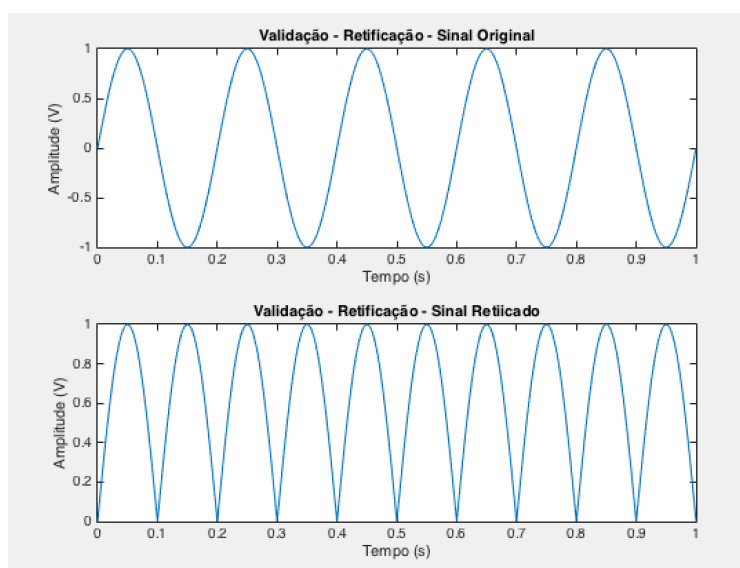
Em todos os testes de validação off-line foram utilizados estes dois sinais, para expressar movimento e repouso do músculo.

4.2 CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

4.2.1 Sinais conhecidos

Inicialmente para validação do sistema e garantir seu correto funcionamento, foi introduzido um sinal senoidal, com frequência de 50 Hz e amplitude de 1V. O gráfico 6 mostra a validação do algoritmo de retificação.

Gráfico 6: Retificação de um sinal senoidal



Fonte: do Autor

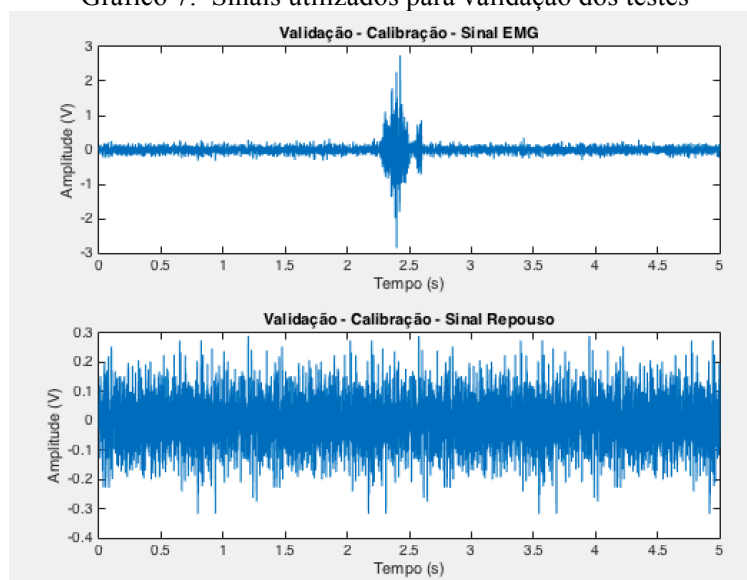
No Gráfico 6 também é possível observar que, localizando-se todos os valores de pico, da onda retificada e calculando a sua média, onde se verifica o mesmo valor de sua amplitude

4.2.2 Validação com SME

Com a rotina de retificação validada, garantindo que não é perdido nenhuma amostra do sinal de entrada, pode-se validar a rotina de calibração do sistema com sinais EMG. Para isso utiliza-se o gerador de sinais sintético do Labview para gerar um pulso de contração

de cinco segundos e um sinal de relaxamento com a mesma duração (os sinais originais são exibidos no Gráfico 7). Após a retificação utiliza-se a interface para validar se a posição dos eletrodos está correta e a relação sinal/ruído é satisfatória.

Gráfico 7: Sinais utilizados para validação dos testes



Fonte: do Autor

O resultado da função de calibração apresentada ao usuário é exibido na Imagem

37.

Imagem 37: Resultado dos testes dos canais

Fonte: do Autor

Como pode ser visualizado na Imagem 37, os indicadores dos três canais foram ativados, isso significa que todos os canais estão devidamente calibrados, com uma taxa de sinal/ruído superior a 10.

Na Tabela 1 pode-se verificar os valores médios de cada sinal. Estes valores confirmam a rotina e estão apresentando alto valor de tensão pois foram amplificados em software em um fator além do necessário, com o objetivo de exemplificar esta parte do programa.

Tabela 1: Resultado da média dos valores de pico dos canais

Sinal	Média dos valores de pico
CVM - Canal 1	7.22
Repouso - Canal 1	0.6
CVM - Canal 2	7.22
Repouso - Canal 2	0.6
CVM - Canal 3	7.22
Repouso - Canal 3	0.6

Fonte: do Autor

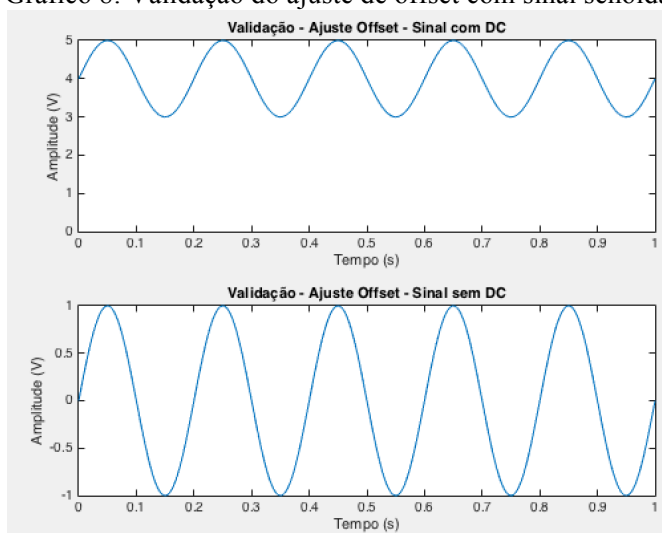
4.3 PROCESSAMENTO DO SINAL

Para continuar com o processamento do sinal, deve-se validar as rotinas de offset e janelamento com sinais conhecidos

4.3.1 Validação de offset

Para validar as rotinas de *offset* foi gerado um sinal senoidal de amplitude 1V e deslocado 4V no eixo y. O gráfico 8 mostra o sinal gerado e seu resultado.

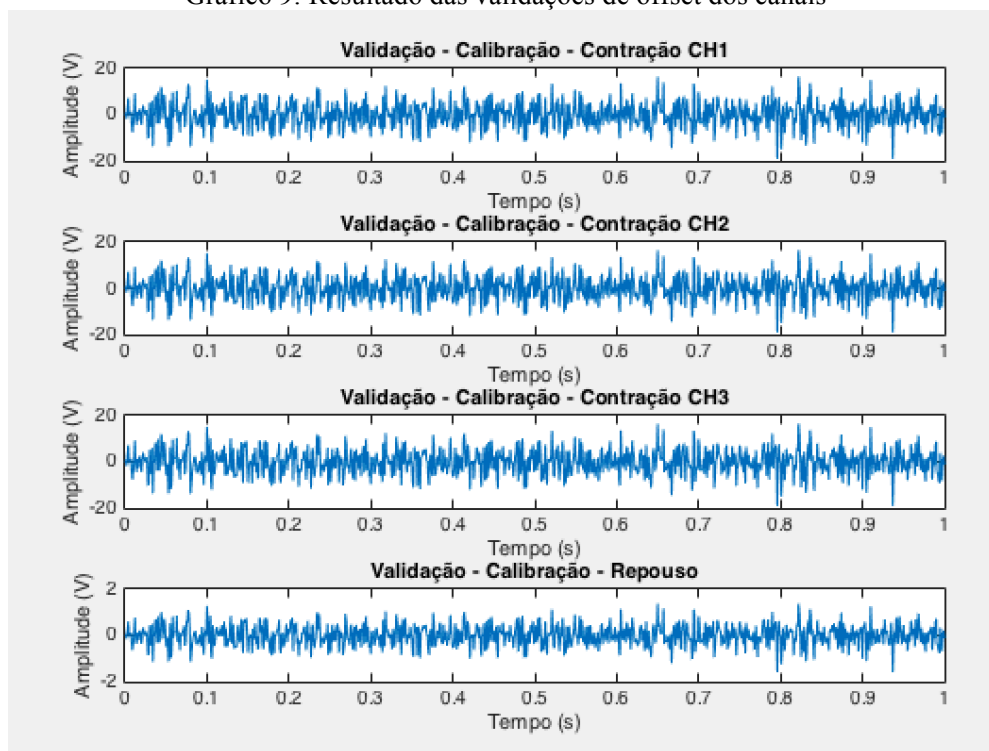
Gráfico 8: Validação do ajuste de offset com sinal senoidal



Fonte: do Autor

Após a validação com o sinal senoidal foi aplicado o ajuste de *offset* para validar os 3 canais e o sinal de repouso, mostrado no gráfico 9.

Gráfico 9: Resultado das validações de offset dos canais



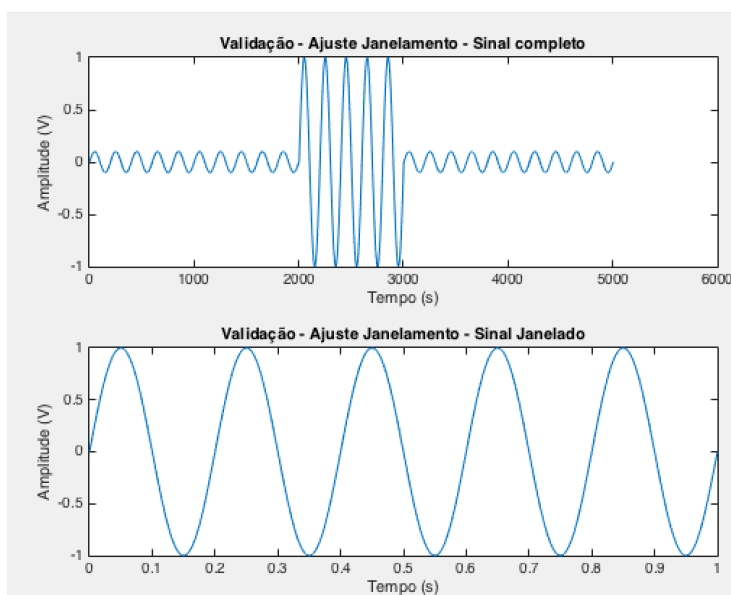
Fonte: do Autor

4.3.2 Validação de Janelamento

Para validar a rotina de Janelamento foi gerado um sinal senoidal de 5 segundos, em que, os primeiros 2 segundos têm 0.01V de amplitude, seguidos de 1 segundo com amplitude de 1V e os próximos dois segundos de 0.01V novamente.

O sinal gerado e o sinal resultante após a rotina de janelamento podem ser observados no Gráfico 10, a seguir.

Gráfico 10: Validação da rotina de janelamento com sinal senoidal



Fonte: do Autor

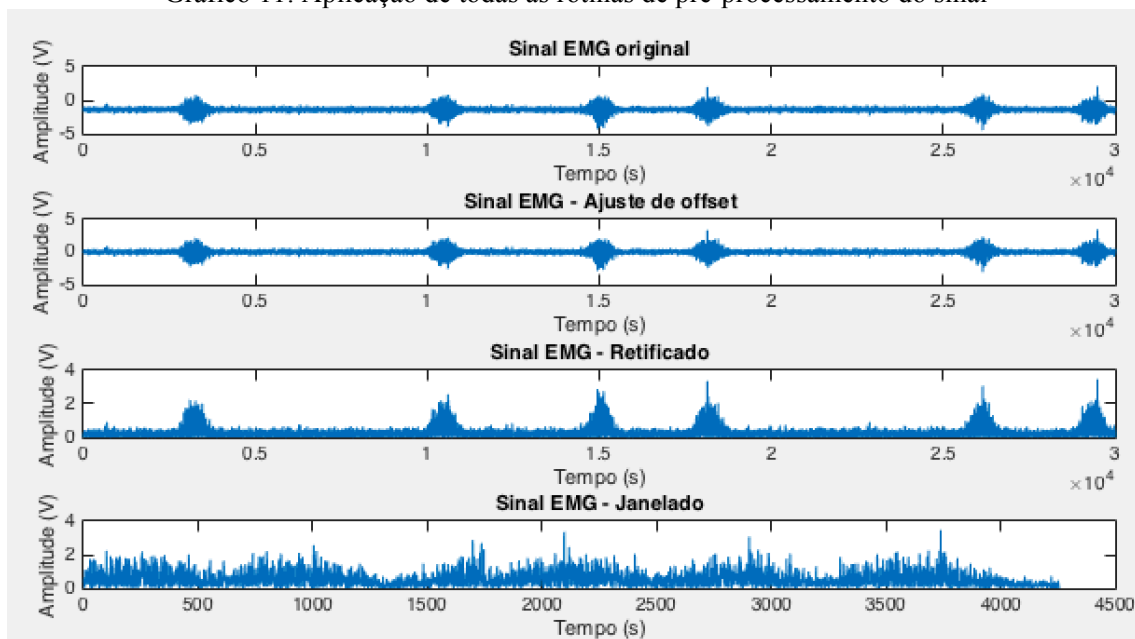
O janelamento tem em consideração que a senóide de maior amplitude tem valor de pico superior a 30% do máximo valor de pico de todo o sinal, logo ele é janelado.

O valor RMS calculado para este sinal janelado é de 0.7068, bem próximo do valor teórico de rms de uma senóide teórica, que é 0.707. Pode-se então, baseado nesses parâmetros, assumir que o sistema está devidamente calibrado.

4.3.3 EMG

O Gráfico 11 representa todo o processo pelo qual o sinal EMG capturado é submetido até servir de entrada para RNA.

Gráfico 11: Aplicação de todas as rotinas de pré-processamento do sinal



Fonte: do Autor

4.4 CONFIGURAÇÃO DA REDE NEURAL

Após se ter a matriz de entrada pronta para ser utilizada para treinar a rede neural, pode-se fazer alguns treinamentos variando o número de neurônios e camadas ocultas, para obter a melhor performance da rede.

Para tomar a decisão foram considerados todos os dados de saída da rede neural, como erro, tempo de treinamento, gradiente, validações e número de ciclos.

Por conter um número relativamente pequeno de amostras e serem sinais curtos não foi necessário realizar testes com números muito grande de camadas, por isso fizemos os testes com 1, 2 e 3 camadas ocultas. Os resultados obtidos podem ser observados na Tabela 2.

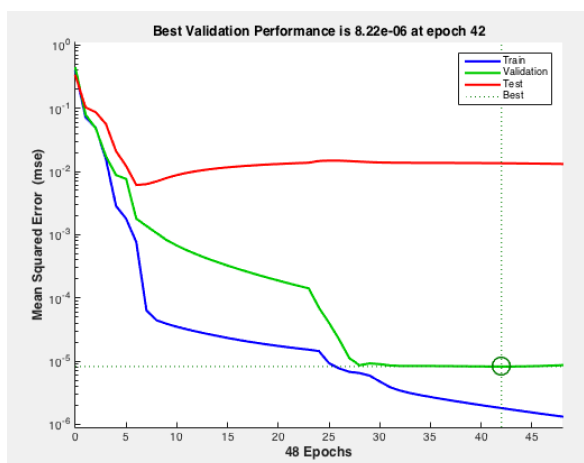
Esses treinamentos foram realizados com 20 valores RMS de uma contração para cada movimento.

Tabela 2: Resultado dos testes variando o número de camadas

Nº de camadas	Iterações	Tempo	Performance	Gradiente	Mu	Validações
1	48	1 (s)	1.33E-06	1.64E-05	1.00E-08	6
2	321	4 (s)	2.37E-10	9.97E-10	1.00E-08	0
3	123	2 (s)	1.13E-06	9.95E-08	1.00E-09	0

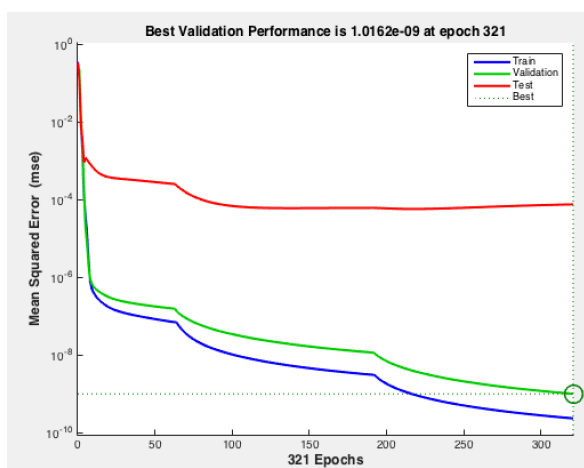
Também pode-se observar a plotagem de performance nos Gráficos 12, 13 e 14 respectivamente.

Gráfico 12: Performance da RNA com uma (1) camada oculta



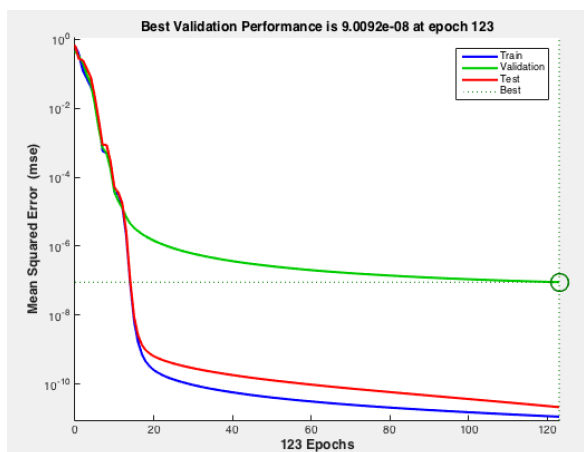
Fonte: do Autor

Gráfico 13: Performance da RNA com duas (2) camadas ocultas



Fonte: do Autor

Gráfico 14: Performance da RNA com três (3) camadas ocultas



Fonte: do Autor

Com base nos resultados demonstrados foi escolhido a RNA com uma camada oculta, que somando a camada de saída, resultam em uma rede neural de duas camadas.

Com este valor definido, pode-se testar performance da rede variando o número de neurônios entre 5, 10, 15, 20 e 30 numa rede com uma camada oculta. Os resultados obtidos podem ser observados na tabela 3.

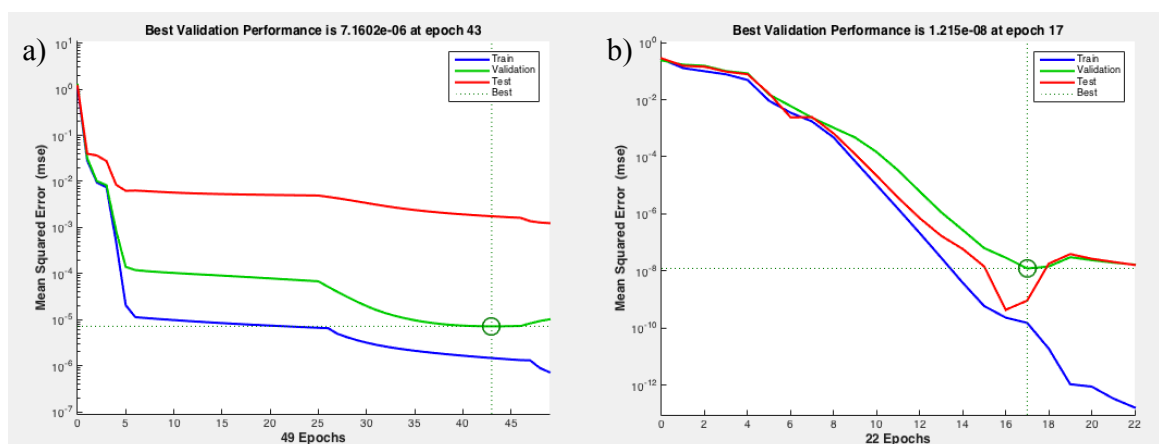
Tabela 3: Resultado dos testes variando o número de neurônios

Nº de neurônios	Iterações	Tempo	Performance	Gradiente	Mu	Validações
5	22	< 0	1.63E-13	8.01E-08	1.00E-14	5
10	49	< 0	7.23E-07	1.75E-04	1.00E-07	6
15	14	< 0	2.39E-06	3.28E-04	1.00E-06	6
20	12	< 0	1.87E-06	1.87E-04	1.00E-06	6
30	135	2	2.68E-08	1.20E-05	1.00E-07	6

Com base nos valores apresentados e nos gráficos de performance apresentados a seguir, foi adotado como padrão o uso de 10 neurônios.

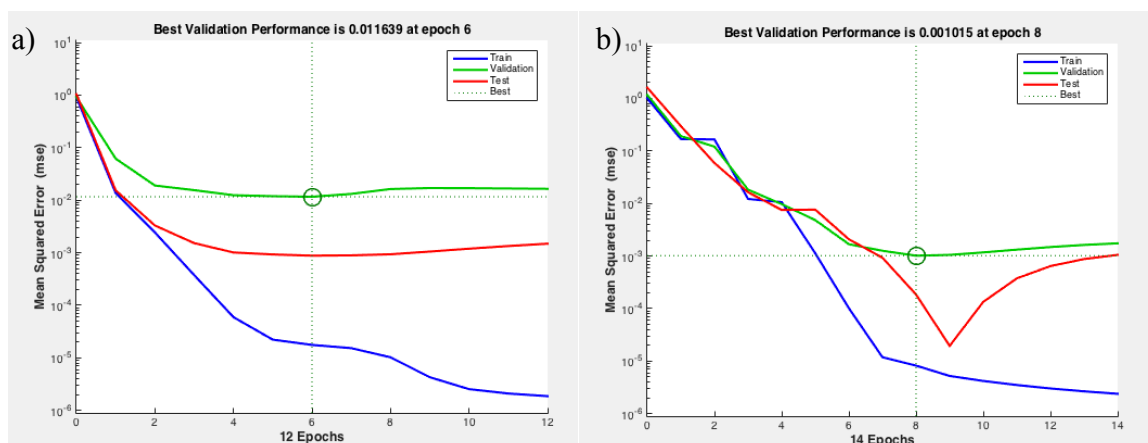
Os Gráficos 15 a 17, mostram os resultados de performance de treinamento da rede neural.

Gráfico 15: Performance da RNA com a) 5 neurônios, e b) 10 neurônios



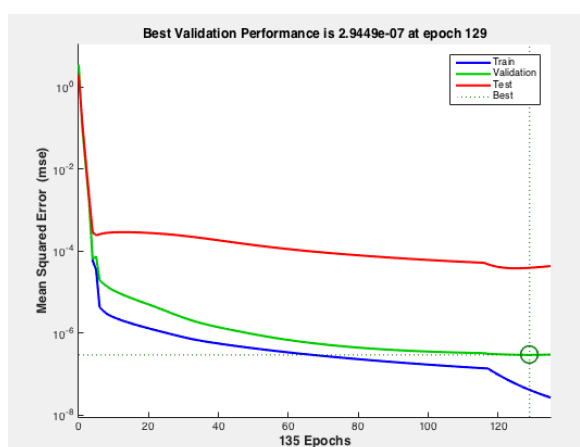
Fonte: do Autor

Gráfico 16: Performance da RNA com a) 15 neurônios, e b) 20 neurônios



Fonte: do Autor

Gráfico 17: Performance da RNA com 30 neurônios

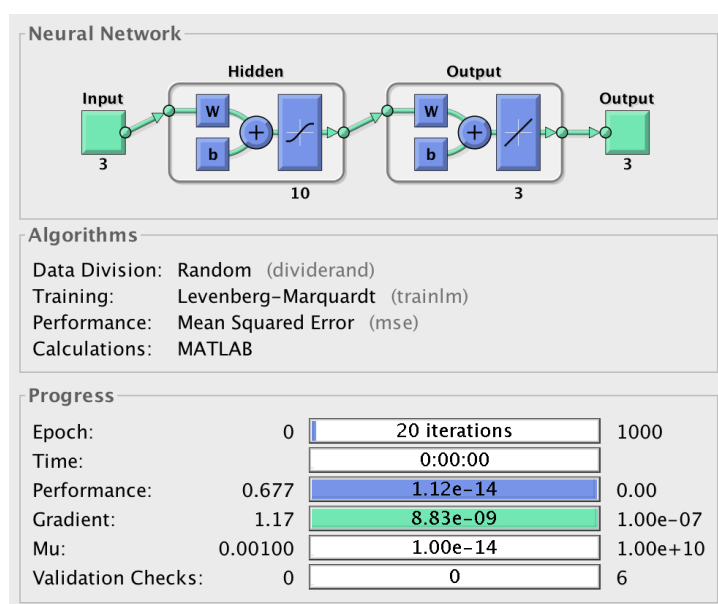


Fonte: do Autor

4.5 RESULTADO EXTERNO DE EXECUÇÃO

Após o treinamento da rede usou-se 15 valores RMS obtidos em cada um dos canais para sua simulação. O resultado pode ser analisado na figura 38 que mostra a performance da rede.

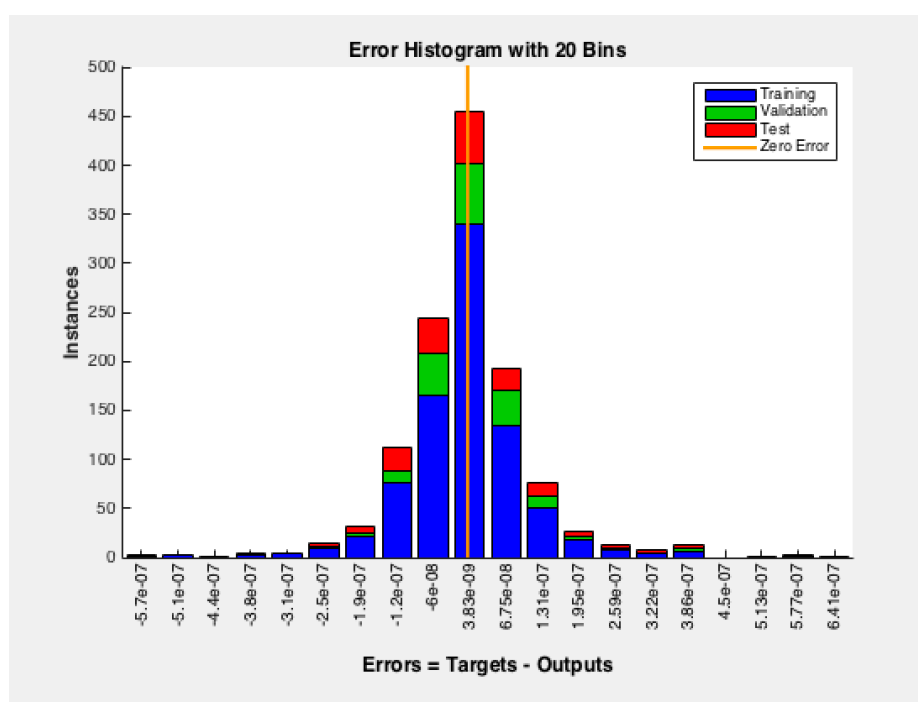
Imagem 38: Performance da rede neural após seu treinamento



Fonte: do Autor

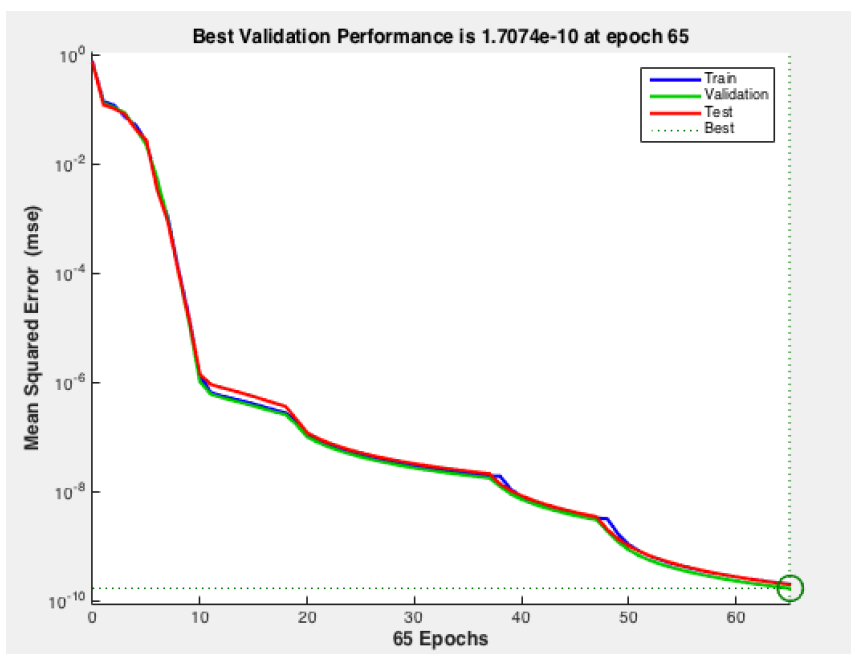
Os gráficos a seguir apresentam dados como a regressão do erro, função gradiente e sua curva de performance.

Gráfico 18: Histograma de erro da RNA



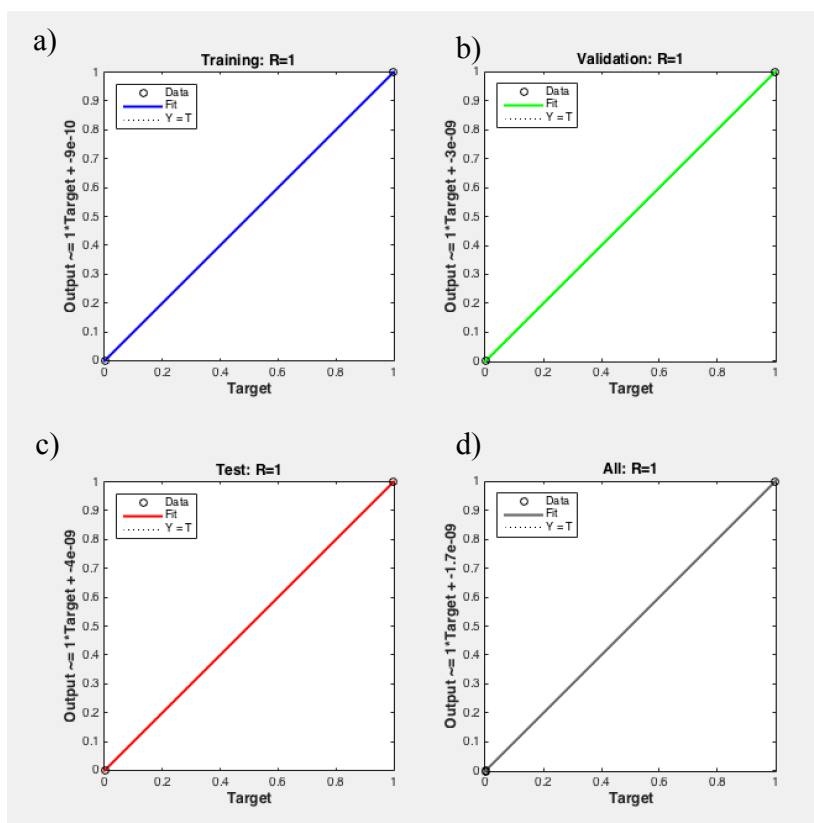
Fonte: do Autor

Gráfico 19: Performance da RNA



Fonte: do Autor

Gráfico 20: Resultados de a) Treinamento, b) Validação, c) Teste e, d) Geral



Fonte: do Autor

Os valores RMS lidos pelos 3 canais assim como o movimento caracterizado pela rede pode ser analisado nas tabelas a seguir.

Tabela 4: Valores RMS do movimento flexão do bíceps

Flexao do bíceps	Movimento identificado	RMS (canal 1) mV	RMS (canal 2) mV	RMS (canal 3) mV
1	Flexao do bíceps	0.1864	0.0292	0.0272
2	Flexao do bíceps	0.1930	0.0281	0.0262
3	Flexao do bíceps	0.1954	0.0296	0.0276
4	Flexao do bíceps	0.2055	0.0292	0.0273
5	Flexao do bíceps	0.1899	0.0298	0.0279
6	Flexao do bíceps	0.3549	0.0291	0.0272
7	Flexao do bíceps	0.8259	0.0302	0.0282
8	Flexao do bíceps	0.3211	0.0300	0.0280
9	Flexao do bíceps	0.1955	0.0292	0.0273
10	Flexao do bíceps	0.1939	0.0293	0.0273
11	Flexao do bíceps	0.1921	0.0297	0.0277
12	Flexao do bíceps	0.1946	0.0293	0.0273
13	Flexao do bíceps	0.2015	0.0301	0.0281
14	Flexao do bíceps	0.2045	0.0297	0.0277
15	Flexao do bíceps	0.1980	0.0294	0.0275

Tabela 5: Valores RMS do movimento flexão do punho

Flexão do punho	Movimento identificado	RMS (canal 1) mV	RMS (canal 2) mV	RMS (canal 3) mV
1	Flexão do punho	0.0287	0.0262	0.1930
2	Flexão do punho	0.0302	0.0276	0.1954
3	Flexão do punho	0.0298	0.0273	0.2055
4	Flexão do punho	0.0305	0.0279	0.1899
5	Flexão do punho	0.0297	0.0272	0.3549
6	Flexão do punho	0.0309	0.0282	0.8259
7	Flexão do punho	0.0306	0.0280	0.3211
8	Flexão do punho	0.0298	0.0273	0.1955
9	Flexão do punho	0.0299	0.0273	0.1939
10	Flexão do punho	0.0303	0.0277	0.1921
11	Flexão do punho	0.0299	0.0273	0.1946
12	Flexão do punho	0.0307	0.0281	0.2015
13	Flexão do punho	0.0303	0.0277	0.2045
14	Flexão do punho	0.0301	0.0275	0.1980
15	Flexão do punho	0.0310	0.0284	0.2042

Tabela 6: Valores RMS do movimento extensão do punho

Extensão do Punho	Movimento identificado	RMS (canal 1) mV	RMS (canal 2) mV	RMS (canal 3) mV
1	Extensão do Punho	0.0262	0.1930	0.0271
2	Extensão do Punho	0.0276	0.1954	0.0285
3	Extensão do Punho	0.0273	0.2055	0.0282
4	Extensão do Punho	0.0279	0.1899	0.0288
5	Extensão do Punho	0.0272	0.3549	0.0281
6	Extensão do Punho	0.0282	0.8259	0.0292
7	Extensão do Punho	0.0280	0.3211	0.0290
8	Extensão do Punho	0.0273	0.1955	0.0282
9	Extensão do Punho	0.0273	0.1939	0.0283
10	Extensão do Punho	0.0277	0.1921	0.0287
11	Extensão do Punho	0.0273	0.1946	0.0283
12	Extensão do Punho	0.0281	0.2015	0.0291
13	Extensão do Punho	0.0277	0.2045	0.0287
14	Extensão do Punho	0.0275	0.1980	0.0284
15	Extensão do Punho	0.0284	0.2042	0.0293

4.6 INTERFACE EXTERNA

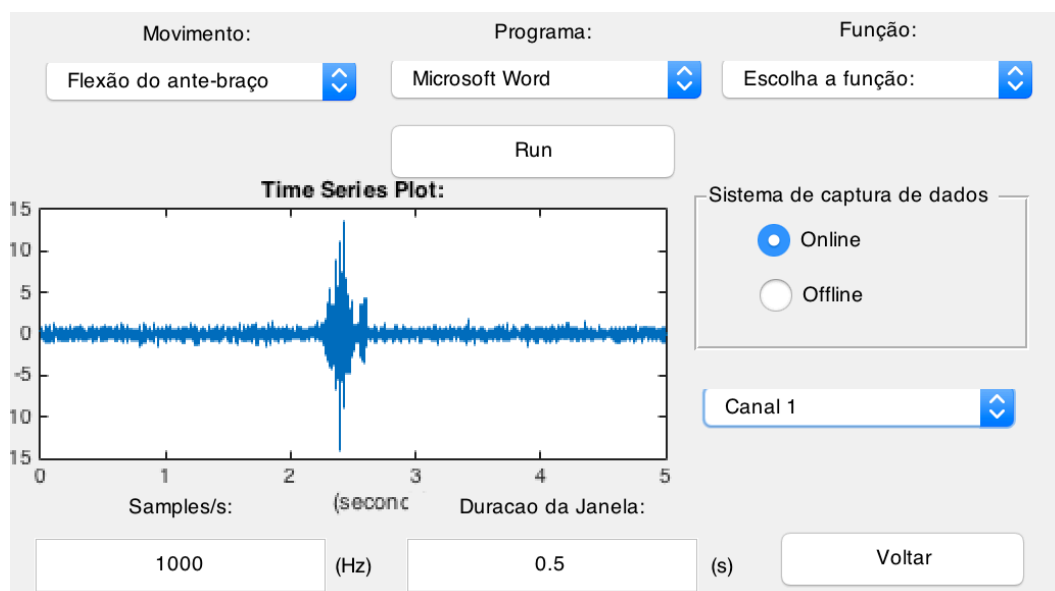
Para rodar a interface externa com o modo online foi observado essa tela final do programa que pode ser rodada em *background*.

A intenção sempre poderem ser desenvolvidas novas funções para o comando de novos aplicativos. Como para toda a programação foi utilizado a plataforma Macintosh, a rotina desenvolvida neste momento funciona exclusivamente para este sistema operacional.

Existe a possibilidade de se desenvolver scripts genéricos para sistemas Unix e DOS, embora essa opção não tenha sido explorada durante o desenvolvimento deste trabalho.

É válido ressaltar que para facilitar o código só foram identificados movimentos que usam, em teoria a contração muscular de um único canal e a leitura dos outros dois permanece em repouso. A RNA pode ser programada para identificar uma abrangente quantidade de movimentos que usem a contração de todos os músculos simultaneamente, ou o repouso de todos.

Imagem 39: Interface de execução do sistema



Fonte: do Autor

5 CONCLUSÕES

Este trabalho tem como o objetivo avaliar a utilização, comportamento e propriedades do sinal mioelétricos quando aplicados a uma interface computacional. Utilizando técnicas e conhecimentos teóricos de processamento digital de sinais, foi possível extrair o sinal mioelétrico de superfície, embora sua robustez tenha inviabilizado sua aplicação nos momentos mais detalhados do processamento de dados.

Nos ensaios foram utilizados sinais limpos e precisos gerados pelo Labview e processados pelo MatLab. Tais sinais possuem uma pureza que permite sua manipulação dentro do código por apresentar uma amplitude, quando exercido um movimento de contração, no mínimo 10 vezes maior do que quando relaxado. Com essa informação conseguiu-se definir a informação chave para o funcionamento do programa, que é o limiar de 30% do sinal de contração, utilizado então para identificar se existe ou não o movimento.

Com a rotina de janelamento foi possível identificar e isolar o sinal quando identificado o movimento, em qualquer um dos canais e, extrair seu valor RMS para assim gerar a matriz de entrada da rede neural, esta que apresenta duas camadas (uma delas oculta), com 10 neurônios. O propósito da RNA é realizar a identificação do movimento com base na tensão medida pelos eletrodos.

Como pode ser analisado nos resultados obtidos a rede apresentou uma performance considerável e com a capacidade de se generalizar a qualquer usuário.

Para a externalização dessa identificação foi construído uma rotina de exibição de uma mensagem ao usuário, sinalizando que o sistema funcionou.

A demonstração real da aplicação de sinais EMG para o melhoramento da interface computacional com seu usuário, conseguiu exemplificar com êxito sua importância e a necessidade de se continuar aprofundando os conhecimentos nesta área.

PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Para dar continuidade ao sistema, seria interessante continuar os estudos sobre o comportamento do SME em outros músculos, assim como aumentar a quantidade de eletrodos, fazendo possível captar uma quantidade maior de dados. Isso irá resultar em aumentar a matriz de saída da rede neural de movimentos que podem ser identificados. Com mais movimentos sua aplicação pode ser implementada em outros setores de mercado e até, por exemplo, para o desenvolvimento de próteses e tratamentos médicos.

Outra proposta para trabalhos futuros seria aprofundar o conhecimento adquirido sobre redes neurais e outras metodologias de inteligência artificial. Estudando para produzir um sistema capaz de reproduzir e compreender uma vasta gama de movimentos complexos entre outros equipamentos que também poder ser embutidos em hardware como giroscópios e acelerômetros. Seria interessante realizar uma parceria com o setor biomédico para conseguir desenvolver aplicações médicas, acadêmicas e comerciais com melhor precisão e qualidade.

REFERÊNCIAS

ABDUCH, Igor Furlan; RUIVO, João Pedro Próspero. **Controle de impedâncias para exoesqueleto robótico de membro superior**. 2012. 7 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Mecatrônica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012. Disponível em: <[http://143.107.106.66/sites/pmr.poli.usp.br.euniversidade.com.br/files/artigo Igor- João.pdf](http://143.107.106.66/sites/pmr.poli.usp.br.euniversidade.com.br/files/artigo%20Igor-Jo%C3%A3o.pdf)>. Acesso em: 23 nov. 2013.

ADVANCER TECHNOLOGIES (Org.). **Three-lead Differential Muscle/Electromyography Sensor for Microcontroller Applications**. 2013. 4 f. Disponível em: <<http://www.advancertechnologies.com/p/muscle-sensor-v3.html>>. Acesso em: 09 out. 2014.

ARDUÍNO. **Arduino Nano**. Disponível em: <<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardNano>>. Acesso em: 09 abr. 2014.

BASMAJIAN, John V.; LUCA, Carlo J. de. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. 2. ed. New York: Williams & Wilkins, 1985. 561 p.

BORGES, Rafael Ferreira; ROSA, Fernanda da; OPÍPARI, Karla Bittencourt Duarte. **Projeto reabilitação com realidade virtual**. Disponível em: <<http://itumbiara.apaebrasil.org.br/artigo.phtml/21754>>. Acesso em: 04 nov. 2013.

CARNEIRO, João Vitor Ribeiro. **Desenvolvimento de uma superfície tátil baseado no efeito piezoelétrico**. 2010. 79 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade do Minho, Braga, 2010. Disponível em: <<http://intranet.dei.uminho.pt/gdmi/galeria/temas/pdf/42100.pdf>>. Acesso em: 14 nov. 2013.

CARVALHO, José Oscar Fontanini de. O papel da interação humano-computador na inclusão digital. **Transinformação**, São Paulo, v. 3, n. 15, p.75-89, dez. 2003. Disponível em: <<http://200.18.252.94/seer/index.php/transinfo/article/download/1461/1435>>. Acesso em: 23 nov. 2013.

CORSETTI, Guilherme Rauter. **Desenvolvimento de um mouse virtual por biosinais**. 2010. 98 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010. Disponível em: <<http://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/69894>>. Acesso em: 23 nov. 2013.

CUNHA, Fransérgio L. et al. O uso de redes neurais artificiais para o reconhecimento de padrões em uma prótese mioelétrica de mão. Em: **VIII congresso brasileiro de redes neurais**, Bauru, p. 339–342, 2007.

FAVIEIRO, Gabriela Winkler. **Controle de uma prótese experimental do segmento mão-braço por sinais mioelétricos e redes neurais artificiais**. 2009. 111 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia de Computação, Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010. Disponível em: <<http://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/18554>>. Acesso em: 10 maio 2014.

FERREIRA, Arthur de Sá; GUIMARÃES, Fernando Silva; SILVA, Julio Guilherme. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: Considerações sobre os sinais e processamento para estudo da função neuromuscular. **Bras. Cienc. Esporte**, Campinas, v. 31, n. 2, p.11-30, jan. 2010.

GUYTON, Arthur C. **Fisiologia humana**. 6. ed. Rio de Janeiro: Discos Cbs, 1985. 584 p.

JARMEY, Chris. **Músculos: uma abordagem concisa**. Barueri, SP: Manole, 2008. 160 p.

HAYKIN, Simon. **Redes Neurais: princípios e práticas**. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2001. 900 p.

KONRAD, Peter. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Scottsdale: Noraxon Inc, 2005. 60 p. Disponível em: <https://hermanwallace.com/download/The_ABC_of_EMG_by_Peter_Konrad.pdf>. Acesso em: 14 out. 2014.

NATIONAL INSTRUMENTS (Org.). **LabVIEW**. Disponível em: <<http://www.ni.com/labview/pt/>>. Acesso em: 03 mar. 2015.

LUCA, Carlo J. de. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **The International Society For Biomechanics**. Boston, 05 jul. 1993. p. 135-163. Disponível em: <<http://delsys.com/decomp/078.pdf>>. Acesso em: 30 set. 2014.

MANSUR, Paulo Henrique Garcia. **Análise de correlações entre tremor, degeneração celular e idade**. 2011. 87 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2011. Disponível em: <<http://penelope.dr.ufu.br/handle/123456789/348>>. Acesso em: 14 nov. 2013.

MCROBERTS, Michael. **Arduino Básico**. São Paulo: Novatec, 2011. 456 p.

MICHAELIS. Disponível em:
<<http://michaelis.uol.com.br/moderno/portugues/index.php?lingua=portugues-portugues&palavra=interface>>. Acesso em: 04 nov. 2013.

MORAES, Nayara Nascimento. Desenvolvimento e implementação de um sensor híbrido não invasivo de eletromiografia e mecanomiografia para registros de potenciais de ação de uma unidade motora. 2010. 99 f. Tese (Doutorado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2010. Disponível em:
<<http://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/354/1/DesenvolvimentoImplementaçãoSensor.pdf>>. Acesso em: 23 abr. 2014.

NIEL-ASHER, Simeon. **Pontos-gatilho: uma abordagem concisa**. Barueri, SP: Manole, 2008. 208 p.

ORTOLAN, Rodrigo Lício. **Estudo e avaliação de técnicas de processamento do sinal mioelétrico para o controle de sistemas de reabilitação**. 2002. 133 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18133/tde-19112002-153337/pt-br.php>>. Acesso em: 23 ago. 2014.

PRATES, Raquel Oliveira; BARBOSA, Simone Diniz Junqueira. Introdução à teoria e prática da interação humano computador fundamentada na engenharia semiótica. **Atualizações em informática**, p. 263-326, 2007.

RADTKE, Carlos Alberto Morsch. **PROTÓTIPO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS MIOELÉTRICOS PARA CARACTERIZAÇÃO DE FADIGA MUSCULAR**. 2007. 79 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Elétrica, Centro de Tecnologia e Informática, Universidade Luterana do Brasil, Canoas, 2007. Disponível em: <<http://tceeuilbra.synthasite.com/2007.php>>. Acesso em: 10 out. 2014.

SILVA, Ivan Nunes da; SPATTI, Danilo Hernien; FLAUZINO, Rogerio Andrade. **Redes Neurais Artificiais para engenharia e ciências aplicadas**. Sao Paulo: Artliber, 2010. 399 p.

SHNEIDERMAN, Ben; BEN, Shneiderman. **Designing the user interface: strategies for effective human-computer interaction, 4/e (New Edition)**. Pearson Education India, 2003.

SOARES, Pedro Paulo da Silva; NADAL, Jurandir. **Aplicação de uma Rede Neural Feedforward com Algoritmo de Levenberg- Marquardt para Classificação de Alterações do Segmento ST do Eletrocardiograma**. Iv Congresso Brasileiro de Redes Neurais, São José dos Campos, v. 1, n. 1, p.384-389, 20 jul. 1999. Disponível em: <http://www.ele.ita.br/cnrm/artigos-4cbrn/4cbrn_092.pdf>. Acesso em: 13 set. 2015.

SOUSA, Fernando Henrique. Uma revisão bibliográfica sobre a utilização do Nintendo® Wii como instrumento terapêutico e seus fatores de risco. **Revista espaço acadêmico**, Bauru, v. 123, n. 1, p.155-160, ago. 2011. Mensal. Disponível em: <<http://eduem.uem.br/ojs/index.php/EspacoAcademico/article/view/13045>>. Acesso em: 23 nov. 2013.

TORTORA, Gerard J; DERRICKSON, Bryan. **Princípios de Anatomia e Fisiologia**. 12. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. 1256 p.