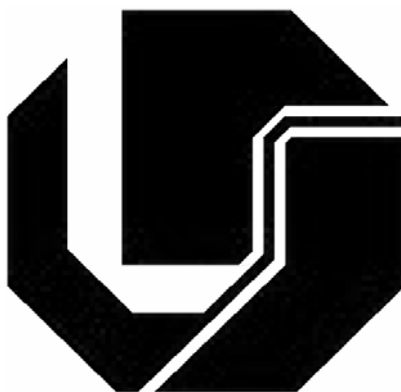


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional

Kety Rosa de Barros

Agosto de 2005

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional

Kety Rosa de Barros

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.

Orientador

Prof. Darizon Alves de Andrade, Ph.D.

Coordenador do curso de Pós-Graduação

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Metodologia para Classificação de Sinais EMG para Controle de Próteses com Baixo Esforço Computacional

Kety Rosa de Barros

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Banca Examinadora:

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD - Orientador (UFU)

Prof. Edilberto Pereira Teixeira, Dr. - UNIMINAS

Prof. Keiji Yamanaka, Dr. - UFU

“Não sabendo que era impossível, ele foi lá e fez”.

Lao Tsé

*Aos meus pais, Jerusalino e Oneida.
Ao meus irmãos, Nancy e Nino, ao meu querido Thiago pelo carinho e
paciência que tem me dedicado.*

Agradecimentos

Agradeço a **Deus** pela vida. Aos meus queridos pais **Jerusalino e Oneida** pela minha formação pessoal e por sempre apoiarem a realização dos meus sonhos. Aos meus irmãos **Nancy e Nino**, aos meus sobrinhos **Jéssica, Jhonata, Pedro Henrique e João Vítor**, pelos momentos de alegria. Ao Pedro e à Fernanda por todo apoio e todo o incentivo.

Um muito obrigado a **Thiago Bruno Caparelli**, pelo carinho, pelo amor, pelo sorriso e força sempre presentes, pela sua incansável ajuda em todas as circunstâncias. Amo estar ao seu lado. Agradeço também a seus pais **Paulo e Alabibia** que me receberam com tanto carinho.

Aos meus amigos (irmãos) **Refferson e Rodrigo**, não consigo expressar com palavras a importância de vocês na minha jornada, nossa amizade será eterna.

Um muito obrigado também, aos queridos amigos do Biolab (Laboratório de Engenharia Biomédica): **Adeilson**, professor **Adriano, Adriano Andrade, Ailton, Ana Paula, Cristiano, Eduardo, Flávia, Gláucia, Guilherme, Jeovane**, professor **João Batista, Joaquim, José Geraldo, Karina, Letícia**, professor **Luciano, Lílían, Manço, Marcelle, Rogério, Saulo, Sérgio, Silva, Suzi, Thiago Finotti, Virgílio e Wilton**, cada um possui um lugar bastante especial em meu coração, vocês foram e são muito queridos, contribuíram muito para meu crescimento pessoal.

Um agradecimento especial aos meus amigos **Ângela e Fábio**, obrigada pela amizade incondicional e pelos momentos de alegria e descontração.

Obrigada **Marly e Marcilia**, pela dedicação e carinho.

Ao Prof. Dr. **Alcimar Barbosa Soares**, orientador deste trabalho, minha admiração e carinho, pelo exemplo de competência e integridade, obrigada pela paciência nesses cinco anos de trabalho e amizade.

Enfim, a todas as pessoas sem as quais a realização desse trabalho não seria possível, a todos vocês expresso a minha sincera gratidão.

Resumo

BARROS, Kety Rosa. Metodologia para *Classificação de Sinais EMG para Controle de Prótese com Baixo Esforço Computacional*. Uberlândia: FEELT-UFU, 2005, 90 p.

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um sistema dedicado à análise de sinais emanados de contrações musculares, o sinal eletromiográfico (EMG). Foram realizados o estudo e desenvolvimento de métodos de extração e classificação desses sinais para que fossem reconhecidos por uma prótese de membro superior com quatro graus de liberdade. Para tal, sinais EMG provenientes dos grupos musculares tríceps e bíceps foram classificados em quatro padrões distintos: flexão e extensão de cotovelo, pronação e supinação de punho.

A classificação dos padrões foi feita através de uma rede neural artificial recebendo como entrada as características dos sinais eletromiográficos, extraídas através da detecção dos tempos de ativação e cálculo da integral abaixo da envoltória.

As análises foram feitas considerando 5 pares de eletrodos, sendo dois sobre o bíceps: na cabeça longa (B1) e cabeça curta (B2) e três sobre o tríceps: na cabeça longa (T1), cabeça curta (T2) e na cabeça medial (T3); e um eletrodo de referência localizado no acrômio. Os experimentos foram efetuados considerando contrações dinâmicas e estáticas.

Como a maior parte das técnicas existentes possui algoritmos bastante exigentes computacionalmente, e com análises matemáticas complexas, objetivou-se, portanto buscar um método simples e compacto capaz de executar tais tarefas com o mesmo desempenho utilizando análises matemáticas e técnicas computacionais simples e funcionais, quando comparadas às técnicas mais utilizadas, obtendo com isso, bons resultados.

Palavras-chave: eletromiografia, EMG, classificação de padrões, média móvel, RNA.

Abstract

BARROS, Kety Rosa. Low Computational Power Methodology for EMG Classification for use in Prosthesis Control. Uberlândia: FEELT-UFU, 2005, 90 p.

This work describes the development of a muscular contraction originated signal (EMG) analysis system. Study and development of extraction and classification methods for these signals were made, so that they could be recognized by an upper limb prosthesis with four degrees of freedom. To achieve such results, EMG signals from the biceps and triceps were classified in four distinctive patterns: elbow flexion, elbow extension, wrist pronation and wrist supination.

Those patterns were classified by an artificial neural network, which received as inputs the characteristics of the EMG signals, extracted through detection of activation times and integral below the envelope.

Analysis were made considering five pairs of electrodes, two located on the biceps (long head (B1) and short head (B2)), and three on the triceps (long head (T1), short head (T3) and medium head (T2)). Dynamic and static contractions were evaluated during the experiments.

As most of existing techniques rely on computationally demanding algorithms and complex mathematic analysis, the goal of this work was to find a simple and compact method to execute such tasks with the same performance, by use of simpler and more functional computational techniques, when compared with other well-known methods which achieve good results.

Keywords: electromyography, EMG, pattern classification, moving average, RNA.

Conteúdo

Capítulo 1 – Introdução.....	1
1.1 Objetivo e metas.....	3
1.2 Estrutura da dissertação.....	3
Capítulo 2 – Próteses e Mecanismos de Comando.....	5
2.1 Introdução.....	5
2.2 Próteses de membros superiores.....	5
2.2.1 Tipos de próteses para membros superiores.....	6
2.3 Estratégias de comando.....	9
2.3.1 Sistema de arreios.....	9
2.3.2 Controle mioelétrico.....	10
2.3.3 Controle neuroelétrico.....	10
2.3.4 Realimentação sensorial.....	12
2.4 Atualidades em próteses de membros superiores.....	13
2.4.1 Prótese Utah.....	13
2.4.2 Próteses mioelétricas de membros superiores Otto Bock.....	14
2.4.3 Próteses mioelétricas de São Carlos.....	14
Capítulo 3 – Eletromiografia: fisiologia e processamento.....	17

3.1 Bases eletrofisiológicas.....	17
3.1.1 O neurônio motor.....	18
3.1.2 O <i>Potencial de Membrana</i>	19
3.1.3 O Potencial de ação.....	20
3.2 O processo de contração muscular.....	23
3.2.1 Fisiologia do Músculo Esquelético.....	23
3.2.2 A unidade motora.....	24
3.2.3 O Potencial de ação na Unidade Motora.....	26
3.2.4 Tipos de contração muscular.....	28
3.3 Características do sinal EMG.....	28
3.4 Aquisição e condicionamento de sinais EMG.....	30
3.4.1 Detecção do sinal	30
3.4.2 Posicionamento dos eletrodos.....	33
3.4.3 Outras interferências importantes.....	34
3.4.4 Condicionamento do sinal – amplificação e filtragem.....	35
3.4.5 Calibração e Controle.....	36
3.5 Processamento de sinais EMG.....	36
3.5.1 Métodos de extração de características e classificação do sinal EMG.....	37
Capítulo 4 – Proposta e desenvolvimento do Trabalho.....	44
4.1 Condicionamento e aquisição do sinal	45
4.1.1 Detecção do sinal EMG.....	45
4.1.2 Condicionamento.....	46
4.1.3 Digitalização do sinal EMG.....	47
4.2 Proposta de uma metodologia para extração de características do sinal EMG.....	48
4.2.1 Filtro passa alta.....	49
4.2.2 Filtro de Média Móvel.....	50

4.2.3 Integral da envoltória.....	53
4.2.4 Normalização.....	53
4.2.5 Tempos de ativação.....	55
4.3 Classificação de padrões.....	56
4.4 O Aplicativo de Software.....	58
4.4.1 Fase de Treinamento.....	60
4.4.2 Fase de reconhecimento.....	64
Capítulo 5 – Experimentos e avaliações.....	68
5.1 Metodologia Experimental.....	68
5.2 Extração das Características.....	70
5.3 Treinamento da RNA.....	79
5.4 Análise da performance do sistema para reconhecimento de padrões não treinados.....	79
5.5 Análise dos resultados.....	82
5.5.1 Análise Comparativa.....	82
Capítulo 6 – Conclusões e trabalhos futuros.....	84
6.1 Conclusões.....	84
6.2 Trabalhos Futuros.....	85
Referências Bibliográficas.....	86

Lista de Acrônimos

ADC	Analog-to-Digital Converter
AR	Auto-regressivos
BioLab	Laboratório de Bioengenharia e automática
CS	Class Separability
DDP	Diferença de Potencial Elétrico
EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
EMG	Eletromiográfico
FEELT	Faculdade de Engenharia Elétrica
GLR	Generalized Likelihood Ratio
Labciber	Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
LDA	Linear Discriminant Analysis
LED	Light Emmiting Diode
LMS	Least Mean Square
MLP	Multi-Layer Perceptron
MU	Motor Unit
MUAP	Motor Unit Action Potential
MUAPT	Motor Unit Action Potential Train
PCA	Principal Component Analysis
RRMC	Relação de Rejeição em Modo Comum
RNA	Rede Neural Artificial

SENIAM European Recommendations for Surface Electromyography

SNC Sistema Nervoso Central

TA Tempo de Ativação

USP Universidade de São Paulo

UFU Universidade Federal de Uberlândia

Lista de Figuras

Figura 1.1	Braço robótico controlado por sinais cerebrais de um macaco [Duke University Medical Center, 2005].....	2
Figura 2.1	Prótese utilizando o procedimento da cineplastia. Modificada de [Andrade, 1997].....	6
Figura 2.2	Prótese passiva utilizada para paciente com amputação parcial da mão. Modificado de [http://www.ortopediasaojose.com.br].....	7
Figura 2.3	Próteses energizadas por unidades externas. [http://www.ortopediasaojose.com.br].....	8
Figura 2.4	Antebraço controlado por propulsão muscular. Modificado de [www.ortopediacentorpia.com.br].....	9
Figura 2.5	Soquete para braço e eletrodos para uma prótese mioelétrica [Andrade, 2000].....	10
Figura 2.6	“Mão Dextra”. Modificado de [Craelius, 2002].....	11
Figura 2.7	Possíveis caminhos de informação em um sistema homem-prótese. Modificado de [Andrade, 2000].....	12
Figura 2.8	Braço de Utah. Modificado de [http://www.utaharm.com].....	13
Figura 2.9	Mão controlada mioeletricamente. Modificado de [http://www.ottobock.ca/products/upper_limb_prosthetic].....	14
Figura 2.10	Protótipo Inicial para testes. Modificado de [Cliquet, 2004].....	15
Figura 2.11	“Mão de São Carlos”. Modificado de [Labciber, 2003].....	16
Figura 3.1	Neurônio motor e suas partes constituintes. [www.sdmesa.sdccd.net].....	18

Figura 3.2	Diagrama esquemático da membrana plasmática. [Lent, 2004].....	20
Figura 3.3	Potencial de ação.....	21
Figura 3.4	Propagação do potencial de ação ao longo da membrana. Modificado de [Vilela, 2004].....	22
Figura 3.5	Estrutura de um músculo esquelético.[Biomania, 2004].....	23
Figura 3.6	Botão sináptico evidenciando os neurotransmissores [FRISÓN, 1999].....	25
Figura 3.7	Unidade Motora. [Ortolan, 2002].....	25
Figura 3.8	Esquema de geração de MUAP. Modificado de [Basmajian & De Luca, 1985].....	26
Figura 3.9	Representação da formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPTs das unidades motoras. Modificado de [Basmajian & De Luca, 1985].....	27
Figura 3.10	Representação do Sinal EMG de superfície de um músculo. Modificado de [Basmajian & De Luca, 1985].....	28
Figura 3.11	Espectro de frequência do sinal EMG desuperfície. Modificado de [Delsys, 1996].....	29
Figura 3.12	Representação Esquemática de um sistema de instrumentação biomédica para detecção e condicionamento do SME. Modificada de [Button, 2003].....	30
Figura 3.13	Exemplo de eletrodos de superfície para captação do sinal de superfície EMG.....	31
Figura 3.14	Exemplo de eletrodos Passivos. Modificado de [Ortolan, 2002].....	32
Figura 3.15	Configurações para eletrodos ativos.....	33
Figura 3.16	Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular.Modificado de [De Luca,1997].....	33
Figura 3.17	Sistema de Controle Eletromiográfico.. Modificado de [Hudgins, 1993].....	38
Figura 3.18	Localização dos eletrodos. Modificado de [Kuruganti, 1995].....	39

Figura 3.19	Diagrama do sistema classificatório proposto por Englehart modificado de [Englehart, 1999].....	39
Figura 3.20	EMG de superfície. Modificado de [Merletti, 2004].....	41
Figura 3.21	Sistema desenvolvido por Andrade et al. Modificado de [Andrade, 2000].....	41
Figura 4.1	Diagramação dos estágios de processamento do modelo proposto.....	44
Figura 4.2	Eletrodos de disco.....	45
Figura 4.3	Disposição de eletrodos [ANDRADE, 2000].....	46
Figura 4.4	Eletromiógrafo utilizado para a coleta dos dados.....	47
Figura 4.5	Sinal senoidal 1Vp, 1Hz, amostrada a 2Hz. Reconstrução do sinal amostrado. Modificado de [Delsys, 2001].....	47
Figura 4.6	Estágios utilizados no processamento do sinal.....	49
Figura 4.7	Diagrama do programa LabView Responsável pelo cálculo da média móvel.....	51
Figura 4.8	Evolução do algoritmo da média móvel. [modificado de DATAQ, 2005].....	51
Figura 4.9	(a) EMG retificado. (b) EMG após uma filtragem com janela de 20 amostras. (c) EMG após uma filtragem com janela de 5 amostras [modificado de LOSS, 2005].....	52
Figura 4.10	Cálculo da Integral.....	53
Figura 4.11	Diagrama do Programa LabView responsável pela normalização dos sinais.....	54
Figura 4.12	Determinação do tempo de ativação.....	55
Figura 4.13	Diagrama LabView responsável pelo cálculo dos tempos de ativação	56
Figura 4.14	Diagrama esquemático de uma Rede Neural MLP.....	58
Figura 4.15	Fluxograma do programa desenvolvido.....	59
Figura 4.16	Interface principal do programa de classificação do sinal EMG.....	60
Figura 4.17	Interface principal do programa, evidenciando a caixa de texto para seleção do diretório contendo os dados para treinamento da RNA	61

Figura 4.18	Interface principal do programa, evidenciando o botão “Selecionar Diretório contendo os dados para treinamento da RNA”.....	61
Figura 4.19	Diálogo para seleção de diretório com dados de treino, evidenciando o botão “Selecionar Diretório”.....	62
Figura 4.20	Treinamento em andamento. O LED indicativo está evidenciado.....	63
Figura 4.21	Diálogo exibindo a performance do treinamento.....	63
Figura 4.22	Interface do programa de classificação do sinal EMG, evidenciando o botão “Reconhecer” ativo.....	64
Figura 4.23	Diálogo para seleção do diretório com os dados para classificação, evidenciando o botão “Selecionar Diretório”.....	65
Figura 4.24	Reconhecimento em andamento. O LED indicativo está evidenciado.....	65
Figura 4.25	Resultados da classificação.....	66
Figura 4.26	Interface do programa, exibindo um sinal não reconhecido.....	67
Figura 4.27	Sinal degradado por ruídos.....	67
Figura 5.1	Posicionamento dos 5 pares de eletrodos. Modificado de [Andrade, 2000].....	69
Figura 5.2	Representação dos 5 sinais e os respectivos coeficientes.....	71
Figura 5.3	Superfície de Coeficientes.....	72
Figura 5.4	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações estáticas 5 pares – Limiar 0,1.....	73
Figura 5.5	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações estáticas 5 pares – Limiar 0,2.....	73
Figura 5.6	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações estáticas 5 pares – Limiar 0,3.....	74
Figura 5.7	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações estáticas 5 pares – Limiar 0,4.....	74

Figura 5.8	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações estáticas 5 pares – Limiar 0,5.....	75
Figura 5.9	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações estáticas 5 pares – Limiar 0,6.....	75
Figura 5.10	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações dinâmicas 5 pares – Limiar 0,1.....	76
Figura 5.11	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações dinâmicas 5 pares – Limiar 0,2.....	76
Figura 5.12	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações dinâmicas 5 pares – Limiar 0,3.....	77
Figura 5.13	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações dinâmicas 5 pares – Limiar 0,4.....	77
Figura 5.14	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações dinâmicas 5 pares – Limiar 0,5.....	78
Figura 5.15	Superfície de coeficientes para o grupo de contrações dinâmicas 5 pares – Limiar 0,6.....	78

Lista de Tabelas

Tabela 4.1	Valores utilizados para Scale e Offset	55
Tabela 5.1	Taxa de acerto grupo estático Limiar 0.1.....	79
Tabela 5.2	Taxa de acerto grupo estático Limiar 0.2.....	80
Tabela 5.3	Taxa de acerto grupo estático Limiar 0.3.....	80
Tabela 5.4	Taxa de acerto grupo estático Limiar 0.4.....	80
Tabela 5.5	Taxa de acerto grupo estático Limiar 0.5.....	80
Tabela 5.6	Taxa de acerto grupo estático Limiar 0.6.....	80
Tabela 5.7	Taxa de acerto grupo dinâmico Limiar 0.1.....	81
Tabela 5.8	Taxa de acerto grupo dinâmico Limiar 0.2.....	81
Tabela 5.9	Taxa de acerto grupo dinâmico Limiar 0.3.....	81
Tabela 5.10	Taxa de acerto grupo dinâmico Limiar 0.4.....	81
Tabela 5.11	Taxa de acerto grupo dinâmico Limiar 0.5.....	82
Tabela 5.12	Taxa de acerto grupo dinâmico Limiar 0.6.....	82
Tabela 5.13	Tabela comparativa – Grupo dinâmico (5 pares).....	83
Tabela 5.14	Tabela comparativa – Grupo estático (5 pares).....	83

Capítulo 1

Introdução

A evolução tecnológica e seu impacto na área de reabilitação humana têm alavancado um grande número de pesquisas multidisciplinares, resultando no desenvolvimento de diversos mecanismos e técnicas com o intuito de melhorar a qualidade de vida de pessoas deficientes, tornando-as menos dependentes e colaborando para a integração desses indivíduos de forma mais produtiva à sociedade.

Há algumas décadas os pesquisadores vêm desenvolvendo equipamentos e dispositivos artificiais cada vez mais similares aos órgãos naturais. Surgem braços mecânicos com movimentos cada vez mais semelhantes aos de braços naturais, que podem inclusive ser controlados com sinais do próprio corpo. Uma pesquisa na Universidade de Duke testa o uso de eletrodos no escalpo para registrar sinais elétricos emanados pelo cérebro. Esses sinais são enviados por transmissão sem fio a um braço mecânico [Nicoletis, 2003]. Os experimentos iniciais utilizaram cobaias que foram capazes de controlar com sinais cerebrais, um braço mecânico para jogar videogame (Figura 1.1). Atualmente, os pesquisadores estão nos estágios iniciais de testes com seres humanos.

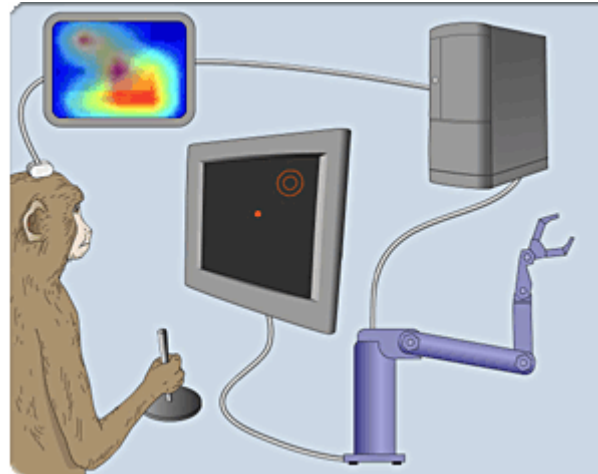


Figura 1.1 - Braço robótico controlado por sinais cerebrais de um macaco
Extraído de [Duke University Medical Center, 2005].

A eletromiografia, que teve início com finalidades estritamente clínicas, desenvolveu-se fortemente como uma ferramenta diagnóstica durante a segunda guerra mundial e, atualmente, tem sido utilizada por profissionais nas áreas de Anatomia, Fisioterapia, Esportes, Educação Física, Medicina, Odontologia, Fonoaudiologia dentre outros. Na “engenharia de reabilitação” a eletromiografia tem sido utilizada no controle das chamadas próteses mioelétricas.

Dessa forma, com a disponibilidade de recursos tecnológicos avançados, como dispositivos eletrônicos capazes de serem amplamente compactos podemos criar mecanismos de controle simples, porém com respostas satisfatórias no controle de próteses.

Atualmente existem inúmeras técnicas para reconhecimento de sinais EMG para posterior uso no controle de próteses. Tratamentos estatísticos e preditivos são abordados na tentativa de se conseguir um melhor resultado para a classificação de padrões do sinal. No entanto, a maior parte dos algoritmos de tratamento são extremamente complexos, e exigem grandes esforços computacionais.

1.1 Objetivo e metas

Objetivando contribuir com a busca de facilitadores aplicados à reabilitação, este trabalho busca desenvolver um algoritmo compacto que possa ser utilizado facilmente, no que diz respeito à análise matemática e exigência computacional, que possa ser implementado, por exemplo, em microcontroladores dedicados ao controle de próteses de membros artificiais. Para tanto, é necessário um estudo dos sistemas de classificação e processamento do sinal eletromiográfico, buscando dessa forma avaliar o desempenho de técnicas utilizadas no meio científico que sejam capazes de classificar e reconhecer esse sinal e enviá-lo a um sistema de controle de uma prótese.

Para atingir o objetivo proposto, as seguintes metas foram cumpridas:

- Estudo dos processos fisiológicos que envolvem a geração do sinal eletromiográfico;
- Estudo das próteses e seus mecanismos de comando;
- Análise dos métodos de extração e classificação das características de sinais EMG;
- Desenvolvimento de um modelo de um sistema de classificação aplicado ao controle de próteses;
- Avaliação do modelo desenvolvido.

1.2 Estrutura da dissertação

A metodologia utilizada para atingir os objetivos citados anteriormente está descrita nos capítulos deste trabalho, que estruturalmente encontra-se da seguinte forma:

No capítulo 2, descreve-se o estudo dos modelos de próteses de membros superiores, juntamente com seus mecanismos de comando.

No Capítulo 3, apresentam-se as bases fisiológicas da eletromiografia, abrangendo algumas particularidades do sistema nervoso e da formação do eletromiograma a partir do potencial de ação. São abordadas também técnicas de processamento e classificação

de padrões eletromiográficos e as principais estratégias utilizadas no controle de próteses de membros superiores.

No capítulo 4, é apresentada a proposta de trabalho de um modelo para a classificação de sinais EMG, assim como os passos seguidos para o desenvolvimento do mesmo.

No Capítulo 5, é feita uma avaliação do sistema desenvolvido, apresentando os resultados obtidos com os dados reais.

Por fim, no Capítulo 6, são analisadas as contribuições deste trabalho e feitas sugestões importantes para trabalhos futuros, que poderão ser realizados a partir desta dissertação.

Capítulo 2

Próteses e Mecanismos de Comando

2.1 Introdução

O desenvolvimento de próteses ortopédicas antropomórficas e órteses ativas exigem a elaboração de modelos matemáticos, baseados em conceitos de anatomia, fisiologia e cinesiologia, que permitam a análise de movimentos e os esforços executados para que se possam aplicar os conceitos cinemáticos e dinâmicos dos dispositivos mecatrônicos gerados, perfazendo uma interconexão com o sistema orgânico, conforme o caso da aplicação.

Estes modelos constituem um grande desafio, pois, apesar do grande número de técnicas de modelagem matemática e de simulação hoje disponíveis, ainda não se tem conhecimento de sistemas que apresentem nível de funcionamento equivalente aos sistemas naturais, não permitindo, portanto, uma perfeita concatenação entre o orgânico e o artificial.

O objetivo deste capítulo é, dessa forma, investigar o estado da arte dos diversos tipos de próteses de membros superiores e seus mecanismos de controle.

2.2 Próteses de membros superiores

A idéia de o homem substituir membros amputados por artefatos mecânicos se desenvolve há vários séculos. Em 1818 o dentista Peter Bellif projetou em Berlin, a

primeira prótese para amputados de braço, acionada pelo ombro do usuário. Em 1844, Van Peetersen projetou um sistema de flexão do cotovelo baseado neste modelo. Em 1855 Comte de Beaufort apresentou um braço com cotovelo operado por uma alavanca pressionada contra o peito. Em 1898, Vanghetti descreveu a cineplastia pela exposição dos músculos ou tendões para acionar próteses, técnica que foi popularmente difundida por Sauerbrauch em 1919. Atualmente a cineplastia (figura 2.1) é considerada uma técnica desapropriada, pois é alta a possibilidade de contração de infecção.



Figura 2.1 – Prótese utilizando o procedimento da cineplastia.
Extraído de [Andrade,2000].

Na atualidade, as próteses convencionais desenvolvidas para o nível de amputação na altura do braço, efetuam flexão e uma diminuta abdução e adução, e as desenvolvidas para o nível de amputação do cotovelo reproduzem a flexão e a extensão. Já os movimentos no antebraço, constituídos pela pronação e supinação não são, em geral, reproduzidos, em sua plenitude [Hermine et al, 2004].

2.2.1 Tipos de próteses para membros superiores

As próteses de membro superior podem ser classificadas de acordo com seu potencial funcional, seus componentes e fontes de energia.

Na prática classificam-se as próteses como não-funcionais (figura 2.2) e funcionais. As próteses não-funcionais são, em geral, semi-móveis ou totalmente imóveis e muitas vezes são utilizadas somente por razões estéticas. Por essa razão são próteses estéticas ou passivas, e podem ser usadas em todos os níveis de amputação.



Figura 2.2 – Prótese passiva utilizada para paciente com amputação parcial da mão. Extraído de [<http://www.ortopediasaojose.com.br>].

As próteses funcionais se subdividem em:

I. Próteses ativadas por movimentos do corpo - ativas ou mecânicas: a força do movimento de uma determinada parte do corpo se reflete na execução de movimentos da prótese.

II. Próteses energizadas por unidades externas: utilizam fontes de energia externa (energia extra corpórea), como as baterias e, em geral, são controladas pelo movimento de estruturas naturais remanescentes ou através da atividade eletromiográfica fornecida por um grupo muscular escolhido.

III. Próteses Híbridas: junção das próteses ativa e mioelétrica (fonte interna e externa). Em amputações de membros superiores o controle mioelétrico pode ser combinado com um sistema de arreios.

A figura 2.3 é apresentada pelo fabricante de forma ilustrativa, com alguns tipos de prótese descritos anteriormente:

- A prótese mais simples (figura 2.3(a)) somente permite uma rotação ou posicionamento da mão de forma passiva.
- A prótese com prono-supinação ativa (figura 2.3(b)) possui uma unidade de giro entre a mão e o encaixe.
- A terceira possibilidade é a prono-supinação elétrica (figura 2.3(c)), controla através de uma ligeira rotação do coto, acionando assim um micro-interruptor.
- A prótese mioelétrica de 4 canais (figura 2.3(d)) possibilita um controle independente da mão e do movimento de prono-supinação, através de sinais mioelétricos diferenciados (duas funções por eletrodo). A fonte de energia é uma bateria recarregável de seis volts.

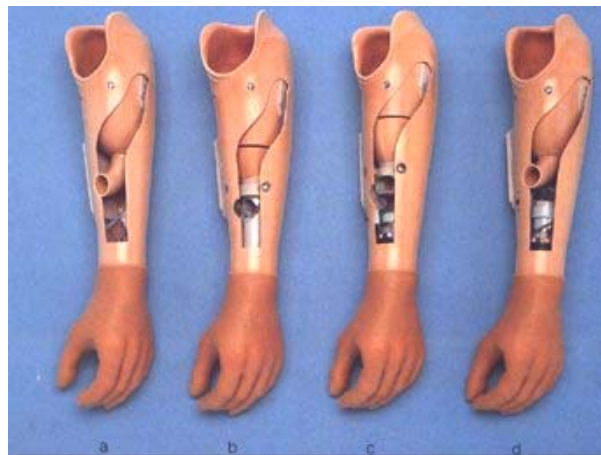


Figura 2.3 – Próteses energizadas por unidades externas. (a) passiva, (b) prono supinação ativa, (c) prono-supinação, (d) mioelétrica. Extraído de [\[http://www.ortopediasaojose.com.br\]](http://www.ortopediasaojose.com.br).

2.3 Estratégias de comando

Idealmente uma prótese deve ser controlada sem que exija qualquer esforço do usuário, e seja ainda similar ao controle subconsciente de um membro natural. Contudo, esse fato não acontece em virtude das limitações ainda existentes nas próteses até então desenvolvidas.

As principais técnicas utilizadas na atualidade são:

2.3.1 Sistema de arreios

Na utilização do sistema de arreios, movimentos de parte do corpo se refletem em movimentos de seguimentos das próteses (Figura 2.4). São próteses de custo relativamente baixo, não muito pesadas e, após um período de treinamento adequado, o usuário pode utilizá-las como uma extensão natural de seu corpo [Doringe & Hogan, 1995]. Em contrapartida, o sistema de arreios é em geral desconfortável, a movimentação da prótese exige forças consideravelmente altas e o número de graus de liberdade é limitado [Kruit & Cool, 1989].



Figura 2.4 – Antebraço controlado por propulsão muscular.

Extraído de [www.ortopediacentorpia.com.br]

2.3.2 Controle mioelétrico

No controle mioelétrico utiliza-se o sinal elétrico emanado da contração muscular para controlar o movimento da prótese. Geralmente não requer cabos para controle, nem exige cintas para suspensão.

Os potenciais elétricos gerados pelos músculos superficiais que estão se contraindo podem ser captados na superfície da pele por eletrodos de superfície (Figura 2.5), e utilizados no processamento do controle dos atuadores da prótese mioelétrica. O sistema de controle é implementado eletronicamente em um microprocessador dedicado, permitindo ao indivíduo controlar a tensão de alimentação dos sistemas atuadores da mão, do pulso ou do cotovelo, conforme o tipo de prótese. Se há uma contração muscular mais forte, o potencial EMG do músculo é maior, sendo proporcionalmente maior a tensão fornecida ao acionador. Ou seja, a amplitude do sinal de controle é diretamente proporcional à intensidade das contrações, de tal forma que, no caso de uma prótese de mão, por exemplo, a mesma pode ser controlada, proporcionalmente, nas duas direções (abertura e fechamento). Um impulso muito suave faz com que a mão se mova vagarosamente enquanto que um impulso mais forte faz a mão mover-se mais rapidamente.

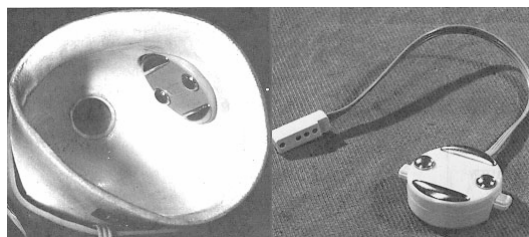


Figura 2.5 – Soquete para braço e eletrodos para uma prótese mioelétrica.
Extraído de [Andrade, 2000]

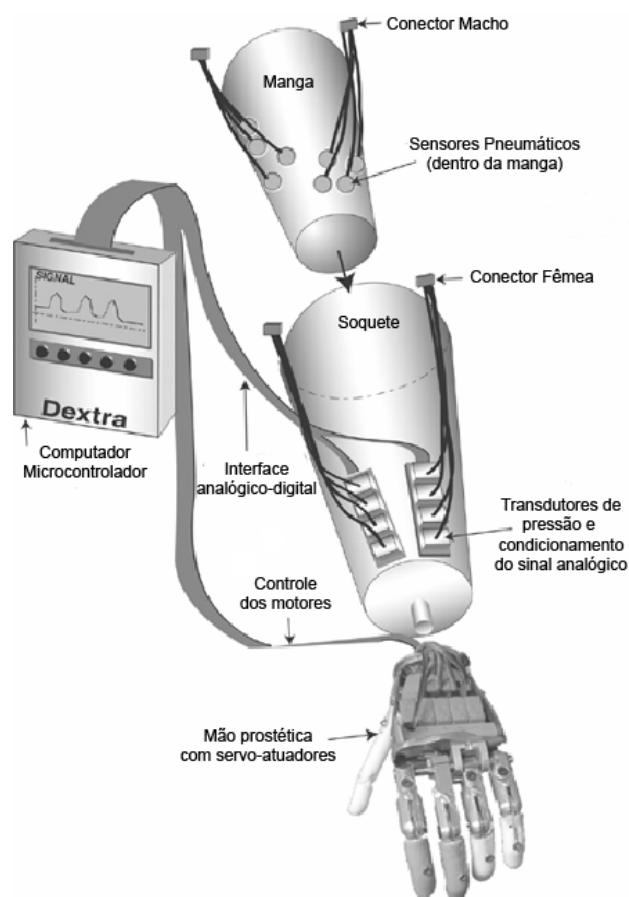
2.3.3 Controle neuroelétrico

O músculo responsável por controlar uma função específica pode não estar presente ou estar severamente danificado, contudo, os nervos periféricos que possuem o

neurônio motor para aqueles músculos podem estar acessíveis na parte remanescente do membro. Com isso, a possibilidade de coletar e processar os sinais diretamente dos nervos revela uma nova forma de controle de próteses.

Os sinais neuroelétricos podem ser coletados por eletrodos especiais implantados no corpo e anexados ao nervo relevante. O sinal captado pode ser modulado em frequência e transmitido a um receptor localizado na prótese, para processamento. A energia para as unidades implantadas pode ser suprida via um receptor de potência implantado, o qual é alimentado por uma fonte externa.

Contudo essa técnica possui alguns problemas, como por exemplo: é muito difícil projetar eletrodos especiais e anexá-los ao nervo de forma que eles não danifiquem ou induzam a degeneração do nervo, tornando os sinais gravados inconsistentes.



William Craelius e Sam Phillips estão desenvolvendo uma mão artificial, denominada “Dextra” com controle individual de pelo menos três dedos utilizando os caminhos neurais originais (Figura 2.6). A prótese utiliza impulsos elétricos do movimento do “braço fantasma”, também chamado de “Kinetic Imaging” [Craelius, 2002]. O protótipo permite tanto controle, que um amputado fazendo uso do sistema consegue tocar piano.

Figura 2.6 – “Mão Dextra”.

Extraído de [Craelius, 2002]

2.3.4 Realimentação sensorial

A figura 2.7 mostra um diagrama de fluxo de sinais homem-prótese. Os sinais de realimentação do tipo A são visuais e auditivos e existem na maioria dos sistemas protéticos. A realimentação do tipo B é sensorial e pode ser estimulada através de vibrações mecânicas ou elétricas sobre a pele. A realimentação do tipo C é um controle necessário à planta do sistema.

Idealmente as próteses deveriam trabalhar em um “loop fechado” com o sistema neuromuscular remanescente. Isso poderia fornecer, além de informações sobre o objeto tocado pela prótese, a ação que ela realmente estaria executando. Assim, o usuário seria capaz de controlar determinadas ações ou mesmo corrigir um comando errado. A realimentação pode possibilitar ainda o controle de vários parâmetros, como posição, força, escorregamento e sobrecarga.

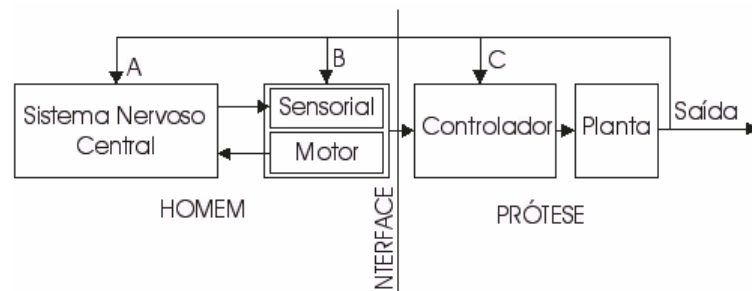


Figura 2.7 – Possíveis caminhos de informação em um sistema homem-prótese.

Extraído de [Andrade, 2000]

Patterson e Katz (1992) apresentaram uma revisão das atividades desenvolvidas em pesquisas neste campo e analisaram sistemas de membros superiores de loop fechado para fornecer os melhores estímulos de mensagens de realimentação para o corpo. A hipótese inicial assumida por eles é que quando se segura um objeto, não se espera ruído, vibração ou eletroestimulação, apenas um estímulo natural de pressão. Para explorar a hipótese, diferentes sistemas foram projetados e implementados, de tal forma que cinco grupos de realimentação puderam ser avaliados: somente pressão, somente vibração, somente visão, visão mais pressão e visão mais vibração. Os estímulos foram aplicados na região do antebraço. Os autores concluíram que os experimentos em que somente pressão e somente vibração foram aplicados obtiveram os maiores erros na execução de algumas tarefas previamente estabelecidas. As

condições envolvendo realimentação visual obtiveram resultados significativamente melhores, enquanto que com pressão mais visão a taxa de erros foi mínima.

2.4 Atualidades em próteses de membros superiores

Para ilustrar alguns dos tipos de próteses citadas anteriormente foram selecionados alguns trabalhos.

2.4.1 Prótese Utah

Desde 1981, o braço de Utah (Figura 2.8) tem sido um dos melhores braços artificiais mioelétricos para amputados acima do cotovelo.



O sistema braço-mão permite um controle “fino” do cotovelo, da mão e opcionalmente do punho, utilizando apenas dois músculos. O sistema de controle elimina cabos, permitindo ao amputado movimentar o braço e a mão devagar ou rapidamente em qualquer posição. Em virtude dessas características o usuário consegue realizar movimentos mais naturais e com menos esforços.

Figura 2.8 – Braço de Utah.
Extraído de [<http://www.utaharm.com>]

2.4.2 Próteses mioelétricas de membros superiores Otto Bock

A Mão Sensoriada OTTO BOCK (Figura 2.9) faz apreensão de qualquer objeto com grande segurança, inclusive objetos frágeis, não havendo a necessidade do usuário estar constantemente atento ao controle do esforço e da velocidade dos dedos da prótese no ato da preensão, pois o equipamento possui o recurso de preensão automática que “sente” quando um objeto está escorregando e faz as adaptações necessárias automaticamente. Um único microprocessador controla o acionamento da mão, de forma que, quando o objeto preso está escorregando, sensores no polegar e na ponta dos dedos detectam mudanças no peso e no centro de gravidade do objeto. Os dados são então transmitidos para o microprocessador que controla a força da preensão automaticamente.



Figura 2.9 - Mão controlada mioeletricamente.
Extraído de [http://www.ottobock.ca/products/upper_limb_prosthetic].

2.4.3 Próteses mioelétricas de São Carlos

Pesquisadores do Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (Labciber), da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC) da USP desenvolveram uma estratégia de controle de uma prótese mioelétrica multifunção para membros superiores.

O sistema é dividido em detecção do sinal mioelétricos, tratamento analógico, processamento digital, controle, atuação e sensoramento. A idéia da estratégia sugerida

é de permitir o acionamento da prótese de mão de forma a torná-la o mais antropomórfica possível [Cliquet, 2004].

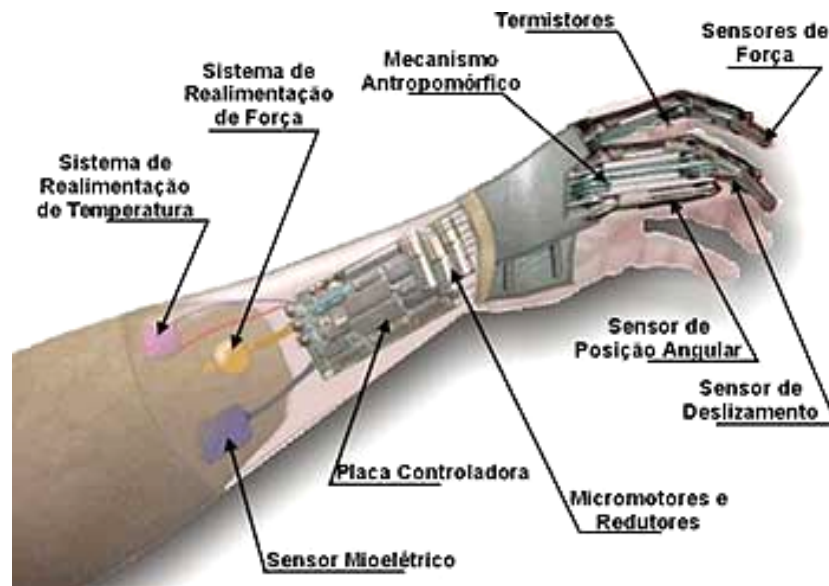
Para a realização de testes, antes da implementação da prótese, foi construído um dedo artificial (figura 2.10) visando o estudo das características antropomórficas anatômicas e cinemáticas. Foram feitos então alguns testes do sistema de controle digital utilizando este mecanismo, simulando os movimentos reais de um indivíduo ao realizar uma função de pinça como exemplo.



Figura 2.10 – *Protótipo Inicial para testes.*
Extraído de [Cliquet, 2004].

Os resultados alcançados foram considerados satisfatórios culminando no desenvolvimento da prótese de mão conhecida como "Mão de São Carlos" (Figura 2.11). Esta prótese será totalmente antropomórfica, ou seja, sua aparência e movimentos serão o mais naturais possíveis, e além disso constará de meios de realimentação tátil das informações de força aplicada pela prótese ao objeto e sua temperatura para o indivíduo, suprimindo assim uma das carências das próteses convencionais ou em desenvolvimento. Ela terá incorporada na sua construção sensores diversos para realizar as funções propostas e uma programação que será capaz de interpretar os sinais mioelétricos do paciente, utilizados como sinais de comando.

Figura 2.11 – "Mão de São Carlos".



Extraído de [Labciber, 2003]

Como é possível verificar na literatura, existe uma vasta gama de pesquisas nas áreas de controle prótico. Aquelas controladas por sinais eletromiográficos fazem parte de intensas pesquisas, sendo cada vez mais aperfeiçoadas com novas tecnologias, circuitos eletrônicos compactos e construídas de forma que sejam leves e anatômicas. Busca-se cada vez melhores técnicas de controle para essas próteses sendo alvo de estudo formas de efetuar esse controle de forma eficiente e simples.

Capítulo 3

Eletromiografia: fisiologia e processamento

O objetivo deste capítulo é explicar, sucintamente, a formação do sinal eletromiográfico a partir do potencial de ação gerado na fibra nervosa, no intuito de se desenvolver um embasamento teórico para a compreensão do mesmo, e a partir de então desenvolver uma metodologia para classificar os sinais EMG para controle de próteses de membros superiores.

3.1 Bases eletrofisiológicas

O sinal mioelétrico é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando à contração [Ortolan, 2002].

Existem diferenças de potencial elétrico (DDP) através das membranas (potencial de membrana) de praticamente todas as células do corpo. Contudo, algumas células, como as nervosas e musculares são excitáveis, ou seja, são capazes de gerar impulsos eletroquímicos, e na maioria dos casos utilizam esses impulsos para a transmissão de sinais ao longo das membranas. Essas diferenças de potenciais se dão devido a diferentes concentrações iônicas, dentro e fora das células.

3.1.1 O neurônio motor

O neurônio é uma célula como qualquer outra, que possui organelas, núcleo individualizado, necessita de oxigênio e nutrientes, e é envolta por uma membrana semipermeável denominada de membrana plasmática. Dentre vários tipos de neurônio, destaca-se o neurônio motor (figura 3.1) que tem como função transmitir impulsos nervosos responsáveis pelo desencadeamento do processo de contração muscular.

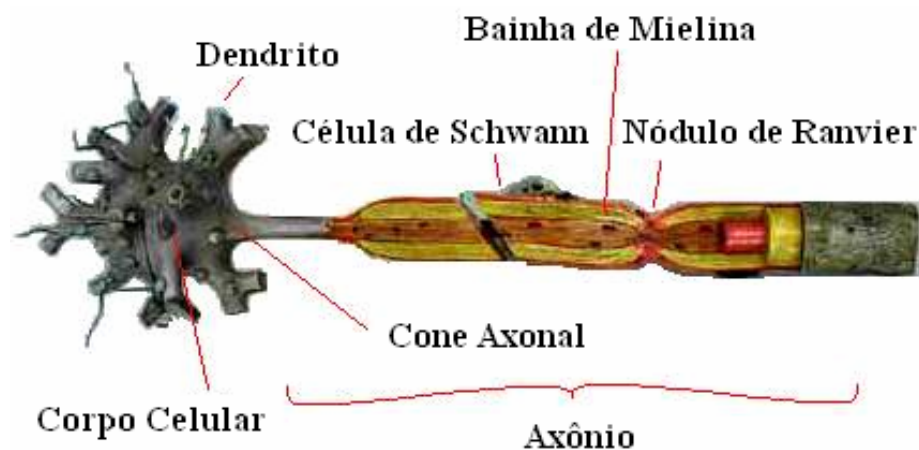


Figura 3.1 - Neurônio motor e suas partes constituintes.
Extraído de [www.sdmesa.sdccd.net]

No neurônio podem ser identificadas três porções com funções distintas: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio.

O corpo celular é a porção que contém o citoplasma, núcleo e organelas. Em um neurônio motor, que é o que comanda diretamente a contração das fibras musculares, o soma está entre os dendritos e o axônio, já em certos neurônios sensoriais localiza-se discretamente à margem do axônio.

Os dendritos são processos celulares, tipicamente curtos e altamente ramificados de maneira a oferecer amplas áreas de contato para a recepção da informação, são os especializados em receber informações e enviar estímulos para o corpo celular. Os impulsos nervosos são conduzidos do corpo celular para outros neurônios através do axônio. Em sua extremidade o axônio se ramifica, formando os seus terminais que contêm pequenas estruturas denominadas botões sinápticos. Quando estes recebem um

impulso nervoso, liberam substâncias químicas que transmitem sinais de um neurônio para outro, denominadas neurotransmissores.

O axônio tem como função básica transmitir informações na forma de pulsos regenerativos, isto é, sem atenuação, para várias partes do sistema nervoso e do organismo. Podem chegar a 1 metro de comprimento e geralmente se reúnem em troncos nervosos que chegam a conter milhares de axônios.

3.1.2 O Potencial de Membrana

Toda célula pode ser considerada como uma cápsula contendo uma solução protéica revestida por uma membrana lipoprotéica, denominada membrana plasmática (Figura 3.2). Os meios intra e extracelulares possuem diferentes concentrações iônicas, proporcionando uma diferença de potencial elétrico entre o meio interno e o meio externo, que é chamada de potencial de membrana ou potencial de repouso da membrana. O interior da membrana celular apresenta uma carga elétrica catódica menor que a carga elétrica catódica do exterior. Dizemos, assim, que o potencial elétrico interno é negativo em relação ao potencial elétrico externo, que é tomado por referência.

O potencial de repouso da membrana é, em geral, de aproximadamente -65 a -70 milivolts (tomando o meio exterior à célula como referência).

Esse potencial de membrana tem sua origem, em grande parte, em virtude da contribuição da bomba sódio e potássio. Os íons Na^+K^+ são deslocados entre o exterior e o interior das células ativamente pelo processo de difusão (Figura 3.2). Nesse processo há bombeamento contínuo de três íons sódio para o exterior, e de dois íons potássio para o interior da membrana. O fato de serem bombeados mais íons sódio para o exterior que de potássio para o interior da membrana resulta em uma perda contínua de cargas positivas do interior da membrana causando um excesso de cargas negativas no interior da mesma, que acarreta um potencial na membrana em repouso em torno de 90mV [Guyton, 2002].

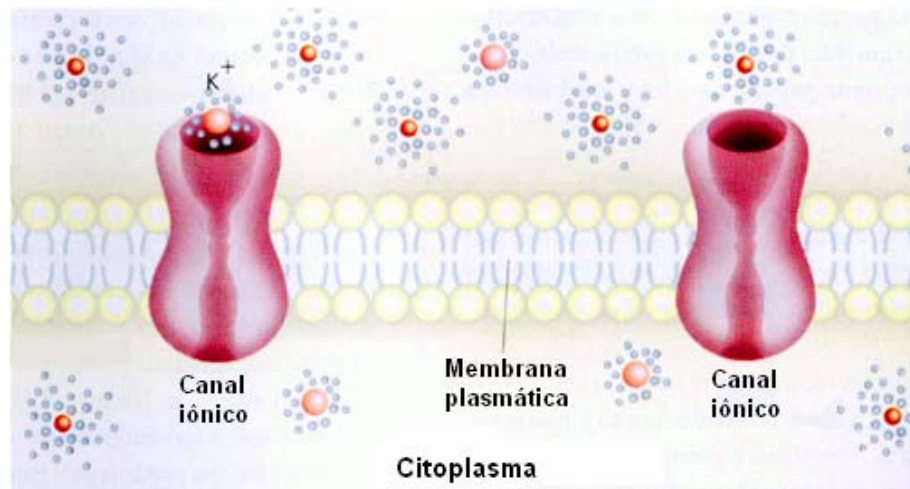


Figura3. 2 –Diagrama esquemático da membrana plasmática
Extraído de [Lent, 2004].

3.1.3 O Potencial de ação

Os sinais neurais são transmitidos por meio de potenciais denominados “potenciais de ação”, que são variações muito rápidas do potencial de membrana. Cada potencial de ação começa por uma modificação abrupta do potencial de repouso negativo normal para um potencial positivo e, em seguida termina com uma modificação quase tão rápida para o potencial negativo.

O potencial de ação atravessa três fases, denominadas repouso, despolarização e repolarização (figura 3.3):

Na fase de repouso podemos dizer que a membrana está “polarizada”, o que se deve ao elevado potencial de membrana presente na mesma. Na despolarização, a membrana fica em determinado momento muito permeável aos íons sódio, o que permite a entrada de muitos desses íons para o interior da célula. O estado de polarização normal de -90mV é perdido, passando a variar rapidamente para o sentido positivo. Nas fibras de maior calibre esse valor ultrapassa o valor zero (overshoots), nas fibras finas chega apenas próximo do valor zero. Por fim na fase de repolarização, alguns milésimos de segundos após a membrana ter ficado extremamente permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio se abrem mais que o normal, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

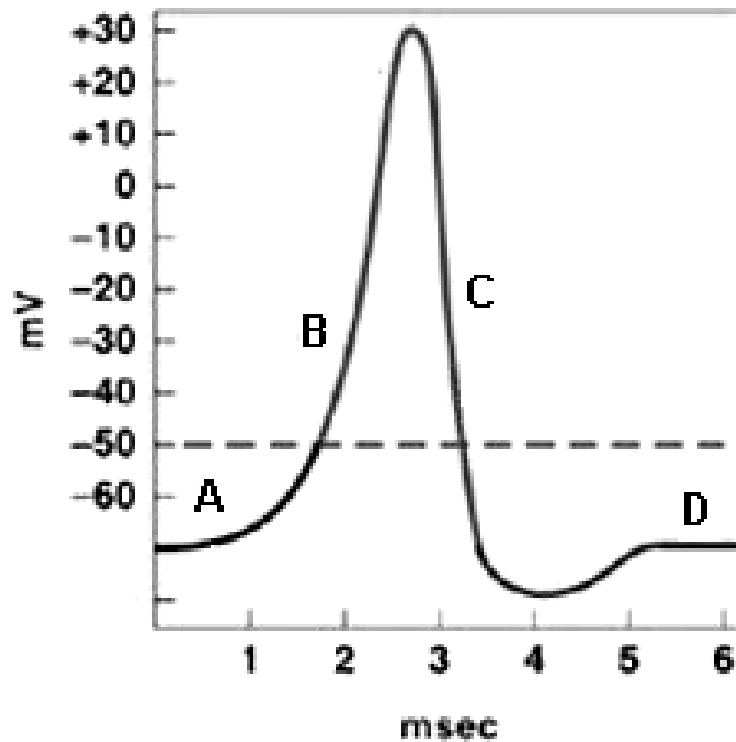


Figura 3.3 - Potencial de ação mostrando as fases de (A) Repouso, (B) Despolarização, (C) Repolarização, (D) Repouso

Enquanto a fibra nervosa permanecer sem sofrer perturbação, nenhum potencial de ação ocorre no nervo normal. Contudo, um estímulo, seja ele mecânico, físico e/ou eletroquímico na membrana da fibra nervosa, pode desencadear o processo descrito anteriormente.

A despolarização de uma membrana de uma célula excitável gerada em qualquer ponto da mesma geralmente excita as regiões adjacentes resultando na propagação daquela despolarização. Este processo se desencadeia em ambos os sentidos da membrana e é chamado potencial de ação. Este processo pode ocorrer tanto em fibras nervosas quanto musculares.

Na figura 3.4 podemos visualizar a propagação do potencial de ação ao longo da membrana celular.

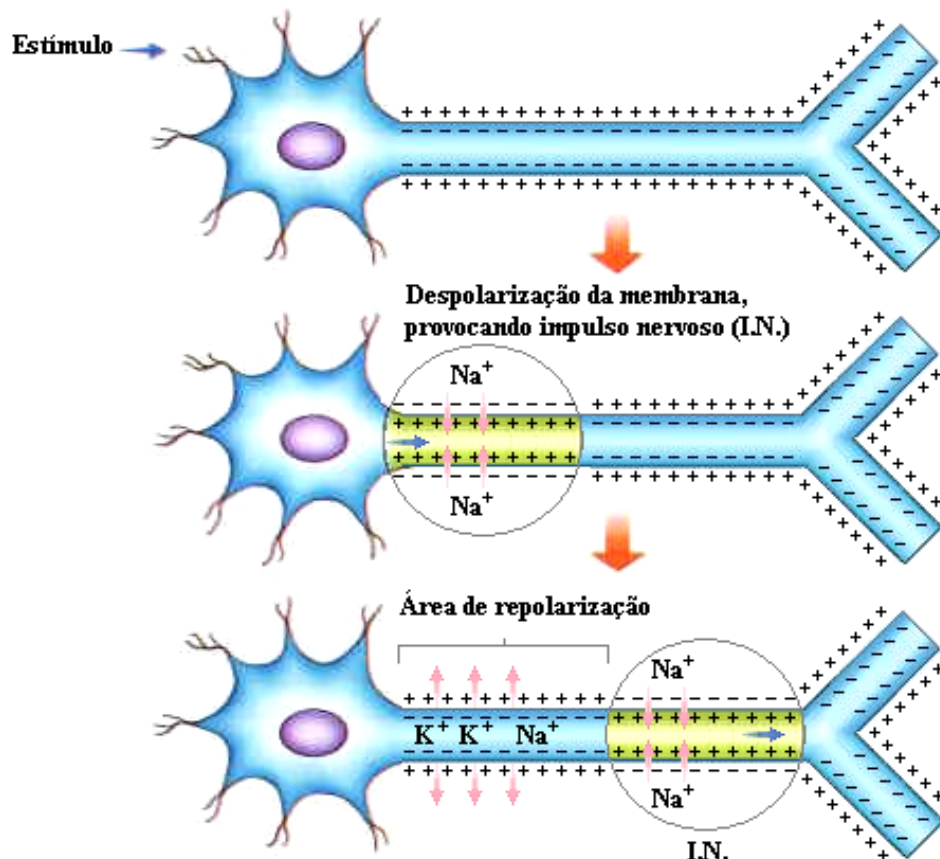


Figura 3.4 – Propagação do potencial de ação ao longo da membrana.
 Extraído de [Vilela, 2004]

Partindo de uma fibra em repouso (figura 3.4a), onde a porção excitada da membrana passou a ter sua permeabilidade aumentada para o sódio, dando início ao processo de despolarização da membrana, cargas elétricas se difundem para o interior da fibra através da região despolarizada. Essas cargas positivas aumentam a voltagem em áreas adjacentes, a uma distância de cerca de 1mm a 3mm nas fibras calibrosas, para um valor acima do valor limiar da voltagem para geração do potencial de ação, o que ocasiona a abertura dos canais de sódio nessas regiões adjacentes, causando mais e mais despolarizações. Dessa forma a despolarização trafega ao longo de toda a extensão da fibra (figura 3.4b).

Logo em seguida ocorre o processo de repolarização (figura 3.4c), onde os canais de sódio começam a se fechar, enquanto os canais de potássio se abrem mais que o normal, acarretando em uma rápida difusão de íons potássio para o exterior da célula restaurando o potencial de repouso normal.

O potencial de ação é bidirecional, ou seja, segue em ambos sentidos a partir do ponto estimulado, e até mesmo pelas ramificações de uma fibra nervosa, até que toda a membrana seja despolarizada.

3.2 O processo de contração muscular

3.2.1 Fisiologia do Músculo Esquelético

Para compreender a fisiologia e o mecanismo da contração muscular, devemos conhecer a estrutura do músculo esquelético (figura 3.5). Os músculos esqueléticos são compostos de fibras musculares que são organizadas em feixes (fascículos).

Os miofilamentos compreendem as miofibrilas, que por sua vez são agrupadas juntas para formar as fibras musculares. Cada fibra possui uma cobertura ou membrana, o sarcolema, e é composta de uma substância gelatinosa, o sarcoplasma. Centenas de miofibrilas contráteis e outras estruturas importantes tais como as mitocôndrias e o retículo sarcoplasmático, estão inclusas no sarcoplasma.

A miofibrila contrátil é composta de unidades, e cada unidade é denominada um sarcômero. Cada miofibrila contém muitos miofilamentos, que são fios finos de duas moléculas de proteínas, actina (filamentos finos) e miosina (filamentos grossos).

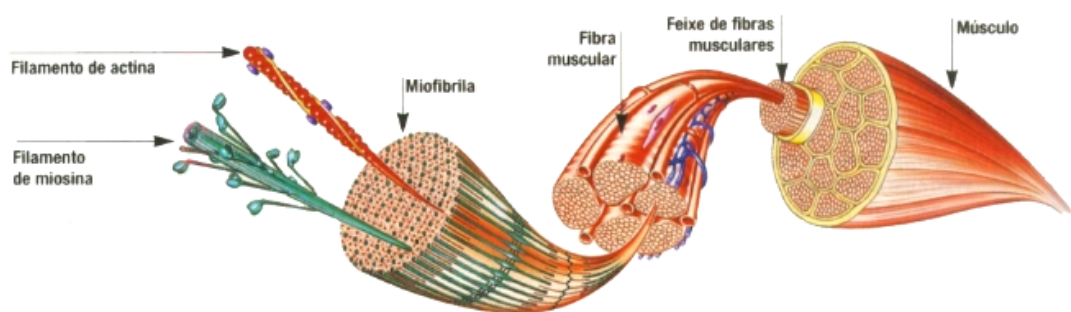


Figura 3.5 – Estrutura de um músculo esquelético..
Extraído de [Biomania, 2004]

Podemos então dizer que o processo de contração muscular ocorrerá seguindo as seguintes etapas:

O potencial de ação trafega ao longo de um nervo motor até suas terminações nas fibras musculares onde, em cada terminação, o nervo secreta uma pequena quantidade da substância neurotransmissora (acetilcolina).

Essa substância por sua vez, atua sobre uma área localizada na membrana da fibra muscular, abrindo numerosos canais acetilcolina-dependentes dentro de moléculas protéicas na membrana da fibra muscular.

A abertura destes canais permite que uma grande quantidade de íons sódio flua para dentro da membrana da fibra muscular no ponto terminal neural, o que desencadeia o potencial de ação na fibra muscular e sua posterior propagação pela mesma.

O potencial de ação despolariza a membrana da fibra muscular e também passa para o interior da fibra muscular, onde o faz com que o retículo sarcoplasmático libere para as miofibrilas grande quantidade de íons cálcio, armazenados no seu interior.

Os íons cálcio provocam grandes forças atrativas entre os filamentos de actina e miosina, fazendo com que eles deslizem entre si, o que constitui o processo contrátil da ação muscular.

Os íons cálcio são então bombeados de volta para o retículo sarcoplasmático, onde permanecem armazenados até que ocorra um novo potencial de ação.

3.2.2 A unidade motora

Na sinapse, na região de contato entre dois neurônios, existe, geralmente, uma pequena distância entre as duas células envolvidas, isto é, não há perfeita continuidade entre a membrana de ambas. A passagem do impulso nervoso nessa região é feita por substâncias químicas ou mediadores químicos, que são os neurotransmissores. Como esses mediadores estão acumulados somente no final do axônio, a transmissão do impulso ocorre sempre do axônio de um neurônio para o dendrito ou corpo do neurônio seguinte. Um processo semelhante ocorre nas junções entre as terminações dos axônios e os músculos; essas junções são chamadas placas motoras ou junções neuro-musculares (Figura 3.6).

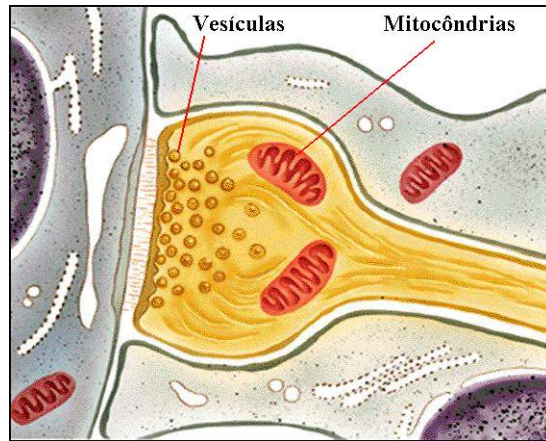


Figura 3.6 – Botão sináptico evidenciando os neurotransmissores
 Extraído de [FRISÓN, 1999]

A unidade motora (Figura 3.7) é composta de um neurônio motor localizado no corno anterior da medula espinhal, e todas as fibras musculares supridas pelas ramificações terminais do axônio.

Os impulsos oriundos do Sistema Nervoso Central (SNC) atingem os seus órgãos efetores, no caso o músculo esquelético, através dos neurônios motores inferiores. Cada neurônio inerva um conjunto de fibras musculares, de modo que não é possível ativar voluntariamente uma única fibra muscular. A unidade motora é, portanto, a menor unidade funcional do sistema neuromuscular e objeto principal de estudo da eletromiografia. Cada músculo, dependendo de suas características e funções, possui diferentes proporções de unidades motoras.

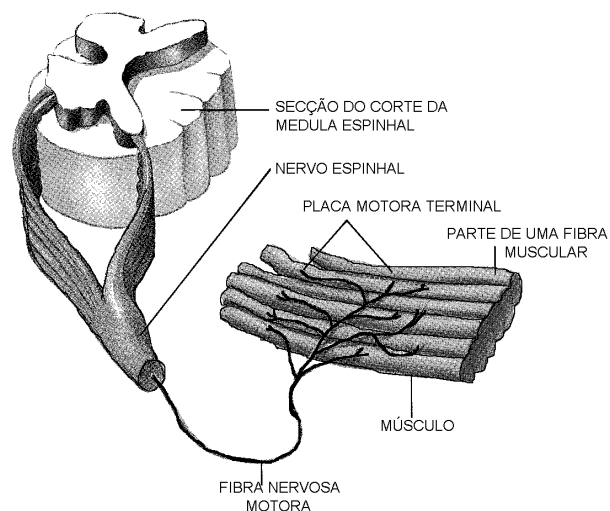


Figura 3.7 – Unidade Motora.
 Extraído de [Ortolan, 2002]

3.2.3 O Potencial de ação na Unidade Motora

Podemos entender por unidade motora como sendo a menor unidade muscular controlável. A soma algébrica dos potenciais de ação das várias fibras de uma unidade motora é chamado de Potencial de Ação da Unidade Motora (MUAP – Motor Unit Action Potential). Na figura 3.8 vemos a representação esquemática da formação da MUAP representado por $h(t)$.

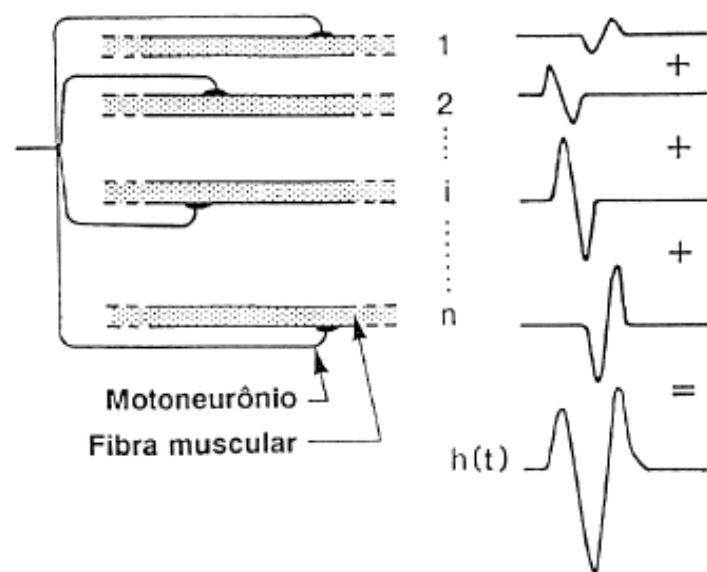


Figura 3.8 – Esquema de geração de MUAP.

Extraído de [Basmajian & De Luca, 1985]

Existem diversos fatores que podem influenciar o sinal gerado pela unidade motora, como a relação geométrica entre a superfície de detecção do eletrodo e a fibra muscular da unidade motora, a posição relativa entre a superfície de detecção do eletrodo e a zona de inervação, o diâmetro da fibra, o número de fibras musculares de uma unidade motora na região de detecção do eletrodo e a interface eletrodo/pele.

A duração da MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms com amplitudes na faixa de 10 μ V a 2 mV com frequência de 5Hz a 10 KHz. A análise desse potencial é muito usada para a detecção de miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens nos músculos.

Pelo fato da MUAP ter um período relativamente pequeno, as unidades motoras devem ser ativadas repetitivamente para que se possa sustentar a contração muscular por períodos maiores. Essa sequência de MUAPs é denominada trem de potenciais de ação na unidade motora (MUAPT - Motor Unit Action Potential Train). Como os músculos contêm fibras de diversas unidades motoras, a captação do MUAPT isolado só pode ser obtida se forem recrutadas apenas as fibras de uma única unidade motora, na vizinhança do eletrodo, só podendo ser realizada em contrações muito fracas.

O eletromiograma (Figura 3.9) é então o somatório de todas as MUAPTs das Unidades motoras, captada pelo eletrodo na região de detecção [De Luca & Basmajian, 1995].

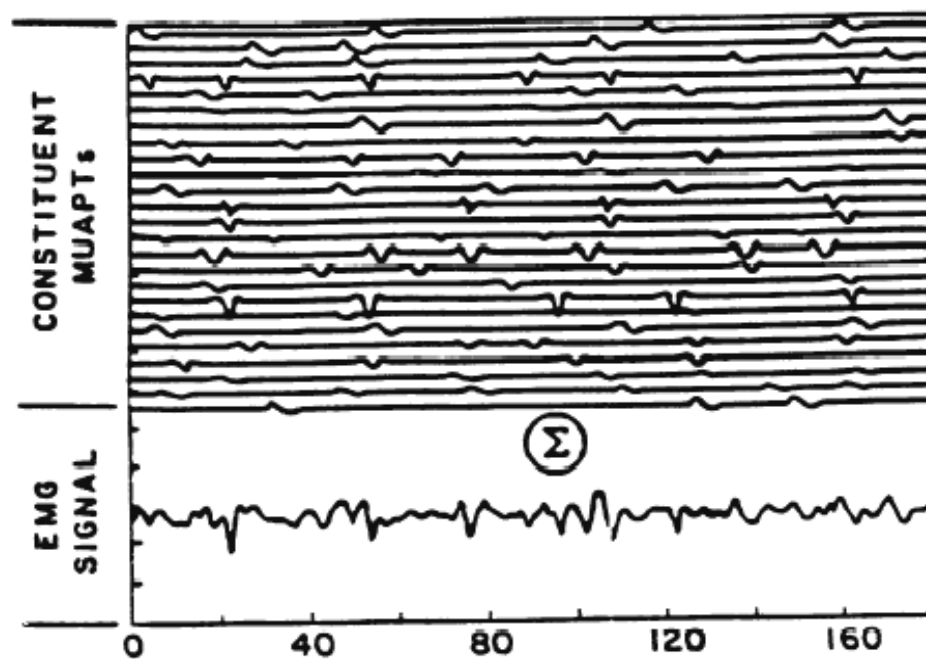


Figura 3.9 – Representação da formação do sinal eletromiográfico a partir dos MUAPTs das unidades motoras.
Extraído de [Basmajian & De Luca, 1985].

A junção de todos os MUAPTs forma então o sinal EMG na superfície muscular resultando no que podemos visualizar na figura 3.10, onde temos o somatório dos potenciais nas unidades motoras ($\sum hn(t)$).

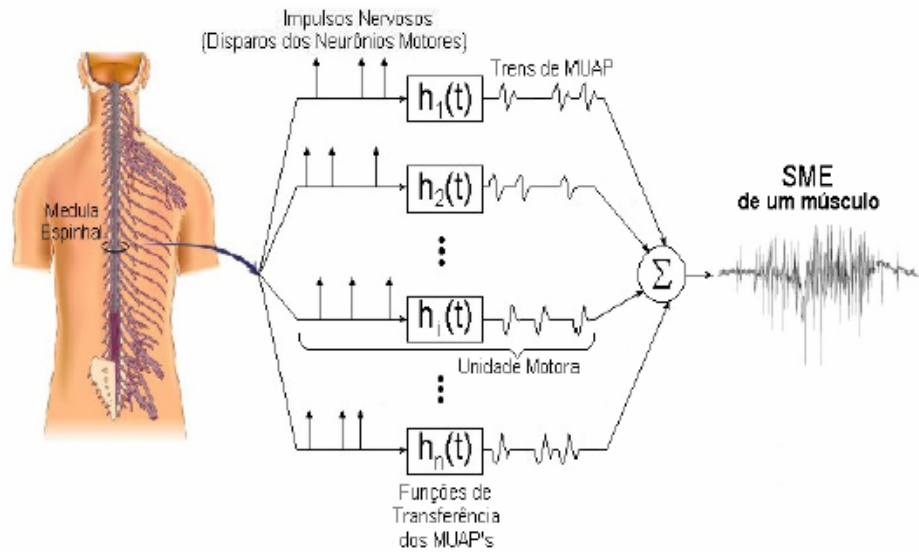


Figura 3.10 – Representação do Sinal EMG de superfície de um músculo.
Extraído de [Basmajian & De Luca, 1985]

3.2.4 Tipos de contração muscular

Há dois tipos de contração muscular conhecidas por *isométrica ou estática e anisométrica ou isotônica ou dinâmica*. A contração isométrica pode ser chamada de estática ou de sustentação. E não provoca movimento ou deslocamento articular, sendo que o músculo exerce um trabalho estático. Não há alteração no comprimento do músculo, mas sim um aumento na tensão máxima do mesmo.

A contração isotônica também conhecida por contração dinâmica, é a contração muscular que provoca um movimento articular. Há alteração do comprimento do músculo sem alterar sua tensão máxima. Ocorre quando ao realizar o movimento o músculo encurta, ou seja, as inserções se aproximam, com a diminuição do comprimento de seus sarcômeros.

3.3 Características do sinal EMG

Podemos dizer que o sinal eletromiográfico é então, a junção de vários potenciais de ação gerados pelas fibras musculares quando as mesmas são excitadas por

neurônios motores, ou seja, é uma manifestação de uma ativação neuromuscular associada a uma contração muscular.

Considerando a diferença entre os MUAPTs, a irregularidade na taxa de disparo dos neurônios motores, e o fato de a contração ter mais de um músculo envolvido, o sinal EMG pode ser descrito como sendo um processo estocástico [Kreifeldt & Yao, 1974; Parker et al., 1977; De Luca, 1979] aproximando a função densidade espectral por uma função gaussiana, onde a amplitude instantânea do sinal é uma variável gaussiana de média zero.

No entanto, foram encontradas características determinísticas dentro dos primeiros 200 ms de uma contração muscular [Hudgins et al., 1991; Hudgins et al., 1993; Basha et al., 1994] permitindo assim o uso de técnicas preditivas para se efetuar a classificação desses sinais.

Na figura 3.11 observamos as características do sinal EMG no que diz respeito ao seu espectro de frequências. A amplitude do sinal pode estar na faixa: 0 a 10mV (pico a pico), com uma faixa de frequência que de 0 à 1KHz, podendo se estender à até 10Kz para EMG intramuscular. A energia útil está limitada na faixa 0 a 500 Hz com a maior parte da energia dominante do sinal entre 50 e 150Hz.

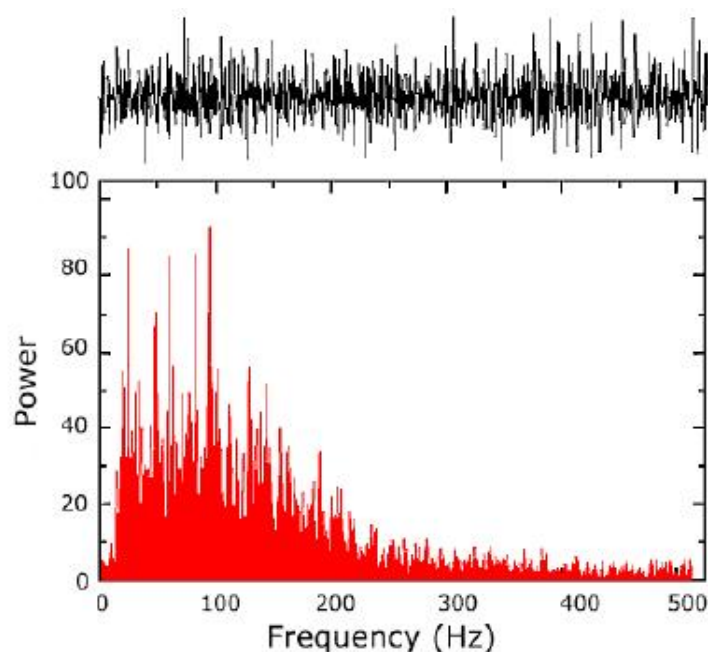


Figura 3.11 – Espectro de frequência do sinal EMG desuperfície.
Extraído de [Delsys, 1996]

3.4 Aquisição e condicionamento de sinais EMG

O diagrama da figura 3.12 mostra o esquema básico de um condicionador de sinais genérico e as etapas a serem percorridas na aquisição e condicionamento do biopotencial elétrico de interesse, no caso o sinal EMG.

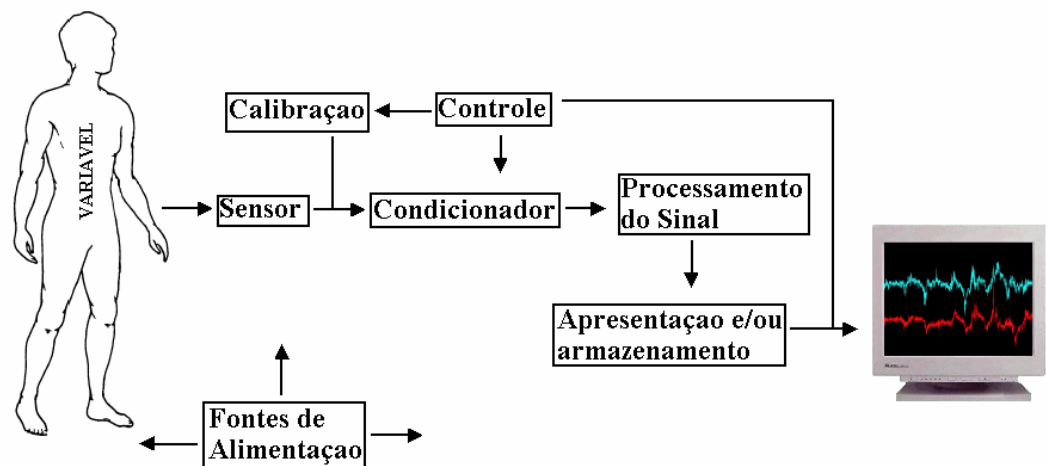


Figura 3.12 – Representação Esquemática de um sistema de instrumentação biomédica para detecção e condicionamento do SME. Modificada de [Button, 2003]

3.4.1 Detecção do sinal

A detecção dos sinais EMG de superfície é feita através de eletrodos, onde a escolha do tipo de eletrodo a ser utilizado dependerá do tipo de músculo a ser estudado. Para músculos grandes e superficiais, geralmente utilizam-se eletrodos de superfície (Figura 3.13a e Figura 3.13b), e para músculos pequenos e superficiais, ou situados entre ou abaixo de outros músculos, podem ser utilizados eletrodos invasivos, ou intramusculares (Figura 3.13c).

Eletrodos intramusculares geralmente são compostos de fios finos inseridos por uma agulha no ventre do músculo. Com isso pode-se coletar sinais de áreas bem definidas e tem-se uma baixa possibilidade de cross-talk (interferências geradas por outros músculos). As maiores desvantagens seriam o desconforto e a dor causados na inserção, câimbras e uma grande dificuldade de repetição de experimentos.

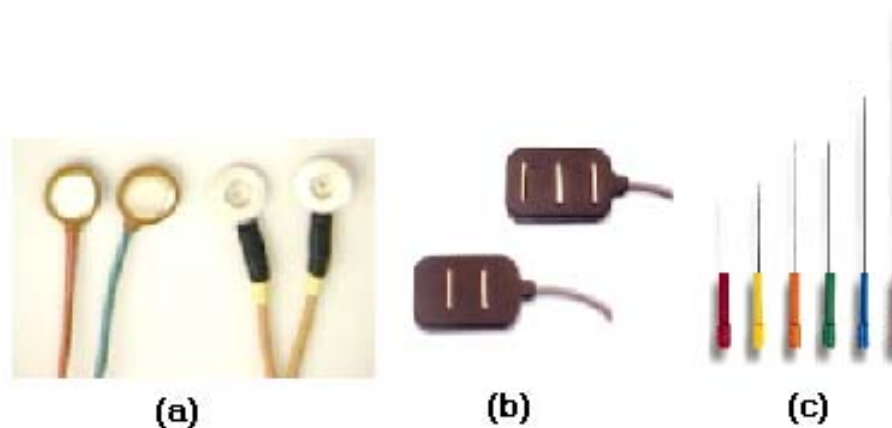


Figura 3.13 - Exemplo de eletrodos de superfície para captação do sinal de superfície EMG. (a) Passivos; (b) Ativos (simples diferencial e duplo diferencial) ; (c) Eletrodos intramusculares.

Os eletrodos não invasivos podem ser divididos em eletrodos passivos e ativos, sendo que o segundo pode ser ainda subdividido em monopolar, bipolar ou tripolar. [Button, 2000].

a) Eletrodos passivos

Os eletrodos passivos (figura 3.14) podem ser manufaturados em diversas formas e com diversos materiais, como por exemplo, Ag/AgCl. Em geral são utilizados com o auxílio de um gel ou pasta condutora contendo íons cloro, com a finalidade de diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. Geralmente ainda é necessário remover a camada superficial da pele abrasivamente e realizar a raspagem do pelo (tricotomia) na área onde o eletrodo será posicionado.

Uma das desvantagens de se utilizar o eletrodo passivo pode ser a grande área de detecção com possibilidade de cross-talk (detecção de sinais provenientes de outros músculos) e são praticamente limitados (até o momento) a músculos superficiais.

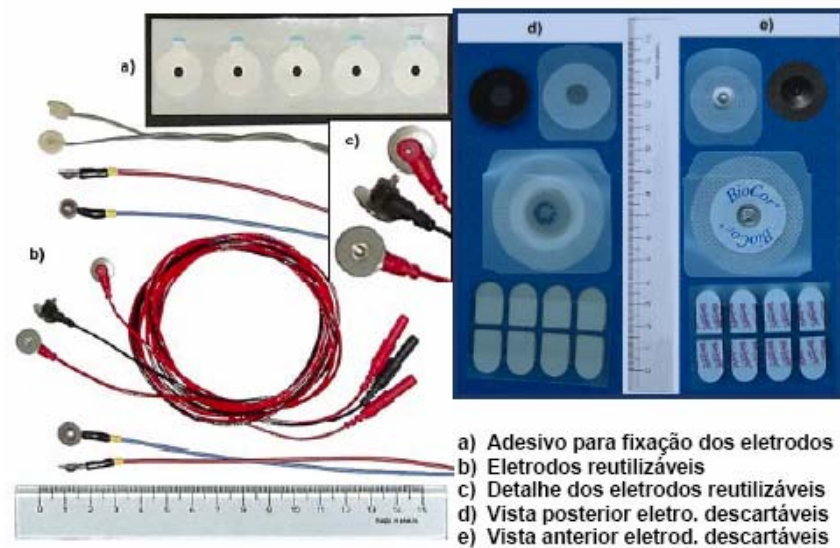


Figura 3.14 - Exemplo de eletrodos Passivos
 Extraído de [Ortolan, 2002]

b) Eletrodos Ativos

Os eletrodos ativos são aqueles que possuem um circuito de amplificação encapsulado no próprio sensor.

Atualmente os dois principais tipos de eletrodos ativos são:

- **Bipolar/Diferencial:** utiliza dois eletrodos de captação e um de referência. Circuitos eletrônicos calcularão a diferença entre os sinais dos dois eletrodos (amplificação diferencial), praticamente eliminando sinais comuns (interferências) aos dois eletrodos de captação.
- **Duplo diferencial:** utiliza três eletrodos de captação representados na figura 3.15 por (a, b e c) e um de referência. Três diferenciações são realizadas: entre os dois pares de eletrodos (a-b e b-c) e uma dos sinais resultantes $((a-b) - (b-c))$. Esta estratégia tem o mesmo efeito de uma redução da zona de captação, reduzindo assim a quantidade de ruído e as possibilidades de cross-talking.

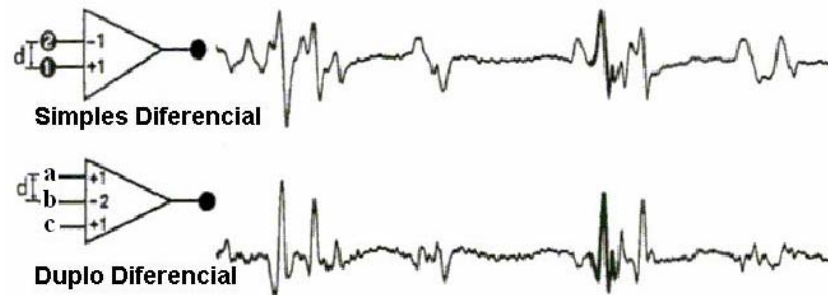


Figura 3.15 – Configurações para eletrodos ativos

3.4.2 Posicionamento dos eletrodos

O mau posicionamento dos eletrodos na área de detecção implica na obtenção errônea dos sinais, de forma que esses podem não representar com fidelidade a realidade, podendo provocar, dessa forma, avaliações errôneas. A amplitude e espectro de frequência do sinal de EMG são afetados pela localização dos eletrodos (Figura 3.16) em relação à zona de inervação (eletrodo superior), a junção miotendinosa (eletrodo inferior) e a extremidade lateral do músculo (eletrodo no centro à direita).

O melhor local está na região entre a zona de inervação e a junção miotendinosa. Nesta localização o sinal EMG com maior amplitude é detectado.

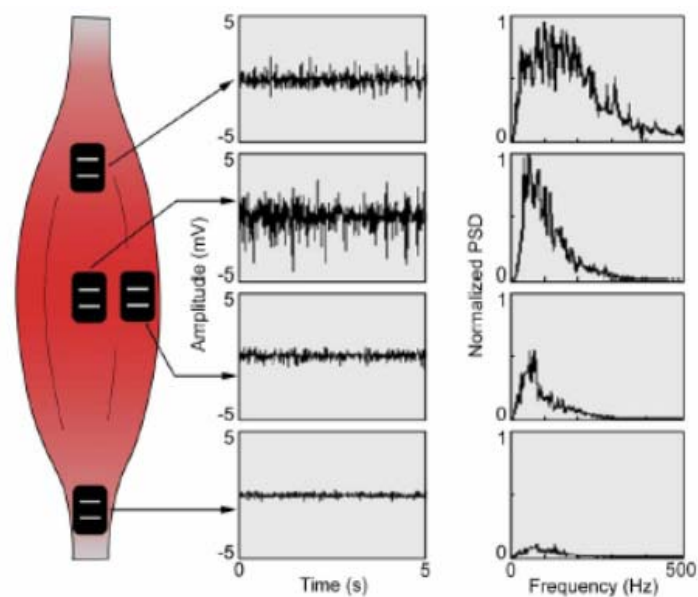


Figura 3.16 – Posicionamento dos eletrodos sobre a fibra muscular. Extraído de [De Luca,1997]

Alguns cuidados a serem tomados no posicionamento dos eletrodos [De Luca, 2002]:

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

3.4.3 Outras interferências importantes

Além do posicionamento dos eletrodos existem algumas considerações importantes a serem feitas com relação à qualidade do sinal, que são: tipo de fibras, diâmetro das fibras, distância entre as fibras, tipo de tecido entre as fibras, ponto de captação do sinal, distribuição espacial das unidades motoras, quantidade de unidades motoras recrutadas, posicionamento e propriedades dos eletrodos utilizados para detecção do sinal, dentre outros.

Um outro ponto de grande importância seria a presença de ruído que pode ser emanado de várias fontes, sendo grande responsável por deteriorações nas características do sinal. Esses ruídos podem ser:

a) Ruídos inerentes dos componentes do equipamento de detecção de armazenamento: todo equipamento eletrônico gera ruídos elétricos. Estes ruídos estão na faixa de frequência que vai de 0Hz a milhares de hertz. Vale a pena ressaltar que estes ruídos não podem ser eliminados, e podem ser reduzidos usando componentes de alta qualidade, bom layout de circuitos e técnicas corretas de construção dos equipamentos;

b) Ruídos de ambiente: são ruídos provenientes de fontes de radiação eletromagnética, tais como rádio e transmissão de TV, luzes fluorescentes etc. A própria superfície do corpo humano está inundada com radiação eletromagnética. A frequência destes ruídos está por volta de 60 Hz e tem amplitude na ordem de uma a três vezes maior do que o sinal EMG;

c) Movimento de artefatos: este ruído inclui dois tipos básicos de interferências; o movimento relativo entre a pele e o eletrodo de detecção e o movimento dos cabos que conectam os eletrodos aos amplificadores. Estes ruídos produzem frequências na faixa de 0 à 20 Hz;

d) Instabilidade inerente do sinal: o sinal EMG é por natureza quase randômico e as componentes de frequências entre 0 à 20Hz são particularmente instáveis. Em virtude dessa instabilidade natural, é recomendável considerar essa faixa de frequência como ruído e removê-la do sinal desejado.

3.4.4 Condicionamento do sinal – amplificação e filtragem

Uma vez que o sinal é detectado através dos eletrodos, o mesmo deve ser filtrado e amplificado adequadamente, de acordo com suas características. Para tal devemos levar em consideração os principais aspectos que interferem na fidelidade do sinal, descritos no item anterior, razão sinal/ruído, a distorção do sinal, dentre outros.

Uma das formas de amenizar a presença de ruídos, como descrito anteriormente, é o uso da amplificação diferencial, onde qualquer sinal “comum” nos pontos de detecção será removido e sinais distintos serão diferencialmente amplificados. Qualquer sinal que se origine longe dos pontos de detecção serão sinais comuns (ruído) e os sinais próximos à superfície de detecção terão sua diferença amplificada.

A precisão com a qual um amplificador pode eliminar sinais comuns é o que chamamos de Relação de Rejeição em Modo Comum (RRMC) do amplificador. Um

perfeito subtrator deve possuir uma RRMC infinita, porém só podemos conseguir amplificadores no mercado com uma RRMC de 32 ou 90 dB, que são suficientes para suprimir fontes elétricas não desejáveis no sinal EMG [De Luca, 1997].

O filtro para EMG deve ser projetado levando-se em consideração a maior energia do sinal, que está compreendida na faixa de 20 a 500 Hz. Além de limitar a faixa do sinal para análise, o filtro tem ainda o papel de eliminar ruídos e evitar o efeito *aliasing*, esse fenômeno se refere aos sinais de “sombra” que parecem existir quando frequência de amostragem não é suficientemente grande.

3.4.5 Calibração e Controle

Neste estágio se encontram os dispositivos utilizados para controlar a aquisição da informação (ajustar ganhos, faixa de frequência ou níveis de energia).

3.5 Processamento de sinais EMG

O processamento do sinal EMG, consiste na manipulação do sinal resultante de uma atividade muscular, normalmente, através de um computador. Isso inclui análises visando a determinação das propriedades do sinal, estabelecendo uma faixa em que estas podem ser consideradas normais dentro de um estudo em particular [Andrade, 2000].

A determinação das informações contidas no sinal EMG é fundamental para apoio ao diagnóstico de diversas patologias, bem como para o controle de próteses artificiais, de onde, a partir do EMG, se pode determinar o tipo de movimento que o usuário deseja proceder. Ou seja, detectado o início e o fim da atividade eletromiográfica, pode-se iniciar o processo de avaliação dos movimentos, onde é necessário a implementação de sistemas e métodos que permitam determinar que tipo de movimento o indivíduo está executando e quais grupos musculares estão envolvidos nesse movimento.

Vários autores têm utilizado diferentes técnicas de reconhecimento do sinal EMG. Na sequência destacaremos os principais métodos de extração das características

e de classificação da atividade eletromiográfica, que subsidiaram a elaboração da metodologia aplicada no presente estudo.

3.5.1 Métodos de extração de características e classificação do sinal EMG.

Diferentes movimentos de um membro são realizados pelo recrutamento diferenciado dos músculos [Kendall & McCreary, 1986]. Considerando que eletrodos de superfície captam sinais referentes às atividades dos vários grupos musculares localizados nas suas proximidades, então é possível captar diferentes padrões eletromiográficos para cada tipo de movimento. Utilizando um sistema que reconheça esses movimentos é possível diferenciar os sinais relativos a cada tipo de movimento.

Dentre as várias técnicas utilizadas para essa finalidade, foram selecionados alguns dos principais trabalhos desenvolvidos na área em questão, envolvendo tanto tratamentos estatísticos, quanto modelos preditivos;

Hudgins et al. (1991, 1993 e 1994) utilizaram uma rede neural de 3 camadas com algoritmo backpropagation e aplicaram na entrada da rede os seguintes parâmetros do intervalo determinístico (primeiros 200ms) dos sinais mioelétricos captados (figura 3.17):

- Número de cruzamentos por zero;
- Média do valor absoluto;
- Ângulo de inclinação da média com o valor absoluto e;
- Comprimento do traço do sinal.

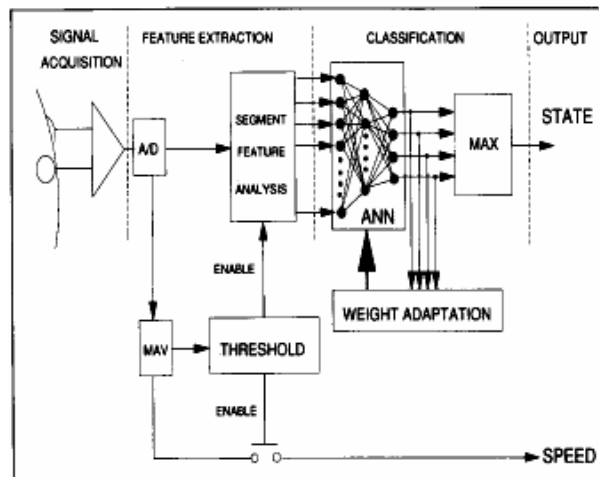


Figura 3.17 – Sistema de Controle Eletromiográfico.
Extraído de [Hudgins, 1993]

Os sinais foram coletados de indivíduos normais, utilizando-se um eletrodo ativo bipolar sobre os grupos musculares bíceps braquial e sobre o tríceps braquial. Este arranjo deve promover uma boa região de aquisição dos sinais mioelétricos de todos os músculos da região superior do braço.

O resultado do sistema desenvolvido pela equipe de Hudgins foi, na classificação correta do sinal, de 91,2% para 9 (nove) indivíduos.

Kuruganti et al. (1995) efetuaram uma análise utilizando a mesma técnica de classificação de Hudgins descrita anteriormente, usando quatro configurações diferentes de eletrodos. Referenciando a figura 3.18, foram utilizadas a configuração original de Hudgins de um canal (configuração 1, canal 3), uma configuração de dois canais com eletrodos próximos entre si sobre o bíceps e tríceps braquial (configuração 2, canais 2 e 5), uma configuração de dois canais com 4 eletrodos distantes (configuração 3, canais 1 e 4) e uma configuração com 3 eletrodos distantes entre si (configuração 4, canais 4 e 6). Concluíram que o sistema reconhece melhor o sinal, quando se utiliza eletrodos posicionados conforme a configuração 2, pois detectam informações localizadas sobre o grupo muscular em estudo, diferentemente das configurações de eletrodos distantes que detectam informações globais sobre a atividade muscular, dificultando a tarefa do classificador.

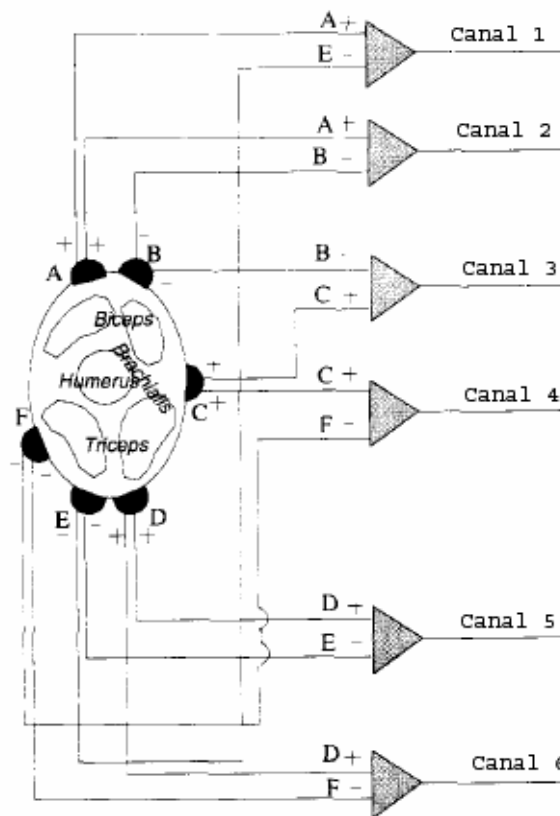


Figura 3.18 – Localização dos eletrodos.
Extraído de [Kuruganti, 1995]

Englehart et al. (1999) utilizaram dois métodos para obtenção das características do intervalo determinístico do EMG: Separabilidade de Classe por Distância Euclidiana (CS), e Análise de Componente principal (Principal Component Analysis - PCA), e as aplicaram em uma RNA similar a utilizada por Hudgins, e também a um classificador estatístico LDA (linear discriminant analysis) (Figura 3.19). A melhor taxa de acerto (93.75%) foi obtida com a utilização do LDA classificando as características do sinal obtidas através da PCA. Segundo o autor, isto se deve à baixa correlação das características geradas pela PCA.

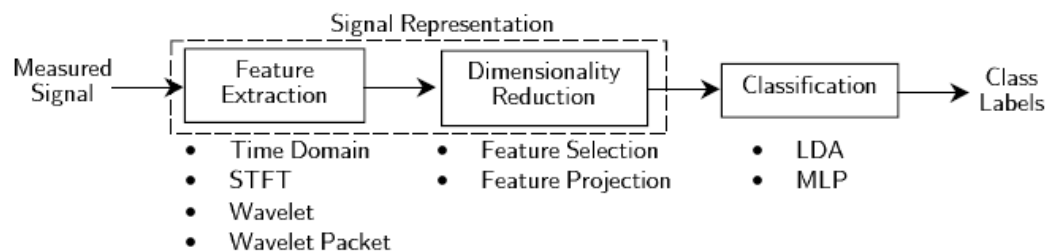


Figura 3.19 - Diagrama do sistema classificatório proposto por Englehart
Extraído de [Englehart, 1999]

Micera et al, 1999 utilizou um método estatístico denominado de teste de Razão de Semelhança Generalizada (*Generalized Likelihood Ratio - GLR*) usado para determinar o início e fim da atividade eletromiográfica.

O algoritmo proposto pelos autores, que une a GLR a um classificador baseado em lógica nebulosa demonstrou ser preciso mesmo para baixos níveis de atividade EMG, chegando a uma taxa de acerto de 99%, apesar do pequeno conjunto de treinamento.

Merletti et al, (2004) realizaram um estudo que descreve um sistema automático para a detecção e classificação dos potenciais de ação de unidades motoras (MUAPS) para classificação de sinais EMG de superfície. A etapa de processamento (segmentação) do sinal EMG é composta por duas fases: a primeira consiste na detecção das MUAPS candidatas através de um filtro casado multi-escala (multi-scale matched filter); a segunda fase consiste em selecionar as MUAPS que apresentam uma propagação clara dos potenciais de ação através da fibra muscular, através de uma RNA.

O sistema foi avaliado utilizando sinais EMG simulados, de acordo com a estrutura descrita em Farina et al (2004). Diferentes sinais foram gerados, simulando MUAPS individuais, e compostos para gerar o sinal EMG simulado, tornando-se assim possível avaliar a performance do sistema em decompor o sinal EMG e detectar as MUAPS individuais. Apesar das características de sinais reais estarem longe daquelas de sinais simulados, o grau de complexidade destes sinais era consideravelmente alto. O método proposto funcionou satisfatoriamente, com as MU's identificadas cobrindo praticamente toda a curva de recrutamento (figura 3.20).