

UNIVERSIDADE LUTERANA DO BRASIL

PRÓ-REITORIA DE GRADUAÇÃO

CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA
EXPERIMENTAL PARA CONTROLE DE PRÓTESE
PARCIAL DE MÃO**

JAIRO RODRIGO TOMASZEWSKI

Canoas, julho de 2005.

JAIRO RODRIGO TOMASZEWSKI

Matrícula no. 981101263-6

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA
EXPERIMENTAL PARA CONTROLE DE PRÓTESE
PARCIAL DE MÃO**

**Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito para a
obtenção do grau de Engenheiro
Eletricista pela Universidade
Luterana do Brasil – Campus Canoas
- Curso de Engenharia Elétrica.**

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Canoas, julho de 2005.

JAIRO RODRIGO TOMASZEWSKI

Matrícula no. 981101263-6

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA
EXPERIMENTAL PARA CONTROLE DE PRÓTESE
PARCIAL DE MÃO**

BANCA EXAMINADORA:

Prof^a. M. E. Adriane Parraga

Prof. M.E. Luis Fernando Espinosa Cocian

Prof. Dr. Valner João Brusamarello

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Trabalho apresentado e aprovado em:

RESUMO

A integração entre o homem e máquinas robóticas em um único sistema proporciona vários meios para a criação de tecnologias com inúmeras aplicações tanto na engenharia biomédica como na indústria e no ambiente espacial. Doenças neuromusculares, atrofia muscular, distrofia e amputações, por exemplo, podem dificultar o desempenho físico de certas pessoas. Em consequência dessas dificuldades, esforços significativos na área da pesquisa e tecnologia têm sido realizados com o objetivo de desenvolver máquinas robóticas que auxiliem estas pessoas, a fim de proporcionar meios de realizar tarefas simples do dia-a-dia.

O objetivo deste trabalho é estudar a integração de partes de um braço humano com um braço robótico parcial através do desenvolvimento de um sistema experimental de juntas robóticas do braço, movimentadas pelos sinais eletromiográficos de uma pessoa. Com o processamento do sinal eletromiográfico, em determinadas situações experimentais, um padrão mioelétrico é determinado e correlacionado a movimentos específicos do braço humano para movimentação do braço mecânico.

O aparato experimental inclui um eletromiógrafo de quatro canais na configuração bipolar, circuito de aquisição e conversão AD de quatro canais, um programa de aquisição e processamento desenvolvido nas Linguagens Assembly 80x86 e Pascal (Delphi) permitindo a análise no domínio tempo e frequência.

Adicionalmente, sensores de aceleração, inclinação e giro foram acrescentados para indicarem a posição espacial e a rotação de um braço e, na continuação deste trabalho, ser possível a configuração e monitoramento da velocidade angular, deslocamento, velocidade, aceleração e força.

Ensaio realizados mostraram diferenças significativas entre os EMGs de diferentes movimentos permitindo caracterizar, por exemplo, as atividades de fechar e abrir a mão. Além disso, o desenvolvimento de uma mão mecânica baseada em servomotores permitiu a repetição dos movimentos reais destes movimentos.

Palavras chaves: Eletromiografia; próteses; processamento digital de sinais.

ABSTRACT

Integrating humans and robotic machines into one system offers multiple opportunities for creating new assistive technologies that can be used in biomedical, industrial and aerospace applications. Physical performing may be decreased substantially as a result of variety of neuromuscular diseases, muscular atrophy, and dystrophy in disabled people. For these reasons, significant efforts in the research and technology fields have been done with the objective of developing robotic machines to assist these disabled people in simple daily tasks.

The goal of this project is to study the integration of parts of a human arm with a robotic arm through an experimental implementation of its joints, naturally controlled by eletromyographic signals of the human. Through the eletromyografic signal processing, in certain experimental situations, a bioelectric pattern can be determinated and correlated to specific movements of the human arm to move a robotic arm.

The experimental apparatus includes a four channel EMG recorder working in bipolar configuration, the acquisition and a four channel AD conversion circuit, a acquisition and processing software developed in Assembly 80X86 and Pascal (Delphi) languages providing time and frequency domain analyses.

Additionally, aceleration, inclination and gyroscope sensors have been added to indicate the spacial position and the rotation of an arm and, in the continuation of this work, be possible the configuration and monitoring of angular velocity, displacement, velocity, accelaration and power.

Experimental tests have shown significant differences between EMGs of different movements allowing to characterize, for instance, activities of opening and closing a hand. Also, a mechanical hand development based on servomotors allowed the repetition of these movements.

Key-words: Eletromiography; prosthesis; digital signal processing.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	JUSTIFICATIVA.....	1
1.2	OBJETIVOS	2
2	FENÔMENOS MIOELÉTRICOS	3
2.1	ORIGEM DO SINAL MIOELÉTRICO	4
2.2	O PROCESSO DE CONTRAÇÃO MUSCULAR	5
2.2.1	Fisiologia básica da geração de sinais musculares.....	5
2.2.2	O potencial de ação neural	6
2.2.3	Eletrofisiologia da contração muscular	8
2.3	AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAIS	9
2.3.1	Características básicas de um amplificador de biopotencial.....	9
2.4	MUSCULATURA DO ANTEBRAÇO	10
2.5	ELETROMIOGRAFIA.....	10
2.5.1	Eletrodos	11
2.5.1.1	Aquisição do sinal eletromiográfico	13
2.5.2	Geração de um potencial de ação muscular	15
2.5.3	Duração de um potencial de ação da unidade motora.....	18
2.5.4	Relação entre EMG e variáveis biomecânicas	19
2.5.4.1	EMG versus tensão isométrica.....	19
2.5.4.2	EMG durante prolongamento e retração muscular	22
2.5.4.3	Mudanças no EMG durante a fadiga.....	23
2.5.5	Digitalização do sinal EMG	24
2.5.6	Tipos de interferências no EMG	25

2.6	O CONTEXTO DA ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO	28
2.6.1	Evolução histórica das próteses	28
2.6.2	Desenvolvimento de braços e mãos artificiais	30
3	ANÁLISE E PROCESSAMENTO DO EMG	32
3.1	EMG BRUTO OU ORIGINAL	32
3.2	PROCESSAMENTO DO EMG NO DOMÍNIO DO TEMPO	33
3.2.1	Remoção da componente DC	33
3.2.2	Retificação	34
3.2.3	Suavização ou média móvel	34
3.2.4	Normalização no tempo	35
3.2.5	Normalização em amplitude	37
3.2.6	Integração do sinal EMG	38
3.2.7	Valor r.m.s.	39
3.3	PROCESSAMENTO DO EMG NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA	40
3.3.1	Transformada Rápida de Fourier (FFT)	41
3.3.2	Frequência mediana	46
3.3.3	Moda da frequência	47
3.3.4	Filtragem analógica versus digital	47
3.3.5	Filtragem digital do espectro	48
3.3.5.1	Filtro fase-zero	48
4	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	50
4.1	ELETROMIÓGRAFO	51
4.1.1	Amplificador de instrumentação	51
4.1.1.1	Cálculo do Amplificador de Instrumentação	53
4.1.2	Filtro analógico	54
4.1.2.1	Filtro ativo passa-baixa de segunda ordem	54
4.1.2.2	Filtro ativo passa-alta de segunda ordem	55
4.1.2.3	Cálculos dos filtros ativos	56
4.1.3	Alimentação do eletromiógrafo	57
4.1.4	Análise da eficiência do eletromiógrafo	58
4.2	ACELERÔMETRO/INCLINÔMETRO	59
4.3	ELETROGONIÔMETRO	61

4.4	CONDICIONADOR DE SINAL	62
4.4.1	Conversor analógico-digital	62
4.4.2	Aquisição de sinal pelo computador	63
4.5	PLATAFORMA DE PROGRAMAÇÃO	64
4.6	DESCRIÇÃO DO SOFTWARE	64
4.6.1	Opções do programa	67
4.6.2	Gráficos no domínio tempo	68
4.6.3	Gráficos no domínio frequência	69
4.6.4	Período de amostragem	69
4.6.5	Taxa de amostragem	71
4.6.5.1	Verificação da taxa de amostragem via software	73
4.6.5.2	Verificação da taxa de amostragem via hardware	74
4.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA	76
4.7.1	Valor r.m.s.	76
4.7.2	Integração do sinal EMG	77
4.7.3	Média aritmética	78
4.8	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	78
4.8.1	Calibração	81
4.8.2	Visualização dos resultados	84
4.8.3	Análise dos resultados	85
4.8.3.1	Coeficiente de variação	85
4.8.3.2	Diferença percentual entre movimentos	86
4.8.3.3	Diferença percentual mínima entre movimentos	87
4.8.3.4	Gráficos ilustrativos	89
4.8.4	Análise da duração do sinal	89
4.8.5	Definição do valor RMS limite para diferenciação de movimentos ..	91
4.8.6	Movimento horizontal do braço	92
4.8.7	Movimentos de rotação e vertical do braço	93
5	CALIBRAÇÃO DOS PARÂMETROS PARA DIFERENCIAÇÃO DE MOVIMENTOS	95
5.1	METODOLOGIA	95
5.2	DADOS OBTIDOS	96

5.2.1	Movimentos com contração voluntária máxima	96
5.2.2	Movimentos aplicando força normal	98
5.2.3	Visualização gráfica dos dados obtidos	100
5.3	ANÁLISE DOS RESULTADOS	102
5.3.1	Diferença percentual	102
5.3.2	Coefficiente de variação	104
5.3.3	Definição de limites RMS para diferenciação de movimento	105
5.4	DEFINIÇÃO DE DURAÇÃO MÍNIMA DO SINAL	108
6	PROTÓTIPO EXPERIMENTAL DA PRÓTESE PARCIAL DA MÃO...	110
6.1	ASPECTOS CONSTRUTIVOS	110
6.2	DEMONSTRAÇÃO DE RESULTADOS	113
6.2.1	Movimentos reais da prótese parcial.....	113
6.2.2	Visualização virtual dos movimentos	114
6.2.2.1	Comandos gráficos.....	116
6.2.3	Montagem final	117
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	119
7.1	CONCLUSÕES	119
7.2	PROPOSTAS DE CONTINUIDADE.....	121
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	122
	ANEXO 1	126
	ANEXO 2	127
	ANEXO 3	128

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Estrutura da unidade motora. O motoneurônio é formado por um certo número de fibras musculares interligadas por junções neuromusculares.	6
Figura 2.2 – Variação da tensão da membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.	8
Figura 2.3 – Músculos do antebraço mostrado em camadas, grupo anterior.	10
Figura 2.4 – (a) Eletrodos de superfície e (b) Eletrodos de agulha.	12
Figura 2.5 - Esquema de ligação da configuração monopolar.	13
Figura 2.6 - Esquema de ligação da configuração bipolar.	14
Figura 2.7 - Onda de propagação do potencial de ação da unidade motora que passa sob um eletrodo na superfície da pele. A tensão do eletrodo é uma função da magnitude do dipolo e das distâncias r_1 e r_2 entre o eletrodo e as correntes de polarização e despolarização, fonte e dreno, respectivamente.	16
Figura 2.8 - Forma de onda da tensão presente em dois eletrodos gerada pela propagação de uma única onda. A tensão resultante é a diferença de tensão $V_a - V_b$, que é trifásica em relação a forma de onda bifásica vista em um único eletrodo.	18
Figura 2.9 - Relação entre amplitude média do EMG e a tensão no músculo em uma contração isométrica. Relações lineares têm sido mostradas por alguns pesquisadores enquanto outros defendem que a amplitude do EMG aumenta mais rapidamente do que a tensão muscular.	20
Figura 2.10 - EMG e tensão muscular registrada durante variações de contrações isométricas de músculos do bíceps. Observe o atraso entre o EMG e a contração inicial do músculo, tempo para alcançar a tensão máxima, e a queda de tensão muscular após o fim do EMG: (a) Durante uma gradual contração e uma rápida relaxação, (b) Durante uma curta contração de 400ms.	21

Figura 2.11 – (a) Sinal em tempo contínuo; (b) Representação em tempo discreto $x[n]$	25
Figura 2.12 - EMG em bruto com artefato mecânico e o mesmo sinal depois de filtrado por um filtro passa-alta de 25Hz.	26
Figura 2.13 - EMG com eletrocardiograma sobreposto.....	28
Figura 2.14 – Próteses de Paré. (a) Sistema de perna articulada; (b) dispositivo mecânico de mão.....	29
Figura 2.15 – Sistema integrado mão-braço “MIT/Utah”, possui 4 dedos com 4 atuadores independentes e 32 atuadores pneumáticos e tendões antagonistas. .	31
Figura 3.1 - Densidade de um espectro de potência de um EMG.....	33
Figura 3.2 - (a) EMG bruto; (b) e o mesmo sinal depois de ser retificado	34
Figura 3.3 - (a) EMG retificado; (b) EMG após uma filtragem com janela de 3 amostras; (c) EMG após uma filtragem com janela de 10 amostras.....	35
Figura 3.4 - Curva de Força-Tempo indicando o momento do contato com o solo dos apoios, num salto em profundidade. Este ponto é utilizado como elemento de sincronização dos EMGs para a realização de médias de diferentes execuções.	36
Figura 3.5 – Sinal retificado (a) e respectivo iEMG (b).	38
Figura 3.6 - (a) Somatório de senos e (b) respectiva representação em frequência usando a Transformada Rápida de Fourier pelo programa MatLab.	41
Figura 3.7 – Espectro de frequência gerado por FFT a partir de valores discretos com taxa de amostragem de 1kHz.	45
Figura 3.8 – Espectro de frequência gerado pelo programa desenvolvido neste trabalho.....	46
Figura 3.9 – Espectro de frequência gerado pela função <i>fft()</i> do programa VeePro..	46
Figura 3.10 – Mediana de um espectro de frequência.	46
Figura 3.11 – Moda de um espectro de frequência.	47
Figura 3.12 – Sinal original e sinal após passar pelo filtro fase-zero, ressaltando a filtragem de altas frequências (ruído e outras interferências).	49
Figura 3.13 - Sinal original e sinal após passar pelo filtro fase-zero, ressaltando a retirada do nível DC.....	49
Figura 4.1 – Diagrama em blocos do sistema proposto.	50
Figura 4.2 - Diagrama esquemático de um amplificador de instrumentação.....	52
Figura 4.3 - Circuito de um filtro passa-baixa de segunda ordem tipo Butterworth..	55

Figura 4.4 - Circuito de um filtro passa-alta de segunda ordem tipo Butterworth. ...	56
Figura 4.5 – Ligação das baterias e do eletromiógrafo.	57
Figura 4.6 - Circuito de alimentação do eletromiógrafo por baterias para evitar ruídos.	58
Figura 4.7 – Saída do eletromiógrafo para uma entrada senoidal de 3,5mV.	58
Figura 4.8 – Saída do eletromiógrafo para uma frequência de 1,633kHz, o sinal é bastante atenuado.	59
Figura 4.9 – Níveis apresentados pelo acelerômetro ao ser inclinado.	60
Figura 4.10 – a) Gráfico de um acelerômetro ao ser movimentado, potencial permanece constante após inclinação; b) posição do braço com sensor posicionado na parte de cima do mesmo.	60
Figura 4.11 – Funcionamento de um eletrogoniômetro.	61
Figura 4.12 – Sinal do eletrogoniômetro ADXRS300 sendo movimentado para a esquerda.	61
Figura 4.13 – Sinal do eletrogoniômetro ADXRS300 sendo movimentado para direita.	62
Figura 4.14 – Esquema elétrico do ADC ADS7800 da <i>Texas Instruments</i>	63
Figura 4.15 – Tela principal do programa desenvolvido.	65
Figura 4.16 – Detalhe do acesso à janela de parâmetros do programa.	67
Figura 4.17 – Janela de configuração de parâmetros do programa.	68
Figura 4.18 – Exemplo de um gráfico no tempo de um sinal EMG.	68
Figura 4.19 - Exemplo de um gráfico no domínio frequência de um sinal EMG.	69
Figura 4.20 – Fluxograma da conversão AD e aquisição pelo computador.	70
Figura 4.21 – Instantes de amostragem entre cada leitura.	71
Figura 4.22 – Detalhe da janela principal com o botão para iniciar a rotina do cálculo da taxa de amostragem e a respectiva taxa calculada.	72
Figura 4.23 – Fluxograma da rotina de cálculo da taxa de amostragem total de aquisição.	72
Figura 4.24 – Opção de atraso que pode ser inserido entre cada aquisição.	73
Figura 4.25 – Sinal de comando de início de conversão no ADC gerado pelo computador.	75
Figura 4.26 - EMG retificado em onda-completa, com uma área delimitada representando uma parcela da integral.	77

Figura 4.27 - Seqüência do movimento para geração do EMG da Figura 4.28.....	79
Figura 4.28 - EMG adquirido ao fechar a mão e deixá-la fechada com máxima contração.	79
Figura 4.29 - EMG adquirido ao abrir a mão e deixá-la aberta com máximo prolongamento.....	80
Figura 4.30 - EMG adquirido ao manter a mão fechada com máxima contração.	80
Figura 4.31 - Mão fechada com máxima contração, geradora do EMG da Figura 4.30.	80
Figura 4.32 - EMG adquirido ao manter a mão aberta, um sinal semelhante é observado quando o membro está em repouso.	81
Figura 4.33 - Mão aberta, posição geradora do EMG da Figura 4.32.....	81
Figura 4.34 - Diagrama em blocos da aquisição do EMG em diferentes situações de contração e prolongamento para análise de posição e movimento da mão.....	82
Figura 4.35 – <i>Zoom</i> da janela de configuração do número de leituras de cada movimento para caracterização do movimento.....	83
Figura 4.36 - Fluxograma de aquisição do EMG em diferentes situações de contração e prolongamento para análise de posição e movimento da mão.	84
Figura 4.37 - Janela de visualização dos resultados de ensaios para análise de movimento e posição.....	85
Figura 4.38 – Diferenças percentuais entre os movimentos de abrir e fechar a mão e a diferença mínimo entre movimentos (“MinMax”).	86
Figura 4.39 – Exemplo de valores RMS calculados durante um ensaio de movimentos da mão.	88
Figura 4.40 - Ilustração gráfica dos valores encontrados durante a calibração do EMG.....	89
Figura 4.41 – Indicação gráfica da duração do sinal EMG.....	90
Figura 4.42 – Janela de configuração e apresentação dos parâmetros RMS e de duração do sinal EMG.....	90
Figura 4.43 – Valores de um ensaio encontrados com a mão aberta com valor RMS máximo circulado.....	91
Figura 4.44 – Ilustração das zonas dos níveis RMS mínimos e máximos típicos para os movimentos de fechar a mão (<i>Fec</i>), mão fechada (<i>Fda</i>) e movimento de abrir a mão (<i>Abr</i>), com detalhe no ponto <i>x</i> escolhido como valor limite.	92

Figura 4.45 – Recorte da janela principal referente ao movimento horizontal do braço.....	93
Figura 4.46 - Recorte da janela principal mostrando os níveis fornecidos pelo acelerômetro para cada posição do braço demonstrada.	94
Figura 5.1 - Posicionamento dos eletrodos no ensaio realizado (configuração bipolar).	96
Figura 5.2 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 1.	100
Figura 5.3 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 2.	100
Figura 5.4 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 3.	100
Figura 5.5 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 4.	101
Figura 5.6 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 5.	101
Figura 5.7 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 6.	101
Figura 5.8 – Demonstração gráfico dos valores RMS encontrados em um ensaio, grupo '0': aplicando força máxima, Grupo '1': aplicando força normal.	102
Figura 5.9 – Ilustração em zonas do ensaio no. 6.	103
Figura 5.10 - EMG da mão fechando com máxima contração.	106
Figura 5.11 – EMG da mão aberta, apresentando níveis bastante baixos.	107
Figura 5.12 - EMG da mão aberta, apresentando ruído desconhecido.	107
Figura 5.13 – Configuração da frequência e nível mínimos para detecção da existência de sinal.	108
Figura 5.14 – EMG e indicação do nível mínimo para detecção da existência de sinal, no exemplo, 500 μ V.	108
Figura 5.15 – Configuração dos parâmetros para detecção de movimento.	109
Figura 6.1 – Posições do servomotor e correspondente largura de pulso necessária.	110
Figura 6.2 – Desenho esquemático da prótese da mão.	111
Figura 6.3 – Foto da prótese experimental desenvolvida.	111
Figura 6.3 – Prótese da mão detalhando o servomotor responsável pela simulação da rotação do punho.	112
Figura 6.4 – Vista traseira da prótese.	112
Figura 6.6 – Prótese parcial repetindo os movimentos da mão e rotação do braço.	113
Figura 6.7 – Ensaio realizado com a prótese.	114
Figura 6.8 – Aba “Demonstração”.	114

Figura 6.9 – Seleção e visualização virtual dos movimentos do braço.....	114
Figura 6.10 – Tela de visualização dos movimentos disponíveis do braço e de fechar e abrir a mão, mostrando a “mão” aberta.	115
Figura 6.11 – Tela de visualização dos movimentos disponíveis do braço e de fechar e abrir a mão, mostrando a “mão fechada”.	115
Figura 6.12 – Visualização gráfica com detalhe à rotação do braço gerada pelo sinal de um dos eixos do acelerômetro.	116
Figura 6.13 – Detalhe do conjunto acelerômetro e eletrogoniômetro preso ao braço.	117
Figura 6.14 – Montagem final, prótese parcial (1), eletromiógrafo (2) e baterias (3), sistema de aquisição (4) e eletrogoniômetro e acelerômetro (5).....	118

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AD	Analógico-digital
ADC	Conversor analógico-digital
CI	Circuito integrado
CV	Coeficiente de variação
<i>DLL</i>	<i>Dynamic Link Library</i>
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiograma
EMGpro	Eletromiograma de profundidade
EMGsup	Eletromiograma de superfície
<i>EPP</i>	<i>Enhanced Parallel Port</i>
<i>FFT</i>	<i>Fast Fourier Transform</i>
iEMG	Integração do eletromiograma
LSB	Bit menos significativo
MSB	Bit mais significativo
m.u.a.p. ou MUAP	Potencial de ação de unidade motora
r.m.s. ou RMS	Raiz quadrada média
SME	Sinal mioelétrico
UM	Unidade motora

1 INTRODUÇÃO

A integração entre o Homem e máquinas robóticas em um único sistema proporciona vários meios para a criação de tecnologias com inúmeras aplicações tanto na engenharia biomédica como na indústria e no espaço.

Doenças neuromusculares, atrofia muscular, distrofia e amputações, por exemplo, podem dificultar o desempenho físico de certas pessoas. Por isso, significativos esforços de pesquisa e desenvolvimento têm sido realizados com o objetivo de desenvolver máquinas robóticas que auxiliem estas pessoas, afim de proporcioná-las meios de realizar tarefas simples do dia-a-dia, sendo ainda, nos últimos anos, rapidamente impulsionados pelos crescentes avanços tecnológicos.

1.1 JUSTIFICATIVA

O desenvolvimento de mãos e braços artificiais (próteses) para serem completamente funcionais, com velocidade e força fisiológica (ou melhor) tem sido o objetivo de muitas pesquisas nos últimos anos. Infelizmente as próteses projetadas ainda estão longe de fazer alguma pretensão de tentar substituir a perda do membro de uma forma fisiológica, sendo este o grande objetivo no campo da Engenharia de Reabilitação. Algumas limitações ainda impedem seu êxito, como o alto peso, a fonte de alimentação, as restrições de tamanho do conjunto braço/mão e principalmente a dificuldade em controlar os diversos graus de liberdade. Além disso, melhores atuadores e mecanismos funcionais devem ser desenvolvidos. Controle é inútil se mecanismos eficientes de mão e braço não estão disponíveis. Algumas questões relacionadas a construção de próteses dos membros superiores, as quais a maioria dos projetistas tentam solucionar são: “Como interfacear um braço robótico a uma pessoa?”, “Como controlar este braço?”, entre outras.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo deste presente trabalho é estudar a integração de partes de um braço humano com um braço robótico através de uma implementação experimental de algumas juntas robóticas do braço, movimentadas pelos sinais eletromiográficos naturais de uma pessoa.

Os sinais eletromiográficos gerados pelos movimentos de uma mão humana se forem estudados e caracterizados através de seus parâmetros elétricos e de duração, tanto no domínio do tempo quanto da frequência, podem fornecer dados estatísticos e serem relacionados ao movimento ou posição do membro.

Para realização do objetivo proposto, o sinal eletromiográfico deve ser captado, condicionado, digitalizado e injetado em um computador através de um circuito eletrônico, para ser tratado e analisado via *software*. Em um primeiro momento procedimentos de calibração devem ser realizados para determinar-se padrões estatísticos de comportamento do sinal. Em um segundo momento, devem ser comparados para gerar movimentos da mão, fazendo com que uma prótese parcial seja movimentada em tempo real.

Adicionalmente, sensores de aceleração, inclinação e giro são acrescentados ao sistema para fornecer informações relacionadas aos ângulos e acelerações (valores qualitativos neste trabalho), para, na continuação deste trabalho, ser possível a configuração e monitoramento da velocidade angular e aceleração e, conseqüentemente, da velocidade e deslocamento.

2 FENÔMENOS MIOELÉTRICOS

O sinal mioelétrico é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a à contração. A primeira dedução lógica que um músculo gera corrente elétrica foi documentada pelo italiano Francesco Redi, em 1666, suspeitando que o choque da enguia elétrica era de origem muscular (Biederman, 1898). As primeiras investigações a respeito da relação entre a eletricidade e a contração muscular foram realizadas por Luidgi Galvani, em 1791, que despolarizava pernas de sapos com o toque de varas metálicas, causando a contração muscular. Em homenagem à este experimento, esta data é considerada o aniversário da neurofisiologia e Galvani o “pai” desta área. Alessandro Volta provou que a corrente elétrica, advinda de eletrodos, em contato com o fluído dos tecidos musculares, gera um estímulo que leva a contração muscular (Ortolan, 2002).

Em 1838, Carlos Mateucci, utilizando músculos de sapo com nervos intactos, mostrou que havia contração do músculo com a estimulação de um toque no nervo, e utilizando-se dos primeiros galvanômetros (primeira construção data de 1820), demonstrou a evidência da atividade elétrica durante a contração muscular.

Frenchman Dubois-Reymond se interessou pelo trabalho de Mateucci e, em 1849, realizou a primeira detecção do sinal mioelétrico obtido voluntariamente de músculos humanos. Dubois-Reymond detectou o sinal mioelétrico com um tipo de eletrodo de superfície, em que os dedos eram inseridos em uma solução salina, e realizando o movimento dos braços foi observada uma pequena deflexão na agulha de um galvanômetro. Retirando um pouco da pele dos dedos, DuBois percebeu que a deflexão da agulha aumentou de 2 a 3 graus para 65 graus e este resultado se manteve constante para vários experimentos (DuBois-Reymond, 1849).

Com o surgimento do tubo de raios catódicos, em 1897 por Braun, tornou-se possível estudar a morfologia do sinal mioelétrico. Hebert S. Gasser e Joseph Erlanger foram os primeiros a estudar as características do sinal mioelétrico, obtido

com um osciloscópio (Gasser & Erlanger, 1925) o que lhes rendeu o prêmio Nobel em 1944.

A partir de então, a Eletromiografia (EMG), que é considerada o estudo das funções musculares através da captação do sinal mioelétrico (SME), começou a utilizar dispositivos para detecção, amplificação e apresentação do SME em forma gráfica. Denny Brown e Pennybacker, em 1939 no Reino Unido, utilizaram pela primeira vez um eletromiógrafo para uso clínico.

A partir do começo da segunda guerra mundial, foram desenvolvidos eletromiógrafos mais eficientes, principalmente em virtude das necessidades clínicas. No final da guerra os eletromiógrafos passaram a ser produzidos comercialmente.

No fim dos anos 60, iniciou-se o uso de computadores para processamento do sinal mioelétrico, e desde então pode-se obter informações mais consistentes do sinal.

2.1 ORIGEM DO SINAL MIOELÉTRICO

A célula muscular no estado de repouso caracteriza-se por uma diferente distribuição iônica no interior e exterior da membrana celular, que é consequência das características da membrana e dos processos de transporte ativo e difusão que ocorrem. Esta distribuição iônica resulta em uma diferença de potencial entre o exterior e o interior da membrana, denominado de potencial de repouso. O processo de excitação da célula muscular iniciado ao nível do motoneurônio alfa e que culmina com a ativação das proteínas contráteis, passa pela alteração desse potencial de repouso, induzido pelo mediador químico libertado na placa motora. Essa alteração consiste em um conjunto de fenômenos eletroquímicos (potencial de ação) que são transferidas consecutivamente nos dois sentidos da membrana. A entrada de uma fibra muscular em ação é, portanto, sempre antecedida de uma corrente eletroquímica que percorre a sua membrana. Na propagação da despolarização ao longo do sarcolema, é gerado uma diferença de potencial entre as zonas ativas e inativas que produz, devido às propriedades condutoras dos meios biológicos, uma corrente que se difunde à distância e que pode ser detectada através de eletrodos. A Tabela 2.1 ilustra as características de alguns sinais mioelétricos.

Tabela 2.1: Sinais mioelétricos.

Classificação	Aquisição	Frequência	Potencial	Comentários
Potencial de ação	Microeletrodos	100Hz – 2kHz	10 μ V – 100mV	Medida invasiva do potencial da membrana celular
Eletroneograma (ENG)	Eletrodos de agulha (invasivo)	100Hz – 1kHz	5 μ V – 10mV	Potencial de um conjunto de nervos
Eletroretinograma (ERG)	Microeletrodo	0,2 – 200Hz	0,5 μ V – 1mV	Potencial de uma piscada
Eletro-oculograma (EOG)	Eletrodos de superfície (não invasivo)	dc – 100Hz		Potencial da córnea
Eletroencefalografia (EEG)	Eletrodos de superfície (não invasivo)	0,5 – 100Hz	2 - 100 μ V	Multicanal (6-32) potencial de escalpo
Eletrocorticograma	Eletrodos de agulha (invasivo)	100Hz – 3kHz	1 - 10 μ V	Registrado a partir do cérebro exposto
Eletromiografia (EMG) Ação da unidade motora (MUAP)	Eletrodos de agulha (invasivo)	5Hz – 10kHz	100 μ V – 2mV	Potencial de ação de uma única fibra muscular
EMG de superfície	Eletrodos de superfície (não invasivo)		50 μ V – 5mV	
Músculo esquelético		2 – 500Hz		
Músculo liso		0,01 – 1Hz		
Eletrocardiograma (ECG)	Eletrodos de superfície (não invasivo)	0,03 – 100Hz	1 – 10mV	

Fonte: Bronzino, 2000.

2.2 O PROCESSO DE CONTRAÇÃO MUSCULAR

2.2.1 Fisiologia básica da geração de sinais musculares

Músculos esqueléticos são formados por células paralelas, as *fibras musculares*, que constituem unidades estruturais contráteis. No ser humano, as fibras musculares apresentam um comprimento que varia de alguns a dezenas de milímetros e diâmetros entre dezenas e centenas de micrômetros (Dubowitz & Brooke, 1973). Cada fibra pode, se excitada, encurtar seu comprimento de repouso.

Fibras musculares são ativadas por nervos centrais através de sinais elétricos transmitidos por motoneurônios. Um motoneurônio é formado por um grupo de

fibras que constituem a menor unidade funcional do músculo. O conjunto motoneurônio e as fibras musculares é chamado *unidade motora*, um termo introduzido por Sherrington em 1929 (Figura 2.1). O número de fibras musculares em um mesmo motoneurônio (e assim constituindo uma unidade motora) varia consideravelmente de músculo a músculo, como por exemplo, o olho tem uma baixa quantidade de fibras musculares, enquanto a perna tem muitas.

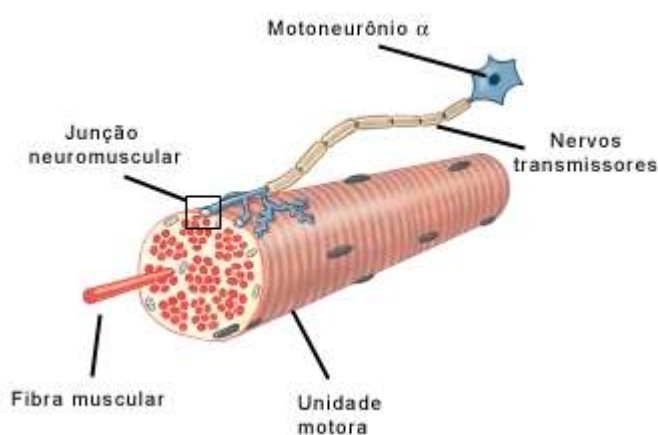


Figura 2.1 - Estrutura da unidade motora. O motoneurônio é formado por um certo número de fibras musculares interligadas por junções neuromusculares.

Fonte: Moore e Zouridakis, 2004.

Fibras musculares de uma unidade motora são aleatoriamente distribuídas em um espaço aproximadamente circular (Buchthal *et al.*, 1957). A densidade da fibra muscular em uma unidade motora é muito menor do que a densidade de fibras musculares nos músculos, sendo assim, o território geométrico de uma unidade motora é formado por fibras de diferentes unidades (Mcmillan e Hannam, 1991).

2.2.2 O potencial de ação neural

Os potenciais de ação neurais são reações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios. Hodgkin e Huxley em 1952 puderam determinar o mecanismo básico de produção e reprodução regenerativa do potencial de ação, ao descrever quantitativamente as propriedades físicas e eletroquímicas da

membrana axonal, utilizando o axônio gigante do molusco *Loligo* (Hodgkin & Huxley, 1952).

O potencial de ação pode ser descrito como variações muito rápidas dos potenciais externo e interno da membrana da célula nervosa. Tais potenciais se deslocam ao longo da fibra nervosa até atingirem o terminal do axônio. Cada potencial de ação começa por uma modificação abrupta de um potencial de repouso negativo para um potencial positivo, e em seguida termina com um rápido retorno para o potencial negativo. As sucessivas fases do potencial de ação são as seguintes (Guyton, 1988):

Repouso: a membrana celular neural é relativamente impermeável aos íons Sódio (Na^+). Em contrapartida é bastante permeável aos íons Potássio (K^+). Dada a alta concentração de K^+ no interior da membrana, estes íons difundem-se para o exterior, provocando a passagem de cargas positivas para fora da fibra, mas deixando muitos íons protéicos em seu interior. Desta forma, em repouso a membrana gera um potencial de membrana negativo, da ordem de -70 mV no interior da fibra;

Despolarização: algum estímulo de qualquer natureza (químico, elétrico, térmico ou mecânico) pode aumentar subitamente a permeabilidade da membrana aos íons Na^+ iniciando o potencial de ação. Estes íons movem-se rapidamente para o interior da célula, carregando cargas positivas, o que produz positividade nesta região dentro do neurônio;

Repolarização: após total despolarização desta área da célula, a membrana torna-se novamente impermeável ao Sódio (Na^+), embora continue permeável ao potássio (K^+). Em virtude da alta concentração de íons positivos no interior da célula nervosa, grandes quantidades do íon potássio (K^+) voltam a se difundir para o meio externo, tornando esta região no interior da célula nervosa novamente negativa. Nesta situação o neurônio torna-se novamente apto a transmitir um novo impulso nervoso.

Na Figura 2.2 está representada a variação da tensão de uma membrana nervosa durante o potencial de ação, indicando suas três fases. Caso o estímulo inicial não ultrapasse um certo limiar, não existe resposta ou existe apenas um potencial de ação local. Ultrapassando este limiar a membrana nervosa responde com um potencial de ação, que se difunde para as regiões próximas provocando ali outro potencial de ação e, assim, sucessivamente causando a propagação de uma onda não

atenuada com uma velocidade de algumas dezenas de cm/s até 150 m/s, dependendo das características do axônio. Após a ocorrência do potencial de ação, durante alguns milissegundos, a membrana fica incapaz de gerar um outro potencial de ação, independente da intensidade da despolarização imposta (este intervalo de tempo é chamado de período refratário).

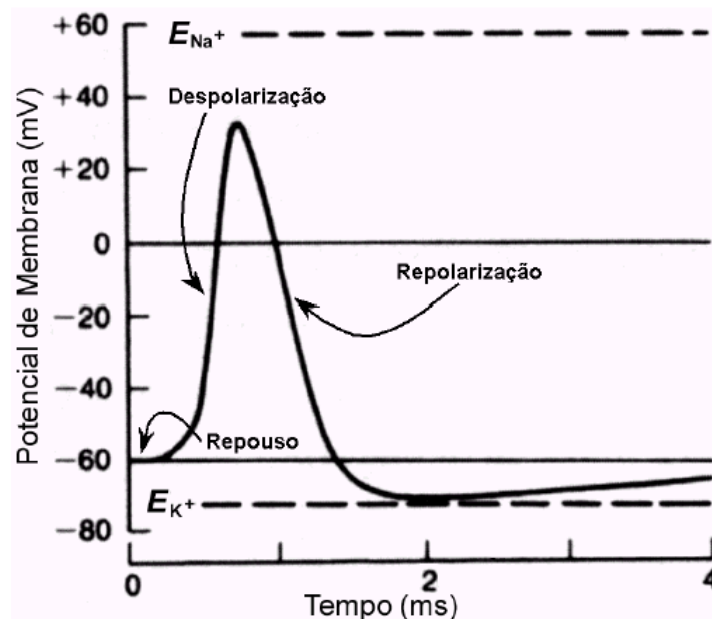


Figura 2.2 – Variação da tensão da membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação.

Fonte: Ortolan, 2002.

2.2.3 Eletrofisiologia da contração muscular

O tecido muscular conduz potenciais elétricos similarmente ao potencial de movimento que é executado. O nome dado para este sinal elétrico gerado é *potencial de ação de unidade motora* (m.u.a.p.). Eletrodos colocados na superfície de um músculo (eletrodos não invasivos) ou dentro do tecido muscular (eletrodos invasivos) medem a soma algébrica de todas m.u.a.p.'s sendo transmitidas pela fibra muscular naquele instante.

2.3 AMPLIFICADORES DE BIOPOTENCIAIS

De forma geral, biosinais são medidos e armazenados como potenciais, tensões e campos elétricos gerados por nervos e músculos. As leituras envolvem tensões em níveis muito baixos, tipicamente entre $1\mu\text{V}$ e 100mV , com grandes fontes de impedâncias e altos níveis de interferência e ruído. O sinal precisa ser amplificado para se tornar compatível com os conversores A/D dos equipamentos digitais, além do que facilita o procedimento de medida. Amplificadores adequados para medir estes sinais devem satisfazer muitas exigências em suas especificações, por exemplo, devem ser capazes de selecionar e amplificar somente os sinais fisiológicos, rejeitando ruídos sobrepostos e sinais interferentes e garantir proteção contra surtos de corrente e tensão, tanto ao paciente quanto ao equipamento eletrônico. Amplificadores com estas especificações são conhecidos na Engenharia Biomédica como *amplificadores de biopotenciais*.

2.3.1 Características básicas de um amplificador de biopotencial

As características básicas que um amplificador de biopotencial deve satisfazer são:

- o processo fisiológico a ser monitorado não deve ser influenciado em qualquer forma pelo amplificador;
- o sinal medido não deve ser distorcido;
- o amplificador deve separar o sinal desejado da interferência da melhor forma possível;
- o amplificador tem que oferecer proteção contra danos que poderiam resultar de altas tensões de entrada, já que ocorrem durante o uso de desfibriladores e instrumentos eletrocirúrgicos, por exemplo, podendo colocar o paciente em grande risco.

2.4 MUSCULATURA DO ANTEBRAÇO

Para o sinal eletromiográfico ser recolhido da melhor forma possível os eletrodos devem ser colocados o mais próximo do músculo reponsável pelo movimento desejado. A Figura 2.3 mostra alguns dos músculos do antebraço do grupo anterior. A Figura 2.3 (B) mostra um importante músculo responsável pelos movimentos da mão: flexor superficial dos dedos, utilizado neste trabalho.

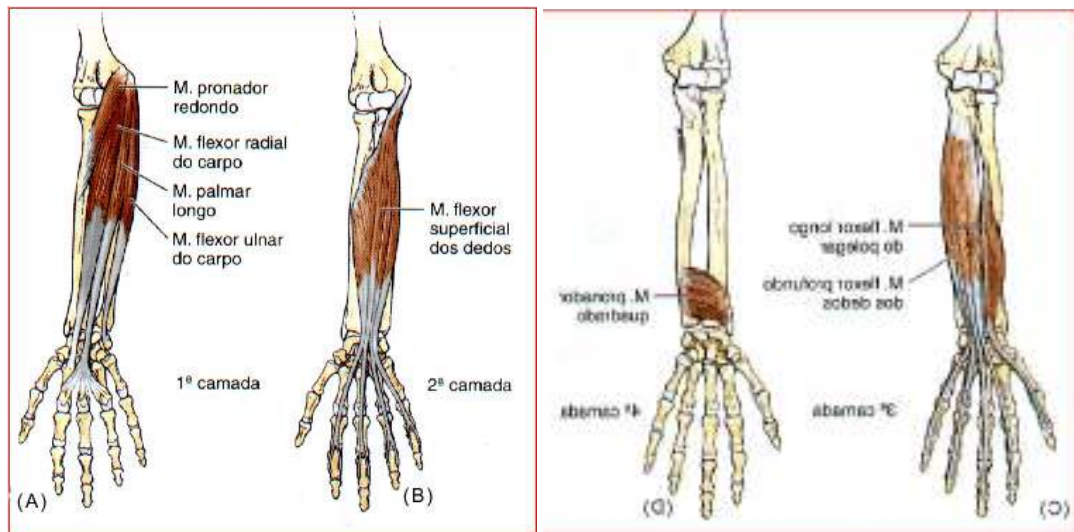


Figura 2.3 – Músculos do antebraço mostrado em camadas, grupo anterior.

Fonte: FEPAR.

2.5 ELETROMIOGRAFIA

O sinal elétrico associado com a contração de um músculo é chamado *eletromiograma*, ou por sua abreviação, EMG. O estudo dos EMGs, chamado *eletromiografia*, tem revelado algumas informações básicas; entretanto, ainda existe muito a ser compreendido. Atividades musculares voluntárias resultam em um EMG que tem sua magnitude aumentada com a tensão muscular. Porém, existem muitas variáveis que podem influenciar o sinal em um dado momento: velocidade de retração ou prolongamento do músculo, taxa de formação da tensão muscular, fadiga, e atividades reflexivas, entre outras.

2.5.1 Eletrodos

Atualmente são utilizadas duas formas diferentes para captar os sinais EMGs: EMG de superfície (EMGsup), que utiliza eletrodos de superfície (Figura 2.4a), e EMG de profundidade (EMGpro), que utiliza eletrodos de agulha (Figura 2.4b) posicionados no interior do músculo. O registro obtido é resultado dos potenciais de ação de um conjunto de fibras musculares localizadas na proximidade do eletrodo de detecção. Até porque as fibras das diferentes unidades motoras (UM) se encontram espacialmente misturadas umas com as outras, o potencial recolhido neste tipo de EMG não corresponde ao potencial de uma UM histológica, mas a uma soma de variações de potencial de um conjunto de fibras (Hamonet *et al.*, 1973). Este tipo de registro, apresenta uma reduzida utilidade quando se pretende estudar o comportamento global dos músculos em condições histológicas, devido a um conjunto de limitações, entre elas:

1. Ao representar um número muito reduzido de UM, espacialmente limitadas a uma porção diminuta da totalidade do músculo, não é representativo da atividade total do músculo;
2. Apesar da evolução registrada nos últimos anos nos eletrodos intramusculares, desde o primeiro eletrodo de agulha, o eletrodo concêntrico descrito por Adrian e Bronk em 1929, até eletrodos de arame popularizados por Basmajian a partir do início dos anos 60, a introdução de eletrodos no interior do músculo, com a conseqüente alteração das sensações musculares e o derrame intramuscular, constitui um fator intrusivo não desprezível quando o objetivo é estudar o comportamento motor em situação o mais próxima possível da situação natural. Além disso, o conhecimento por parte do executante da presença dos eletrodos pode produzir uma influência de índole psicológica que condicione a execução;
3. O deslocamento produzido nos eletrodos pela contração muscular, mais acentuado nas contrações presentes em movimentos amplos e potentes e mais evidente nas primeiras contrações (Jonsson, 1967; Jonsson *et al.*, 1973) afeta a reprodutibilidade do sinal quando se comparam medições realizadas no mesmo dia;

4. A impossibilidade de recolocação dos eletrodos de profundidade exatamente no mesmo ponto do músculo, prejudica a reprodutibilidade do sinal quando se comparam medidas feitas em dias diferentes (Komi *et al.*, 1970);

5. Alguns parâmetros estatísticos da atividade EMG obtida com eletrodos de superfície apresentam uma relação mais proporcional ao processo de atividade mecânica (Czeglédi *et al.*, 1976) do que os obtidos com eletrodos de agulha.

Por todas as razões acima enumeradas, a EMGpro é pouco utilizada em áreas como a cinesiologia e o controle motor e, ainda, no Brasil, problemas de ordem ética praticamente impossibilitam ensaios com este tipo de eletrodo. Além disso, o fácil manuseio e controle para o operador, o maior conforto para a pessoa em análise, a possibilidade de uma análise global do comportamento dos músculos, e as correlações verificadas entre o EMGsup e o trabalho mecânico produzido pelo músculo (Bouissier & Goubel, 1973; Bouisset & Maton, 1973; Bouisset *et al.*, 1976) justificam porque a EMGsup é normalmente escolhida pelos investigadores para os estudos cinesiológicos, não obstante as limitações que também apresenta.

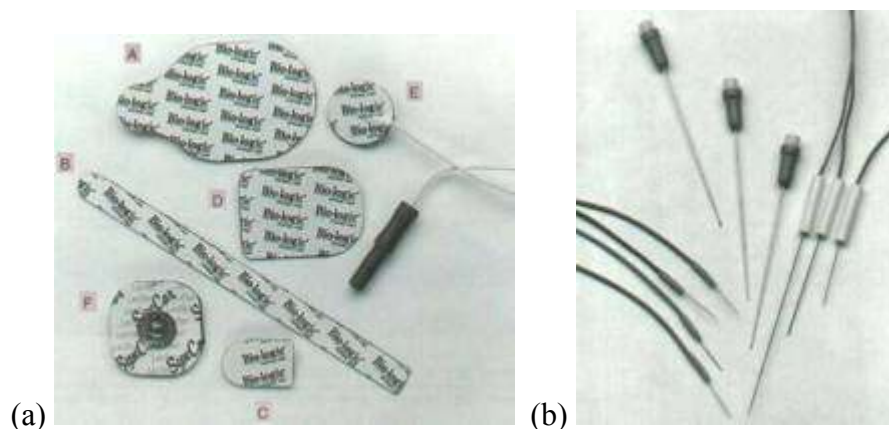


Figura 2.4 – (a) Eletrodos de superfície e (b) Eletrodos de agulha.

Fonte: <http://www.spmedica.com.br>

2.5.1.1 Aquisição do sinal eletromiográfico

O material de detecção mais utilizado nos eletrodos de superfície é a prata, pois apresenta uma polarização bastante estável, embora eletrodos de aço ou platina também ofereçam uma boa estabilidade. A área da superfície de detecção afeta a impedância e o volume de detecção do eletrodo, sendo assim, determina o número de fibras musculares ativas cujo potencial é medido. Quanto maior for essa superfície, menor a impedância e maior o sinal detectado.

Há basicamente duas técnicas diferentes para capturar o EMG_{sup}: monopolar e bipolar. Na configuração monopolar (Figura 2.5) apenas um eletrodo é posicionado sobre a pele por cima do músculo a ser investigado. Este eletrodo detecta o potencial elétrico relativamente a um eletrodo de referência colocado em um local não afetado pela atividade elétrica gerada pelo músculo a ser estudado. Esta configuração é utilizada fundamentalmente em ambientes clínicos e o principal problema que apresenta é a sua fraca resolução espacial (Basmajian & De Luca, 1985): toda a diferença de potencial elétrico entre o eletrodo de referência e o de detecção é recolhida e registrada, incluindo sinais não pretendidos como os provenientes de outros músculos.

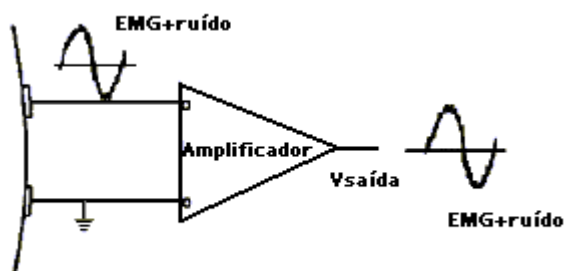


Figura 2.5 - Esquema de ligação da configuração monopolar.

Fonte: Laboratório de Medições Mecânicas (LMM), UFRGS.

Maior resolução espacial e aumento da rejeição de ruído pode ser obtida com o uso da configuração bipolar (De Luca & Knaflitz, 1990). Neste tipo de configuração, diferenças de potencial na pele são detectadas por duas superfícies em relação a um eletrodo de referência (eletrodo terra), colocado em um ponto neutro

em relação ao músculo estudado. Os dois sinais captados nas superfícies de detecção são posteriormente enviados para um amplificador diferencial onde a diferença entre os dois eletrodos é amplificada, sendo assim, eliminando o sinal comum antes da amplificação.

Nos eletrodos bipolares a distância entre as superfícies de detecção é um fator determinante, pois influencia decisivamente no sinal obtido. Concretamente, com o aumento da distância entre as superfícies tem sido verificado: diminuição da banda de frequência do sinal (Kadefors, 1973; Moritani & Muro, 1987; De Luca & Knaflitz, 1990), aumento da amplitude do sinal (Vredenburg & Rau, 1973; Moritani & Muro, 1987; De Luca & Knaflitz, 1990) e alteração da relação EMG/força (Vredenburg & Rau, 1973; Moritani & Muro, 1987). Por outro lado, se a distância entre os eletrodos for muito pequena, como o suor é condutivo, pode estabelecer-se comunicação entre os dois eletrodos. A distância de 20mm entre os centros das superfícies de detecção parece ser a mais adequada permitindo a obtenção do sinal de uma porção significativa do músculo e restringindo simultaneamente os sinais não pretendidos para valores suficientemente baixos¹ (Basmajian & De Luca, 1985; Luca & Knaflitz, 1990).

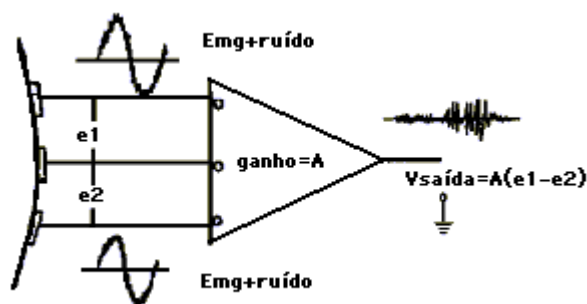


Figura 2.6 - Esquema de ligação da configuração bipolar.

Fonte: Laboratório de Medições Mecânicas, UFRGS.

Os eletrodos de superfície normalmente utilizados são eletrodos passivos, que se limitam a detectar a atividade mioelétrica e a enviá-la para um amplificador. No caso da leitura de EMG em estudos cinesiológicos, em que a contribuição de

¹ Este tipo de observação merece estudo quantitativo, assim como, a utilização de técnicas experimentais e de estatística para comprovação.

artefatos de movimento para o EMG é por vezes bastante significativa, é aconselhável que a distância entre a detecção do sinal e o primeiro estágio de amplificação seja a mais curta possível e não passível de movimento. Para isso são utilizados eletrodos ativos, que contêm no interior da própria estrutura de suporte um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal (tipicamente com ganho de 10) logo à saída da pele. Dessa forma, as interferências produzidas pelo deslocamento dos cabos adicionam-se a um sinal já amplificado, refletindo-se de forma menos significativa no sinal final obtido.

A detecção dos potenciais elétricos à superfície do músculo deve tomar em consideração as propriedades elétricas da pele. Para minimizar a influência complexa da resistência da pele no sinal e ainda a fidelidade deste, é necessário preparar a pele adequadamente, de forma a reduzir a impedância do conjunto eletrodo/pele que não deve ultrapassar os $1000\ \Omega$ (Winter, 1979). Assim, a colocação dos eletrodos implica alguns cuidados prévios como a depilação da área da pele onde se vão colocar os eletrodos, a remoção da superfície morta da pele por abrasão e a limpeza com álcool. Por outro lado, deve-se deixar um intervalo de tempo entre a colocação dos eletrodos e o início da coleta, não inferior a 5 minutos, período durante o qual se verifica uma redução de 20 a 30% dos valores iniciais da impedância da pele (Vredenburg & Rau, 1973).

Outro ponto a considerar é a orientação das duas superfícies de detecção em relação às fibras musculares. Assumindo uma orientação longitudinal, em que a linha que une as duas superfícies de detecção é paralela à orientação das fibras musculares, assumindo que a orientação das fibras é linear e que estas são paralelas umas às outras. No caso dos músculos em que nenhuma destas condições sejam respeitadas, coloca-se os eletrodos paralelamente à linha que une a origem do músculo à sua inserção.

2.5.2 Geração de um potencial de ação muscular

Os eletrodos de superfície, assim como, os invasivos são influenciados não somente pelo potencial elétrico que passa por sua superfície de contato, mas também pelo potencial que passa também a alguns milímetros de distância. A equação do

campo que descreve o potencial foi originalmente derivada de Lorente de No (1947) e Rosenfalck (1969) e simplificada por Rosenfalck (1969). Propiciava uma razoável aproximação quando a fibra ativa estava a mais que 1mm da superfície do eletrodo (Andreassen e Rosenfalck, 1981).

No modelo dipolo (Figura 2.7) assume-se que a corrente está concentrada em dois pontos sobre a fibra muscular: uma fonte de corrente I representando a despolarização e um dreno de corrente $-I$ representando a despolarização, ambos separados por uma distância b . O potencial Φ , colocado a uma distância r da fonte de corrente, é dado por:

$$\Phi = \frac{I}{4\pi\sigma} \cdot \frac{1}{r} \quad (2.1)$$

onde σ é a condutividade do meio, o qual se assume isotrópico (uniforme em todas direções espaciais).

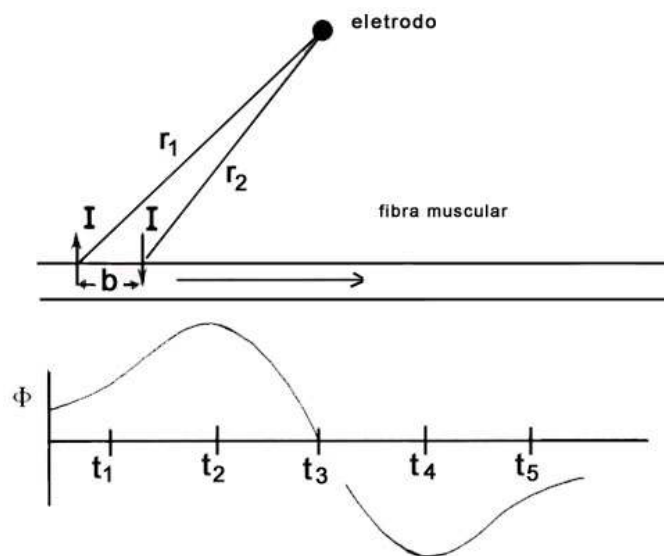


Figura 2.7 - Onda de propagação do potencial de ação da unidade motora que passa sob um eletrodo na superfície da pele. A tensão do eletrodo é uma função da magnitude do dipolo e das distâncias r_1 e r_2 entre o eletrodo e as correntes de polarização e despolarização, fonte e dreno, respectivamente.

Fonte: Winter, 1990.

O potencial gerado no eletrodo a partir de ambas correntes é dado por:

$$\Phi = \frac{I}{4\pi\sigma} \cdot \frac{1}{r_1} - \frac{I}{4\pi\sigma} \cdot \frac{1}{r_2} \quad (2.2)$$

$$\Phi = \frac{I}{4\pi\sigma} \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (2.3)$$

onde r_1 é a distância entre o eletrodo e a fonte da corrente e r_2 é a distância entre o eletrodo e o dreno das correntes.

A duração do potencial de ação depende de r_1 e r_2 , o qual varia no tempo de acordo com a onda se propagando ao longo da fibra muscular. Em t_1 , como a onda está se aproximando do eletrodo ($r_1 < r_2$), o potencial irá ser positivo e aumentará. O valor máximo será alcançado em t_2 ; então como r_1 torna-se quase igual a r_2 , a amplitude rapidamente diminui e passa por zero em t_3 quando o dipolo está exatamente sob o eletrodo ($r_1 = r_2$). Em seguida a equação torna-se negativa pois o dipolo propaga-se afastando-se do eletrodo ($r_1 > r_2$). Assim, uma onda bifásica pode ser medida por um único eletrodo.

Alguns fatores biológicos e de leitura do sinal afetam a magnitude e forma do sinal bifásico. A duração de cada fase é função da velocidade de propagação, da distância b (que varia entre 0,5 e 2,0 mm) entre fonte e dreno, da camada da fibra e da área da superfície do eletrodo. A Equação (2.2) considera o eletrodo como sendo pontual. Assim um eletrodo com sua superfície de contato, ao longo da direção de propagação, pode ser considerado como uma série de fontes pontuais com potencial que equivale a média de todos os pontos. Por exemplo, um eletrodo estreito de 1cm de comprimento pode ser considerado como 10 pontos de fonte, todos com 1mm. As 10 formas de onda em cada intervalo de 1mm irão ter a mesma forma e amplitude, mas irão estar ligeiramente defasadas. A média das 10 formas de onda produzirão uma forma de onda ligeiramente mais longa e levemente com menor amplitude.

A maioria das eletromiografias necessitam dois eletrodos sobre o local do músculo, assim, a forma de onda da tensão que é extraída é a diferença de potencial entre os dois eletrodos. A Figura 2.8 mostra que a forma de onda da tensão em cada eletrodo é quase a mesma, mas ligeiramente defasada. Assim, a forma de onda de um potencial bifásico em um eletrodo geralmente resulta em uma diferença de sinal com

três fases. Quanto menor o espaçamento entre os dois eletrodos, mais a diferença de sinal parece uma diferenciação de tempo, se comparado com aquele sinal captado em um único eletrodo (Kadefors, 1973). Assim, eletrodos próximos resultam em um espectro de EMG com componentes de frequência mais elevados em relação a eletrodos mais afastados entre si.

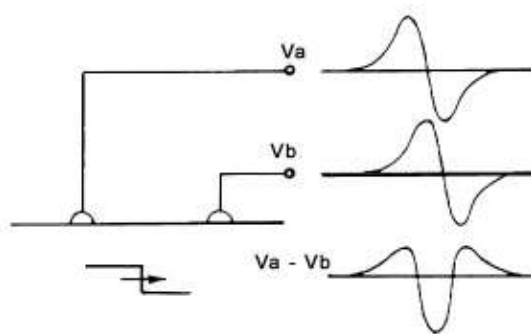


Figura 2.8 - Forma de onda da tensão presente em dois eletrodos gerada pela propagação de uma única onda. A tensão resultante é a diferença de tensão $V_a - V_b$, que é trifásica em relação a forma de onda bifásica vista em um único eletrodo.

Fonte: Winter, 1990.

2.5.3 Duração de um potencial de ação da unidade motora

Estudos mostram que quanto maior a área da superfície de contato, maior é a duração do m.u.a.p. Sendo assim, eletrodos de superfície automaticamente registram m.u.a.p.'s mais longos do que os eletrodos invasivos (Kadefors, 1973; Benjamin, 1970). Eletrodos de agulha registram durações de 3-20ms, enquanto eletrodos de superfície registram durações aproximadamente duas vezes maiores. A velocidade de propagação do m.u.a.p. em condições normais tem sido relatadas como sendo 4m/s (Buchthal *et al.*, 1955). Quanto mais veloz, menor é a duração do m.u.a.p. Tal relação tem sido usada para uma limitada extensão na detecção de mudanças de velocidade. Quando em fadiga ou em certas miopatias (patologias musculares) a velocidade média de um m.u.a.p. é reduzida; assim, a duração dos m.u.a.p.'s aumentam (Jonansson *et al.*, 1970; Gersten *et al.*, 1965; Kadefors, 1973). Como o pico de amplitude de cada fase do m.u.a.p permanece o mesmo, a área sob cada fase aumenta. Por isso que quando a amplitude média do EMG (da onda completa

retificada) é medida, seu valor parece aumentar (Fuglevand, 1989). Durante contrações voluntárias é possível, sob condições especiais de laboratório (Milner-Brown & Stein, 1975), detectar a duração e amplitude do potencial de ação muscular diretamente a partir da EMG. Porém, durante movimentos naturais uma análise computacional da EMG total é necessária para detectar o deslocamento do espectro de frequência (Kwatny *et al.*, 1970), por exemplo, uma análise de autocorrelação pode fornecer a duração média do m.u.a.p. (Person & Mishin, 1964).

2.5.4 Relação entre EMG e variáveis biomecânicas

Uma das razões para processar um EMG é determinar sua relação com as funções musculares. Uma questão que tem sido discutida por anos é: “Quanto a eletromiografia pode informar sobre a tensão muscular?” Tal relação é muito atrativa porque poderia fornecer uma forma barata, quantitativa e não invasiva para monitorar tensões musculares. Além disso, o EMG pode fornecer informações sobre o metabolismo, força e fadiga musculares. Muitas destas relações não são completamente compreendidas ainda nos dias de hoje e por este motivo são fontes potenciais de pesquisas de qualidade.

2.5.4.1 EMG *versus* tensão isométrica

Bouisset (1973) apresentou uma excelente revisão sobre os conhecimentos existentes em relação ao EMG e a tensão muscular em contrações isométricas normais. O EMG tem sido amplamente utilizado para comparar a relação EMG-tensão muscular, principalmente quando esta tensão é variante no tempo. A partir de experimentos com tensões musculares constantes foi possível calcular a média do sinal retificado em onda completa e encontrar relações lineares e não lineares entre amplitude do EMG e tensão muscular. Publicações sobre o assunto também têm sido feitas, Lippold (1952) estudou a relação linear de músculos da perna do homem. Zuniga e Simons (1969) e Vredenburg e Rau (1973), por outro lado, descobriram uma significativa relação não linear entre tensão muscular e EMG em músculos flexores do cotovelo sobre uma ampla faixa de ângulos de movimento. Ambos

estudos foram realizados sobre os efeitos de calibrações estáticas do músculo em certas condições de contração. A reprodução destes resultados estão mostrados na Figura 2.9.

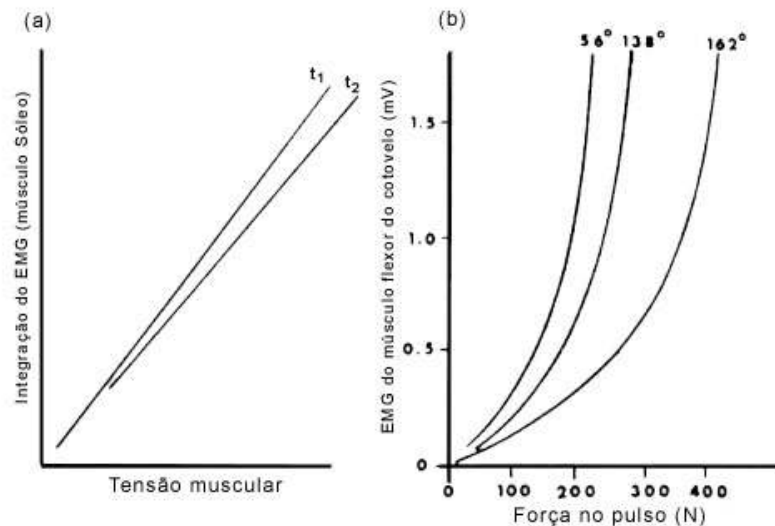


Figura 2.9 - Relação entre amplitude média do EMG e a tensão no músculo em uma contração isométrica. Relações lineares têm sido mostradas por alguns pesquisadores enquanto outros defendem que a amplitude do EMG aumenta mais rapidamente do que a tensão muscular.

Fonte: (a) Lippold, 1952; (b) Vredenburg & Rau, 1973.

Uma outra maneira de representação do nível de atividade EMG é contar os potenciais de ação sobre um dado período de tempo. Close *et al.* (1960) mostraram uma relação linear entre a taxa de contagem e a integração do sinal EMG, verificando que a taxa de contagem aumenta com a tensão muscular quase linearmente. Quando o sinal EMG é retificado e uma linha é traçada unindo seus picos, formando, assim, um “envelope” do sinal, é denominado *envelope linear do EMG* (Figura 2.10).

A relação entre força e o envelope linear do EMG se aplica durante mudanças dinâmicas de tensão muscular. Inman *et al.* (1952) foi o primeiro a demonstrar isto

com uma série de sinais de transdutores de força os quais se aproximavam ao modelo de envelope do EMG. Gottlieb e Agarwal (1971) modelou matematicamente esta relação com um sistema passa-baixa de segunda ordem. Sob condições de contração dinâmica, a tensão muscular parece se atrasar em relação ao EMG, como mostrado na Figura 2.10. O atraso é devido ao fato de que o movimento correspondente a cada m.u.a.p. alcança seu pico com 40-100ms após o pico do EMG. Desta forma, como cada unidade motora é requisitada, a resultante adição das forças de movimento também tem um atraso similar em relação ao EMG.

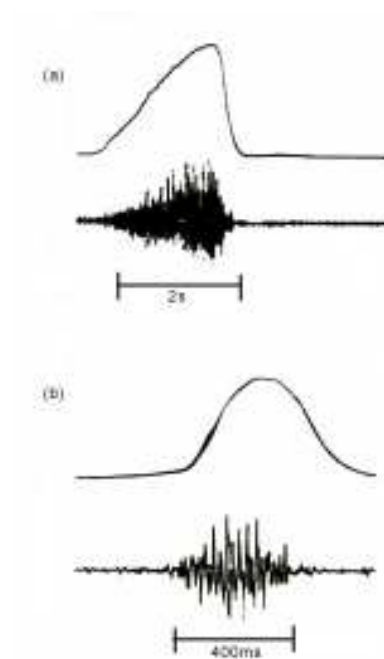


Figura 2.10 - EMG e tensão muscular registrada durante variações de contrações isométricas de músculos do bíceps. Observe o atraso entre o EMG e a contração inicial do músculo, tempo para alcançar a tensão máxima, e a queda de tensão muscular após o fim do EMG: (a) Durante uma gradual contração e uma rápida relaxação, (b) Durante uma curta contração de 400ms.

Fonte: Winter, 1990.

Questões relacionadas a uma razoável relação de reprodutividade em condições dinâmicas quando muitos músculos agem através de uma mesma junta ainda são levantadas:

1. Quanto a relação muda com a contração muscular? O movimento ocorre simplesmente após o aproveitamento mecânico do músculo, ou a mudança das fibras musculares afetam o próprio EMG?
2. Quanto que outros músculos protagonistas compartilham o esforço na junta em questão, especialmente se alguns dos músculos tem mais que uma função?
3. Em vários movimentos há atividades antagonistas. Quanto isto altera a força sendo aplicada criando uma força desconhecida a mais?

Com os atuais conhecimentos, pode-se dizer que o envelope linear do EMG, adequadamente calibrado, pode ser usado, ainda que de forma grosseira, como um indicador da tensão muscular para músculos onde a contração não varia rapidamente.

2.5.4.2 EMG durante prolongamento e retração muscular

Para um músculo realizar trabalho positivo ou negativo deve também sofrer mudanças de comprimento enquanto está criando tensão. Assim, é importante verificar a eficiência do EMG em informar a tensão muscular sobre condições mais realistas. Um grande estudo foi publicado por Komi (1973). Nesta pesquisa, o paciente fez ambos movimentos, positivo e negativo, em uma máquina de teste muscular isocinética. Foi solicitado ao paciente gerar tensão máxima enquanto o músculo era prolongado ou retraído à velocidades constantes. A descoberta básica foi que a amplitude do EMG permanece razoavelmente constante, mesmo apesar da diminuição da tensão durante prolongamento (relaxamento) e aumento da tensão durante contrações excêntricas em situações normais. Tal resultado sustenta a teoria que a amplitude do EMG indica o estado de ativação do elemento contrátil, o que é bastante diferente das tensões registradas nos tendões. Também, estes resultados combinados com outros estudos (Komi *et al*, 1987) indicaram que a amplitude do EMG associada com trabalho negativo é consideravelmente menor que aquela associada com a mesma quantidade de trabalho positivo. Assim, se a amplitude do EMG é uma medida relativa ao metabolismo muscular, tal descoberta sustenta os experimentos que dizem que o trabalho negativo tem um menor gasto metabólico para ser executado do que um trabalho positivo.

2.5.4.3 Mudanças no EMG durante a fadiga

Fadiga muscular ocorre quando o tecido muscular não pode fornecer suficiente metabolismo aos elementos contráteis, ou por esquia (insuficiência de oxigênio) ou por falta local de algum substrato metabólico. Mecanicamente, a fadiga gera um decréscimo de tensão muscular, considerando que a ativação muscular permanece constante. Reciprocamente, a manutenção da tensão constante após o início da fadiga requer uma requisição de novas unidades motoras para compensar a diminuição da eficiência das unidades motoras já requisitadas (Vredenburg e Rau, 1973).

A fadiga não só reduz a força muscular mas também pode alterar o formato dos potenciais de ação motora. Não é possível verificar as mudanças de formato das m.u.a.p.'s individuais em uma forte contração voluntária. Entretanto, uma autocorrelação mostra um aumento na duração média do m.u.a.p. média (ver item 2.5.3). Também, o espectro do EMG desloca-se para refletir estas mudanças (Kadefors *et al.* (1973) constatou que a componente de maior frequência diminui). Tal acréscimo na duração do m.u.a.p. pode ser devido a duas possíveis causas:

1. Menor velocidade de condução de alguns ou todos potenciais de ação (Mortimer *et al.*, 1970);
2. Os m.u.a.p.'s de maior duração das unidades motoras mais lentas permanecem ativas ao mesmo tempo que algumas m.u.a.p.'s mais curtos das unidades motoras mais rápidas são desativadas .

O resultado destas duas mudanças e do deslocamento do espectro para frequências mais baixas é uma mudança na amplitude do EMG para o mesmo nível de tensão muscular. Em condições de fadiga muscular a amplitude do EMG em eletrodos invasivos tende a diminuir enquanto em eletrodos de superfície tende a aumentar (De Luca, 1979). A explicação para este aumento em amplitude do EMG é devido a redução na velocidade de condução, o qual também aumenta o pulso e aumenta a área sob a curva. Assim, a amplitude média do EMG retificado aumenta.

Uma terceira alteração no EMG associado com a fadiga é a tendência da unidade motora de disparar mais sincronizadamente. Normalmente cada unidade motora trabalha bastante independentemente de outras no mesmo músculo, de forma

que o EMG pode ser considerado como um padrão de “interferência” formado por um somatório de um número de m.u.a.p.’s aleatoriamente espaçadas. Entretanto, durante a fadiga, um “tremor” é observado tanto nos gráficos de tensão muscular quanto no EMG. Durante uma contração isométrica voluntária os gráficos de tensão apresentam flutuações por volta de 8 e 10 Hz. As causas destas flutuações são neurológicas. Flutuações similares também são observadas na amplitude do EMG. Tais flutuações são causadas por uma alteração no padrão de disparo da unidade motora que tendem a disparar sincronizadamente.

2.5.5 Digitalização do sinal EMG

Os sinais eletromiográficos são sinais tipicamente contínuos no tempo sendo necessária a sua transformação em sinais discretos por digitalização. A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras instantâneas recolhidas a um ritmo constante (ritmo de amostragem ou freqüência de amostragem), traduzindo cada amostra da amplitude do sinal contínuo no instante de amostragem (Figura 2.11). Para que o processo de amostragem não conduza a perda de informação do sinal armazenado, de forma a que o sinal original possa ser regenerado a partir da seqüência de amostras obtidas, é necessário que a freqüência de amostragem seja, pelo menos, duas vezes superior à máxima freqüência presente no sinal (Teorema de Nyquist, 1928). Como o registro do EMG para fins cinesiológicos caracteriza-se, normalmente, por uma freqüência máxima de 300/500Hz, a opção de um ritmo de amostragem de 1000Hz, garante uma margem de segurança adequada respeitando a referida teoria de amostragem e evitando erros de amostragem (*aliasing*).

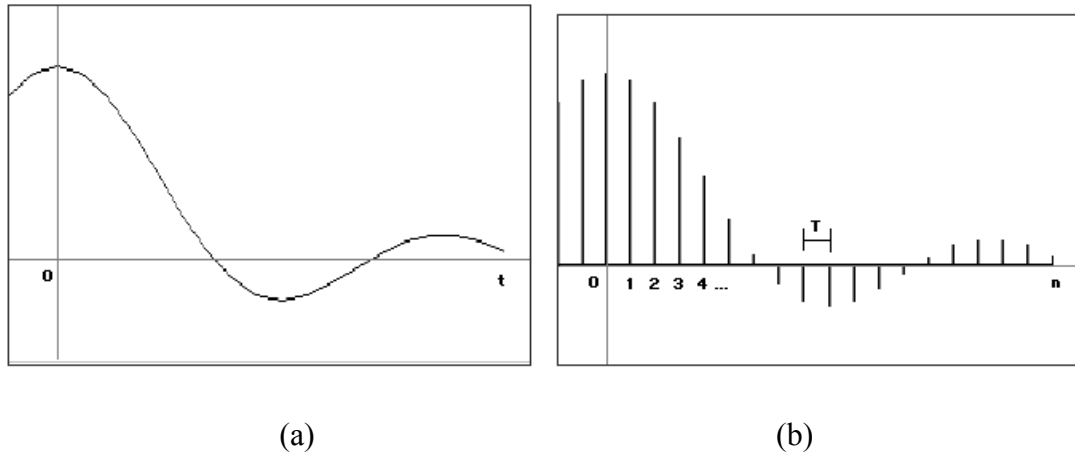


Figura 2.11 – (a) Sinal em tempo contínuo; (b) Representação em tempo discreto $x[n]$.

Considerando T o intervalo de amostragem e n um inteiro, amostrando $x(t)$ nos instantes $t = nT$ resulta uma amostra de valor $x(nT)$. Por conveniência de representação escreve-se:

$$x[n] = x(nT), n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$$

Então um sinal em tempo discreto é representado por uma sequência de números, ..., $x[-2]$, $x[-1]$, $x[0]$, $x[1]$, $x[2]$, Esta sequência de números é referida como uma série temporal.

2.5.6 Tipos de interferências no EMG

Quando adquirem-se EMGs com eletrodos de superfície para fins cinesiológicos há um conjunto de interferências de diversas fontes que podem ser adquiridas e amplificadas em conjunto com o sinal mioelétrico. Cada uma dessas interferências tem características próprias, seja na fase de aquisição ou na fase de processamento. As interferências mais importantes são os artefatos mecânicos, as senóides de 60Hz (rede elétrica), o eletrocardiograma (ECG) e o *cross-talk*².

Principalmente nos movimentos mais amplos e rápidos, é freqüente o EMG conter interferências que dificultam a avaliação da atividade mioelétrica pura. Estas interferências são alterações de baixa freqüência da linha de base, devidas

² Sinais de outros músculos que não apenas aquele que pretende-se estudar.

fundamentalmente ao movimento dos elétrodos e dos seus cabos de ligação, sendo habitualmente designadas por *artefatos mecânicos*.

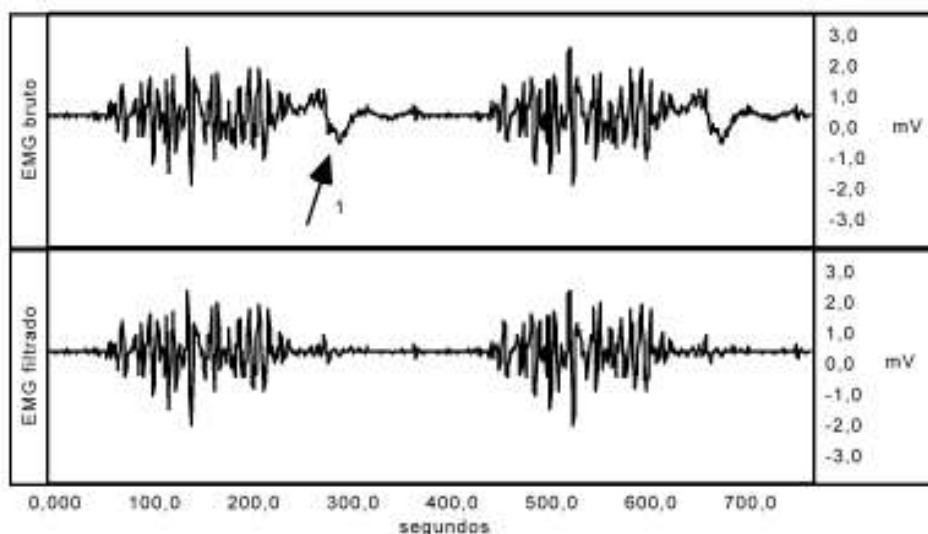


Figura 2.12 - EMG em bruto com artefato mecânico e o mesmo sinal depois de filtrado por um filtro passa-alta de 25Hz.

Fonte: Correia *et al.*, 1998.

Quando se estabelece contato entre dois materiais de propriedades elétricas diferentes, estabelece-se um equilíbrio nessa junção que gera um potencial de polarização. Qualquer pequeno movimento entre o eletrodo e a pele produz, por isso, uma corrente alternada que induz ruído no EMG. Este ruído pode ser minimizado através de uma boa conexão estabelecida entre o eletrodo e a pele reforçada por fita adesiva, que dificulte o deslocamento do eletrodo. No entanto, em aquisições prolongadas, o movimento produzido pela contração muscular e a sudorese diminuem a estabilidade dessa ligação.

Em relação ao ruído produzido pelo movimento dos cabos é fundamental o investimento na qualidade dos cabos utilizados e das suas ligações aos eletrodos. No estudo de contrações dinâmicas rápidas com cabos não apropriados, o ruído assim gerado pode atingir alguns milivolts, tornando muito difícil a análise dos EMGs. Mas mesmo com bons cabos os artefatos podem estar presentes nos gestos mais potentes. A forma mais eficaz de minimizar os artefatos mecânicos é, como já referimos, utilizar eletrodos ativos, de forma a pré-amplificar o sinal o mais próximo possível

da fonte, aumentando assim a razão entre o sinal mioelétrico e o ruído produzido pelo movimento dos cabos.

Há ainda a possibilidade de reduzir os artefatos mecânicos através de filtragem adequada. Como os artefatos de movimento são interferências de baixa frequência, não excedendo normalmente os 10-15Hz, é possível remover a maior parte com um filtro que corte as frequências do sinal abaixo desses valores.

Outro tipo de interferência elétrica são as originadas em função dos campos eletromagnéticos provenientes de aparelhos elétricos próximos, os quais produzem um ruído caracterizado por senóides com frequência de 60Hz, que ocasionalmente podem manifestar-se sobrepostos ao EMG.

Pela sua natureza cíclica, estas interferências são facilmente detectáveis mas difíceis de eliminar por filtragem, já que a sua frequência característica cai precisamente em uma parte do espectro em que o sinal mioelétrico é bastante rico, os 60Hz. Dada a dificuldade em proceder a sua eliminação à posteriori, sugere-se a sua eliminação no momento da aquisição, através da eliminação das fontes causadoras desta interferência (aparelhos de ondas curtas, motores, lâmpadas de luz fluorescente, entre outros).

Quando os eletrodos são colocados em músculos próximos do coração, como o grande peitoral, pode ocorrer o registro simultâneo do *ECG*, produzindo uma interferência no EMG nas frequências em torno dos 15Hz que pode ir até aos 100Hz (Figura 2.13). Nestes casos aconselha-se a colocação do eletrodo terra o mais longe possível do hemitórax esquerdo.

A grande área de gravação dos eletrodos de superfície acarreta o risco de recolher sinais de outros músculos que não apenas aquele que pretende-se estudar, fenômeno designado por *cross-talk* (Morrenhof *et al.*, 1985; Basmajian & De Luca, 1985). Diferentes técnicas têm sido propostas para identificar o volume dos sinais conduzidos tais como a utilização de eletrodos com grande resolução espacial, a amplificação baseada no princípio da dupla diferenciação (*Double-Differential Technique*) (De Luca & Knaflitz, 1990) ou a análise da correlação entre o músculo estudado e aquele que suspeita-se contribuir para o *cross-talk* (Acierno *et al.*, 1995).

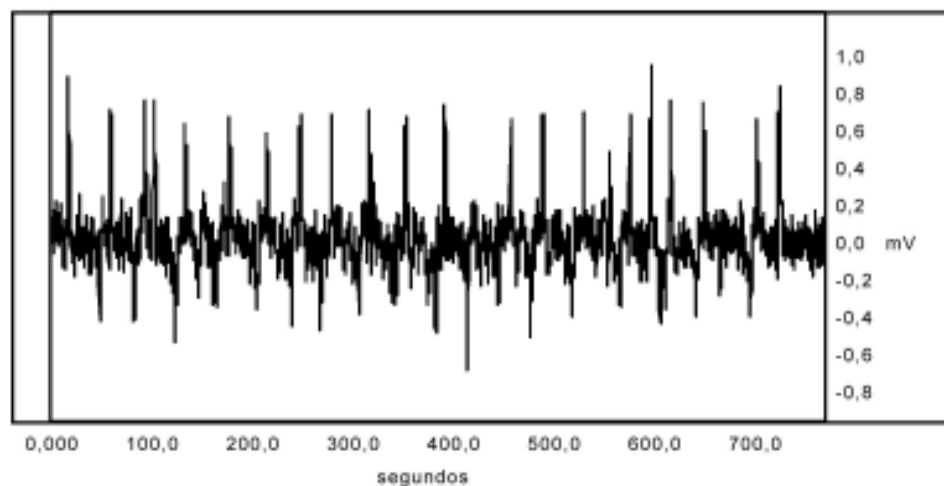


Figura 2.13 - EMG com eletrocardiograma sobreposto.

Fonte: Correia *et al.*, 1998.

2.6 O CONTEXTO DA ENGENHARIA DE REABILITAÇÃO

A Engenharia de Reabilitação pode ser descrita como o desenvolvimento e aplicação de métodos de engenharia a dispositivos capazes de ajudar pessoas com deficiências. Desenvolvimentos em tecnologias de assistência e aplicações eficientes destas tecnologias que reúnem as necessidades de pessoas com deficiências estão sendo rapidamente impulsionadas pelos rápidos avanços tecnológicos.

2.6.1 Evolução histórica das próteses

A idéia de o homem substituir membros amputados por artefatos mecânicos, vem de tempos remotos, havendo evidências de tentativas no período helênico e heneidico, sendo que a referência mais antiga a próteses, remonta ao ano 500 A.C. A primeira prótese conhecida foi descrita por Heródoto ao registrar as proezas de Hegistratos o qual foi preso e condenado à morte, conseguindo escapar do cárcere, cortando o próprio pé que estava preso a correntes. Depois que a ferida sarou, ele fez para si próprio um pé de madeira e voltou a servir o império persa. O primeiro artefato que se poderia chamar de prótese artificial de um membro real, foi construído em madeira e bronze pelos romanos em 300 AC.

No século XVI, eram confeccionados em madeira, “pilões” para servirem de suportes para o corpo. Na Idade Média muitos senhores feudais utilizavam próteses desenvolvidas em ferro, que embora fossem bem decorativas, eram pesadas e não funcionais. No século XVI, o cirurgião Ambroise Paré planejou e ilustrou muitos joelhos, braços e mãos artificiais (Figura 2.14).

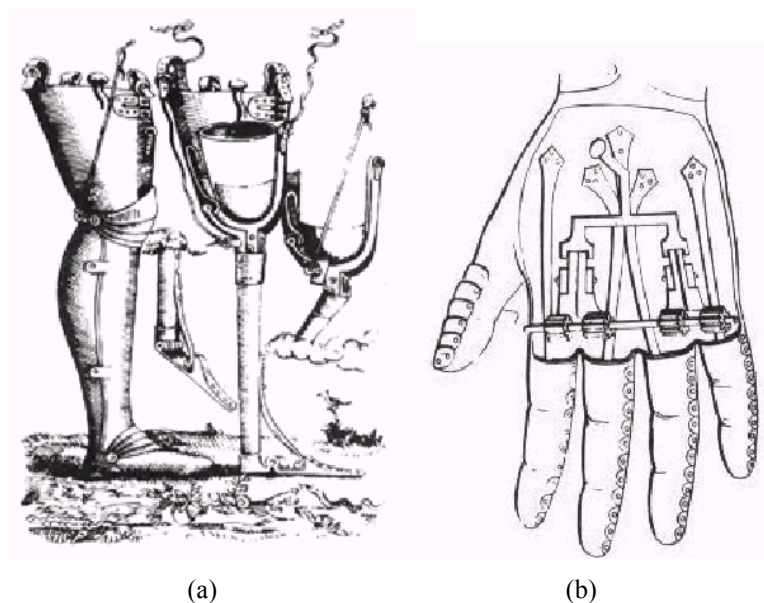


Figura 2.14 – Próteses de Paré. (a) Sistema de perna articulada; (b) dispositivo mecânico de mão.

Fonte: Hermini & Balthazar, 2004.

No ano de 1400 DC foi encontrada as margens do rio Reno uma complexa prótese de ferro e madeira de punho rotacional e dedos flexíveis aos pares. Estes tipos de próteses descritos eram subordinadas aos membros do lado oposto. Em 1818 o dentista Peter Bellif projetou em Berlin, a primeira prótese para amputados de braço, acionada pelos músculos do 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 Sauerbruch em 1919. Atualmente a cineplastia é considerado uma técnica não

apropriada devido a possibilidade de infecção e possibilidade concreta de morte ou perda de membros do paciente.

Após a Segunda Guerra Mundial desenvolveram-se novas tecnologias que foram difundidas através do mundo, permitindo que novos dispositivos fossem desenvolvidos através de empresas particulares e centros de pesquisas. Hoje diversas empresas particulares projetam, fabricam e comercializam estes dispositivos através do mundo, os quais apresentam alto custo e poucos recursos tecnológicos.

2.6.2 Desenvolvimento de braços e mãos artificiais

O desenvolvimento de mãos e braços artificiais para serem completamente funcionais (próteses), com velocidade e força fisiológica tem sido o objetivo de muitas pesquisas nos últimos anos. As próteses atualmente existentes podem ser consideradas apenas uma ferramenta e não uma substituição completa do membro humano.

Infelizmente as próteses projetadas ainda estão longe de fazer alguma pretensão de tentar substituir a perda do membro de uma forma fisiológica, portanto são dispositivos capazes de fornecer algumas das funções que foram perdidas. Normalmente são removíveis e podem ser “vestidos” e usados de acordo com a necessidade e então ignorados. O grande objetivo no campo da Engenharia de Reabilitação é a criação de próteses de membros humanos como verdadeiras substitutas dos membros reais.

Pode-se citar alguns fatores que limitam as próteses à meras ferramentas: o alto peso, a fonte de alimentação, as restrições de tamanho do conjunto braço/mão, e também a dificuldade em controlar os diversos graus de liberdade. Além disso, melhores atuadores e mecanismos funcionais devem ser desenvolvidos. Controle é inútil se mecanismos eficientes de mão e braço não estão disponíveis.

Os problemas associados com o desenvolvimento de substitutos artificiais de braços e mãos são mais desafiadores do que meramente o desenvolvimento de braços robóticos ou dispositivos terminais. De fato, o projeto de próteses e robôs tem muito menos em comum do que alguém possa pensar. Conceitos robóticos tem tido menos impacto em próteses comerciais por causa da significativa diferença das restrições físicas necessárias para uma prótese eficiente. Embora algumas restrições de

tamanho, peso e alimentação devam ser considerados em robôs e manipuladores, atuadores robóticos geralmente são grandes e pesados para conseguirem alcançar um resultado específico.

Um exemplo, de um bom dispositivo é a mão com alta destreza “MIT/Utah” (Jacobsen *et al.*, 1984) (Figura 2.15) que repete os movimentos da mão. Esta mão foi projetada para uso em pesquisa na destreza de robôs. Este dispositivo nunca foi utilizado em próteses em função do seu tamanho e sua alimentação pela rede elétrica. Algumas questões relacionadas a construção de próteses dos membros superiores, as quais a maioria dos projetistas tentam solucionar são: “Como interfacear um braço robótico a uma pessoa?”, “Como controlar este braço?”.

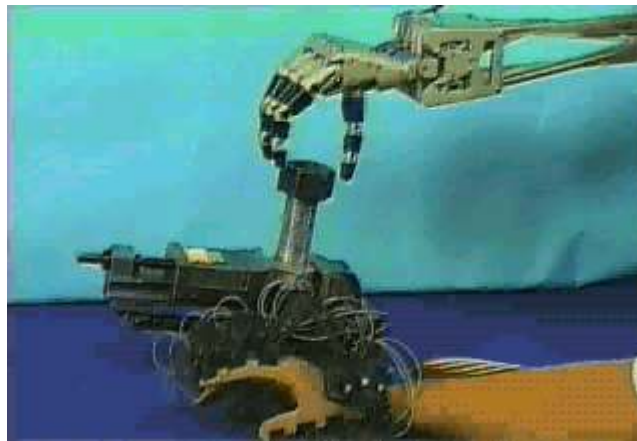


Figura 2.15 – Sistema integrado mão-braço “MIT/Utah”, possui 4 dedos com 4 atuadores independentes e 32 atuadores pneumáticos e tendões antagonistas.

Fonte: *Sarcos Incorporated*.

3 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DO EMG

3.1 EMG BRUTO OU ORIGINAL³

A análise qualitativa do EMG bruto, além de ser bastante útil na avaliação da qualidade do sinal e na atenuação de ruído, possibilita uma primeira avaliação da atividade muscular e das relações entre os diferentes músculos. Não sendo possível prescindir da quantificação do sinal para uma interpretação objetiva, o EMG bruto pode também fornecer informação útil, como a identificação do padrão de atividade dos músculos envolvidos, através da análise dos períodos de atividade e inatividade elétrica. Pode-se distinguir três características básicas na avaliação do EMG: amplitude, duração e frequência.

O EMG, detectado com eletrodos de superfície, apresenta normalmente uma amplitude de distribuição aproximadamente gaussiana, com média igual a zero e desvio padrão da ordem dos microvolts (Clarys & Cabri, 1991). A amplitude do EMG varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo a cada momento e fornece informação sobre a intensidade de ativação de um determinado músculo. Para uma avaliação mais precisa e objetiva, são utilizadas diferentes formas para quantificar a intensidade do sinal. A medição do pico máximo de atividade e, fundamentalmente, a determinação do valor da integral EMG, são exemplos de formas de quantificação da intensidade do sinal amplamente usados.

A duração da atividade EMG corresponde ao período de ativação do músculo estudado e pode-se ter uma idéia aproximada com uma simples observação do sinal eletromiográfico. Para uma delimitação precisa da duração dos eventos do sinal é fundamental, no entanto, definir a partir de que nível de amplitude do sinal se considera que o músculo entrou em ação.

³ Sinal adquirido pelo sistema sem qualquer tipo de manipulação matemática (filtragem).

Em relação à frequência do sinal, a maioria dos autores referem que a energia mais significativa contida no EMG encontra-se até 1000Hz (Kadefors, 1973; Kadefors *et al.*, 1973), também diversos autores defendem que, na atividade muscular grosseira, a energia acima dos 250Hz é desprezível (Figura 3.1) (McLeod, 1973; Sato, 1982).

A distribuição das frequências do EMG deve-se a um conjunto amplo de fatores, por exemplo, a composição do músculo, as propriedades dos eletrodos, o local onde são colocados, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas e os processos de coordenação intramuscular.

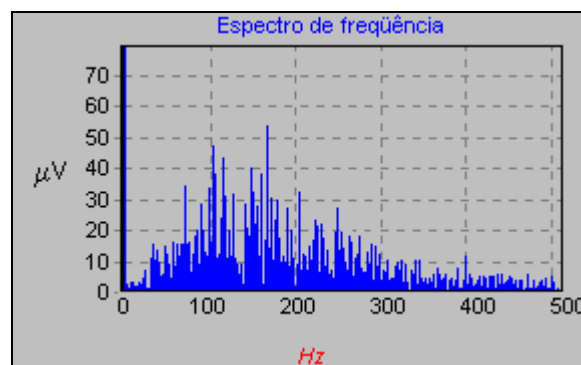


Figura 3.1 - Densidade de um espectro de potência de um EMG.

3.2 PROCESSAMENTO DO EMG NO DOMÍNIO DO TEMPO

Para o processamento do EMG com base no tempo, utiliza-se um conjunto de processos de transformação do sinal com o objetivo de caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de contração. A seguir são apresentadas algumas das técnicas utilizadas neste trabalho.

3.2.1 Remoção da componente DC

Muitas vezes o sinal apresenta uma componente contínua que provoca um deslocamento da linha de base do sinal. Esta componente contínua é um sinal comum que não tem qualquer relação com a atividade mioelétrica. Pode ser o resultado de fenômenos eletroquímicos entre os eletrodos e a pele ou de limitações dos

amplificadores utilizados. Uma maneira fácil de remover esta componente é calcular a média de todos os pontos amostrados e deslocar a curva EMG deste resultado.

3.2.2 Retificação

A retificação da curva é uma operação normalmente utilizada de forma a permitir a posterior integração do sinal, já que transforma uma curva com valores positivos e negativos, de média igual a zero, em uma curva de valores absolutos, todos positivos. Existem duas formas de retificar a curva: eliminando os valores negativos (retificação de meia onda) ou adicionando-os aos positivos (retificação de onda completa). O último processo é normalmente empregado, pois mantém toda a energia do sinal (Basmajian & De Luca, 1985). A Figura 3.2 apresenta um sinal bruto (a) e o mesmo retificado em onda completa (b).

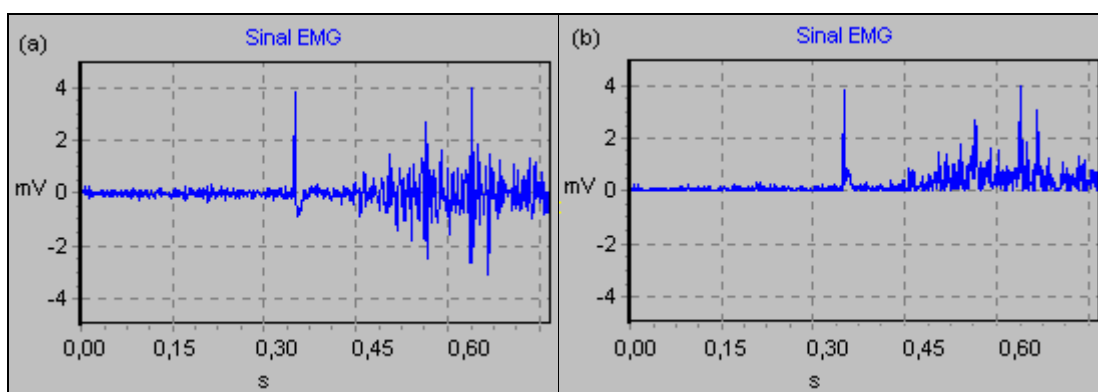


Figura 3.2 - (a) EMG bruto; (b) e o mesmo sinal depois de ser retificado .

3.2.3 Suavização ou média móvel

Um procedimento para reduzir a variabilidade que caracteriza o EMG, consiste em eliminar as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal retificado, através da suavização do sinal, que pode ser obtida de forma analógica ou digital. Uma operação digital equivalente à suavização é a que Basmajian e De Luca (1985) denominam de *averaging*. Ao recorrer a valores médios de pequenos intervalos de tempo, removem-se as oscilações mais bruscas do sinal. O sinal, depois de retificado, é integrado e dividido pelo intervalo de tempo correspondente à janela escolhida. Uma escolha importante, de que depende da amplitude da filtragem

efetuada e da conseqüente suavização, é o tamanho da janela de onde se retira a média. Quanto menor for esse intervalo de tempo, menos suavizada e mais parecida com o sinal bruto fica o sinal resultante (Figura 3.3). A fim de obter uma média que varie constantemente no tempo, e que seja portanto mais representativa das alterações do sinal no tempo, utiliza-se uma técnica de média móvel, que recorre a uma janela móvel que percorre todo o sinal progressivamente.

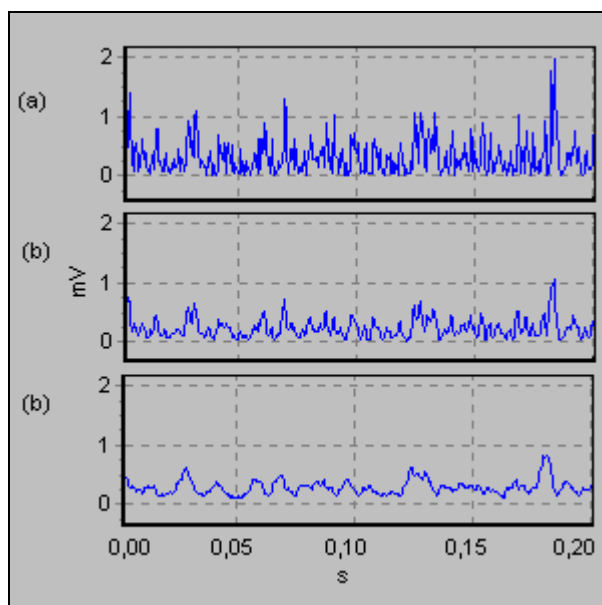


Figura 3.3 - (a) EMG retificado; (b) EMG após uma filtragem com janela de 3 amostras; (c) EMG após uma filtragem com janela de 10 amostras.

3.2.4 Normalização no tempo

Mesmo quando um movimento é reproduzido com precisão nas mesmas condições, existe uma variação apreciável no EMG. Por essa razão, as curvas do EMG de superfície não são normalmente analisadas individualmente. A determinação de uma curva média representativa de um conjunto de execuções (normalmente 6 a 20) diminui significativamente a variabilidade introduzida por fatores ocasionais. Para a determinação das curvas médias, é necessário assegurar dois aspectos fundamentais: a sincronização dos diferentes sinais que contribuem para a média e a normalização no tempo.

Como o EMG é normalmente recolhido em paralelo com outros sinais, a sincronização pode ser obtida com referências retiradas desses sinais. Um valor

limiar de velocidade de um segmento, determinado por um goniômetro, o momento do impacto em uma plataforma de força (Figura 3.4), ou um determinado nível de força produzida em um dinamômetro são diferentes referências que podem ser utilizadas para sincronização dos EMGs.

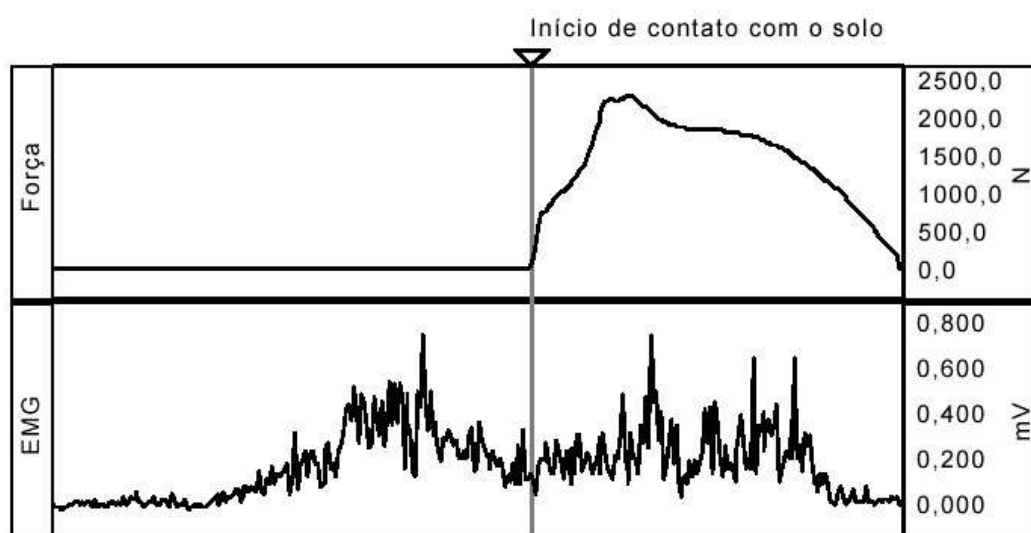


Figura 3.4 - Curva de Força-Tempo indicando o momento do contato com o solo dos apoios, num salto em profundidade. Este ponto é utilizado como elemento de sincronização dos EMGs para a realização de médias de diferentes execuções.

Fonte: Correia *et al.*, 1998.

Cabe observar que a determinação das curvas médias está relacionada com as possíveis diferenças na duração dos vários sinais que pretende-se adicionar. A soma de sinais com tempos de amostragem diferentes, implica optar por eliminar amostras dos sinais mais duradouros ou adicionar valores fictícios aos sinais mais curtos. Uma solução razoável, é a normalização no tempo. Normalizar no tempo significa transformar, de uma forma equilibrada e sem alterar a estrutura do sinal, os sinais de duração diferentes em sinais com o mesmo número de amostras. Pode ser realizado, por exemplo, em relação ao sinal que contém menor número de amostras. A aplicação de um algoritmo que determine, em função da duração de cada sinal, o número de amostras a ser retirado de forma intervalada, reduzirá todos os sinais ao número de amostras do mais curto, sem alterar a sua forma (Cabri, 1989).

3.2.5 Normalização em amplitude

Um dos principais obstáculos que o uso experimental da EMG acarreta, como já foi citado, é a grande variabilidade que o sinal apresenta, quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de diferentes indivíduos. O valor absoluto da intensidade do EMG fornece, por isso, pouca informação, principalmente quando os sinais são derivados de indivíduos diferentes ou do mesmo indivíduo em dias diferentes. Uma das formas de minimizar esta limitação é a normalização em amplitude das curvas EMG. Esta técnica consiste na transformação dos valores absolutos de amplitude das curvas que se pretendem comparar, em valores relativos a um EMG referência considerado como 100%. Os valores de amplitude, assim obtidos, têm outro significado mecânico e funcional e possibilitam o estudo interindividual já que, para uma determinada tarefa motora, o que se compara são esforços musculares relativos entre diferentes indivíduos. Permitem também a comparação de EMG obtidos em dias diferentes, ao reduzirem a intervenção de variáveis como a impedância da pele ou o ponto de colocação dos eletrodos no músculo (Mirka, 1991).

Existem diversas formas para determinar o valor referência de 100%: pelo EMG da contração isométrica voluntária máxima, de uma contração submáxima, pelo maior pico de atividade verificado nas várias repetições que se pretendem comparar, pelo valor médio do EMG ou pelo valor do sinal em repouso.

Apesar de ser uma referência utilizada freqüentemente, existem algumas reservas quanto à validade da normalização do EMG de ações dinâmicas em função da contração isométrica máxima, dadas as diferenças fundamentais entre os dois tipos de contração e o diferente significado que nelas tem o valor de amplitude do mioelétrico. Para a normalização de contrações dinâmicas, o pico máximo de atividade encontrado nas diferentes execuções parece ser a escolha mais adequada como valor de referência. Se pretende-se reduzir a falibilidade que a escolha de um valor pontual acarreta, pode-se optar pela média dos três maiores picos encontrados (Correia *et al*, 1998).

3.2.6 Integração do sinal EMG

A integração do EMG (iEMG) tem sido relacionado à força muscular mais freqüentemente do que qualquer outra forma de processamento (Bigland e Lippold, 1954; Bouisset e Goubel, 1971; Thorstensson *et al.*, 1976; entre outros).

A interpretação correta do conceito de iEMG é puramente matemática e consiste na determinação da área delimitada pela curva retificada. Essa determinação, antes obtida por medida planimétrica, é hoje em dia calculada numericamente, conforme equação:

$$iEMG = \int_{t_i}^{t_i+T} |EMG(t)| dt \quad (3.1)$$

onde $|EMG(t)|$ representa o EMG retificado, t_i é o instante inicial e T é o período de amostragem.

Uma vez que o EMG fornece um contínuo aumento de valor com o tempo, as integrações são feitas geralmente em um intervalo suficientemente pequeno de tempo, T . Através do iEMG, a saída do sinal é dada por um número de impulsos proporcional à área do EMG, ou seja, ao impulso elétrico (McLeod, 1973; Bouisset, 1973, 1981; Winter *et al.*, 1980; Basmajian & De Luca, 1985), conforme exemplificado na Figura 3.5.

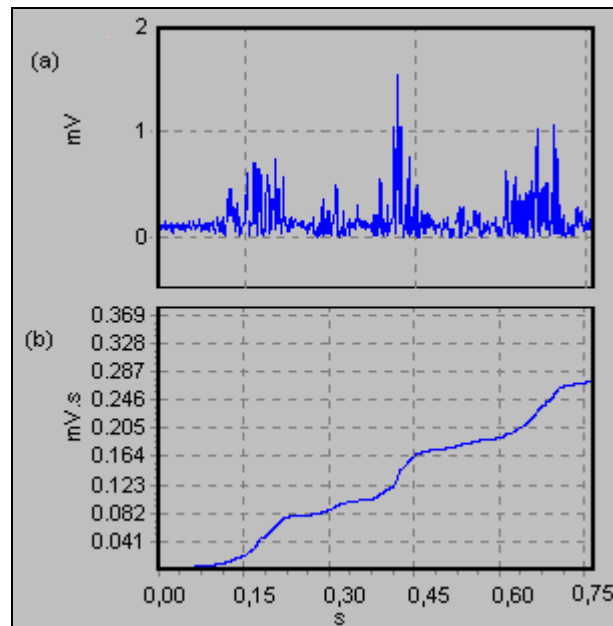


Figura 3.5 – Sinal retificado (a) e respectivo iEMG (b).

A coerência e a consistência verificadas nas relações entre o iEMG e parâmetros biomecânicos da ação desenvolvida pelos músculos, constituem argumentos importantes sobre o valor do iEMG de superfície. A utilização do iEMG acarreta, no entanto, limitações apontadas por diversos autores, ou seja, a integração não discrimina artefatos sendo o ruído integrado da mesma forma que o sinal e a retificação que antecede a integração distorce a informação, como foi verificado pela comparação dos espectros de frequências do sinal bruto e retificado (McLeod, 1973). Outras limitações apontadas (Cacioppo *et al.*, 1983) estão relacionadas com a insensibilidade que apresenta as bruscas alterações de amplitude dos potenciais de membrana e na pouca informação que fornece sobre a estrutura temporal das contrações.

Quando o objetivo é traduzir de forma mais pormenorizada a história da contração, a determinação do iEMG da totalidade da ação é, de fato, uma medida muito global e com reduzida informação descritiva dos componentes da curva. Para uma análise mais detalhada no tempo, utiliza-se por isso frequentemente a determinação das integrais de uma série de intervalos de tempo fixos em que o sinal foi dividido.

3.2.7 Valor r.m.s.

Outro parâmetro muito utilizado para determinar a intensidade do EMG é o valor r.m.s. O valor r.m.s. é um excelente indicador da magnitude do sinal e é frequentemente usado para estudar a fadiga muscular:

$$RMS = \left(\frac{1}{T} \int_{t_i}^{t_i+T} EMG(t)^2 .dt \right)^{1/2} \quad (3.2)$$

onde $EMG(t)$ representa o sinal eletromiográfico no instante t , t_i é o instante inicial e T é o período de amostragem.

3.3 PROCESSAMENTO DO EMG NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

O EMG apresenta as suas frequências distribuídas entre 1 e 1000Hz, com grande concentração entre os 20 e 250Hz no caso de atividade muscular grosseira. A distribuição de energia nas diferentes frequências (densidade espectral de energia) espelha a predominância dos componentes de baixa ou alta frequência do sinal e tem sido utilizada em investigações cinesiológicas.

O EMG de superfície pode ser considerado como uma sobreposição das séries de potenciais de unidades motoras de todas as unidades motoras ativas. O espectro de frequências do EMG contém informação sobre as características das diferentes fibras que contribuem para o sinal. A análise espectral pode fornecer informação sobre a duração média dos potenciais das fibras ativas, que por sua vez pode ser utilizada para determinar a velocidade média de condução das fibras musculares. Quanto maior a duração dos potenciais, mais largo é o espectro, dada a maior contribuição das frequências elevadas.

Encontram-se refletidas no espectro de frequências do EMG os processos de coordenação intramuscular. Mecanismos como a frequência de disparo das unidades motoras ativas, o número e tipo de unidades motoras recrutadas ou a sincronização de disparos das diferentes unidades motoras têm uma influência importante na distribuição das diferentes frequências do sinal.

O espectro do EMG varia em função do músculo estudado. Os músculos faciais como o frontal, o masseter e os pequenos músculos da mão apresentam frequências mais elevadas que os músculos do tronco e os músculos próximos dos membros. O comprimento do músculo influenciam o espectro de frequências, verificando-se o aumento dos componentes de baixa frequência quando o músculo está mais estirado.

As propriedades de filtragem e as características elétricas da superfície de detecção dos eletrodos bem como a distância que os separa influenciam também o espectro de frequência. O local onde são colocados os eletrodos no músculo e a distância destes em relação às fibras ativas são outro fator determinante. Os tecidos (tecidos conjuntivos, adiposos, etc) localizados entre as fibras ativas e os eletrodos na

pele, produzem um efeito de filtragem das componentes de maior frequência do sinal, que se traduz em uma redução do leque de frequências com o aumento desta distância. Este efeito é mais pronunciado quando o sinal é recolhido com eletrodos de superfície, dado que os eletrodos de profundidade se encontram mais próximos das fibras musculares. A fadiga e o conseqüente acúmulo de bioprodutos ácidos com alteração do pH intramuscular leva a uma diminuição dos componentes de alta frequência do EMG.

3.3.1 Transformada Rápida de Fourier (FFT)

A FFT (*Fast Fourier Transform* ou Transformada Rápida de Fourier) é um recurso matemático usado normalmente para simplificar a solução de um problema. A essência da Transformada de Fourier de uma função (forma de onda) é decompor ou separar a função em um somatório de senóides de diferentes frequências. Quando este somatório de senóides representar a função original então tem-se determinada a Transformada de Fourier. Uma representação típica da Transformada de Fourier é um diagrama que mostra a amplitude e a frequência de cada senóide do espectro (Figura 3.6).

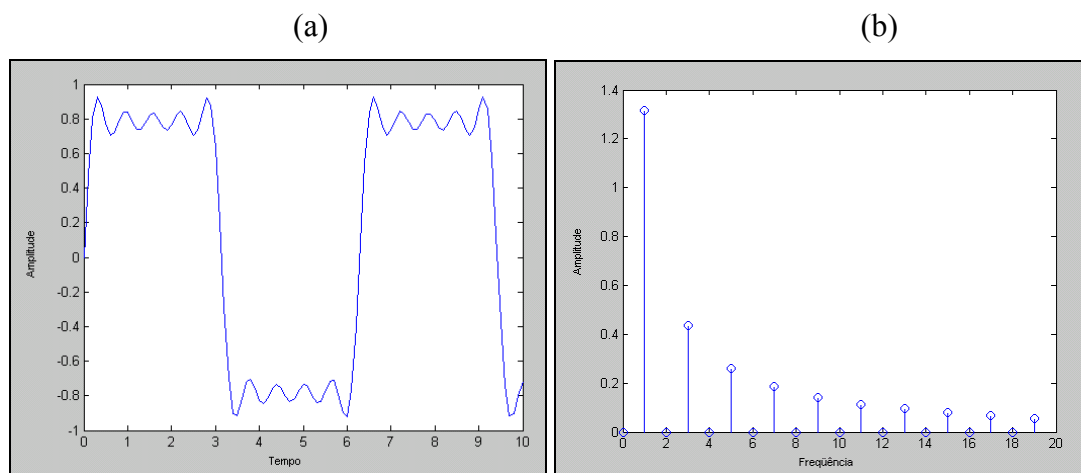


Figura 3.6 - (a) Somatório de senos e (b) respectiva representação em frequência usando a Transformada Rápida de Fourier pelo programa MatLab.

O algoritmo para gerar a Transformada Rápida de Fourier utilizado neste trabalho foi desenvolvido por Don Cross e disponibilizado na Internet em <http://groovit.disjunkt.com/analog/time-domain/fft.html>. Os algoritmos na linguagem Pascal e adaptados para a plataforma Delphi são os seguintes:

```
procedure FazFourier(RealIn:Tleit;NumSamples,C:Integer);
// as variáveis de entrada são:
// RealIn é um vetor com os valores amostrados
// NumSamples é a quantidade de valores e deve ser uma potência de 2
// C é um índice que indica o canal que foi lido
// variáveis de saída globais:
// ImagOut é um vetor de saída da parte imaginária da FFT
// RealOut é um vetor de saída da parte real da FFT

var
y:word;
MaxPower:Integer;
NumBits,I,J,N,K,BlockSize, BlockEnd:Integer;
x:Integer;
Delta_angle, Delta_ar : double;
Alpha, Beta : double;
Tr, Ti, Ar, Ai : double;
AngleNumerator:double;
begin

AngleNumerator:=2*PI;

MaxPower := Trunc(Log2(MAX_FLT));
NumBits := NumberOfBitsNeeded(NumSamples,MaxPower);

for I := 0 to NumSamples-1 do
begin
J := ReverseBits(I, NumBits);
RealOut[J,c] := RealIn[I,c];
ImagOut[J,c] := ImagIn[I,c];
end;

BlockEnd := 1;
BlockSize := 2;
while BlockSize <= NumSamples do
begin
Delta_angle := AngleNumerator / BlockSize;
Alpha := Sin(0.5 * Delta_angle);
Alpha := 2.0 * Alpha * Alpha;
Beta := Sin(Delta_angle);

I := 0;
```

```

while I < NumSamples do
begin
    Ar := 1.0;  (* cos(0) *)
    Ai := 0.0;  (* sin(0) *)

    J := I;
    for N := 0 to BlockEnd - 1 do
        begin
            K := J + BlockEnd;
            Tr := Ar * RealOut[K,c] - Ai * ImagOut[K,c];
            Ti := Ar * ImagOut[K,c] + Ai * RealOut[K,c];
            RealOut[K,c] := RealOut[J,c] - Tr;
            ImagOut[K,c] := ImagOut[J,c] - Ti;
            RealOut[J,c] := RealOut[J,c] + Tr;
            ImagOut[J,c] := ImagOut[J,c] + Ti;
            Delta_ar := Alpha * Ar + Beta * Ai;
            Ai := Ai - (Alpha * Ai - Beta * Ar);
            Ar := Ar - Delta_ar;
            Inc(J);
        end;

        I := I + BlockSize;
    end;

    BlockEnd := BlockSize;
    BlockSize := BlockSize shl 1;
end;

function NumberOfBitsNeeded(PowerOfTwo, MaxPower : Integer) :
Integer;
var
    I : Integer;
begin
    for I := 0 to MaxPower do
        begin
            if (PowerOfTwo and (1 shl I)) <> 0 then
                begin
                    NumberOfBitsNeeded := I;
                    Exit;
                end;
            end;
        end;
    end;

function ReverseBits(Index, NumBits : Integer) : Integer;
var
    I, Rev : Integer;
begin

```

```

    Rev := 0;
    for I := 0 to NumBits - 1 do
        begin
            Rev := (Rev shl 1) or (Index and 1);
            Index := Index shr 1;
        end;
    ReverseBits := Rev;
end;

```

O algoritmo da FFT retorna dois valores, um representando a parte imaginária e outro a parte real do resultado, então, para o desenho do espectro de frequência, o módulo deve ser extraído pela seguinte equação:

$$Modulo = \sqrt{ImagOut^2 + RealOut^2} \quad (3.3)$$

onde *ImagOut* é a parte imaginária e *RealOut* é a parte real do resultado da FFT.

O seguinte algoritmo foi utilizado para extrair o módulo da FFT:

```

function PowerX(RealOut,ImagOut:Tleit;NumSamples,C:Integer):Tleit;
var
    x:Integer;
    y:Tleit;
    d,r,i:double;
begin
    for x:=0 to NumSamples-1 do
        begin
            r:=RealOut[x,C];
            i:=ImagOut[x,C];
            d:=sqrt(r*r+i*i);
            y[x,C]:=d;
        end;
    result:=y;
end;

```

Os vetores de retorno *RealOut* e *ImagOut* têm o mesmo tamanho do vetor dos dados de origem, mas o espectro completo deve ser extraído apenas da metade do vetor, a outra metade torna-se um “espelho” dos resultados, devido as características da FFT, como mostrado na Figura 3.7.

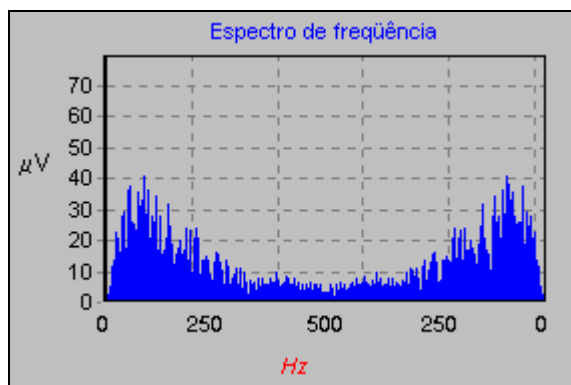


Figura 3.7 – Espectro de frequência gerado por FFT a partir de valores discretos com taxa de amostragem de 1kHz.

Para encontrar o índice do vetor de resultados da FFT equivalente a uma determinada frequência a seguinte equação deve ser usada:

$$Indice = \frac{freq}{Amostragem} . N \quad (3.4)$$

onde *freq* é a frequência desejada em Hz, *Amostragem* é a taxa de amostragem em Hz e *N* é quantidade de amostras do sinal original.

A frequência desejada deve ser, então, igual ou menor que a metade da frequência de amostragem:

$$freq \leq \frac{Amostragem}{2} \quad (3.5)$$

Para validar o algoritmo FFT do trabalho, foi utilizado a função *fft()* do programa VeePro da Agilent. Um mesmo arquivo com sinais eletromiográficos foi carregado em ambos os programas. Os resultados foram bastante satisfatórios como podem ser observados pela Figura 3.8 e Figura 3.9, pois apresentam praticamente a mesma forma gráfica. O gráfico gerado pelo programa deste trabalho foi configurado para apresentar-se em forma de linhas, pois é a forma que o programa VeePro da Agilent apresenta.

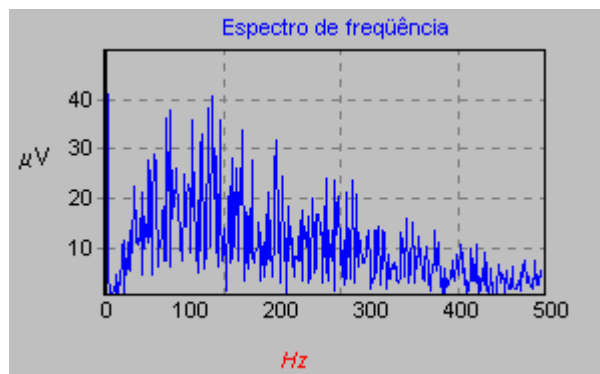


Figura 3.8 – Espectro de frequência gerado pelo programa desenvolvido neste trabalho.

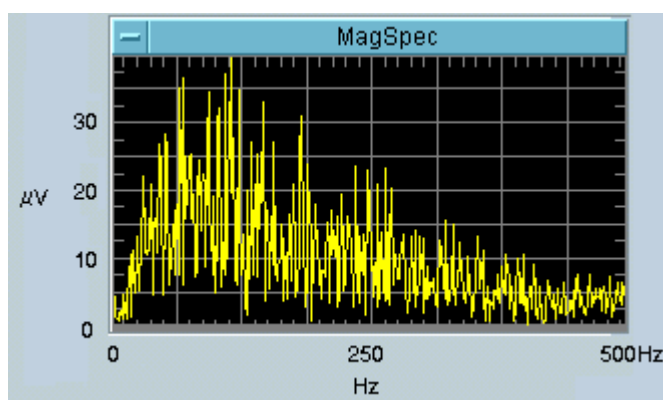


Figura 3.9 – Espectro de frequência gerado pela função $fft()$ do programa VeePro.

3.3.2 Frequência mediana

Define-se a frequência mediana como o valor da frequência que divide o espectro em duas regiões contendo a mesma energia. A frequência mediana é o parâmetro mais adequado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada, conforme apresentado na Figura 3.10.

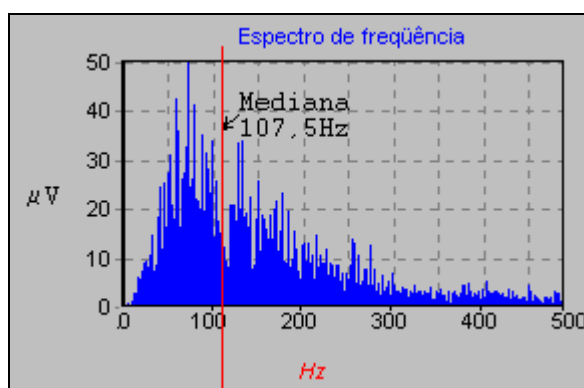


Figura 3.10 – Mediana de um espectro de frequência.

3.3.3 Moda da frequência

Define-se como a frequência em que o espectro de frequência atinge o seu valor mais alto, conforme ilustrado Figura 3.11.

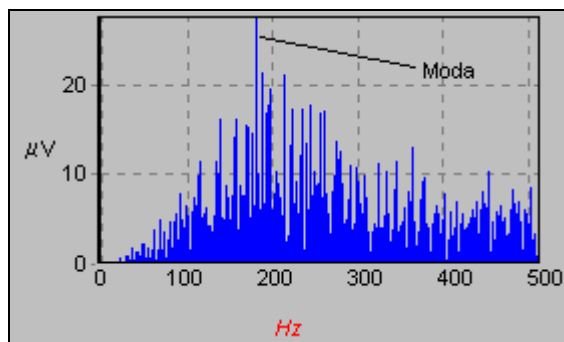


Figura 3.11 – Moda de um espectro de frequência.

3.3.4 Filtragem analógica *versus* digital

A filtragem de sinais pode ser realizada por meio de processamento analógico ou digital.

Em relação aos elementos que compõem um filtro analógico, estes podem ser passivos ou ativos. Filtros passivos são utilizados desde os primórdios da tecnologia de filtros e são compostos basicamente por resistores, capacitores e indutores. Com o surgimento dos amplificadores operacionais tornam-se possível a implementação de filtros ativos. Estes filtros têm a vantagem de não necessitarem de indutores (visto que temos poucos valores de indutores disponíveis no mercado), e graças à propriedade de isolamento dos amplificadores operacionais, é possível obter filtros de ordem elevada com vários estágios em cascata.

Atualmente a tendência é realizar a maioria do processamento de forma digital, pois com esta técnica as modificações podem ser feitas em *software*, além de ser possível trabalhar com o sinal de forma não linear e também executar funções iguais ou similares aos processos analógicos. A grande diferença entre estas técnicas é que analogicamente o sinal é processado de forma contínua e digitalmente o sinal é amostrado, ou seja, a informação do sinal é obtida em intervalos de tempos iguais,

sendo este intervalo chamado de período de amostragem. Apenas para quantificar, o período de amostragem pode chegar à escala de nanossegundos. Para que o sinal seja amostrado de forma adequada, por um conversor analógico-digital (ADC), deve ter amplitude suficiente e frequência máxima de duas vezes a frequência de amostragem (Teorema de Nyquist). Portanto na maioria dos casos em que é utilizado o processamento digital é necessário um pré-processamento analógico, de forma a condicionar o sinal aos valores adequados na entrada do conversor A/D.

3.3.5 Filtragem digital do espectro

A técnica digital de filtragem consiste em submeter o sinal original a um filtro que suprima as oscilações de frequência acima e abaixo de determinados valores. A escolha desses valores varia com fatores relacionados com os objetivos do estudo, a tarefa estudada ou as condições metodológicas.

Na eletromiografia os filtros podem ser usados para eliminar componentes de frequência que não pertencem ao sinal, ou ainda, componentes que não são relevantes para determinada análise. Normalmente, para EMG de superfície, utiliza-se filtros de baixas frequências entre 300-500Hz e de altas frequências entre os 10-15Hz.

3.3.5.1 Filtro fase-zero

O filtro fase-zero é um caso especial de um filtro de fase linear, no qual a defasagem é zero, geralmente, em toda a banda de passagem. Como não há defasagem, a resposta deste filtro é sempre real. Ele pode ser implementado via *software* e uma de suas características é a de reduzir flutuações do sinal (Figura 3.13). Abaixo uma equação publicada por Chauvet *et al.*, 2003, para este filtro com frequência de passagem ajustada para sinais eletromiográficos (Figura 3.12).

$$y(n) = -\frac{1}{32}[(x_{n+3} - x_{n-3}) + 4(x_{n+2} - x_{n-2}) + 5(x_{n+1} - x_{n-1})] \quad (3.6)$$

onde x representa o valor do sinal eletromiográfico no instante dado por seu índice ($n-3, n-2, n-1, n+1, n+2, n+3$); n representa o instante atual (tempo discreto); $y(n)$ é a resposta filtrada no instante n .

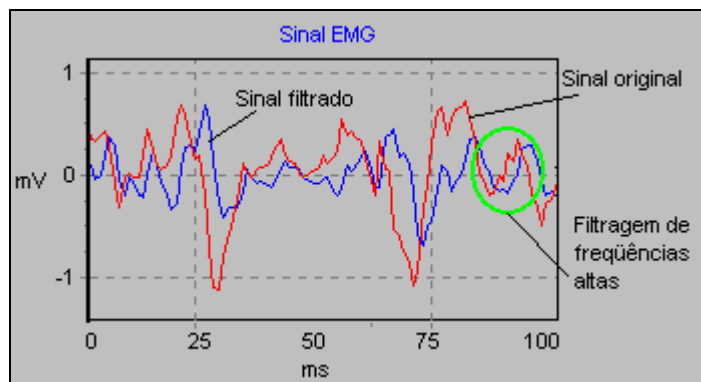


Figura 3.12 – Sinal original e sinal após passar pelo filtro fase-zero, ressaltando a filtragem de altas frequências (ruído e outras interferências).

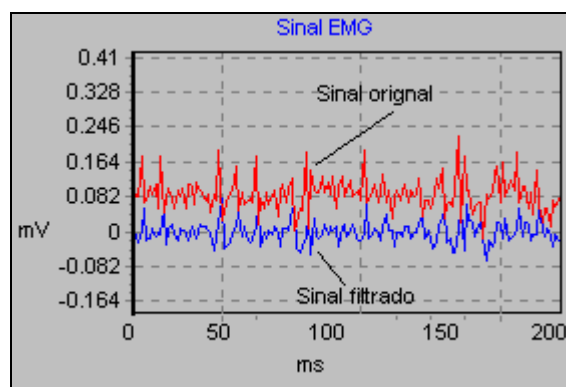


Figura 3.13 - Sinal original e sinal após passar pelo filtro fase-zero, ressaltando a retirada do nível DC.

4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

O sistema proposto é mostrado na Figura 4.1, onde eletrodos na configuração bipolar são conectados ao braço de uma pessoa sobre músculos responsáveis pelo movimento da mão. Esses eletrodos recolhem os sinais eletromiográficos que são amplificados e filtrados por um eletromiógrafo. Em seguida, um conversor AD codifica o sinal e o envia à porta paralela de um computador. A informação é, então, armazenada durante um intervalo pré-determinado e filtrada digitalmente. Posteriormente, alguns parâmetros no tempo e em frequência são obtidos deste sinal, para serem, na sequência, analisados para gerar os movimentos de fechamento e abertura da mão. Adicionalmente, eletrogoniômetro e acelerômetro posicionados sobre o braço geram sinais que permitem um posicionamento espacial do braço. Os sinais destes sensores são convertidos em digital e enviados ao computador que faz análises e define as posições vertical e horizontal do braço e a rotação do punho, essa última posição é repetida na mão robótica desenvolvida. Por fim, todos os movimentos disponíveis gerados pelas análises tanto do eletrogoniômetro quanto do acelerômetro e do eletromiógrafo são mostrados graficamente na tela do computador, desenhados usando a tecnologia *OpenGL*.

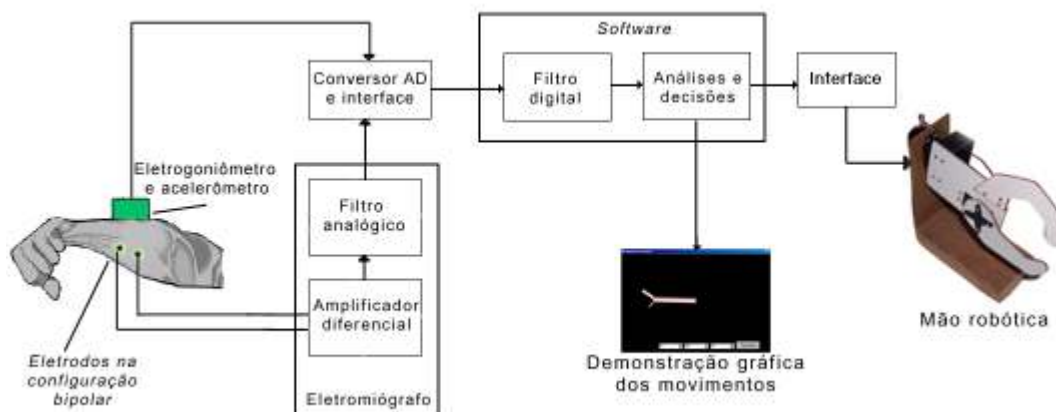


Figura 4.1 – Diagrama em blocos do sistema proposto.

4.1 ELETROMIÓGRAFO

O eletromiógrafo é um equipamento capaz de medir e condicionar os EMGs através dos eletrodos, para torná-los compatíveis com a interface desejada, aplicando os ganhos e filtros apropriados. O tipo de leitura escolhido foi o diferencial, isto é, dois eletrodos são colocados sobre a pele, de forma que o EMG torna-se a diferença entre os dois sinais. Um terceiro eletrodo chamado de “terra” ou “referência” também é utilizado e conectado à referência da alimentação do próprio eletromiógrafo. Para a aplicação deste projeto, os sinais de eletromiografia típica apresentam as seguintes características:

- Níveis de Tensão de 0,1 à 5mV,
- Faixa de frequência de 20 à 800Hz.

Além disso, a entrada do eletromiógrafo deve possuir uma alta impedância, devido a alta impedância da pele humana. Cabe observar que o eletromiográfico utilizado neste projeto foi adaptado utilizando-se projeto já existente no laboratório do curso de Engenharia Elétrica, desenvolvido anteriormente nas disciplinas de Sistemas Digitais II e Instrumentação.

4.1.1 Amplificador de instrumentação

Um amplificador de instrumentação diferencial é um amplificador que apresenta em sua saída a diferença de dois sinais de entrada: sinal (+) e sinal (-). As suas características são as seguintes:

- Alta impedância de entrada;
- Resistência de saída menor que a dos AMPOP's comuns;
- CMRR acima de 100dB;
- Ganho de tensão em malha aberta muito superior aos dos AMPOP's comuns;
- Tensão de *offset* de entrada muito baixa;
- *Drift* extremamente baixo.

Na Figura 4.2 é mostrado o diagrama esquemático de um amplificador de instrumentação típico.

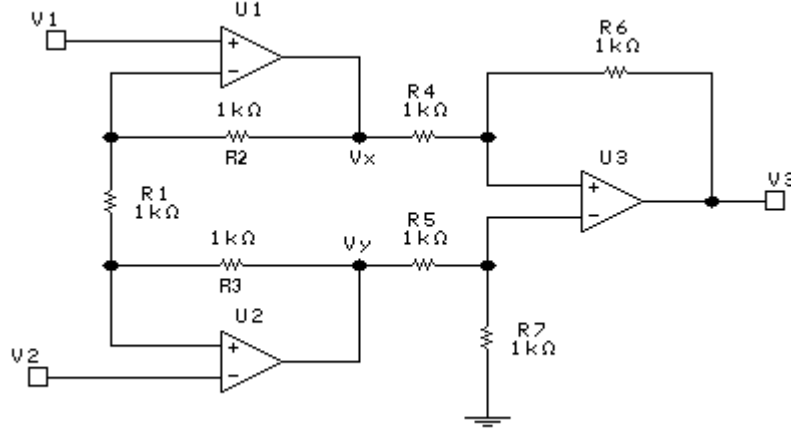


Figura 4.2 - Diagrama esquemático de um amplificador de instrumentação.

A diferença de dois sinais na entrada, no caso V_1 e V_2 , resultam a tensão de saída, V_3 . Considerando $R_2 = R_3$, têm-se nas saídas dos amplificadores U_1 e U_2 , V_X e V_Y , respectivamente:

$$V_X = V_1 \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) - V_2 \cdot \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \quad (4.1)$$

$$V_Y = V_2 \cdot \left(1 + \frac{R_3}{R_1}\right) - V_1 \cdot \left(\frac{R_3}{R_1}\right) \quad (4.2)$$

onde V_X é a saída do amplificador U_1 , V_Y é a saída do amplificador U_2 , V_1 e V_2 são as entradas diferenciais e R_1 , R_2 e R_3 são os resistores da configuração do circuito apresentado na Figura 4.2.

Fazendo $R_4 = R_5 = R_6 = R_7$ e igualando R_2 e R_3 , como o circuito em U_3 é um amplificador diferencial, na saída deste em V_3 obtém-se a diferença entre V_X e V_Y , conforme pode ser observado pela equação:

$$V_3 = \left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right) (V_2 - V_1) \quad (4.3)$$

onde V_3 é a saída do amplificador U3, V_1 e V_2 são as entradas diferenciais e R_1 e R_2 são os resistores da configuração do circuito apresentado na Figura 4.2. O ganho do circuito é determinado pelo valor de R_1 .

O circuito integrado utilizado como amplificador de instrumentação é o AD620 da *Analog Devices*, já que suas especificações atendem as características desejadas:

- Ganho ajustado por apenas um resistor externo;
- Larga faixa de alimentação: $\pm 2,3\text{V}$ a $\pm 18\text{V}$;
- Substitui os 3 AMPOP's do circuito modelo (Equação (4.1)) de forma mais eficiente;
- Elevada precisão;
- Baixo consumo e baixa corrente de polarização.

Este amplificador de instrumentação necessita um único resistor externo para o ajuste do ganho que pode variar entre 1 à 10000 aproximadamente. Desta forma o ganho proporcionado por este componente pode ser calculado pela equação mostrada a seguir (determinado pelo fabricante do amplificador):

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1} \quad (4.4)$$

onde G é o ganho do amplificador; R_G é o resistor que determina este ganho.

4.1.1.1 Cálculo do Amplificador de Instrumentação

Considerando que a amplitude máxima do sinal, após amplificado, deve ser de 5V, devido a configuração de entrada do conversor analógico-digital utilizado (características apresentadas no item 4.4.1), e como, neste caso, o EMG apresenta uma amplitude não maior que 5mV, pode-se definir o ganho do amplificador da seguinte forma:

$$G = \frac{V_{in_{max}}}{V_{EMG_{max}}} = \frac{5V}{5mV} = 1000 \quad (4.5)$$

onde $V_{in_{max}}$ é a tensão máxima esperada na saída do eletromiógrafo e $V_{EMG_{max}}$ é o potencial máximo do sinal eletromiográfico. Portanto:

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{1000 - 1} = 48,401\Omega$$

Comercialmente encontra-se resistor igual a $47,7\Omega$, recalculando com o novo resistor o ganho aproximado é de 1036,6.

4.1.2 Filtro analógico

O propósito de qualquer filtro é separar elementos diferentes. A filtragem de sinais elétricos está relacionada com a passagem do sinal em bandas de frequências específicas e rejeição dos sinais situados fora destas bandas. Portanto para realizar a filtragem de um sinal de forma adequada é importante conhecer as características dos sinais que se deseja obter e rejeitar (Ortolan, 2002).

4.1.2.1 Filtro ativo passa-baixa de segunda ordem

O filtro ativo passa-baixa de segunda ordem tem como função permitir que apenas baixas frequências passem, atenuando sinais que possuam frequências acima da frequência de corte. O filtro utilizado é um filtro ativo Butterworth de segunda ordem. Este tipo de filtro possui ganho unitário utilizando a configuração seguidor de tensão, pois no caso apresentado, somente é necessária a atenuação dos sinais com frequências acima da frequência de corte. Na Figura 4.3 é mostrada a estrutura deste tipo de filtro.

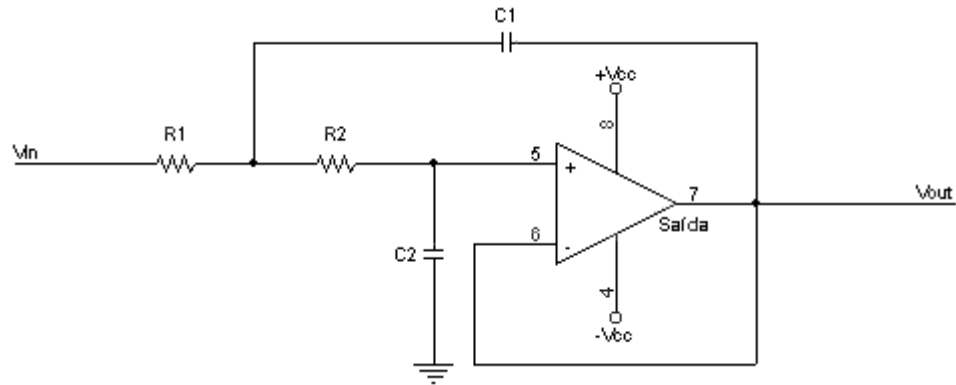


Figura 4.3 - Circuito de um filtro passa-baixa de segunda ordem tipo Butterworth.

Para o cálculo dos componentes deste filtro, foram utilizadas as seguintes equações:

$$R_1 = \frac{2}{\left[aC_2 + \sqrt{[a^2 + 4b(K-1)]C_2^2 - 4bC_1C_2} \right] \omega_c} \quad (4.6)$$

$$R_2 = \frac{1}{bC_1C_2\omega_c^2} \quad (4.7)$$

onde ω_c é valor da frequência de corte em rad/s; os parâmetros a e b são retirados de tabelas apropriadas, que definem o tipo de função-resposta ou aproximação desejada; C_1 e C_2 são os capacitores e R_1 e R_2 são os resistores mostrados na Figura 4.3.

4.1.2.2 Filtro ativo passa-alta de segunda ordem

O filtro ativo passa-alta de segunda ordem tem como função permitir que apenas as frequências acima da frequência de corte passem, atenuando os sinais que possuam frequências abaixo da frequência de corte. Novamente utilizou-se um filtro ativo de segunda ordem Butterworth. O ganho deste circuito é unitário, visto que necessitamos somente o “corte” dos sinais de menor frequência. A Figura 4.4 mostra a estrutura deste tipo de filtro.

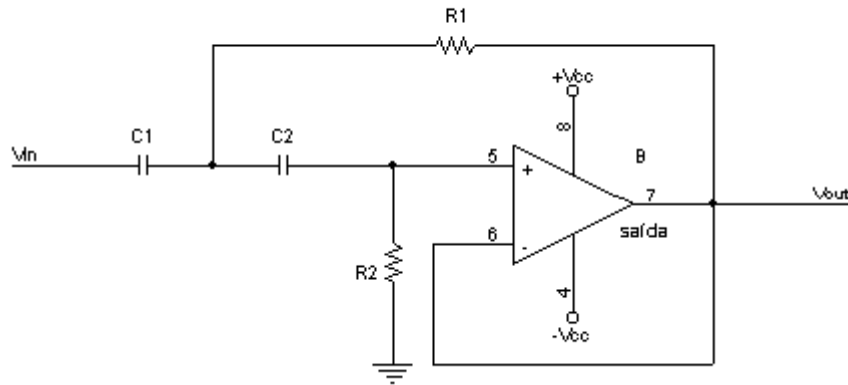


Figura 4.4 - Circuito de um filtro passa-alta de segunda ordem tipo Butterworth.

Para o cálculo dos componentes deste filtro, utiliza-se as seguintes equações:

$$R_2 = \frac{2}{\left[aC_2 + \sqrt{[a^2 + 4b(K-1)]C_2^2 - 4bC_1C_2} \right] \omega_c} \quad (4.8)$$

$$R_1 = \frac{1}{bC_1C_2\omega_c^2} \quad (4.9)$$

onde ω_c é valor da frequência de corte em rad/s; os parâmetros a e b são retirados de tabelas apropriadas, que definem o tipo de função-resposta ou aproximação desejada; C_1 e C_2 são os capacitores e R_1 e R_2 são os resistores mostrados na Figura 4.4.

4.1.2.3 Cálculos dos filtros ativos

Tendo em vista as características do EMG, o projeto de um filtro passa-faixa com frequências limites entre 20 e 800Hz foi elaborado. Para isso, calculou-se dois filtros passa-baixa com frequência de corte igual a 800Hz ligados em cascata com outros dois filtros passa-alta com frequência de corte em 20Hz. No total, quatro filtros de segunda ordem são ligados em cascata, resultando em um filtro passa faixa de 16ª ordem.

Para o cálculo do filtro ativo passa-alta inicialmente definiu-se os valores dos capacitores (10nF), então calculou-se os resistores, utilizando-se a Equação (4.6) e a

Equação (4.7). Para o cálculo do filtro ativo passa-baixa definiram-se os valores dos resistores ($10\text{k}\Omega$ e $8.2\text{k}\Omega$) para então calcular os capacitores, utilizando-se a Equação (4.8) e Equação (4.9). O filtro ativo passa-faixa desenvolvido, com os valores de todos os componentes utilizados, é apresentado no ANEXO 1 o amplificador operacional usado foi o OPA4227 da *Texas Instruments* que possui baixa distorção.

4.1.3 Alimentação do eletromiógrafo

A alimentação do circuito do filtro e do amplificador é através de baterias de 12V ligadas em série (Figura 4.5), que alimentam dois reguladores de tensão, um LM7805, +5V e um LM7905, -5V (Figura 4.6). Optou-se por utilizar baterias para alimentação do circuito porque o ruído é menor em relação a um circuito composto por transformador e retificador, pois o ruído de 60Hz da rede elétrica poderia interferir nas medidas, visto que esta frequência é também uma importante componente do EMG, além da proteção oferecida, pois evita que a pessoa usando o eletromiógrafo esteja em contato com a rede elétrica, evitando desta forma o uso de amplificadores isoladores, por exemplo, a família ISO128 da *Texas Instruments* de custo razoável.

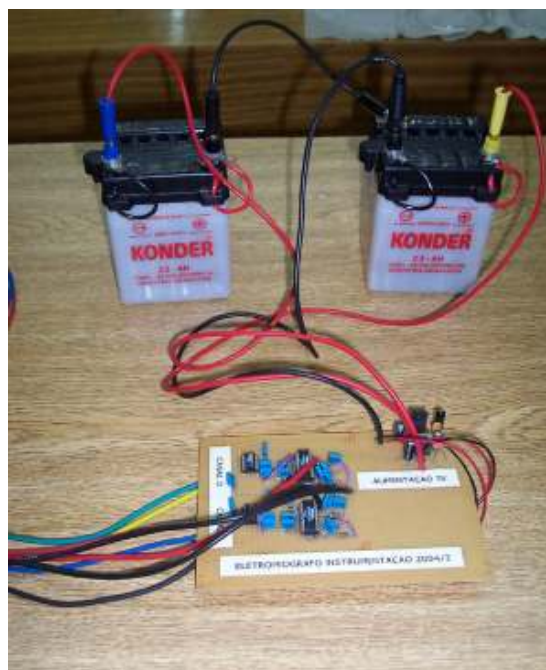


Figura 4.5 – Ligação das baterias e do eletromiógrafo.

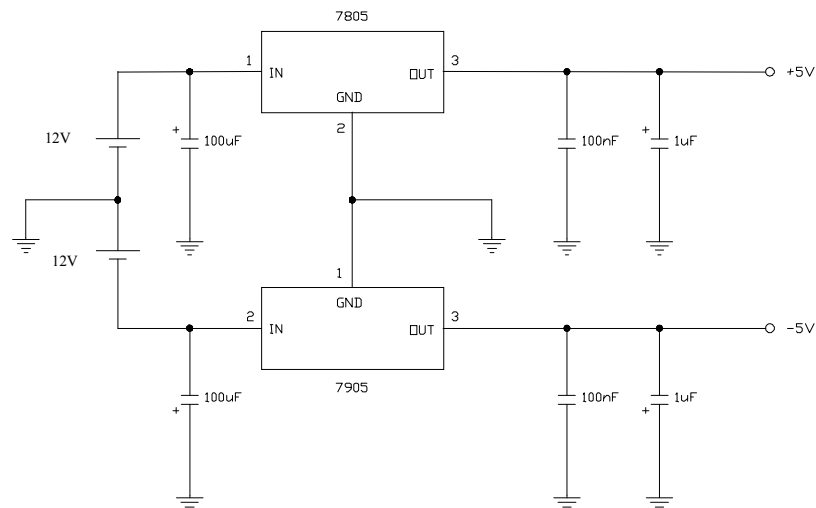


Figura 4.6 - Circuito de alimentação do eletromiógrafo por baterias para evitar ruídos.

4.1.4 Análise da eficiência do eletromiógrafo

Para a análise da eficiência de todas as etapas do eletromiógrafo, foi injetado em uma de suas entradas uma onda senoidal com frequências entre 0 e 1800Hz com amplitude de 3,5mV. Como o amplificador possui entrada diferencial, uma das entradas foi conectada à referência do circuito. A Figura 4.7 mostra a saída para uma entrada senoidal de 3,5mV e frequência de 269Hz.

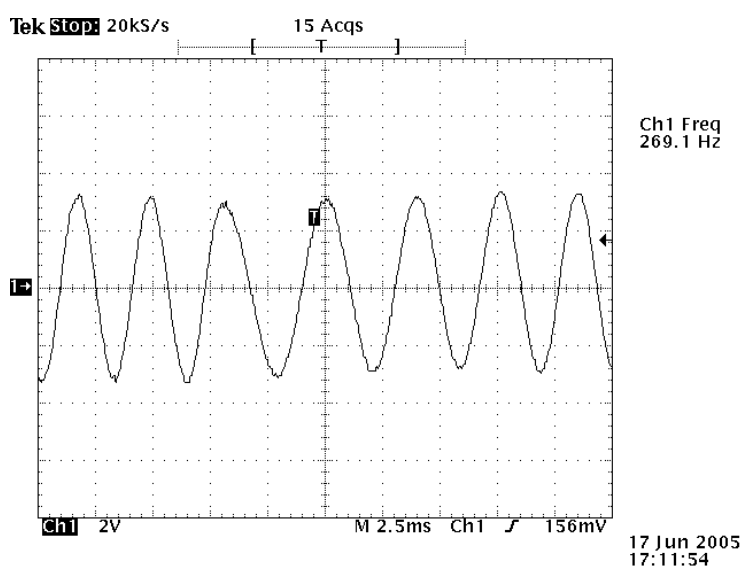


Figura 4.7 – Saída do eletromiógrafo para uma entrada senoidal de 3,5mV.

O eletromiógrafo apresentou ganho aproximadamente igual a 1000, como o esperado, entre as faixas de 20 e 800Hz, porém apresentou um nível DC positivo sobre o sinal, como pode ser observado na figura Figura 4.8, quando o sinal já se encontra bastante atenuado em uma frequência duas vezes acima da frequência de corte do filtro passa-baixa. Este nível DC é retirado posteriormente no filtro digital e, como a amplitude do sinal eletromiográfico do presente trabalho não é maior que 2mV, não ocorre saturação, pois o eletromiógrafo foi projetado para sinais de até 5mV.

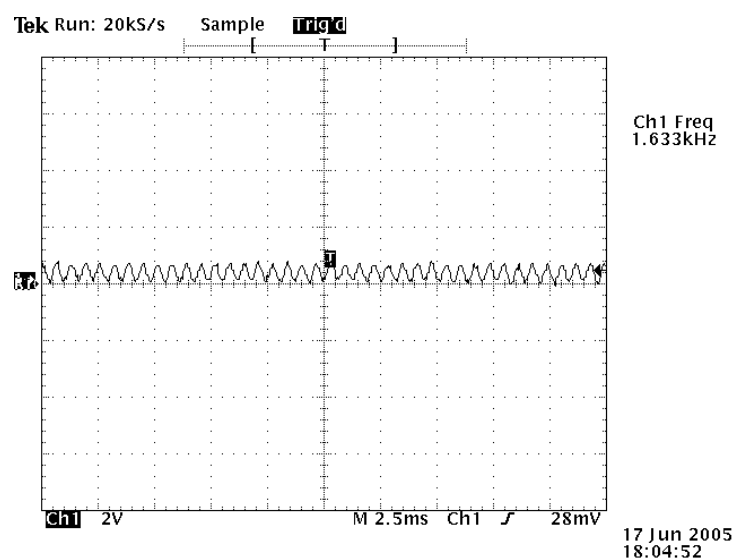


Figura 4.8 – Saída do eletromiógrafo para uma frequência de 1,633kHz, o sinal é bastante atenuado.

4.2 ACELERÔMETRO/INCLINÔMETRO

Os acelerômetros são sensores de movimentos, sensíveis à variação na aceleração do corpo em um, dois ou nos três eixos e, por isso, capazes de medir direta e objetivamente a frequência, intensidade e duração dos movimentos referentes à atividade física realizada.

Outra característica dos acelerômetros é que, ao serem inclinados, suas saídas adquirem um nível proporcional ao ângulo de inclinação, funcionando, assim, como um inclinômetro, como mostrado no esquema da Figura 4.9. Se um acelerômetro bi-axial é utilizado, duas inclinações podem ser medidas. No caso de um braço humano,

a rotação do punho e a posição vertical do braço podem ser quantificadas, por exemplo, como mostrado no gráfico da Figura 4.10.

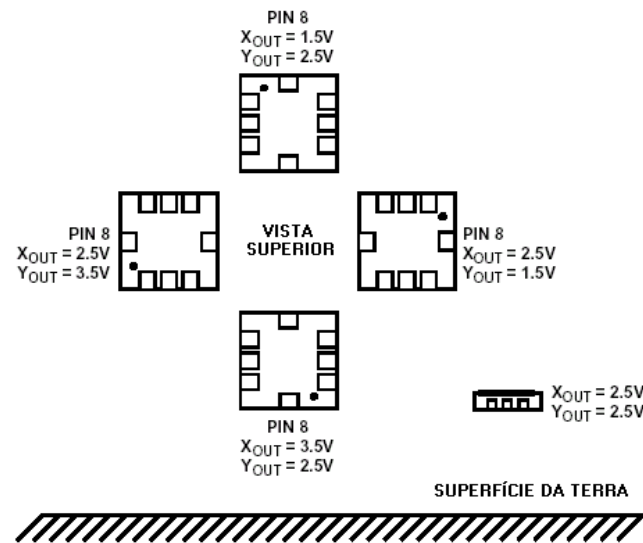


Figura 4.9 – Níveis apresentados pelo acelerômetro ao ser inclinado.

Fonte: *Analog Devices. Datasheet* do acelerômetro ADXL203.

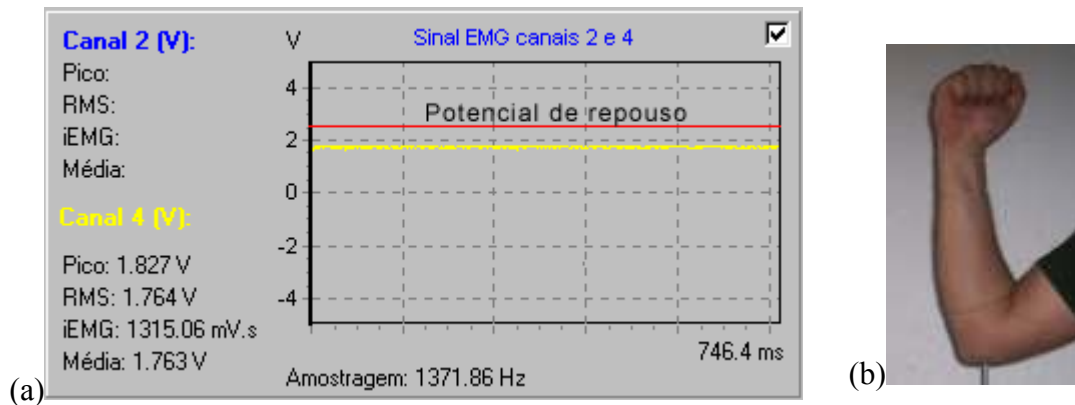


Figura 4.10 – a) Gráfico de um acelerômetro ao ser movimentado, potencial permanece constante após inclinação; b) posição do braço com sensor posicionado na parte de cima do mesmo.

Neste projeto é utilizado o acelerômetro/inclinômetro bi-axial ADXL203 da *Analog Devices*. É um CI de baixo consumo ($700\mu A$), alta precisão (inclinação mínima de $0,06^\circ$) e suporta choque mecânico de até $3500g$.

4.3 ELETROGONIÔMETRO

Eletrogoniômetro ou giroscópio é um sensor que fornece um nível de tensão proporcional à velocidade de giro do eixo normal à superfície do encapsulamento do CI, como mostrado na Figura 4.11.

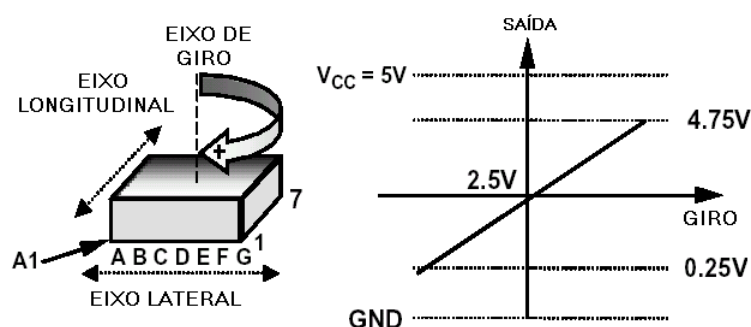


Figura 4.11 – Funcionamento de um eletrogoniômetro.

Fonte: *Analog Devices. Datasheet* do eletrogoniômetro ADXRS300.

Se este componente for colocado sobre um braço humano, é possível que se conheça, de forma simplista, se o movimento está sendo feito para a esquerda (Figura 4.12) ou direita, considerando a superfície da Terra como referência para o movimento do braço. O eletrogoniômetro utilizado neste projeto é o ADXRS300 da *Analog Devices* já inserido em seu próprio *kit* de avaliação, ADXRS300EB, confeccionado pelo próprio fabricante.

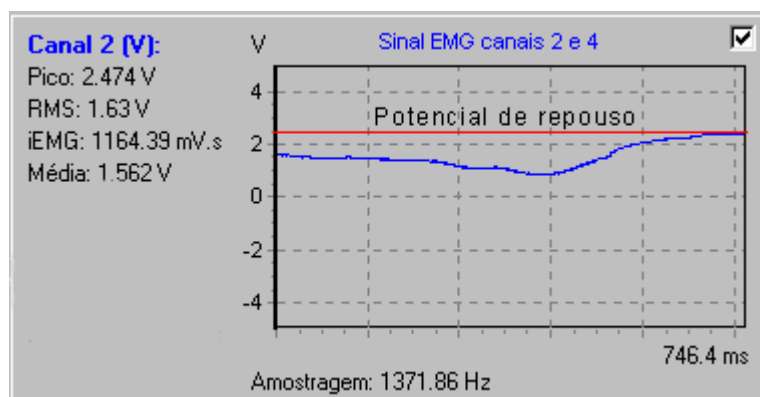


Figura 4.12 – Sinal do eletrogoniômetro ADXRS300 sendo movimentado para a esquerda.

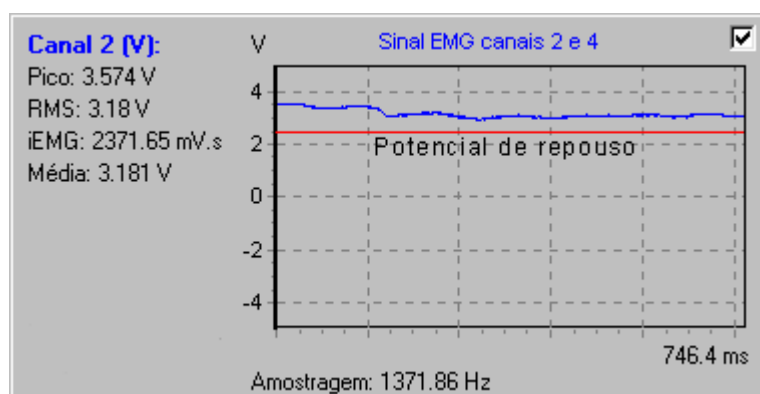


Figura 4.13 – Sinal do eletrogoniômetro ADXRS300 sendo movimentado para direita.

4.4 CONDICIONADOR DE SINAL

4.4.1 Conversor analógico-digital

O eletromiógrafo utilizado apresenta em seus terminais de saída níveis de tensão entre -5 e $+5$ V e a taxa de frequência do sinal eletromiográfico varia entre 20 e 800 Hz, sendo que, pelo Teorema de Nyquist, a quantidade de amostras por unidade de tempo de um sinal, chamada taxa ou frequência de amostragem, deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado, para que possa ser reproduzido integralmente sem *aliasing*, assim, a taxa de leitura do conversor analógico-digital (ADC) deve ser no mínimo ou igual a 1,6 kHz. Com base nestes parâmetros o conversor escolhido foi o ADS7800, fabricado pela *Texas Instruments*. Possui entrada bipolar ± 5 V ou ± 10 V, taxa de leitura mínima igual a 333 kHz, resolução de 12 bits e *sample/hold* interno. A Figura 4.14 mostra o esquema elétrico do conversor utilizado neste projeto com os respectivos componentes externos recomendados pelo fabricante.

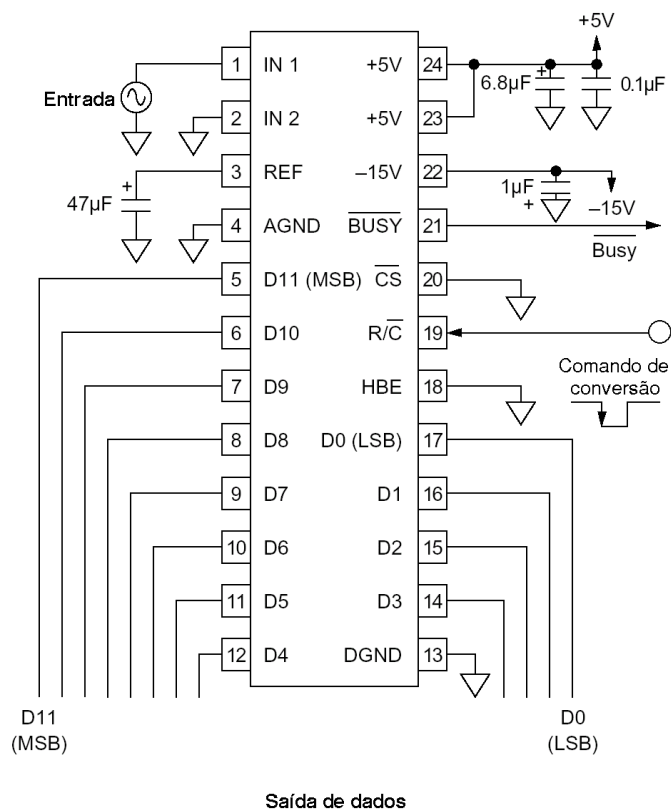


Figura 4.14 – Esquema elétrico do ADC ADS7800 da *Texas Instruments*.

Fonte: Texas Instruments. Datasheet do ADS7800.

4.4.2 Aquisição de sinal pelo computador

As informações convertidas em binário pelos conversores ADS7800 são enviados aos CIs denominados *Programable Input/Output* (PIO 8255). Estas PIOs possuem três portas de 8 bits bidirecionais e configuráveis (PA, PB e PC), além disso, a porta C pode ser dividida em duas, PCL e PCH e programadas separadamente. Cada conversor AD necessita 12 bits de dados e mais 2 de controle. Por isso, para este projeto, foram utilizadas quatro PIOs 8255 para contemplar os quatro conversores AD necessários. Por fim, as PIOs enviam os dados para o computador através da porta paralela que pode transmitir e receber dados de 8 bits a uma velocidade de até 256kHz, no modo EPP (*Enhanced Parallel Port*). O diagrama em blocos do sistema de aquisição pode ser observado no ANEXO 2 e o esquema elétrico completo é mostrado no ANEXO 3.

Uma importante característica do sistema de aquisição desenvolvido é que todos os conversores AD recebem o sinal de início de conversão exatamente ao mesmo tempo e, como os conversores sempre habilitados (pino 20, Figura 4.14) , a conversão ocorre simultaneamente. Isto possibilita que se tenha uma sincronização entre todas as entradas.

4.5 PLATAFORMA DE PROGRAMAÇÃO

A plataforma de programação *Borland Delphi 3.0* foi a escolhida para a elaboração do *software* de controle e análise de todo o sistema, pois possui várias características atrativas e facilitadoras para o trabalho em questão. Além disso, a experiência e o uso nos últimos anos desta plataforma foram fatores determinantes para sua escolha. Esta plataforma usa linguagem orientada a objetos e é baseada em *Pascal*. Também possui acesso a banco de dados *Paradox*, o qual foi utilizado.

4.6 DESCRIÇÃO DO SOFTWARE

O programa desenvolvido é capaz de ler e analisar em tempo real até quatro canais de sinais bipolares entre $-5V$ e $+5V$. A velocidade de amostragem pode ser configurada até 8kHz, se somente uma porta estiver sendo usado. Para o uso de mais portas de entrada esta taxa de leitura é, então, compartilhada. Sendo assim, pelo Teorema de Nyquist, o programa é capaz de ler sinais que possuem frequências de até 4kHz. A tela principal do programa é mostrada na Figura 4.15 e os componentes principais estão numerados para serem posteriormente explicados.

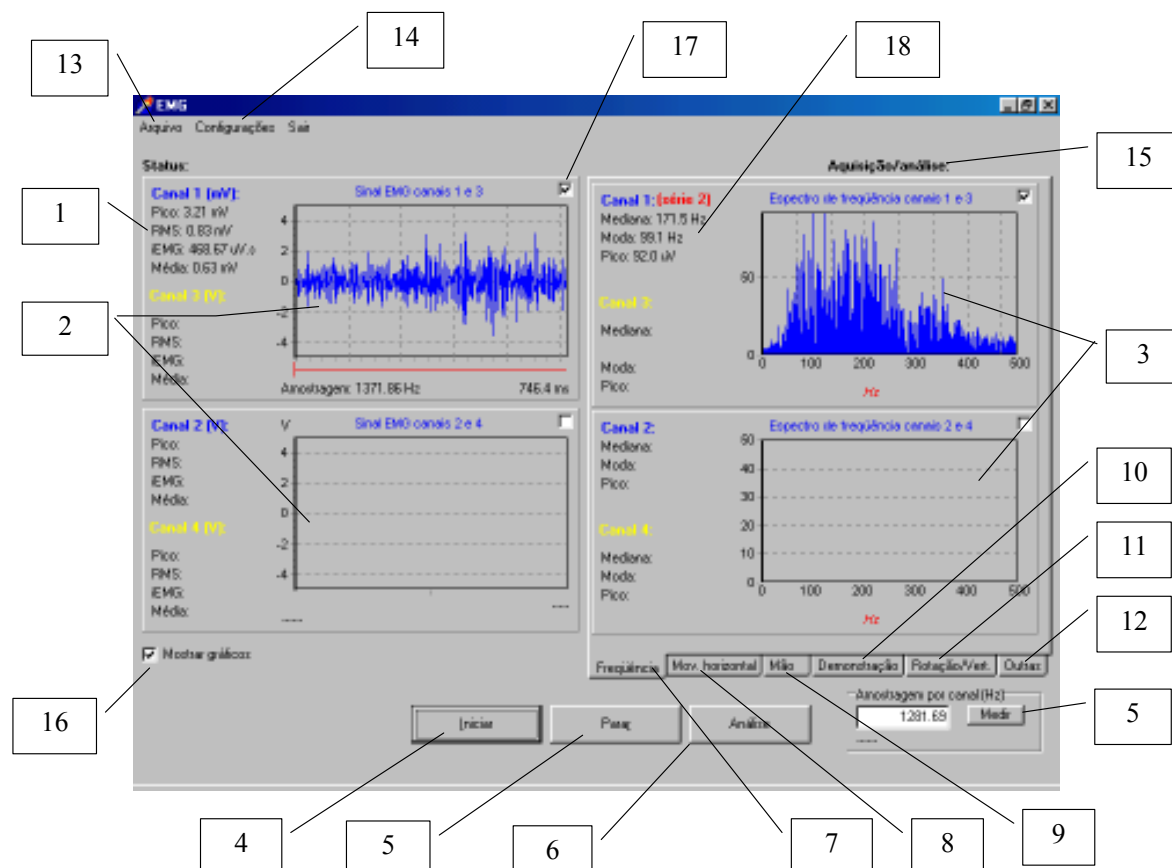


Figura 4.15 – Tela principal do programa desenvolvido.

1 – Mostra a análise numérica dos valores do sinal EMG: valor de pico, r.m.s., integração do sinal (iEMG) e a média do sinal retificado em onda completa.

2 – Gráficos de tempo do sinal EMG, cada janela mostra um ou dois canais.

3 – Gráficos em frequência do sinal EMG referente ao sinal no tempo após passar pela FFT, mostra frequências entre 0 e 500Hz.

4 – Botão que inicia o processo de leitura dos sinais que estiverem presentes nas entradas dos conversores AD do circuito de aquisição.

5 – Mede a taxa de leitura de cada porta.

6 – Botão que inicia a análise dos sinais EMG para caracterização dos movimentos de fechar e abrir a mão.

7 – Aba que seleciona os gráficos em frequência.

8- Aba que mostra e configura parâmetros do movimento horizontal do braço usando o eletrogoniômetro conectado ao canal 2.

9 – Aba que mostra e configura parâmetros relacionados ao movimento de fechar e abrir a mão usando o eletromiógrafo conectado ao canal 1.

10 – Aba responsável pela opções de demonstração, a qual lê e carrega arquivos previamente gravados, em intervalos pré-definidos. Esta aba também mostra os movimentos do braço, desenhados em 3D usando comandos *OpenGL*.

11 – Aba responsável pela configuração dos parâmetros dos movimentos de rotação e vertical do braço, através do acelerômetro/inclinômetro conectado aos canais 3 e 4.

12 – Configura ou habilitada as seguintes funções: configura uma segunda opção de plotagem do canal 1, permite criar arquivos de *LOG* dos sinais lidos, permite habilitar ou desabilitar os cálculos em tempo e em frequência, permite gerar uma senoíde por *software* no canal 1, permite inserir um atraso entre cada leitura.

13 – *Menu* “Arquivo” que permite abrir arquivos salvos (opção “Abrir”) e abrir a tela de dados de calibração dos movimentos da mão (opção “Análises”).

14 – *Menu* “Configurações”. Na opção “Parâmetros” é possível configurar o ganho dos filtros, isto é, o escalonamento em amplitude do sinal nos gráficos do programa. Esta opção também configura o número de aquisições que devem ser executadas antes do programa iniciar o processo de cálculo e plotagem.

15 – Mostra o tempo de aquisição e o de análise gastos pelo programa.

16 – Permite que os gráficos sejam exibidos ou não, se forem inibidos o tempo de análise total é consideravelmente reduzido, pois o programa não gasta tempo com as funções gráficas.

17 – Permite que cada gráfico seja exibido ou não.

18 – Mostra a mediana, moda e pico do sinal EMG em frequência (após passar pela FFT).

4.6.1 Opções do programa

Através do *menu* “Configurações|Parâmetros” (detalhe da tela mostrado na Figura 4.16) alguns parâmetros do programa podem ser configurados.

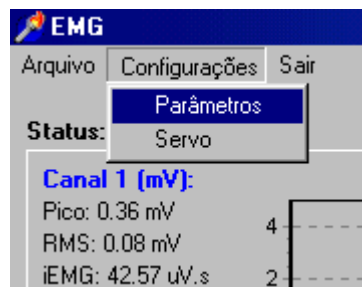


Figura 4.16 – Detalhe do acesso à janela de parâmetros do programa.

Uma das opções ajustáveis mostradas na Figura 4.17, é o campo etiquetado como “Aquisição/ciclo” que indica o número de aquisições que o programa faz antes de iniciar os cálculos e desenhar os gráficos. Devido a FFT, este número deve ser um múltiplo de 2, portanto, as opções disponíveis são: 128, 256, 512, 1024 e 2048. Na área etiquetada como “Filtro média-móvel” há o campo etiquetado como “Nível de suavização”, que indica a quantidade de amostras que são usadas para calcular a média da suavização, e o campo “Nível DC”, que permite acrescentar um valor constante ao sinal encontrado, deslocando o sinal na tela. Ainda nesta mesma figura, pode-se observar os campos “Filtro passa-faixa” e “Filtro fase-zero”, que permitem acrescentar um ganho nos cálculos quando estes filtros são utilizados.

A Figura 4.17 também mostra uma área etiquetada como “Análises”, que permite configurar o número de vezes que cada movimento deve ser executado no momento da calibração do nível EMG.

Por fim, na parte inferior da Figura 4.17, existe a área chamada “Sinal original” que possibilita incluir um ganho ao sinal original, quando este estiver sendo mostrado nos gráficos.

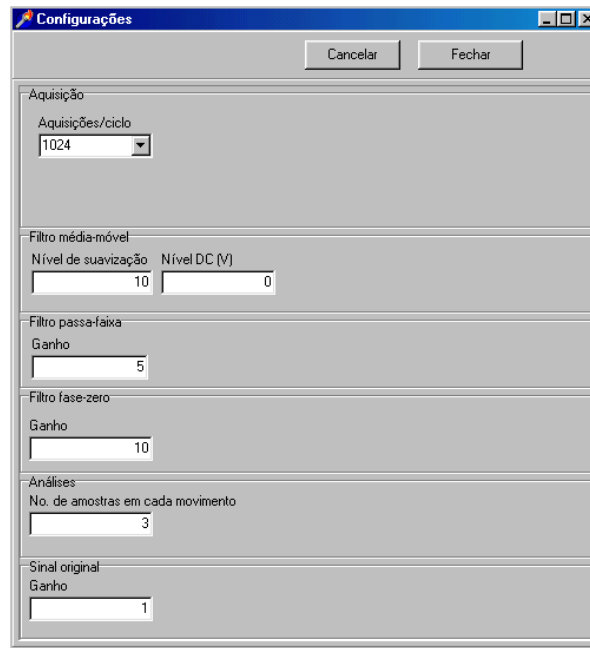


Figura 4.17 – Janela de configuração de parâmetros do programa.

4.6.2 Gráficos no domínio tempo

A Figura 4.18 mostra um exemplo de um gráfico representando um EMG no domínio do tempo. Cada gráfico do programa é responsável pelo sinal de dois canais, o gráfico superior mostra os canais 1 e 3 e o inferior mostra os canais 2 e 4 (como indicado no item 2 da Figura 4.15).

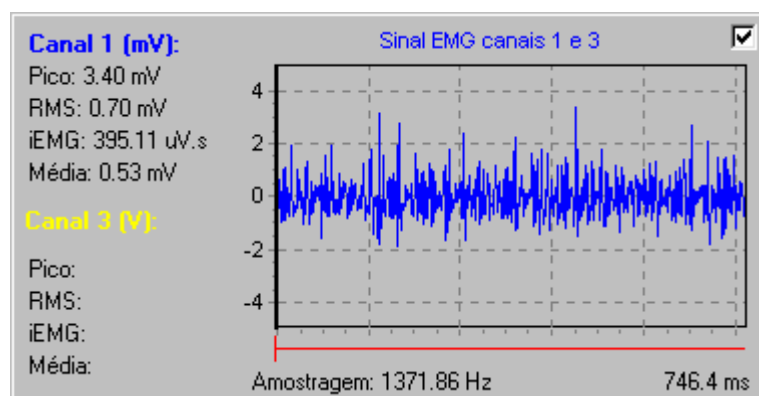


Figura 4.18 – Exemplo de um gráfico no tempo de um sinal EMG.

A quantidade de leituras mostradas em cada gráfico depende do número configurado na janela de parâmetros, como mostrado na Figura 4.18 e explicado no item 4.6.1.

A frequência de amostragem e o tempo de duração total do gráfico é mostrado logo abaixo de cada gráfico, como pode ser observado na parte inferior da Figura 4.18. A frequência de amostragem é dado em Hz e o tempo em milissegundos (ms). O tempo de duração é dado pela equação:

$$D = \frac{N_{aq}}{f_{amost}} \quad (4.10)$$

onde N_{ap} é o número de aquisições por ciclo, como descrito no item 4.6.1 e f_{amost} é a frequência de amostragem, dada em Hz.

4.6.3 Gráficos no domínio frequência

A Figura 4.19 mostra um exemplo de um gráfico representando um EMG no domínio do frequência. Como no domínio do tempo, cada gráfico do programa é responsável pelo sinal de dois canais, o gráfico superior mostra os canais 1 e 3 e o inferior mostra os canais 2 e 4 (como indicado no item 3 da Figura 4.15).

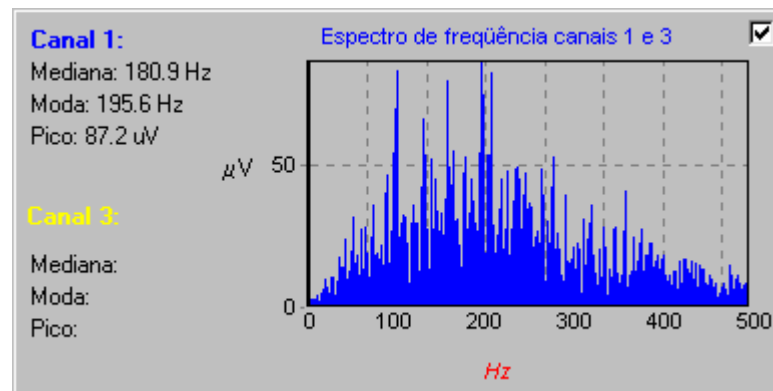


Figura 4.19 - Exemplo de um gráfico no domínio frequência de um sinal EMG.

As frequências mostradas estão entre 0 e 500Hz, uma vez que estas são as de maior interesse neste trabalho.

4.6.4 Período de amostragem

A Figura 4.20 mostra a sequência de conversão do sinal analógico para digital. O programa envia ao pino *R/C* do conversor analógico-digital (ADS7800) um pulso em nível lógico 0 para que o CI inicie a conversão da informação presente na sua entrada analógica, após isso, o pino *Busy* do ADC que, quando em nível lógico 1,

indica fim de conversão e dados disponíveis para leitura, fica sendo monitorado. Quando a conversão é concluída o dado digital é lido e armazenado pelo programa. Este processo gera uma sincronização e permite que o período entre cada leitura seja constante, desde que todo processo de controle, leitura e escrita do computador também seja.

O ADC utilizado, ADS7800 da *Texas Instruments*, é capaz de converter dados a uma velocidade mínima de 333kHz, de acordo com o fabricante, e a velocidade máxima de acesso do computador à porta paralela no modo EPP (*Enhanced Parallel Port*) é de 256kHz, portanto, o atraso de conversão gerado pelo ADC pode ser desconsiderado.

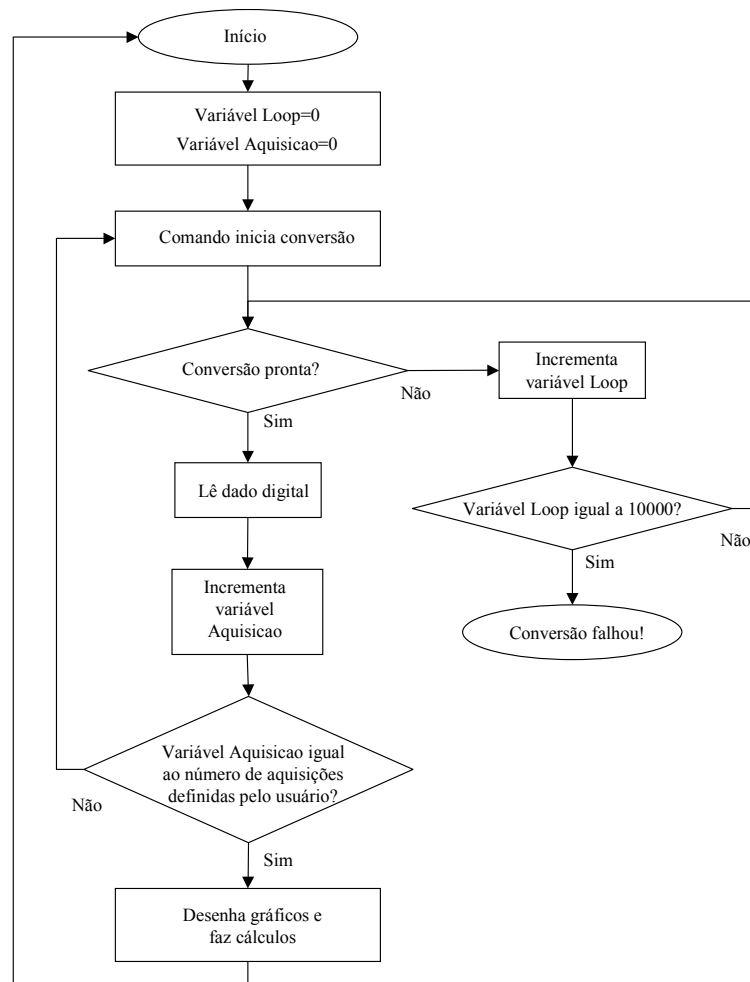


Figura 4.20 – Fluxograma da conversão AD e aquisição pelo computador.

Uma vez que o intervalo de conversão do ADC é desprezível em relação à velocidade de acesso do computador à porta paralela e por consequência ao próprio conversor, o intervalo entre cada leitura depende das rotinas do programa e os atrasos que os circuitos auxiliares geram. Usando a Equação (4.10) é possível calcular o intervalo entre cada leitura. Considerando uma taxa de amostragem de 1600Hz, por exemplo:

$$D = \frac{N_{aq}}{f_{amost}} = \frac{1}{1600} = 625\mu s$$

A Figura 4.21 mostra a representação do intervalo “D” entre cada leitura.

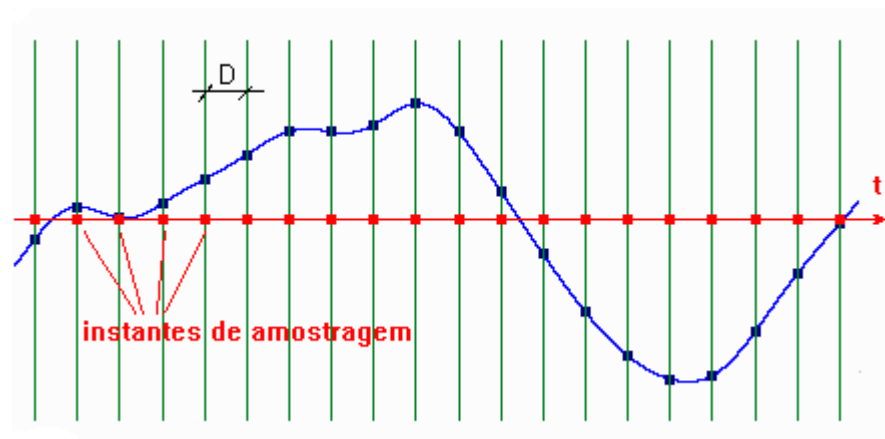


Figura 4.21 – Instantes de amostragem entre cada leitura.

4.6.5 Taxa de amostragem

A taxa de amostragem é calculada pelo programa (Figura 4.22) e deve ser recalculada sempre que houver troca do computador sendo utilizado. Também, para evitar interrupções de processamento causadas pelo sistema operacional *Windows* é importante que nenhum outro programa esteja sendo executado no momento dos ensaios. O programa calcula a taxa de amostragem fazendo um número grande de aquisições e dividindo pelo tempo total gasto, como demonstrado no fluxograma da Figura 4.23.

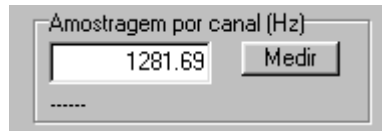


Figura 4.22 – Detalhe da janela principal com o botão para iniciar a rotina do cálculo da taxa de amostragem e a respectiva taxa calculada.

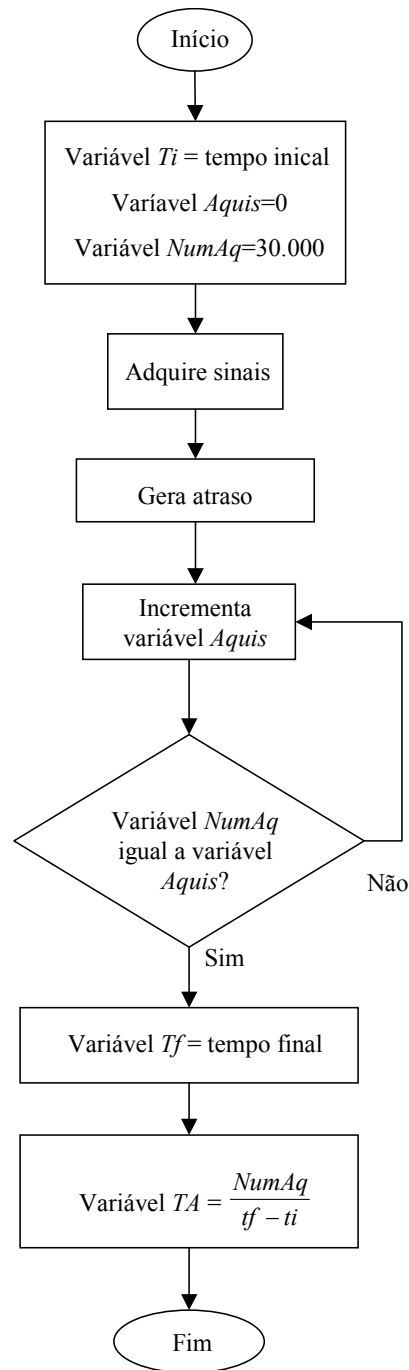


Figura 4.23 – Fluxograma da rotina de cálculo da taxa de amostragem total de aquisição.

No fluxograma da Figura 4.23 está indicado um número de aquisição igual a 30.000, este valor foi estipulado através de ensaios realizados e apresentou boa repetibilidade. Dividindo-se o número de aquisições realizadas pelo tempo gasto, tem-se a taxa de amostragem total. Dividindo-se ainda pelo número de canais ativos tem-se a taxa de amostragem por canal (TAc), como mostrado na seguinte equação:

$$TAc = \frac{NumAq}{tf - ti} \cdot \frac{1}{canais} \quad (4.11)$$

onde $NumAq$ é o número de aquisições realizadas, tf é o tempo final e ti é o tempo inicial e $canais$ é o número de canais ativos. A diferença $tf - ti$ deve ser dada em segundos.

Também foi acrescentado uma opção de atraso que pode ser ajustada pelo usuário através da aba “Outras” da janela principal do programa, como mostrado na Figura 4.24.



Figura 4.24 – Opção de atraso que pode ser inserido entre cada aquisição.

O valor de atraso inserido indica a quantidade de vezes que o programa fará um laço *FOR*, gerando, assim, um atraso por repetição de rotinas. Este atraso é usado para ajustar a taxa de amostragem pelo próprio usuário.

4.6.5.1 Verificação da taxa de amostragem via *software*

Para verificar a precisão do método apresentado para medição da taxa de amostragem foram executados 10 ensaios, com 4 canais habilitados e inserindo um atraso igual 10. Os seguintes resultados foram encontrados:

Tabela 4.1: Medições da taxa de amostragem pelo computador.

Número do ensaio	Taxa de amostragem por canal (TA _c) em Hz
1	1123
2	1114
3	1123
4	1123
5	1112
6	1105
7	1114
8	1112
9	1123
10	1117

A Tabela 4.1 apresenta uma média (\bar{x}) igual a 1116,3Hz, um desvio padrão (σ) de 6,275Hz e um coeficiente de variação dado pela fórmula $CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100$ igual a 0,56% que indica quanto os valores estão afastados da média. Portanto, este desvio percentual pode ser considerado coma uma incerteza na medição da taxa de amostragem, inserida pelo computador.

4.6.5.2 Verificação da taxa de amostragem via *hardware*

Usando um osciloscópio o sinal injetado no pino 19 de um ADC foi monitorado. Este pino chamado R/C é responsável pelo comando de início de conversão e, conseqüentemente, indica a taxa de amostragem. Um exemplo deste sinal pode ser verificado na Figura 4.25.

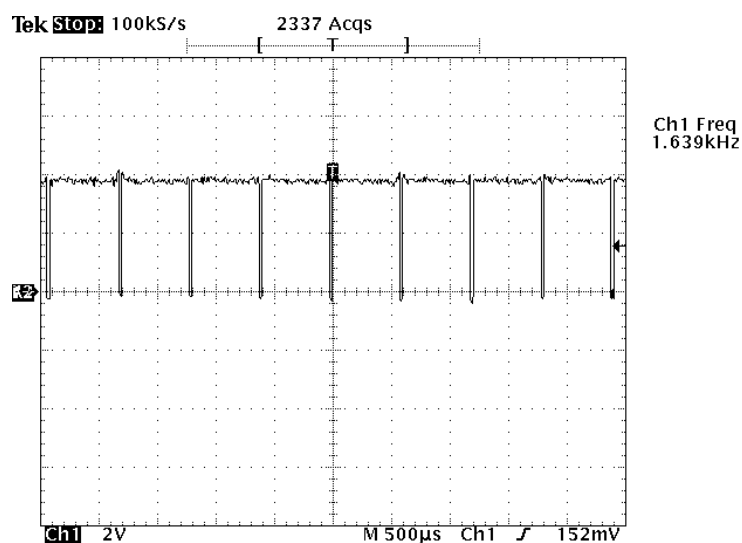


Figura 4.25 – Sinal de comando de início de conversão no ADC gerado pelo computador.

No exemplo da Figura 4.25 a taxa de amostragem, calculado pelo próprio osciloscópio, é de 1639Hz. Esta é uma frequência instantânea e possui certa variação, que pode ser causada ou por erro do próprio instrumento ou por instabilidades do computador.

Para quantificar esta incerteza o seguinte ensaio foi realizado: calculou-se, via *software*, uma taxa de amostragem, 1620Hz, em seguida quinze medidas de frequências instantâneas foram adquiridas pelo osciloscópio, que são as apresentadas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Medições da taxa de amostragem pelo osciloscópio.

Número do ensaio	Taxa de amostragem por canal (TAc) em Hz
1	1639
2	1695
3	1637
4	1695
5	1667
6	1640
7	1667
8	1666
9	1639
10	1694
11	1667
12	1667
13	1667
14	1697
15	1668

A Tabela 4.1 apresenta uma média (\bar{x}) igual a 1667Hz, um desvio padrão (σ) de 21,37Hz e um coeficiente de variação dado pela fórmula $CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100$ igual a 1,28%, portanto, este desvio percentual também é uma incerteza na medição da taxa de amostragem, inserida pelo computador. Mas, obviamente, o osciloscópio também pode ter inserido uma parcela desta incerteza, tendo em vista sua própria incerteza.

Além disto, há uma diferença de 2,8% entre a média lida no osciloscópio, 1667Hz, e a taxa amostrada apontada pelo software, 1620Hz, sendo esta, outra incerteza na medição, inserida pelo computador ou pelo instrumento.

Considerando estes parâmetros como os mais relevantes, a incerteza total da taxa de amostragem pode ser equacionada como:

$$I_{TA} = \sqrt{I_{soft}^2 + I_{inst}^2 + I_{is}^2} \quad (4.12)$$

onde I_{TA} é a incerteza total da taxa de amostragem, I_{soft} é a incerteza de cálculo da taxa por *software*, I_{inst} é a incerteza de leitura do instrumento (osciloscópio) e I_{is} é a incerteza dada pela diferença entre o instrumento e o cálculo por *software*. Desta forma, tem-se uma incerteza total de $I_{TA} = \sqrt{0,56^2 + 1,28^2 + 2,8^2} = 3,13\%$ na taxa de amostragem do sistema. Tendo em vista o escopo deste trabalho, essa incerteza pode ser considerada desprezível, pois as amplitudes dos sinais captados para diferentes situações de movimento mesmo sendo alteradas por essa incerteza, ainda seriam bastante distintas.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

4.7.1 Valor r.m.s.

Como citado no item 3.2.7 o valor r.m.s. é um importante parâmetro do EMG, capaz de conter informações sobre a tensão muscular e por consequência indicar um movimento. O valor r.m.s no tempo discreto é dado pela equação:

$$RMS_d = \left(\frac{1}{N} \sum_1^N EMG(n)^2 \right)^{1/2} \quad (4.13)$$

onde N é o número total de amostras, $EMG(n)$ representa o sinal eletromiográfico no tempo discreto n .

4.7.2 Integração do sinal EMG

A integral do sinal EMG (iEMG) de valores no tempo discreto é calculada através do somatório de cada área formada por duas leituras consecutivas. O gráfico da Figura 4.26 mostra o sinal já retificado em onda-completa, escolhendo-se dois pontos, por exemplo, $EMG(1)=1\text{mV}$ e $EMG(2)=0,5\text{mV}$, determina-se uma área delimitada, representando uma parte da iEMG.

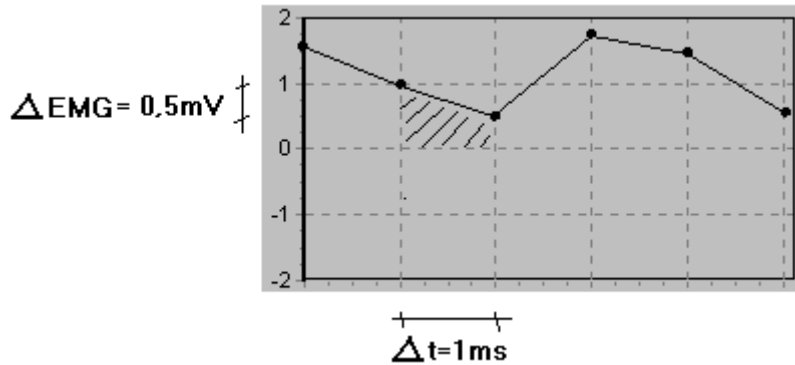


Figura 4.26 - EMG retificado em onda-completa, com uma área delimitada representando uma parcela da integral.

Entre os dois pontos escolhidos há um intervalo denominado de Δt , portanto a parcela da integral é definida pela seguinte equação:

$$\Delta i(n) = \frac{EMG(n) + EMG(n+1)}{2} \cdot \Delta t \quad (4.14)$$

Assim, a integral torna-se um somatório como mostrado:

$$iEMG = \frac{\Delta t}{2} \sum_1^{N-1} |EMG(n)| + |EMG(n+1)| \quad (4.15)$$

onde N representa o número total de amostras do EMG, Δt é o intervalo entre duas leituras consecutivas, como mostrado na Figura 4.26, $|EMG(n)|$ é o módulo do valor do EMG no instante discreto n e $|EMG(n+1)|$ é o módulo do valor do EMG no instante discreto $n+1$.

4.7.3 Média aritmética

A média do EMG é o somatório de todos os valores retificados em onda-completa sobre o número de amostras dado por:

$$Média = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |EMG(n)| \quad (4.16)$$

onde N representa o número total de amostras do EMG e $|EMG(n)|$ é módulo do valor do EMG no instante discreto n .

Apesar do cálculo da média do EMG retificado ser abordado neste trabalho, há poucos registros entre a comunidade científica sobre a representatividade deste parâmetro para análise estatística de sinais EMGs. Entretanto, a média do sinal é utilizada para definir o potencial de repouso do eletrogoniômetro e do acelerômetro.

4.8 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Diferentes movimentos geram diferentes EMGs quando os eletrodos são colocados nos músculos respectivos ao movimento que está sendo executado. A partir da análise numérica do EMG obtém-se valores distintos, como RMS, média (do sinal retificado) e iEMG, por exemplo, para alguns movimentos mais simples. Desta forma, se for possível adquirir estes valores e os mesmos forem coerentes ao movimento, será possível mover uma prótese, somente analisando e comparando um ou mais destes parâmetros.

Foram realizados alguns ensaios de movimentos da mão: fechar e abrir, abrir e fechar, mantê-la aberta e mantê-la fechada. Foi aplicado sobre o sinal recolhido um

filtro digital “fase-zero” e os eletrodos de superfície foram colocados no antebraço aproximadamente sobre o músculo “flexor superficial dos dedos” (Figura 5.1).

A Figura 4.27 (a, b e c) mostra uma seqüência: fechar a mão e executar máxima contração, Figura 4.27 (c)



Figura 4.27 - Seqüência do movimento para geração do EMG da Figura 4.28.

A Figura 4.28 mostra o EMG respectivo à Figura 4.27 (seqüência $a \rightarrow b \rightarrow c$). Pode-se claramente verificar, no instante inicial, praticamente a ausência de sinal, referindo-se a mão aberta, logo em seguida verifica-se uma elevação do sinal gerado pelo movimento de fechar a mão e no fim do gráfico o sinal diminui, mas ainda é presente, indicando a mão fechada com máxima contração e já sem movimento.

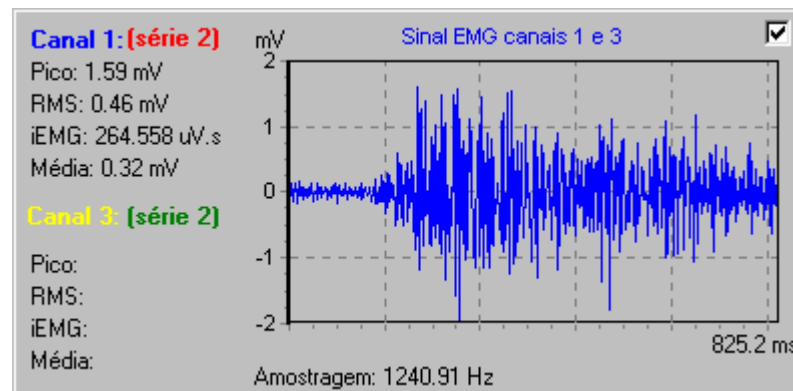


Figura 4.28 - EMG adquirido ao fechar a mão e deixá-la fechada com máxima contração.

A Figura 4.29 mostra o EMG do movimento de abrir a mão (seqüência $c \rightarrow b \rightarrow a$ da Figura 4.27), observa-se a rápida diminuição do sinal.

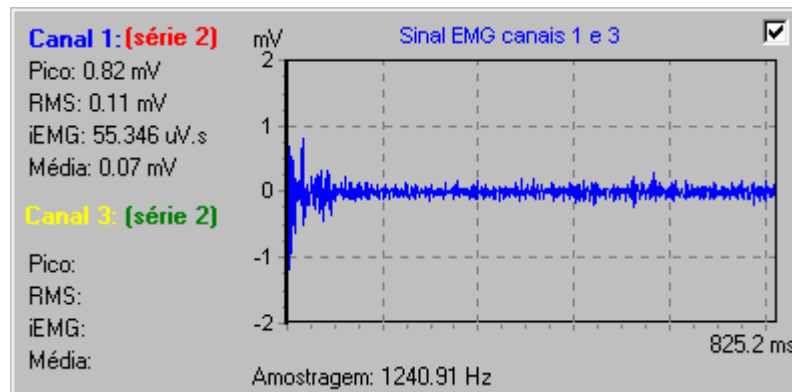


Figura 4.29 - EMG adquirido ao abrir a mão e deixá-la aberta com máximo prolongamento.

Além da análise dinâmica, isto é, quando o movimento está sendo executado, também é importante que se conheçam os valores característicos do EMG quando o membro está parado e quando está sendo contraído (quando a mão está fechada). A Figura 4.30 mostra a mão fechada com máxima contração e a Figura 4.32 mostra o EMG da mão em repouso.

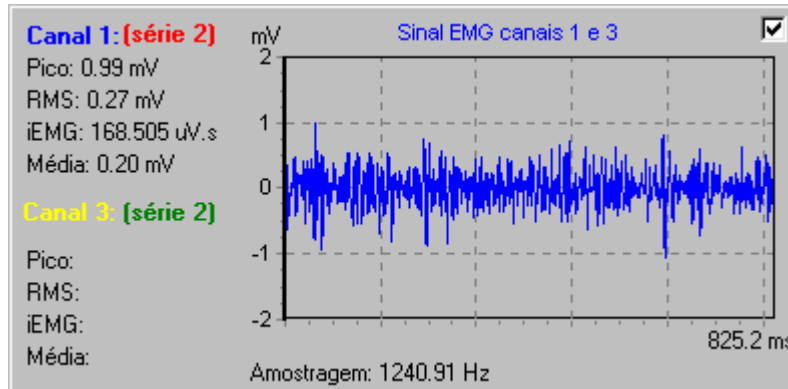


Figura 4.30 - EMG adquirido ao manter a mão fechada com máxima contração.



Figura 4.31 - Mão fechada com máxima contração, geradora do EMG da Figura 4.30.

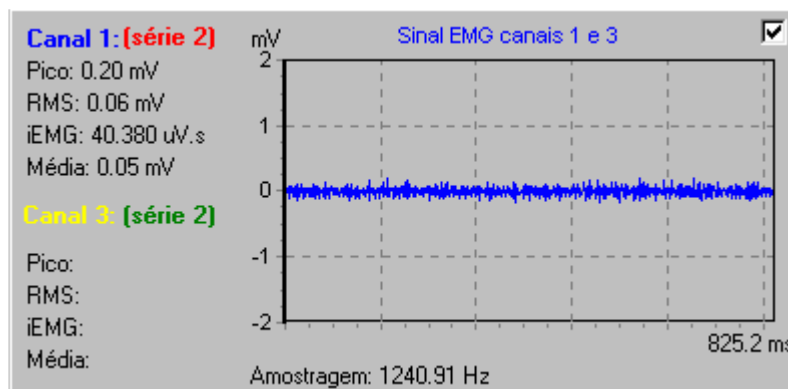


Figura 4.32 - EMG adquirido ao manter a mão aberta, um sinal semelhante é observado quando o membro está em repouso.



Figura 4.33 - Mão aberta, posição geradora do EMG da Figura 4.32.

Analisando os EMGs encontrados para cada movimento, pode-se concluir que existe uma diferença tanto de valores RMS, média e iEMG entre os movimentos da mão, sendo assim, é possível definir valores limites a partir de calibrações preliminares para uma dada pessoa.

4.8.1 Calibração

Para obtenção dos valores característicos de movimento e posição, são executados ensaios preliminares para o usuário da prótese. Eletrodos superficiais são colocados sobre o músculo “flexor superficial do dedos”. Em seguida, movimentos de fechar e abrir a mão com máxima contração voluntária são executados, de acordo com o diagrama em blocos da Figura 4.34 e a seqüência apresentada no fluxograma da Figura 4.36.

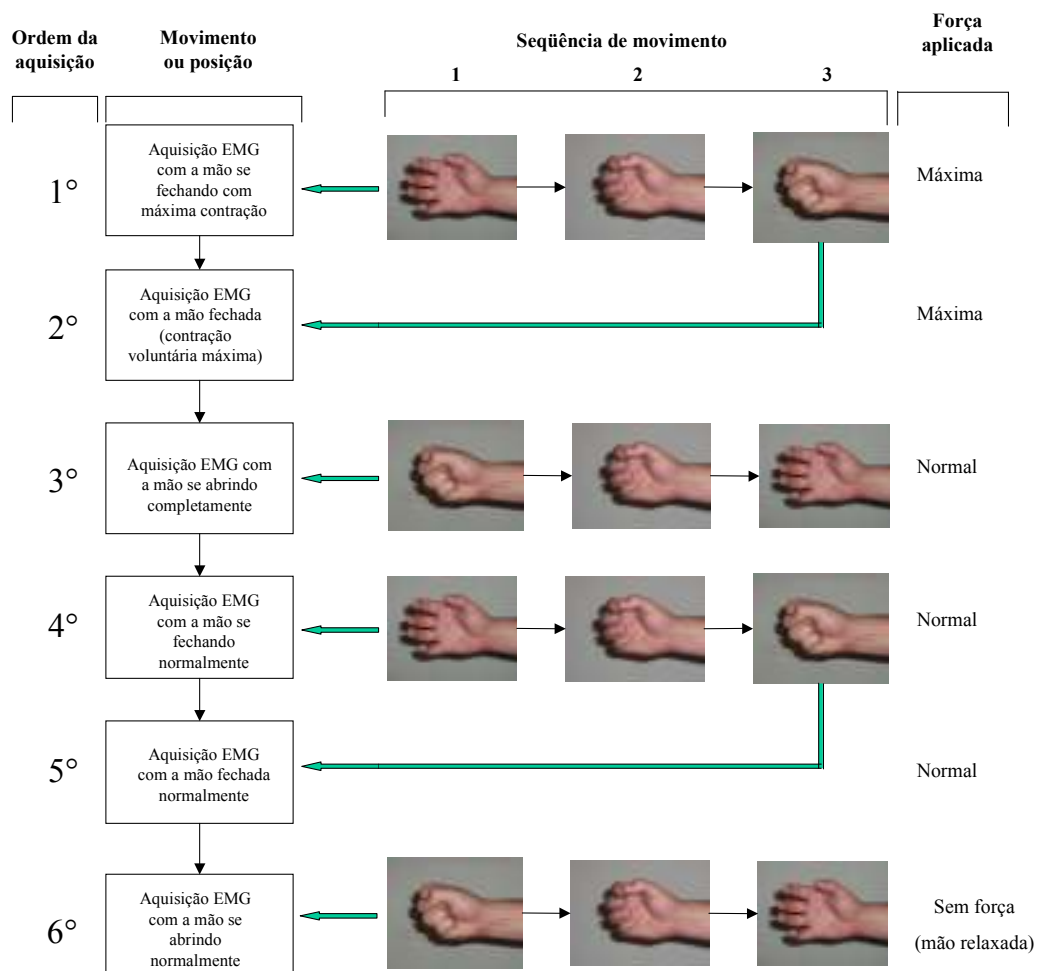


Figura 4.34 - Diagrama em blocos da aquisição do EMG em diferentes situações de contração e prolongamento para análise de posição e movimento da mão.

O início da aquisição é disparado pelo botão “Análise” da tela principal (Figura 4.15). Em seguida, o usuário recebe, através de uma janela, a instrução de manter a mão aberta, iniciar a aquisição, clicando no botão “Ok”, e fechar a mão com máxima contração. Desta forma, são adquiridas dois EMGs, o primeiro é da mão em movimento (se fechando) e o segundo é da mão parada, fechada. Em seguida o usuário recebe a instrução para manter a mão fechada, clicar no botão “Ok” para dar início à aquisição, e em seguida abrir a mão e manter os dedos esticados com máximo prolongamento. Desta forma, são adquiridos outros dois EMGs, a primeira é da mão em movimento (se abrindo) e a segunda é da mão parada e aberta.

Posteriormente, os mesmos ensaios anteriores são realizados, mas sem se aplicar a máxima contração muscular, isto é, realizando movimentos normais, com força moderada. Este tipo de ensaio é importante para validar os resultados, porque, quando contrai-se um músculo com menos força, tanto abrindo ou fechando, a diferença dos valores RMS, média e iEMG tende a diminuir, mas permanecem coerentes e proporcionais. Caso contrário, o ensaio deve ser descartado e refeito, solucionando-se os possíveis problemas, como posição dos eletrodos, por exemplo. Esta rotina de aquisição é repetida tantas vezes quanto forem desejadas, este valor pode ser alterado na tela de parâmetros do programa (Figura 4.35), que é acessado pelo *menu* “Configurações” da janela principal.



Figura 4.35 – *Zoom* da janela de configuração do número de leituras de cada movimento para caracterização do movimento.

O fluxograma da Figura 4.36 apresenta a seqüência mostrada na Figura 4.34. Observando este fluxograma é possível entender a ordem em que cada aquisição acontece relacionando com o movimento sendo executado.

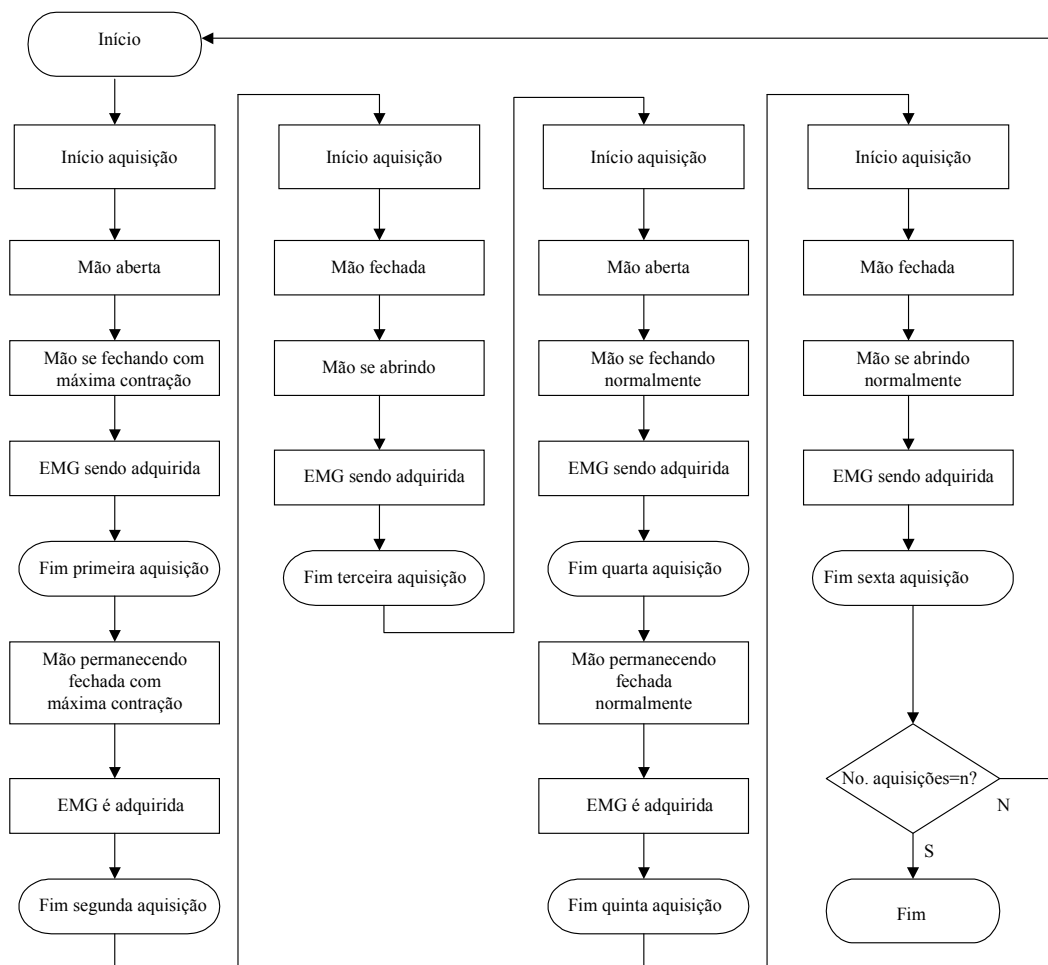


Figura 4.36 - Fluxograma de aquisição do EMG em diferentes situações de contração e prolongamento para análise de posição e movimento da mão.

4.8.2 Visualização dos resultados

Após a aquisição, uma nova janela é automaticamente mostrada, apresentando um resumo dos resultados obtidos durante os ensaios (Figura 4.37). Os valores são agrupados de acordo com o movimento executado. São armazenados os valores RMS, iEMG e média. Em seguida, são extraídos os máximos, mínimos, média aritmética, coeficientes de variação e diferenças entre movimentos, como apresentado na Figura 4.37.

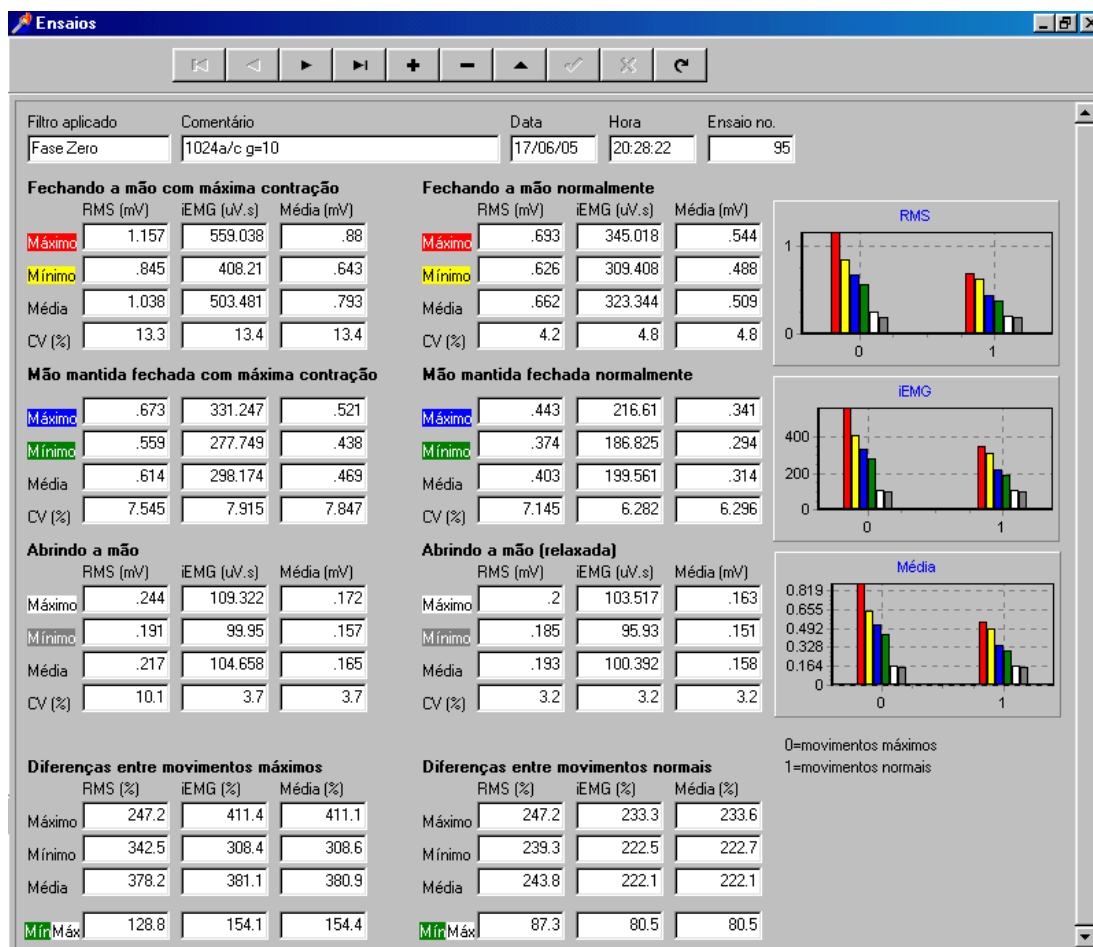


Figura 4.37 - Janela de visualização dos resultados de ensaios para análise de movimento e posição.

4.8.3 Análise dos resultados

4.8.3.1 Coeficiente de variação

Os valores encontrados devem ter uma certa homogeneidade, isto é, se a EMG de um mesmo movimento é obtida por duas ou mais vezes, os valores encontrados devem estar próximos, caso contrário não há como relacionar o EMG com um movimento/posição específico adequadamente. Para tanto, é calculado o Coeficiente de Variação, ou CV, que significa o quanto os valores se afastam da média ou o quanto estão dispersos, 0% significa que os valores são exatamente iguais (situação ideal). O Coeficiente de Variação é dado pela equação:

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100 \quad (4.17)$$

onde \bar{x} é média dos valores e σ é o desvio padrão e é dado por:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \right)^2} \quad (4.18)$$

onde N é o número de amostras e x_i são os valores medidos.

4.8.3.2 Diferença percentual entre movimentos

Como pode ser visto no pé da janela dos resultados da Figura 4.37 (com *zoom* na Figura 4.38), as diferenças percentuais entre os resultados também são mostradas. As diferenças entre máximos, mínimos e médias são calculadas usando como referência os resultados entre os movimentos “fechando a mão” e “abrindo a mão”. Estas diferenças devem ser maiores que zero, uma vez que os parâmetros EMG de um músculo se contraindo devem ser maiores que o mesmo músculo se prolongando, no caso deste experimento.

Diferenças entre movimentos máximos				Diferenças entre movimentos normais			
	RMS (%)	iEMG (%)	Média (%)		RMS (%)	iEMG (%)	Média (%)
Máximo	247.2	411.4	411.1	Máximo	247.2	233.3	233.6
Mínimo	342.5	308.4	308.6	Mínimo	239.3	222.5	222.7
Média	378.2	381.1	380.9	Média	243.8	222.1	222.1
MinMáx	128.8	154.1	154.4	MinMáx	87.3	80.5	80.5

Figura 4.38 – Diferenças percentuais entre os movimentos de abrir e fechar a mão e a diferença mínimo entre movimentos (“MinMax”).

Para um melhor entendimento algumas etiquetas da Figura 4.38 estão destacadas com elipses verdes. Os campos correspondentes a cada uma destas indicam a diferença percentual entre os valores encontrados durante o processo de calibração, explicado no item 4.8.1, para os movimentos de fechar e abrir a mão. Os campos com a etiqueta “Máximo” são calculados usando-se os valores máximos

encontrados quando a mão está se fechando e os valores máximos de quando a mão está se abrindo. Conseqüentemente, os campos com a etiqueta “Mínimo” utilizam os valores mínimos e os campos etiquetados como “Média” utilizam os valores médios. A área mostrada pela Figura 4.38 etiquetada como “Diferenças entre movimentos máximos” se referem a movimentos com contração voluntária máxima e a área etiquetada como “Diferenças entre movimentos normais” se referem a movimentos com força normal. As equações para calcular estas três diferenças são as seguintes:

$$Dif_{\max} = \frac{Fec_{\max} - Abr_{\max}}{Abr_{\max}} \cdot 100 \quad (4.19)$$

onde Dif_{\max} é a diferença entre os valores máximos dos movimentos de fechar e abrir a mão, Fec_{\max} é o valor máximo encontrado ao fechar a mão e Abr_{\max} é valor máximo encontrado ao abrir a mão.

$$Dif_{\min} = \frac{Fec_{\min} - Abr_{\min}}{Abr_{\min}} \cdot 100 \quad (4.20)$$

onde Dif_{\min} é a diferença entre os valores mínimos dos movimentos de fechar e abrir a mão, Fec_{\min} é o valor mínimo encontrado ao fechar a mão e Abr_{\min} é valor mínimo encontrado ao abrir a mão.

$$Dif_{med} = \frac{Fec_{med} - Abr_{med}}{Abr_{med}} \cdot 100 \quad (4.21)$$

onde Dif_{med} é a diferença entre os valores médios dos movimentos de fechar e abrir a mão, Fec_{med} é o valor médio encontrado ao fechar a mão e Abr_{med} é o valor médio encontrado ao abrir a mão.

Estas equações são utilizadas para calcular a diferença percentual dos parâmetros RMS, iEMG e média.

4.8.3.3 Diferença percentual mínima entre movimentos

As elipses vermelhas da Figura 4.38 indicam os campos que mostram as diferenças entre os valores mínimos da mão fechada e máximos da mão abrindo-se (“MinMax”), e são dadas pela equação:

$$MinMax = \frac{Fda_{min} - Abr_{max}}{Abr_{max}} \cdot 100 \quad (4.22)$$

onde $MinMax$ é a diferença percentual mínima entre os movimentos, Fda_{min} é o valor mínimo calculado da mão fechada e Abr_{max} é o valor máximo calculado da mão se abrindo.

A Equação (4.22) fornece a diferença mínima encontrada entre a posição da mão fechada e aberta. Esta diferença percentual deve ser, no mínimo, maior que zero, pois quando a mão está fechada o nível RMS deve ser maior de quando a mão está aberta ou se abrindo.

A Figura 4.39 é resultado em forma de gráfico de um ensaio e mostra um exemplo da origem dos valores para o cálculo da diferença percentual mínima (Equação (4.22)). As colunas verdes indicam os valores RMS mínimos encontrados quando a mão está fechada (Fda_{min}) e as colunas brancas indicam os valores RMS máximos encontrados durante os movimentos de abrir a mão (Abr_{max}). O grupo “0” é o resultado de movimentos com contrações voluntárias máximas e o grupo “1” é o resultado de movimentos normais, isto é, aplicando força e velocidade naturais.

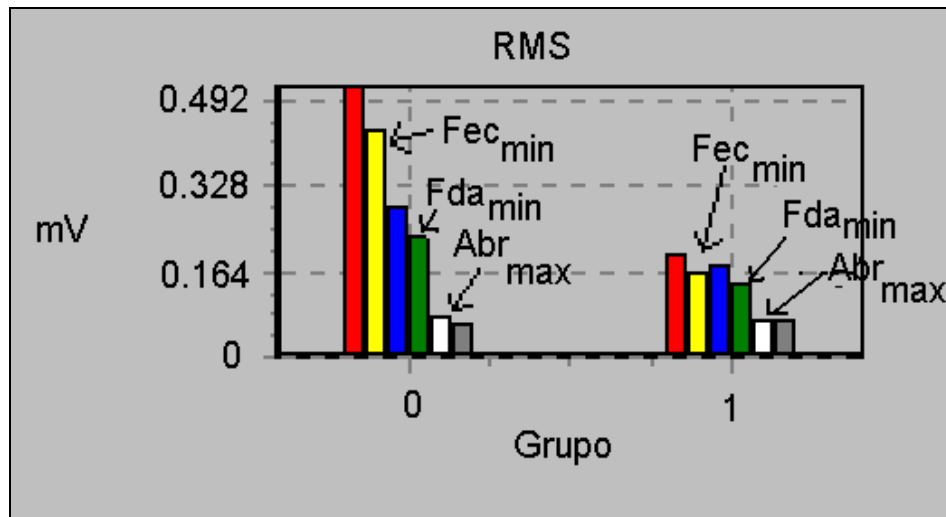


Figura 4.39 – Exemplo de valores RMS calculados durante um ensaio de movimentos da mão.

4.8.3.4 Gráficos ilustrativos

De forma a facilitar a visualização dos resultados obtidos, são gerados gráficos com os valores mínimos e máximos, como na Figura 4.40.

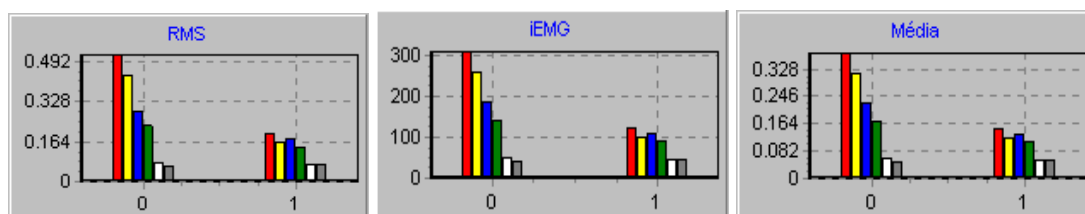


Figura 4.40 - Ilustração gráfica dos valores encontrados durante a calibração do EMG.

O grupo “0” (eixo horizontal) representa movimentos máximos e o grupo “1” representa movimentos normais (com força moderada). As colunas de cor vermelha e amarela (primeiras e segundas de cada grupo, respectivamente) representam os valores máximos e mínimos, respectivamente, do movimento de fechar a mão. As colunas de cor azul e verde (terceiras e quartas de cada grupo, respectivamente) representam os valores máximos e mínimos, respectivamente, da mão fechada (estática). As colunas de cor branca e cinza (quintas e sextas de cada grupo, respectivamente) representam os valores máximos e mínimos, respectivamente, do movimento de abrir a mão.

Observando-se os gráficos da Figura 4.40, pode-se concluir que, quando o movimento de fechar a mão não é feito aplicando-se uma força próxima a máxima (grupo “1”), as diferenças tendem a ser menores, o que pode comprometer as análises de movimento.

4.8.4 Análise da duração do sinal

A duração de um m.u.a.p. com eletrodos de superfície é entre 6 e 40ms, como relatado no item 2.5.3. Também, para este experimento, a necessidade é de diferenciar movimentos simples da mão, por isso, é possível que se espere mais de

um m.u.a.p. consecutivo quando a mão está fechada ou se fechando. Sendo assim, o *software* criado mede a duração dos m.u.a.p.'s e mostra graficamente, logo abaixo da plotagem do EMG, como mostrado na Figura 4.41. Também calcula e mostra a duração do maior conjunto de m.u.a.p.'s e a soma de todas elas, como mostrado na Figura 4.42, na subdivisão “Leituras”. A análise da duração do sinal usa dois parâmetros como referência: nível absoluto mínimo, definido no campo “Nível mínimo” e dado em mV; e a frequência mínima, definida no campo “Frequência mínima”. Se o *software* encontra um sinal com frequência inferior a esta, considera que ocorreu o término do conjunto de m.u.a.p.'s.

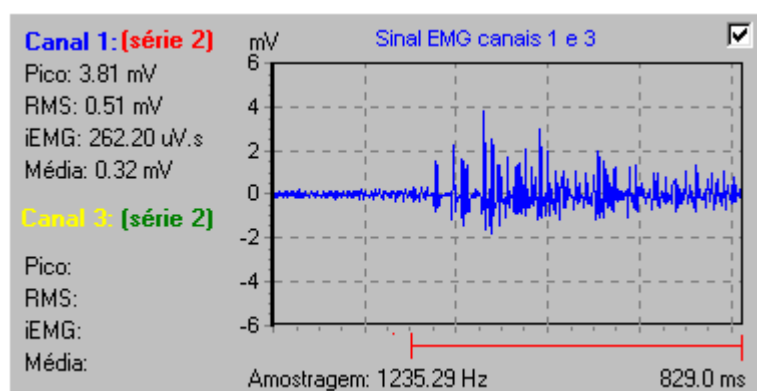


Figura 4.41 – Indicação gráfica da duração do sinal EMG.

Movimentos da mão
Eletromiógrafo/canal 1
Filtro: Fase Zero

Leituras

Status mão: Fechada

Duração maior sinal: 671.35 ms ✓

Duração total: 699.05 ms ✓

Nível RMS: 0.63 mV ✓

Abrir Fechar ☒ Executar movimento

Detecção de movimento

Duração mínima 100 ms

Duração total mínima 300 ms

Sensibilidade RMS 40 %

Nível RMS mínimo: 0.23 mV

Detecção gráfica do sinal

Nível mínimo 500 uV

Frequência mínima 15 Hz

Frequência Mov. horizontal Mão Demonstração Rotação/Vert. Outras

Figura 4.42 – Janela de configuração e apresentação dos parâmetros RMS e de duração do sinal EMG.

Uma vez que a duração dos m.u.a.p.'s é conhecida, é possível estabelecer valores mínimos para detecção do movimento de fechar a mão. Na Figura 4.42, na subdivisão “Detecção de movimento”, há os campos “Duração total mínima” e “Duração mínima”, estes são parâmetros configuráveis e indicam as durações mínimas para que um sinal seja reconhecido como gerado a partir de sinais eletromiográficos e não de outras fontes desconhecidas, como ruído e/ou artefato mecânico, por exemplo.

4.8.5 Definição do valor RMS limite para diferenciação de movimentos

A Figura 4.43 mostra um *zoom* da janela acessada através do *menu* “Arquivo|Análises”, com detalhe para a área mostrando os valores RMS encontrados quando a mão está aberta. O valor RMS máximo, desta janela, representa o maior valor obtido na seção de calibração para o movimento de abrir a mão. Este valor é a referência que diferencia entre a mão fechada ou aberta, somando-se, ainda, uma margem de segurança, que é inserida através do campo “Sensibilidade RMS”, mostrado na Figura 4.42. Sendo assim, pode-se estabelecer a seguinte relação.

$$x = \frac{Abr_{max} \cdot (Sensib + 100)}{100} \quad (4.23)$$

onde *Sensib* é o valor percentual inserido no campo “Sensibilidade RMS” (Figura 4.42) e *Abr_{max}* é o nível RMS máximo calculado sobre o EMG para o movimento de abrir a mão (Figura 4.43).

A variável *x* na Equação (4.23) é o valor limite para diferenciação de movimentos, quando o nível RMS do EMG for maior que *x* a mão é considerada fechada, caso contrário, aberta.

Abrindo a mão com máximo prolongamento			
	RMS (mV)	iEMG (uV.s)	Média (mV)
Máximo	.162	109.693	.112
Mínimo	.138	99.916	.102
Média	.153	104.211	.107
CV (%)	6.7	3.9	3.9

Figura 4.43 – Valores de um ensaio encontrados com a mão aberta com valor RMS máximo circulado.

A Figura 4.44 mostra em forma de zonas os níveis RMS típicos relacionados com os movimentos da mão e quando a mão está fechada. O valor limite (x) é escolhido na região intermediária entre o movimento de abrir a mão e quando a mesma está fechada.

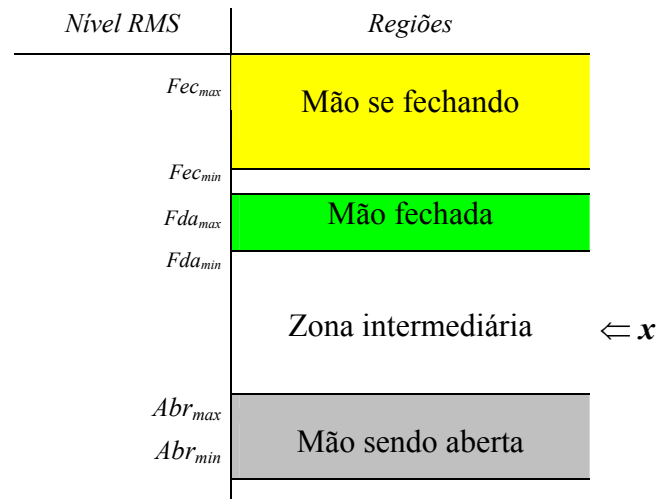


Figura 4.44 – Ilustração das zonas dos níveis RMS mínimos e máximos típicos para os movimentos de fechar a mão (Fec), mão fechada (Fda) e movimento de abrir a mão (Abr), com detalhe no ponto x escolhido como valor limite.

4.8.6 Movimento horizontal do braço

Como descrito no item 4.3, o componente responsável pela definição da posição horizontal do braço é o eletrogoniômetro. As posições possíveis são -45° e 45° , considerando 0° quando o braço está perpendicular ao corpo humano.

A Figura 4.45 mostra a janela responsável pela leitura do eletrogoniômetro e pelos parâmetros caracterizadores do movimento. Na subdivisão “Detecção de movimento” existe o campo “Média em repouso”, que é o valor que deve ser previamente inserido pela observação da média fornecida quando não há movimento. Na subdivisão “Leituras” são mostrados valores atuais de leitura do sensor. O campo “Média-repouso” indica a subtração do valor médio atual da média em repouso, que é zero quando não há movimento. Quando o movimento é para a esquerda este valor é negativo e positivo quando o movimento é para direita.

Existem dois parâmetros que definem se existe movimento e para qual lado está ocorrendo, a diferença entre o valor médio e o valor de repouso, e os valores de

pico do sinal, definidos nos campos “Média-repouso” e “Pico”, respectivamente, na subdivisão “Detecção de movimento” da Figura 4.45.

Movimento horizontal do braço
Eletrôgoniômetro/canal 2

Leituras

Média:	2.532 V
Pico máximo:	2.565 V
Pico mínimo:	2.496 V
Média-repouso:	0.002 V
Média-repouso(min):	-0.433 V
Média-repouso(max):	0.293 V

Detecção de movimento

	-45°	45°	
Média-repouso	-0.2	0.2	V
Pico	2	3	V
Média em repouso	2.53 V		

Frequência Mov. horizontal Mão Demonstração Rotação/Vert.

Figura 4.45 – Recorte da janela principal referente ao movimento horizontal do braço.

4.8.7 Movimentos de rotação e vertical do braço

Como descrito no item 4.2, o sensor responsável pela definição da rotação do braço (punho) e posição vertical é o acelerômetro sendo utilizado como um inclinômetro. A Figura 4.46 mostra o recorte da janela principal do programa referente à configuração dos parâmetros destes movimentos. O campo “Rotação punho” deve ser ajustado de acordo com a leitura do canal 3, considerando 0° quando o acelerômetro estiver na posição horizontal. A posição -90° significa ¼ de giro do acelerômetro para a esquerda e 90° significa ¼ de giro para a direita. O campo “Posição vertical” são valores que indicam quando o braço está totalmente para baixo e paralelo ao corpo humano, -90°, e quando o braço está totalmente erguido, 90°. Estes valores devem ser calibrados a partir da observação do sinal no canal 4.

A caixa marcadora “Executar movimento de rotação do punho” (Figura 4.46) habilita que a prótese mecânica execute o movimento em questão.

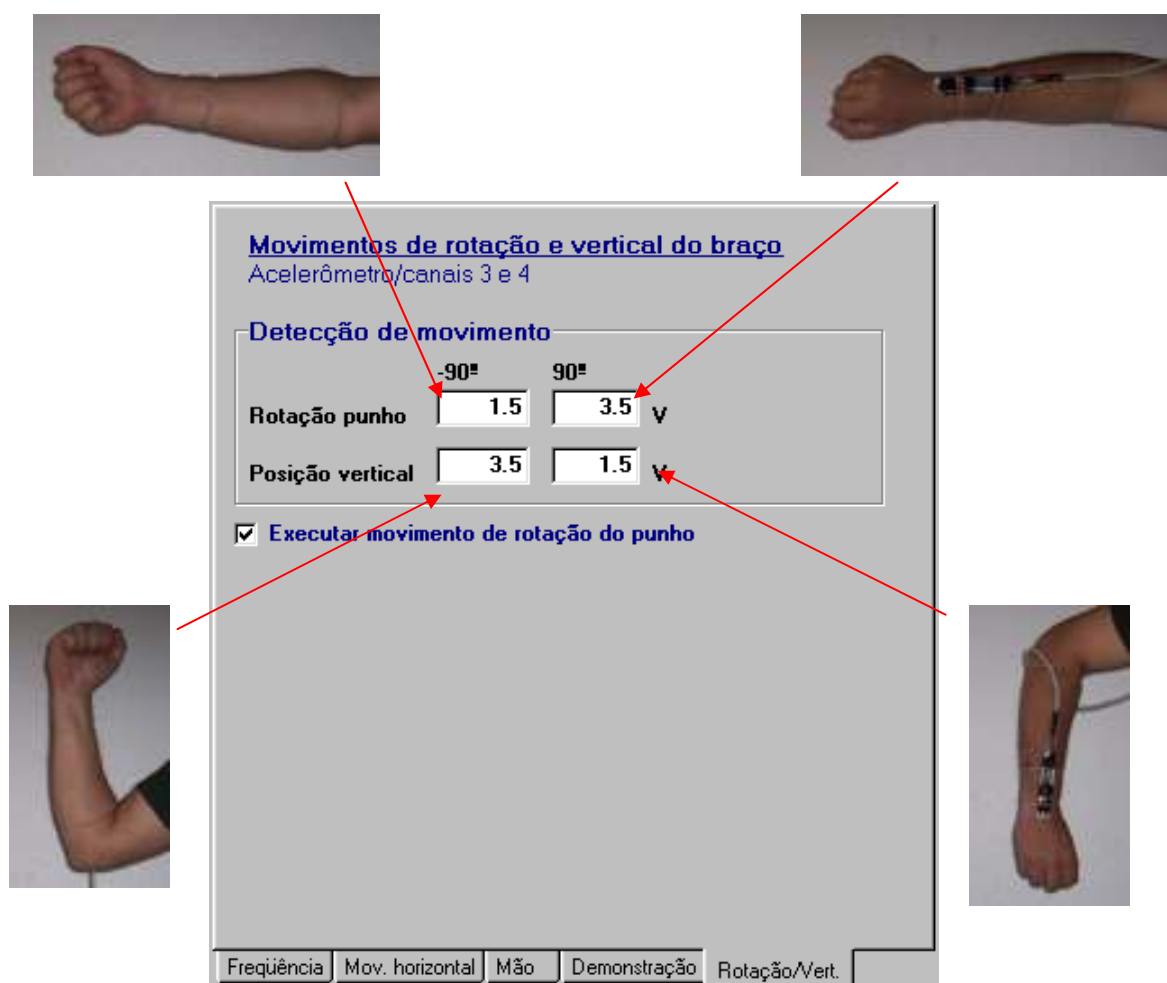


Figura 4.46 - Recorte da janela principal mostrando os níveis fornecidos pelo acelerômetro para cada posição do braço demonstrada.

5 CALIBRAÇÃO DOS PARÂMETROS PARA DIFERENCIAÇÃO DE MOVIMENTOS

Nesta etapa, ensaios foram realizados para definir os níveis e parâmetros que podem ser usados para diferenciar os movimentos de fechar e abrir a mão. Alguns parâmetros devem ser definidos, como, qual o parâmetro que melhor diferencia os movimentos da mão e quais são os níveis limites. Qual a melhor taxa de amostragem. Quantas amostras são necessárias. Qual a melhor duração de um EMG para ser analisado pelo computador gastando o menor tempo possível? Este último item está relacionado com os dois primeiros, visto que o tempo entre uma leitura e outra multiplicado pelo número de amostras, indica a duração do sinal captado, como anteriormente definido na Equação (4.10): $D = \frac{N_{aq}}{f_{amost}}$. Esta equação também pode ser descrita como:

$$D = N_{aq} \cdot t_{amost} \quad (5.1)$$

onde D é a duração total do EMG, N_{aq} é o número de aquisições por ciclo e t_{amost} é o tempo entre uma aquisição e outra, dada em segundos.

5.1 METODOLOGIA

Foram realizados ensaios em uma única pessoa com eletrodos superficiais *Meditrace Ag/AgCl* colocados sobre a pele do braço direito próximo a posição do músculo “flexor superficial dos dedos”. Nesta etapa foi utilizado somente um canal do eletromiógrafo com eletrodos na configuração bipolar (Figura 2.6) distanciados 20mm entre si. A taxa de leitura do computador foi de 1611Hz e, em cada ciclo de leitura, foram adquiridos 1024 e 512 valores, resultando em EMGs de aproximadamente 635ms e 318ms, respectivamente. O filtro por *software* aplicado

foi o “fase-zero”, pois foi o que apresentou melhores resultados em ensaios preliminares, filtrando as flutuações DC apresentadas pelo sinal original. A amplitude do sinal, após ser filtrado, foi multiplicada por um fator de dez, para uma melhor visualização na área de plotagem.

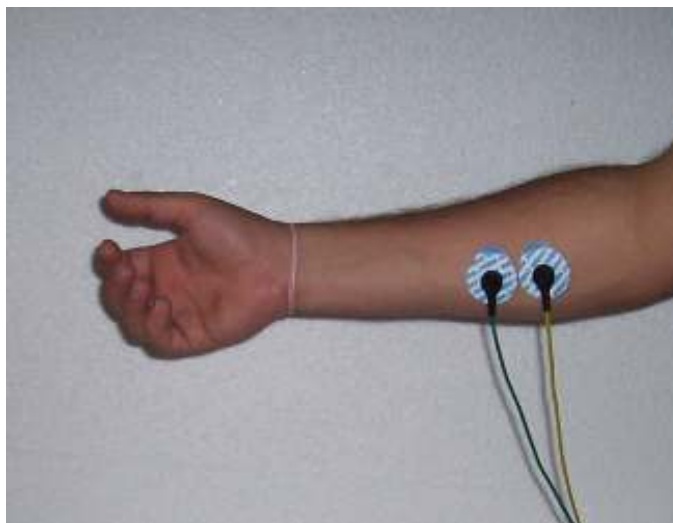


Figura 5.1 - Posicionamento dos eletrodos no ensaio realizado (configuração bipolar).

5.2 DADOS OBTIDOS

Dentre os vários ensaios realizados, seis deles foram escolhidos para serem mostrados, como exemplo, uma vez que eles refletem o resultado da maioria deles. Em cada ensaio, cada movimento foi repetido três vezes, como discutido no item 4.8.1. Os valores máximos, mínimos e o coeficiente de variação calculado utilizando todas as medidas são apresentados a seguir. Os valores RMS e Média são dados em mV e os iEMG em μV .

5.2.1 Movimentos com contração voluntária máxima

Entenda-se por contração voluntária máxima quando a pessoa sendo analisada executa o movimento de fechar mão e a mantém fechada imprimindo a força máxima possível.

Tabela 5.1: Fechando a mão com máxima contração

512 amostras									
	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	1,864	461,6	1,453	1,542	353,3	1,112	1,176	283,3	0,895
Mínimo	1,086	253,7	0,800	0,734	188,6	0,594	0,839	193,7	0,610
CV	26,3%	28,6%	28,5%	29,9%	25,5%	25,4%	14,6%	16%	16,2%

1024 amostras									
	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	1,462	715,134	1,125	1,404	667,2	1,050	1,157	559,0	0,880
Mínimo	0,778	370,014	0,583	0,888	426,3	0,671	0,845	408,2	0,643
CV	26,3%	27,3%	27,3%	19,0%	19,1%	19,1%	13,3%	13,4%	13,4%

Tabela 5.2: Mão fechada com máxima contração.

512 amostras									
	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,909	223,9	0,705	0,743	184,3	0,581	0,764	186,9	0,589
Mínimo	0,741	184,0	0,582	0,518	133,1	0,419	0,650	159,6	0,503
CV	8,3%	8,1%	7,9%	14,7%	13,2%	13,3%	7,1%	6,9%	6,8%

1024 amostras									
	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,666	334,6	0,527	0,937	452,2	0,713	0,673	331,2	0,521
Mínimo	0,585	288,9	0,454	0,540	273,1	0,430	0,559	277,7	0,438
CV	5,3%	6,0%	6,0%	22,7%	20,1%	20,9%	7,5%	7,9%	7,8%

Tabela 5.3: Abrindo a mão.

512 amostras									
	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,237	61,3	0,193	0,206	52,8	0,167	0,217	53,6	0,169
Mínimo	0,219	55,9	0,176	0,201	52,4	0,165	0,205	52,4	0,165
CV	3,5%	4%	4,1%	1,0%	0,3%	0,3%	2,3%	1,1%	1,1%

1024 amostras									
	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,224	105,4	0,166	0,231	115,1	0,181	0,244	109,3	0,172
Mínimo	0,193	98,7	0,155	0,206	105,9	0,167	0,191	100,0	0,157
CV	6,3%	2,9%	2,9%	5,1%	3,4%	3,5%	10,1%	3,7%	3,7%

As Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3 foram divididas pela quantidade de amostras do sinal EMG original, 512 ou 1024, gerando um total de seis ensaios. Cada ensaio foi repetido três vezes, destes três valores foram extraídos o máximo, o mínimo e o coeficiente de variação (CV), como pode ser observado nestas tabelas. Analisando os CVs, pode-se dizer que houve uma boa homogeneidade dos valores, pois todos ficaram abaixo de 50%. Analisando estas tabelas também é possível concluir que os valores obtidos foram coerentes ao esperado, isto é, considerando ou os ensaios com 1024 ou os com 512 amostras, os valores da mão se fechando (Tabela 5.1) devem ser maiores que os valores da mão fechada (Tabela 5.2), que por sua vez devem ser maiores que os valores da mão se abrindo (Tabela 5.3).

5.2.2 Movimentos aplicando força normal

Entenda-se por força normal quando a pessoa sendo analisada executa movimentos de fechar a mão e mantê-la fechada aplicando força normal ou moderada, como se, por exemplo, estivesse segurando um objeto com 1kg. Obviamente que esta definição por não ser um simples valor numérico possa gerar confusão ao leitor, mas a intenção de se medir movimentos com força normal não é caracterizar os movimentos, mas de verificar a coerência entre dois movimentos distintos, isto é, os níveis encontrados ao fechar a mão e mantê-la fechada devem ser maiores de quando a mão está aberta e relaxada.

Tabela 5.4: Fechando a mão normalmente.

512 amostras									
	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,808	177,4	0,559	0,616	149,4	0,471	0,631	149,4	0,470
Mínimo	0,466	116,9	0,368	0,347	85,9	0,271	0,470	118,5	0,374
CV	25,5%	19,6%	19,6	22,7%	22%	22%	12%	10%	9,9%
1024 amostras									
	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,771	354,4	0,558	1,019	494,7	0,781	0,693	345,0	0,544
Mínimo	0,617	292,2	0,460	0,758	368,2	0,579	0,626	309,4	0,488
CV	10,3%	8,3%	8,3%	14,6%	13,8%	14,0%	4,2%	4,8%	4,8%

Tabela 5.5: Mão mantida fechada normalmente.

512 amostras									
	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,613	152,7	0,481	0,538	137,4	0,433	0,475	114,5	0,361
Mínimo	0,476	112,0	0,353	0,301	75,2	0,237	0,418	99,1	0,312
CV	11,3%	12,9%	13,0%	24,6%	26,0%	30,0%	5,3%	6,3%	6,3%

1024 amostras									
	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,415	203,2	0,320	0,599	290,0	0,456	0,443	216,6	0,341
Mínimo	0,387	187,0	0,294	0,431	212,7	0,335	0,374	186,8	0,294
CV	3,0%	3,8%	3,8%	15,1%	14,5%	14,4%	7,1%	6,3%	6,3%

Tabela 5.6: Abrindo a mão.

512 amostras									
	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,228	57,9	0,182	0,21	54,5	0,172	0,280	57,7	0,182
Mínimo	0,216	57,0	0,180	0,20	53,7	0,170	0,200	51,7	0,163
CV	2,3%	0,6%	0,6%	1,1%	0,6%	0,6%	15,6%	4,5%	4,5%

1024 amostras									
	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Máximo	0,198	104,1	0,164	0,378	127,3	0,200	0,200	103,5	0,163
Mínimo	0,187	96,7	0,152	0,213	112,0	0,176	0,185	95,9	0,151
CV	2,2%	3,0%	3,0%	26,3%	5,2%	5,2%	3,2%	3,2%	3,2%

Assim como nos ensaios com máxima contração voluntária, às Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6 foram divididas pela quantidade de amostras do sinal EMG original, 512 ou 1024, gerando um total de seis ensaios. Cada ensaio foi repetido três vezes, destes três valores foram extraídos o máximo, o mínimo e o coeficiente de variação (CV), como pode ser observado nestas tabelas. Os resultados destas tabelas, isto é, aplicando-se força normal, também foram satisfatórios. Analisando os CVs, pode-se dizer que houve uma boa homogeneidade dos valores, pois todos ficaram abaixo de 50%. Analisando estas tabelas também é possível concluir que os valores obtidos foram coerentes ao esperado, isto é, considerando ou os ensaios com 1024 ou os com 512 amostras, os valores da mão se fechando (Tabela 5.4) devem ser maiores que os

valores da mão fechada (Tabela 5.5), que por sua vez devem ser maiores que os valores da mão se abrindo (Tabela 5.6).

5.2.3 Visualização gráfica dos dados obtidos

Em seguida, os dados das tabelas dos itens 5.2.1 e 5.2.2 podem ser observados graficamente. Os grupos “0” mostram os movimentos de máximas contração e prolongamento e se referem às Tabelas 5.1, 5.2 e 5.3. Os grupos “1” mostram movimentos com força normal e se referem às Tabelas 5.4, 5.5 e 5.6.

	Fechando a mão (valor máximo)
	Fechando a mão (valor mínimo)
	Mão fechada (valor máximo)
	Mão fechada (valor mínimo)
	Abrindo a mão (valor máximo)
	Abrindo a mão (valor mínimo)

Quadro 1 - Legenda das Figuras 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6 e 5.7.

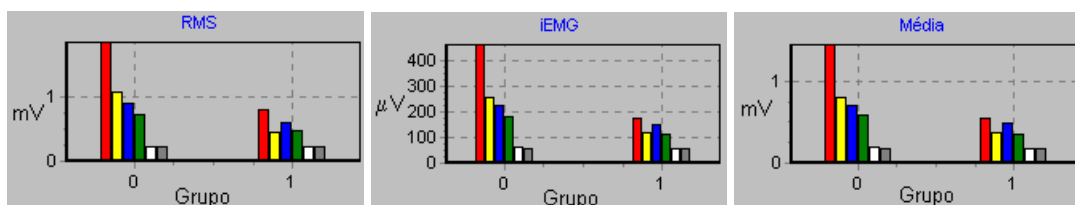


Figura 5.2 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 1.

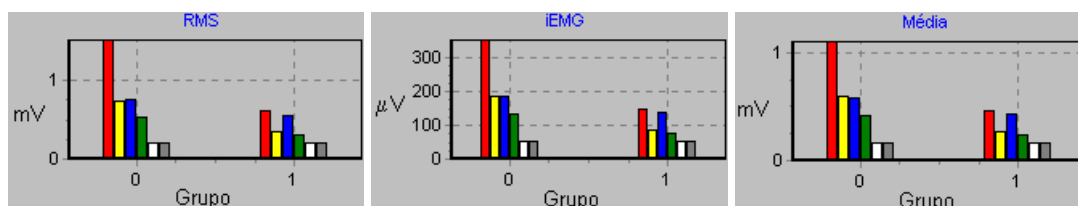


Figura 5.3 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 2.

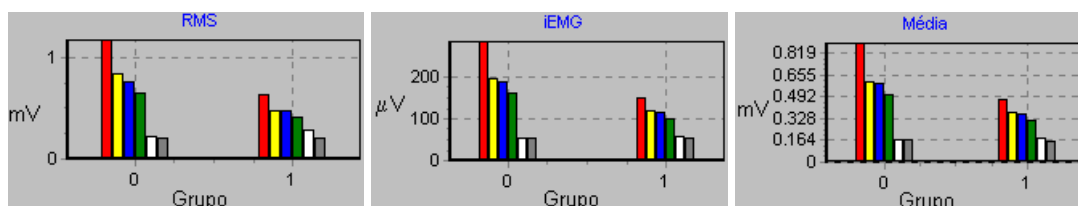


Figura 5.4 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 3.

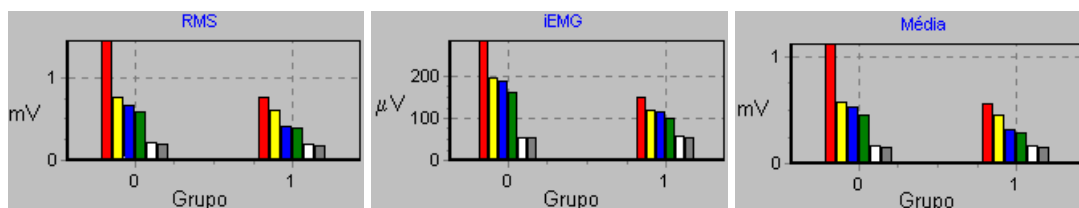


Figura 5.5 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 4.

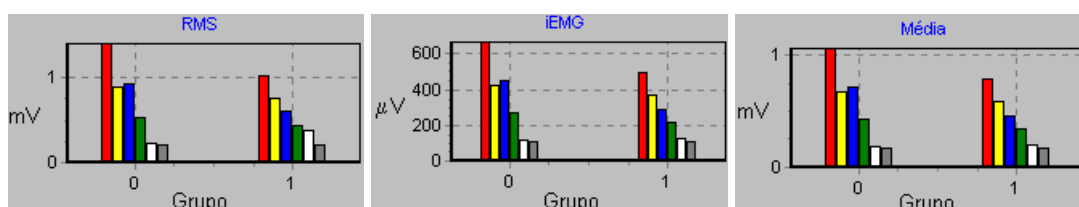


Figura 5.6 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 5.

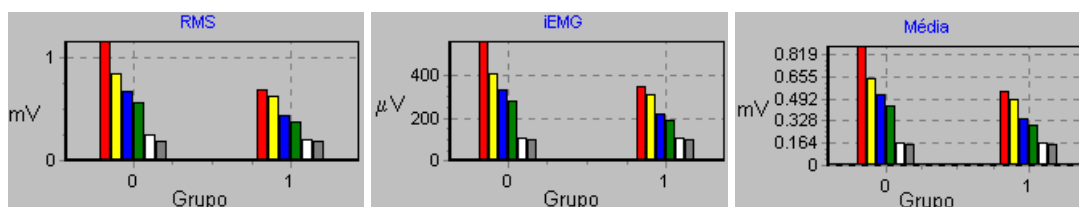


Figura 5.7 - Gráficos ilustrativos do ensaio no. 6.

Os gráficos apresentados indicam os valores máximos e mínimos (RMS, iEMG e médio) dos ensaios realizados. A importância da visualização gráfica dos dados obtidos é da facilidade de identificar a qualidade e coerência dos valores. Um bom resultado é quando existe o efeito “escada”, isto é, as colunas vermelhas devem ser a maiores, as cinzas as menores e as outras devem estar entre estas duas de forma decrescente. Além disto, a diferença entre as colunas verdes e brancas devem ser relativamente grande, por exemplo, no ensaio no. 5 (Figura 5.6), no valor RMS do grupo 1, a amplitude da coluna verde e da branca, isto é, a diferença mínima entre a mão fechada e o movimento de abrir a mão aplicando força normal, ficou muito próxima. Desta forma, os procedimentos do ensaio realizado deveriam ser revisados.

5.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

5.3.1 Diferença percentual

A Tabela 5.7 e a Tabela 5.8 mostram diferenças calculadas durante um ensaio realizado, utilizando as equações apresentadas do item 4.8.3.3:

$$MinMax = \frac{Fda_{\min} - Abr_{\max}}{Abr_{\max}} \cdot 100 \quad (5.2)$$

onde *MinMax* é a diferença percentual mínima entre a mão fechada e a mão se abrindo para os valores RMS, iEMG e média, Fda_{\min} é o valor mínimo calculado sobre o sinal da mão fechada e Abr_{\max} é o valor máximo calculado sobre o sinal da mão se abrindo.

A Figura 5.8 mostra de forma gráfica, como exemplo, os valores RMS de um ensaio realizado, indicando os parâmetros utilizados na equação (5.2). O grupo '0' gera a Tabela 5.7 e o grupo '1' gera a Tabela 5.8.

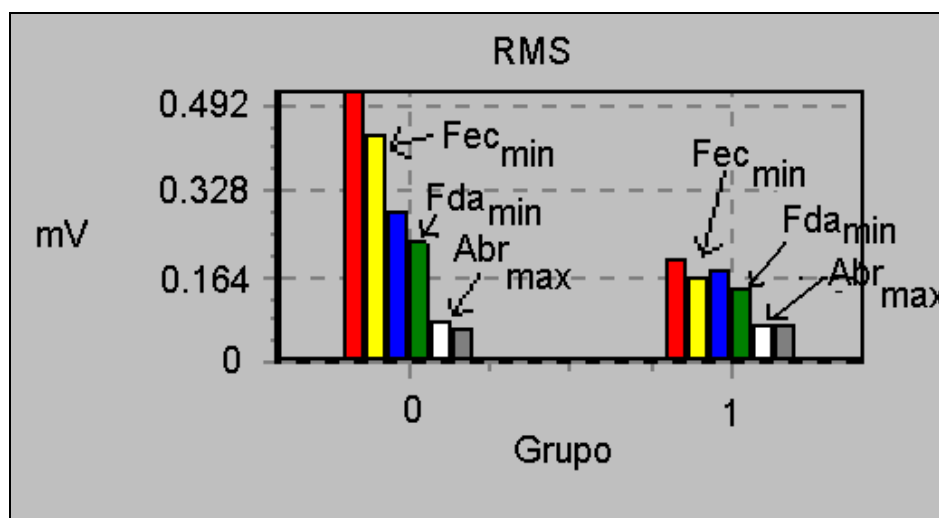


Figura 5.8 – Demonstração gráfico dos valores RMS encontrados em um ensaio, grupo '0': aplicando força máxima, Grupo '1': aplicando força normal.

Uma vez que a diferença percentual dos parâmetros do EMG entre dois movimentos distintos possuam uma diferença suficientemente distintas, é possível, desta forma, caracterizar o movimento. A Tabela 5.7 mostra claramente uma grande

diferença entre os movimentos, em todos os parâmetros. A diferença mínima encontrada foi de 128,8%, o que fornece uma margem razoavelmente segura para diferenciar os movimentos, como pode ser observado na Figura 5.9, que mostra uma grande área onde o limite diferenciador de movimentos pode ser definido.

Tabela 5.7: Diferenças entre os valores mínimos do movimento de contração voluntária máxima (mão fechada) e os valores máximos do movimento de prolongamento (abrindo a mão).

	RMS	iEMG	Média
Ensaio 1	212,2%	200,3%	201,3%
Ensaio 2	150,9%	151,9%	151,7%
Ensaio 3	199,8%	197,6%	197,5%
Ensaio 4	160,7%	174,0%	173,5%
Ensaio 5	133,5%	137,3%	136,9%
Ensaio 6	128,8%	154,1%	154,4%

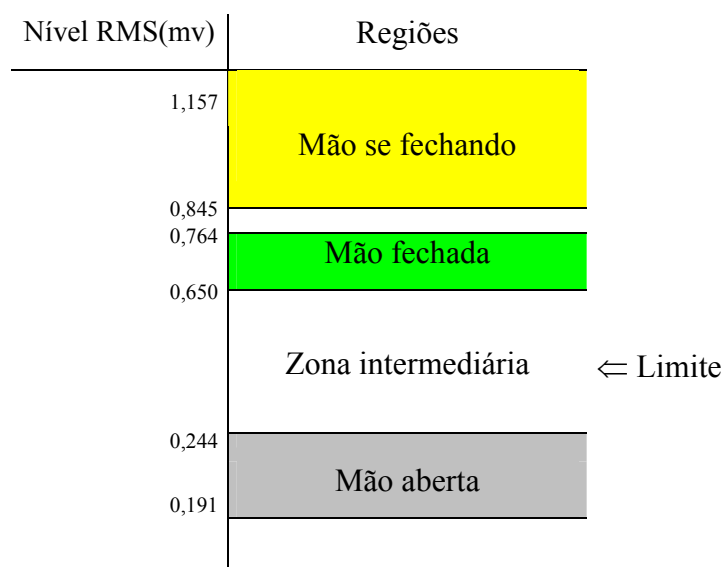


Figura 5.9 – Ilustração em zonas do ensaio no. 6.

A Tabela 5.8 mostra as diferenças entre os valores RMS da mão fechada e do movimento de abrir a mão aplicando força normal. O ensaio 5 apresentou uma diferença para o valor RMS de 14,2% demonstrando uma diferença bastante pequena, isto pode significar que quando a mão estava fechada quase que não houve sinal. Isto pode acontecer por vários motivos, como, por exemplo, os eletrodos

podem ter perdido contato com a pele ou sua impedância é muito baixa devido ao suor, ou, ainda, a região onde os eletrodos foram colocados apresentou um baixo sinal eletromiográfico. Mas, analisando os outros valores desta tabela e considerando que foram gerados por movimentos com força normal, os resultados foram satisfatórios, por apresentaram uma diferença maior que zero, estando de acordo com o esperado.

Tabela 5.8: Diferenças entre os valores mínimos da mão fechada e os valores máximos do movimento de prolongamento (abrindo a mão).

	RMS	iEMG	Média
Ensaio 1	108,2%	93,4%	93,4%
Ensaio 2	43,1%	38%	37,7%
Ensaio 3	49,4%	71,9%	72,1%
Ensaio 4	95,6%	79,7%	79,5%
Ensaio 5	14,2%	67,2%	67,1%
Ensaio 6	87,3%	80,5%	80,5%

5.3.2 Coeficiente de variação

Na Tabela 5.9 e na Tabela 5.10 os coeficientes de variação (CV) encontrados foram reunidos. Os mesmos indicam o quanto os valores estão dispersos para os três ensaios realizados neste caso. Todos os valores ficaram abaixo de 50%, como esperado. Quando valores acima deste percentual são encontrados indicam que houve falha em algum processo de captação, como por exemplo, perda de contato do eletrodo com a pele, curto-circuito entre os eletrodos devido ao suor ou o ponto de captação é inapropriado. Outro ponto a ser observado é que quando os EMGs são formados por 1024 leituras (amostras) os CVs, de um modo geral, tornam-se menores.

Tabela 5.9: Coeficiente de variação de ensaios repetidos três vezes para movimentos com contração voluntária máxima.

Amostras	Ensaio 1			Ensaio 2			Ensaio 3		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
	Fechando a mão com contração voluntária máxima								
512	26,3%	28,6%	28,5%	29,9%	25,5%	25,4%	14,6%	16,0%	16,2%
1024	26,3%	27,3%	27,3%	19,0%	19,1%	19,1%	13,3%	13,4%	13,4%
	Mão mantida fechada com contração voluntária máxima								
512	8,3%	8,1%	7,9%	14,7%	13,2%	13,3%	7,1%	6,9%	6,8%
1024	5,3%	6,0%	6,0%	22,7%	20,1%	20,9%	7,5%	7,9%	7,8%
	Mão sendo aberta								
512	3,5%	4,0%	4,1%	1,0%	0,3%	0,3%	2,3%	1,1%	1,1%
1024	6,3%	2,9%	2,9%	5,1%	3,4%	3,5%	10,1%	3,7%	3,7%

Tabela 5.10: Coeficiente de variação de ensaios repetidos três vezes para movimentos aplicando força normal.

Amostras	Ensaio 4			Ensaio 5			Ensaio 6		
	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média	RMS	iEMG	Média
Amostras	Fechando a mão com força normal								
512	25,5%	19,6%	19,6	22,7%	22%	22%	12%	10%	9,9%
1024	10,3%	8,3%	8,3%	14,6%	13,8%	14,0%	4,2%	4,8%	4,8%
	Mão mantida fechada com força normal								
512	11,3%	12,9%	13,0%	24,6%	26,0%	30,0%	5,3%	6,3%	6,3%
1024	3,0%	3,8%	3,8%	15,1%	14,5%	14,4%	7,1%	6,3%	6,3%
	Mão sendo aberta								
512	2,3%	0,6%	0,6%	1,1%	0,6%	0,6%	15,6%	4,5%	4,5%
1024	2,2%	3,0%	3,0%	26,3%	5,2%	5,2%	3,2%	3,2%	3,2%

Analisando os valores da Tabela 5.9 e da Tabela 5.10 pode-se dizer que houve uma boa repetibilidade, principalmente aos valores encontrados da mão sendo aberta, de modo geral, que deve-se ao fato do sinal deste movimento no local onde os eletrodos foram colocados deve raticamente nulo.

5.3.3 Definição de limites RMS para diferenciação de movimento

Analisando os resultados dos ensaios preliminares constatou-se que o valor iEMG está relacionado ao número de aquisições e, conseqüentemente, ao tempo de amostragem, ao contrário do valor RMS, que independe do número de aquisições,

como pode ser observado nas Tabelas 5.1, 5.2, 5.3, 5.4, 5.5 e 5.6. Também, analisando os ensaios anteriores, verifica-se que quando a mão está sendo contraída, o valor RMS do EMG pode assumir valores dentro de uma certa faixa acima dos valores de quando a mão está sendo repousada. Sendo assim, o valor RMS pode ser utilizado para diferenciar os movimentos.

Para comprovar tal teoria alguns testes foram realizados utilizando o valor RMS máximo do movimento de abrir a mão com máximo prolongamento. Para exemplificar, o ensaio 2 da Tabela 5.3 foi analisado. O valor RMS em questão é de 0,206mV. Como margem de segurança, um acréscimo deve ser inserido, chamado de “sensibilidade RMS”, discutido no item 4.8.5. O novo valor RMS limite deve ser calculado utilizando-se a Equação (4.23), por exemplo, para uma margem de segurança de 20%, 40%, 60%, 80% e 100% tem-se:

$$20\% \rightarrow RMS_{lim} = \frac{V_{rms} \cdot (Sensib + 100)}{100} = \frac{0,206 \cdot (20 + 100)}{100} = 0,247 \text{ mV}$$

$$40\% \rightarrow RMS_{lim} = 0,288 \text{ mV}$$

$$50\% \rightarrow RMS_{lim} = 0,309 \text{ mV}$$

$$100\% \rightarrow RMS_{lim} = 0,412 \text{ mV}$$

$$200\% \rightarrow RMS_{lim} = 0,824 \text{ mV}$$

ou seja, se os EMGs apresentarem valores RMS menores que o RMS_{lim} , a mão será considerada aberta, caso contrário, fechada.

O EMG da Figura 5.10 possui um nível RMS igual a 0,80mV, ou seja, no caso de um fator de segurança de até 100% ser acrescentado, a mão seria considerada fechada, como esperado.

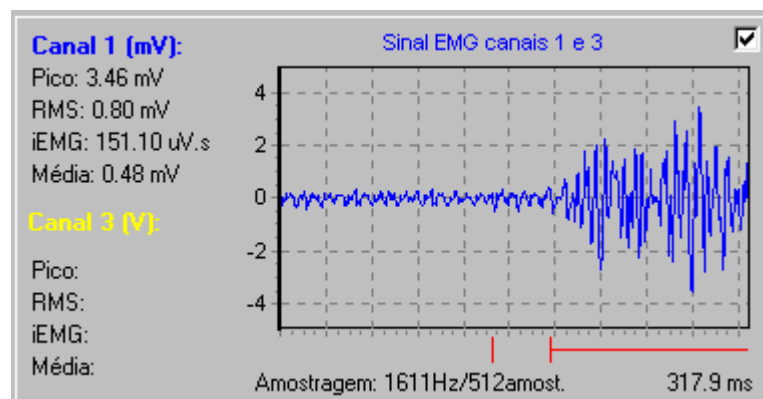


Figura 5.10 - EMG da mão fechando com máxima contração.

O EMG da Figura 5.11 é originado da captação de quando uma mão estava aberta, apresenta nível RMS igual a 0,21mV. Usando o valor calculado com um fator de segurança de 20%, 0,247mV, o *software* consideraria a mão aberta, como esperado, mas os valores estão bem próximos, com diferença de 17,6% somente, portanto, o fator de segurança de 20% parece não ser suficientemente segura. Aplicando-se um fator de 40%, a diferença torna-se 37,1%, parecendo ser mais razoável.

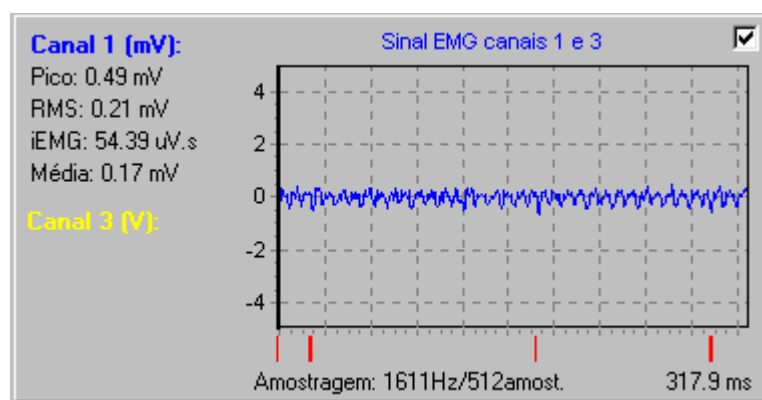


Figura 5.11 – EMG da mão aberta, apresentando níveis bastante baixos.

O EMG da Figura 5.12 foi registrado com a mão aberta e apresenta um ruído desconhecido, que pode ter sido gerado por vários fatores, como artefatos mecânicos ou por sinal de outros músculos do corpo. Este EMG apresenta, devido ao ruído, um nível RMS de 0,29mV, necessitando de um fator de segurança igual ou maior que 50% (0,309mV) para que o *software* o considere como originado de uma mão aberta, porém, o ideal é que este ruído seja detectado, pois sua influência poderia mascarar o valor RMS, gerando uma interpretação errada do movimento.

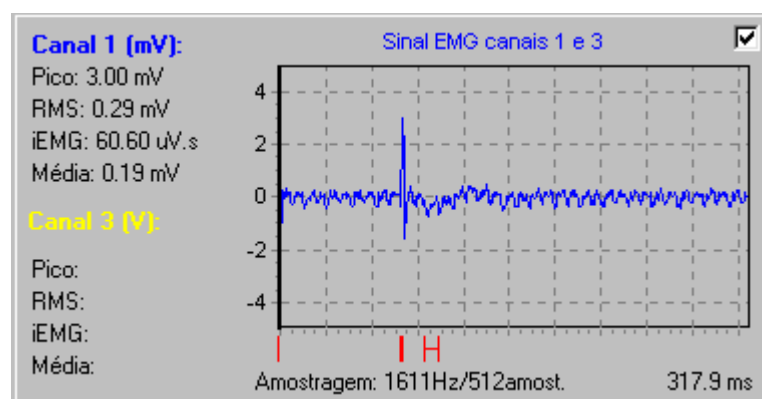


Figura 5.12 - EMG da mão aberta, apresentando ruído desconhecido.

5.4 DEFINIÇÃO DE DURAÇÃO MÍNIMA DO SINAL

O tipo de ruído apresentado no EMG da Figura 5.12 eleva o nível RMS de forma considerada, mas, por possuir uma duração bastante curta, a duração mínima do sinal pode ser outro parâmetro para definição de movimento, além do nível RMS. Como discutido no item 4.8.4, dois parâmetros devem ser inseridos, a frequência mínima do sinal e o nível mínimo. A Figura 5.13 mostra o recorte da janela principal referente a configuração destes parâmetros.

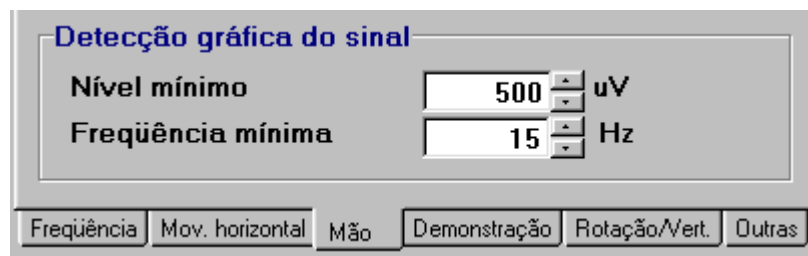


Figura 5.13 – Configuração da frequência e nível mínimos para detecção da existência de sinal.

Na Figura 5.14 estão indicados os intervalos detectados de um EMG da mão aberta apresentando ruído, considerando um nível mínimo de $500\mu\text{V}$ e frequência mínima de 15Hz . O maior intervalo encontrado é de $20,49\text{ms}$ e o total dos intervalos encontrados é de $44,08\text{ms}$.

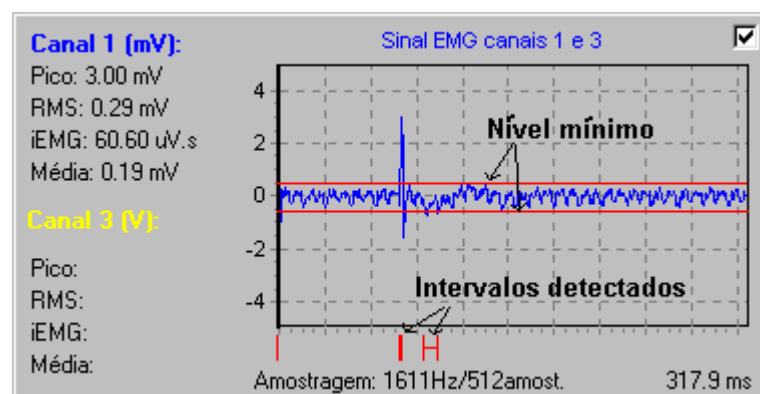


Figura 5.14 – EMG e indicação do nível mínimo para detecção da existência de sinal, no exemplo, $500\mu\text{V}$.

Desta forma, três parâmetros são configuráveis para detecção de movimento: sensibilidade RMS, duração do maior sinal e duração total.

A Figura 5.15 é um recorte da janela principal do programa. Na área “Detecção de movimento”, a duração mínima que o maior sinal encontrado no EMG deve possuir pode ser configurado, no campo “Duração mínima”. No campo “Duração total mínima” pode-se configurar o tempo mínimo que o sinal deve estar presente no EMG, considerando a soma de todos os intervalos encontrados. Esta figura mostra leituras encontradas a partir da Figura 5.14 e possui um nível RMS de 0,29mV, maior que os 0,25mV esperados (considerando uma sensibilidade de 20%), mas devido a duração do sinal que foi configurada, a mão é considerada aberta, como esperado. Este procedimento, pode-se concluir, minimiza o problema gerado por ruídos desconhecidos presentes no sinal.

The screenshot shows a software window titled "Movimentos da mão" (Hand Movements). It contains several sections for configuring and displaying EMG signal analysis results.

Movimentos da mão
Eletromiógrafo/canal 1
Filtro: Fase Zero

Leituras

Status mão: Aberta

Duração maior sinal: 20.49 ms

Duração total: 44.08 ms

Nível RMS: 0.29 mV

Buttons: Abrir, Fechar, Executar movimento (checked)

Detecção de movimento

Duração mínima: 100 ms

Duração total mínima: 300 ms

Sensibilidade RMS: 20 %

Nível RMS mínimo: 0.25 mV

Detecção gráfica do sinal

Nível mínimo: 500 uV

Frequência mínima: 15 Hz

Buttons at the bottom: Frequência, Mov. horizontal, Mão, Demonstração, Rotação/Vert., Outras

Figura 5.15 – Configuração dos parâmetros para detecção de movimento.

6 PROTÓTIPO EXPERIMENTAL DA PRÓTESE PARCIAL DA MÃO

6.1 ASPECTOS CONSTRUTIVOS

Para demonstrar visualmente alguns dos movimentos captados pelos sensores (eletrodos e acelerômetro) e analisados pelo programa foi desenvolvida uma prótese parcial experimental de uma mão. Os movimentos que a prótese executa são os de abrir e fechar a mão e a rotação do punho.

Para a execução do movimento foram escolhidos servomotores Futaba modelos S3003, pois possuem um tamanho bem reduzido, medem 40,4x9,8x36mm e pesam 38g, compatíveis com as dimensões do membro humano. Estes motores são posicionados por sinais PWM com largura de pulso entre 0,5 e 2,5 ms e com frequência de 50Hz, como ilustrado na Figura 6.1. Também fornecem um torque de 3,2kg/cm e velocidade de 0,23s/60°.

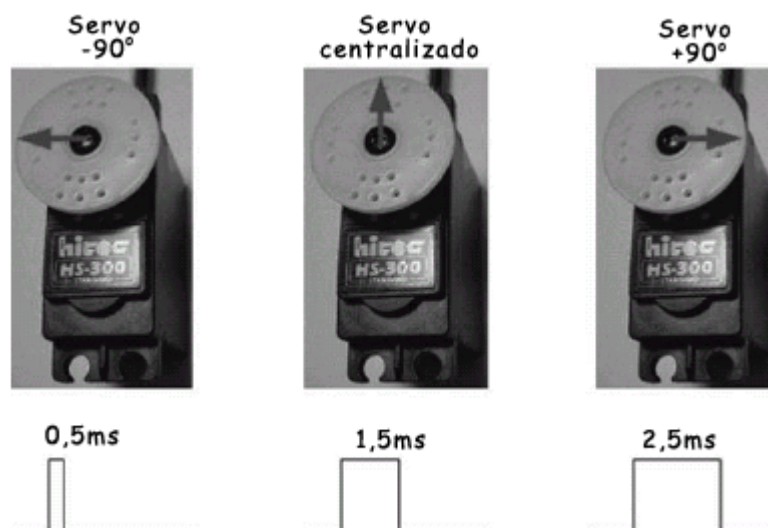


Figura 6.1 – Posições do servomotor e correspondente largura de pulso necessária.

Fonte: Ton-Thai Pan *et al.*, 2004.

Os movimentos de fechar e abrir a mão são representados por dois dedos, um deles fixo e outro móvel posicionado diretamente sobre o eixo de um dos servomotores. A Figura 6.2 mostra um desenho esquemático mostrando a forma dos dedos e o posicionamento do servomotor.

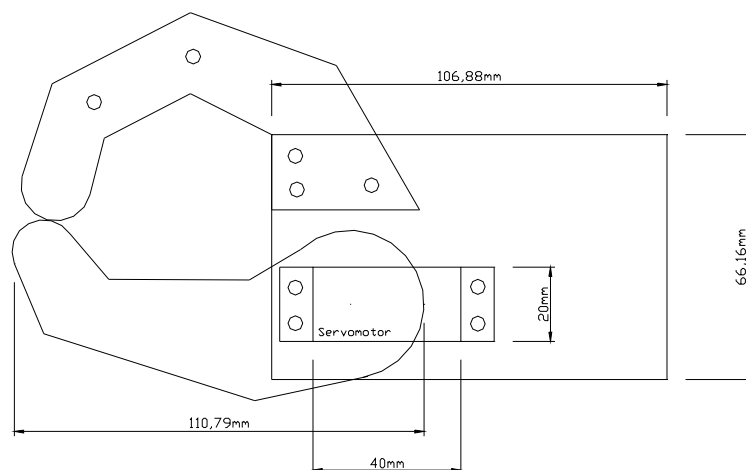


Figura 6.2 – Desenho esquemático da prótese da mão.

A Figura 6.3 é uma foto da prótese experimental construída para executar os movimentos de fechar e abrir a mão e rotacionar o punho.



Figura 6.3 – Foto da prótese experimental desenvolvida.

Para simulação da rotação do punho foi adaptado à mão robótica um servomotor fixado em um suporte de madeira, como mostrado na Figura 6.4, permitindo uma rotação de 180°.

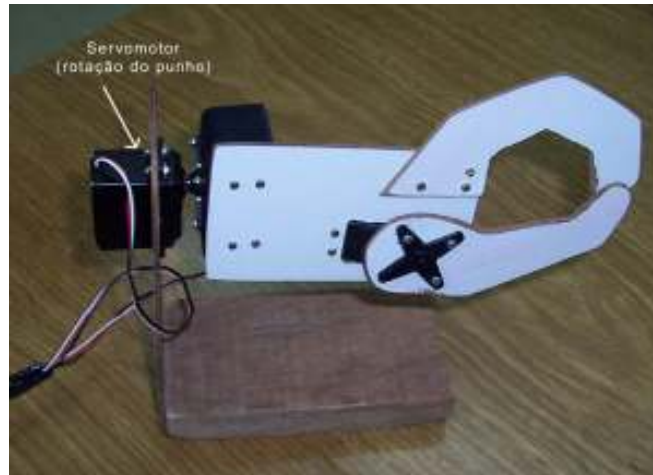


Figura 6.4 – Prótese da mão detalhando o servomotor responsável pela simulação da rotação do punho.

A Figura 6.5 mostra em detalhe a fixação do servomotor de rotação do punho.

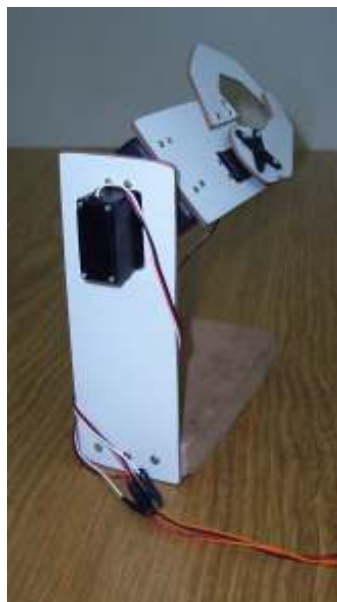


Figura 6.5 – Vista traseira da prótese.

6.2 DEMONSTRAÇÃO DE RESULTADOS

6.2.1 Movimentos reais da prótese parcial

A Figura 6.6 mostra uma sequência de movimentos reais dos movimentos de fechar e abrir a mão, representados pelos “dedos” da prótese. O movimento de rotação do punho é demonstrado pela rotação da “mão” robótica e pode variar entre os ângulos -90° a $+90^\circ$, considerando 0° , quando o braço está totalmente na posição horizontal (Figura 6.6 d).

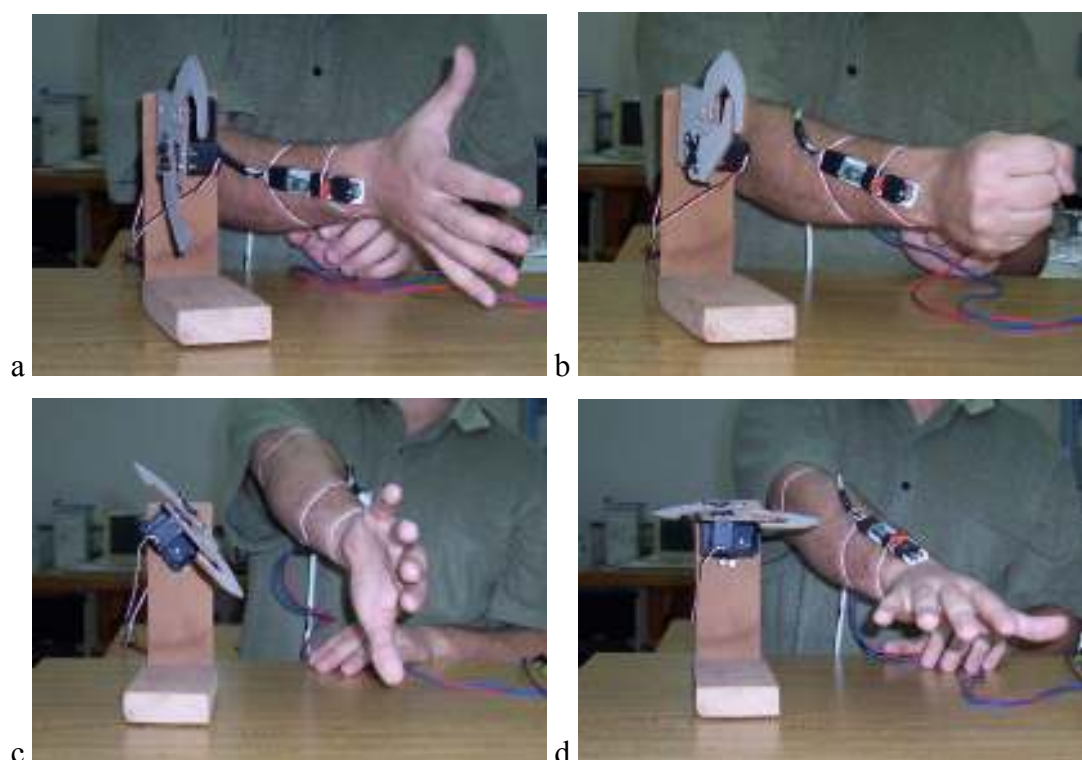


Figura 6.6 – Prótese parcial repetindo os movimentos da mão e rotação do braço.

A prótese é movimentada ao mesmo tempo que o indivíduo sendo analisado executa os movimentos, pois o processamento dos sinais captados são feitos *online*, mas devido ao tempo gasto pelo computador para fazer as análises, ocorre um atraso de reposta, que ficou entre 0,5 e 1s nos ensaios realizados. A Figura 6.7 mostra duas fotos da prótese com a respectiva posição da mão e rotação do punho.

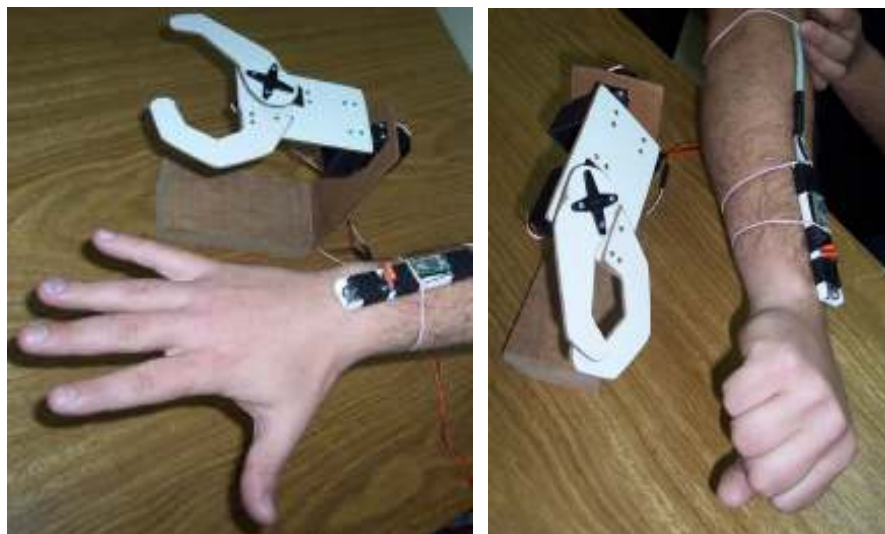


Figura 6.7 – Ensaio realizado com a prótese.

6.2.2 Visualização virtual dos movimentos

Na aba “Demonstração” (Figura 6.8) situada na janela principal do programa encontra-se uma caixa marcadora “Plotar movimentos”. Se selecionada, todos os movimentos do braço disponíveis, horizontal, vertical e de rotação, e os movimentos da mão são desenhados virtualmente na tela do computador. Esta opção é acessada clicando-se no botão “Plotagem” (Figura 6.9).



Figura 6.8 – Aba “Demonstração”.



Figura 6.9 – Seleção e visualização virtual dos movimentos do braço.

A tela de plotagem está demonstrada na Figura 6.10. Os desenhos são feitos utilizando a tecnologia *OpenGL* que é uma biblioteca gráfica de acesso livre, suas rotinas são buscadas na *DLL* chamada *OpenGL32.dll*, já embutida no sistema operacional *Windows*. As ilustrações são feitas desenhando-se três paralelepípedos,

um é o braço e os outros dois representam a mão (ou os dedos). A movimentação do braço é executado pela mudança das coordenadas XYZ do desenho. A movimentação dos dedos é realizada mudando-se as coordenadas das pontas dos dois paralelepípedos referentes aos dedos, dando a impressão de “fechar” e “abrir”.

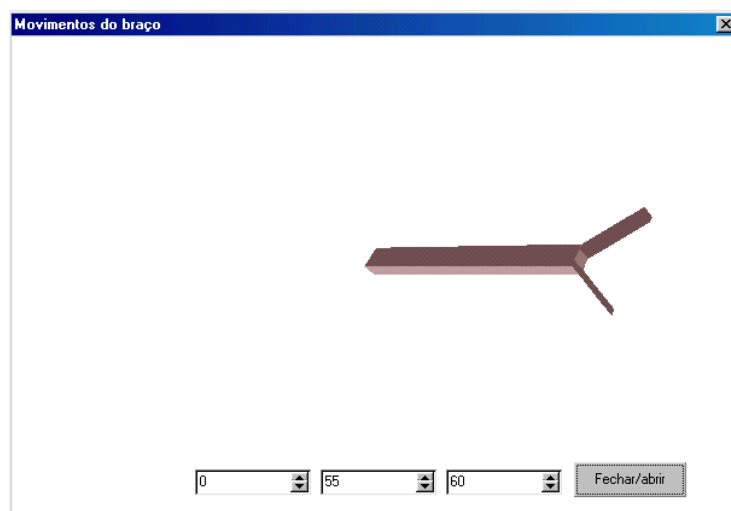


Figura 6.10 – Tela de visualização dos movimentos disponíveis do braço e de fechar e abrir a mão, mostrando a “mão” aberta.

A Figura 6.11 mostra um exemplo de movimento com a mão fechada e o braço movimentado para a esquerda, a partir do sinal gerado pelo eletrogoniômetro. Também mostra o braço inclinado para baixo, a partir do sinal gerado por um dos eixos do acelerômetro.

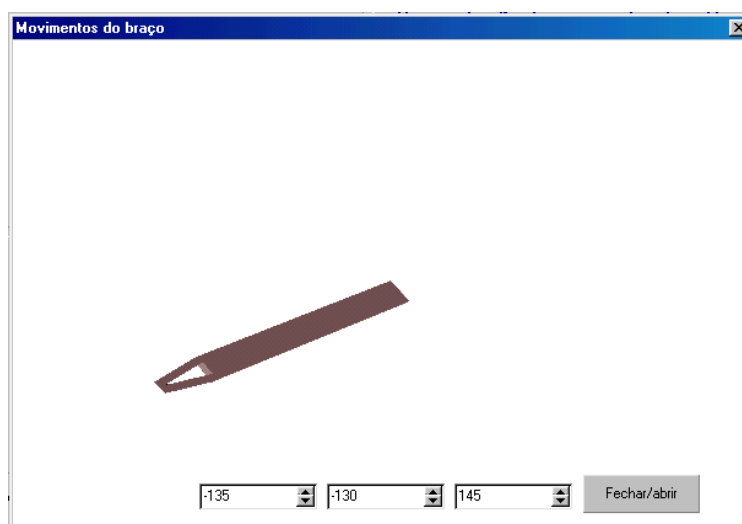


Figura 6.11 – Tela de visualização dos movimentos disponíveis do braço e de fechar e abrir a mão, mostrando a “mão fechada”.

A Figura 6.12 mostra o braço rotacionado pelo sinal gerado por um dos eixos do acelerômetro

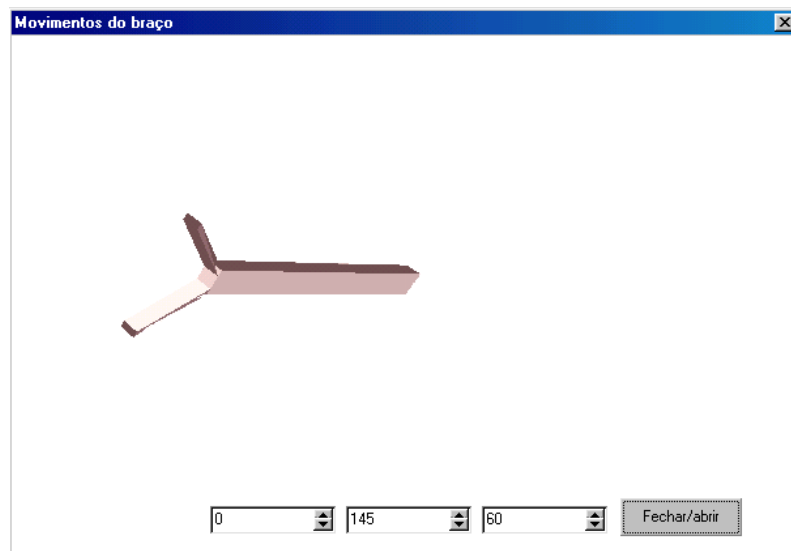


Figura 6.12 – Visualização gráfica com detalhe à rotação do braço gerada pelo sinal de um dos eixos do acelerômetro.

6.2.2.1 Comandos gráficos

A seguinte rotina mostra de forma simplificada como construir um retângulo em três dimensões usando as bibliotecas *OpenGL*, representando umas das paredes dos desenhos da mão, por exemplo.

procedure Draw;

const

a=0.4;

b=2.5;

c=0.25;

d=3.0;

a11:TGLArrayf3=(*a*/2, *c*, *d*);

a12:TGLArrayf3=(*a*/2, 0, *d*);

a13:TGLArrayf3=(*a**3/4, *c*, *b*);

a14:TGLArrayf3=(*a**3/4, 0, *b*);

begin

glBegin(*GL_QUADS*);

glVertex3fv(@*a12*); *glVertex3fv*(@*a14*); *glVertex3fv*(@*a13*); *glVertex3fv*(@*a11*);

```
glEnd;  
end;
```

A seguinte rotina deve ser usada para rotacionar o desenho:

```
glRotatef(Angle,X,Y,Z);
```

onde *Angle* é o ângulo desejado e *X*, *Y* e *Z* indica qual ou quais eixos devem ser rotacionas, habilitados em 1 e desabilitados em 0.

Obviamente existem muito mais comandos envolvidos nesta biblioteca gráfica. Ainda pode-se desenhar várias formas geométricas diferentes com diversas opções de forma, textura e iluminação, por exemplo. Também, usando os comandos de rotação, é possível dar movimento a objetos.

6.2.3 Montagem final

A Figura 6.13 mostra em detalhes a montagem e a fixação do eletrogoniômetro e do acelerômetro. O eletrogoniômetro está sobre seu próprio *kit* de desenvolvimento (ADXRS300EB) fornecido pelo próprio fabricante (*Analog Devices*). O acelerômetro (ADXL203 também da *Analog Devices*) está fixado com silicone para evitar um deslocamento indesejado.



Figura 6.13 – Detalhe do conjunto acelerômetro e eletrogoniômetro preso ao braço.

A Figura 6.14 mostra a montagem final. A mesma inclui a prótese parcial da mão (1) conectado a saídas digitais do sistema de controle (4) com dedos que abrem

e fecham e o punho que gira em um grau de liberdade 180°. A Figura 6.14 também mostra um eletromiógrafo de dois canais (2) e duas baterias de 12V e 2,5Ah (3). No lado direito superior está a caixa que contém o sistema de aquisição e controle (4), esta parte é conectada à porta paralela do computador sendo utilizado. Abaixo (5) está o acelerômetro e o eletrogoniômetro protegidos por um invólucro e conectados ao sistema de aquisição.

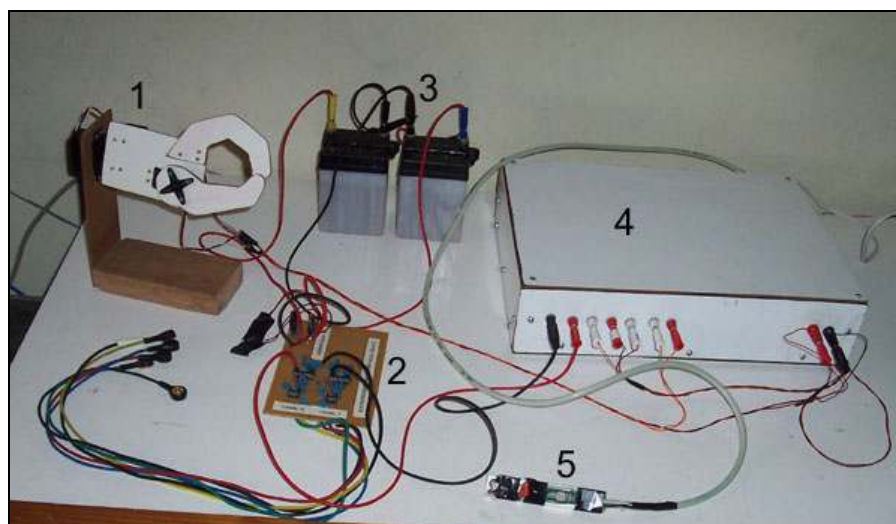


Figura 6.14 – Montagem final, prótese parcial (1), eletromiógrafo (2) e baterias (3), sistema de aquisição (4) e eletrogoniômetro e acelerômetro (5).

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

7.1 CONCLUSÕES

O objetivo deste presente trabalho foi estudar a integração de partes de um braço humano com um braço robótico através de uma implementação experimental de algumas juntas robóticas do braço, movimentadas pelos sinais eletromiográficos naturais de uma pessoa.

Com o trabalho foi possível conhecer as características elétricas do sinal e como deve ser amplificado, filtrado e condicionado por um eletromiógrafo para ser injetado em um conversor AD. Pelos estudos realizados a frequência do sinal pode ser limitada entre 20 e 500Hz, pois esta frequência já fornece informações suficientes para execução dos objetivos propostos neste trabalho. Porém, o eletromiógrafo utilizado possuía um filtro passa-faixa entre 20 e 800Hz, por isso, devido ao teorema de Nyquist, a leitura foi realizada com uma frequência de, no mínimo, 1,6kHz para evitar *aliasing*. Em consequência, EMGs com muitas amostras são adquiridos, aumentando o tempo de análise, provocando uma demora maior na resposta à prótese.

Também foi possível fazer o processamento digital do EMG no domínio do tempo, da frequência e alguns filtros e tratamentos possíveis a um EMG. A partir do sinal filtrado digitalmente foi possível extrair parâmetros como o RMS e iEMG. Além disso, também foi gerado o espectro de frequência do sinal, fornecendo informações como moda e mediana do espectro. Porém, estas duas últimas informações não foram utilizadas, porque bastou o valor RMS e a duração dos m.u.a.p.s para caracterizar o movimento da mão. Mas é importante ressaltar que o espectro pode possuir importantes informações sobre a atividade muscular, como a

fadiga, por exemplo. Portanto, o tratamento digital ainda pode ser amplamente explorado a partir de todo conjunto montado neste trabalho (*hardware* e *software*).

Para caracterização de movimentos de fechar e abrir a mão foi escolhido o valor RMS do sinal. Um dos motivos da utilização deste parâmetro é que ele não está diretamente relacionado ao tempo de duração de cada EMG (janelamento) e, conseqüentemente, da frequência de amostragem, ao contrário do iEMG, que é proporcional ao tempo de amostragem e que exigiria uma normalização em tempo do sinal.

Nos ensaios realizados, o nível RMS do sinal da mão contraída ou se contraindo apresentou-se, no mínimo, 100% maior que o nível RMS da mão em repouso. Sendo assim, pode-se definir um limite entre as duas posições da mão, fechada e aberta, considerando como limite um valor intermediário entre os encontrados durante os ensaios. Um valor de 40% acima do nível RMS máximo da mão em repouso mostrou-se ser o mais recomendado para diferenciação dos movimentos (valor limite).

A duração dos m.u.a.p.s do EMG foi outra informação utilizada para caracterizar os movimentos da mão. Ensaios mostraram que ruídos e sinais indesejados poderiam mascarar o nível RMS, pois alguns apresentavam amplitude elevada. Mas também foi constatado que a maioria destes ruídos e sinais apresentavam uma curta duração, menor que 100ms, sendo assim, foi desenvolvido um algoritmo que identificava sua presença, impedindo uma interpretação errada do movimento da mão.

Adicionalmente, também foram inseridos sensores de aceleração, inclinação e giro, permitindo que a rotação do punho e a posição vertical do braço fossem conhecidas a partir das características de inclinômetro do acelerômetro utilizado. Também foi possível conhecer a posição horizontal do braço pela variação de giro do eletrogoniômetro. Entretanto, estes sensores poderiam ser usados para gerar outras informações importantes de movimento de próteses, como a própria aceleração, velocidade, deslocamento e força, bastando, para isso, fazer modificações e inclusões de rotinas no *software* desenvolvido.

Para demonstração real dos movimentos, foi construída uma prótese parcial da mão e o punho de um braço utilizando servomotores. O tempo de atraso entre o

movimento do indivíduo e a resposta à prótese encontrou-se entre 0,5 e 1s, que é o tempo de análise do sinal. Este tempo poderia ter sido reduzido fazendo uma otimização nos cálculos do *software*, com a identificação e retirada de rotinas desnecessárias, com o uso de valores inteiros ao invés de valores com ponto flutuante e com o processamento paralelo com a aquisição do sinal.

7.2 PROPOSTAS DE CONTINUIDADE

A realização deste trabalho assim como, as dificuldades encontradas, dúvidas e sugestões de soluções, permitem listar possibilidade de continuação relacionadas à linha de pesquisa de Engenharia Biomédica do grupo de pesquisa, entre as quais destacam-se:

- a) Melhoria da mão mecânica, acrescentando outros graus de liberdade;
- b) Análise dos sinais obtidos, neste trabalho, por processos estocásticos;
- c) Avaliação estatística baseada em projeto de experimentos: fatorial completo;
- d) Melhoria do sistema de controle, incluindo circuitos dedicados ao controle dos servomotores;
- e) Troca do PC por um sistema operacional embarcado com comunicação celular integrada;
- f) Substituir o eletromiógrafo por outro com filtros mais adequados ao experimento;
- g) Acrescentar análise baseada em eletro-encefalograma (EEG), permitindo a substituição da EMG;
- h) Revisão das rotinas do *software* para tratamento do EMG com o objetivo de acelerar o processamento;
- i) Desenvolver as rotinas de visualização gráfica de movimentos com a tecnologia *OpenGL*;
- j) Possibilitar a análise do sinais juntamente com sua aquisição (processamento paralelo), acelerando a resposta à prótese.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

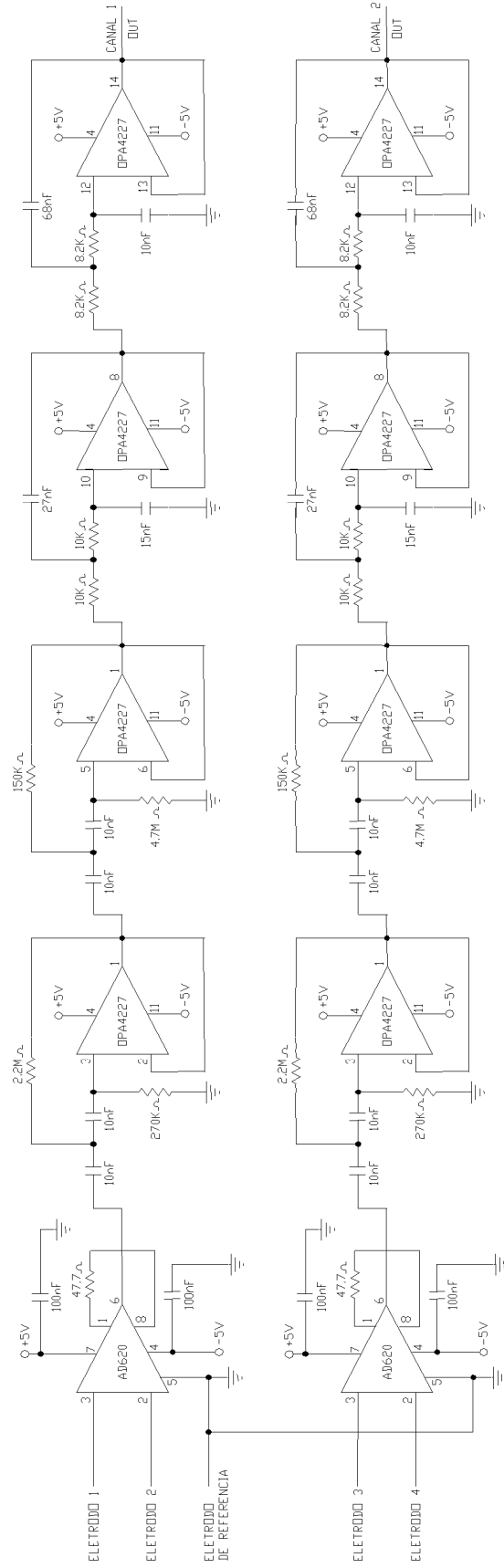
1. *Analog Devices*, <http://www.analog.com/>.
2. BASMAJIAN, J., DE LUCA, C. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. Baltimore: William & Wilkins, 1985.
3. BIEDERMAN, W. Electrophysiology. London: 1898.
4. BOUISSET, S., GOUBEL, F. Integrated electromyographical activity and muscle work. *Journal of Applied Physiology*, 1973.
5. BOUISSET, S., LESTIENNE, F., MATON, B. Relative work of main agonists in elbow flexion. In P. Komi (Ed.), *International Series on Biomechanics*, Biomechanics, Baltimore: University Park Press, 1976.
6. BOUISSET, S., MATON, B. Comparison between surface and intramuscular EMG during voluntary movement. In J. E. Desmedt (Ed.), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. Basel: Karger, 1973.
7. BRONZINO, Joseph D. The Biomedical Engineering Handbook. Vol. 1, 2^a. ed. 2000.
8. BUCHTAL, F.; ROSENFALCK, P. Elastic properties of striated muscle. Pub American Physiological Society: Washington, 1957.
9. CHAUVET, E. *et al.* Automatic identification of motor unit action potential trains from electromyographic signal using fuzzy techniques. *Medical & Biological Engineering & Computing*. Vol. 41, 2003.
10. CORREIA, P. Pezarat *et al.* Estudo da Função Neuromuscular com Recurso à Electromiografia: Desenvolvimento e Fundamentação de um Sistema de Recolha e Processamento. Revista EPISTEME, ano 1, n. 2: Portugal, 1998.

11. CZEGLÉDI, P., NAGYPAL, T., TOTH, S. Computer analysis of EMG activity recorded by aid of surface and needle electrodes. In P. Komi (Ed.), International Series on Biomechanics, Biomechanics. Baltimore: University Park Press, 1976.
12. DE LUCA, C., KNAFLITZ, M. Surface Electromyography. What's new? Monography of the Neuromuscular Research Center. Boston: Boston University, 1990.
13. DIMITROVA, Nonna Alexandrovna. Influence of the length of the depolarized zone on the extracellular potential field of a single unmyelinated nerve fibre. Electromyogr. clin. Neurophysiol., 1973.
14. DuBOIS-REYMOND, F. Untersuchngen ueber thierische elektricitäet. v.2, Berlin: 1849.
15. DUBOWITZ, V.; BROOKE, M.H. Muscle biopsy: a modern approach. London, Saunders, 1973.
16. FEPAR – Faculdade Evangélica do Paraná, <http://www.fepar.edu.br>.
17. FUGLEVAND, A. J. A Motor Unit Pool Model: Relationship of Neural Control Properties to Isometric Muscle Tension and the Electromyogram (PhD thesis), Waterloo, Canada: University of Waterloo, 1989.
18. GASSER, H.S.; ERLANGER, J. The nature of conduction of an impulse in the relatively refractory period. American J. Physiol., v.73. 1925.
19. GUYTON, A.C. Fisiologia Humana. 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A, 1988.
20. HAMONET, C., VERROUT, J., HEULEU, J. Electromyographie. Encyclopédie MédicalChirurgique, Apareil Locomoteur: 1973.
21. HERMINI, Helder Anibal, BALTHAZAR, José Manoel. Sistemas Biocibernéticos para Reabilitação Humana: Um Estado da Arte. 3º Congresso Temático de Dinâmica e Controle da SBMAC: São Paulo, 2004.
22. HODGKIN, A.L.; HUXLEY, A.F (1952). Propagation of Electrical Signals Along Giant Nerve Fibers. Proc. Royal Society of London Series B-Biological Sciences, v.140, n.899, p.177-183.

23. INMAN, V. et al. (1952). Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 4: 187-194.
24. JONSSON, B., KOMI, P. Reproducibility problems when using wire electrodes in electromyographic kinesiology. In J. E. Desmedt (Ed.), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*: 1973.
25. JONSSON, B. *Wire electrodes in electromyographic kinesiology*. Zurich: 1967.
26. KADEFORS, R., PETERSEN, I., BROMAN, H. Spectral analysis of events in the electromyogram. In J. E. Desmedt (Ed.), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. Basel: Karger, 1973.
27. KNAFLITZ, M., MERLETTI, R., DE LUCA, C. Inference of motor unit recruitment order in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, 1990.
28. KOMI, P., BUSKIRK, E. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. *Electromyography*: 1970.
29. KWATNY, E., THOMAS, D.H., e KWATNY, H.G. (1970). An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 17, 4, 303-312.
30. KUTZ, Myer. Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design. McGraw-Hill, 2003.
31. KUTZ, Myer. Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design. McGraw-Hill: 2003.
32. Laboratório de Medições Mecânicas (LMM), UFRGS, <http://www.ufrgs.br/lmm>.
33. *Laboratory for Perceptual Robotics*, <http://www-robotics.cs.umass.edu/>
34. LIPPOLD, O. C. J. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J Physiol (Lond)* 117: 492-499, 1952.
35. MARTINI, Ric. Fundamentals of Anatomy & Physiology. Prentice-Hall: 2000.

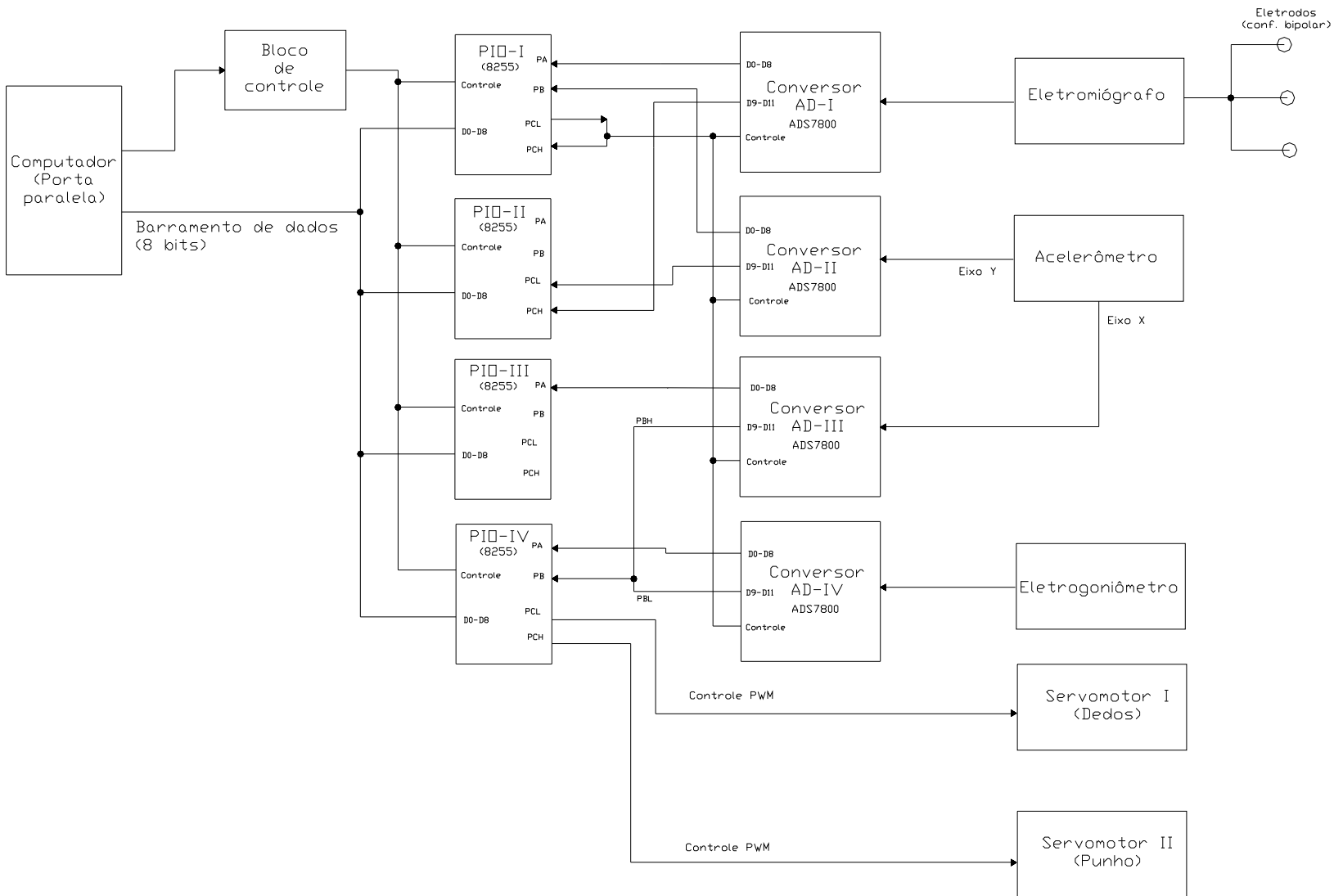
36. NIGG, Benno M. e HERZOG, Walter. Biomechanics of the Muscul – Skeletal System. Wiley-Interscience, 1994.
37. MORITANI, T., MURO, M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing contraction. European Journal of Applied Physiology, 1987.
38. ORTOLAN, Rodrigo Lício. Estudo e Avaliação de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Escola de Engenharia de São Carlos, São Paulo, 2002.
39. PERSON, R.S, MISHIN, L. N (1964). Auto and cross-correlation analysis of the electrical activity of muscles. Med Electron Biol Eng 2: 155-159.
40. ROSENFALCK P. Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibers. A physico-mathematical analysis of different models. Akademisk Forlag, Copenhagen, 1969.
41. *Sarcos Incorporate*, http://www.sarcos.com/interspec_ut_mithand.html.
42. *Texas Instruments*, <http://www.ti.com>.
43. Ton-Thai Pan *et al.* Mechatronic Experiments Course Design: A Myoelectric Controlled Partial-Hand Prosthesis Project. IEEE Transactions on Education, Vol. 47, n. 3, Agosto, 2004.
44. VREDENBREGT, J., RAU, G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. In J. E. Desmedt (Ed.), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*. Basel: Karger, 1973.
45. WINTER, David A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2^a. ed. Ontario, Canada: Wiley-Interscience, 1990.
46. WINTER, David A. Biomechanics of human movement. New York: J. Wiley Interscience Publication, 1979.
47. ZUNIGA E. N., SIMONS D. G. (1969). Non-linear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 50: 613–620.

ANEXO 1

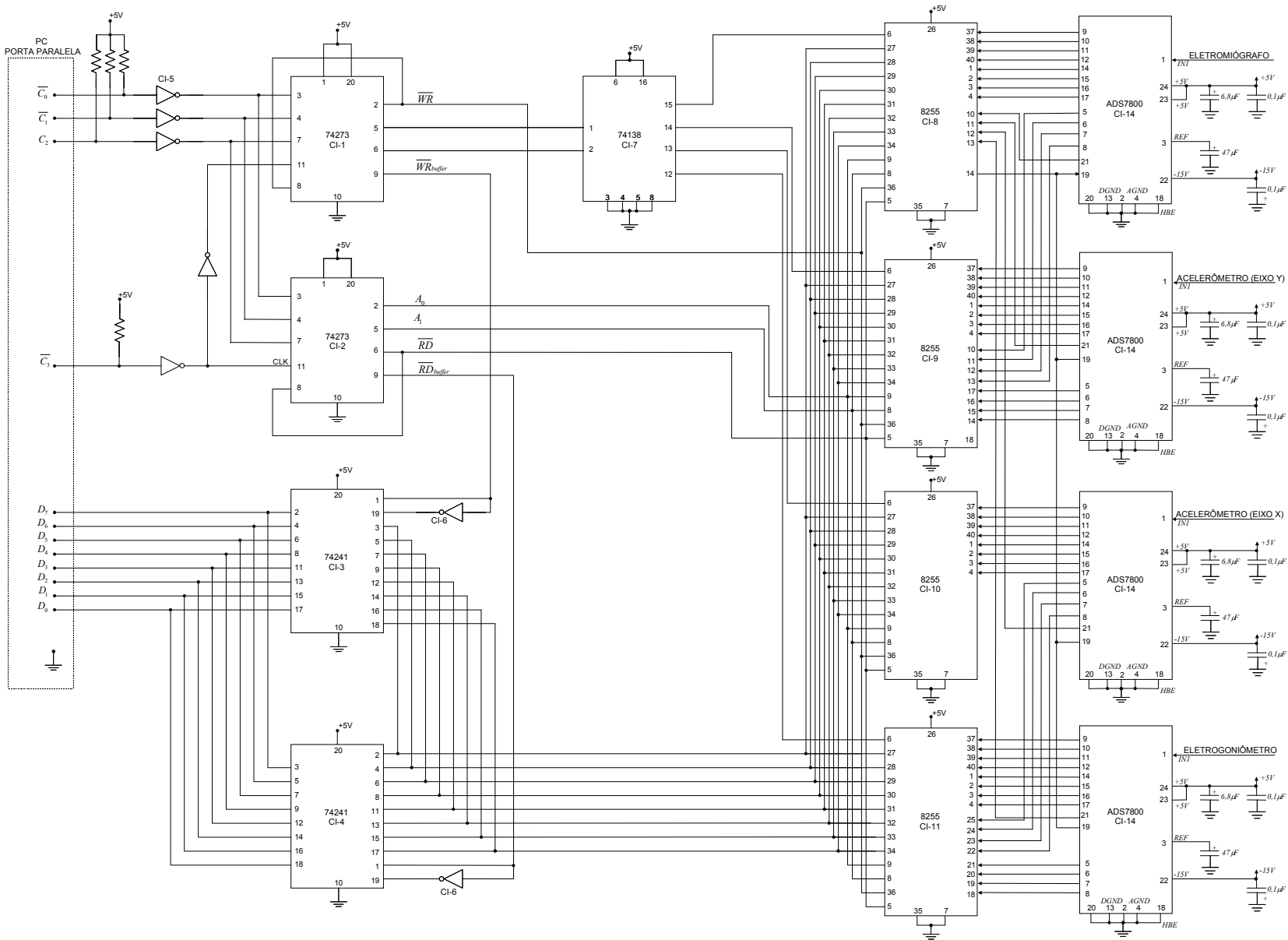


Esquema elétrico do eletromiógrafo utilizado.

ANEXO 2



Esquema em blocos do sistema de aquisição.



Esquema elétrico do sistema de aquisição.