

DANIELA MUNARETTI VIUDES

**“DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE
BIOFEEDBACK ELETROMIOGRÁFICO PARA
OTIMIZAÇÃO DO CONTROLE MOTOR”**

***“DEVELOPMENT OF ELECTROMYOGRAPHIC
BIOFEEDBACK SYSTEM FOR OPTIMIZATION OF
MOTOR CONTROL”***

**CAMPINAS
2005**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

DANIELA MUNARETTI VIUDES

**“DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE BIOFEEDBACK
ELETROMIOGRÁFICO PARA OTIMIZAÇÃO DO CONTROLE
MOTOR”**

**“DEVELOPMENT OF ELECTROMYOGRAPHIC BIOFEEDBACK
SYSTEM FOR OPTIMIZATION OF MOTOR CONTROL”**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na área de Engenharia Biomédica.

*Master dissertation presented to the Electrical Engineering
Postgraduation Programm of the School of Engineering Electrical of the University of Campinas
to obtain the M.Sc grade in Engineering Electrical, in field of Biomedical Engineering.*

Orientador: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Tutor: Associate Professor Antônio Augusto Fasolo Quevedo

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO
DEFENDIDA PELO ALUNO, E ORIENTADA PELO PROF. DR.
(em português)

CAMPINAS
2005

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE – UNICAMP

V836d	Viudes, Daniela Munaretti Viudes Desenvolvimento de sistema de biofeedback eletromiográfico para otimização do controle motor / Daniela Munaretti Viudes. --Campinas, SP: [s.n.], 2005. Orientador: Antônio Augusto Fasolo Quevedo. Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. 1. Treinamento de biorealimentação. 2. Eletromiográfico. 3. Engenharia biomédica. I. Quevedo, Antônio Augusto Fasolo. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.
-------	---

Título em Inglês: Development of electromyographic biofeedback system for
optimization of motor control.

Palavras-chave em Inglês: Training biorealimentação, Electromyographic,
Biomedical engineering.

Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica.

Banca examinadora: Joaquim Miguel Maia, Raul Bolliger Neto, Vera Lúcia da
Silveira Nantes Button.

Data da defesa: 30-08-2005.

Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica.

COMISSÃO JULGADORA: TESE DE MESTRADO

Candidata: Daniela Munaretti Viudes

Data da defesa: 30 de Agosto de 2005

Título da tese: Desenvolvimento de sistema de biofeedback eletromiográfico para otimização do controle motor

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo (Matr. 268542): Antônio Augusto Quevedo

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia: Joaquim Miguel Maia 963163

Prof. Dr. Raul Bolliger Neto: Raul Bolliger Neto 309831

Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button: Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

*Dedico esta dissertação à minha família e ao meu
amigo e noivo Antonio.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço,

a Deus por tudo;

à diretoria do Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp e da Faculdade de Engenharia Elétrica, pelo acesso a suas instalações, equipamentos e recursos, sem o qual este trabalho não poderia ser concluído; e à CAPES, pelo apoio financeiro;

aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica e aos secretários, pela excelência no atendimento e ajuda;

em especial à minha família, principalmente minha mãe Adéle e minha irmã Luciana que me incentivaram e me apoiaram, tanto na graduação quanto no mestrado, dando-me segurança e força para enfrentar as dificuldades e superar os conflitos e dúvidas encontradas no decorrer de todo este processo;

ao meu noivo Antonio, que com seu amor, cumplicidade, paciência e amizade me deu força indispensável para enfrentar os diversos desafios. E pelas leituras deste trabalho;

ao Wilson Queiroz Almeida, Pedro, Aldo, Ana Cristina, Kivia e Nivaldo pela amizade e ajuda indispensável para a realização deste. Sem vocês, este trabalho seria muito mais penoso;

aos Engs. Sérgio Moura e Eugênio Carrara pelo apoio e pela grande paciência em responder às diversas dúvidas;

ao Leandro, Marlene, Val, Mirian pela competência e presteza com que atendiam as minhas solicitações, pelo apoio e amizade;

ao meu orientador Prof. Quevedo pela orientação, atenção, interesse, leituras e dedicação dispensadas a este trabalho; e, principalmente, por ter acreditado o meu trabalho;

aos amigos de longa data e aos que fiz durante esta etapa: Gentil, Maurício, Glaucia, Suzy, Valéria, Cláudia, Roberto, Eliane, Lígia, Alex, César, Jônatas, Jeferson, Ronnivon, Ronald, Ronaldo, Silvani, entre outros, que através de orações e amizade sempre me fizeram rir nos momentos difíceis;

agradeço as diversas pessoas que de alguma forma me apoiaram e me ajudaram na execução deste trabalho;

muito obrigada!

*“Ainda que eu andasse pelo vale da sombra da morte, não temerei mal algum,
porque Tu estás comigo”.*

(Salmo 23,4)

RESUMO

Título: Desenvolvimento de sistema de biofeedback eletromiográfico para otimização do controle motor.

Este trabalho descreve o desenvolvimento de um equipamento de biofeedback eletromiográfico para reabilitação do controle motor, otimizando os aparelhos já existentes no mercado e suprindo a carência do LRSM-CEB-DEB-UNICAMP. Estes equipamentos utilizam os sinais mioelétricos, convertendo-os em informações visuais que expressam o grau de contração/relaxamento dos músculos. Estas informações são utilizadas como um guia durante a terapia para reduzir ou aumentar a tensão muscular. A aquisição do sinal foi realizada através de eletrodos de superfície. O tratamento do sinal é composto pela fase de amplificação, filtragem passa-faixa de 20 a 500 Hz com o intuito de adequar o sinal ao conversor A/D. Este é controlado por um microcontrolador que coleta os dados do conversor e faz a interface com o microcomputador através da porta serial. O software para biofeedback, desenvolvido em Delphi 6.0, apresenta os sinais em tempo real, no formato gráfico, envoltória ou barra de rolagem, também o EMG bruto e extrai os parâmetros relevantes para análise posterior. Os resultados obtidos foram analisados e comparados com sistemas de aquisição comerciais, podendo concluir que o aparelho pode ser utilizado no desenvolvimento de pesquisas e no treinamento de pacientes.

Palavras-chave: Treinamento de biorealimentação. Eletromiográfico. Engenharia biomédica.

ABSTRACT

This work describes the development of a biofeedback electromyography device for motor control rehabilitation, updating the devices already available and to fulfill the need of LRSM-CEB-DEB-UNICAMP. These devices use the mioelectric signals, converting them in visual information that express the degree of muscles contraction/relaxation. These information are used as a guide throughout the therapy to reduce or increase the muscular tension. The signal was acquired through surface electrodes. The signal treatment is composed of the amplifying phase, filtering bandpass from 20 to 500 Hz with the objective to adequate the signal to the A/D converter. This converter is controlled by a microcontroller that collects the data and its makes interface with a computer through the serial port. The biofeedback software developed using Delphi 6.0 to display the signals in real time, on graphic format, curve and level bar, also the EMG and extracts the relevant parameters for a posterior analysis. The results obtained were analysed and compared with the standard, concluding that the device can be used in research development and patient treatment.

Keywords: Training biorealimentação, Electromyographic, Biomedical engineering

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Propagação dos potenciais de ação nas duas direções, em fibra condutora (GYTON; HALL, 1997).	8
Figura 2.2 – Fases do potencial de ação (modificado de GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998; GARCIA, 2002).	10
Figura 2.3 - Componentes de uma unidade motora (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997).	11
Figura 2.4 - Liberação de acetilcolina pelas vesículas sinápticas na membrana neural da placa motora (GYTON; HALL, 1997).	12
Figura 2.5 – Conjunto formado pelas fibras musculares que são enervadas por uma única fibra nervosa motora (SMITH; WEISS; DONLEHMKUHL, 1997).	13
Figura 2.6 - Esquema de amplificador diferencial representando a rejeição do sinal comum.	22
Figura 3.1 – Diagrama em blocos geral do sistema MioTrein.	38
Figura 3.2 – Diagrama em blocos detalhado do condicionamento analógico.	38
Figura 3.3 – Esquema simplificado da disposição dos eletrodos de superfície sobre o ventre muscular do músculo <i>Bíceps Braquial</i> (GARCIA; MAGALHÃES; IMBIRIBA, 2004).	39
Figura 3.4 – Resposta em frequência dos filtros passa-altas de 2 pólos tipos Bessel, Butterworth, Chebyshev (KAUFMAN; STOUT, 1976).	43
Figura 3.5 – Resposta em frequência dos filtros passa-baixas de 2 pólos tipos Bessel, Butterworth, Chebyshev (KAUFMAN; STOUT, 1976).	43
Figura 3.6 - Diagrama em blocos do sistema de aquisição.	44
Figura 3.7 - Fluxograma do programa principal do microcontrolador.	47
Figura 3.8 - Fluxograma de envio dos dados ao PC acionado pela interrupção do timer.	49
Figura 3.9 – Fluxograma do <i>software</i> do MioTrein para treinamento por <i>biofeedback</i>	52
Figura 3.10 - Fluxograma dos níveis de treinamento: nível 1 (envoltória) e nível 2 (barras de progressão).	56
Figura 4.1 - Representação gráfica das médias e desvios-padrão dos ganhos (fixo em 20 V/V) na saída dos pré-amplificadores dos 4 canais (n=5).	64
Figura 4.2 - (a) Sinal mioelétrico do músculo <i>Bíceps Braquial</i> de pessoa sem déficit motor em contração isométrica; (b) espectro de frequências do sinal adquirido; (c) ampliação do espectro, detalhando os ruídos de 60 Hz e de baixa frequência, indicados pelas setas. Pode-se verificar, mesmo no domínio do tempo, a existência do ruído de 60 Hz sobreposto ao sinal.	67
Figura 4.3 - (a) Sinal mioelétrico do músculo <i>Bíceps Braquial</i> de pessoa sem déficit motor em contração isométrica; (b) espectro de frequências; (c) ampliação do espectro, detalhando o ruído de 60 Hz.	68

Figura 4.4 - Diagrama de Bode do filtro passa-altas 20 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.	69
Figura 4.5 - Detalhe da frequência de corte em -3 dB do filtro passa-altas 20 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.	69
Figura 4.6 - Diagrama de Bode do filtro passa-baixas 500 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.	70
Figura 4.7 - Detalhe da frequência de corte em -3 dB do filtro passa-baixas 500 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.	70
Figura 4.8 - (a) Sinal mioelétrico do músculo <i>Bíceps Braquial</i> de pessoa sem déficit motor em contração isométrica; (b) espectro de frequências mostrando a distribuição gaussiana e a ausência dos ruídos de baixa frequência e de 60 Hz.	72
Figura 4.9 - (a) Senóide gerada pelo MATLAB [®] usando os dados adquiridos pelo osciloscópio digital; (b) Espectro de frequência. Observa-se a amplitude de ± 3 V e frequência central de 100 Hz e a similaridade do sinal da Figura 4.10.	73
Figura 4.10 - (a) Senóide gerada pelo MATLAB [®] , usando os dados adquiridos pelo MioTrein, (b) e seu espectro de frequência. Pode ser observada a amplitude de ± 3 V, frequência central de 100 Hz e a similaridade do sinal com a Figura 4.9.	74
Figura 4.11 – (a) Contração isométrica do músculo <i>Bíceps Braquial</i> gerada pelo MATLAB [®] , usando os dados adquiridos pelo SAD; (b) Espectro de frequência do sinal. Pode ser observada a distribuição gaussiana e a ausência de ruído de baixa frequência e de 60 Hz.	75
Figura 4.12 – (a) Contração isométrica do músculo <i>Bíceps Braquial</i> gerada pelo MATLAB [®] , usando os dados adquiridos pelo MioTrein; (b) Espectro de frequência. Observa-se a similaridade do sinal e de suas características com a Figura 4.11.	76
Figura 4.13 – (a) Contração isotônica de flexão/extensão do músculo <i>Bíceps Braquial</i> gerada pelo MATLAB [®] , usando os dados adquiridos pelo SAD; (b) Espectro de frequência do sinal. Observa-se distribuição gaussiana, energia dominante e ausência de ruído de baixa frequência e de 60 Hz.	77
Figura 4.14 – (a) Contração isotônica de flexão/extensão do músculo <i>Bíceps Braquial</i> gerada pelo MATLAB [®] , usando os dados adquiridos pelo MioTrein; (b) Seu espectro de frequência. Observa-se a distribuição gaussiana, a energia dominante e a ausência de ruído de baixa frequência e de 60 Hz, assim como a similaridade com o sinal da Figura 4.13.	78
Figura 4.15 - Tela inicial do MioTrein, mostrando a tela de inclusão de novo paciente.	79
Figura 4.16 – Tela do MioTrein mostrando erro “placa desconectada”	80
Figura 4.17 – Tela do MioTrein mostrando erro por falta de selecionar um canal.	81
Figura 4.18 - Tela de ajuste do eixo XY (amplitude e tempo) do gráfico.	82
Figura 4.19 - Tela de escolha dos níveis de treinamento.	83

Figura 4.20 - Visualização da tela do MioTrein mostrando o EMG bruto.....	84
Figura 4.21 - (a) Sinal do <i>Bíceps Braquial</i> em contração isotônica de flexão/extensão do cotovelo adquirido pelo MioTrein; (b) Em vermelho, o SME retificado. Em preto sua envoltória usando janela de tempo com 800 pontos; (c) Ampliação do sinal filtrado.	85
Figura 4.22 - (a) Sinal do <i>Bíceps Braquial</i> em contração isotônica de flexão/extensão do cotovelo adquirido pelo MioTrein. (b) Em vermelho, o SME retificado. Em preto, sua envoltória usando janela de tempo com 120 pontos. (c) Ampliação do sinal filtrado.	86
Figura 4.23 - Nível 1 de treinamento do MioTrein. Sinal filtrado correspondente à contração isométrica do <i>Bíceps Braquial</i> com janela de tempo de 120 pontos.	87
Figura 4.24 - Tela de calibração das barras de progressão do MioTrein coletando 1s da CVM...	88
Figura 4.25 - Barra de progressão mostrando a proporção usando como fundo de escala de 8,16 V e valor da barra de progressão 5,96 V, isto é, 73% do fundo de escala.	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Configuração dos endereços para selecionar o canal do conversor A/D.	46
Tabela 3.2 – Vias do barramento de controle do microcontrolador.	48
Tabela 4.1 – Médias e desvios-padrão dos ganhos (fixo em 20 V/V) na saída dos pré-amplificadores dos 4 canais (n=5).	63
Tabela 4.2 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 1 (n=5).	65
Tabela 4.3 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 2 (n=5).	65
Tabela 4.4 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 3 (n=5).	66
Tabela 4.5 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 4 (n=5).	66
Tabela 4.6 - Características dos filtros passa-altas: frequência de corte (-3 dB), ordem e R^2	71
Tabela 4.7 - Características do filtro passa-baixas: frequência de corte (-3 dB), ordem e o R^2	71
Tabela 4.8 - Médias e desvios-padrão da porcentagem da tensão de entrada.	89
Tabela comparativa dos equipamentos comerciais para <i>Biofeedback</i>	107

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

led	Light emitting diode
A/D	Analógico/digital
AC	Corrente alternada
AVC	Acidente vascular cerebral
BFB-EMG	<i>Biofeedback</i> eletromiográfico
bit	<i>Binary digit</i>
byte	<i>Binary term</i>
CMRR	<i>Common mode rejection ratio</i>
CVM	Contração voluntária máxima
dB	Decibél
DC	Corrente contínua
DORT	Distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho
EDA	Atividade eletrodérmica
EMG	Eletromiografia
FFT	Transformada rápida de fourier
GF	Gerador de função
GSR	<i>Galvanic skin response</i>
Hz	Hertz
I/O	<i>Input/output</i>
LER	Lesões por esforços repetitivos
LRSM	Laboratório de reabilitação sensório-motora

LSB	<i>Low significant bit</i>
MSB	<i>Most significant bit</i>
MUAP	Potencial de ação da unidade motora
MUAPT	Trem de potenciais de ação da unidade motora
OSC	Osciloscópio digital
PA	Potencial de ação
PC	Paralisia cerebral
PC	Microcomputador
SAD	Sistema de aquisição de dados
SME	Sinal mioelétrico ou sinal eletromiográfico
SNA	Sistema nervoso autônomo
SNC	Sistema nervoso central
SNP	Sistema nervoso periférico
SNS	Sistema nervoso somático
SNS	Sistema nervoso simpático
TEMP	<i>Termofeedback</i>
USART	<i>Universal synchronous asynchronous receiver transmitter</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 JUSTIFICATIVA.....	4
1.2 OBJETIVO	5
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	7
2.1 ELETROMIOGRAFIA	7
2.1.1 Excitação dos nervos e das fibras musculares esqueléticas	7
2.1.2 Potencial de ação.....	8
2.1.3 A unidade motora.....	10
2.1.4 Potencial de ação da unidade motora	12
2.1.5 Eletromiografia	13
2.1.5.1 Características do sinal eletromiográfico	14
2.1.5.2 Eletrodos	14
2.1.5.3 Fidelidade do sinal	20
2.1.6 Eletrônica na detecção do sinal eletromiográfico de superfície.....	21
2.2 BIOFEEDBACK.....	25
2.2.1 Breve histórico	27
2.2.2 Campo de aplicação do biofeedback.....	28
2.2.3 Modalidades de biofeedback.....	30
2.2.4 Limitações técnicas	31
2.2.5 Biofeedback na reabilitação do controle motor	32
2.2.6 Biofeedback para usuários de próteses	33
3 MATERIAIS E MÉTODOS	37
3.1 METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO	37
3.1.1 Diagrama em blocos do sistema.....	37
3.1.2 Condicionamento analógico.....	38
3.1.2.1 Eletrodo de superfície	38
3.1.2.2 Pré-amplificação	40
3.1.2.3 Filtragem e Amplificação.....	41
3.1.3 Condicionamento digital	43
3.1.3.1 Conversor A/D e Microcontrolador	44

3.1.3.2 Isolador óptico.....	49
3.1.4 Software para biofeedback.....	50
3.1.4.1 Aquisição do sinal (EMG bruto).....	52
3.1.4.2 Níveis de treinamento	53
3.2 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NO PROTOCOLO EXPERIMENTAL	58
3.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	59
3.3.1 Condicionamento Analógico.....	59
3.3.2 Condicionamento Digital	60
4 RESULTADOS	63
4.1 AMPLICAÇÃO	63
4.2 FILTRAGEM	66
4.3 CONDICIONAMENTO DIGITAL	72
4.4 SOFTWARE PARA BIOFEEDBACK	78
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	91
5.1 CONDICIONAMENTO ANALÓGICO	92
5.2 CONDICIONAMENTO DIGITAL	94
5.3 SOFTWARE PARA BIOFEEDBACK	95
TRABALHOS FUTUROS	99
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	101
ANEXO	107

1 INTRODUÇÃO

A função do músculo esquelético é produzir movimento, sendo este de fundamental importância para inúmeras atividades desenvolvidas pelos seres humanos, como caminhar, brincar, alimentar-se, trabalhar, divertir-se, expressar-se, relacionar-se.

Os movimentos voluntários estão intimamente ligados e condicionados às esferas do desejo e do querer. Para executá-los é necessário construir uma justificativa neurofisiológica. O movimento é controlado pelo Sistema Nervoso Central (SNC) levando-se em consideração o ponto de partida, o desenvolvimento da ação e o fim para o qual este foi solicitado (BROOKS, 1986; FONSECA, 1988; WINTER, 1990). O desenvolvimento motor abrange as mudanças qualitativas e quantitativas de ações motoras do ser humano ao longo de sua vida, desde a infância até a velhice (SANTOS; DANTAS; OLIVEIRA, 2004).

O estudo do movimento e como ele é controlado pelo SNC e pelo Sistema Nervoso Periférico (SNP) é conduzido pelo controle motor (COOK; WOOLLACOTT, 2004). Segundo Brooks (1986) o controle motor, no ser humano, é realizado por um complexo conjunto de estruturas neurológicas e sensoriais, demandando intenso planejamento e previsão para execução do movimento desejado. Gallahue e Ozmun (2001) consideram o controle motor um aspecto do aprendizado e do desenvolvimento humano.

A execução de movimentos pode ser prejudicada por deficiências tanto no sistema neuromotor quanto no aparelho locomotor. Qualquer déficit neuromotor pode afetar o controle motor, por problemas no planejamento dos movimentos ou na avaliação dos fatores externos que podem interferir na ação, com a conseqüente adaptação da estratégia motora (COOK; WOOLLACOTT, 2004; BROOKS, 1986), prejudicando, dessa forma, as atividades diárias do indivíduo, bem como seu relacionamento com as demais pessoas (ERICKSON; MCPHEE, 1992; WINTER, 1990; BASMAJIAN, 1963).

Deficiência física é todo comprometimento da mobilidade, coordenação motora geral ou da fala, causado por lesões neurológicas, neuromusculares e ortopédicas ou ainda por má formação congênita ou adquirida. Essas lesões, isoladamente ou em conjunto, podem produzir quadros de limitações motoras de grau e gravidade variáveis, dependendo dos segmentos

corporais afetados e do tipo de lesão ocorrida (ERICKSON; MCPHEE, 1992; INFORMAÇÕES..., 2003; ASSOCIAÇÃO DO DEFICIENTE FÍSICO VALE DO RIO PARDO, 2004).

As lesões podem ter várias causas como:

- Amputações;
- Distúrbios nas articulações;
- Distúrbios posturais da coluna;
- Doenças reumáticas;
- Lesão cerebral (paralisia cerebral, hemiplegias);
- Lesão medular (tetraplegias, paraplegias);
- Lesões nervosas periféricas;
- Lesões por Esforços Repetitivos (LER) ou Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT);
- Miopatias (distrofias musculares);
- Patologias degenerativas do sistema nervoso central (esclerose múltipla, esclerose lateral amiotrófica);
- Seqüelas de patologias da coluna;
- Seqüelas de politraumatismos;
- Seqüelas de queimaduras.

Para melhorar as condições de vida dos indivíduos afetados por doenças neuromotoras ou por deficiências físicas é necessária uma intervenção terapêutica. A ação terapêutica pretende reativar ou potencializar o controle motor, harmonizando o comportamento motor, melhorando as estruturas de integração e elaboração dos movimentos. Pretende-se uma reorganização funcional, que leve a uma progressiva reestruturação do controle motor, tornando eficiente o desenvolvimento das atividades motoras e aumentando a plasticidade e a adaptabilidade do paciente a novos movimentos (FONSECA, 1988; BASMAJIAN, 1989; BASFORD, 1992; ERICKSON; MCPHEE, 1992; COOK; WOOLLACOTT, 2004).

A reeducação motora é geralmente direcionada à obtenção dos fatores necessários para a execução do movimento. Um segundo objetivo da terapia é melhorar a qualidade da postura e

movimentos essenciais para a função tônica da qual parte o movimento (FONSECA, 1988; BASFORD, 1992; COOK e WOOLLACOTT, 2004). A fim de reabilitar o deficiente motor, o terapeuta faz uso de métodos fisioterapêuticos, como o *biofeedback*, visando melhorar os processos de integração, elaboração e realização do movimento, inerentes à nova realidade do deficiente (FONSECA, 1988; BASMAJIAN, 1989; LATASH; NICHOLAS, 1996; BASFORD, 1992).

A terapia por *biofeedback* tornou-se ferramenta clínica na década de 60, utilizada inicialmente por Basmajian (1963), o qual usava sinais mioelétricos (SME) como realimentação para treinar pacientes com o objetivo de realizar controles altamente sensíveis em amputados e aumentar a força de partes enfraquecidas do corpo.

O *biofeedback* é uma técnica em que se aprende o controle voluntário de funções fisiológicas, das quais as pessoas normalmente não têm consciência, com a finalidade de recuperar, manter ou melhorar sua saúde (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; BASMAJIAN, 1989; BASFORD, 1992; SCHWARTZ, 1995; CRISWELL, 1995).

Basmajian (1963) observou que quando os pacientes recebiam realimentação instantânea, acústico ou visual, do eletromiógrafo tornavam-se capazes de efetuar movimentos elaborados com as unidades motoras.

A terapia por *biofeedback* eletromiográfico (BFB-EMG), nas deficiências neuromotoras, é indicada para:

- Determinar e definir os mecanismos normais de controle motor do corpo (BASMAJIAN et al, 1975; LEIPER et al, 1981);
- Pesquisar o controle fino das unidades motoras (BROMAN; BILOTTO; DE LUCA, 1985);
- Tratar as lesões do neurônio motor superior, particularmente no re-treinamento dos músculos e na indução de relaxamento de músculos espásticos (ARIEL, 1985);
- Desenvolver métodos e aperfeiçoar os equipamentos para tratar pacientes com incapacidades neurológicas e ortopédicas (FERNIE; HOLDEN; SOTO, 1978; CULLIS, 1994; CHOW; CHENG, 2000).

Existe um grande número de pesquisas sobre eletromiografia (EMG) sendo desenvolvidas, e conseqüentemente, uma crescente utilização da terapia por BFB-EMG, as quais mostram, inquestionavelmente, o auxílio dessa técnica numa melhor reabilitação dos pacientes (BASMAJIAN et al, 1975; LEIPER et al, 1981; BASMAJIAN, 1989; CULLIS, 1994; SCHWARTZ, 1995; CHOW; CHENG, 2000). Através de avaliação tardia dos pacientes, submetidos a esta terapia, confirma-se que não ocorreu perda do re-aprendizado, ou seja, os pacientes conseguem realizar os movimentos aprendidos mesmo após o fim do tratamento.

1.1 JUSTIFICATIVA

Embora tenha um mercado potencialmente ativo, o Brasil ainda não possui empresas fabricantes de equipamentos de BFB-EMG, sendo que todos os aparelhos utilizados atualmente para este fim são provenientes de outros países.

O LRSM/CEB/DEB/FEEC/UNICAMP (Laboratório de Reabilitação Sensório-Motora do Centro de Engenharia Biomédica e do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp) necessitava de um equipamento de BFB-EMG para ser utilizado em pesquisas de terapias neuromotoras, como controle muscular de pacientes com Acidente Vascular Cerebral (AVC) e Paralisia Cerebral (PC) e treinamento de amputados antes da colocação de próteses.

A necessidade do laboratório e a inviabilidade de aquisição de um equipamento importado, devido ao custo, impulsionaram o ideal de desenvolver o MioTrein, sistema de BFB-EMG, com a finalidade de prover ao laboratório um equipamento capaz de viabilizar novas pesquisas e dar continuidade às pesquisas já existentes.

Através de pesquisa realizada com terapeutas foi definido o padrão de equipamento a ser desenvolvido. As características necessárias são apresentadas a seguir:

- Possuir, no mínimo, 4 canais;
- Apresentar o sinal mioelétrico (SME) bruto;
- Traduzir o SME bruto em apresentações amigáveis para o usuário;
- Apresentar o SME para *biofeedback* em tempo real;

- Possuir diferentes formas de visualização do SME, apresentados em níveis de treinamento para uma melhor evolução da terapia;
- Gravar o treinamento, juntamente com todas as informações relacionadas.

1.2 OBJETIVO

O presente trabalho teve o objetivo de desenvolver um equipamento para *biofeedback* eletromiográfico, que fosse de baixo custo em relação aos sistemas atualmente disponíveis no mercado, suprimindo as necessidades do LRSM.

Para melhor apresentação deste trabalho, o mesmo foi dividido nas seguintes partes:

- Estudo das características do sinal mioelétrico que interessam para o treinamento por *biofeedback*;
- Estudo da aplicação (controle motor) do treinamento por *biofeedback* eletromiográfico;
- Desenvolvimento de *hardware* para aquisição e tratamento do sinal mioelétrico;
- Desenvolvimento de *software* para aquisição e processamento do sinal;
- Desenvolvimento de *software* para *biofeedback*.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão descritos os parâmetros relevantes para especificar o projeto do equipamento desenvolvido (MioTrein), a fim de conseguir uma aquisição precisa do sinal mioelétrico.

Ao medir as variáveis dos organismos vivos, é necessária uma compreensão dos mecanismos envolvidos na geração dos sinais, dos efeitos dos diversos equipamentos e dispositivos envolvidos na medição e, qual o melhor método para se chegar a um valor confiável e o mais preciso possível daquela variável (WEBSTER, 1998).

2.1 ELETROMIOGRAFIA

Eletromiografia é o estudo da função muscular através da investigação dos sinais elétricos gerados durante a contração muscular. Define-se sinal eletromiográfico ou sinal mioelétrico à soma algébrica dos potenciais de ação das unidades motoras na área de contato do eletrodo (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993).

Para melhor compreensão desta definição e explorar as características do sinal mioelétrico, os próximos itens descrevem a geração e propagação do potencial de ação nas unidades motoras e as características do sinal eletromiográfico.

2.1.1 EXCITAÇÃO DOS NERVOS E DAS FIBRAS MUSCULARES ESQUELÉTICAS

O SNC intenciona o movimento gerando um estímulo que se desloca pela medula espinhal, posteriormente pelo nervo motor até atingir o músculo que realizará o movimento desejado. A este estímulo denomina-se potencial de ação (PA).

O PA é uma onda de atividade eletroquímica que se move rapidamente ao longo das fibras nervosas e musculares se associando com as alterações locais no potencial elétrico de cada uma das fibras (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997; GYTON; HALL, 1997).

Tanto o tecido nervoso quanto o muscular são excitáveis; ou seja, suas membranas podem ser despolarizadas. Essa despolarização pode ser propagada ao longo da membrana celular, por possuir características que asseguram a geração de um potencial de ação, conforme a Figura 2.1. Os potenciais de ação são propagados sem nenhuma alteração em amplitude, independente da distância a qual os PAs tenham que percorrer para atingir seu alvo (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997; GYTON; HALL, 1997).

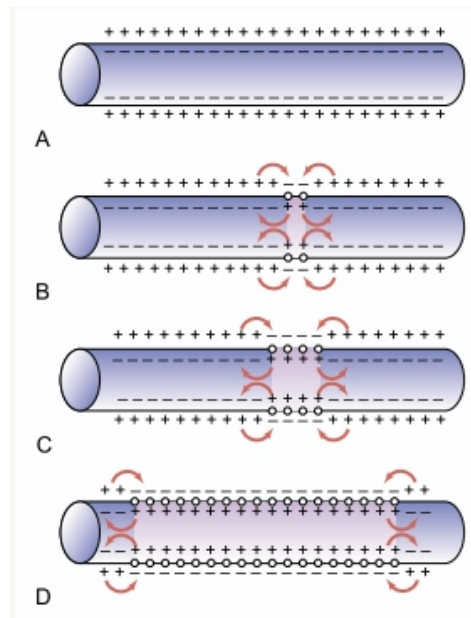


Figura 2.1 - Propagação dos potenciais de ação nas duas direções, em fibra condutora (GYTON; HALL, 1997).

2.1.2 POTENCIAL DE AÇÃO

Sob condições de repouso as membranas das células excitáveis permanecem normalmente polarizadas, devido ao gradiente de concentração de íons dentro e fora da membrana.

O potencial de membrana intracelular medido em relação ao meio extracelular é negativo e torna-se positivo durante um PA. As células nervosas, musculares e os receptores sensitivos mantêm um potencial de repouso de -60 a -90 mV entre os lados intra e extracelular (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997; GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998).

Os meios extra e intracelular contêm íons positivos e negativos dissolvidos. Através de processos metabólicos ocorre uma diferença na concentração desses íons entre os meios. Os

fatores responsáveis pela capacidade de manter uma diferença de potencial através da membrana são (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997; GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998; GARCIA, 2002):

A relativa permeabilidade da membrana a um determinado íon. Esta permeabilidade pode ser aumentada transitoriamente por certas substâncias químicas, liberadas pelas terminações nervosas;

A capacidade da célula de mover ativamente íons através da membrana a fim de manter um potencial de repouso.

Um estímulo de força suficiente aplicado a uma célula excitável é capaz de fazer com que a membrana celular se torne mais permeável a certos íons, na região onde o estímulo foi aplicado. O aumento na permeabilidade resulta em uma troca rápida de íons através da membrana, denominada despolarização. Um PA despolariza a membrana e estabelece uma diferença de potencial entre as regiões ativas e inativas da membrana, resultando em fluxo de corrente entre as duas regiões, que excita a região polarizada à frente da corrente. Como resultado, esta região contribui com um sinal elétrico amplificado, capaz de alastrar-se à região seguinte e excitá-la também, conforme a Figura 2.2 (GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998; GARCIA, 2002).

Imediatamente após a despolarização, um processo ativo, chamado repolarização, começa na membrana celular, para restabelecer o potencial de membrana de repouso. A onda de despolarização conjugada com a onda de repolarização é denominada potencial de ação, conforme a Figura 2.2 (GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998; GARCIA, 2002).

Desta forma, cada vez que um PA chega à sinapse, isto é, junção neural ou junção neuromuscular, pequenas quantidades de substâncias químicas chamadas neurotransmissores são liberadas, podendo aquela ser excitatória ou inibitória. As sinapses excitatórias causam despolarização da membrana pós-sináptica e, após atingir um limiar, faz com que um neurônio com o qual elas fazem sinapse dispare um ou mais PAs. Em contraste, as sinapses inibidoras resultam em uma hiperpolarização (potencial mais negativo) da membrana pós-sináptica, que tende a manter inativo o neurônio pós-sináptico (GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998).

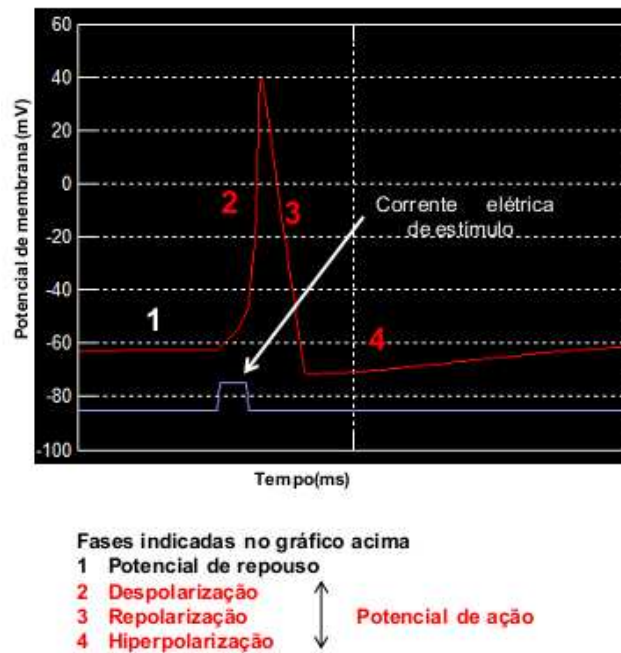


Figura 2.2 – Fases do potencial de ação (modificado de GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998; GARCIA, 2002).

2.1.3 A UNIDADE MOTORA

A unidade motora compreende um motoneurônio juntamente com as fibras musculares que são inervadas pelas terminações do seu axônio, conforme a Figura 2.3 (BASMAJIAN, 1963; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997). Os motoneurônios constituem a ligação para a via de resposta motora e estão localizados no tronco cerebral (para os músculos da face e cabeça) ou na medula espinhal (para os músculos do tronco e extremidades). Os motoneurônios que inervam os músculos esqueléticos são classificados como alfa (α) (BROOKS, 1986; SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997).

O número de fibras musculares por unidade motora depende da especialização muscular, podendo variar desde 5 (em alguns músculos do olho, que possuem controle fino) a mais de 1000 (em grandes músculos como o gastrocnêmio da perna, que não exige um fino controle) (DUTTA; BASMAJIAN, 1960; SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997).

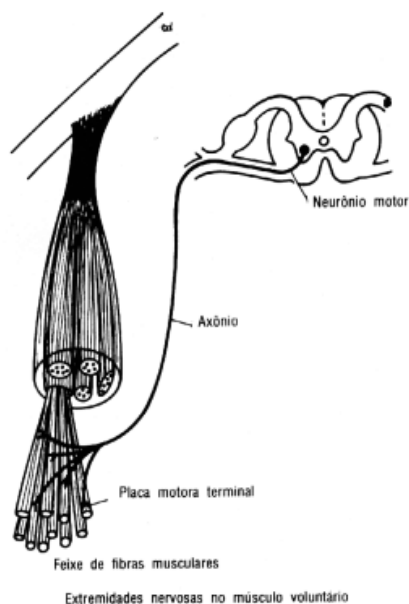


Figura 2.3 - Componentes de uma unidade motora (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997).

Todas as fibras musculares ligadas a um mesmo motoneurônio contraem-se quase simultaneamente. Em uma contração muscular, embora pareça contínua, ocorre atividade assíncrona entre as diversas unidades motoras (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; LATASH; NICHOLAS, 1996).

A graduação de força da contração muscular ocorre em etapas, inicialmente pela ativação de motoneurônios, que excitam poucas fibras musculares, posteriormente, pelo aumento do número de unidades motoras ativadas simultaneamente (recrutamento), e no final pelo aumento da frequência de estimulação das unidades motoras individuais, desse modo, aumentando a porcentagem de tempo que cada fibra muscular ativa está desenvolvendo tensão máxima (DUTTA; BASMAJIAN, 1960; HENNEMAN, 1981).

O recrutamento demonstra que primeiramente são recrutados os menores motoneurônios e posteriormente os maiores motoneurônios são recrutados (HENNEMAN, 1981). Os pequenos motoneurônios participam na maioria das atividades funcionais porque tendem a inervar fibras musculares de contração lenta, que fadigam lentamente. Apenas quando contrações exigindo maior força são iniciadas é que as unidades motoras de contração rápida se tornam ativas (MASUDA; MIYANO; SADOYAMA, 1983; BROMAN; BILOTTO; DE LUCA, 1985).

2.1.4 POTENCIAL DE AÇÃO DA UNIDADE MOTORA

O PA é transportado pelo motoneurônio e transmitido às fibras musculares através da junção neuromuscular.

A parte distal do motoneurônio contém o neurotransmissor acetilcolina, que se difunde pela fenda sináptica, conforme a Figura 2.4. Os receptores de acetilcolina da membrana da fibra muscular provocam a propagação do PA, desta vez no sarcolema até atingir o retículo sarcoplasmático, área de armazenamento de íons cálcio, fazendo com que esses íons sejam liberados iniciando uma contração. Colocando um eletrodo na região próxima dessa fibra muscular, pode-se detectar a somatória algébrica dos potenciais de ação das fibras musculares, chamado de potencial de ação da unidade motora (MUAP) (AIDLEY, 1998; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; GYTON; HALL, 1997).

A manifestação elétrica de um MUAP é acompanhada de um espasmo das fibras musculares, objetivando uma contração muscular propriamente dita. Para isso, as unidades motoras devem ser ativadas repetidamente. Essa seqüência de ativação é chamada de trem de potenciais de ação da unidade motora (MUAPT) (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997).

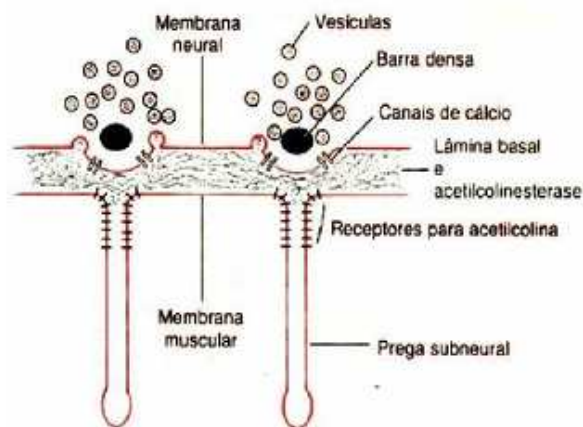


Figura 2.4 - Liberação de acetilcolina pelas vesículas sinápticas na membrana neural da placa motora (GYTON; HALL, 1997).

As fibras musculares de uma unidade motora estão distribuídas aleatoriamente através de uma subseção do músculo e entre elas estão fibras pertencentes a diferentes unidades. Uma porção qualquer do músculo pode conter fibras pertencentes de 20 a 50 unidades motoras distintas, conforme a Figura 2.5 (BROOKS, 1986; BROMAN; BILOTTO; DE LUCA, 1985). Dessa forma, um MUAPT isolado poderá ser observado somente quando as fibras de uma única unidade motora estiverem ativas na vizinhança dos eletrodos. Tal situação ocorre somente durante uma contração muscular muito fraca. Para contrações mais fortes, mais unidades na vizinhança dos eletrodos são recrutadas e vários MUAPTs serão detectados simultaneamente.

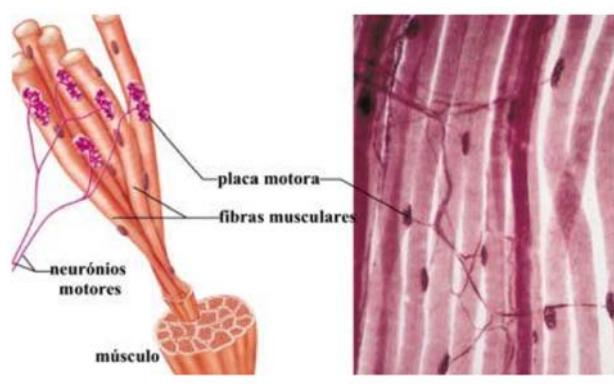


Figura 2.5 – Conjunto formado pelas fibras musculares que são enervadas por uma única fibra nervosa motora (SMITH; WEISS; DONLEHMKUHL, 1997).

2.1.5 ELETROMIOGRAFIA

Os campos elétricos gerados pelos MUAPTs se propagam pelos diversos tecidos. Se forem colocados eletrodos próximo ao músculo, estes captarão um sinal elétrico devido à propagação dos campos. Esta forma de captação do sinal da contração muscular é denominada eletromiografia (EMG).

A influência dos MUAPTs sobre o eletrodo depende da distância de cada unidade motora ao eletrodo e das propriedades de filtragem dos tecidos adjacentes (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993). Dessa forma, o EMG é uma representação do comportamento muscular, com o objetivo de diagnosticar o funcionamento muscular, não sendo possível isolar MUAPTs do sinal de EMG.

2.1.5.1 Características do sinal eletromiográfico

Podem-se distinguir três características fundamentais deste tipo de sinais: duração, amplitude e frequência (CALVERT; CHAPMAN, 1977; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993).

A duração da atividade EMG corresponde ao período de ativação do músculo estudado. A amplitude expressa o nível e quantidade de atividade do músculo, fornecendo informação sobre a intensidade de ativação muscular (CALVERT; CHAPMAN, 1977; BROMAN; BILOTTO; DE LUCA, 1985).

O SME é um sinal estocástico e pode ser representado por uma função de distribuição gaussiana. A amplitude do sinal mioelétrico varia de 0 a 10 mV (pico a pico) ou 0 a 1,5 mV (rms) (SODERBERG; COOK, 1984; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993; DE LUCA, 1997). Valor *RMS* (*Root Mean Square*), valor médio, valor de pico, valor pico a pico são formas de avaliar a amplitude do sinal.

A frequência pode ser entendida como a taxa de repetição de excitação da célula muscular. A distribuição das frequências do sinal EMG depende de um conjunto amplo de fatores: a composição do músculo, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas, os processos de coordenação intramuscular, as propriedades dos eletrodos e o local onde são colocados no músculo (TÜRKER, 1993; KNUTSON et al, 1994; KARLSSON; ERLANDSON; GERDLE, 1994).

A energia do sinal está na faixa de frequência entre 0 e 500 Hz, com energia dominante iniciando no intervalo de 50 a 150 Hz. Os sinais que podem ser utilizados são aqueles acima do nível de ruído elétrico (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1996, 1997; OLIVEIRA; RODRIGUES; BÉZIN, 2000).

2.1.5.2 Eletrodos

A aquisição do SME é realizada utilizando dois tipos de eletrodos: agulha e superfície. Os eletrodos de superfície adquirem o SME na superfície da pele, essa técnica chama-se EMG de

superfície. Os eletrodos de agulha requerem que a agulha seja inserida no músculo para adquirir o SME, essa técnica chama-se EMG de agulha.

As vantagens da EMG de agulha são: 1) maior largura de banda, 2) área de detecção mais específica, 3) capaz de detectar músculos profundos, 4) isolamento de partes específicas de grandes músculos, e 5) capaz de detectar músculos pequenos que seria impossível detectar com eletrodos de superfície devido ao *cross-talk*. As desvantagens são: 1) a inserção da agulha causa desconforto, 2) o desconforto pode aumentar a tensão ou espasticidade do músculo, 3) câimbras podem acontecer, 4) é menos repetitivo, pois é muito difícil recolocar a agulha na mesma área do músculo. Entretanto, para certos músculos, o eletrodo de agulha é a única possibilidade de obter informações (ROY; DE LUCA; SCHNEIDER, 1986; RASH, 1999; DE LUCA, 1999).

Por serem colocados na superfície da pele os eletrodos de superfície possuem as seguintes vantagens: 1) não existe dor na aplicação, 2) são reprodutíveis, 3) são de fácil aplicação e 4) são muito bons para estudos do movimento. As desvantagens são: 1) eles têm grande área de detecção (*pick-up area*), portanto, 2) tem maior possibilidade de interferência dos músculos adjacentes (*cross-talk*) e 3) podem, somente, ser utilizados para músculos superficiais (ROY; DE LUCA; SCHNEIDER, 1986; DE LUCA, 1996; TÜRKER, 1993; RASH, 1999).

Porém, tais limitações são desprezíveis nas situações onde se necessita da representação do SME correspondente a uma parte substancial do músculo, como nos seguintes casos:

- Estudos do comportamento motor, quando o tempo de ativação e a magnitude do sinal contêm a informação desejada;
- Estudos psicofisiológicos de relaxamento geral de tensões, como na terapia por *biofeedback*;
- Na detecção de SME objetivando o controle de dispositivos artificiais, tais como próteses mioelétricas;
- Em meios clínicos, nos quais uma análise relativamente simples do envolvimento do músculo é necessária, como na avaliação fisioterápica ou na medicina esportiva;
- Estudo da atividade simultânea de um grupo grande de músculos sob condições nas quais a palpação é impraticável, como os músculos dos membros inferiores durante a marcha;

- Em estudos com crianças ou indivíduos que não aceitam a inserção de agulhas.

Os eletrodos de superfície são divididos em dois grupos: passivos e ativos.

Os eletrodos ativos possuem amplificador embutido no eletrodo melhorando a impedância. Os eletrodos passivos detectam o SME sem o amplificador acoplado, tornando-se importante reduzir, o quanto possível, a resistência da pele (requer utilização de gel e preparação da pele). Nos eletrodos passivos, a relação sinal-ruído diminui e muitos artefatos de movimentos são amplificados juntamente com o sinal real (DE LUCA, 1996; RASH, 1999; DE LUCA, 1999; KAWAMOTO; ITIKI, 2000).

O eletrodo passivo consiste de uma superfície de detecção, a qual capta a corrente através da interface pele-eletrodo. Em geral, utiliza-se eletrodo do tipo Ag-AgCl, juntamente com um gel contendo íons cloro. A corrente iônica que surge no gel é transformada em corrente elétrica no eletrodo. O importante é que essa reação química deve permanecer estável durante a sessão de registro, não mudando significativamente suas características elétricas, mesmo que ocorram alterações na pele ou na área de contato devido ao suor ou umidade (WEBSTER, 1998; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003; MASUDA; MIYANO; SADOYAMA, 1983).

Para assegurar um bom contato eletrodo-pele é necessário que se aplique gel e se mantenha pressão sobre o eletrodo, o que é garantido com cintas ou fitas adesivas. No caso de eletrodos descartáveis os mesmos já possuem um protetor adesivo na própria estrutura.

O eletrodo ativo pode promover seu acoplamento com a pele de forma capacitiva ou resistiva. Na forma capacitiva a superfície de detecção é coberta por uma fina camada de substância dielétrica não condutiva. Como desvantagem possui um nível intrínseco alto de ruído, não mantém suas características constantes ao longo do tempo, devido às influências da transpiração e da erosão da camada dielétrica. Por essas razões, hoje em dia utilizam-se eletrodos com acoplamentos resistivos. Estes são conectados a um circuito de amplificação encapsulado no próprio eletrodo, com ganho de aproximadamente 20 vezes. Essa amplificação condiciona o sinal para tratamento analógico posterior com melhor relação sinal-ruído (WEBSTER, 1998; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

Ao longo da história da eletromiografia de superfície a forma e o *layout* da superfície de detecção do eletrodo não receberam muita atenção. Provavelmente porque os clínicos que

praticavam a EMG estavam interessados apenas nos aspectos qualitativos do SME (DE LUCA, 1996; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003). Porém, com o advento de novas técnicas de processamento para extrair informação quantitativa do SME requer maior enfoque no eletrodo. Por isso, três pontos precisam ser considerados: tamanho, formato, distância das superfícies de detecção e a orientação do eletrodo sobre o músculo.

- **Tamanho do eletrodo**

Quanto mais larga a superfície de detecção, maior a amplitude do sinal que será detectado e menos ruído elétrico será gerado na interface pele-eletrodo, porém áreas de superfícies maiores implicam em eletrodos maiores.

Eletrodos com dimensão global maiores apresentam desvantagens consideráveis quando usados em músculos relativamente pequenos, tais como músculos da mão ou maxilar, onde o *crosstalk* torna-se importante. O *crosstalk* refere-se à contaminação de um sinal eletromiográfico por outros sinais que emanam de músculos adjacentes (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003; DE LUCA, 1996; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Desta forma, o tamanho ideal de eletrodo aumenta o número de fibras musculares que a superfície de detecção cobre diminuindo o ruído gerado na interface pele-eletrodo e diminuindo o tamanho físico da superfície de detecção. Estas são exigências conflitantes e uma solução razoável pode ser obtida considerando a forma da superfície de detecção (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

- **Formato do eletrodo**

As superfícies de detecção, normalmente, são circulares, porém durante os últimos 15 anos tem-se usado forma de barra, que apresenta as seguintes vantagens (ONAL; LOPATA; ENANICH; 1979; DE LUCA, 1996; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003):

Para qualquer valor de área, a configuração de barra cruza mais fibras. Para um comprimento de barra de 10 mm e uma largura de 1 mm a configuração de barra detectará aproximadamente 2,8 vezes mais fibras musculares. Então, a configuração de barra provê um sinal representativo de mais unidades motoras no músculo e, por conseguinte, uma maior amplitude do sinal;

Devido à área total de ambos os formatos de superfícies de detecção ser a mesma as características elétricas serão essencialmente as mesmas, enquanto, o tamanho global do eletrodo é reduzido.

- **Distância entre as superfícies de detecção**

A distância entre as superfícies de detecção dos eletrodos colocados sobre a pele afeta a banda passante (*bandwidth*) e a amplitude do SME. Uma distância menor altera a banda passante para frequências mais altas e diminui a amplitude do sinal. Por isso, a distância deve ser fixada de forma que comparações quantitativas entre registros possam ser feitas (DE LUCA, 1996; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

Não é necessário separar as duas superfícies de detecção por um espaço grande para obter uma amostra representativa do SME de um músculo. As fibras de uma unidade motora específica são distribuídas sobre um volume consideravelmente grande do músculo, tipicamente, um terço do músculo.

Segundo De Luca (1996) e Merletti; Farina; Gazzoni (2003) um centímetro entre as superfícies de detecção provê uma configuração que detecta uma atividade elétrica representativa do músculo durante uma contração, mesmo para músculos pequenos. Embora pudesse ser discutido que a distância entre as superfícies de detecção poderia ser menor e ainda ser detectado um sinal representativo, na prática, alterações de impedância da pele devido ao suor e mudança de umidade podem diminuir parcialmente a impedância nas entradas dos pré-amplificadores dos eletrodos.

- **Localização e orientação de eletrodos**

Para detectar um SME de superfície o eletrodo deve ser colocado entre um ponto motor e a inserção do tendão ou entre dois pontos motores e, ao lado da linha média longitudinal do músculo. O eixo longitudinal do eletrodo em forma de barra (que passa por ambas as superfícies de detecção) deve ser alinhado paralelamente ao comprimento das fibras musculares.

O ponto motor é aquele onde a introdução de uma mínima corrente elétrica causa uma contração, perceptível, das fibras musculares (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Este ponto normalmente, mas não sempre, corresponde àquela parte da zona de inervação no músculo que

tem a maior densidade neural e depende do anisotropismo do músculo nesta região (GYTON; HALL, 1997; AIDLEY, 1998; GARCIA, 2002).

O eletrodo não deve ser colocado sobre ou próximo ao tendão do músculo, pois as fibras musculares que se aproximam das fibras do tendão ficam mais finas e em menor número, reduzindo a amplitude do SME. Também, nesta região, a dimensão física do músculo é consideravelmente reduzida tornando difícil a correta localização do eletrodo, deixando a detecção do sinal suscetível ao *crosstalk* por causa da provável proximidade de músculos agonistas.

Presumidamente, os pontos motores foram usados como marco porque eles eram identificáveis e forneciam um marco anatômico fixo (SMITH; WEISS; DON LEHMKUHL, 1997). Infelizmente, do ponto de vista de estabilidade do sinal, o ponto motor fornece a pior localização para detectar um SME, pois nessa região, os potenciais de ação trafegam a partir do ponto de estimulação em ambos os sentidos ao longo das fibras musculares (GUYTON; HALL, 1997; DE LUCA, 1997; AIDLEY, 1998). Assim, as fases positivas e negativas, dos potenciais de ação detectados pela configuração diferencial serão somadas e subtraídas com menores diferenças de fases causando um SME resultante com componente em frequências maiores. No domínio do tempo, o sinal parece ser mais denteado e com picos mais afiados.

A perda de estabilidade acontece por um deslocamento mínimo (0,1 mm) afetando de maneira drástica as características em frequência do sinal. A maioria dos músculos tem múltiplas zonas de inervação ao longo de sua estrutura (DUTTA; BASMAJIAN, 1960; SODERBERG; COOK, 1984), que podem ser identificados aplicando estimulação elétrica na pele, sobre a superfície do músculo ou por outras técnicas de mapeamento de superfície mais complicadas. Se nenhum destes procedimentos for conveniente então o eletrodo deve ser colocado no meio do músculo, entre a origem e o ponto de inserção (DE LUCA, 1997).

O eixo longitudinal do eletrodo (que atravessa as superfícies de detecção), no caso de eletrodos retangulares, deve ser colocado transversalmente ao comprimento das fibras musculares. Quando as fibras musculares estiverem organizadas as superfícies de detecção cruzarão a maioria das mesmas. Conseqüentemente, as características espectrais do sinal eletromiográfico refletirão as propriedades das fibras musculares na região do eletrodo.

Também, o espectro de frequência do sinal eletromiográfico será independente de qualquer fator trigonométrico que proveria uma estimativa errônea da velocidade de condução. O valor resultante da velocidade de condução afeta o sinal eletromiográfico alterando as características temporais do sinal e, por conseguinte, seu espectro de frequência (DE LUCA, 1996, 1997).

2.1.5.3 Fidelidade do sinal

Pode-se dizer que o tratamento do sinal se inicia indiretamente no momento da colocação dos eletrodos, no posicionamento dos eletrodos, na limpeza da pele, na quantidade e na temperatura do gel condutor. Todos estes fatores influenciam no nível e na pureza do SME que será captado (ONAL; LOPATA; ENANICH, 1979; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

Ao detectar e registrar o SME preocupa-se com dois principais parâmetros que influenciam na fidelidade do sinal: 1) a relação sinal-ruído, isto é, a relação de energia na EMG para a energia no sinal de ruído, 2) a distorção do sinal, pois a contribuição relativa de qualquer componente de frequência do SME não deve ser alterada.

O ruído pode ser emanado de várias fontes como:

- O ruído ambiente originado das fontes de radiação eletromagnética, como transmissores de rádio e de televisão, fios elétricos, lâmpadas incandescentes e fluorescentes. Qualquer dispositivo eletromagnético gera e pode contribuir com o ruído. As superfícies de nossos corpos são expostas constantemente a radiação eletromagnética sendo, normalmente, impossível evitar esta exposição na superfície da Terra. A preocupação dominante em termos de ruído ambiente surge das fontes de radiação de 60 Hz. O ruído ambiente pode ter uma magnitude de amplitude que é da ordem de uma a três vezes maior que o SME (DE LUCA, 1996).
- O artefato de movimento que deriva de duas fontes principais: 1) acontece na interface entre a superfície de detecção eletrodo-pele e 2) pelo movimento dos

cabos que ligam os eletrodos ao amplificador. Os sinais elétricos de ambas as fontes de ruído têm a maior parte de sua energia na faixa de frequência de 0 a 20 Hz (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; ROY; DE LUCA; SCHNEIDER, 1986; TÜRKER, 1993; DE LUCA, 1996).

Os componentes do SME com frequência de até 20 Hz são particularmente instáveis porque eles são afetados pelo recrutamento inicial das unidades motoras, as quais disparam nesta região de frequência. Por causa da natureza instável destes componentes do sinal é aconselhável considerá-los como um sinal não desejável e removê-los (BROMAN; BILOTTO; DE LUCA, 1985; ROY; DE LUCA; SCHNEIDER, 1986; DE LUCA, 1996).

Há a necessidade de alguns procedimentos de preparação da pele antes dos eletrodos serem colocados, a fim de melhorar o acoplamento eletrodo-pele e obter o máximo de fidelidade dos sinais captados.

O ideal é a remoção dos pelos e a limpeza da pele com alguma substância abrasiva para retirar a gordura, por exemplo, álcool a 70%. Os eletrodos geralmente são compostos por um gel condutor (eletrolito), contudo se não existir, qualquer combinação metal/gel que permita reação eletrolítica pode ser utilizada (DE LUCA, 1997; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

2.1.6 ELETRÔNICA NA DETECÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE SUPERFÍCIE

O *design* da unidade de eletrodo é um dos aspectos críticos para obter o sinal, pois, a fidelidade do sinal eletromiográfico detectado pelo eletrodo influencia todo o tratamento subsequente do sinal. É muito difícil melhorar a fidelidade e a relação sinal-ruído além deste ponto. Então, é importante um eletrodo que resulte em uma distorção mínima e maior relação sinal-ruído. As seguintes características são importantes para atingir esta exigência (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

- **Amplificador diferencial**

O corpo humano é um bom condutor e age como uma antena para muitas fontes de radiação eletromagnéticas, tais como sinais de lâmpadas fluorescentes, redes elétricas e motores

elétricos, as quais aparecem como interferência indesejada nos eletrodos, muitas vezes tornando o registro do sinal EMG muito difícil e às vezes impossível. Desta forma, para eliminar o ruído potencialmente maior uma configuração diferencial de detecção deve ser empregada.

O sinal é detectado através de um par de eletrodos, o amplificador diferencial subtrai os dois sinais e então amplia a diferença. Como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos os sítios de detecção serão removidos e sinais que são diferentes nos dois locais terão um diferencial que será amplificado. Qualquer sinal que se origina longe dos sítios de detecção aparecerá como um sinal comum, enquanto que sinais da vizinhança imediata das superfícies de detecção serão diferentes e por conseguintes serão amplificados. Assim, sinais de ruído de rede distantes serão removidos e sinais eletromiográficos locais serão amplificados, conforme a Figura 2.6.

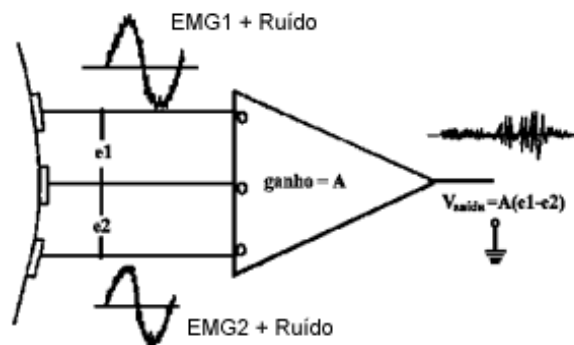


Figura 2.6 - Esquema de amplificador diferencial representando a rejeição do sinal comum.

A precisão com que o amplificador diferencial pode subtrair os sinais é mensurada pela Razão de Rejeição em Modo Comum (*CMRR - Common Mode Rejection Ratio*). Uma *CMRR* de 1000:1 indica que o sinal desejado é amplificado 1000 vezes mais que o ruído, também podendo ser expresso em decibéis (dB), $1000:1 = 60 \text{ dB}$. Um subtrator perfeito teria uma *CMRR* infinita. Para os equipamentos de *biofeedback* não existe norma particular para segurança que determine a *CMRR* do registro do sinal, porém segundo De Luca (1997, 1996), Hudguns et al (1997), Türker (1993) uma *CMRR* de 90 dB é suficiente para suprimir ruídos elétricos para a aplicação em questão. De acordo com Portney e Roy (2004) quanto maior o *CMRR* melhor, sendo desejáveis valores superiores a 100 dB.

O eletrodo de referência é necessário para fornecer uma referência comum à entrada diferencial do pré-amplificador no eletrodo. Para este propósito, o ideal é colocá-lo sobre um

tecido eletricamente neutro, por exemplo, sobre uma proeminência óssea. Frequentemente, este arranjo é inconveniente porque a separação do eletrodo de detecção e o eletrodo de referência requerem dois fios entre o eletrodo e o amplificador (DE LUCA, 1996, ONAL; LOPATA; ENANICH; 1979).

É imperativo que o eletrodo de referência estabeleça um contato elétrico muito bom com a pele. Por esta razão, o eletrodo deve ser grande (2 x 2 cm). Se for menor, o material deve ser altamente condutivo e deve ter fortes propriedades adesivas para assegurar estabilidade mecânica. Gel eletricamente condutivo é particularmente bom para este propósito. Frequentemente, o ruído de interferência de rede pode ser reduzido pela colocação do eletrodo de referência (DE LUCA, 1996).

- **Impedância de entrada**

A impedância na junção pele-superfície de detecção pode variar de vários $K\Omega$ a vários $M\Omega$ para a pele seca. Para prevenir a atenuação e distorção do sinal detectado, devido aos efeitos de entrada de carga, a impedância de entrada do amplificador diferencial deve ser a maior possível. Os dispositivos eletrônicos atuais provêm facilmente impedâncias de entrada da ordem de $10^{12} \Omega$ (TÜRKER, 1993; PORTNEY; ROY, 2004).

- **Design do eletrodo ativo**

A exigência de uma impedância de entrada introduz um problema conhecido como capacitância de acoplamento à entrada do amplificador diferencial (WEBSTER, 1998). Uma capacitância pequena entre os fios que conduzem a entrada do amplificador diferencial e a rede introduzirá um sinal de ruído da rede no amplificador. A solução é colocar o amplificador diferencial tão próximo quanto possível das superfícies de detecção do eletrodo. Esta solução é conhecida como eletrodo ativo (MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

Outra vantagem desta configuração é que a impedância de saída do amplificador diferencial é muito baixa, então qualquer movimento do cabo a partir da saída do eletrodo não gerará um ruído significativo ao restante do circuito.

- **Filtro**

Mesmo levando em conta as considerações acima, o SME será contaminado por algum ruído. A relação sinal/ruído pode ser aumentada filtrando entre 20 - 500 Hz. Características

rígidas de desenvolvimento de circuitos poderiam considerar 400 Hz como o limite de corte superior, porém o uso de 500 Hz permite uma margem de segurança no projeto (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1996, 1997; TÜRKER, 1993).

É desejável obter um sinal que contenha a máxima quantidade de informação do sinal eletromiográfico e a mínima quantidade de contaminação de ruído. Assim, a maximização da relação sinal-ruído deve ser feita com a mínima distorção para o sinal eletromiográfico (DE LUCA, 1996; TÜRKER, 1993; MERLETTI, 1999). Portanto, é importante que qualquer dispositivo de detecção e registro processe o sinal linearmente. Em particular, o sinal não deveria ser cortado, isto é, os picos não deveriam ser distorcidos e nenhuma filtragem desnecessária deve ser executada.

Devido ao ruído de rede elétrica (60 Hz) ser uma fonte dominante de ruído elétrico, projeta-se os dispositivos com um filtro *notch* a esta frequência. Teoricamente, este tipo de filtro removeria apenas a frequência não desejada da rede, porém, implementações práticas também removem porções dos componentes de frequência adjacentes. Como a energia dominante do SME está localizada na faixa de 50 – 100 Hz, o uso de filtros *notch* não é aconselhável. Devem-se usar métodos alternativos para o tratamento do ruído de rede, como blindar o circuito e os cabos que ligam o eletrodo ao circuito (DE LUCA, 1996, 1997; KNUTSON et al, 1994).

- **Importância da segurança elétrica**

Qualquer instrumentação elétrica que faz contato galvânico direto ou indireto com a pele pode causar uma corrente de fuga potencialmente prejudicial que pode atravessar a pele de um indivíduo. Esta preocupação é menos relevante em dispositivos que são ligados exclusivamente em baterias de baixa tensão elétrica. Para garantir a segurança, o indivíduo deveria ser isolado eletricamente de qualquer conexão elétrica com a rede associada com a fonte de força. Este isolamento é geralmente alcançado através de duas formas: ou pelo uso de isoladores ópticos ou pelo uso de transformadores de isolamento. Ambas as aproximações são satisfatórias, mas ambos requerem cuidadosa consideração para não distorcer o sinal eletromiográfico. Isto é especialmente verdade quando um transformador é usado.

Este isolamento provê o benefício de reduzir a quantia de ruído da rede elétrica radiada para as superfícies de detecção do eletrodo, conforme preconizado pela norma para segurança

elétrica de equipamentos eletromédicos (NBR IEC 60601-1) e norma particular de eletromiógrafos e equipamentos de potencial evocado (IEC 60601-2-40) (Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, 1994; ABNT, 1998). Porém o equipamento de *biofeedback* não possui norma particular para segurança elétrica.

2.2 BIOFEEDBACK

O termo treinamento em *biofeedback* ou simplesmente *biofeedback*, criado em 1969, corresponde a uma técnica de aprendizado do controle voluntário de funções fisiológicas das quais as pessoas normalmente não têm consciência, com a finalidade de recuperar, manter ou melhorar sua saúde e/ou seu desempenho (BASMAJIAN, 1989; SCHWARTZ, 1995; KNEIT, 1999).

Em ambientes educacionais e empresariais, o *biofeedback* é uma ferramenta para desenvolver o relaxamento profundo e gerenciamento do estresse, processos que são importantes na prevenção de doença. Em ambientes clínicos esses e outros processos de auto-regulação adquiridos através do treinamento em *biofeedback* podem ser usados para reduzir ou eliminar sintomas de desordens orgânicas ou emocionais, para recuperar funções musculares e reduzir a dor resultante de um ferimento ou doença. Na psicologia, o *biofeedback* pode ser a modalidade terapêutica principal ou pode ser usado com outras intervenções terapêuticas, tais como aconselhamento de estilo de vida, treinamento em dessensibilização, reestruturação cognitiva ou psicoterapia. Em todas as aplicações a meta do treinamento em *biofeedback* é a auto-regulação, aprendendo como controlar tanto os processos físicos quanto mentais para um funcionamento do organismo melhor e mais saudável (CRISWELL, 1995; SCHWARTZ, 1995).

Este treinamento é realizado com ajuda de equipamentos que medem a função fisiológica, em estudo, realimentando informações significativas ao paciente, de modo visual ou sonoro. Com esta informação e orientado pelo terapeuta, o paciente tem possibilidade de alterar tais informações, para mais ou para menos, segundo a sua vontade e conforme o que for mais desejável (STRUNGARU, 1991; REDDY; GUPTA, 1999). Desta forma, o terapeuta fala ao paciente como ele precisa fazer uma determinada tarefa, o paciente aprende a informação e tenta desempenhar como mais perfeição na próxima tentativa.

Com um treinamento repetitivo e supervisionado o paciente consegue condicionar aquele processo fisiológico a funcionar de modo estável e desejado. Apesar dos procedimentos específicos de treinamento variarem de acordo com o propósito da terapia, tipicamente, processos de respiração profunda, de relaxamento e de visualização são usados com o retorno da informação (SCHWARTZ, 1995; CRISWELL, 1995; BASFORD, 1992).

Uma vez estabelecido que o paciente consiga produzir pelo menos uma quantidade mínima da resposta necessária o treinamento pode começar. As abordagens diferem, mas essencialmente, o paciente recebe uma tarefa e é permitido que ele tente encontrar modos para variar a característica. Inicialmente, são estabelecidas metas mínimas e o controle é conseguido através de oportunidades, ou por processos não específicos como emoções e imaginação mental. Uma vez que o paciente esteja capacitado a produzir respostas consistentes, as metas são aumentadas gradativamente. À medida que o paciente consegue isolar a mudança obtida o controle torna-se mais específico. Se o paciente é capaz de sentir a mudança a própria atividade pode promover seu próprio *feedback*, permitindo que o dispositivo para *feedback* acabe sendo omitido totalmente (BASFORD, 1992; LEIPER et al, 1981; KNEIT, 1999).

A auto-regulação dos processos corporais é possível porque a mente e o corpo interagem. Processos cerebrais conhecidos governam a resposta fisiológica para atividades mentais, tais como o estresse. Quando o estresse se mantém sintomas fisiológicos podem se desenvolver. Contudo através do relaxamento e gerenciamento do estresse outros processos cerebrais são acessados para reduzir a reação de estresse e recuperar as ações corporais. Quando algum distúrbio externo bloqueia a tendência corporal natural para permanecer saudável, as interações entre mente e corpo guiam o organismo em direção à saúde (SCHWARTZ, 1995; ARIEL, 1985).

Instrumentos de *biofeedback* são importantes enquanto se aprende a auto-regulação porque a realimentação de tais instrumentos ajudará o paciente a controlar os processos mentais e psicofisiológicos que maximizam o funcionamento ótimo do organismo. O equipamento de *biofeedback* não será mais necessário quando as habilidades de auto-regulação forem dominadas. A duração dos benefícios do tratamento é variável, em alguns casos os pacientes podem manter as melhoras com pouco esforço, em outras situações a prática precisa continuar indefinidamente para que os ganhos sejam mantidos (BASFORD, 1992; CRISWELL, 1995; BASMAJIAN, 1989).

O *biofeedback* geralmente é combinado com outros tratamentos, requerendo um paciente motivado e um terapeuta treinado. Possui a desvantagem de não ter caráter de obrigatoriedade, como os tratamentos convencionais, o que limita a compreensão do treinamento. Os elementos chave no treinamento em *biofeedback* que fazem a auto-regulação possível são a interação mente/corpo, o retorno de informações, o aumento da conscientização e a prática.

2.2.1 BREVE HISTÓRICO

O conhecimento que sempre se teve sobre o funcionamento do sistema nervoso autônomo (SNA) era o de um conjunto de funções biológicas inconscientes, involuntárias e auto-reguladas. A auto-regulação era concebida como um processo imutável, onde leis rígidas definiam o modo de operação das funções como o ritmo cardíaco, a frequência respiratória, o fluxo sanguíneo entre outras (BASMAJIAN, 1989; BASFORD, 1992; LATASH; NICHOLAS, 1996).

Miller e Bunuazizi (1968) manifestaram sua convicção de que as funções biológicas sob o controle do SNA poderiam ser manipuladas e colocadas sob o controle consciente através da aprendizagem instrumental. Acreditavam que se houvesse um indicador revelando o estado de alguma dessas funções, seria possível condicioná-la, do mesmo modo como fora possível condicionar as funções do sistema nervoso somático (SNS).

Miller (1987) demonstrou ser possível condicionar animais a regularem a quantidade de sua salivação, para mais ou para menos. A partir daí, a experimentação laboratorial confirmou a viabilidade do condicionamento de uma gama de funções autonômicas.

Basmajian (1989) conceitua o *biofeedback* como uma técnica para indicar aos seres humanos alguns de seus eventos fisiológicos internos, normais e anormais, na forma de sinais visuais e/ou auditivos, de modo a ensiná-los a controlar estes eventos normalmente não percebidos, mediante a manipulação dos sinais exibidos.

O *biofeedback* por EMG vem sendo empregado desde que foi realizado o primeiro exame diagnóstico pela EMG, ao ser pedido ao paciente que olhasse o osciloscópio e que ouvisse o alto-falante para relaxar ou aumentar a atividade muscular (BASMAJIAN, 1989).

Mesmo hoje em dia, a aceitação e aplicação do *biofeedback* ainda estão sendo difundidas. É difícil isolar a efetividade do *biofeedback*, já que os esforços intensos envolvidos, as expectativas do clínico e a ênfase no problema do paciente podem produzir melhoras que não sejam motivadas pelo *biofeedback* (BASMAJIAN et al, 1975; FERNIE; HOLDEN; SOTO, 1978; CHOW; CHENG, 2000).

Uma complicação adicional na avaliação é a dificuldade de elaborar um estudo cego, no qual nem o paciente nem o terapeuta sejam capazes de detectar o controle. Mesmo nos estudos bem controlados, as comparações são feitas geralmente com um tratamento comportamental e com a prática médica convencional (BASMAJIAN, 1989; CHOW; CHENG, 2000).

2.2.2 CAMPO DE APLICAÇÃO DO BIOFEEDBACK

Biofeedback é uma abordagem terapêutica que não especifica os processos ou condições a serem tratados, mas existem algumas vias neurológicas ou hormonais bem definidas que podem ser utilizadas para tal.

Os processos tratados podem ser atividades voluntárias ou, nominalmente, não voluntárias como a mobilidade gastrointestinal, o ritmo cardíaco, os limiares de ataques epiléticos, a pressão sanguínea e a temperatura da pele. Frequentemente, a distinção não é clara já que as contrações voluntárias do músculo estriado podem se tornar habituais e despercebidas, por exemplo, nas mialgias por tensão (BASFORD, 1992; SCHWARTZ, 1995; BASMAJIAN, 1989).

Com mais frequência, as técnicas de *biofeedback* são usadas em pacientes que têm dificuldades na avaliação da informação através de mecanismos fisiológicos normais, como a propriocepção.

O campo de aplicação é muito amplo e a cada dia surgem aplicações em novas áreas. Na atualidade tem sido aplicado com sucesso nas seguintes condições e distúrbios: (SCHWARTZ, 1995; BASMAJIAN, 1989; REDDY; GUPTA, 1999; CRISWELL, 1995; PORRETTA, 1995).

- Toda a manifestação de stress, estafa e síndrome de fadiga crônica;
- Quadros ansiosos, fobias, síndrome do pânico, transtorno obsessivo-compulsivo (TOC), depressão;

- Distonia;
- Controle de ataques epiléticos;
- Disritmia cardíaca, hipertensão, arritmias cardíacas;
- Pressão intra-ocular elevada;
- Hipotensão ortostática;
- Distúrbios de aprendizagem, em especial os devidos a déficit de atenção com ou sem hiperatividade (ADD/ADHD);
- Alcoolismo e dependência a drogas;
- Enxaqueca e dores de cabeça (tensão vascular);
- Dores crônicas lombares, na nuca e ombro;
- Problemas musculares como torcicolo, bruxismo (TMJ), lesões por esforço repetido (LER);
- Mialgia por tensão;
- Reeducação muscular após lesão cerebral, na medula, nervos ou músculo;
- Contratura articular com co-contração;
- Treino de marcha;
- Controle motor;
- Treinamento para usuários de prótese;
- Asma e doenças alérgicas;
- Doença de Raynaud;
- Insônia;
- Incontinência e retenção fecal e urinária.

Além do aspecto terapêutico o *biofeedback* é uma ferramenta educacional, prestando-se ao aprimoramento de desempenhos. Neste sentido, tem sido aplicado nas equipes olímpicas (EUA, Canadá, Japão) visando levar seus atletas a alcançarem desempenhos máximos, de excelência (GREEN; GREEN; BEYOND, 1959). Contudo, o treinamento de desempenhos de excelência não se restringe à esfera esportiva, aplicando-se a outras classes de desempenho, como na esfera executiva, educacional e de comunicações.

2.2.3 MODALIDADES DE BIOFEEDBACK

As modalidades clássicas de *biofeedback* são eletrodérmica, térmica, eletroencefalográfico, cardíaca, respiratória e eletromiográfica.

O eletrodermo*feedback* (*GSR* - *Galvanic Skin Response*, *EDA* - atividade eletrodérmica) se faz através da passagem de uma microcorrente elétrica pela superfície da pele medindo-se a resistência a esta passagem. Quando as glândulas sudoríparas estão ativas a resistência à passagem da corrente diminui. Em caso contrário, a resistência aumenta. A medida da resistência elétrica traduz a atividade/inatividade das glândulas sudoríparas as quais são reflexos da atividade do sistema nervoso simpático (SNS). É uma versão atualizada do antigo detector de mentiras. A análise do padrão de resposta elétrica da pele permite estabelecer a correlação entre o estado emocional e a atividade do SNS e deste modo encontrar a melhor condição para cada indivíduo em particular (KNEIT, 1999; BASMAJIAN, 1989; SCHWARTZ, 1995).

O termo*feedback* (TEMP) consiste em alterar a temperatura nos dedos das mãos ou dos pés. Esta variação está correlacionada com as condições de vasodilatação/vasoconstrição nestes locais. A vasodilatação é acompanhada de aumento na temperatura, ao contrário da vasoconstrição que implica queda na temperatura. Também aqui, se fica sabendo das condições emocionais e físicas do paciente, expressas pela ativação/desativação do SNA (simpático/parassimpático). Desta forma, o controle vasomotor pode ser treinado e condicionado para permitir, por exemplo, o alívio da enxaqueca (BASMAJIAN, 1989; SCHWARTZ, 1995).

O neuro*feedback* ou *biofeedback* eletroencefalográfico consiste em se medir as ondas elétricas do cérebro, tal como acontece no eletroencefalograma clássico. Pode-se então, treinar o indivíduo a aumentar ou diminuir a produção (amplitude e/ou frequência) de qualquer uma das faixas de ondas cerebrais, em qualquer um dos hemisférios cerebrais ou em ambos, conforme o estado físico e subjetivo que se almeja alcançar (BASMAJIAN, 1989; BASFORD, 1992; CRISWELL, 1995; SCHWARTZ, 1995).

O *biofeedback* cardíaco mede a atividade elétrica do coração (eletrocardiograma) e através dessa informação consegue controlar a frequência cardíaca e a pressão arterial (KNEIT, 1999).

O *biofeedback* respiratório se controla o tipo de respiração (torácica / diafragmática) e a frequência respiratória (BASMAJIAN, 1989).

O *biofeedback* eletromiográfico (EMG) consiste em se medir a atividade elétrica dos músculos convertendo-a em informações significativas, as quais expressam o grau de contração ou relaxamento dos músculos, sendo realimentado para o paciente como um sinal visual ou sonoro. O paciente usa essa informação como um guia, enquanto pratica uma variedade de técnicas para reduzir ou aumentar a tensão muscular (BASMAJIAN, 1963, 1989; SCHWARTZ, 1995). As indicações comuns incluem derrames, lesão craniana, lesão medular, paralisia cerebral, lesão de nervos periféricos, treinamento para controle motor e cirurgias de transferências musculares. Normalmente, o tratamento começa com o isolamento eletromiográfico do músculo comprometido, porém inervado. Após isolamento, enfatiza-se o recrutamento de unidades motoras com treinamento por *biofeedback*.

Estimulações elétricas subseqüentes ao treinamento, caso sejam necessárias, podem ser usadas para fortalecer e melhorar o controle dos músculos envolvidos (BASFORD, 1992; BASMAJIAN, 1989; SCHWARTZ, 1995; STRUNGARU, 1991).

As informações para qualquer uma das modalidades de *biofeedback* variam com a situação, mas geralmente são visuais e/ou audíveis, sendo possível ainda o uso de outras apresentações como pressão, temperatura e posição.

2.2.4 LIMITAÇÕES TÉCNICAS

O *biofeedback* precisa ser relevante, acurado e rápido para que favoreça o reaprendizado das funções fisiológicas. Se faltar qualquer um destes três elementos provavelmente o *feedback* verbal tradicional terá a mesma utilidade e certamente será mais conveniente.

No caso do *biofeedback* EMG, embora possa descrever a localização dos músculos agonistas e antagonistas, e mesmo fazer tentativas de descrever as sensações que os pacientes devem sentir se os músculos forem usados apropriadamente, não existe uma forma de ensinar qual unidade motora deve ser ativada. O *biofeedback* EMG pode propiciar informação relevante

no que tange a atividade da unidade motora, que de outra forma não estaria disponível (BASMAJIAN, 1963, 1989; BASMAJIAN et al, 1975; LATASH; NICHOLAS, 1996).

A tecnologia atualmente disponível para a maioria das modalidades de *biofeedback* informa maior ou menor atividade da função fisiológica em questão. A informação propiciada aos pacientes através da tecnologia atual ainda é incompleta e não é sofisticada em comparação à informação gerada pelo sistema nervoso durante o movimento normal.

As limitações estão nos equipamentos para *biofeedback* onde os retardos inerentes são de 50 a 100 ms antes que o sinal possa atingir olhos e ouvidos dos pacientes, além dos equipamentos perderem partes das informações contidas no sinal. Outra limitação está nas latências fisiológicas endógenas, que ocorrem no sistema nervoso do paciente. Os mais rápidos circuitos corticais têm latências de pelo menos 100 a 200 ms (BASMAJIAN, 1989; CRISWELL, 1995; SCHWARTZ, 1995).

Portanto, para propiciar informações acuradas no uso do *biofeedback*, o terapeuta precisa estar certo que o tipo de dispositivo e o modo de utilização são ideais.

2.2.5 BIOFEEDBACK NA REABILITAÇÃO DO CONTROLE MOTOR

A reeducação neuromuscular convencional baseia-se intensamente no ato de fornecer aos pacientes comentários úteis para ajudar na recuperação de habilidades previamente adquiridas. O trabalho do terapeuta consiste em focalizar a atenção do paciente nos aprendizados motores subjacentes e no esquema biomecânico necessário para recuperar aquelas habilidades. Se a propriocepção normal do paciente e outros mecanismos fisiológicos sofreram disrupção, o controle normal dos movimentos e o reaprendizado das habilidades motoras estarão restringidos (BASMAJIAN, 1963; ROSENBERG, 1998).

O sinal do *feedback* é usado para modelar o comportamento motor através do reforço das sucessivas aproximações do paciente ao comportamento meta ou resultado funcional. Quando o paciente consegue controlar o sinal, o terapeuta precisará relacionar este fato ao comportamento motor subjacente e em seguida estabelecer novas metas. O reforço de comportamento já aprendido é desnecessário, e assim o limiar do equipamento deverá ser freqüentemente

monitorado, aumentando a dificuldade da tarefa à medida que progride a habilidade (LEIPER et al, 1981; LATASH; NICHOLAS, 1996; ROSENBERG, 1998).

Usualmente é empregado um reforço comportamental positivo, ou modelo de recompensa, com as técnicas de *biofeedback*. Em outras palavras, quando os pacientes geram comportamentos motores apropriados, eles são positivamente reforçados. Os estímulos auditivos e visuais do *feedback* e outras informações não verbais são usualmente muito mais rápidos e mais acurados que os comentários do terapeuta. Muitos pacientes se tornam mais motivados quando se utiliza o *biofeedback*, porque a máquina não será falsamente encorajadora.

Ao usar o *biofeedback*, o paciente precisa compreender as relações entre o sinal eletrônico e a tarefa funcional desejada, praticar o controle do sinal do *biofeedback* e desempenhar a tarefa funcional até que ela seja dominada, e o paciente não precise mais do *biofeedback*. Assim, as técnicas de *biofeedback* exigem que os pacientes se engajem num aprendizado em malha fechada, usando o *biofeedback* concomitantemente, até que as habilidades motoras desenvolvam-se o suficiente para que os movimentos em malha aberta possam ser concretizados.

O *biofeedback* pode ajudar nos processos de reabilitação através dos seguintes pontos:

- Propiciar uma meta definida que o paciente deve realizar;
- Permitir que terapeuta e paciente experimentem diversas estratégias que geram padrões motores para atingir a meta;
- Reforçar o comportamento motor apropriado;
- Propiciar um conhecimento dos resultados dos esforços do paciente orientado pelo processo oportuno e acurado.

2.2.6 BIOFEEDBACK PARA USUÁRIOS DE PRÓTESES

As próteses para membros superiores são dispositivos de difícil adaptação funcional ao amputado, pois o foco principal do treinamento é a colocação ou remoção da prótese, uso e cuidados com as meias dos membros, abertura e fechamento do dispositivo terminal e preensão, liberação e transferência de objetos.

Esse treinamento acontece, em geral ambulatorialmente, em apenas algumas sessões. O amputado recebe um programa domiciliar de treinamento que deve ser realizado entre as sessões. Em adultos, o treinamento unilateral segue o cronograma de: cotovelo 5 horas, acima do cotovelo 10 horas, desarticulação do ombro 15 horas ou mais (LEONARD; MEIR, 1992).

Inicialmente, a prótese deve ser usada somente de 15 a 20 minutos e feita uma verificação da pele a fim de encontrar sinais de pressão excessiva ou irritação devido à má adaptação do soquete ou uso excessivo. Com boa tolerância cutânea, o amputado poderá usar a prótese o dia todo em poucos dias depois de recebê-la.

O amputado está psicologicamente afetado devido à amputação em si, com uma alta expectativa em voltar a ter um membro que realize todas as funções da mesma maneira que o membro natural. O contato inicial com a prótese é realizado em ambiente clínico por curtos intervalos de tempo, sendo que no resto do dia o paciente permanece sem a prótese, fazendo com que o mesmo aprenda a desenvolver as atividades do cotidiano sem o uso da prótese (LEONARD; MEIR, 1992). Este é mais um dos fatos que levaram ao desenvolvimento do MioTrein, uma vez que com este equipamento o paciente pode fazer sessões de treinamento em sua própria residência, aumentando o controle do mesmo sobre a prótese.

Quanto antes iniciar o treinamento, mesmo antes da protetização, a incorporação da prótese nas atividades da vida diária e na imagem corporal total do amputado torna-se gradativo (BASMAJIAN et al 1975; FERNIE; HOLDEN; SOTO, 1978; CULLIS, 1994). Diversos amputados unilaterais relatam uma melhora do aprendizado e um maior uso da prótese quando o membro natural, por algum motivo, não pode ser usado como, por exemplo, um ferimento, e a partir daí o uso do membro artificial torna-se constante.

Assim, o treinamento por *biofeedback* para pré e pós-protetização é de fundamental importância na aceitação do membro artificial a fim de operá-lo usando seu máximo potencial sem produzir mais energia do que é necessário, usar a prótese eficientemente para tarefas cotidianas, analisar a melhor maneira de usá-la para tarefas incomuns ou novas, auxiliar os amputados a selecionar e controlar os músculos que irão atuar no acionamento da prótese e desta forma produzir ou inibir sinais de controle a partir da sua vontade, quando realizam ou não um movimento e realizar os movimentos da prótese de maneira mais natural possível (LEONARD; MEIR, 1992; BASMAJIAN et al, 1975; CHOW; CHENG, 2000).

O treinamento para controlar as próteses movidas externamente é mais complexo do que para próteses movidas pelo corpo, pois, além das metas mencionadas acima, para as próteses controladas mioeletricamente o amputado deve aprender a separar, controlar e manter as contrações musculares voluntárias nos músculos selecionados para controlar as funções motorizadas da prótese (LEONARD; MEIR, 1992).

O *biofeedback* para usuários de prótese deve acontecer em três fases principais: o treinamento do sinal (usuário de prótese mioelétrica), treinamento do controle muscular e finalmente o treinamento funcional da prótese (CULLIS, 1994).

- **Treinamento do sinal mioelétrico**

Durante esta fase do treinamento o amputado aprende a produzir e inibir sinais de controle dependendo da sua vontade de modo a controlar os músculos requeridos para operar a prótese mioelétrica. Os eletrodos de superfície são colocados sobre os músculos selecionados e ligados ao *biofeedback* que mostra ao amputado a contração desejada dos músculos fornecendo uma realimentação do controle motor (MASUDA; MIYANO; SADOYAMA, 1983; BROMAN; BILOTTO; DE LUCA, 1985; REDDY; GUPTA, 1999).

- **Treinamento do controle muscular**

Durante esta fase, o amputado aprende a controlar apropriadamente os músculos para executar uma função ou uma tarefa requerida.

Os eletrodos são colocados sobre o músculo desejado e ligados ao *biofeedback* visual, ou a uma mão elétrica, ou um brinquedo (para crianças). Estes fornecem a realimentação ao amputado em seu sucesso na tarefa. Uma variedade de objetos de tamanhos e de texturas diferentes pode, mais tarde, ser usado para ajudar o amputado a praticar avidamente o controle da mão (FERNIE; HOLDEN; SOTO, 1978; PORRETTA, 1995).

- **Treinamento Funcional**

Esta é a fase mais intensiva do treinamento, quando o amputado aprende realmente a realizar tarefas com a mão. É importante assegurar os ajustes corretos do membro artificial antes de começar esta fase.

As tarefas simples são primeiramente atribuídas de forma a permitir que cada teste padrão seja aprendido. Gradualmente, atividades mais complexas, mais realistas do cotidiano de cada amputado são introduzidas ao treinamento. As crianças podem executar atividades como: apontar um lápis, puxar e soltar o zíper, amarrar o cadarço ou empilhar blocos de brinquedos. Os adultos podem fazer tarefas como: cortar com a faca (carne, legumes, etc.), jogar cartas ou abrir e fechar o guarda-chuva (CULLIS, 1994; HUDGUNS et al, 1997; CHOW; CHENG, 2000).

É importante o paciente dizer ao terapeuta quais as atividades que normalmente executa ou gostaria de executar. Assim, o tempo de treinamento será gasto com a aprendizagem de técnicas que a pessoa irá utilizar freqüentemente ou deseja fazer.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve os componentes eletrônicos escolhidos, os parâmetros relevantes na determinação das especificações do projeto, assim como o desenvolvimento do circuito e do *software* responsável pela aquisição e amostragem dos sinais eletromiográficos e pela aplicação como *biofeedback*. Descreve, também, o material e a metodologia utilizados para a realização dos testes de avaliação do sistema.

3.1 METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO

3.1.1 DIAGRAMA EM BLOCOS DO SISTEMA

O sistema de *biofeedback* desenvolvido, chamado MioTrein (*Mio* de mioelétrico e *Trein* de treinamento), representado no diagrama em blocos na Figura 3.1, possui 04 canais para adquirir o SME e o *software* para *biofeedback*. Cada canal possui um condicionador analógico e um condicionador digital de sinais.

O condicionador analógico tem a função de receber os SME dos eletrodos, acrescidos de ruído, filtrar e amplificar o sinal, para ajustá-lo às características do conversor analógico/digital (A/D). O condicionador digital é composto por um microcontrolador que comanda, amostra e transfere os dados do conversor A/D para o microcomputador (PC). A fim de garantir a segurança elétrica, o aparelho possui isolador óptico e fonte isolada para os dispositivos que estão em contato com o sistema biológico.

O MioTrein amostra, processa e salva os dados, apresentando uma interface amigável, capaz de fornecer informações gráficas em tempo real ao usuário, como mostra a Figura 3.1.

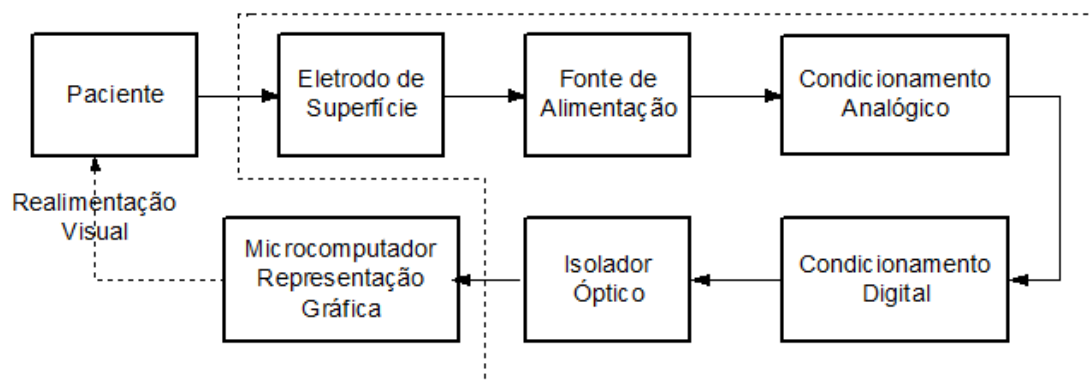


Figura 3.1 – Diagrama em blocos geral do sistema MioTrein.

3.1.2 CONDICIONAMENTO ANALÓGICO

O condicionamento analógico, detalhado na Figura 3.2, é composto pela fase de captação do sinal, pré-amplificação, filtragem e uma segunda etapa de amplificação, com ganho ajustável. Estas etapas são descritas detalhadamente a seguir.



Figura 3.2 – Diagrama em blocos detalhado do condicionamento analógico.

3.1.2.1 Eletrodo de superfície

É extremamente importante garantir a menor isolamento elétrica entre o músculo a ser analisado e o eletrodo (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1996; TÜRKER, 1993). Para isso, alguns procedimentos foram seguidos:

Remoção da camada morta e da oleosidade da pele, na região onde os eletrodos foram colocados, através de leve abrasão com álcool 90°;

Para manter a pressão entre o eletrodo e a pele, foi utilizada fita adesiva, evitando movimentação do eletrodo e dos cabos, os quais podem gerar artefatos de movimento, constituídos de ruídos de baixas frequências, até 20 Hz (DE LUCA, 1996; MERLETTI, 1999).

O SME foi captado por eletrodos de superfície passivos, da 3M[®], que apresentavam superfície de captação em prata/cloreto de prata com 1 cm de diâmetro, disco de gel condutor com 2,2 cm de diâmetro e 3,6 cm de diâmetro no total, assim a distancia mínima entre as superfícies de captação era de 3 cm.

Fixou-se os eletrodos na metade do ventre do músculo bíceps, entre a origem e a inserção dos tendões, de forma que não fique sobre ou próximo ao tendão do músculo (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; ROY; DE LUCA; SCHNEIDER, 1986; GARCIA; MAGALHÃES; IMBIRIBA, 2004). A distância entre as superfícies de detecção dos eletrodos foi fixada em 3 cm, de forma que comparações qualitativas entre registros do mesmo músculo possam ser feitas (DE LUCA, 1996; ONAL; LOPATA; ENANICH; 1979; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003; GARCIA; MAGALHÃES; IMBIRIBA, 2004).

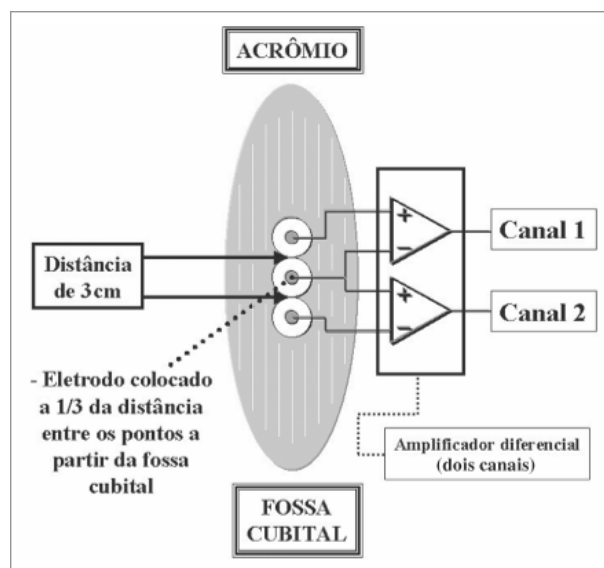


Figura 3.3 – Esquema simplificado da disposição dos eletrodos de superfície sobre o ventre muscular do músculo *Bíceps Braquial* (GARCIA; MAGALHÃES; IMBIRIBA, 2004).

3.1.2.2 Pré-amplificação

A amplitude do sinal captado com os eletrodos de superfície passivos é de 100 μV a 10 mV, necessitando de pré-amplificação para maximizar a relação sinal/ruído próximo aos eletrodos de captação (SODERBERG; COOK, 1984; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1996; QUEVEDO, 1993).

Para conseguir a mínima distorção do sinal e maximizar a relação sinal/ruído, dois eletrodos de superfície, que estão sobre o ventre muscular do músculo *Bíceps Braquial*, foram ligados na configuração diferencial, isto é, conectados as entradas inversora e não-inversora do amplificador de instrumentação, conforme a Figura 2.6. Um terceiro eletrodo, o eletrodo de referência, colocado na parte óssea do cotovelo, foi conectado ao pino de referência do amplificador.

A distância entre os eletrodos e o pré-amplificador deve ser mínima, no máximo 10 cm, os cabos utilizados devem ser blindados e ter baixa capacitância. Segundo De Luca (1996), Merletti (1999), Türker (1993) considera-se ganho de 20 vezes e o ruído deve ser menor que 5 μV (rms). Esta etapa permite que o eletrodo passivo junto com o pré-amplificador comporte-se como um eletrodo ativo (MERLETTI, 1999; MERLETTI; FARINA; GAZZONI, 2003).

A partir dos parâmetros descritos acima e na Fundamentação Teórica, o estágio de pré-amplificação do sinal foi desenvolvido com o amplificador de instrumentação INA 101HP, fabricado pela *Texas Instruments* (TEXAS, 1998). Este componente foi escolhido pela sua precisão (não-linearidade de 0,002%), alta razão de rejeição em modo comum (106 dB), alta impedância de entrada ($10^{10}\Omega$) em paralelo com um capacitor máximo de 5pF, baixo ruído 13 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ e simplicidade de projeto. Calculou-se o ganho de saída do amplificador segundo Texas (1998), como mostra a Equação 1:

$$G = 1 + \frac{40k\Omega}{R_g} \quad (\text{Eq.1})$$

onde: R_g é o resistor externo ligado ao dispositivo.

Para fornecer ganho fixo igual a 20 vezes, o R_g foi ajustado para 2,10 k Ω . Neste caso, apresenta resposta em frequência plana até 40 kHz, mais que o necessário.

O ganho em tensão do amplificador operacional é a relação entre a tensão de entrada diferencial e a de saída do dispositivo. A tensão de saída de um amplificador operacional ideal é nula quando suas entradas estão em curto circuito. Nos amplificadores reais, devido principalmente a um casamento imperfeito dos dispositivos de entrada, a tensão de saída do amplificador operacional pode ser diferente de zero quando ambas as entradas estão no potencial zero. Significa dizer que há uma tensão c.c. equivalente, na entrada, chamada de tensão de *offset*, nos amplificadores comerciais está situada na faixa de 1 a 100 mV (KAUFMAN; STOUT, 1976; MALVINO, 1997).

Para permitir um baixo nível de ruído na saída do estágio de amplificação o *offset* foi ajustado através de um potenciômetro de 100 k Ω .

3.1.2.3 Filtragem e Amplificação

Deseja-se obter um SME que contenha a máxima quantidade de informação e a mínima quantidade de contaminação por ruído, isto é, sinais que estejam acima do nível de ruído aceitável (5 μV_{rms}). Por isso, é importante que qualquer dispositivo de detecção e registro processe o sinal inteiramente, sem saturá-lo, ou seja, os picos do sinal não devem ser distorcidos e nenhuma filtragem desnecessária ser executada (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1997).

Ao medir o SME com eletrodos de superfície, há um conjunto de interferências que podem se sobrepor ao sinal. Cada uma destas interferências possui características próprias, já descritas no capítulo 2, as quais são necessárias eliminar, seja na fase de medição ou de processamento.

A fim de remover o sinal de baixa frequência, que possui grande instabilidade e por isso é muito susceptível a artefatos de movimento e para minimizar as componentes DC, as quais podem facilmente saturar os amplificadores devido a um eventual desbalanceamento na impedância dos eletrodos, foi desenvolvido filtro passa-altas 20 Hz (DE LUCA, 1996; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993; MERLETTI, 1999; WEBSTER, 1998).

A frequência de corte superior está relacionada com a intenção de filtrar os ruídos de alta frequência e implementar um filtro *anti-aliasing*, evitando que algum componente de frequência mais elevada possa distorcer o sinal quando amostrado pelo conversor A/D (SODERBERG; COOK, 1984; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993; DE LUCA, 1996; MERLETTI, 1999). Desta forma, foi implementado um filtro passa-baixas 500 Hz.

Para minimizar o ruído de 60 Hz não foi utilizado filtro *notch*, pelas razões descritas no capítulo 2 item 2.1.6. A opção mais adequada foi blindar os cabos e a caixa do equipamento, mostrando-se eficiente.

Em síntese, a banda passante, para filtrar o SME, mais que suficiente em equipamentos de *biofeedback*, situa-se entre 20 e 500 Hz. Para este fim, foram projetados filtros tipo *Butterworth* de 2ª ordem e ganho unitário na banda passante, seguindo projeto de Kaufman e Stout (1976), usando amplificadores operacionais TL084, da *Texas Instruments* (TEXAS, 1999).

Optou-se pelo filtro com resposta tipo *Butterworth* (também chamado de máxima aproximação plana), por possuir ganho para baixas frequências extremamente plano, o que evita distorções de amplitude do sinal. O filtro *Butterworth* apresenta dois pólos (segunda ordem) e ganho cai para 40 dB/década após a frequência de corte, como mostrado na Figura 3.4 e 3.5.

Considerando um SME de superfície típico entre 100 μV e 10 mVpp, dependendo do músculo e da região de captação (LINDSTROM; PETERSEN, 1983; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1996), na saída dos filtros os sinais possuem excursão de 2 mV a 200 mV. Para uma posterior conversão A/D, há necessidade de adequar o sinal à faixa dinâmica de entrada do conversor, que é de $\pm 10\text{ V}$ máximo (TEXAS, 1997), no projeto foi usado $\pm 9\text{ V}$, correspondendo à tensão de alimentação.

Esta amplificação foi realizada por um amplificador inversor (KAUFMAN; STOUT, 1976) de ganho ajustável, através de um potenciômetro de realimentação de 4,2 k Ω . O ganho total, antes da fase digital, está entre 10 e 1000, produzindo sinais de saída entre $\pm 1\text{ V}$ e $\pm 9\text{ Vpp}$.

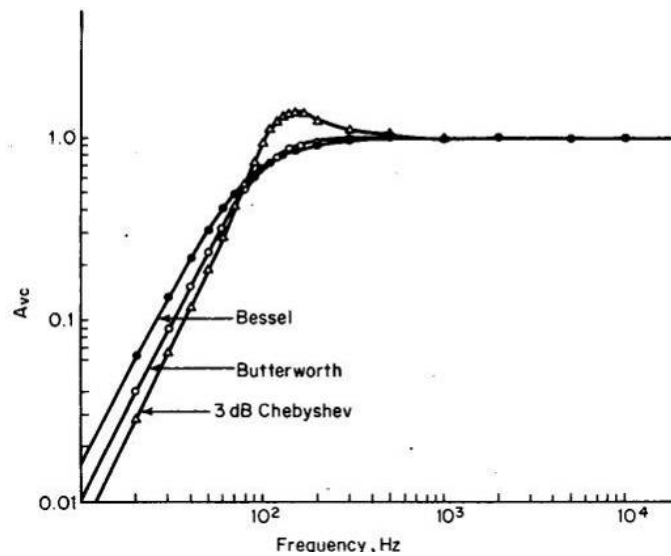


Figura 3.4 – Resposta em frequência dos filtros passa-altas de 2 pólos tipos Bessel, Butterworth, Chebyshev (KAUFMAN; STOUT, 1976).

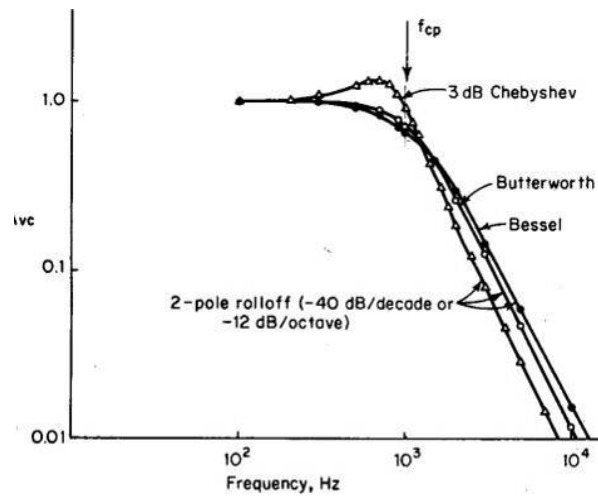


Figura 3.5 – Resposta em frequência dos filtros passa-baixas de 2 pólos tipos Bessel, Butterworth, Chebyshev (KAUFMAN; STOUT, 1976).

3.1.3 CONDICIONAMENTO DIGITAL

Este estágio permite converter o SME para digital, amostrá-lo, armazená-lo, fazer detecção de erros da amostragem, controlar os parâmetros de entrada necessários e interfacear com o microcomputador.

O condicionamento digital é composto pelo conversor A/D, microcontrolador, isolador óptico e o PC, esquematizado na Figura 3.6.

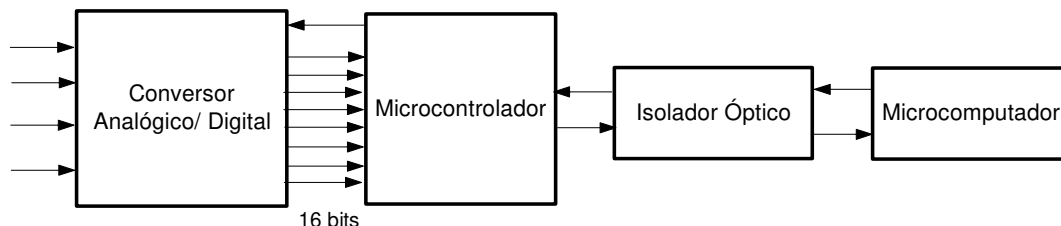


Figura 3.6 - Diagrama em blocos do sistema de aquisição.

3.1.3.1 Conversor A/D e Microcontrolador

A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma sequência de amostras adquiridas em espaços de tempo pré-fixados, chamado de frequência ou taxa de amostragem. Cada amostra traduz a amplitude do sinal contínuo no instante da amostragem. A sequência de amostras constitui um sinal discreto no tempo que pode ser armazenado, reproduzido e processado de forma digital (OPPENHEIN; SCHAFER, 1975; HAYKIN; VEEN, 2001; DE LUCA, 1999).

A taxa de amostragem do conversor A/D deve ser alta o suficiente para detectar mudanças no sinal sem perder informação. Quanto mais alta a taxa de amostragem maior será a acuidade com que o sinal será reproduzido. A taxa de amostragem mínima aceitável é de duas vezes a máxima frequência presente no sinal de interesse, como especificado pelo Teorema de *Nyquist* (WALDMAN, 1987).

O conversor A/D utilizado foi o ADS7825 da *Texas Instrument* (TEXAS, 1997). Esse componente possui 04 entradas analógicas multiplexadas, resolução de 16 *bits*, faixa de entrada analógica de ± 10 V, permite comunicação serial ou paralela com microcontrolador, frequência máxima de amostragem de 40 kHz e o modo de conversão pode ser configurado como contínuo ou selecionando o canal via *software*.

O microcontrolador utilizado foi o AT89C51 da Atmel (ATMEL, 2000), que possui memória *Flash* de 8 *bits* com 4 *kbytes*, 128 x 8 *bits* de memória RAM interna, 2

timers/contadores de 16 *bits*, 4 tipos de interrupções com níveis de prioridade programável, 4 portas programáveis de entrada e saída (*input/output* - *I/O*), permite comunicação serial através da *Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (USART)*.

O conversor A/D é configurado através do microcontrolador para trabalhar de maneira contínua. A seleção dos canais, bem como os comandos para iniciar a aquisição, são enviados a todo o momento do microcontrolador para o conversor, dependendo da configuração definida pelo usuário.

A leitura dos dados do conversor A/D e o controle do sistema são realizados pelo microcontrolador através de palavras de controle e pulsos de *clock*, enviados pelo barramento paralelo do microcontrolador. Posteriormente, os dados são transferidos ao PC pelo barramento serial. A Figura 3.7 mostra o fluxograma do microcontrolador para executar essas tarefas.

O *software* do microcontrolador foi desenvolvido em linguagem C e permite amostrar um canal do conversor A/D em 4 kHz. Esta frequência de amostragem (F_a) é inversamente proporcional ao número de canais habilitados. Quando este trabalha com 04 canais simultaneamente, a frequência de amostragem por canal cai para 1 kHz, conforme a Equação 2.

$$F_a = 4 \text{ kHz} / \text{número de canais habilitados} \quad (\text{Eq. 2})$$

Assim, no melhor caso, quando apenas um canal está habilitado, a frequência de amostragem é igual a 4 kHz e, na pior situação, onde todos os 4 canais estão habilitados, a frequência de amostragem é igual a 1 kHz, sendo suficiente para a aplicação, já que é o dobro da maior frequência presente no sinal.

Quando inicia a aquisição, o microcontrolador primeiro seleciona o canal a ser amostrado através do endereço correspondente a cada canal do conversor A/D (A0 e A1), como mostra a Tabela 3.1.

Após a programação dos endereços de cada canal, um sinal de controle (*rcad*) é enviado ao conversor A/D para iniciar a conversão. O microcontrolador inicia então a monitoração do sinal *busyad* do conversor A/D, informando o final da conversão, permitindo assim que o valor possa ser lido. O barramento de controle é composto por 5 vias, como segue a Tabela 3.2.

Tabela 3.1 - Configuração dos endereços para selecionar o canal do conversor A/D.

A1	A0	Canal selecionado
0	0	canal 0
0	1	canal 1
1	0	canal 2
1	1	canal 3

O barramento de dados é implementado através da porta P1 do microcontrolador que possui 8 *bits*, como o conversor A/D é de 16 *bits*, a leitura dos dados é implementada em duas etapas.

Os primeiros 8 *bits* que o microcontrolador lê são os *bits* menos significativos (*Low Significant Bit – LSB*) da palavra e a próxima leitura são os 8 *bits* mais significativos (*Most Significant Bit – MSB*). Se houver mais canais habilitados, o microcontrolador faz a leitura deles, da mesma maneira, seqüencialmente do canal 1 ao 4. Caso não haja outro canal selecionado, o microcontrolador faz a leitura do mesmo canal continuamente.

Quando ocorre uma interrupção do *timer*, o microcontrolador inicia sua rotina de leitura dos dois *bytes* de cada canal habilitado do conversor A/D e um atraso ocorre para que os dados sejam enviados ao microcomputador.

No período em que a amostragem não está sendo realizada, os dados anteriores são enviados ao microcomputador, conforme o fluxograma da Figura 3.8. Os dados lidos do conversor são sempre armazenados em um *buffer* antes de serem transferidos para o PC, cujo tamanho é variável e depende do número de canais habilitados. Quando apenas um canal está habilitado, o *buffer* possui dois *bytes*, o qual armazenará o primeiro *byte* como LSB e o outro como MSB. Para 4 canais habilitados o *buffer* terá 8 *bytes*. Portanto:

$$\text{Tamanho do } \textit{buffer} = \text{número de canais habilitados} * 2 \quad (\text{Eq. 3})$$

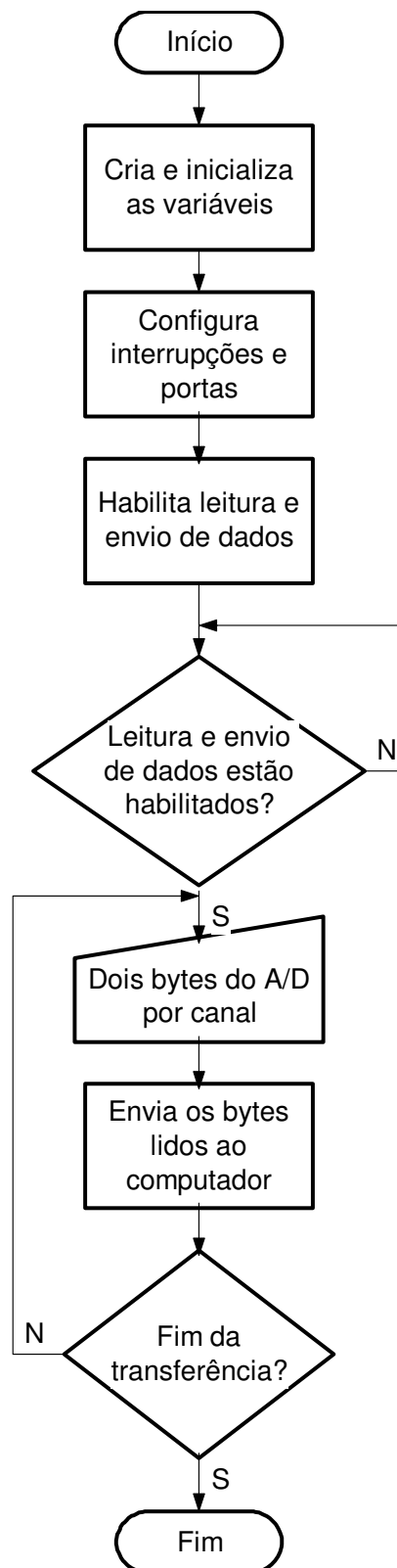


Figura 3.7 - Fluxograma do programa principal do microcontrolador.

Tabela 3.2 – Vias do barramento de controle do microcontrolador.

Controle	Função
busyad	Sinal <i>busy</i> do A/D indica final da conversão quando em nível lógico 1;
rcad	Utilizado para iniciar nova amostragem;
bytead	Utilizado para indicar qual <i>byte</i> será lido pelo microcontrolador (<i>MSB</i> ou <i>LSB</i>);
a0ad	Bit 0 do endereçamento do canal analógico do A/D;
a1ad	Bit 1 do endereçamento do canal analógico do A/D.

O protocolo de comunicação serial (RS-232) foi utilizado para transferir os dados do microcontrolador para o PC, por ser de fácil implementação, atender às necessidades do projeto e ser mais barato. Neste tipo de interface, a maior taxa de transferência de dados conseguida foi de 115.200 *bits* por segundo. Para cada canal lido existem 16 *bits* de dados, 2 *bits* de *start* e 2 *bits* de *stop*, totalizando transferência de 20 *bits* para cada canal lido. A máxima frequência de amostragem por canal é de 115.200/20, ou seja, 5.760 Hz. Na prática, alcançamos o valor de 4 kHz, porque o microcontrolador realiza outras operações no mesmo período. Apesar do microcontrolador oferecer a possibilidade de uma amostragem de até 40 kHz, temos esses limitadores que não permitem utilizar tal frequência.

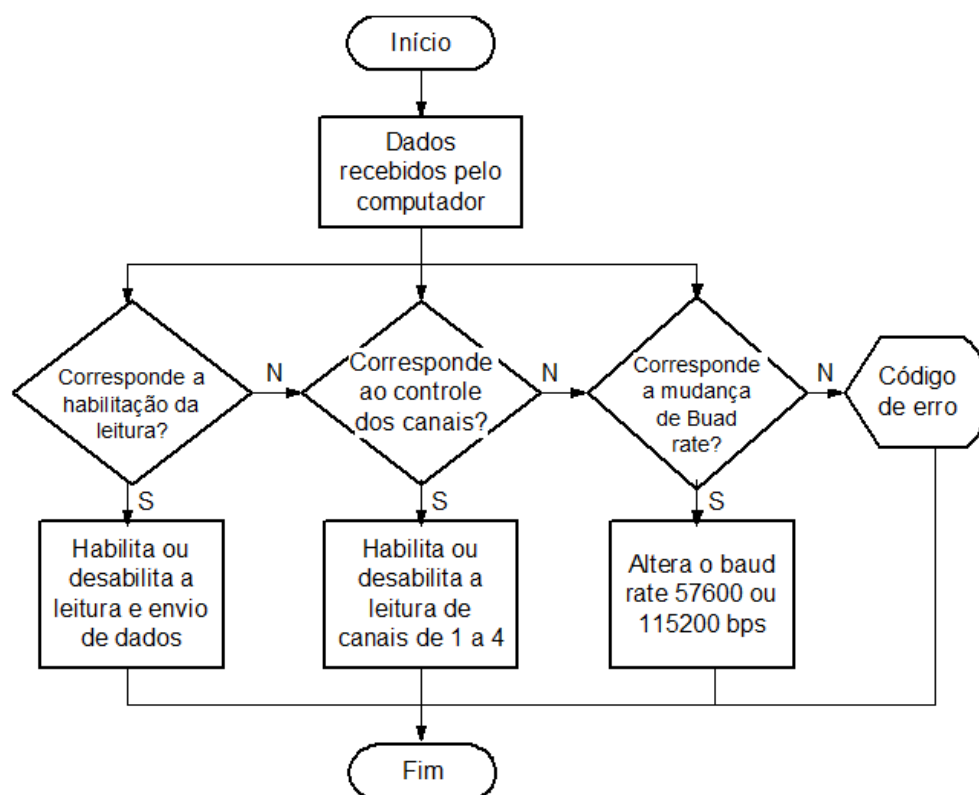


Figura 3.8 - Fluxograma de envio dos dados ao PC acionado pela interrupção do timer.

3.1.3.2 Isolador óptico

Foi usado um isolador óptico na comunicação MioTrein-microcomputador a fim de garantir a proteção ao paciente segundo a norma pertinente quanto aos requerimentos gerais para segurança elétrica de equipamentos eletromédicos (NBR IEC60601-1) (ABNT, 1994) e requerimentos particulares de segurança de eletromiógrafo e equipamento de potencial evocado (IEC60601-2-40) (ABNT, 1998).

Apesar do Miotrein usar como alimentação elétrica baterias que fornecem ± 9 V, o PC está ligado na rede elétrica podendo causar, caso tenha corrente de fuga, queimadura significativa na pele do paciente e representar risco de choque elétrico.

Para garantir a segurança elétrica, usou-se o optoacoplador TIL300 da *Texas Instruments* (TEXAS, 1996), que possui capacidade de isolar até $\pm 3,5$ kVp, sua faixa de frequência de trabalho é maior que 200 kHz, e isola tanto sinais AC quanto DC.

Este optoacoplador possui duas entradas e duas saídas, cada qual com alimentação independente e isoladas eletricamente entre si. Uma reprodução do sinal recebido na entrada é disponível na saída do bloco. O optoacoplador foi conectado ao MioTrein pelo barramento serial, na comunicação microcontrolador - PC. Limita-se às tensões de alimentação e aos terminais de entrada e saída, não havendo necessidade de componentes externos.

Este isolamento provê o benefício de reduzir a quantidade de ruído, que pode contaminar o sinal vindo do eletrodo de superfície através da rede elétrica que alimenta o microcomputador.

3.1.4 SOFTWARE PARA BIOFEEDBACK

Neste estágio, foi desenvolvido o programa para aplicação em *biofeedback*, que possui níveis de treinamento desenvolvidos a partir da aquisição do sinal mioelétrico bruto.

Através de conversa realizada com fisioterapeutas e clínicos que utilizam os equipamentos de BFB-EMG, notou-se a necessidade de implementar algumas ferramentas que os equipamentos comerciais não possuem (VIUDES; ALMEIDA; QUEVEDO, 2004):

- Apresentar o SME em forma gráfica, como: envoltória do sinal e barras de progressão. Os quais serão aqui definidos como níveis de treinamento. Além de mostrar, também, o sinal mioelétrico bruto, definido como EMG bruto;
- Armazenar o EMG bruto e os níveis de treinamento, a fim de serem analisados posteriormente;
- Implementar os níveis de treinamento em um ambiente gráfico, como através de barras de progressão e a envoltória do sinal, pois assim o terapeuta pode treinar o paciente mostrando como realizar o movimento e, posteriormente, controlar, tonificar ou relaxar a musculatura envolvida mais facilmente, visualizando-o de forma gráfica.

O *software* para o MioTrein foi desenvolvido usando linguagem Delphi 6.0 da Borland®, sendo responsável por comandar o microcontrolador, processar os dados recebidos via porta serial, armazená-los e apresentar uma interface amigável com o usuário, fornecendo informações

gráficas em tempo real, para terapia por *biofeedback*. O fluxograma do *software* MioTrein, para treinamento por *biofeedback*, pode ser visto na Figura 3.9.

Caso existam problemas na interface MioTrein – PC, aparecerá um comunicado de erro (placa desconectada) no canto inferior esquerdo do programa. Depois que a placa estiver corretamente conectada, deve-se configurar o sistema para cada paciente. O terapeuta seleciona quais dos quatro canais serão utilizados, selecionando o ícone referente ao canal.

Posteriormente, cadastra-se um novo paciente ou abri-se um arquivo existente e inicia-se o processo de calibração do sistema. Nessa etapa, o terapeuta verifica, através do EMG, se os eletrodos estão bem posicionados (observando a amplitude do sinal), ajusta o ganho, sem saturar o sinal, através do potenciômetro localizado no aparelho, escolhe qual o melhor nível de treinamento para o paciente nesta sessão - envoltória do sinal ou barras de progressão. Esta etapa de calibração é de extrema importância, visto que, se algum ajuste deixar de ser feito, a recuperação do paciente ficará comprometida.

As sessões do treinamento poderão ser gravadas a critério do terapeuta, isto é, ele pode salvar todas as sessões ou apenas algumas, pois todas as vezes que os botões “Treinamento” ou “EMG bruto” são acionados, o programa exibe uma caixa de comunicação perguntando se o usuário deseja salvar a sessão anterior.

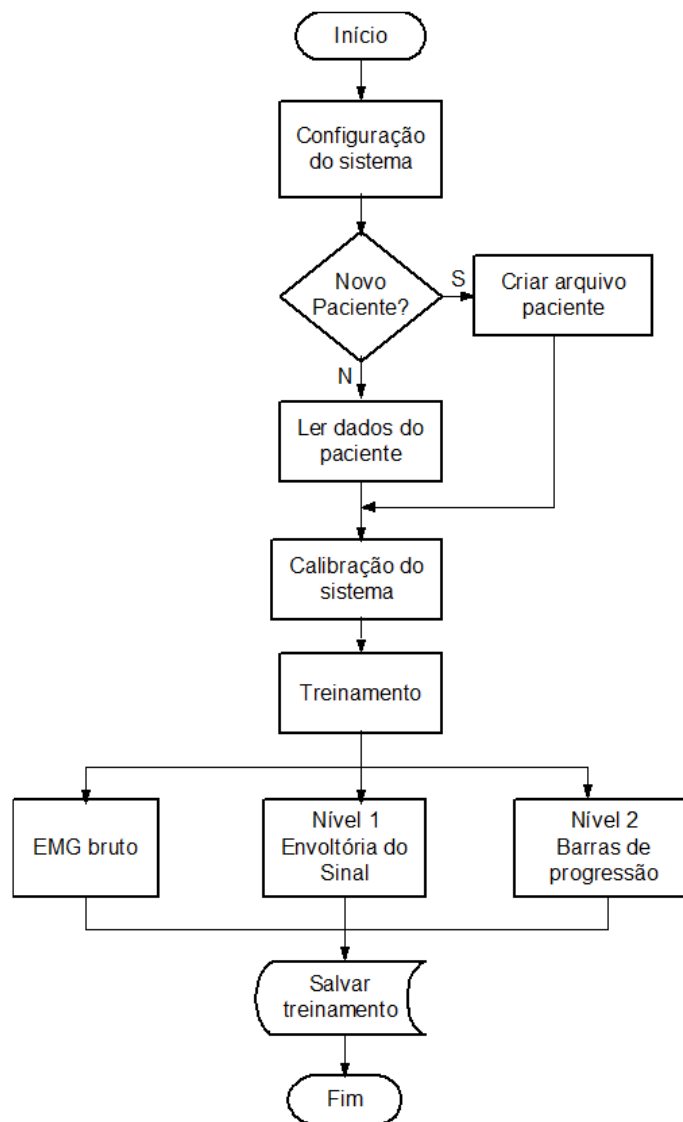


Figura 3.9 – Fluxograma do *software* do MioTrein para treinamento por *biofeedback*.

3.1.4.1 Aquisição do sinal (EMG bruto)

O usuário seleciona o canal a ser utilizado dentre os quatro canais existentes. Esta informação é então passada ao microcontrolador.

Os dados recebidos pelo PC são primeiramente convertidos em números inteiros de 16 *bits*, usando complemento de 2, sendo que para cada valor amostrado do conversor A/D existem dois *bytes* que o representam. O primeiro *byte* lido representa os valores menos significativos e o

segundo *byte* os valores mais significativos. Para fazer esta conversão foi usado o seguinte algoritmo:

```
Numero 16 bits = ((ByteMSB shl 8) ou (ByteLSB))  
se numero 16 bits > 32767 então  
Numero 16 bits = -(not (teste)+1)  
senão  
Numero 16 bits = Numero 16 bits
```

O número de 16 *bits* é então multiplicado pela resolução do sistema, isto é, a faixa de tensão de entrada dividido por 2^{16} (*bits* do A/D). Temos, então, o valor real da tensão amostrada.

Depois desta conversão, os números são armazenados em um *buffer*, formado por um vetor com tamanho pré-definido. Quando o *buffer* é preenchido totalmente os pontos são impressos no gráfico. Quanto maior for o tamanho do *buffer* menor será a taxa de atualização do gráfico. Experimentalmente, foi verificado que um vetor com 24 elementos apresenta um bom desempenho, sem perda da transmissão e a taxa de atualização, visualmente, parece ser em tempo real.

Todos os níveis de treinamento, assim como os cálculos estatísticos do sinal, os quais servirão para avaliação dos aspectos qualitativos do sinal, foram desenvolvidos a partir dessa primeira etapa, justificando a importância de armazená-los para processamento *offline*.

3.1.4.2 Níveis de treinamento

Para todos os níveis de treinamento foi utilizado o SME armazenado no *buffer* e, posteriormente, retificado digitalmente. Para isso, utilizou-se retificação de onda completa para reter toda a energia do sinal (BASMAJIAN; DE LUCA 1985; DE LUCA, 1996; KNUTSON et al, 1994; NIELSEN; NIELSEN; PEDOTTI, 1994; ROSENBERG, 1998). Os fluxogramas da Figura 3.10 mostra o desenvolvimento dos níveis de treinamento.

- **Nível 1: Envoltória do Sinal**

Nesse primeiro nível de treinamento, o paciente visualiza o nível de contração e o reajusta quando ocorre queda. A importância desse nível está na visualização do histórico das contrações, procedimento que não ocorre no nível 2 (barras de progressão).

Para o nível 1 de treinamento procurou-se usar um algoritmo que calculasse a envoltória do sinal e fosse simples, pois desta forma diminuiu a possibilidade de o PC demorar para mostrar a envoltória devido excesso de processamento. O algoritmo utilizado foi de um filtro de média móvel (OPPENHEIN; SCHAFER, 1975; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; WALDMAN, 1987; HAYKIN; VEEN, 2001), pois ele possui uma inércia natural, ou seja, não foi projetado para apontar reversões rápidas do sinal. A média móvel é uma representação suave da envoltória do sinal, uma vez que ela filtra oscilações menores, sendo assim um filtro passa-baixas (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1996, 1999; HAYKIN; VEEN, 2001).

O parâmetro importante a ser ajustado em busca de melhores resultados no cálculo da média móvel é a janela de tempo. Quanto maior a janela, o sinal filtrado terá variações curtas, seguindo a tendência do sinal real e será mais imune a ruídos. No entanto, se for grande demais, pode responder de maneira muito lenta às mudanças significativas do sinal. Quanto menor a janela tempo, o sinal filtrado seguirá mais próximo do sinal, perdendo sua utilidade como seguidor de tendências.

Como dito anteriormente, cada nível do programa foi desenvolvido usando a aquisição do SME. Neste ponto, o sinal já está retificado, então determinamos a janela de tempo. Basmajian e De Luca (1985) sugerem que a janela de tempo tenha limite de 100 a 200 ms, como a taxa de amostragem deve ser de, no mínimo, 1 kHz por canal, correspondendo, portanto a 100 ou 200 pontos. O valor padrão do MioTrein é de 120 pontos. Esta janela pode ser re-configurada via *software*, mas sempre usando múltiplos de 4, para não haver erro na aquisição quando os 4 canais estiverem habilitados.

Para definir qual a melhor janela de tempo padrão, para que não ocorra deslocamento do sinal, variou-se o número de amostras da janela e imprimimos a envoltória sobreposta ao sinal.

O envelope do sinal é dado pela convolução do sinal retificado com uma máscara. Esta máscara é constituída por um vetor de K elementos, com valor 1/K (OPPENHEIN; SCHAFER, 1975; KNUTSON et al, 1994; WALDMAN, 1987; HAYKIN; VEEN, 2001).

O seguinte algoritmo descreve a função envoltória:

```
Ret = abs(sinal);
K = 120;
Env = conv (ret, ones(1,k)/k);
```

Onde: K é a janela de tempo determinada, Ret o sinal retificado e *ones* é o vetor de 1 constituído de K elementos.

Este é um caso especial da operação de convolução, chamada de média móvel, expressa pela Equação 3:

$$F[n] = \frac{1}{120} \sum_{k=0}^{119} X[n-k] \quad (\text{Eq. 3})$$

Onde o sinal filtrado $F[n]$ é a média móvel do sinal amostrado $X[n]$, sendo n o número de amostras.

Dessa forma, se o vetor sinal $X[n]$ tiver N valores basta fazer com que o elemento " n " do vetor filtrado $F[n]$ seja igual à média de K valores em torno de $X[n]$. Por exemplo, se $K = 5$, a saída $F[n] = \{x[n-2], x[n-1], x[n], x[n+2], x[n+1]\}/5$.

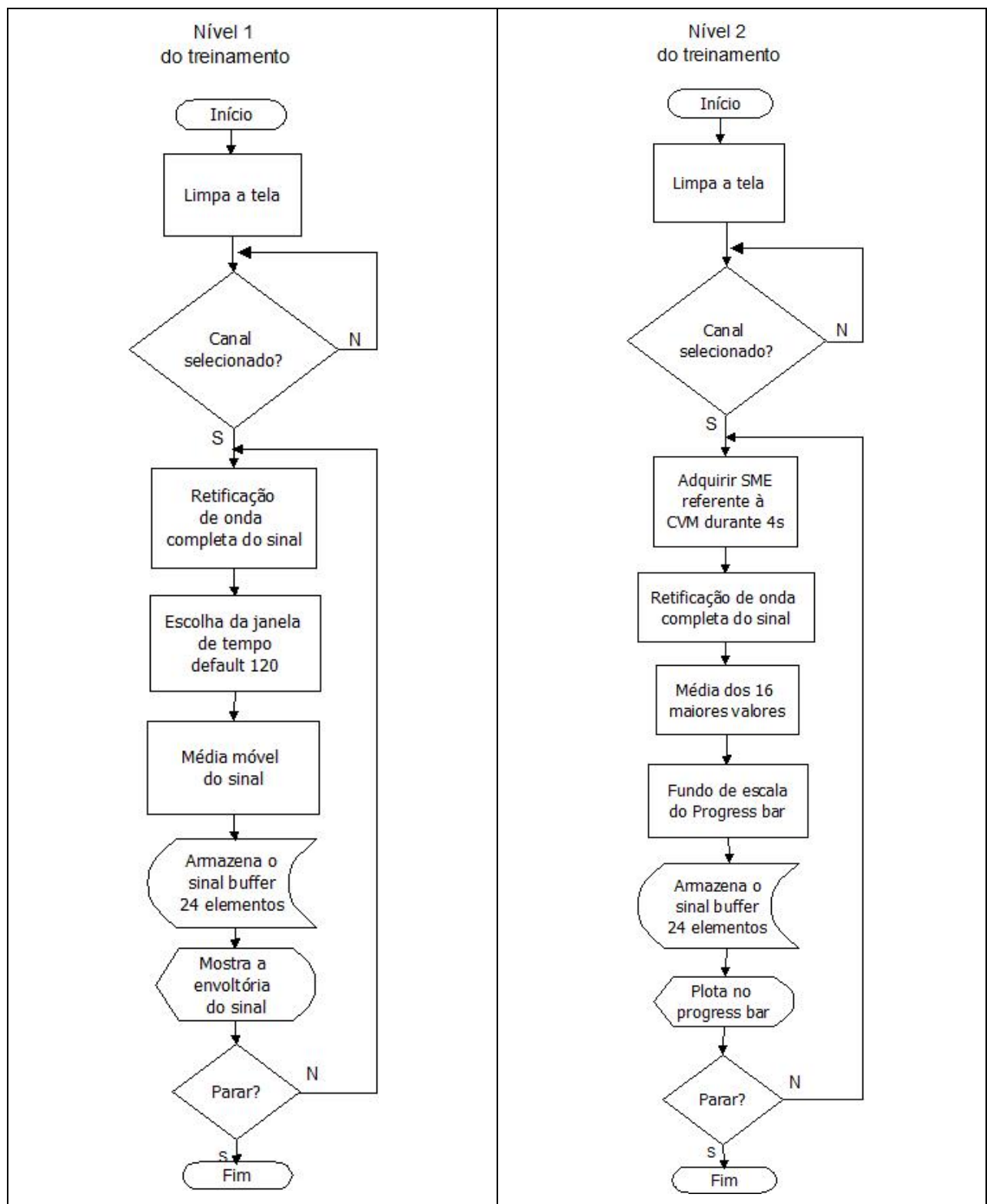


Figura 3.10 - Fluxograma dos níveis de treinamento: nível 1 (envoltória) e nível 2 (barras de progressão).

Posteriormente, cada ponto do sinal filtrado é armazenado em um *buffer*, formado por um vetor com tamanho pré-definido de 24 elementos. Quando o *buffer* é preenchido totalmente os pontos calculados são impressos no gráfico e armazenados em disco.

- **Nível 2: Barras de Progressão**

O segundo nível é o tipo de treinamento padrão dos *biofeedback* comerciais, pois sendo a primeira maneira de mostrar o SME usando uma forma mais amigável comparada com o EMG. Porém, na maioria dos equipamentos comerciais, a visualização da contração é realizada via *hardware* através de fileiras de *leds* (*light emitting diode*), não mostrando o histórico das contrações anteriores, como pode ser visto no anexo 1. Além disto, o sinal não é gravado para acompanhamento da evolução do paciente e o equipamento não mostra a variação da contração com relação às últimas contrações realizadas.

Neste nível de treinamento, no MioTrein, a intensidade do sinal é mostrada através de barras de progressão que aumentam ou diminuem sua altura dependendo da variação em amplitude do sinal muscular. Para isto é realizada uma comparação entre o nível de contração momentânea com o SME normalizado a partir da Contração Voluntária Máxima (CVM), mostrando o percentual da amplitude de contração comparada com a CVM (CALVERT; CHAPMAN, 1977; KARLSON; ERLANDSON; GERDLE, 1994; OLIVEIRA; RODRIGUES; BÉZIN, 2000; TÜRKER, 1993; VIUDES; ALMEIDA; QUEVEDO, 2004).

Antes de iniciar o treinamento, o terapeuta deve realizar uma calibração do sistema para cada paciente, a fim de ajustar o fundo de escala da barra de progressão à CVM. Desta forma, ajusta-se a força, realizada pelo paciente, com seu respectivo valor de CVM e a amplitude do SME correspondente. Desta forma, o SME associado com a CVM corresponde a 100% da força, e as outras variações de força, realizadas pelo paciente, são expressas como porcentagem da CVM.

O primeiro passo no desenvolvimento deste nível foi a aquisição da CVM usando uma janela de tempo de 4s. Com o vetor formado por estes sinais, foi realizada a retificação de onda completa do sinal e calculada a média dos 16 maiores valores. O valor encontrado foi utilizado como fundo de escala da componente *progress bar* do Delphi[®].

Depois de definido o fundo de escala, a barra de progressão foi implementada usando a envoltória do SME retificado. O sinal filtrado é comparado com o fundo de escala e impresso na barra de progressão. Sua porcentagem e amplitude são mostradas na tela do PC.

3.2 DESCRIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NO PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Gerador de função (GF, Fabricação Tektronix Inc., Beaverton, Oregon, U.S.A. modelo AFG310): possui 1 canal que forneceu sinais senoidais com amplitude e frequência conhecida e suficientes para analisar o comportamento do sistema.

Atenuador (Fabricação Hewlett-Packard Development Company, U.S.A. modelo 3750A): atenuou em amplitude a tensão elétrica fornecida pelo GF, deixando-a compatível com as tensões referentes ao SME.

Osciloscópio Digital (OSC, Fabricação Tektronix Inc., Beaverton, Oregon, U.S.A. modelo TDS-360): o osciloscópio digital possui 2 canais com largura de banda de 60 MHz. Este instrumento foi utilizado para medir o sinal elétrico fornecido pelo GF em cada estágio do circuito, a fim de compará-los com os sinais obtidos com o MioTrein.

Sistema de Aquisição de Dados (SAD): o SAD é constituído de uma placa de aquisição de dados de 32 canais (Cad 12/36, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP) composta de um conversor analógico-digital de 12 *bits* com base de tempo interna de 2 MHz. A placa foi conectada a um computador (Pentium 2, 166 MHz com 32 MB de RAM) carregado com o programa AqDados (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP) para plataforma Windows. Este sistema foi utilizado para adquirir e armazenar o SME, uma vez que a taxa de amostragem do osciloscópio para tal função é menor que 1 kHz, sendo insuficiente para amostrar todos os componentes de frequência do SME.

3.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

As funcionalidades de cada estágio condicionador do sinal e do circuito total foram analisadas usando sinais senoidais e posteriormente sinais musculares, verificando a integridade do sinal para ser processado.

Os testes foram realizados em duas etapas:

- Primeiramente, para avaliar o sistema condicionador do sinal, foi utilizado um GF que forneceu sinais conhecidos, e posteriormente estes foram adquiridos, ao mesmo tempo, pelo OSC ou SAD (padrão ouro) e pelo MioTrein. Os sinais foram analisados utilizando estatística descritiva e Transformada Rápida de Fourier (FFT) (LINDSTRON; PETERSEN, 1983; BASMAJIAN, 1989; NILSEN; NIELSEN; PEDOTTI, 1994; DE LUCA, 1997).
- Uma segunda etapa foi a verificação do programa do MioTrein para *biofeedback*. Este foi analisado em cada um de seus estágios de treinamento. No EMG bruto foram verificadas as características do SME e a ocorrência ou não de ruído elétrico que viesse a prejudicar a análise e terapia do paciente. Analisando a envoltória do SME, verificou-se qual a janela de tempo adequada para que não ocorresse deslocamento do sinal filtrado (OPPENHEIN; SCHAFER, 1975; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; HAYKIN; VEEN, 2001) e, enfim, na barra de progressão foi verificada a relação do fundo de escala com os valores de entrada para o acionamento da barra.

3.3.1 CONDICIONAMENTO ANALÓGICO

Os sinais de entrada do conjunto gerador de funções e atenuador foram escolhidos de forma compatível com a faixa de informação útil do sinal mioelétrico. O osciloscópio digital, além de mostrar o sinal, pôde gravá-lo em um arquivo CSV, que pode ser aberto no Excel.

A metodologia de teste consistiu em variar a amplitude a cada 2 mV entre 1 mV e 10 mV, e ajustar as frequências em 5, 10, 20, 40, 50, 60, 80, 100, 200, 400, 500 e 600 Hz do sinal de

entrada para cada canal. Posteriormente, mediu-se o sinal de saída em cada estágio e adquiriu-se, simultaneamente, pelo osciloscópio e pelo MioTrein, o sinal de saída de cada estágio e de cada canal. Este procedimento foi repetido por cinco vezes ($n=5$).

No estágio de amplificação ajustável, além do procedimento acima descrito, para uma mesma tensão elétrica de saída do pré-amplificador variou-se o potenciômetro ajustável para conseguir de 1 a 10 V de saída, variando a cada 2 V. Este procedimento foi repetido cinco vezes.

Como o objetivo deste estudo não inclui a comparação entre grupos distintos, foi realizada a estatística descritiva, com os cálculos dos valores médios e desvios padrão, no Excel, e a FFT, no MATLAB[®] 6.5, dos sinais coletados na saída cada estágio do desenvolvimento.

A eficiência da etapa de filtragem por *hardware* é outro parâmetro que deve ser observado atentamente, visto que, a instabilidade dos sinais de baixas frequências (menor que 20 Hz) permite que ruídos nessas faixas se confundam com informações úteis, da mesma forma que o ruído de rede (60 Hz). Os componentes de frequência superior a 500 Hz provocam erros de amostragem e distorção do sinal, foi necessário a implementação de um filtro *anti-aliasing*.

Primeiramente, os filtros foram simulados no MicroSim[®] 8.0 para verificar se o comportamento dos circuitos se assemelha aos parâmetros do projeto.

Para testar o funcionamento dos filtros foram aplicados na entrada deste estágio, sinais senoidais, variando sua frequência e medindo a tensão elétrica de saída. Este procedimento foi repetido três vezes ($n=3$). Posteriormente, através de Diagrama de Bode e regressão não-linear verificou-se o comportamento dos filtros.

Para verificar se os ruídos de baixa frequência e de 60 Hz foram eliminados adquiriu-se sinais musculares, simultaneamente pelo SAD e pelo MioTrein e, posteriormente, foi calculada a FFT dos sinais.

3.3.2 CONDICIONAMENTO DIGITAL

A fim de verificar a eficácia deste condicionamento, foram comparadas as aquisições realizadas pelo MioTrein com as de um sistemas comercial (padrão ouro): o osciloscópio digital

(para sinais senoidais) e o SAD (para sinais musculares). Este procedimento experimental foi realizado em duas etapas:

- Primeiramente, sinais senoidais foram adquiridos pelo osciloscópio e pelo MioTrein;
- Posteriormente, foram adquiridos sinais do músculo *Bíceps Braquial* em contração isométrica de 6 pessoas sem déficit motor, 3 homens e 3 mulheres, com idade média de $27 \pm 2,52$ anos, segundo recomendação de BASMAJIAN e DE LUCA (1985) e DE LUCA (1996).

A comparação e análise dos sinais destas duas etapas foram realizadas no espectro de frequência, desenvolvidas no MATLAB[®]. As características importantes do EMG para a continuação do projeto foram: o espectro de energia do sinal, ruídos de baixa e de alta frequência e de 60 Hz (CALVERT; CHAPMAN, 1977; LINDSTROM; PETERSEN, 1983; BASMAJIAN; DE LUCA 1985; TÜRKER, 1993; KARLSON; ERLANDSON; GERDLE, 1994; NILSEN; NIELSEN; PEDOTTI, 1994; DE LUCA, 1996).

Para confirmar se as barras de progressão estão mostrando os resultados corretos, foi aplicado, como fundo de escala, sinais senoidais com amplitudes de 2,5, 5, 8 e 10 V. E, posteriormente, variou-se tensão de entrada do MioTrein em 25, 50 e 75% do valor da tensão de entrada. Verificando a escala da barra de progressão. Esse procedimento foi repetido quatro vezes (n=4).

4 RESULTADOS

Este capítulo descreve os resultados alcançados nos experimentos realizados no protótipo do MioTrein. Os experimentos possibilitaram testar o *hardware* desenvolvido, verificar a fidelidade do sinal adquirido, comprovar a repetitibilidade e a confiabilidade do protótipo, além da segurança do MioTrein.

4.1 AMPLICAÇÃO

A Tabela 4.1 e a Figura 4.1 apresentam para cada faixa de tensão de entrada as médias e os desvios-padrão dos ganhos no estágio de pré-amplificação de cada canal. A última linha da tabela mostra a significância estatística de cada canal nas medições realizadas. O ganho no pré-amplificador é fixo em 20 V/V.

Tabela 4.1 – Médias e desvios-padrão dos ganhos (fixo em 20 V/V) na saída dos pré-amplificadores dos 4 canais (n=5).

Faixas de tensão elétrica de entrada (mV)	Canal 1 (V/V)	Canal 2 (V/V)	Canal 3 (V/V)	Canal 4 (V/V)
1 – 3,5	20,09 ± 0,65	19,90 ± 0,14	19,74 ± 0,24	19,99 ± 0,45
3,5 – 5,5	19,92 ± 0,13	19,99 ± 0,02	19,93 ± 0,16	19,85 ± 0,23
5,5 – 7,5	19,96 ± 0,27	19,99 ± 0,01	19,89 ± 0,15	20,08 ± 0,65
7,5 – 8,5	20,03 ± 0,44	19,85 ± 0,32	19,91 ± 0,13	19,99 ± 0,01
8,5 - 10	20,08 ± 0,44	19,99 ± 0,03	20,10 ± 0,24	19,85 ± 0,32
p	0,0325	p<0.0001	0,0015	p<0.0001

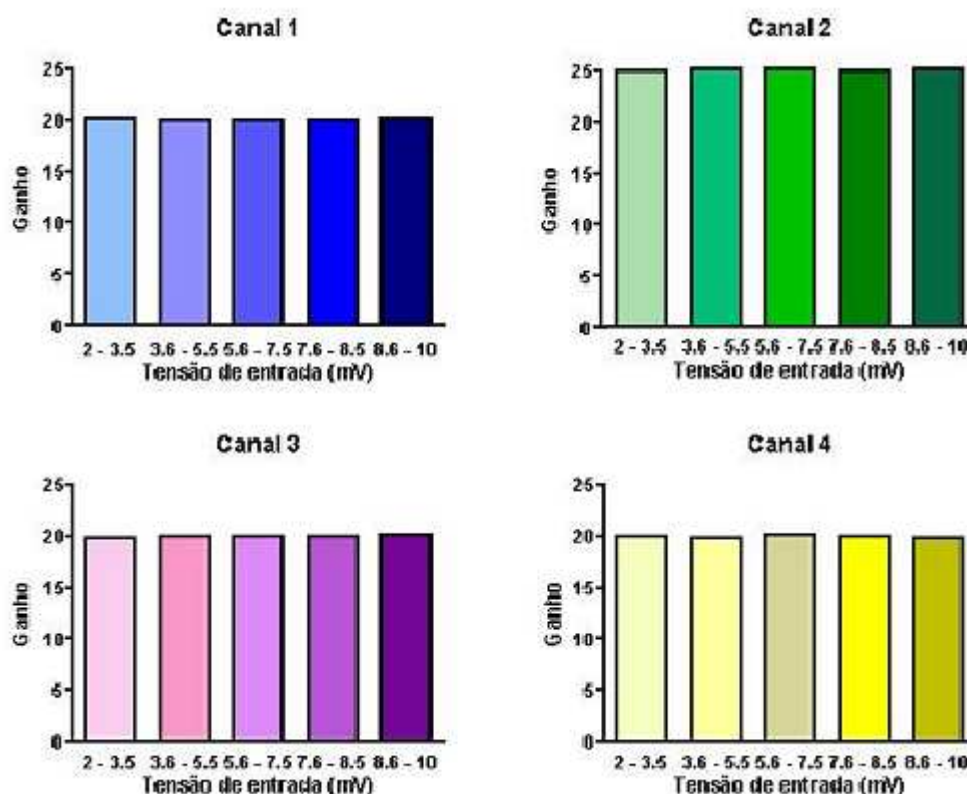


Figura 4.1 - Representação gráfica das médias e desvios-padrão dos ganhos (fixo em 20 V/V) na saída dos pré-amplificadores dos 4 canais (n=5).

Os ganhos do segundo estágio de amplificação podem ser visualizados nas Tabelas 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5. Para cada tensão de entrada nos amplificadores ajustáveis (saída do pré-amplificador, ainda em mV) obteve-se as médias e desvios-padrão dos ganhos na saída de cada canal. Estes permaneceram constantes e dentro da faixa de projeto.

Tabela 4.2 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 1 (n=5).

Tensão elétrica de entrada (mV)	Tensão elétrica de saída (V)			
	2	4	6	8
60	$33,06 \pm 0,7$	$66,42 \pm 0,97$	$100,2 \pm 0,28$	$132,98 \pm 0,75$
100	$20,97 \pm 1,27$	$40,38 \pm 0,57$	$63,6 \pm 0,49$	$79,99 \pm 0,01$
140	$14,35 \pm 0,43$	$28,77 \pm 0,77$	$43,01 \pm 0,30$	$57,154 \pm 0,42$
180	$11,22 \pm 0,33$	$22,24 \pm 0,43$	$36,26 \pm 0,38$	$46,08 \pm 0,02$

Tabela 4.3 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 2 (n=5).

Tensão elétrica de entrada (mV)	Tensão elétrica de saída (V)			
	2	4	6	8
60	$34,6 \pm 0,28$	$65,52 \pm 0,30$	$100 \pm 0,25$	$133 \pm 0,77$
100	$23,71 \pm 0,75$	$40,12 \pm 1,3$	$60,6 \pm 0,5$	$80,1 \pm 0,01$
140	$14,51 \pm 0,14$	$28,5 \pm 0,48$	$42,8 \pm 0,2$	$57,14 \pm 0,44$
180	$12,12 \pm 0,42$	$22 \pm 0,014$	$33 \pm 0,1$	$44 \pm 0,1$

Tabela 4.4 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 3 (n=5).

Tensão elétrica de entrada (mV)	Tensão elétrica de saída (V)			
	2	4	6	8
60	$33,3 \pm 0,59$	$66,2 \pm 0,33$	$100 \pm 0,12$	$133,23 \pm 0,55$
100	$20 \pm 0,03$	$40,22 \pm 0,28$	$60 \pm 0,2$	$80 \pm 0,14$
140	$14,51 \pm 0,05$	$28,45 \pm 0,11$	$43 \pm 0,15$	$57,02 \pm 0,14$
180	$11,22 \pm 1,2$	$21,86 \pm 0,57$	$34 \pm 0,23$	$45,02 \pm 0,12$

Tabela 4.5 - Médias e desvios-padrão dos ganhos dos amplificadores ajustáveis do Canal 4 (n=5).

Tensão elétrica de entrada (mV)	Tensão elétrica de saída (V)			
	2	4	6	8
60	$33,13 \pm 0,26$	$66,6 \pm 0,33$	$99,7 \pm 0,98$	$133 \pm 0,64$
100	$19,45 \pm 0,56$	$39,85 \pm 0,03$	$59,65 \pm 0,2$	$79,95 \pm 0,1$
140	$13,96 \pm 0,34$	$28 \pm 0,14$	$42,88 \pm 0,3$	$57,19 \pm 0,28$
180	$11,11 \pm 0,25$	$22,6 \pm 0,3$	$33,34 \pm 0,2$	$44,5 \pm 0,22$

4.2 FILTRAGEM

As Figuras 4.2 e 4.3 mostram o sinal muscular do *Bíceps Braquial* e seu espectro de frequências, nestas figuras o sinal muscular foi adquirido antes do estágio de filtragem.

Nos espectros de frequência, Figuras 4.2 e 4.3 (a) e (b), verifica-se a distribuição gaussiana e a energia dominante entre 20 e 100 Hz, mas também o ruído de baixa frequência e de 60 Hz, identificado pela seta.

Apesar do ruído de 60 Hz ter natureza cíclica, nem sempre pode ser visto no domínio do tempo, como no exemplo das Figuras 4.2 e 4.3 (a) onde o ruído de 60 Hz está sobreposto ao sinal, o mais frequente é sua observação somente no espectro de frequência, como nas Figuras 4.2 e 4.3 (b) e (c), indicado pelas setas.

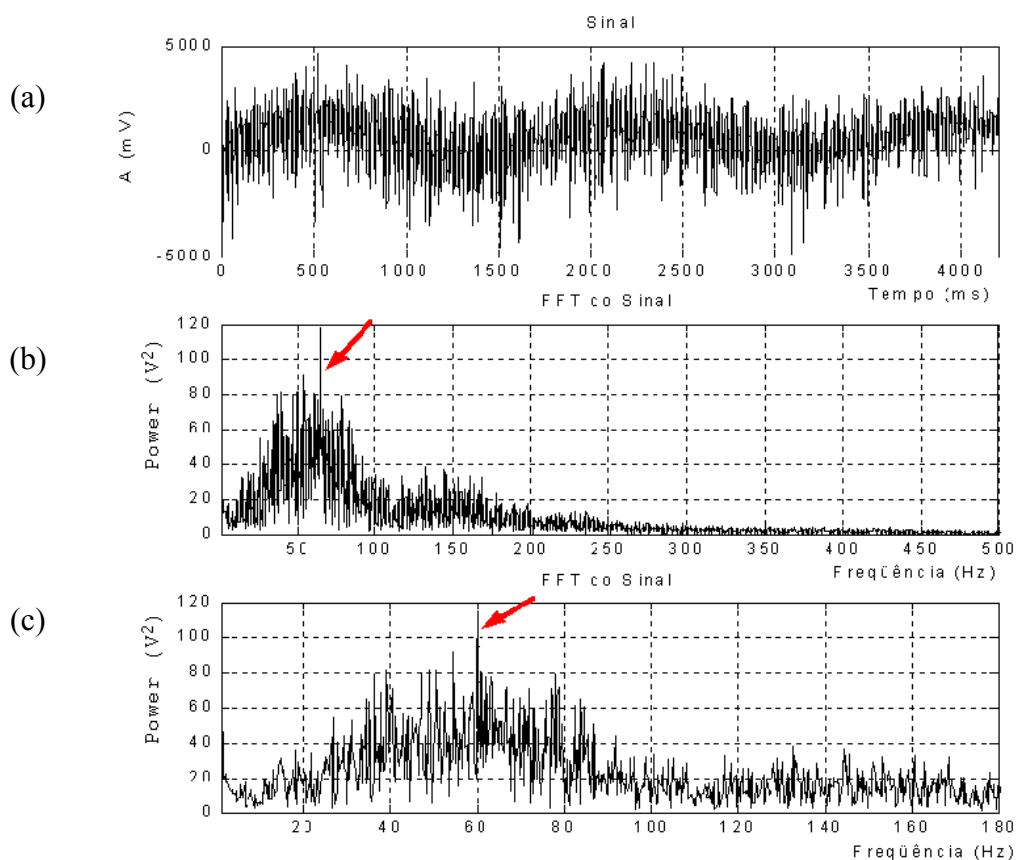


Figura 4.2 - (a) Sinal mioelétrico do músculo *Bíceps Braquial* de pessoa sem déficit motor em contração isométrica; (b) espectro de frequências do sinal adquirido; (c) ampliação do espectro, detalhando os ruídos de 60 Hz e de baixa frequência, indicados pelas setas. Pode-se verificar, mesmo no domínio do tempo, a existência do ruído de 60 Hz sobreposto ao sinal.

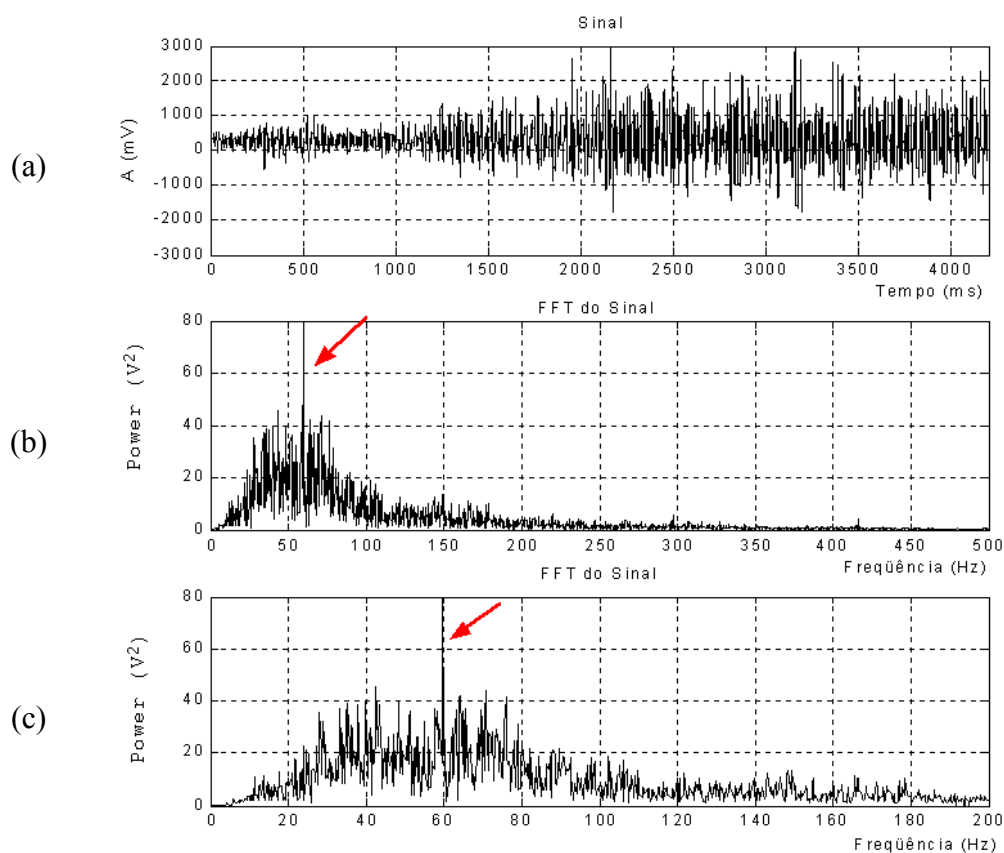


Figura 4.3 - (a) Sinal mioelétrico do músculo *Bíceps Braquial* de pessoa sem déficit motor em contração isométrica; (b) espectro de frequências; (c) ampliação do espectro, detalhando o ruído de 60 Hz.

As Figuras 4.4 e 4.5 demonstram o Diagrama de Bode teórico e a regressão não-linear dos dados experimentais dos filtros passa-altas 20 Hz. Na Figura 4.4 observa-se que os dados experimentais se aproximam da curva de um filtro de 2º ordem ($R^2 = 0,96$). Porém, o cálculo foi realizado para um filtro com frequência de corte de 20 Hz e, conforme mostra a Figura 4.5 a frequência de corte real é de 10 Hz.

Nas Figuras 4.6 e 4.7, demonstram o Diagrama de Bode teórico e a regressão não linear dos dados experimentais dos filtros passa-baixas 500 Hz. Observa-se que os dados experimentais e a curva teórica estão sobrepostos e representam a curva de um filtro de 2º ordem ($R^2 = 0,99$). A frequência de corte real foi igual a calculada, de 500 Hz, conforme mostra a Figura 4.7.

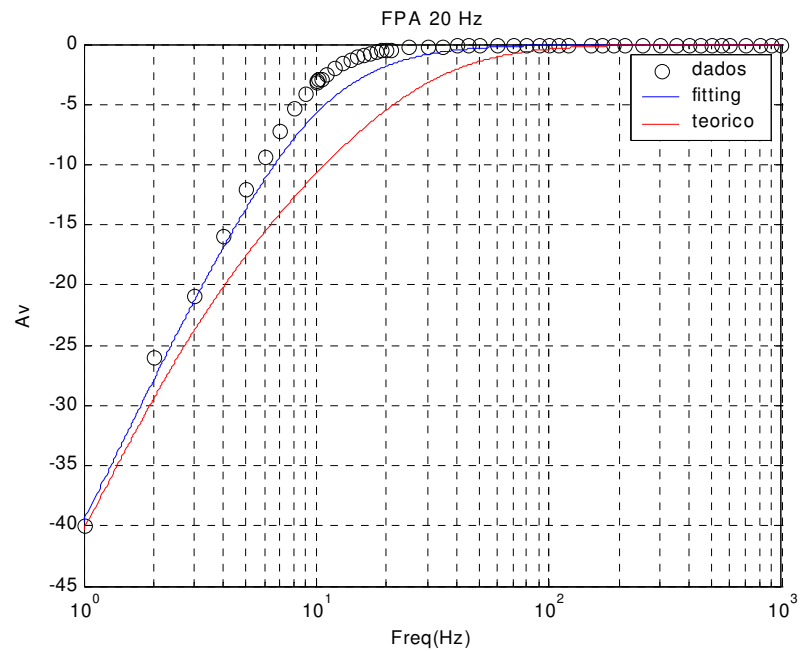


Figura 4.4 - Diagrama de Bode do filtro passa-altas 20 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.

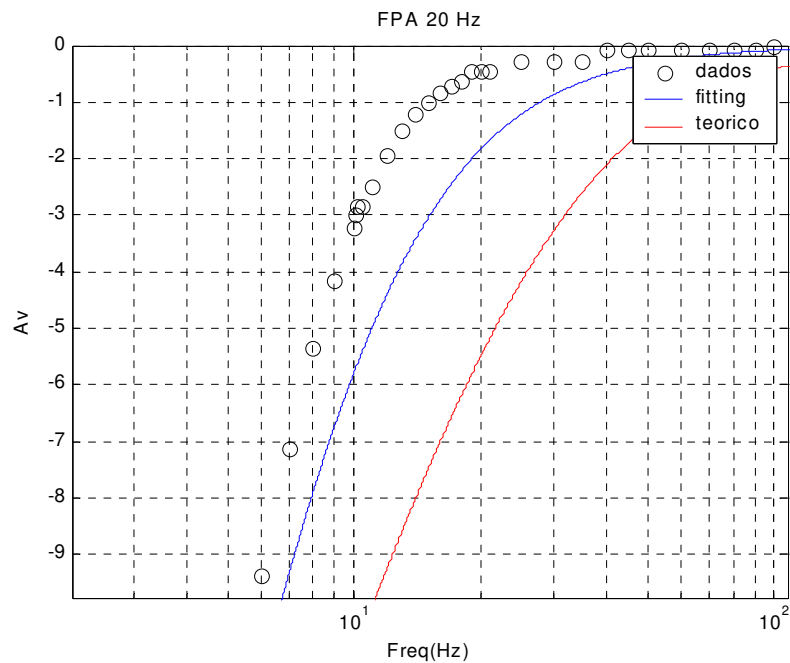


Figura 4.5 - Detalhe da frequência de corte em -3 dB do filtro passa-altas 20 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.

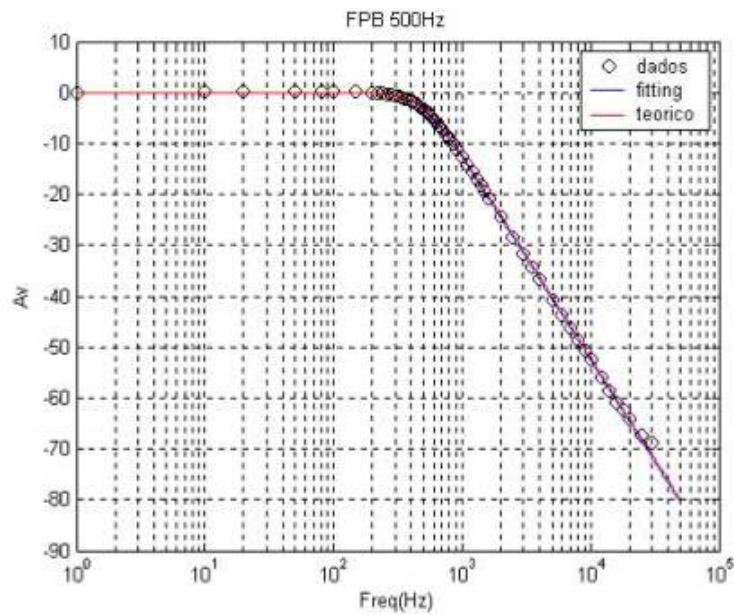


Figura 4.6 - Diagrama de Bode do filtro passa-baixas 500 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.

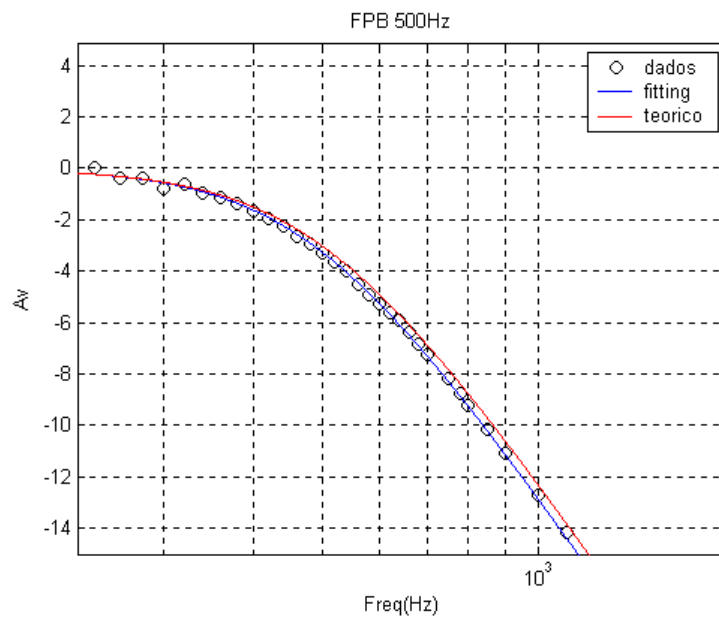


Figura 4.7 - Detalhe da frequência de corte em -3 dB do filtro passa-baixas 500 Hz. O traço vermelho representa o filtro teórico. As bolinhas representam os dados do filtro desenvolvido. O traço azul a regressão não linear dos dados.

Nas Tabelas 4.6 e 4.7 podem ser vistos os valores da frequência de corte (F_c) em -3 dB, a ordem dos filtros e o coeficiente de determinação (R^2) retornados pelo MATLAB[®] ao utilizar a função *lsqcurvefit*.

Tabela 4.6 - Características dos filtros passa-altas: frequência de corte (-3 dB), ordem e R^2 .

Parâmetros	Teórico	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4
F_c (Hz)	20	20	20	10	20
dB/década	40	40	40	40	40
R^2	1	0.99	0.99	0.93	0.98

Tabela 4.7 - Características do filtro passa-baixas: frequência de corte (-3 dB), ordem e o R^2 .

Parâmetros	Teórico	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4
F_c (Hz)	500	500	560	500	500
dB/década	40	40	40	40	40
R^2	1	0.99	0.95	0.98	0.99

A eficácia dos filtros e da blindagem dos cabos para eliminar os ruídos de baixas e de altas frequências e de 60 Hz pode ser visto na Figura 4.8. Esta figura apresenta (a) sinal mioelétrico do músculo *Bíceps Braquial* em contração isométrica e (b) seu espectro de energia. Pode ser observado, no espectro de frequências, a distribuição gaussiana e a ausência do ruído de baixa frequência e de 60 Hz.

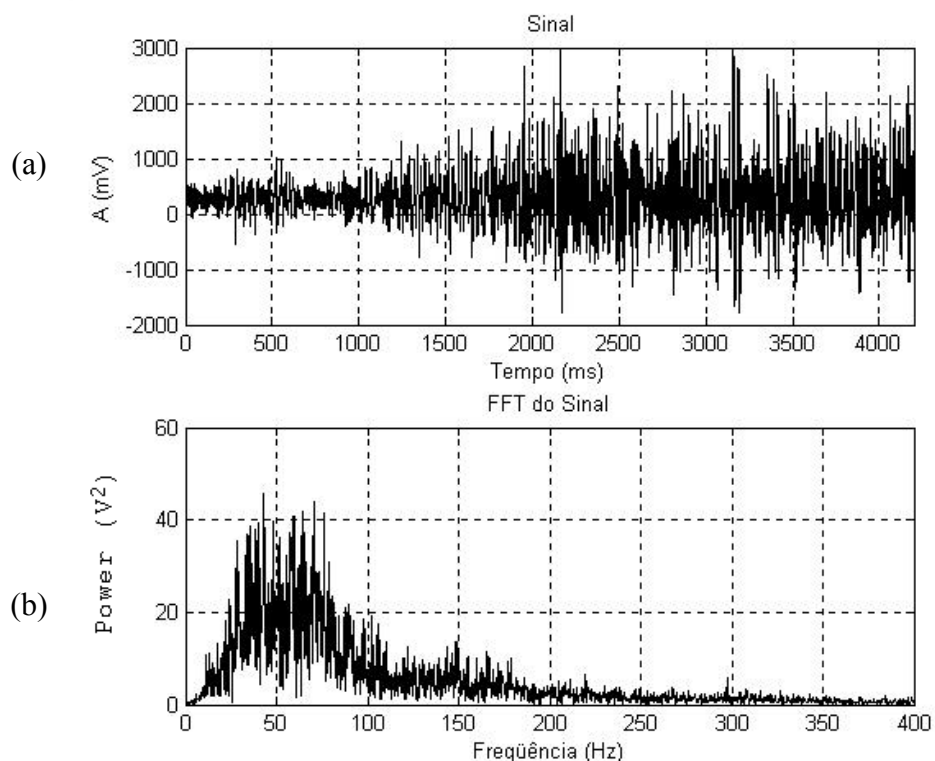


Figura 4.8 - (a) Sinal mioelétrico do músculo *Bíceps Braquial* de pessoa sem déficit motor em contração isométrica; (b) espectro de frequências mostrando a distribuição gaussiana e a ausência dos ruídos de baixa frequência e de 60 Hz.

4.3 CONDICIONAMENTO DIGITAL

O funcionamento do condicionamento digital foi verificado em duas etapas, como descrito no procedimento experimental.

Os sinais senoidais adquiridos na saída do amplificador ajustável, simultaneamente, pelo osciloscópio e pelo MioTrein, foram comparados no domínio do tempo e no domínio da frequência como pode se visto nas Figuras 4.9 e 4.10. Para isso o sinal de entrada senoidal foi ajustado em ± 10 mVpp e 100 Hz, no GF, e o ganho total foi ajustado para 300.

Observa-se, na aquisição realizada pelo OSC, Figura 4.9 (a) a amplitude do sinal é de ± 3 Vpp e frequência de 100 Hz, e (b) o espectro de frequências mostra a frequência central em 100 Hz.

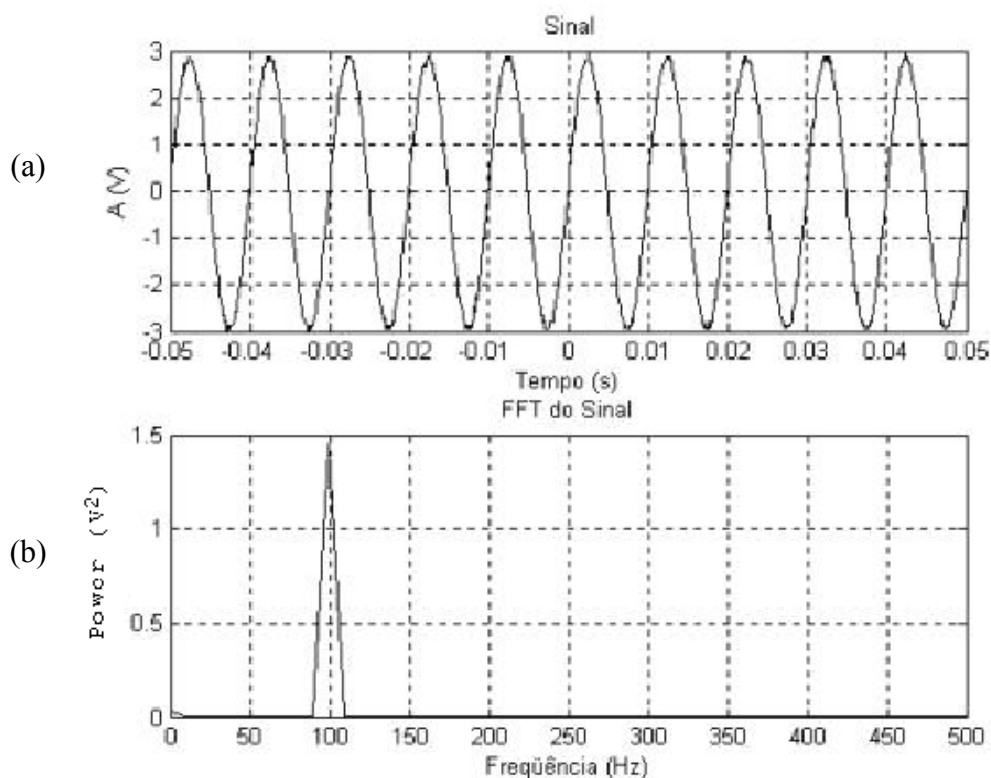


Figura 4.9 - (a) Senóide gerada pelo MATLAB[®] usando os dados adquiridos pelo osciloscópio digital; (b) Espectro de frequência. Observa-se a amplitude de ± 3 V e frequência central de 100 Hz e a similaridade do sinal da Figura 4.10.

Na aquisição realizada pelo MioTrein, visualizada na Figura 4.10 (a) a amplitude do sinal é de ± 3 Vpp e frequência de 100 Hz e (b) o espectro de frequências mostra a frequência central em 100 Hz. Pode-se observar que o sinal de saída recebeu a amplificação ajustada e a similaridade dos sinais adquiridos pelo osciloscópio e pelo MioTrein.

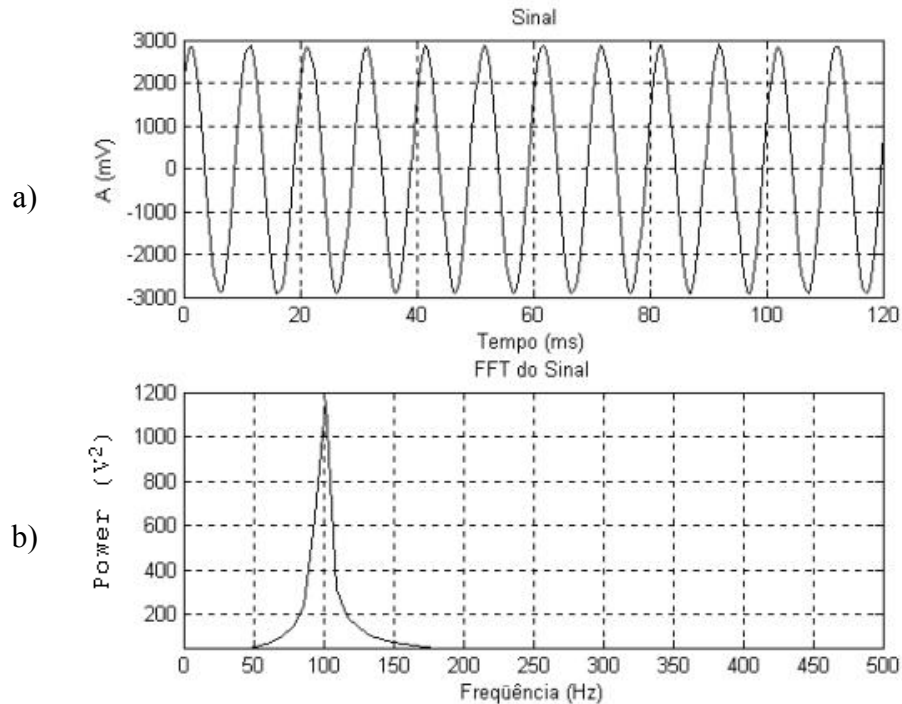


Figura 4.10 - (a) Senóide gerada pelo MATLAB[®], usando os dados adquiridos pelo MioTrein, (b) e seu espectro de frequência. Pode ser observada a amplitude de ± 3 V, frequência central de 100 Hz e a similaridade do sinal com a Figura 4.9.

A segunda etapa de verificação, do condicionador digital e do sistema MioTrein, foi a comparação dos SMEs adquiridos pelo o SAD e pelo MioTrein, simultaneamente. As Figuras 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14 mostram os SMEs e suas respectivas FFTs. As Figuras 4.11 e 4.13 foram adquiridas pela do SAD e as Figuras 4.12 e 4.14 adquiridas pelo MioTrein.

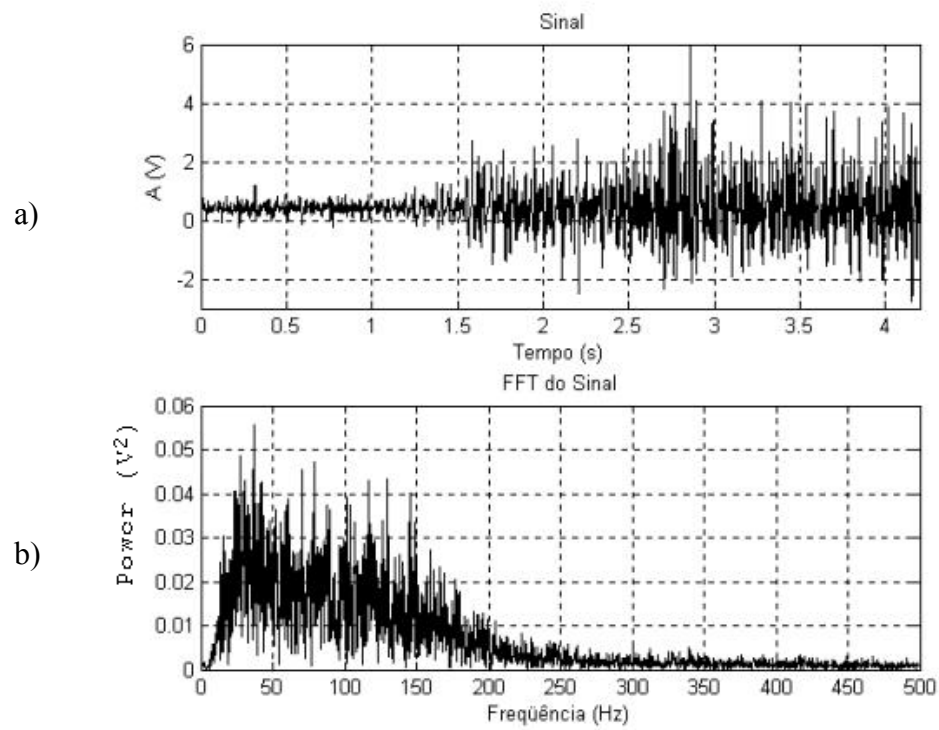


Figura 4.11 – (a) Contração isométrica do músculo *Bíceps Braquial* gerada pelo MATLAB®, usando os dados adquiridos pelo SAD; (b) Espectro de frequência do sinal. Pode ser observada a distribuição gaussiana e a ausência de ruído de baixa frequência e de 60 Hz.

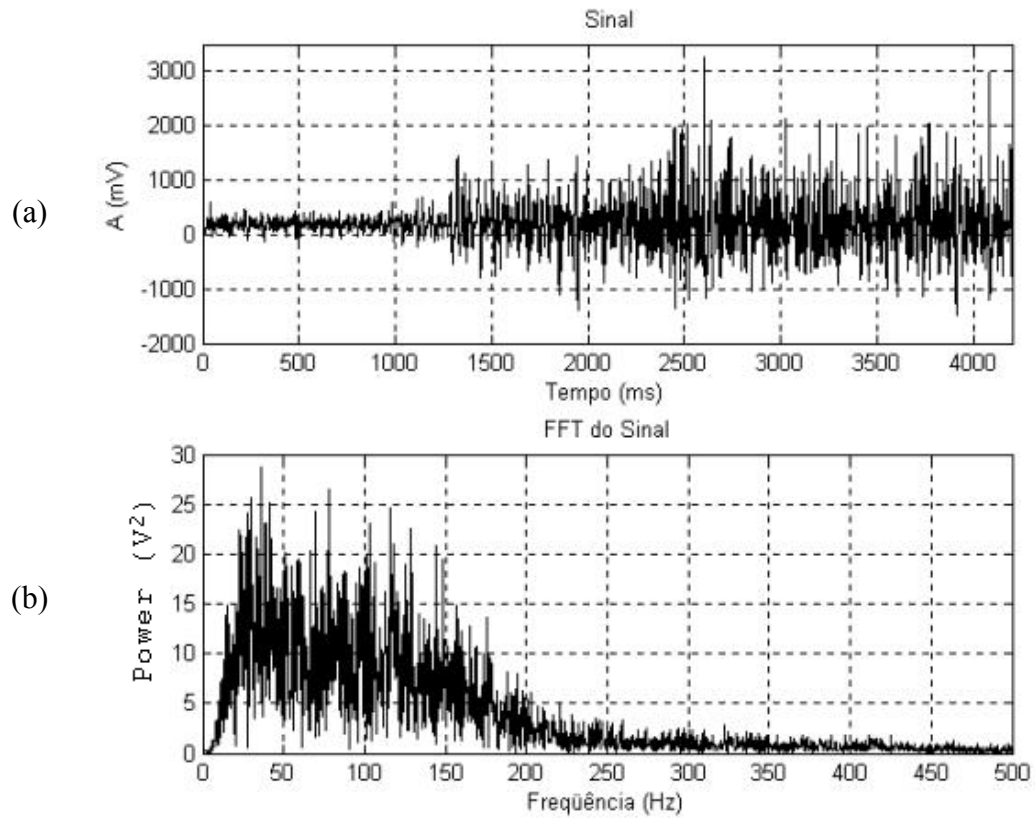


Figura 4.12 – (a) Contração isométrica do músculo *Bíceps Braquial* gerada pelo MATLAB®, usando os dados adquiridos pelo MioTrein; (b) Espectro de frequência. Observa-se a similaridade do sinal e de suas características com a Figura 4.11.

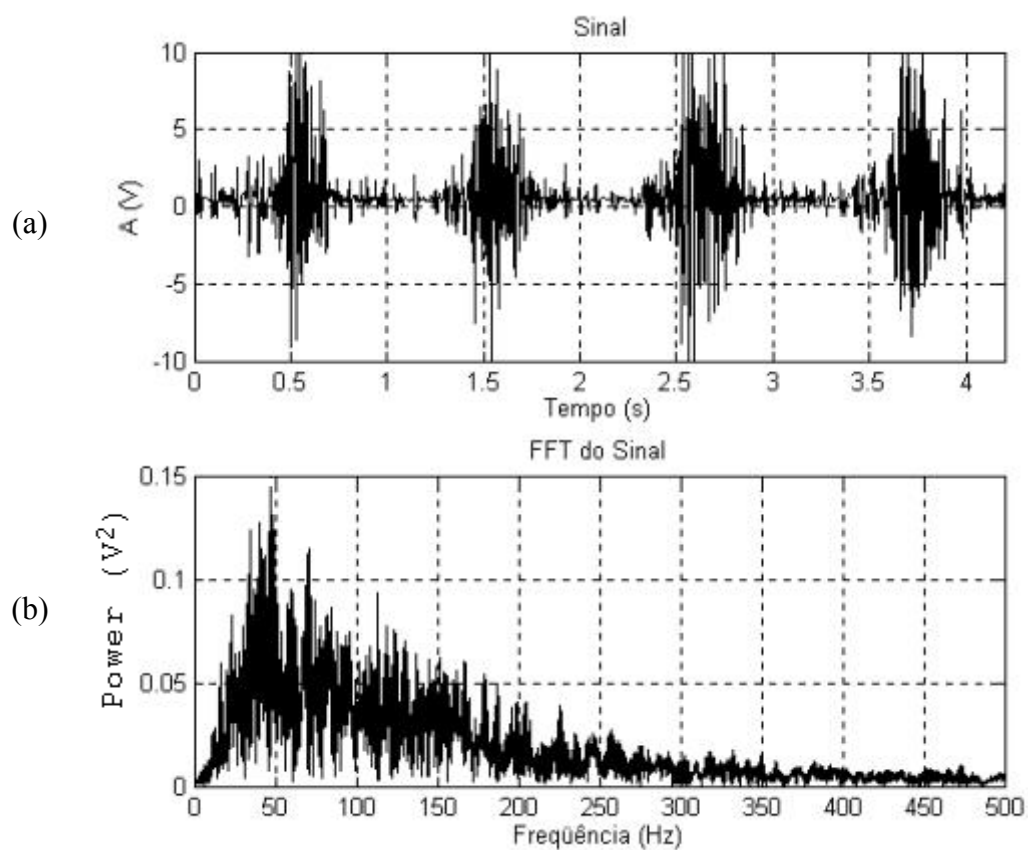


Figura 4.13 – (a) Contração isotônica de flexão/extensão do músculo *Bíceps Braquial* gerada pelo MATLAB®, usando os dados adquiridos pelo SAD; (b) Espectro de frequência do sinal. Observa-se distribuição gaussiana, energia dominante e ausência de ruído de baixa frequência e de 60 Hz.

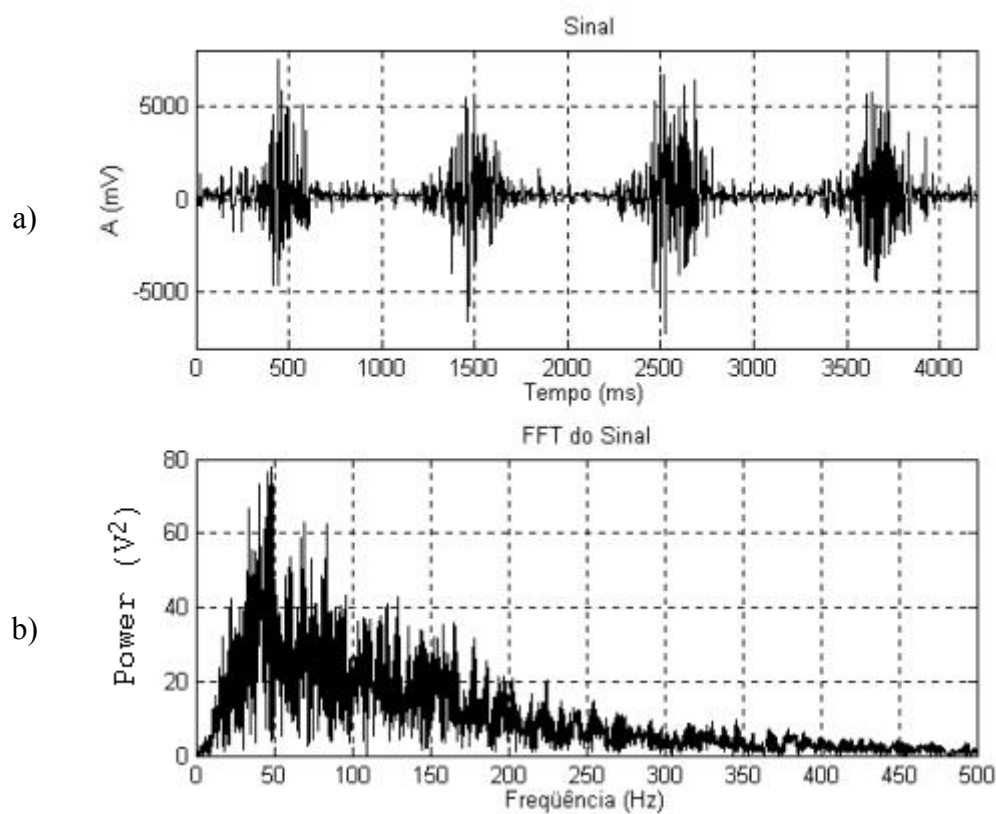


Figura 4.14 – (a) Contração isotônica de flexão/extensão do músculo *Bíceps Braquial* gerada pelo MATLAB®, usando os dados adquiridos pelo MioTrein; (b) Seu espectro de frequência. Observa-se a distribuição gaussiana, a energia dominante e a ausência de ruído de baixa frequência e de 60 Hz, assim como a similaridade com o sinal da Figura 4.13.

4.4 SOFTWARE PARA BIOFEEDBACK

A partir da confirmação de que o sinal adquirido é um sinal muscular e que os ruídos foram minimizados para não influenciar na avaliação e terapia, foram desenvolvidos os níveis de treinamento (envoltória e barras de progressão).

Na Figura 4.15 pode-se visualizar a tela de inclusão de novo paciente do MioTrein. As funcionalidades do *software* são:

Pacientes: permite cadastrar um novo paciente ou abrir o arquivo de um paciente já existente, que contém um treinamento já iniciado;

Calibração: permite ajustar o ganho do SME, através de um potenciômetro, para que o paciente visualize melhor o seu sinal;

Treinamento: permite escolher qual nível de treinamento ou EMG bruto será utilizado por canal;

Configuração: permite mudar a configuração padrão da escala de tempo e da amplitude da tela e modo de aquisição do MioTrein.

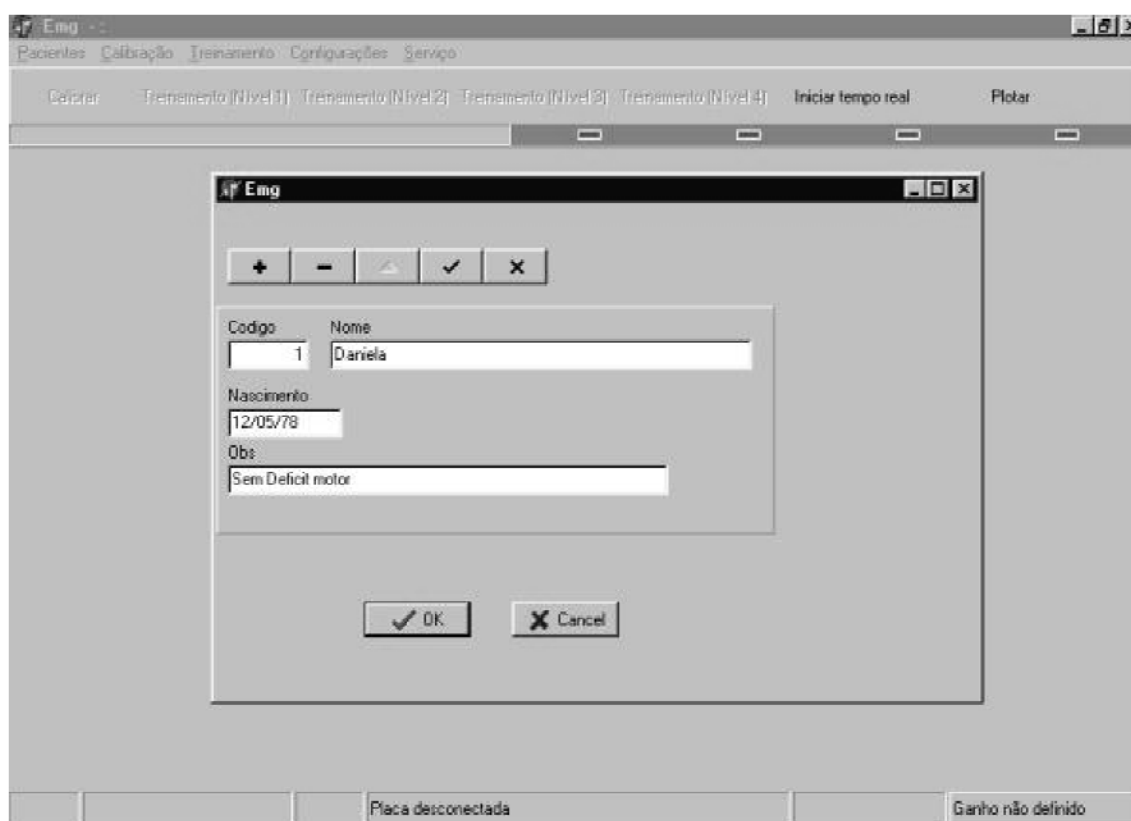


Figura 4.15 - Tela inicial do MioTrein, mostrando a tela de inclusão de novo paciente.

Ao iniciar o programa do MioTrein o *hardware* deve estar conectado ao PC, caso contrário ao selecionar o ícone referente ao canal não aparecerá ligado, mostrando o erro “placa desconectada” no canto inferior esquerdo da tela do programa, como pode ser visto na Figura 4.16.

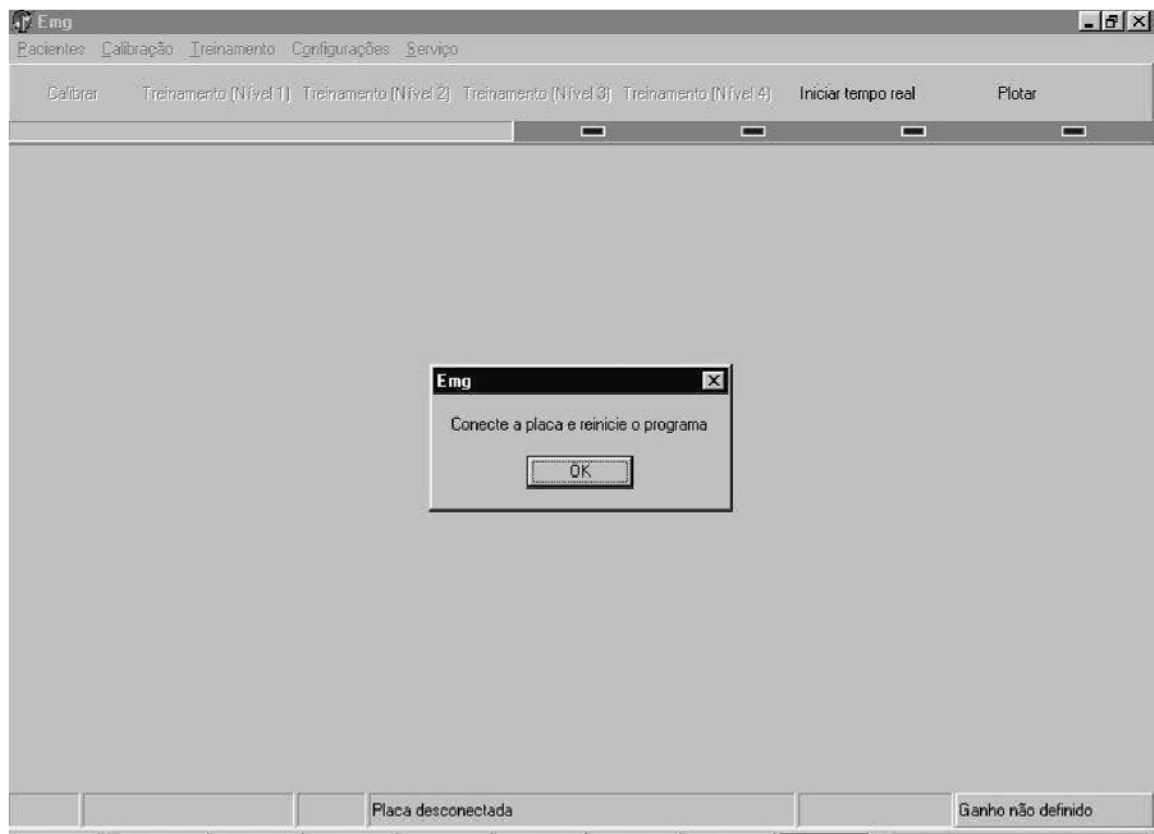


Figura 4.16 – Tela do MioTrein mostrando erro “placa desconectada”.

O terapeuta seleciona quais os canais a serem utilizados clicando no ícone referente ao canal na parte superior da tela. Se não selecionar o canal, aparecerá o erro “Habilite algum canal primeiro”, mostrado na Figura 4.17.

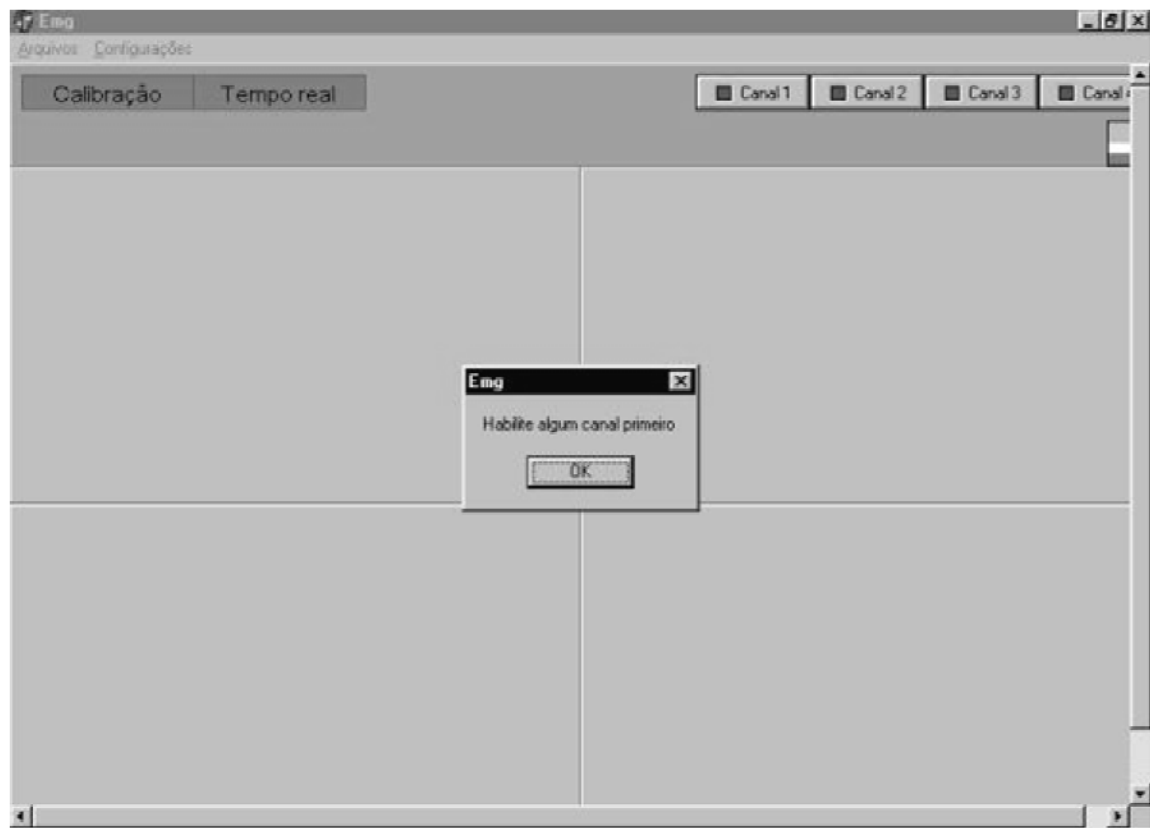


Figura 4.17 – Tela do MioTrein mostrando erro por falta de selecionar um canal.

A próxima etapa é a configuração do sistema para cada treinamento iniciado pelo usuário. É necessário ajustar o fundo de escala da tela, amplitude e tempo, como mostrado nas Figuras 4.18. O aparelho tem um fundo de escala inicial padronizado que é de 2000 mV e 1000 ms, porém, uma aquisição inicial é necessária para que o ajuste correto seja efetivado. Na Figura 4.18 o número do gráfico corresponde respectivamente ao canal selecionado anteriormente.

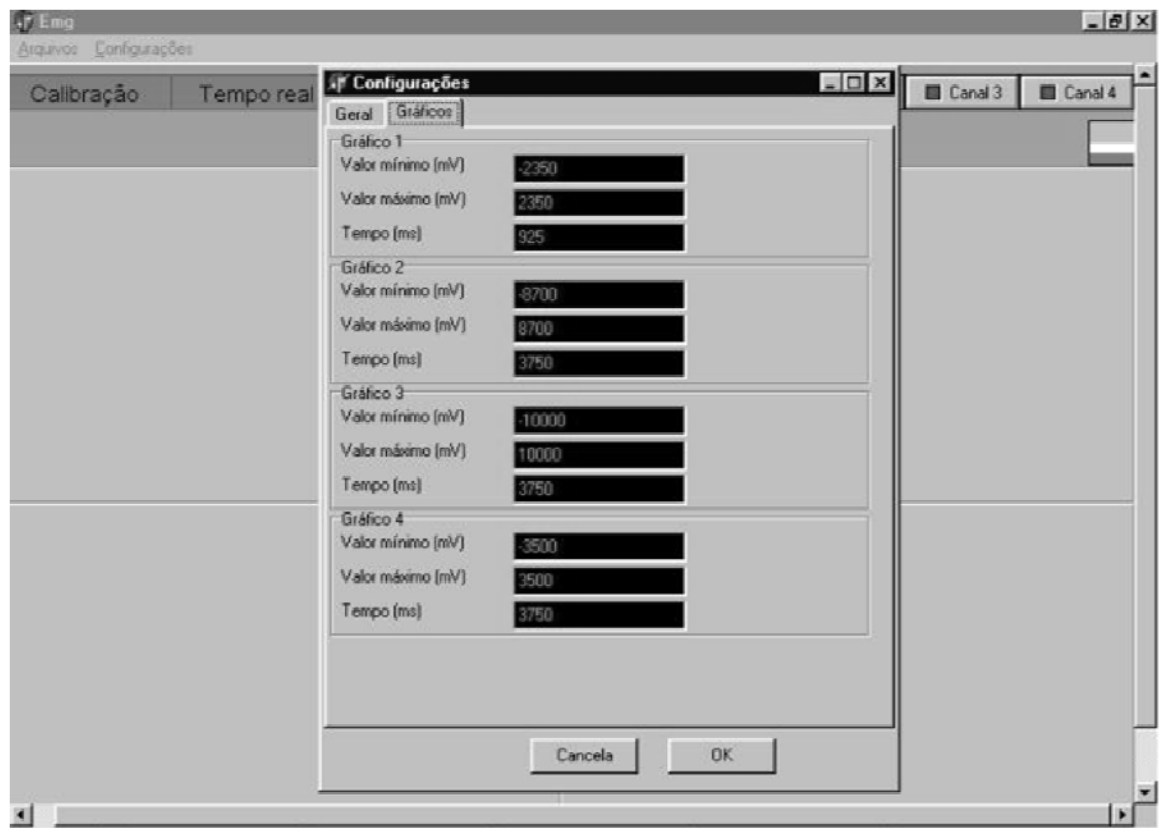


Figura 4.18 - Tela de ajuste do eixo XY (amplitude e tempo) do gráfico.

O terapeuta escolhe qual o nível de treinamento (1, 2 ou 3) o paciente irá realizar ou se apenas medirá o EMG da musculatura envolvida, como mostra a Figura 4.19.

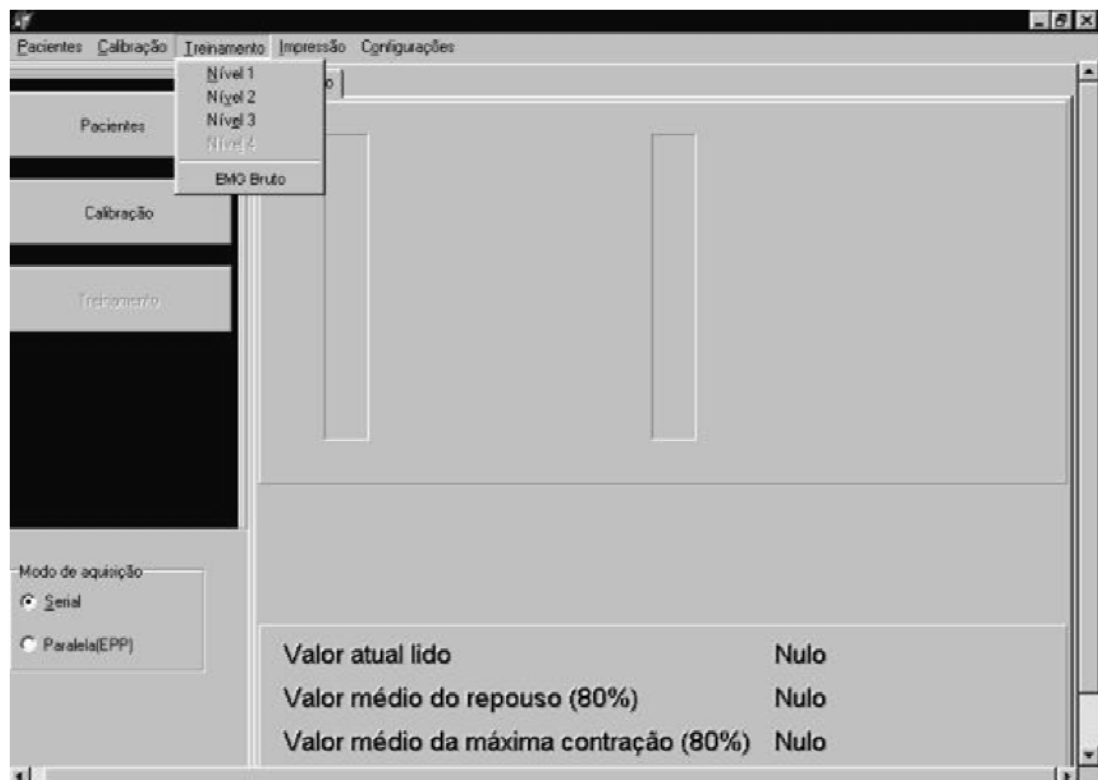


Figura 4.19 - Tela de escolha dos níveis de treinamento.

A visualização do EMG bruto pode ser feita nos 4 canais, simultaneamente ou escolhendo o canal desejado. A Figura 4.20 mostra o canal 2 selecionado e configurado para apresentar o EMG bruto. O EMG de qualquer um dos canais pode ser gravado em arquivo TXT no formato numérico, o que facilita a reprodução ou processamento *offline*.

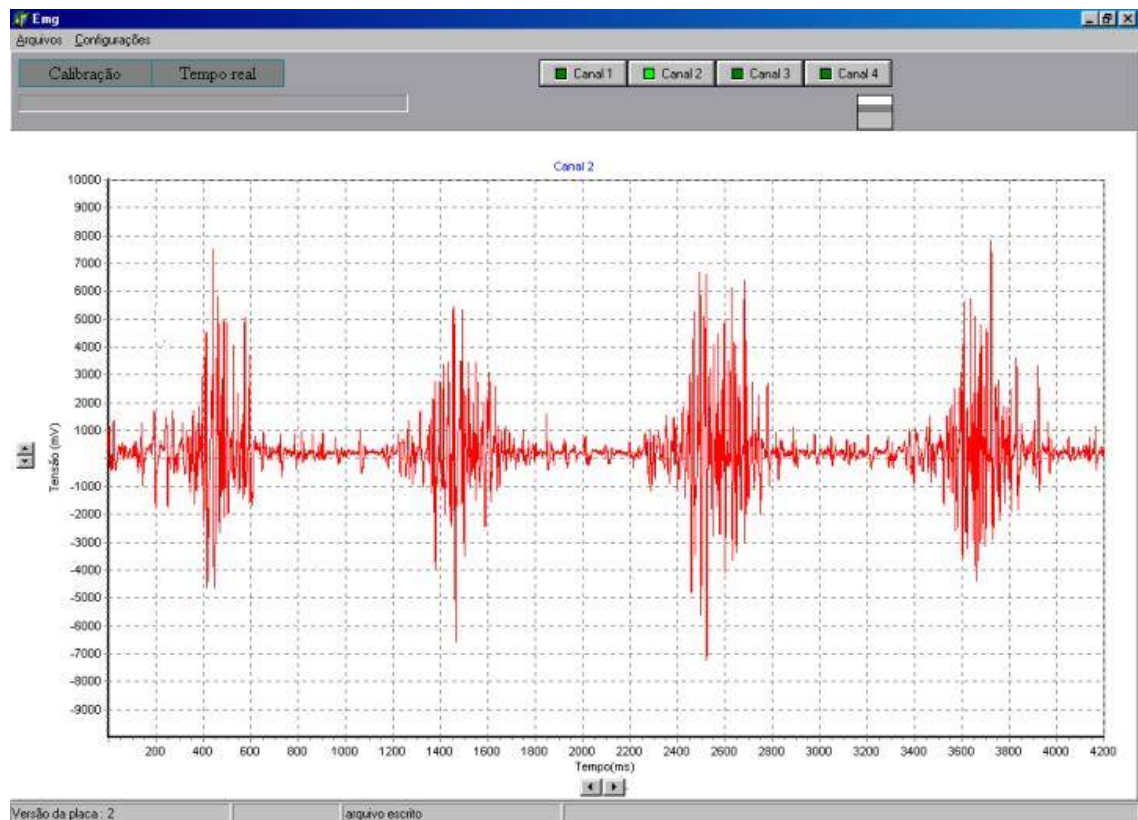


Figura 4.20 - Visualização da tela do MioTrein mostrando o EMG bruto.

- **Nível 1: Envoltória do sinal**

O primeiro nível de treinamento do MioTrein é a envoltória do sinal. O sinal mioelétrico foi filtrado digitalmente usando filtro de média móvel. Nas Figuras 4.21 (c) e 4.22 (c) pode-se verificar que este filtro faz uma representação da envoltória do sinal, sendo assim um filtro passa-baixas.

Nas Figuras 4.21(b) e 4.22 (b) verifica-se a variação da envoltória do sinal causada pelo número de pontos amostrados na janela de tempo. As figuras mostram a sobreposição da envoltória ao sinal retificado. A janela de tempo é importante para verificar o deslocamento ou não do sinal. Na Figura 4.21 (b) observa-se o deslocamento para a direita do sinal filtrado o que não ocorre na Figura 4.22 (b).

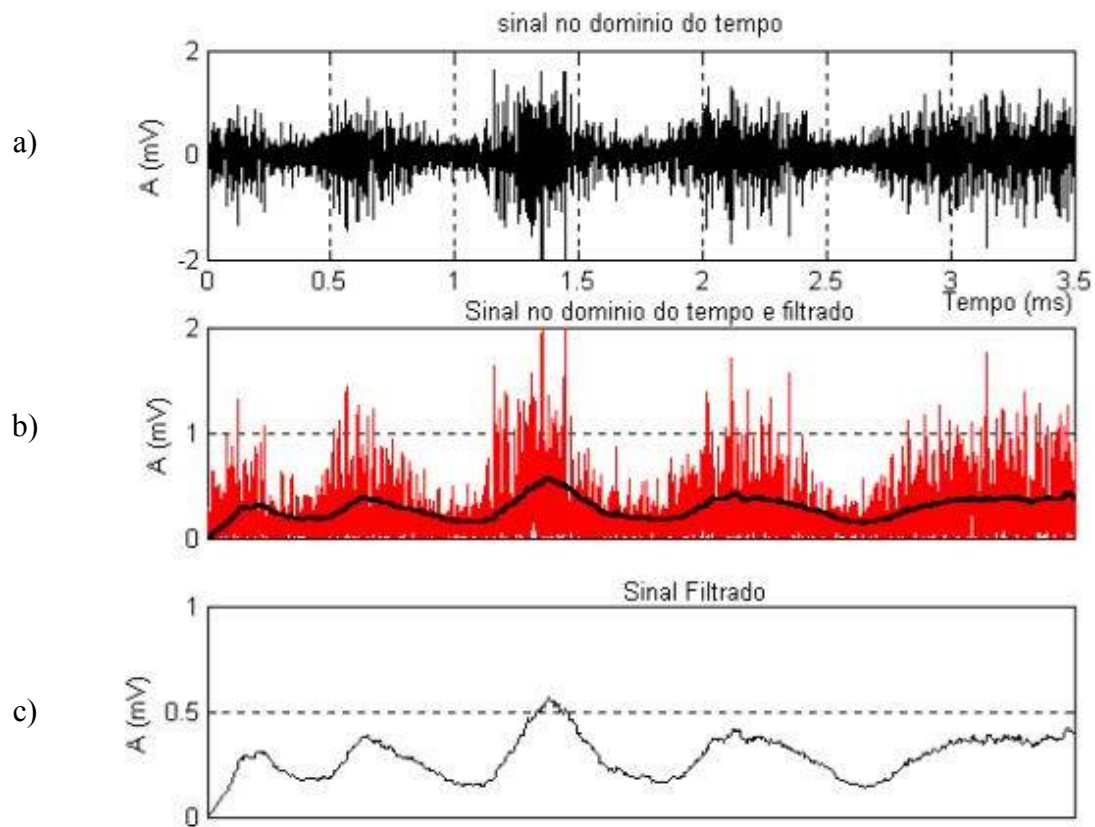


Figura 4.21 - (a) Sinal do Bíceps Braquial em contração isotônica de flexão/extensão do cotovelo adquirido pelo MioTrein; (b) Em vermelho, o SME retificado. Em preto sua envoltória usando janela de tempo com 800 pontos; (c) Ampliação do sinal filtrado.

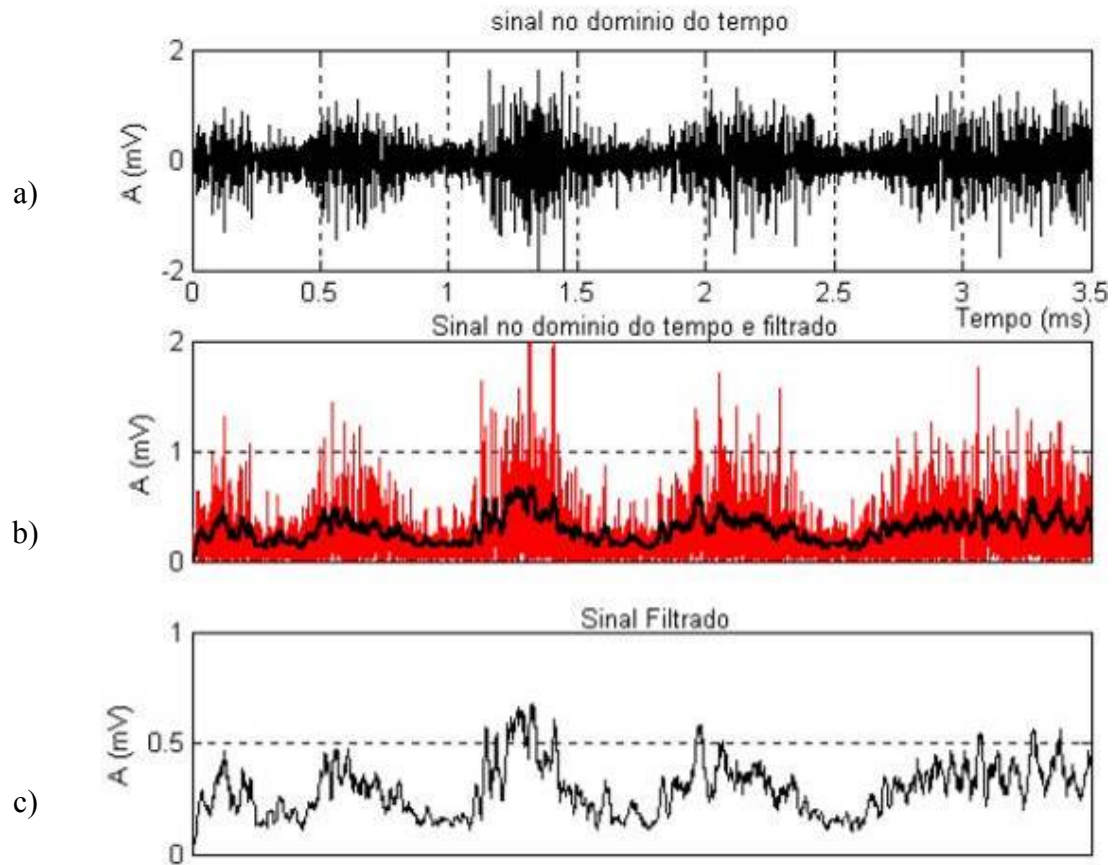


Figura 4.22 - (a) Sinal do *Bíceps Braquial* em contração isotônica de flexão/extensão do cotovelo adquirido pelo MioTrein. (b) Em vermelho, o SME retificado. Em preto, sua envoltória usando janela de tempo com 120 pontos. (c) Ampliação do sinal filtrado.

A Figura 4.23 mostra a envoltória do sinal gerado pelo MioTrein, com janela de tempo padrão de 120 pontos. A janela de tempo pode ser modificada via *software* na tela de configuração do MioTrein.



Figura 4.23 - Nível 1 de treinamento do MioTrein. Sinal filtrado correspondente à contração isométrica do *Bíceps Braquial* com janela de tempo de 120 pontos.

- **Nível 2: Barras de Progressão**

O segundo nível de treinamento é composto pelas barras de progressão que mostram a intensidade de contração proporcional à CVM, mostrada na Figura 4.25. O valor apresentado na barra de progressão é proporcional ao fundo de escala e igual à contração momentânea realizada pelo paciente.

A Figura 4.24 mostra o sistema armazenando o sinal no *buffer* para ajustar o fundo de escala, e a Figura 4.25 mostra duas barras de progressão (canal 1 e 2) com fundo de escala de 8,16 V. O canal 1 apresenta sinal de saída nulo e o canal 2 apresenta 5,96 V, isto é, 73% do fundo de escala.

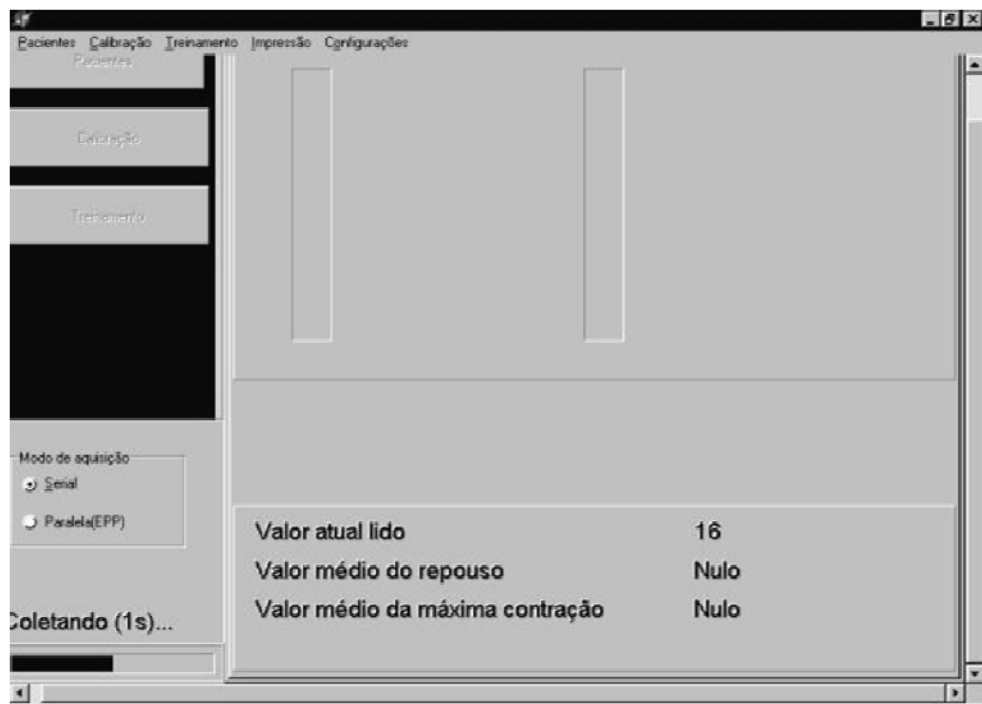


Figura 4.24 - Tela de calibração das barras de progressão do MioTrein coletando 1s da CVM.

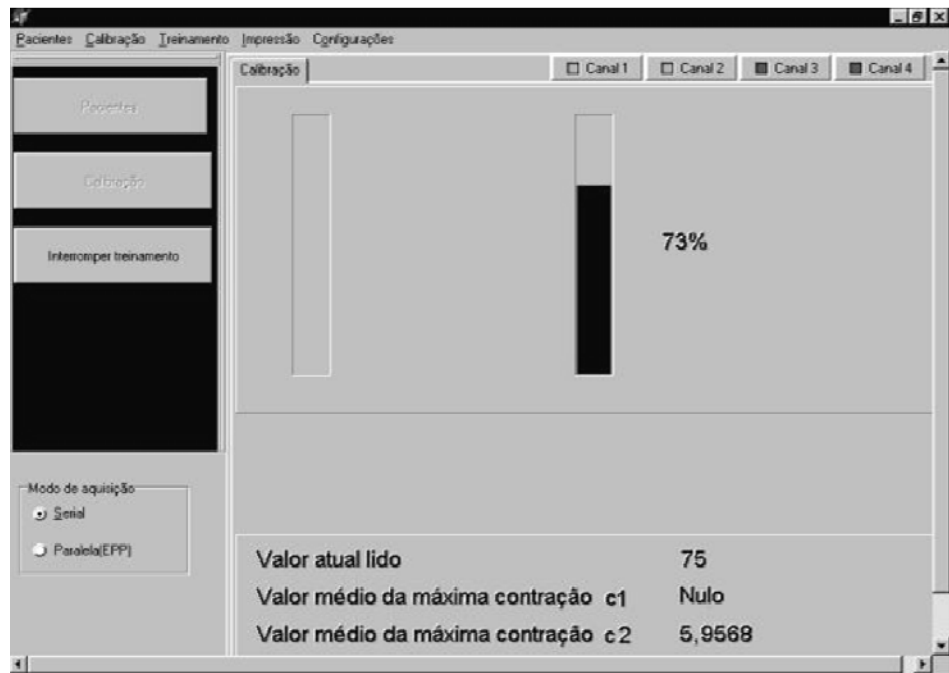


Figura 4.25 - Barra de progressão mostrando a proporção usando como fundo de escala de 8,16 V e valor da barra de progressão 5,96 V, isto é, 73% do fundo de escala.

Para a confirmação se as barras de progressão estão mostrando os resultados corretos foi aplicado, como fundo de escala, sinais senoidais com amplitudes pré-definidas e na barra de progressão visualizou-se a variação da tensão de entrada, como mostra a Tabela 4.8.

Tabela 4.8 - Médias e desvios-padrão da porcentagem da tensão de entrada.

Tensão elétrica de entrada (V)	Médias e desvio padrão da porcentagem da tensão de entrada		
	25%	50%	75%
2,5	$0,62 \pm 0,02$	$1,23 \pm 0,02$	$1,85 \pm 0,05$
5	$1,25 \pm 0,02$	$2,5 \pm 0,05$	$3,74 \pm 0,02$
8	$2 \pm 0,12$	$4 \pm 0,06$	$6 \pm 0,12$
10	$2,5 \pm 0,02$	5 ± 0	$7,5 \pm 0,005$

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

A bibliografia sobre aplicação da eletromiografia e da terapia por BFB-EMG é bastante extensa, mas há poucos dados publicados sobre os sistemas de BFB-EMG, o que causou certa dificuldade no desenvolvimento deste trabalho, a qual foi suprida com conversas junto aos fisioterapeutas, que informaram quais são os parâmetros necessários para um bom aparelho de BFB-EMG. Com estas informações, teve início o desenvolvimento do projeto, propriamente dito. Baseado nas solicitações dos terapeutas e analisando os aparelhos disponíveis comercialmente, definiram-se as características do aparelho a ser desenvolvido.

Analisando os principais equipamentos comerciais, como mostra o Anexo 1, pode-se verificar que:

- Seis deles apresentam *feedback* visual, através de barras de *leds*, e *feedback* audível. Apenas um apresenta barras de progressão digital. Com relação ao *feedback* audível, a informação que tivemos dos terapeutas, é que, normalmente, este recurso não é utilizado, pois no momento da terapia, além das indicações do terapeuta, o paciente sempre está nervoso, não escutando o alarme sonoro, mas mesmo assim, todos os terapeutas deixam-no acionado;
- Nenhum deles apresenta o EMG bruto. Este é importante para que o terapeuta consiga medir o SME antes de iniciar e ao finalizar a terapia, comparando a evolução do paciente, ou mesmo durante a terapia, para certificar-se de que o paciente está realizando o movimento com a musculatura certa;
- Os aparelhos podem ter até 8 canais, sendo este, um dos fatores que influenciam no preço do equipamento. O LRSM necessita de um aparelho com no mínimo 4 canais;
- A faixa de frequência é um dos itens mais importantes a ser analisado, pois se não for bem escolhido, poderá cortar componentes importantes do sinal, sendo este item o maior problema encontrado, pois apenas um, dos equipamentos comerciais, trabalha com a faixa de frequência entre 20 e 500 Hz, sendo esta a faixa de frequência de trabalho ideal;

- O ganho não foi definido por todos os fabricantes, porém deram a entender que o ganho é ajustável;
- O CMRR foi superior a 120 dB;
- Realizam comunicação serial ou USB com o PC, para casos onde o terapeuta queira adquirir um *software* compatível com o *hardware* já existente,
- Resolução do conversor A/D: 12, 14 ou 16 *bits*;
- Amostragem: 2 equipamentos apresentaram taxa de amostragem abaixo do necessário.
- Analisando, conjuntamente, estes parâmetros com as necessidades do LRSM e observando os recursos que precisaríamos dispor, decidiu-se desenvolver um *biofeedback* eletromiográfico, o qual não possui similar produzido nacionalmente.

5.1 CONDICIONAMENTO ANALÓGICO

O equipamento desenvolvido utiliza eletrodo de superfície passivo, tipo ECG, por causa do baixo custo e facilidade de aquisição. Transformando-o em um eletrodo ativo na etapa de pré-amplificação. Durante o trabalho tomou-se o cuidado de garantir que o sinal de entrada está na faixa de trabalho do sinal muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; MASUDA; MIYANO; SADOYAMA, 1993; ROSENBERG, 1998; OLIVEIRA; RODRIGUES; BÉRZIN, 2000;) e que o ganho de cada canal não teve variação significativa ($p < 0,05$) com o aumento da faixa de tensão elétrica de entrada. O ganho médio nos canais foi de 19,98 V/V.

Comparando os espectros de frequências dos sinais adquiridos e da literatura (CALVERT; CHAPMAN, 1977; BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993; NILSEN; NIELSEN; PEDOTTI, 1994; DE LUCA, 1996), foi observado que o desempenho dos eletrodos foi bastante satisfatório, não causando mudanças no SME, como pode ser visto nas Figuras 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14.

Observa-se a similaridade dos sinais e dos espectros de frequências adquiridos pelos dois sistemas. Independente do tipo de contração, isométrica ou isotônica, o sinal possui distribuição gaussiana, energia dominante entre 50 e 150 Hz e a ausência dos ruídos de baixas e de altas

freqüências, de 60 Hz e suas harmônicas, como pode ser comparado com as figuras e com a literatura.

O circuito condicionador analógico funcionou de maneira estável. Os amplificadores forneceram o ganho calculado ao SME, de 10 a 50 dB, como pode ser observado nas Tabelas 4.1 a 4.5, o que é um indicativo de que iria funcionar nos testes *in vivo* e que foi efetivamente comprovado nas Figuras 4.8, 4.12 e 4.14. Os ruídos de entrada foram efetivamente minimizados através do uso de amplificador de instrumentação com entrada diferencial no primeiro estágio do equipamento.

Os filtros funcionaram adequadamente, como pode ser visto nas Figuras 4.4 e 4.6 e Tabelas 4.6 e 4.7. Três filtros passa-alta possuem freqüência de corte de 20 Hz, são de 2° ordem e de ganho unitário.

Na Figura 4.5 pode ser visto o Diagrama de Bode da curva teórica e da regressão não-linear ($R^2 = 0,96$) dos dados experimentais do filtro passa-altas com freqüência de corte real de 10 Hz. Apesar da curva experimental não ficar sobreposta à curva teórica, este resultado é satisfatório, uma vez que este filtro é utilizado para cortar os sinais de baixa freqüência, que são instáveis, e podem ser contaminados com ruídos gerados por artefatos de movimento. Segundo MERLETTI (1999), DE LUCA (1996), BASMAJIAN; DE LUCA (1985), SODERBERG; COOK (1984), ROSENBERG (1998) a freqüência de corte deste filtro não deve estar acima de 20 Hz e não ser inferior a 5 Hz, com uma faixa ideal de 10 a 15 Hz, a freqüência de corte do filtro desenvolvido foi de 10 Hz devido à diferenças intrínsecas dos componentes.

O filtro passa-baixas com freqüência de corte em 500 Hz está relacionado com a intenção de filtrar os ruídos de alta freqüência e implementar um filtro *anti-aliasing*. Na Figura 4.6 pode ser visto o Diagrama de Bode da curva teórica e da regressão não linear ($R^2 = 0,99$) dos dados experimentais do filtro passa-baixas de 500 Hz, 2° ordem e ganho unitário. As curvas no diagrama estão sobrepostas garantindo que a maior freqüência existente no sinal é 500 Hz, e que, no pior caso, quando se tem amostragem de 1 kHz por canal, o sinal de interesse foi preservado, evitando que ruídos distorçam o SME de acordo com indicado por (CALVERT; CHAPMAN, 1977; DE LUCA, 1996; HAYKIN; VEEN, 2001).

Na maioria dos testes o ruído de 60 Hz não influenciou no sinal amostrado. Isto pode ser visto nas Figuras 4.8, 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14, o que mostra que a blindagem dos cabos foi eficaz.

Porém, para eliminar definitivamente este ruído o ideal seria realizar toda a terapia dentro de uma Gaiola de Faraday e, não existindo dentro da mesma, equipamentos que possam gerar ruídos e influenciar no SME. Não foi usado filtro *notch* 60, pois a energia dominante do sinal está entre 50 e 150 Hz (BASMAJIAN; DE LUCA 1985; DE LUCA, 1996; MERLETTI, 1999; OLIVEIRA; RODRIGUES; BÉRZIN, 2000).

5.2 CONDICIONAMENTO DIGITAL

Inicialmente, pensou-se em utilizar o conversor A/D realizando, diretamente, comunicação serial com o PC, onde todo o controle seria feito pelo *software* para *biofeedback*, tornando assim o sistema mais restrito. Desta forma, o programa do MioTrein seria responsável pela aquisição do sinal, controle do tempo de amostragem, gerenciamento dos canais (sendo capaz de variar a taxa de amostragem de acordo com o número de canais utilizados) e gerenciamento dos erros ocorridos no *hardware*. Para solucionar estes problemas, de excesso de gerenciamento do sistema como um todo pelo *software* para BFB-EMG, optou-se pela utilização de um microcontrolador, desta forma o programa para *biofeedback* realiza apenas a função de gerenciamento gráfico do sinal.

A eficácia do condicionador digital foi verificada comparando as aquisições do SME realizadas simultaneamente pelo SAD e pelo MioTrein através dos espectros de frequências dos SMEs, conforme as Figuras 4.9 a 4.14. Desta forma, conseguiu-se verificar que o estágio de condicionamento não adicionou ruído ao sinal, sendo susceptível aos mesmos ruídos captados pelo sistema comercial.

O MioTrein necessita do SME para retornar o *feedback* visual em tempo real. Por isso, todos os parâmetros para decidir como o sistema seria desenvolvido foram determinados a partir das características do SME (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; CULLIS, 1994; CHOW; CHENG, 2000). Dessa forma, teve-se cuidado em analisar as características do SME, para que este pudesse ser utilizado para análise cinesiológica.

As características dos EMGs adquiridos são similares aos encontrados na literatura (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; TÜRKER, 1993; DE LUCA, 1996; NILSEN; NIELSEN; PEDOTTI, 1994), indicando confiabilidade ao utilizar o MioTrein. No caso de atividade de

músculos grandes e independente do tipo de contração realizada, isotônica ou isométrica, o espectro de frequência do EMG de superfície apresenta distribuição gaussiana, com frequências distribuídas entre 1 e 500 Hz e com energia dominante entre 50 e 150 Hz, como pode ser conferido nas Figuras 4.11 e 4.14.

5.3 SOFTWARE PARA BIOFEEDBACK

O *software* para BFB possui 2 níveis de treinamento e mostra o EMG bruto. Os níveis de treinamento foram implementados usando o EMG bruto, por isso a importância de ter sido feita uma análise desse sinal a fim de encontrar pontos críticos no sistema.

As pesquisas realizadas com fisioterapeutas e a literatura (CULLIS, 1994; SCHWARTZ, 1995; KNEIT, 1999; CHOW; CHENG, 2000), mostraram que, o uso de níveis de treinamento (envoltória do sinal e barras de progressão) em ambiente gráfico proporciona um melhor aprendizado no controle do processo fisiológico. Nesse caso, contração e relaxamento muscular.

A visualização do EMG bruto foi desenvolvida depois que se percebeu que a falta desse item levaria o terapeuta a adquirir um eletromiógrafo, ocasionando um custo maior na terapia, já que o terapeuta não queria o diagnóstico do EMG e apenas sua visualização.

O ajuste do fundo de escala da tela do EMG bruto regula automaticamente as outras telas do treinamento. Foi determinado um padrão de inicialização, que não guarda o ajuste anterior porque, apesar de ser o mesmo paciente, o estado emocional, as atividades desenvolvidas antes da terapia e a posição exata de colocação dos eletrodos influenciam nas características do SME, isto é, na amplitude e frequência do sinal.

O primeiro nível de treinamento do MioTrein é a envoltória do sinal, desenvolvido usando filtro de média móvel como pode ser observado na Figura 4.23. O filtro de média móvel tornou-se, nos últimos anos, uma ferramenta de uso comum para a suavização de sinais, em especial SME (DE LUCA, 1996; SODERBERG; COOK, 1984; CULLIS, 1994). O motivo para tal popularidade e incorporação em diversos *softwares* comerciais deve-se à sua simplicidade de implementação, capacidade de filtrar oscilações menores e suavizar a apresentação do sinal.

O parâmetro importante a ser ajustado para conseguir melhores resultados no cálculo da média móvel é a janela de tempo. Quanto maior a janela, mais suave é o comportamento do filtro, minimizando os efeitos causados por ruídos existentes no sinal e que quanto menor a janela de tempo, mais próximo do sinal real o sinal filtrado seguirá, como pode ser comparado nas Figuras 4.21 e 4.22, onde foi usada uma janela de tempo de 800 e 120 pontos, respectivamente.

No entanto, se a janela for grande demais, pode responder de maneira muito lenta às mudanças significativas do sinal e ocorrer um deslocamento temporal do sinal filtrado em relação ao sinal real (OPPENHEIN; SCHAFER, 1975; WALDMAN, 1987; HAYKIN; VEEN, 2001), como observado na Figura 4.21. Basmajian e De Luca (1985) e Merletti (1999) sugerem que a janela de tempo tenha como limite 100 a 200 ms, por isso o valor padrão do MioTrein corresponde a 120 pontos.

O segundo nível de treinamento é a utilização das barras de progressão que mostram a intensidade de contração proporcional à CVM. Nesta etapa, como é utilizado o sinal já processado do nível 1, a preocupação ficou em garantir que o fundo de escala fosse proporcional à CVM e a velocidade de blotagem do sinal no *progress bar*, pois o paciente tem que ter a sensação de ser em tempo real, para que não prejudique o tratamento e ao mesmo tempo ele não tem o histórico do sinal como no nível 1, para saber se retoma ou não a contração. Conforme a Figura 4.25 pode-se verificar que os parâmetros utilizados foram adequados à necessidade.

Uma das maiores preocupações deste trabalho, desde seu início, foi desenvolver um equipamento que, de fato, pudesse contribuir para a efetiva otimização do tratamento do controle motor, com vantagens sobre os equipamentos de BFB-EMG encontrados no mercado e, principalmente, com o compromisso de que o custo final não fosse elevado, ou seja, um equipamento diferenciado que oferecesse uma das melhores relações custo-benefício do mercado.

Para o desenvolvimento optou-se pela simplicidade e eficiência, como por exemplo, na escolha do número de canais, no uso do conversor A/D com o microcontrolador, e no uso do algoritmo de média móvel, como filtro passa-baixas digital, para implementação da envoltória do sinal.

No projeto inicial, o SME seria visualizado somente através de barras de progressão, nível 2. Porém, durante o desenvolvimento e testes percebeu-se a necessidade de visualizá-lo, também, por meio da sua envoltória, nível 1, para que o paciente tivesse como referencial o SME nos

segundos antecedentes, pois usando somente a barra de progressão, o paciente observa apenas a intensidade do sinal momentâneo e não a evolução dos últimos segundos de contração. Com a visualização da envoltória, o paciente saberá se deve ou não aumentar o esforço para manter o nível de contração. Portanto, foram desenvolvidos níveis de treinamento (barra de progressão e envoltória do sinal) para adequar o equipamento a cada tipo de terapia.

Outra necessidade observada e não encontrada nos equipamentos de *biofeedback* comerciais, foi uma opção para visualizar o EMG. Nestes equipamentos o terapeuta que quiser ter referência do EMG deverá adquirir um eletromiógrafo, gerando um gasto maior que refletirá no custo da terapia.

Assim, o MioTrein é um equipamento digital com:

- Faixa de frequências de 20 a 500 Hz, faixa utilizada na EMG, mais que suficiente para BFB-EMG;
- Ajuste linear de ganho, via *hardware*, e não escalonado como nos equipamentos comerciais, além do ajuste de ganho via *software*. Dessa forma, o equipamento se adapta facilmente a amplitude do sinal do paciente;
- *Hardware* e *software* não são independentes, desta forma o terapeuta não precisa adquirir os equipamentos separadamente, o que despenderia um custo maior;
- Níveis de treinamento para *biofeedback* (envoltória do sinal e barras de progressão), em tempo real e formato gráfico;
- Aquisição do EMG para avaliação do tratamento, o que auxilia o terapeuta na orientação correta do paciente, de forma que este perceba a melhora no seu desempenho.

Portanto, o MioTrein foi desenvolvido com o propósito de suprir as deficiências dos equipamentos comercialmente encontrados, adequando-se às necessidades do LRSM/CEB/DEB/UNICAMP. Durante o desenvolvimento do projeto, foram analisadas as diversas fases de aquisição do SME, buscando a fidelidade dos dados obtidos, implementou-se melhorias no sistema de BFB quando comparado com os equipamentos comerciais. Através dos resultados dos testes realizados pode-se afirmar que o MioTrein mostrou-se confiável e compatível com as necessidades do LRSM cumprindo o objetivo deste trabalho. Além disso, o

MioTrein pode ser comercializado atendendo as mais diversas necessidades clínicas e de pesquisas.

TRABALHOS FUTUROS

- Realizar testes de segurança indicados para EMG, apenas como garantia, pois BFB-EMG não possui norma particular;
- Estudar o melhor tipo de arquivo para diminuir o espaço de armazenamento;
- Armazenar o treinamento e o EMG bruto em formato vídeo;
- Tornar o equipamento portátil;
- Realizar estudos funcionais com pacientes;
- Implementar outros níveis de treinamento usando um ambiente mais lúdico;
- Implementar uma mão virtual usando reconhecimento de padrões e lógica fuzzy para treinamento de usuários de próteses.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AIDLEY, D. J. **The physiology of excitable cells**. 4^o ed. New York: Cambridge University Press, 1998.
- ARIEL, G. B. Biofeedback and biomechanics in athletic training. In: SANDWEISS, J. H., WOLF, S. L. **Biofeedback and Sport Science**. New York: Plenum Press, 1985.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC60601-1**: Equipamento eletromédico. Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial. Rio de Janeiro, 1994.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 60601-2-40**. Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletromiógrafos e equipamento de potencial evocado. Rio de Janeiro, 1998.
- ASSOCIAÇÃO DO DEFICIENTE FÍSICO VALE DO RIO PARDO. **Manual para Inclusão Social das Pessoas com Deficiência: Um mundo para todos**. Vale do Rio Pardo: ADEFI.VRP, 2004.
- ATMEL Corporation. **AT89C51 Data Sheet**. USA, 2000.
- BASFORD, J. R. Agentes físicos e biofeedback. In: DELISA, J. A. **Medicina de Reabilitação: Princípio e Prática**. São Paulo: Ed. Manole, 1992.
- BASMAJIAN, J. V. Control and training of individual motor units. **Science**, 141:440-441, 1963.
- BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. 5. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BASMAJIAN, J. V. **Biofeedback: principles and practice for clinician**. 3. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.
- BASMAJIAN, J. V. et al. Biofeedback Treatment Of Foot-Drop After Stroke Compared With Standard Rehabilitation Technique: Effects On Voluntary Control And Strength. **Arch. Phys. Med. Rehabil**, 56: 231-236, 1975.
- BROMAN, H.; BILOTTO, G.; DE LUCA, C. J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. **Journal of Applied Physiological**, 58: 1428–1437, 1985.
- BROOKS, V. B. **The Neural Basis of Motor Control**. New York: Oxford University Press, 1986.
- CALVERT, T. W.; CHAPMAN, A. S. Relationship between surface EMG and force transients in muscle: simulation and experimental results. **Proc. IEEE**, 65:682-689, 1977.
- CHOW, D. H. K.; CHENG, C. T. K. Quantitative analyses of the effects of biofeedback on weight-bearing characteristics of persons with transtibial amputation during prosthetic ambulation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 37 (3): 255-260, 2000.

- COOK, A. S.; WOOLLACOTT, H. Controle Motor: teoria e aplicações práticas. São Paulo: Ed. Manole, 2a. Ed. 2004, Cap. 1-2.
- CRISWELL, E. Biofeedback and Somatics. Novato: Freeperson Press, 1995.
- CULLIS, E. Visual feedback for a myoelectric hand prosthesis. 1994. Monash Rehabilitation Technology Research Units. Austrália. Disponível em: <www.monash.edu.au/reha.tech>. Acessado em: 20/03/2003.
- DE LUCA, C. J. Surface Electromyography: Detection And Recording. In: Delsys Inc. 1996. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/papers/SEMGintro.pdf> acesso: 23/07/2002.
- DE LUCA, C. J. The Use of Electromyography in Biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, 13. 2:135-163, 1997.
- DE LUCA, C. J. Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition. In: Delsys Inc. 1999. Disponível em: <http://www.delsys.com/library/papers/acquisition.pdf> acesso: 23/07/2002.
- DUTTA, C. R.; BASMAJIAN, J. V. Gross And Histological Structure of the Pharyngeal Constrictors In The Rabbit. Anat. Rec., 137:127-134, 1960.
- ERICKSON, R. P.; MCPHEE, M. C. Avaliação clínica. In: DELISA, J. A. Medicina de Reabilitação: Princípio e Prática. São Paulo: Ed. Manole, 1992.
- FERNIE G.; HOLDEN, J.; SOTO, M. Biofeedback Training Of Knee Control In The Above-Knee Amputee. Am. J. Phys Med., 57:161-166, 1978.
- FONSECA, V. Psicomotricidade. Rio de Janeiro: Martins Fontes, 2º ed. 1988.
- GALLAHUE, D. L.; OZMUN, J. C. Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos. São Paulo: Phorte Editora, 2001.
- GARCIA, E. A. C. Biofísica. 2º ed. São Paulo: Sarvier, Cap. 1-2, 2002.
- GARCIA, M. A. C; MAGALHÃES, J; IMBIRIBA, L. A. Comportamento temporal da velocidade de condução de potenciais de ação de unidades motoras sob condições de fadiga muscular. Rev. Bras. Med. Esporte, Vol. 10, nº 4, Niterói, Jul/Agos. 2004. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-86922004000400007. Acesso em: 10/09/2004.
- GREEN, E. E.; GREEN, A.; BEYOND, M. Biofeedback. New York: Delacorte Press, 1959.
- GYTON, A.C.; HALL, J. E. Tratado de Fisiologia Médica. 9º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, Cap. 5-7, 1997.
- HAYKIN, S.; VEEN, V. B. Sinais e Sistemas. Porto Alegre: Bookman, 2001.
- HENNEMAN, E. Recruitment of motoneurons: the size principles. Progress in clinical neurophysiology. S. Karger: Basel, 9, 1981.
- HUDGUNS, B.; et al. A microprocessor-based multifunction myoelectric control system. Proc. 23º Canadian Medical and Biological Engineering Society Conference, Toronto, Canada, 1997.

INFORMAÇÕES básicas sobre deficiência física. Disponível:
<www.entreamigos.com.br/node/235>. Acesso em: 8/06/2003.

KARLSSON, S.; ERLANDSON, B. E.; GERDLE, B. A personal computer-based system for real-time analysis of surface EMG signals during static and dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4 (3):170-180, 1994.

KAUFMAN, M.; STOUT, D. F. *Handbook of Operational Amplifier Circuit Design*. New York: McGraw-Hill, 1976, p.10-1-11-7.

KAWAMOTO, C. O.; ITIKI, C. Desenvolvimento de um sistema de aquisição e processamento de sinais biológicos em LABVIEW. Aplicação em EMG de superfície, *Anais do Congresso de Engenharia Biomédica*, São José dos Campos, Brasil, 1325-1329, 2000.

KNEIT, L. Treinamento Em Biofeedback. *Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 1999, Disponível em: <http://www.topstar.med.br/index.asp> acessado em 12/03/2004.

KNUTSON, L.M.; et al. A study of various normalization procedures for within day eletromyographic data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4 (1):47-59, 1994.

LATASH, M. L.; NICHOLAS, J. J. Motor control research in rehabilitation medicine. *Disabil Rehabil*, 18:293-299, 1996.

LEIPER, C. I.; et al. Sensory Feedback for Head Control in Cerebral Palsy. *Physical therapy*, 61: 512-518, 1981.

LEONARD, J. A.; MEIR, R. H. Prótese. In: Delisa, J. A. *Medicina de reabilitação: Princípios e prática*. São Paulo: Ed. Manole, 1992.

LINDSTROM, L.; PETERSEN, I. Power spectrum analysis of EMG signal and its applications. *Computer Aided Electromyografy*. Ed. Basel: Karger, 1983, p.1-51.

MALVINO, A. P. *Eletrônica*. Ed. Makron Books, 1997, 4ª ed. V.1 e 2.

MASUDA, T.; MIYANO, H.; SADOYAMA, T. The distribution of myoneural junctions in the biceps brachii investigated by surface electromyography. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 56:597-603, 1983.

MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1):III-IV, 1999.

MERLETTI, R.; FARINA, D.; GAZZONI, M. The linear electrode array: a useful tool with many applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13:37-47, 2003.

MILLER, N. E.; BUNUAZIZI, A. *Instrumental learning by curarized rats of a specific visceral response, intestinal or cardiac*. *J. Comp. Physiol. Psychol*, 65:1-7, 1968.

MILLER, N. E. How the brain affects the health of the body. In *Prevention and Early Intervention: The Bio-behavioral Perspective*, ed. by K. D. Craing and S.M. Weiss. New York, 1987.

- NIELSEN, J.; NIELSEN, L.; PEDOTTI, A. Power Spectrum Analysis of the Rectified Electromyogram during Gait for Normals and Patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 4 (2):105-115, 1994.
- OLIVEIRA, A. S.; RODRIGUES, D.; BÉRZIN, F. Relação eletromiografia-força em diferentes níveis de contração isométricas fadigantes do músculo bíceps do braço. *Anais do Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Caxambu, 192-196, 2000.
- ONAL, E.; LOPATA, M.; ENANICH, J. Effects of electrode position on esophageal diaphragmatic. *EMG in humans*, 47:1236-1238, 1979.
- OPPENHEIN, A. V.; SCHAFER, R. W. *Digital Signal Processing*. London: Prentice Hall, 1975.
- PORRETTA, D. L. Cerebral palsy, traumatic brain injury, stroke, amputations, dwarfism, and other orthopedic impairments. In: WINNICK, J. P. *Adapted physical education and sport*. 2^a ed. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- PORTNEY, L. G.; ROY, S. H. Eletromiografia e teste de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. *Fisioterapia avaliação e tratamento*. 4^a Ed. São Paulo: Manole, 2004, p.213-256.
- QUEVEDO, A. A. F. Um sistema de análise digital de sinais eletromiográficos. Tese (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas, 1993.
- RASH, G. *Fundamentals of Electromyography*. Gait and Clinical Movement Analysis Society. Fev. 1999. Disponível em: www.gcmas.org/search/node/Fundamentals%20of%20Electromyography. Acessado em: 20/03/2003.
- REDDY, N. P.; GUPTA, V. Computerized Biofeedback Systems for Homecare and Teletherapy. 21st International Conference of IEEE-EMBS, Atlanta, Nov, 1999.
- ROSENBERG, R. The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer. *Proceedings of the Conference on Human Factors in Computing systems Computer*, New York, 1998, P.756 - 758.
- ROY, S.H.; DE LUCA, C.J.; SCHNEIDER, J. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J Appl Physiol*, 61:1510–1517, 1986.
- SANTOS, S.; DANTAS, L.; OLIVEIRA, J. A. Desenvolvimento motor de crianças, de idosos e de pessoas com transtornos da coordenação. *Rev. Paul. Educ. Fís.*, São Paulo, v.18, p.33-44, ago. 2004.
- SCHWARTZ, M. S. *Biofeedback: A Practitioner's Guide*. The Guilford Press, New York, 1995.
- SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; DON LEHMKUHL, L. *Cinesiologia Clínica de Brunston*. 5° ed. São Paulo: Ed.Manole, Cap. 1-5, p.498- 500, 1997.
- SODERBERG, G. L.; COOK, T. M.; Eletromyography in Biomechanics. *Physical Therapy*, 64 (12): 1813-1820, 1984.

- STRUNGARU, R. EMG Biofeedback System. IEEE Eng. Biomedical, 27: 274-278, 1991.
- TEXAS Instruments. ADS7825 Data Sheet. USA, 1997.
- TEXAS Instruments. INA101 Data Sheet. USA, 1998.
- TEXAS Instruments. TIL300 Data Sheet. USA, 1996.
- TEXAS Instruments. TL084 Data Sheet. USA, 1999.
- TÜRKER, K. S. Electromyography: some Methodological problems and issues. Physical Therapy, 73, 10:698-710, 1993.
- VIUDES, D. M.; ALMEIDA, W. Q.; QUEVEDO, A. A. F. Desenvolvimento De Sistema Para Aquisição Do Sinal Mioelétrico, visando Aplicação em Biofeedback. Proceedings of the International Federations for Medical and Biological Engineering. João Pessoa, Brasil, 5, 1: 457-460, 2004.
- WALDMAN, H. Processamento de sinais. Buenos Aires: EBAI, 1987.
- WEBSTER, J. G. Medical Instrumentation: Application and Design. 3º ed. New York: John Wiley e Sons Inc, 1998.
- WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. 2ª ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.

ANEXO

Tabela comparativa dos equipamentos comerciais para *Biofeedback*

Marca		Miotec		Thought Technology		J&J Engineering	
Modelo	Miotool 400 + Miograph	U-Control	ProComp+T BioGraph	MyoTrac 2	I-330-C2	I-330-GP	M40 sEMG
Aplicação	Músculos Grandes	Assoalho Pélvico	Músculos Grandes	Grupos musculares pélvicos para avaliação e treinamento de esforço/repouso	Músculos Grandes	Músculos Grandes	Músculos Grandes
Feedback Visual/ Audível	Biofeedback visual e auditivo	Biofeedback visual e auditivo através de barras de leds	Biofeedback visual e auditivo através de barras de leds. Existe entra para software	Biofeedback visual e auditivo feedback visual ou auditivo através de barras de leds e tela LCD	Biofeedback visual e auditivo através de barras de leds.	Biofeedback visual e auditivo através de barras de leds	Biofeedback visual e auditivo através de barras de leds
Eletromiograf o S/N	N	N	N	N	N	N	N
Número de canais	4 canais	1 canal	8 canais	2 canais	2 canais	Acima de 2	1 canal
Faixa de Frequência	Pré amplificadores de EMG, com	90-300 Hz.	100 - 200 Hz	2-500 Hz 100-200 Hz		100 – 400 Hz Notch Filter: 50/60 Hz	32 - 325 Hz. Notch 60Hz. (18 dB/oct).

	frequências de corte em 500 ou 1000 Hz						
Ganho	Faixas de ganho - 100, 200, 400, 500, 800, 1000, 1600 e 2000 configurados por software		500				
Bateria	Bateria recarregável com duração de 14 horas e indicação do nível de desgaste no software e alarme de bateria baixa no painel frontal	9 Volt Alkaline, or NiCad	4 baterias alkaline	3 x 1.2 V "AA" rechargeable NiCad or 3 x 1.5		1x 9 volt alkaline	
Isolação			Fibra óptica prove a máxima proteção e fidelidade do sinal. Isolação elétrica Até 3.648 V.	3750 Vrms		Isolação Óptica: 4000 VAC; Proteção para descarga estática: +15.000 V.	
Impedância de entrada		1 MΩ	1 MΩ	1 MΩ		10 GΩ	1 MΩ
Calibração do sinal	Os sensores podem ser recalibrados a qualquer						

	momento pelo usuário						
CMRR	126 dB	>180 dB em 60 Hz >140 dB entre 90-300 Hz		180 dB em 60 Hz- 140 dB entre 20-500 Hz			150 dB
Interface com o computador	Serial		USB	Serial (RS 232)		USB or RS232	
Resolução do conversor A/D	14 Bits.		14 Bits	13 Bit		16 Bit	
Amostras pro Canal	1000 amostras por segundo por canal utilizando 4 canais simultaneamente e 2000 amostras por segundo por canal utilizando 2.		2048 ou 256 amostras por segundo por canal.	200 amostras Alternando os canais a cada 25 ms.		Máximo de 1024 amostras por segundo por canal.	
Apresenta a barra de progressão via software?	Sim		Sim. Mas o software é vendido separadamente	Sim. Mas o software é vendido separadamente			
Apresenta a envoltória do sinal?	Se adquirir um software além.		Se adquirir um software além.	Se adquirir um software além.			
Preço (US\$)	2500,00	335,00	1.750,00	1600,00		1995,00	1.495.00