

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E
PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS
DE SUPERFÍCIE PARA A UTILIZAÇÃO NO CONTROLE
DE PRÓTESES MOTORAS ATIVAS**

NEI AUGUSTO ANDRADE

**ORIENTADOR: ADSON FERREIRA DA ROCHA
CO-ORIENTADOR: ALEXANDRE SOARES ROMARIZ**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 313/07

BRASÍLIA/DF: SETEMBRO - 2007

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E
PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE
SUPERFÍCIE PARA A UTILIZAÇÃO NO CONTROLE DE
PRÓTESES MOTORAS ATIVAS**

NEI AUGUSTO ANDRADE

**DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE
BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA.**

APROVADA POR:

Prof. Adson Ferreira da Rocha, Ph.D. (ENE/UnB)
(Orientador)

Prof. Geovany Araújo Borges, Docteur (ENE/UnB)
(Examinador Interno)

Prof. Aparecido Augusto de Carvalho, Doutor (FEIS/UNESP)
(Examinador Externo)

Prof. Ícaro dos Santos, Ph.D. (ENE/UnB)
(Suplente)

BRASÍLIA/DF, 24 DE SETEMBRO – 2007

FICHA CATALOGRÁFICA

ANDRADE, NEI AUGUSTO

Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para a Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas [Distrito Federal] 2007.

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. 107 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Engenharia Elétrica, 2007).

Tese de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.

1. Eletromiografia

2. Prótese

3. Biomecânica

4. EMG

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ANDRADE, N. A (2007). Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para a Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas.

Publicação 313/07, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 107p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Nei Augusto Andrade.

TÍTULO: Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para a Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas

GRAU: Mestre ANO: 2007

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Nei Augusto Andrade
QRSW 1 Bloco B14 Apto 202, Sudoeste.
70675-134 Brasília – DF – Brasil.

DEDICATÓRIA

Ao meu filho Gabriel, minha esposa Larissa, meus pais Auta e Nei, e ao meu irmão Paulo.

“Todos os conhecimentos humanos começam por intuições, avançam para concepções e terminam com idéias”

Emmanuel Kant

“As oportunidades são geradas nas adversidades”
“A imaginação é mais importante que o conhecimento”

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

Tenho a feliz oportunidade, de agradecer formalmente a todos aqueles que foram presentes nesta trajetória e que de alguma forma, contribuíram para mais uma realização na minha vida.

Muito agradeço à minha família pelo incentivo, sustento emocional e exemplos de superação, frente aos obstáculos que a vida nos tem colocado nos muitos caminhos que temos tido que percorrer.

Ao meu orientador, o Professor Adson Ferreira da Rocha, por ter acreditado em mim e pela grande oportunidade de me ingressar na UnB, pela sua grande paciência, sua generosidade e pelo auxílio significativo que me deu durante o decorrer no curso de mestrado.

Ao Professor Geovany Araújo Borges, por me envolver em alguns estudos desenvolvidos no GPDS (Grupo de Processamento Digital de Sinais), que me serviu de estímulo a aprofundar nas pesquisas e desenvolver o sistema.

Ao meu co-orientador Professor Alexandre Romariz, pela disposição e grande auxílio na revisão do trabalho.

Ao Professor Aparecido Augusto de Carvalho, por gentilmente ter aceitado o convite para participar da banca avaliadora.

Ao Professor Neville Hogan, do MIT Massachusetts Institute of Technology, um dos grandes precursores dos estudos do sinal eletromiográfico para utilização na área de reabilitação humana, pelo envio do material técnico de pesquisa, que muito me embasou nos conceitos técnicos.

RESUMO

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE PARA A UTILIZAÇÃO NO CONTROLE DE PRÓTESES MOTORAS ATIVAS

Autor: Nei Augusto Andrade

Orientador: Adson Ferreira da Rocha

Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, Setembro de 2007

Nesta dissertação de mestrado, em Engenharia Elétrica, foram apresentadas técnicas para aquisição, processamento e interpretação de sinais eletromiográficos (EMG) de superfície, captados em membros superiores, a serem utilizados para movimentar uma prótese de mão. Além das técnicas apresentadas para o tratamento do sinal, este trabalho contemplou o desenvolvimento de uma prótese para reabilitação, a ser usada por amputados congênitos ou traumatizados que possuam um coto no antebraço, dotado de atividade muscular.

O projeto contemplou desde a confecção dos eletrodos de captação, o desenvolvimento do circuito de processamento e a confecção da mão biomecânica. São apresentados detalhes de desenvolvimento da prótese, cobrindo os aspectos construtivos do projeto mecânico e eletrônico. Experimentos foram feitos em pacientes, a fim de comprovar a eficiência do sistema, onde, para minimizar as interferências externas e reduzir o esforço físico na ativação da prótese, os sinais de EMG foram extraídos da superfície do membro amputado nos pontos de maior atividade muscular, obtidos inicialmente pela apalpação no membro lesado, observando os pontos de enrijecimento, quando solicitado a contração. Através de um eletromiógrafo, confirmou-se que as maiores amplitudes de sinal estavam realmente nestes pontos.

Resultados satisfatórios foram alcançados na movimentação da prótese. Os pacientes, mesmo com as capacidades físicas musculares do membro comprometidas, devido a sua não funcionalidade, conseguiram utilizar a prótese, para executar algumas atividades do

cotidiano. Observou-se uma melhora considerável na utilização da prótese pelos pacientes, após sofrerem um condicionamento físico orientado, em que foi priorizado o condicionamento dos músculos os quais os sinais para o acionamento da prótese eram captados, melhorando a performance e controle do sistema, inserido em atividades cotidianas.

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF AN ACQUISITION SYSTEM AND PROCESSING OF MYOELECTRICAL SIGNALS OF SURFACE FOR THE USE IN THE CONTROL OF ACTIVE MOTOR PROSTHESIS

Author: Nei Augusto Andrade

Advisor: Adson Ferreira of Rocha

Program of Post Graduation in Electric Engineering

Brasília, September of 2007

In this master's degree thesis, of Electric Engineering, had been presented techniques for acquisition, processing and interpretation of myoelectric signals (MSS) of surface, caught in superior members, to be used to put into motion a hand prosthesis. Beyond the techniques presented for the treatment of the signal, this work contemplated the prosthesis development for rehabilitation, for use in patients with an amputated hand due to congenital problems or to trauma wound, but possessing a part or the forearm endowed with muscular activity.

The project contemplated since the confection of the capturing electrodes, the development of the processing circuit and the confection of the biomechanic hand. Details of development of prosthesis are presented, covering the constructive aspects of the mechanical and electronic project.

Experiments had been made in patients, in order to prove the efficiency of the system, where, to minimize the external interferences and to reduce the physical effort in the activation of prosthesis, the MSS signals had been extracted of the surface of the member amputated in the points of bigger muscular activity, gotten initially for the feeling in the injured member, observing the harden points, when requested the contraction.

Through a electromyograph, was confirmed that the biggest amplitude of signal were really in these points.

Satisfactory results had been reached in the movement of prosthesis. The patients, exactly with compromised the muscular physical capacities of the member, had its not

functionality, had obtained to use prosthesis, to execute some activities of the daily one. A considerable improvement in the use of prosthesis for the patients was observed, after to suffer a guided physical conditioning, where the conditioning of the muscles was prioritized which the signals for the drive of prosthesis were caught, improving the performance and control of the system, inserted in daily activities.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	xii
LISTA DE FIGURAS	xiii
LISTA DE EQUAÇÕES	xv
LISTA DE ABREVIACÕES	xvi
1 – INTRODUÇÃO	01
2 – FUNDAMENTOS TEÓRICOS	04
2.1 - A Fisiologia e Aplicações do Sinal Eletromiográfico.....	04
2.1.1 - O Sinal Eletromiográfico.....	04
2.1.2 - O Processo de Contração Muscular.....	05
2.1.3 - Fisiologia do Músculo Esquelético.....	10
2.1.4 - Formas de Captação e Características do SE de Superfície.....	17
2.1.5 - Algumas Aplicações do SE.....	19
2.1.6 - O uso do SE em Próteses de Mão.....	20
2.2 - Aquisição e Processamento do SE.....	22
2.2.1 - Eletrodos Utilizados para Captar SE de Superfície.....	22
2.2.2 - Eletrodos Invasivos.....	23
2.2.3 - Eletrodos não invasivos.....	23
2.2.4 - Posicionamento do eletrodo no músculo.....	26
2.2.5 - Aquisição do SE.....	27
Resistência da pele.....	30
Transição Eletrodo/Eletrólito.....	30
2.2.6 - Processamento Temporal do SE.....	30
Sistema de controle.....	30
EMG não processado.....	31
Processamento do SE.....	32
Demodulação de EMG.....	32
Aplicações da demodulação.....	33
2.2.7 - Técnicas de Demodulação.....	34
Retificação.....	34
Detector do Envelope Linear.....	34
Integração.....	35
Valor RMS.....	36
3 – DESENVOLVIMENTO DO PROJETO	37

3.1 - Projeto Eletrônico.....	37
3.1.1 - Descrição do Sistema.....	38
3.1.2 - Blocos do Sistema.....	40
Eletrodos.....	40
Amplificador de Instrumentação.....	43
Filtro Passa Alta.....	45
Filtro Notch.....	47
Filtro Passa Baixa.....	49
Retificador de Precisão.....	51
Detector de envelope	54
Isolação óptica.....	56
Lógica de controle.....	57
Driver de acionamento.....	58
3.2 - Projeto Mecânico.....	60
3.2.1 - Protótipo de prótese ativa.....	60
3.2.2 - Idealização do projeto mecânico.....	61
3.2.3 - Confeção do protótipo.....	62
3.2.4 - O Processo de prototipagem rápida.....	63
Estereolitografia.....	65
4 – RESULTADOS.....	66
5 – CONCLUSÃO.....	69
Proposta para futuros trabalhos.....	71
6 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	72
7 – ANEXOS.....	78
7.1 - Diagrama Eletrônico.....	79
7.1.1 - Circuito de aquisição e processamento de sinal.....	80
7.1.2 - Circuito de controle.....	81
7.1.3 - Circuito do driver.....	82
7.2 - Artigo Técnico.....	83
7.2.1 - XX CBEB.....	84
7.2.2 - EMBC'07.....	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Classificação e características das unidades motoras em músculos esqueléticos.....	15
Tabela 2 – Amplitudes e frequências típicas do sinal de EMG.....	28
Tabela 3 – Valor de ajuste do R_G x Ganho.....	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Neurônios Motor e Sensorial.....	06
Figura 2 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o potencial de ação.....	08
Figura 3 – Esquema de uma terminação neural invaginada em uma fibra muscular.....	09
Figura 4 – Estrutura do músculo esquelético.....	11
Figura 5 – Constituição das fibras musculares esqueléticas.....	12
Figura 6 – Unidade motora.....	13
Figura 7 – Esquema da geração de um MUAP.....	16
Figura 8 – Representação esquemática da geração do sinal mioelétrico de um músculo, a partir da somatória dos trens de MUAPs das n unidades motoras deste músculo.....	17
Figura 9 – Sinal mioelétrico do grupo extensor do antebraço durante extensão do punho.....	18
Figura 10 – Sinal espectro de densidade de potência do sinal.....	19
Figura 11 – Principais músculos superficiais do antebraço.....	20
Figura 12 – Configuração do modelo construtivo da prótese de mão mioelétrica.....	21
Figura 13 – Representação de um amplificador diferencial captando o sinal mioelétrico.....	25
Figura 14 – Eletrodo diferencial de superfície.....	25
Figura 15 – Posicionamento de eletrodos de superfície no músculo.....	27
Figura 16 – Estágio de acoplamento de eletrodos de superfície.....	29
Figura 17 – Circuito simplificado que descreve as mais importantes propriedades.....	29
Figura 18 – Formas de onda do EMG.....	31
Figura 19 – Esquemas dos sistemas de processamento de EMG e os resultados simultâneos do processamento através destes sistemas.....	33
Figura 20 – Diagrama de blocos do circuito de controle da prótese.....	39
Figura 21 – Amostra do sinal de EMG retificado.....	39
Figura 22 – Amostra do sinal de EMG envelopado.....	40
Figura 23 – Formato do eletrodo diferencial de superfície.....	41
Figura 24 – Exemplo de uso da técnica Duplo Diferencial (DD) para eliminar	

a presença de <i>Cross Talk</i> na captação do sinal no músculo flexor do carpo ulnar.....	42
Figura 25 – Efeito de filtro passa faixa.....	43
Figura 26 – Arranjo interno dos amplificadores do INA118.....	44
Figura 27 – Circuito do filtro passa alta.....	46
Figura 28 – Formas de onda do filtro passa alta.....	47
Figura 29 – Diagrama de Bode do filtro passa alta.....	47
Figura 30 – Circuito do filtro notch.....	48
Figura 31 – Formas de onda do filtro notch.....	48
Figura 32 – Diagrama de Bode do filtro notch	49
Figura 33 – Circuito do filtro do filtro passa baixa.....	50
Figura 34 – Formas de onda do filtro passa baixa.....	50
Figura 35 – Diagrama de Bode do filtro passa baixa.....	51
Figura 36 – Polarização do retificador de precisão de meia onda para E+.....	52
Figura 37 – Polarização do retificador de precisão de meia onda para E-.....	52
Figura 38 – Resposta linear do sinal de saída V_o	53
Figura 39 – Circuito do retificador.....	54
Figura 40 – Formas de onda do retificador.....	54
Figura 41 – Circuito do detector linear de envelope.....	55
Figura 42 – Formas de onda do detector linear de envelope.....	56
Figura 43 – Diagrama de Bode do detector linear de envelope.....	56
Figura 44 – Arquitetura interna TIL111.....	56
Figura 45 – Arquitetura ATtyni 26.....	57
Figura 46 – Fluxograma da lógica de controle.....	58
Figura 47 – Arquitetura interna L298.....	59
Figura 48 – Controle bi-direcional de motores DC.....	59
Figura 49 – Protótipo da prótese de mão.....	60
Figura 50 – Visualização 3D da prótese de mão.....	61
Figura 51 – Projeto das partes da prótese de mão.....	62
Figura 52 – Vista explodida da prótese de mão.....	63
Figura 53 – Prótese de mão completa.....	66
Figura 54 – Seqüência de atividades para criança em atividade funcional.....	68

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Equação da integral.....	35
Equação 2 – Equação da integral no tempo.....	35
Equação 3 – Equação de RMS.....	36
Equação 4 – Equação de ganho do amplificador de instrumentação.....	44
Equação 5 – Equação da frequência de corte do filtro passa alta.....	45
Equação 6 – Equação da frequência de corte do filtro notch.....	47
Equação 7 – Equação da frequência de corte do filtro passa baixa.....	49
Equação 8 – Equação do ganho do amplificador.....	51
Equação 9 – Equação da frequência de corte do detector de envelope.....	55

LISTA DE ABREVIACOES

EMG	Eletromiografia
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CMRR	<i>Common Mode Rejection Rate</i>
DD	Diferencial Duplo
DS	Diferencial Simples
FF	<i>Fast Fatigable</i>
FR	<i>Fast Resistent</i>
MCV	Máxima Contração Voluntária
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i>
MUAPT	<i>Motor Unit Action Potential Train</i>
PTH	<i>Pin To Hole</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
S	<i>Slow</i>
SE	Sinal Eletromiográfico
SE-I	Sinal Eletromiográfico Invasivo
SE-S	Sinal Eletromiográfico de Superfície
SMD	<i>Surface Montage Device</i>
TTL	<i>Transistor Transistor Logic</i>

1- INTRODUÇÃO

Neste texto o autor apresenta a sua dissertação de mestrado, desenvolvida no Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília. O objetivo da tese foi desenvolver algumas contribuições relativas às atividades de aquisição, interpretação e processamento de sinais eletromiográficos de superfície, para utilização no acionamento de próteses motoras ativas como também o de apresentar o desenvolvimento e avaliação de uma prótese biomecânica ativa para mão humana, controlada por sinal eletromiográfico de superfície. A prótese é representada por uma pinça tri-digital, apresentando um grau de liberdade, expresso pelo movimento de extensão e de flexão dos dedos, a ser utilizada por um paciente amputado, em suas atividades cotidianas.

Os estudos em reabilitação têm como principal objetivo restaurar as funções motoras perdidas e auxiliar o tratamento das desabilidades motoras. O controle eletromiográfico não é novo, a primeira prótese eletromiograficamente controlada foi demonstrada em uma feira chamada Exportmesse, em Hannover, em 1948, por REINHOLD REITER. Esse, no entanto, não foi levado em frente, talvez pela situação desfavorável em que se encontrava a Europa, no pós-guerra. Em 1960, outro modelo de prótese eletromiograficamente controlada foi apresentado na primeira conferência da Federação Internacional de Controle e Automação, em Moscou. Ao contrário do sistema desenvolvido por REITER, o desenvolvimento de KOBRIŃSKI *et al.* (1960, 1961) atraiu muita atenção, sendo esse, até pouco tempo, citado como a primeira prática do sistema de controle eletromiográfico.

Na década seguinte, consideráveis esforços de pesquisa foram dedicados ao estudo do controle eletromiográfico ao redor do mundo, desenvolvido nos Estados Unidos por RESWIK (1970), LONG (1969), CHILDRESS (1969), ANTONELLI (1967), na Inglaterra por BOTONLEY (1965), na Dinamarca e Suécia por HERBERTS (1969), no Japão por KATO, OKAZAKI e NAKAMURA (1967) e no Canadá por SCOTT (1968). Porém, somente a partir de 1970, próteses eletromiográficas fabricadas em Duderstadt (Myo-Bock) na Alemanha e em Viena (Myo Mot) na Áustria, começaram a ser disponibilizadas comercialmente (fora da U.R.S.S), ambas semelhantes ao modelo de KOBRIŃSKI, com significantes refinamentos no desenho. Em 1970, um sistema de controle desenvolvido por pesquisadores do Instituto de Reabilitação de Montreal (Myoelectric Proportional Control Unit), derivado do sistema de KOBRIŃSKI, foi disponibilizado para fabricação em Montreal. Um sistema (*Three-state*

Myoelectric System / 1980) desenvolvido pela Universidade de *New Brunswick* no Canadá, foi apresentado. Também um sistema de controle desenvolvido pela *Northwestern University* (*Fidelity VA-NU American Myoelectric Hand System*), em Chicago, tornou-se disponível para fabricação nos Estados Unidos. Mais recentemente, sistemas baseados no desenho da Universidade de *New Brunswick* têm sido fabricados pela *Variety Village Electrolimb Production Centre*, em Toronto.

É notório que nos últimos anos, devido à evolução tecnológica da eletrônica, esses sistemas vêm se desenvolvendo cada vez mais. Com o sucesso da mecatrônica na área de reabilitação, novos conhecimentos puderam ser aplicados no auxílio a pessoas com deficiências físicas para melhor integrá-las à vida social e ao trabalho. Apesar de, nestes últimos tempos, algumas empresas no mundo produzirem esses dispositivos, o alto custo desses equipamentos impede que seu uso seja popularizado, deixando de oferecer uma solução eficaz na reabilitação de pessoas amputadas.

No Brasil não é conhecido um fabricante nacional que ofereça esse dispositivo no mercado interno. Em geral, há representantes que disponibilizam produtos importados, com limitação no fornecimento de peças e manutenção, além do alto custo.

Alguns estudos estão sendo desenvolvidos no Brasil. Em um deles, denominado “Mão de São Carlos”, é pretendida a aplicação de sensores em uma prótese de mão (Cunha F. L., 2002) incluindo meios de realimentação tátil das sensações de temperatura e pressão. Estudos estão sendo feitos para a adaptação dessa prótese para controle eletromiográfico (Ortolan R. L., 2002).

O trabalho de pesquisa ora apresentado é pertinente, à medida que poucos trabalhos reportaram o desenvolvimento de toda a estrutura de uma prótese, englobando a parte eletrônica e mecânica do projeto. Uma das preocupações desse desenvolvimento, foi também apresentar algo que fosse realmente viável do ponto de vista econômico, que pudesse ser fabricado com componentes disponíveis no mercado nacional a um custo acessível.

Quanto à utilidade do estudo desenvolvido, essa dissertação tem a sua contribuição a dar, levando-se em conta a quantidade de pessoas que são excluídas socialmente por portar esse tipo de deficiência física e que poderiam ser beneficiadas.

No mundo atualmente existem milhões de pessoas com amputação de mão, alguns, sequelados de conflitos armados, vítimas de acidentes automobilísticos ou de origem

congênita, de causa desconhecida. No Brasil, 80% dos casos apresentados são de origem traumática, vítimas de acidentes no trânsito ou do trabalho, o restante 20% são de origem congênita.

Para permitir a realização dos experimentos propostos neste trabalho, foi desenvolvida instrumentação específica, incluindo os eletrodos de captação, os circuitos de condicionamento de sinal e aparatos mecânicos da prótese.

As atividades citadas anteriormente são apresentadas mais detalhadamente nos capítulos a seguir. O capítulo 2 traz uma introdução sobre sinais eletromiográficos, incluindo o histórico da eletromiografia, aquisição e processamento de sinais eletromiográficos e aplicações em próteses. No capítulo 3 é apresentado o desenvolvimento da prótese, abordando aspectos construtivos do projeto eletrônico e mecânico. No capítulo 4 são apresentados os resultados dos testes funcionais realizados em pacientes amputados. No capítulo 5 são apresentadas as conclusões da presente proposta. Em seguida são apresentadas as referências bibliográficas e um anexo com o circuito eletrônico do projeto e os artigos científicos publicados no período do mestrado.

2- FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1- A FISIOLOGIA E APLICAÇÕES DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

2.1.1 - O Sinal Eletromiográfico

O Sinal Eletromiográfico (SE) é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular levando-a à contração. A primeira dedução que um músculo gera potenciais elétricos foi documentada pelo italiano Francesco Redi, em 1666. Ele suspeitou que o choque de uma enguia elétrica fosse de origem muscular (Biederman, 1888). As primeiras investigações a respeito da relação entre a eletricidade e a contração muscular foram realizadas por Luigi Galvani, em 1791, que despolarizava pernas de sapos com o toque de varas metálicas, causando contração muscular. Em homenagem a esse experimento, essa data é considerada o aniversário da neurofisiologia, e Galvani é considerado o “pai” dessa área. Alessandro Volta provou que a corrente elétrica advinda de eletrodos, em contato com o fluído dos tecidos musculares, gera um estímulo que leva à contração muscular.

Em 1838, Carlos Mateucci, utilizando músculos de sapo com nervos intactos, mostrou que havia contração do músculo com a estimulação por meio de um toque no nervo e utilizando os primeiros galvanômetros (1820), demonstrou a existência da atividade elétrica durante a contração muscular.

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

Com a invenção do tubo de raios catódicos em 1847, por Braun, tornou-se possível estudar a morfologia do SE. Hebert S. Gasser e Joseph Erlanger foram os primeiros a estudar as características do SE, obtido com osciloscópio (Gasser & Erlanger, 1925) o que lhes rendeu o prêmio Nobel em 1944.

A partir de então, a eletromiografia (EMG), que é considerada o estudo das funções musculares através da captação do sinal eletromiográfico (SE), começou a utilizar dispositivos para detecção, amplificação e apresentação do SE em forma gráfica. Denny Brown e Pennybacker, (1839), no Reino Unido, utilizaram pela primeira vez um eletromiógrafo para uso clínico.

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

No fim dos anos 60, iniciou-se o uso de computadores para processamento do SE e, desde então, pôde-se obter informações mais consistentes sobre esse SE. Atualmente, além das análises clínicas, o SE pode ser utilizado para outros fins, como, por exemplo, no controle de equipamentos utilizados em engenharia de reabilitação.

A seguir, será apresentado o processo de contração muscular, incluindo a fisiologia das partes envolvidas e a geração dos potenciais de ação musculares, que, somados, representam o SE. Serão mencionadas também as formas de captação e características desse sinal, e as aplicações em que se pretende utilizar o SE como sinal de controle.

2.1.2 - O Processo de contração muscular

O processo de contração muscular envolve o potencial de ação conduzido pelo neurônio motor, a transmissão sináptica, os potenciais de ação musculares que somados representam o sinal eletromiográfico e contração das fibras musculares. A célula nervosa ou neurônio, como outras células biológicas, é delimitada por uma membrana celular semipermeável, responsável pela capacidade dessa célula de transmitir informações.

No neurônio podem ser identificadas três porções com funções distintas: o corpo celular ou soma, os dendritos e o axônio. O corpo celular é a porção que contém citoplasma, núcleo e organelas. Em um neurônio motor, que comanda diretamente a contração das fibras musculares, o soma está entre os dendritos e o axônio. Já em certos neurônios sensores localiza-se discretamente à margem do axônio (Figura 1).

Os dendritos são processos celulares, tipicamente curtos e altamente ramificados, de maneira a oferecer amplas áreas de contato para a recepção de informação. Essas estruturas são especializadas em receber informações e enviar estímulos para o corpo celular.

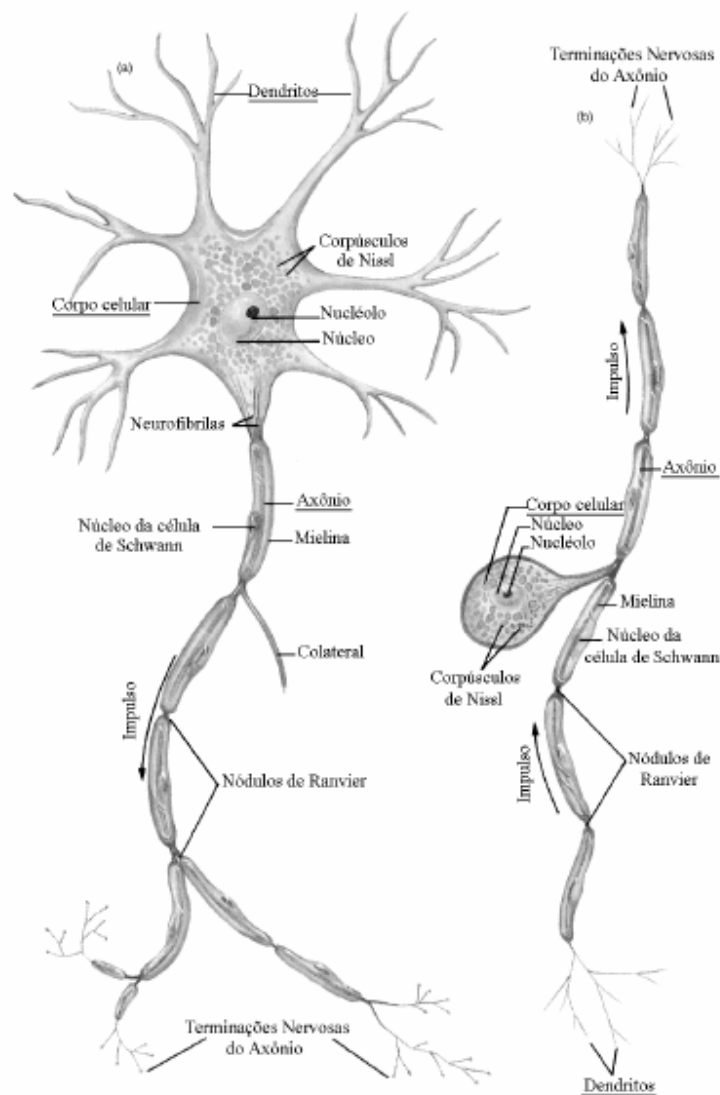


Figura 1 – Neurônios (a) Motor e (b) Sensorial. (Beltramini 1999)

Os impulsos nervosos são conduzidos do corpo celular para outros neurônios ou glândulas através do axônio. Em sua extremidade, o axônio ramifica-se, formando os seus terminais, que contêm estruturas minúsculas chamadas de botões sinápticos.

Quando essas estruturas recebem um impulso nervoso, liberam neurotransmissores, que são substâncias químicas que transmitem sinais de um neurônio para outro (Guyton, 1989).

A função básica do axônio é transmitir informações na forma de pulsos regenerativos, isto é sem atenuação, para várias partes do sistema nervoso e do organismo. Os axônios podem ter

até um metro de comprimento e, em várias ocasiões, juntam-se em troncos nervosos ou nervos, nos quais podem ser reunidos até dezenas e milhares de axônios. No sistema nervoso periférico, axônios aferentes conduzem informações sensoriais para dentro do sistema nervoso e axônios eferentes enviam os comandos do sistema nervoso central aos efetores do organismo.

Os axônios da maioria dos neurônios dos vertebrados estão envolvidos por capas isolantes de mielina, substância branca, rica em lipídios, produzida pelas células de Schwann. Entre as células de Schwann existem estreitamentos, nódulos de Ranvier, pontos nos quais os axônios não estão isolados. (Kovaks, 1997).

Os potenciais de ação neurais são reações eletroquímicas responsáveis pela condução dos sinais nervosos nos neurônios. Hodgkin e Huxley, em 1952, determinaram o mecanismo básico de produção e reprodução regenerativa do potencial de ação ao descrever quantitativamente as propriedades físicas e eletroquímicas da membrana axonal, utilizando o axônio gigante do molusco *Loligo* (Hodgkin & Huxley, 1952).

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

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

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

Repolarização: Após total despolarização dessa área da célula, a membrana torna-se novamente impermeável ao Sódio (Na^+), embora continue permeável ao Potássio (K^+). Em virtude da alta concentração de íons positivos no interior da célula nervosa, grandes quantidades de íon potássio (K^+) voltam a se difundir para o meio externo, tornando essa região no interior da célula nervosa novamente negativa. Nessa situação o neurônio torna-se novamente apto a transmitir um novo impulso nervoso. Na Figura 2 está representada a variação da tensão de uma membrana nervosa durante o potencial de ação, indicando suas três fases.

Caso o estímulo inicial não ultrapasse certo limiar, não existe resposta ou existe apenas um potencial de ação local. Ultrapassado esse limiar, a membrana nervosa responde com um potencial de ação, que se propaga para as regiões próximas provocando ali outro potencial de ação e, assim sucessivamente, causando a propagação de uma onda não atenuada com uma velocidade de algumas dezenas de cm/s até 150 m/s, dependendo das características do axônio. Após a ocorrência do potencial de ação, durante alguns milissegundos, a membrana fica incapaz de gerar outro potencial de ação, independente da intensidade da despolarização imposta. Esse intervalo de tempo é chamado de período refratário.

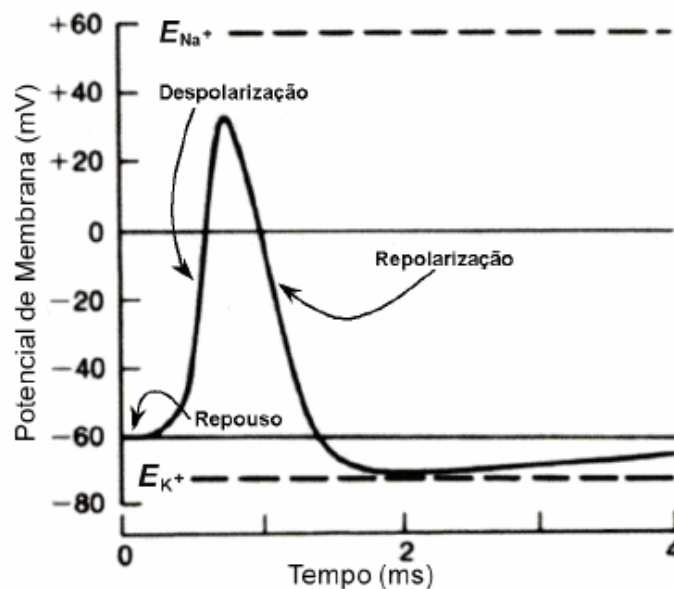


Figura 2 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação. (Modificado - KOVÁKS, 1995)

A transmissão do impulso nervoso, conforme descrita até então, está relacionada com neurônios que não possuem bainha de mielina. Nos neurônios mielinizados o potencial de ação ocorre apenas nos nódulos de Ranvier, pontos em que a membrana plasmática faz contato direto com o fluido intersticial. Neste caso ocorre a chamada condução saltatória, que se caracteriza em um tipo de condução mais rápida e com menos gasto de energia.

A junção neuro muscular, ou placa motora, é a região onde as fibras musculares são inervadas pelas terminações nervosas do axônio. O terminal do axônio contém um grande número de vesículas sinápticas e mitocôndrias. As vesículas sinápticas armazenam a acetilcolina, neurotransmissor responsável pela excitação da membrana muscular. As mitocôndrias fornecem energia para síntese da acetilcolina no terminal do axônio. A invaginação na membrana muscular por uma terminação nervosa do axônio é chamada de goteira sináptica (Figura 3).

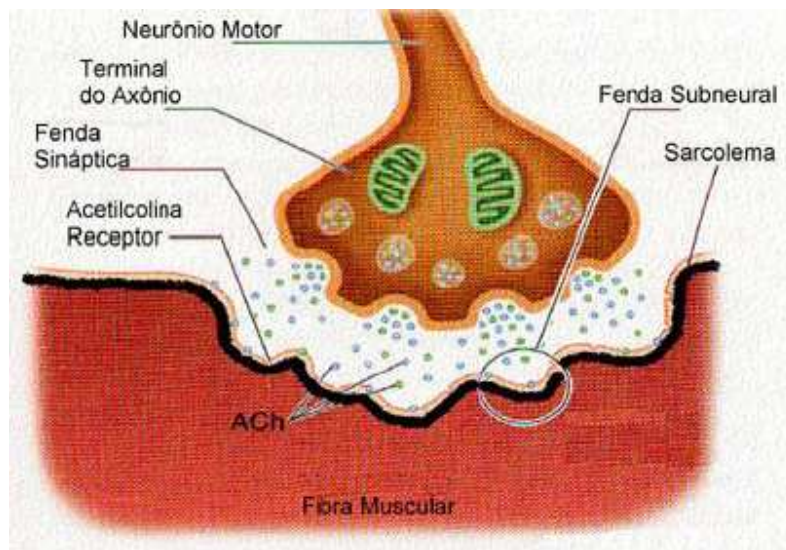


Figura 3 – Esquema de uma terminação neural invaginada em uma fibra muscular. (Modificado - BELTRAMINI, 1999)

As membranas da célula nervosa e da célula muscular são separadas por uma fenda sináptica com cerca de 20 a 30 nm. No fundo da goteira sináptica, na membrana muscular, existem dobras menores, chamadas pregas subneurais, que aumentam a área de superfície sobre a qual vai atuar o transmissor sináptico (Guyton, 1988).

Quando um potencial de ação chega ao terminal do axônio, ocorre a liberação de acetilcolina na fenda sináptica e com isso os receptores de acetilcolina, nas pregas subneurais, tornam a membrana muscular mais permeável aos íons de Sódio (Na^+). O influxo abrupto desses íons no músculo gera um potencial de ação muscular, que se propaga na membrana da fibra muscular da mesma forma como nas membranas neurais, porém nas duas direções do músculo. O potencial de ação despolariza a membrana da fibra muscular e também penetra profundamente no interior dessa. Depois de aproximadamente 0,2 ms que a acetilcolina é liberada pelas vesículas sinápticas, é transformada em ácido acético e colina, pela enzima acetilcolinesterase presente na fenda sináptica. Essa reação ocorre para que a membrana muscular, localizada na fenda sináptica, diminua a permeabilidade ao potássio de maneira que a placa motora fique preparada para um novo estímulo (Guyton, 1988).

2.1.3 - Fisiologia do músculo esquelético

O músculo esquelético é composto por vários fascículos musculares, e esses são formados por células chamadas fibras musculares (Figura 4). As fibras musculares esqueléticas têm forma de um cilindro com diâmetros variando entre 10 e 80 μm . Cada fibra é constituída por centenas de miofibrilas, núcleos celulares e pelo Retículo Sarcoplasmático, envoltos em uma membrana plasmática chamada de Sarcolema (Beltramini, 1999).

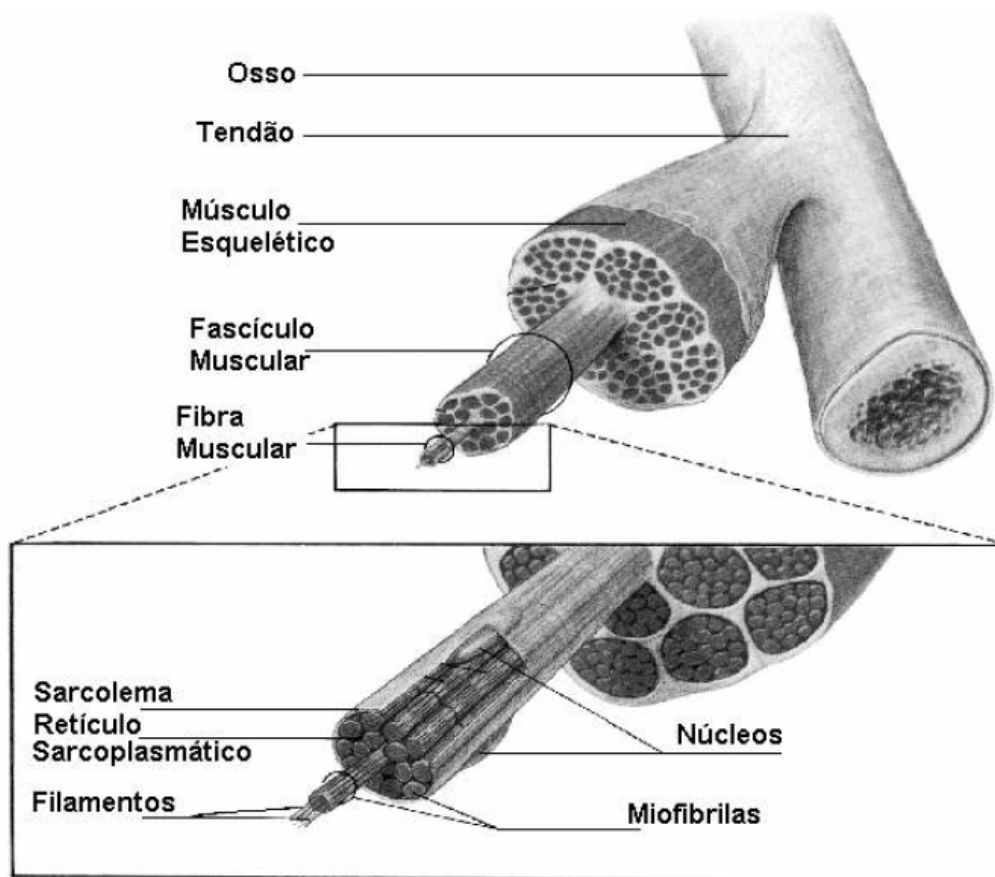


Figura 4 – Estrutura do músculo esquelético. (BELTRAMINI, 1999)

O Retículo Sarcoplasmático armazena grande concentração de íons de Cálcio (Ca^{++}) e tem como função liberar esses íons durante o processo de contração muscular. As miofibrilas são compostas por miofilamento, que são constituídos pelas proteínas miosina (filamentos grossos) e actina (filamentos mais finos) (Figura 5). Os filamentos de actina e miosina são arranjados ao longo da fibra muscular e sobrepõe-se, conforme indicado na Figura 5(c). A disposição desses filamentos na fibra faz com que o músculo esquelético apresente estrias. Por esse motivo esse músculo também é chamado de estriado. Quando o potencial de ação muscular percorre uma fibra, ocorrem alterações na permeabilidade da membrana do retículo sarcoplasmático e grande quantidade de cálcio difunde-se para o citoplasma. No citoplasma, o cálcio forma um complexo com as proteínas miosina e actina, levando-as a deslizar uma em direção à outra, constituindo o processo contrátil das miofibrilas, caracterizando a contração

muscular. Uma vez cessado o estímulo, restabelece-se o sistema de transporte ativo do retículo, cessando assim a contração.

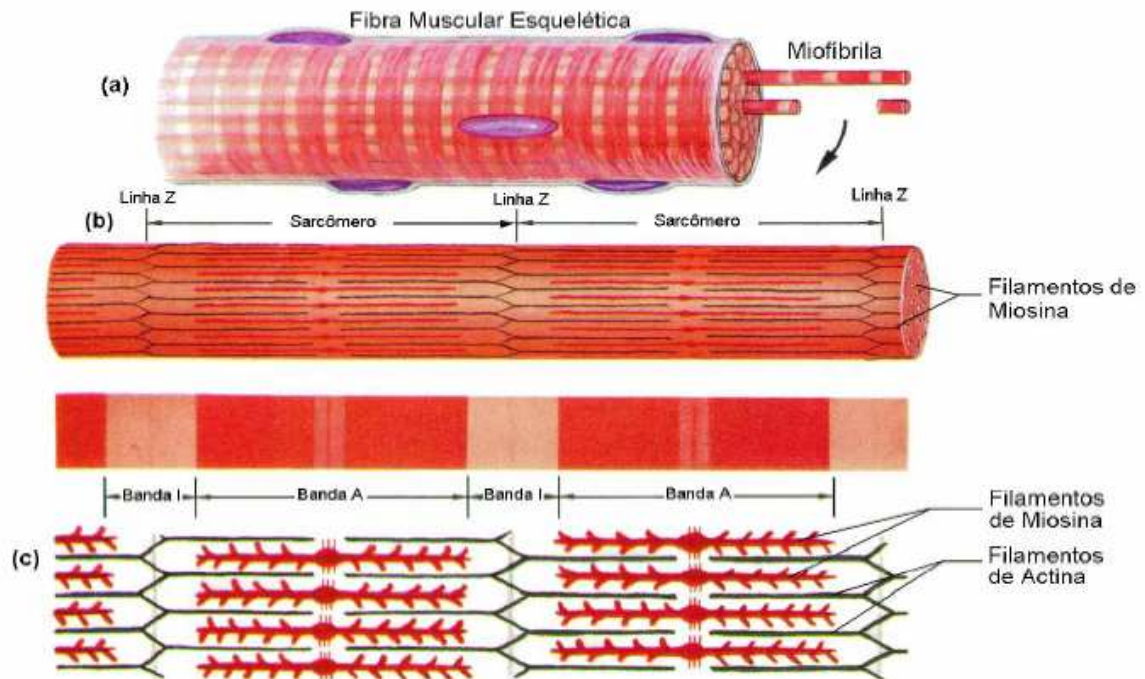


Figura 5 – Constituição das Fibras Musculares Esqueléticas. (BELTRAMINI, 1999)

- (a) Fibras muscular
- (b) Miofibrila
- (c) Filamentos de actina e miosina

A unidade motora é o termo utilizado para descrever a menor unidade muscular controlável. Uma unidade motora é constituída por um neurônio motor, suas junções neuromusculares e as fibras musculares inervadas por esse neurônio (Figura 6).

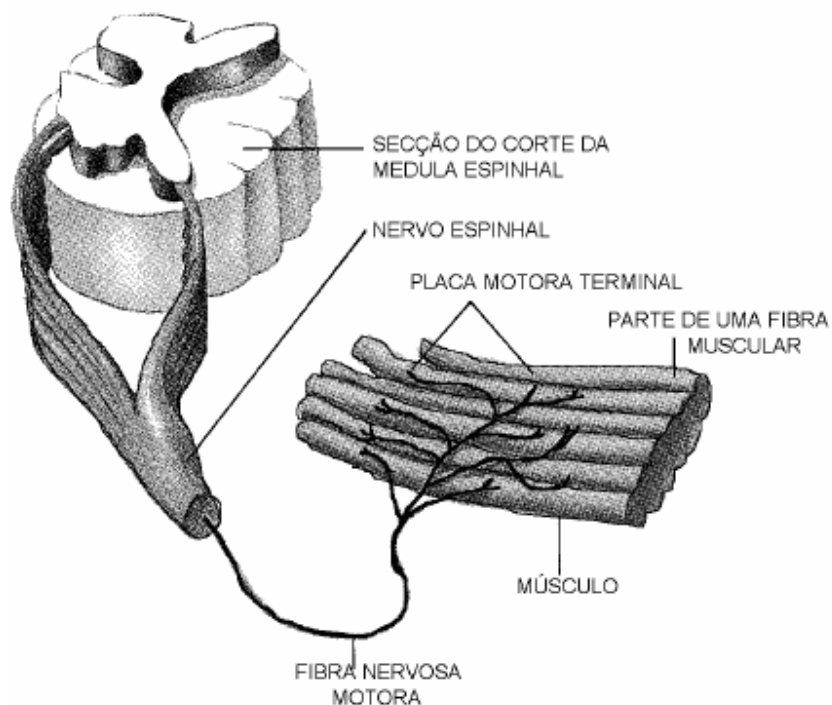


Figura 6 – Unidade Motora. (BELTRAMINI, 1999)

Uma fibra nervosa pode enervar desde uma até centenas de fibras musculares. Esse número é chamado de taxa de inervação. A fibra muscular não é capaz de graduar sua contração, então as variações na força de contração do músculo são devidas às variações no número de fibras musculares mobilizadas (Beltramini, 1999). Por exemplo, em músculos extra-oculares de humanos, que não requerem altas forças, mas um posicionamento exato, a taxa de inervação é de 10; nos músculos da mão é de cerca de 100 e nos músculos muito grandes, como o gastrocnêmio (músculo da perna), que requerem maiores níveis de força, a taxa de inervação é de 2000. No entanto uma menor taxa de inervação indica uma maior capacidade de gradação fina da força total do músculo (Ghez, 1991).

A taxa de inervação representa a força que um determinado músculo pode executar. No entanto, o controle de força é relacionado ao número de unidades motoras recrutadas, em uma dada contração. Inicialmente, são utilizadas poucas unidades motoras e, na medida em que o músculo é mais solicitado, mais unidades motoras são usadas.

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

freqüência, os estímulos irão se sobrepor, resultando numa contração suave e gradual do músculo. Esse fenômeno é conhecido como tetanização. As freqüências de estimulação, para que a tetanização ocorra, vão de 20 Hz para as fibras musculares lentas a 100 Hz para as fibras rápidas. Portanto, o controle da força muscular é realizado por meio de um somatório temporal e espacial dos potenciais de ação das unidades motoras. O somatório temporal está relacionado com a freqüência de estimulação das unidades motoras e o somatório espacial com o número de unidades motoras recrutadas. As unidades motoras são classificadas fisiologicamente de acordo com o tempo que as fibras musculares levam para atingir o pico de força durante uma contração e o grau de fadiga delas. As unidades motoras se dividem em FF (*Fast Fatigable*), S (*Slow*) e FR (*Fast Resistent*). As unidades FF têm fibras que se contraem e relaxam rapidamente, mas fadigam rapidamente quando estimuladas repetitivamente. Essas unidades geram a maior força durante a tensão ou contração tetânica. As unidades S apresentam fibras com tempo de contração muito mais longo e altamente resistente à fadiga que, no entanto, só podem gerar de 1 a 10% da força das unidades FF. As unidades FR têm os dois tipos de fibras musculares, tendo, assim, propriedades intermediárias (Ghez, 1991).

As unidades S, que são as mais numerosas e requerem um maior suporte metabólico, são localizadas mais profundamente no músculo. As fibras musculares dessas unidades motoras são chamadas de fibras tipo I ou fibras vermelhas, graças ao maior suprimento de sangue. As fibras musculares rápidas, das unidades FF, são chamadas de tipo II ou fibras brancas, por utilizar a glicólise para sua demanda de energia. Por esse motivo, as unidades FF estão sempre mais próximas da superfície dos músculos, onde a vascularização é menor.

As propriedades das fibras nervosas também estão intimamente ligadas ao tipo de unidade motora. O diâmetro, e conseqüentemente a velocidade de condução do axônio, é maior nas unidades FF do que nas unidades S, em que os neurônios somente disparam em freqüências baixas, pois cada potencial de ação é seguido por um longo período de hiperpolarização pós-potencial (período refratário), o que previne a ocorrência de outro impulso imediatamente. (Ghez, 1991).

A Tabela 1 apresenta características funcionais das unidades motoras.

Tabela 1 – Classificação e características das unidades motoras em músculos esqueléticos.

(Modificado - ROBSON, 1989)

Tipo de Unidade Motora	FF	FR	S
Tipo de Fibra Muscular	II b	II a	I
Velocidade de Contração	rápida	rápida	lenta
Tempo de Tensão da Contração	pequeno	pequeno	grande
Resistência à Fadiga	baixa	alta	muito alta
Tensão Tetânica	alta	intermediária	baixa
Taxa de Enervação	grande	intermediária	pequena
Frequência do Uso	baixa	intermediária	alta
Ordem de Recrutamento (em movimentos lentos)	última	intermediária	primeira
Tamanho do Corpo Celular da Unidade	grande	intermediário	pequeno

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

O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação nas n fibras de uma unidade motora é chamado potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAP (*Motor Unit Action Potential*). Na Figura 7 é apresentada uma representação esquemática da geração do MUAP, o qual é indicado por $h(t)$.

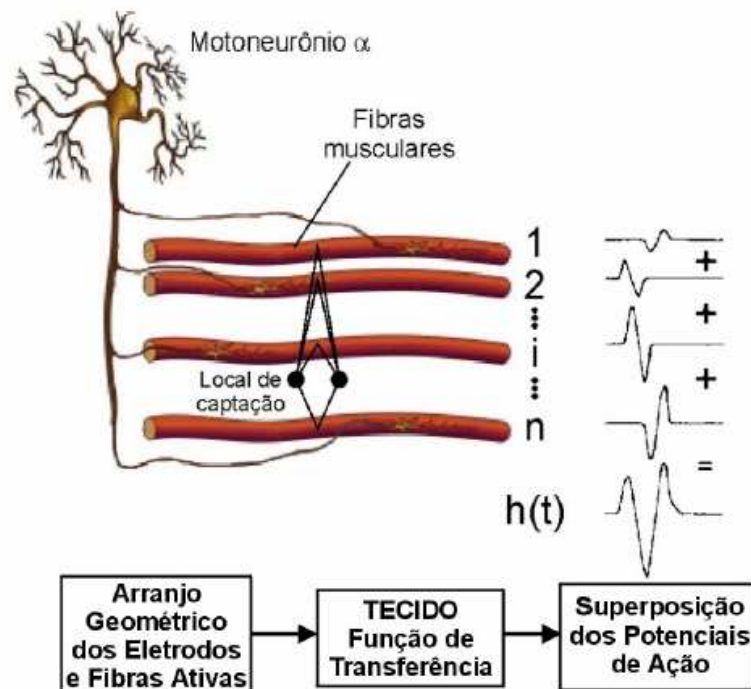


Figura 7 – Esquema da geração de um MUAP. (Modificado - BASMAJIAN & DeLUCA, 1985)

A duração de um MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms, com amplitudes na faixa de $100\mu\text{V}$ a 2mV e banda de frequência de 5Hz a 10kHz. O MUAP é usado clinicamente para detecção de miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens musculares (Almeida, 1997).

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

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

2.1.4 - Formas de Captação e Características do SE-S

Os MUAPs, ao percorrerem as fibras musculares, geram um campo eletromagnético nas redondezas das fibras. Um eletrodo, localizado dentro desse campo, é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular, que é chamado de Sinal Eletromiográfico (SE).

O sinal eletromiográfico de cada músculo é composto pela soma dos vários potenciais de ação musculares, resultando nos diversos MUAPs de cada unidade motora, que apresentam características diferentes entre si (Figura 8).

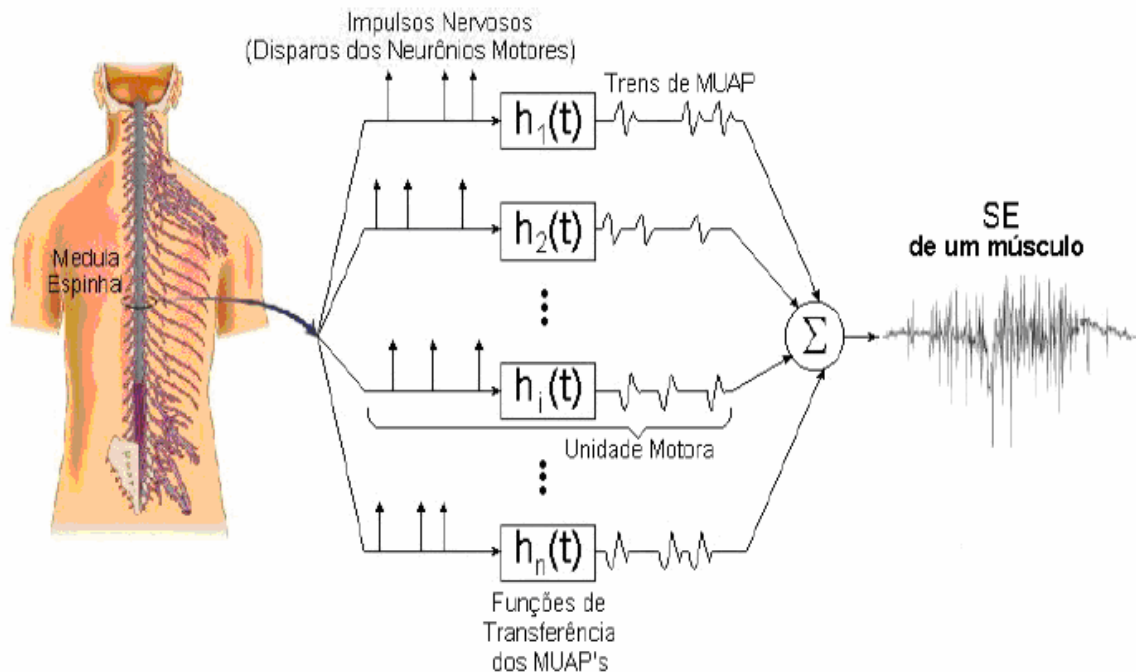


Figura 8 – Representação esquemática da geração do Sinal Eletromiográfico de um músculo, a partir da somatória dos trens de MUAPs das n unidades motoras desse músculo (Modificado - BASMAJIAN & DeLUCA, 1985)

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

Em virtude da diferença entre os MUAPs, da irregularidade da taxa de disparo dos neurônios motores e também pelo fato de que uma contração pode ter mais de um músculo envolvido, o sinal eletromiográfico foi descrito como um sinal estocástico (Kreifeldt & Yao, 1974; DeLuca, 1979).

O SE-S obtido com eletrodos de superfície é afetado pelas propriedades de filtro das camadas epiteliais e da interface eletrodo-pele, de forma que apresenta componentes frequenciais desde DC até cerca de 500 Hz, manifestando maior concentração de sinal dentro da faixa de 50 a 150 Hz (Delsys INC., 1996). As amplitudes máximas desse sinal variam entre $50\mu\text{V}$ e 5mV . Esses valores variam de acordo com o tipo de músculo analisado, o nível de contração muscular e também o tipo e localização dos eletrodos utilizados.

Na Figura 9 é apresentado um exemplo de SM-S do grupo extensor do punho (localizado na parte posterior do antebraço), captado durante a extensão do punho, com eletrodos ativos de superfície. Na Figura 10 é ilustrada a densidade do espectro de potência do sinal apresentado na Figura 9.

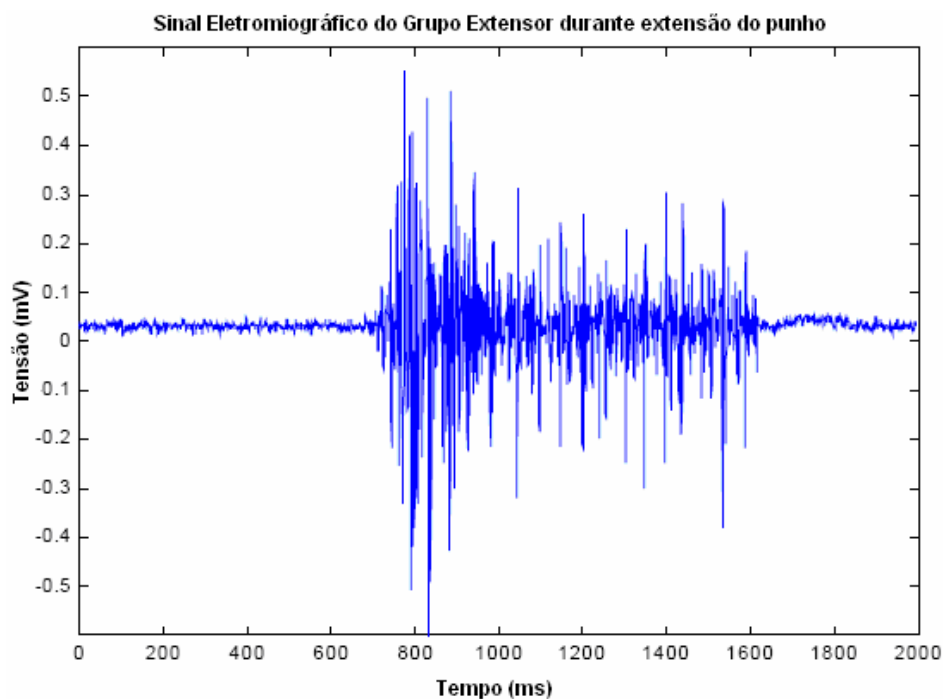


Figura 9 – Sinal Eletromiográfico do grupo extensor do antebraço durante extensão do punho.

(Modificado - BASMAJIAN & DeLUCA, 1985)

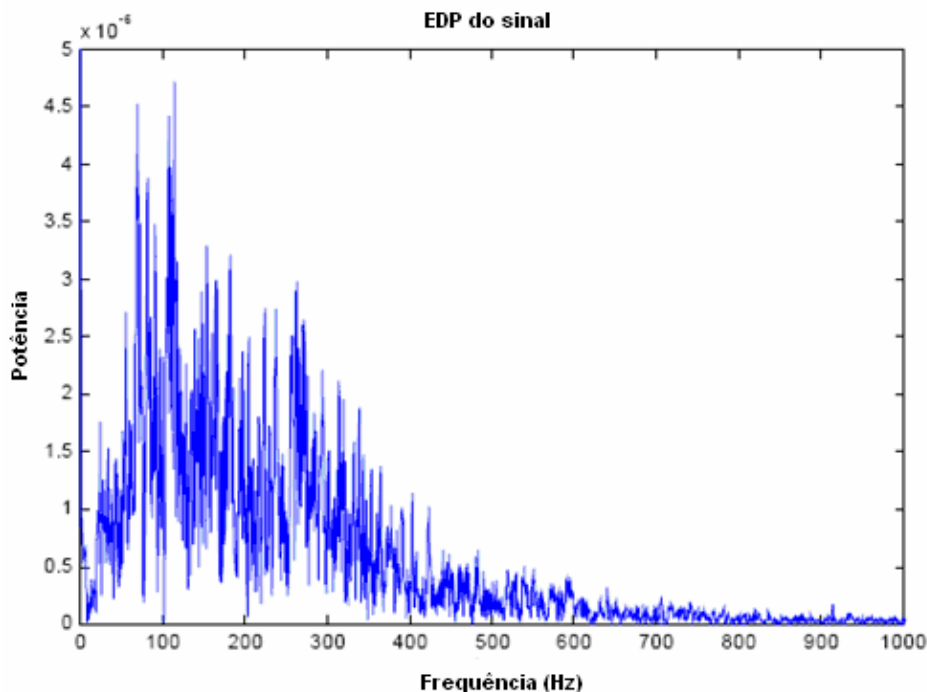


Figura 10 – Sinal Espectro de densidade de potência do sinal da Figura 9.
(Modificado - BASMAJIAN & DeLUCA, 1985)

2.1.5 - Algumas aplicações do Sinal Eletromiográfico

O estudo e a captação do SE são definidos como EMG (eletromiografia). O EMG teve início com finalidade estritamente clínica, e se desenvolveu fortemente como ferramenta diagnóstica durante a segunda guerra mundial. Hoje em dia o SE tem sido usado por profissionais nas áreas de Anatomia, Reabilitação, Fisioterapia, Esportes, Educação Física, Medicina, Odontologia e Fonoaudiologia, entre outros (Clarys & Lewillie, 1992).

Entre as aplicações clínicas, a análise do SE permite avaliar as lesões da unidade motora para diferentes patologias miogênicas e neurogênicas, possibilitando estudar efeitos da fadiga, paralisia muscular, lesões supra-nucleares, reflexos, condução nervosa, etc.

O SE pode ainda ser utilizado em vários estudos da função muscular normal, relacionando ergonomia às atividades musculares. Também pode ser utilizado na detecção de esforço muscular durante atividades físicas, além de estudos e acompanhamento do desenvolvimento muscular em fisioterapias.

O SE pode se captado de duas maneiras, de forma invasiva, através de eletrodos de agulha ou de forma superficial, através de eletrodos de superfície, que captam a difusão do sinal muscular sobre pele. O SE-I é utilizado para detecções de disfunções neuromusculares, pois permite detectar miopatias, lesões neurogênicas e outras desordens neuromusculares.

O SE-S pode ser utilizado em aplicações para avaliação de tremores patológicos e análise da fadiga neuromuscular (Almeida, 1997). Além de estudos de movimento e fisiologia muscular, o SE-S também pode ser utilizado para acionamento de próteses, em sistemas de estimulação elétrica neuro muscular e outros processos de reabilitação.

2.1.6 - O uso do SE-S em próteses de mão

Pelo fato de vários músculos que executam os movimentos da mão estarem localizados no antebraço, o uso de SE-S desses músculos preservados é uma boa opção de controle de uma prótese de mão. É interessante salientar que, com o uso dos sinais desses músculos, o comando de um movimento da prótese pode ser realizado por meio dos mesmos músculos que realizariam um movimento similar na mão natural, de forma que o indivíduo pode se acostumar mais facilmente com o uso da prótese. Os principais músculos superficiais localizados no antebraço, que podem ser utilizados para a captação do SE-S, para controle da prótese, são apresentados a seguir na Figura 11.

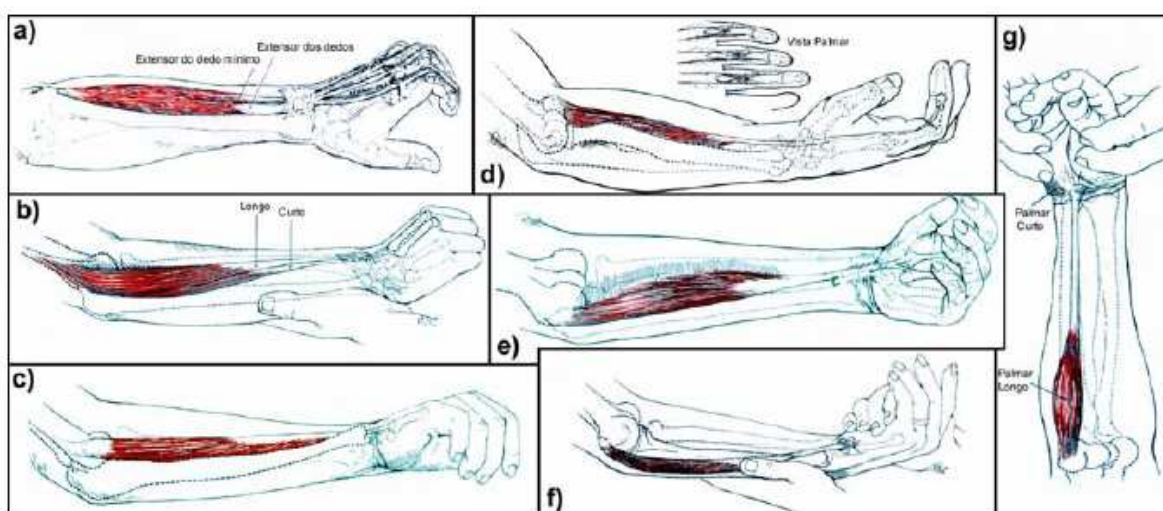


Figura 11 – Principais músculos superficiais do antebraço (Modificado - KENDALL & McCREARY, 1986).

- Grupo extensor: (a) Extensor dos dedos e extensor do mínimo
 (b) Extensores radiais longo e curto do carpo
 (c) Extensor ulnar do carpo
- Grupo flexor: (d) Flexor superficial dos dedos
 (b) Flexor radial do carpo
 (c) Flexor ulnar do carpo
 (d) Palmar longo e curto

Diversos trabalhos tratam do projeto e construção de prótese mioelétrica para membros superiores (Parker *et al.*,1977; Chappell & Kyberd,1991, Porfírio *et al.*,1992; Hudgins *et al.*, 1994; Kyberd *et al.*,1995; Cunha *et al.*,2000) (Figura 12).

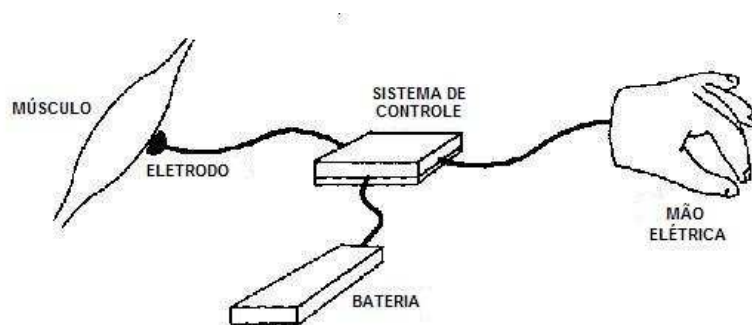


Figura 12 – Configuração do modelo construtivo da prótese de mão (Modificado – ASHOK S. MUZUMDAR, 1984).

O controle da prótese pode ser realizado de várias maneiras. Uma delas relaciona o número de contrações com o movimento, ou seja, uma contração corresponderia ao movimento 'A', duas contrações ao movimento 'B' e assim por diante. Outra forma de controle é realizada por um conjunto de eletrodos captando sinais de vários músculos, dependendo assim do músculo contraído pelo paciente tem-se como resultado um determinado movimento da prótese. Pode-se também controlar a prótese mediante o reconhecimento dos sinais eletromiográficos, relacionando esses padrões com os movimentos que a prótese deve realizar. Neste caso, pode-se otimizar o número de eletrodos.

Para que a prótese seja o mais antropomórfica possível, deve realizar um grande número de movimentos, e quanto maior for o número de movimentos, maior deve ser o número de eletrodos e mais eficiente o reconhecimento dos padrões dos sinais eletromiográficos.

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

O reconhecimento de padrões do SE-S é eficiente tanto para determinar o tipo de movimento que a prótese deve executar de acordo com as características do sinal, assim como para evitar que sinais de outros músculos que não estão relacionados com a intenção de movimento possam ativá-la. Para realizar esse reconhecimento, torna-se necessário a implementação de um sistema de reconhecimento dos padrões do SE-S referente ao início da contração muscular, que apresenta um intervalo determinístico nos 200 ms iniciais.

Posteriormente ao reconhecimento do sinal, pode ser feita uma análise de energia contida no SE-S de forma a extrair parâmetros para controlar a força de preensão executada pela prótese. Ou seja, quanto mais intensa for a contração muscular, maior será a amplitude do SE-S, e maior será a quantidade de energia presente no sinal, conseqüentemente a prótese deverá segurar o objeto com maior força. A intensidade do SE-S pode ser calculada por meio do valor RMS (*Root Mean Square*) ou da integral do sinal retificado. É interessante salientar que a integral do sinal retificado é mais fácil de ser obtida, mas o valor RMS apresenta uma melhor relação com a energia contida no sinal.

2.2 - AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DO SE

2.2.1 - Eletrodos Utilizados para Captar o SE

O SE pode ser obtido por meio de configurações monopolares e bipolares dos eletrodos. A configuração monopolar obtém diferenças de potenciais entre dois pontos, sendo um deles o ponto de referência. Na configuração bipolar são obtidos dois sinais em relação a uma referência, e posteriormente são subtraídos. Neste caso são necessário três pontos de detecção.

Para as duas configurações normalmente utilizam-se eletrodos confeccionados com prata revestidos com cloreto de prata (Ag-AgCl), pois é um metal nobre não polarizável, evitando

assim a indução de um nível CC nos eletrodos de detecção. Os eletrodos para captação do SE podem ser invasivos ou não invasivos.

2.2.2 - Eletrodos Invasivos

Os eletrodos invasivos são de fios ou agulhas. Pelo fato destes eletrodos estarem em contato com o fluído corpóreo, que possui baixa resistência, não necessitam de gel condutor. Estes eletrodos, comparados com eletrodos não invasivos, captam maiores amplitudes e espectro de potência mais amplo, com frequências de 10KHz (Olson, 1998).

Eletrodos invasivos são utilizados principalmente em análises clínicas pois são capazes de detectar até mesmo o potencial de ação de uma única unidade motora e explorar a atividade isolada de músculos profundos. Tais eletrodos embora permitam a aquisição de sinais que mostrem o comportamento da unidade motora em detalhes, possuem vários inconvenientes como a necessidade de excelente esterilização, o perigo da quebra dos fios dentro do músculo e sobretudo o desconforto do paciente (Basmajian & DeLuca, 1985).

Os eletrodos de fio normalmente são utilizados em longos períodos de aquisição de sinal e para estudos de músculos profundos. Eletrodos de agulha são indicados para análise das características dos MUAPs.

Por questões de precisão nos resultados e higiene, os eletrodos devem ser limpos com álcool 70% a fim de remover partículas de pele, sangue coagulado e tecido muscular. Também se pode utilizar ultrassom na limpeza destes eletrodos. Além da simples limpeza é necessária a esterilização dos eletrodos por meio de: água fervente, vapor, autoclave ou calor seco. É importante garantir que as temperaturas utilizadas não danifiquem a isolação dos eletrodos. Não é recomendado uso de banhos químicos, pois podem alterar as características elétricas dos eletrodos (Basmajian & DeLuca, 1985).

2.2.3 - Eletrodos Não Invasivos

A aquisição não invasiva do SE, utilizando eletrodos de superfície, é um método conveniente apesar de produzir uma informação grosseira sobre o músculo em investigação, pois capta a atividade de todo um músculo ou grupo muscular. Eletrodos de superfície são capazes de captar sinais de até 500Hz com amplitudes variando entre 50 μ V e 5mV, dependendo do músculo analisado e da configuração do eletrodo utilizado. A densidade

espectral de potência do SE é estimada para várias aplicações clínicas, como tremores patológicos e análise de fadiga muscular (Almeida, 1997).

Eletrodos de superfície podem ser ativos ou passivos. O eletrodo passivo consiste de um disco de Ag-AgCl, que deve ser posicionado acima da pele. Em geral estes eletrodos são utilizados em conjunto com um gel ou pasta condutora contendo íons de cloro, a fim de diminuir a impedância de contato entre o eletrodo e a pele. Para melhores resultados, pode-se remover a camada superficial da pele com o uso de um gel abrasivo, e normalmente é necessário realizar a raspagem dos pelos (tricotomia) na área onde o eletrodo será posicionado.

Eletrodos passivos podem ser reutilizáveis ou descartáveis, sendo que os descartáveis normalmente vêm com gel condutor e adesivo, para manter-se em contato com a pele. Eletrodos não descartáveis são fixados com cintas ou fitas adesivas. Os eletrodos não invasivos reutilizáveis também devem ser higienizados utilizando um pedaço de gaze embebido em água destilada, pois o gel, ou pasta condutora, reage com a superfície de detecção de forma a danificar os eletrodos. (Basmajian & DeLuca, 1985).

Eletrodos ativos incluem um circuito de amplificação. Normalmente estes eletrodos são bipolares, ou seja, o amplificador utilizado é o diferencial. Tais eletrodos também são chamados de eletrodos secos, pois normalmente não necessitam o uso de gel condutor, pasta abrasiva ou a retirada dos pelos (Delsys Inc., 1996).

Na Figura 13 é representado um amplificador diferencial captando o sinal eletromiográfico (m) com ruído em modo comum (n). O amplificador diferencial é utilizado para que o ruído (n), que é induzido nas duas entradas, seja subtraído e, portanto, minimizado na saída. Para que este tipo de amplificador desempenhe sua função, da melhor maneira, deve ter alta impedância de entrada e alto CMRR (*Common Mode Rejection Rate* - “Razão de Rejeição em Modo Comum”).

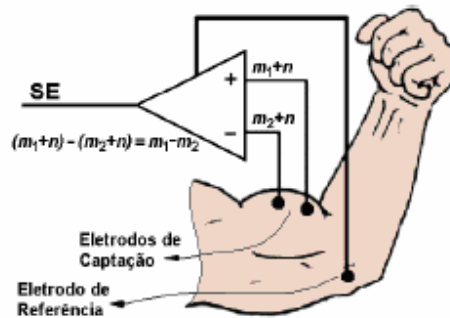


Figura 13 – Representação de um Amplificador Diferencial captando o sinal Eletromiográfico. O SE é representado por “*mi*” e o ruído por “*n*” (Modificado - DELSYS INC, 1996).

Pelo fato dos eletrodos ativos serem compostos por um amplificador diferencial com impedância de entrada muito alta, necessitam de um eletrodo de referência, que deve ter uma área de aproximadamente 4 cm² e estar localizado em uma região sem músculos para não interferir na medida (Delsys Inc., 1996). Nesta forma de detecção do sinal eletromiográfico, os eletrodos de captação podem ser compostos por 2 discos de Ag-AgCl com 2 mm de diâmetro, ou duas barras de Ag-AgCl com 1 mm de largura por 10 mm de comprimento, dispostas paralelamente e distantes 1 cm entre si, de acordo com configuração sugerida por Basmajian & DeLuca (1985). Na Figura 14 é apresentado um modelo de eletrodo ativo diferencial.



Figura 14 – Eletrodo diferencial de superfície (Otto Bock referência 13E125).

Para os eletrodos não invasivos é recomendado que os contatos metálicos sejam regularmente limpos, com álcool 70%, para remover qualquer oxidação que possa acumular-se na superfície de detecção (Basmajian & DeLuca, 1985).

As desvantagens de eletrodos de superfície são duas: a limitação no uso para músculos profundos e a impossibilidade de utilizá-los para detectar seletivamente sinais de músculos

pequenos, pois os músculos adjacentes interferem no sinal captado. Porém, estes eletrodos são os mais recomendados para captar sinais de músculos superficiais, interfacear um indivíduo com dispositivos eletromecânicos e estudar a força e tempo de contração muscular (Basmajian & DeLuca, 1985). Um ponto negativo na utilização de eletrodos de superfície, é a geração de interferências no sinal quando perde o contato com a superfície da pele, os chamados artefatos de movimento.

O SE quando utilizado como sinal de controle, pode ser proveniente da atividade de um músculo ou de um grupo muscular, localizados superficialmente. Sendo assim, o uso de eletrodos de superfície torna-se viável para a implementação de projetos de reabilitação, tendo em mente também o conforto do paciente e a possibilidade deste se conectar facilmente ao equipamento.

2.2.4 - Posicionamento do eletrodo no músculo

Para se obter a máxima potência do sinal, o eletrodo deve ser posicionado na parte ventral do músculo. As entradas diferenciais devem ser posicionadas na direção das fibras musculares (Basmajian & DeLuca, 1985). As áreas marginais do músculo são menos apropriadas, pois apresentam um pequeno número de unidades motoras na área de captação do eletrodo. A área de inervação localizadas nas extremidades do músculo também deve ser evitada, pois as interferências ocasionadas pelo potencial de ação das unidades motoras reduzem a amplitude do sinal nesta área. A influência do posicionamento do eletrodo na amplitude do sinal é apresentada na Figura 15

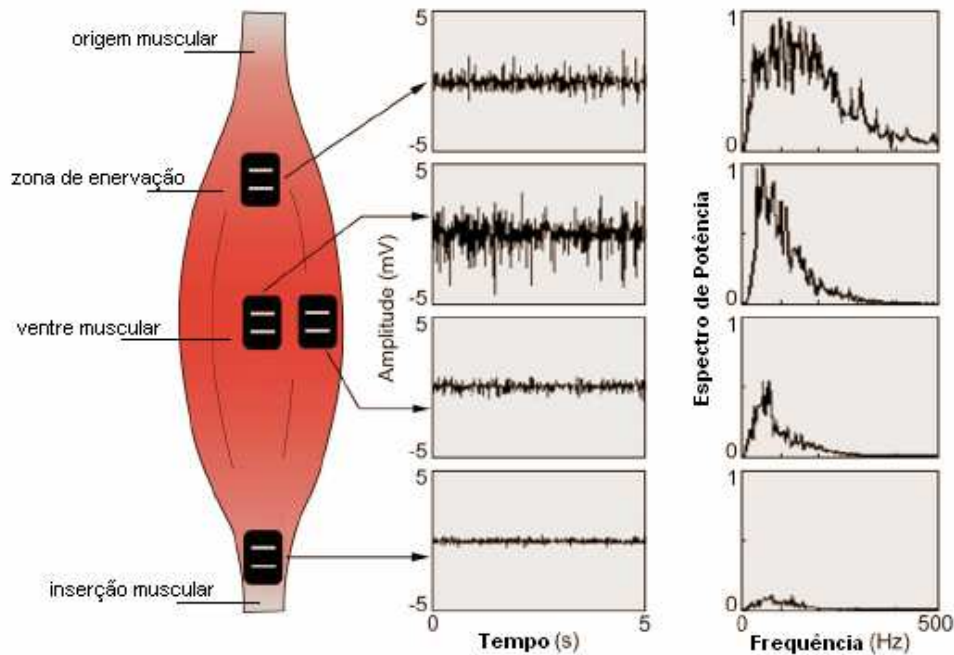


Figura 15 – Posicionamento de Eletrodos de superfície no músculo
(Modificado - De LUCA, 1997).

2.2.5 - Aquisição do sinal eletromiográfico

Em relação à aquisição de sinais eletromiográficos, a mais importante propriedade verificada é a distribuição da energia do sinal e a faixa de frequência do sinal. O espectro de sinal captado pelo eletrodo depende:

- do tipo de fibra muscular cujo sinal deseja-se captar, devem ser consideradas as fases dinâmicas de polarização e de despolarização específicas para cada músculo.
- das características do volume condutor: o campo elétrico é influenciado pela forma, condutividade e permissividade dos tecidos.
- do posicionamento e estrutura física dos eletrodos, especialmente a distância entre os elementos de captação.

Teoricamente, a frequência do sinal pode somente ser determinada por técnicas de micro eletrodos no nível celular. Na prática, diferentes tipos de macro eletrodos são utilizados: eletrodos de agulha, eletrodos de fio e eletrodos de superfície. Em diagnósticos clínicos,

agulha e fio são indispensáveis, mas a evolução dos eletrodos de superfície e das metodologias de utilização tem progredido muito rapidamente, principalmente devido ao seu largo uso.

Para aquisição de sinais com eletrodos de superfície, dois aspectos devem ser considerados:

a) as fontes eletrofisiológicas de sinal dentro do corpo como volume condutor, resultando em um campo elétrico na superfície da pele. Cada unidade motora contribui independentemente de cada outra, e a separação de cada uma destas diferentes fontes é tão mais difícil, quanto maior for a distância entre os eletrodos.

b) na detecção dos sinais eletrofisiológicos na superfície da pele deve-se levar em conta as propriedades elétricas da pele, do eletrodo, bem como as características do sinal. A distorção e perturbações podem ser reduzidas com um projeto apropriado.

As amplitudes típicas e faixas de frequência dos sinais em questão são mostradas na Tabela 2.

Tabela 2 – Amplitudes e frequências típicas do sinal de EMG.

Sinal	Faixa de amplitude, mV	Faixa de frequência do sinal, Hz	Tipo de eletrodo
EMG interno	0.05 - 5	0.1 - 10000	Agulha / Fio
EMG de superfície	0.01 - 5	1 - 500	Superfície
Potenciais de nervo	0.005 - 5	0.1 - 10000	Agulha /Fio

Os eletrodos de superfície são eletricamente acoplados aos potenciais de ação motora propagantes dentro do tecido muscular. Os estágios de acoplamento são apresentados na Figura 16.

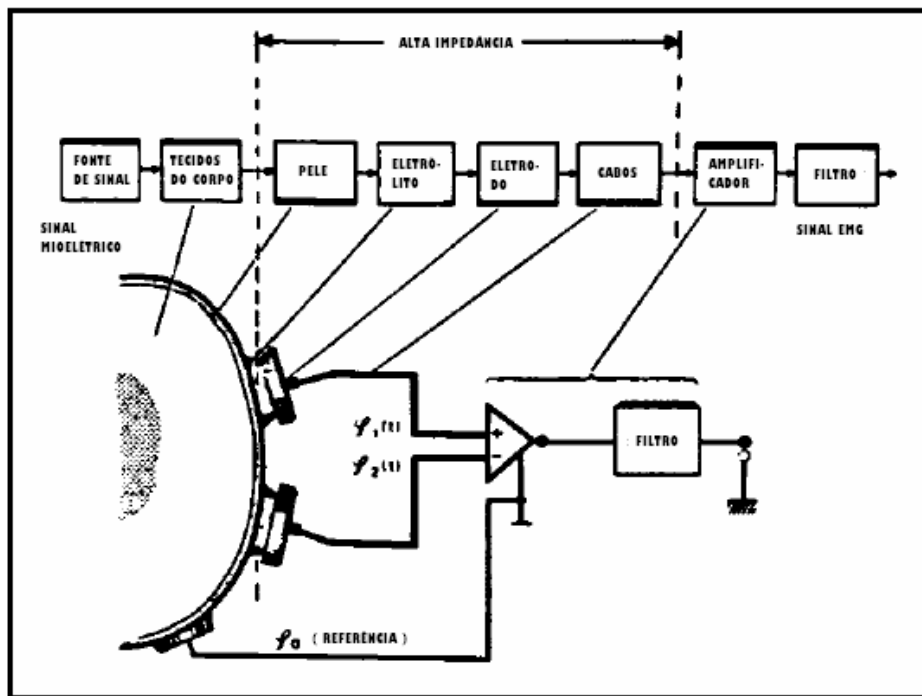


Figura 16 – Estágio de acoplamento de Eletrodos de superfície
(Modificado - De LUCA, 1979 & BUCHTHAL, 1980).

A Figura 17 apresenta o circuito que representa a transição de acoplamento entre pele e eletrodo de superfície.

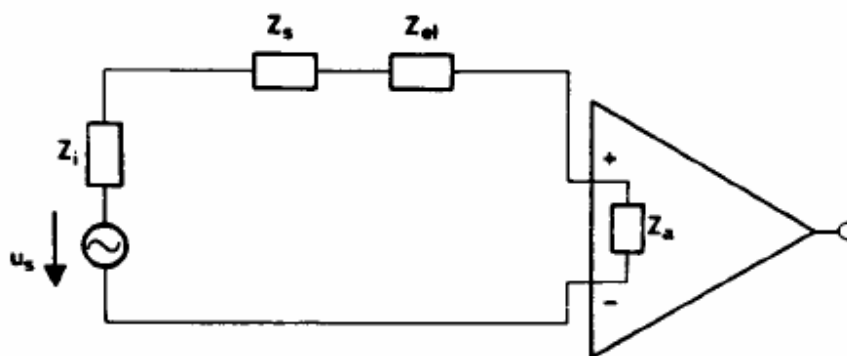


Figura 17 – Circuito simplificado que descreve as mais importantes propriedades. Z_s = resistência da pele, Z_{el} = resistência do eletrodo e transição eletrodo/eletrolito, Z_a = resistência de entrada do amplificador, Z_i = resistência dos tecidos do corpo (Modificado - De LUCA, 1979 & BUCHTHAL, 1980).

Resistência da pele

A resistência de uma pele não preparada varia em uma grande faixa, dependendo da condição da pele, da condição do sujeito e do tempo. Nos piores casos, os valores podem ser de $M\Omega$, para baixas frequências. Para minimizar a influência desta alta resistência no sinal, amplificadores de alta impedância de entrada devem ser utilizados, como por exemplo amplificadores com tecnologia J-FET.

Na maior parte da instrumentação existente, é comum a resistência de entrada estar na faixa de 1 a $10 M\Omega$, então a pele deve ser preparada (limpa, esscarificada), até que a resistência esteja entre que 200 e 1000Ω . A impedância entre os eletrodos deve ser medida para todas as faixas de frequências, porém o uso de amplificadores de alto desempenho elimina a preparação da pele e a necessidade de verificação da resistência de contato, simplificando então o procedimento de aquisição.

Transição Eletrodo/Eletrólito

A resistência do eletrodo e da transição eletrodo/eletrólito depende do material do eletrodo e do eletrólito em uso. Neste caso não somente as propriedades elétricas, mas propriedades mecânicas e fisiológicas devem ser levadas em conta. Uma baixa tensão de polarização é observada nos eletrodos Ag-AgCl; infelizmente, os eletrodos que contém Ag apresentam alta sensibilidade a detalhes do processo de fabricação. Eletrodos de aço inox são adequados quando usados em peles não preparadas e a faixa de frequência for acima de 10Hz. Eletrodos de platina oferecem excelente estabilidade ao longo do tempo (DeLuca 1979; Buchtal e Schmalbruck 1980).

A impedância da pele pode ser desprezada se a impedância de entrada do amplificador for suficientemente alta (no mínimo 100 vezes maior que a impedância da pele).

2.2.6 - Processamento temporal

Sistema de Controle

O sistema mais comum de processamento de EMG para controle de próteses mioelétricas é a retificação do EMG com sucessivo alisamento do sinal por um filtro passa baixa (Figura 18). Este algoritmo pode ser facilmente implementado com o uso de um circuito analógico, que

trabalha com a análise do espectro do sinal variante no tempo, o que possibilita uma forma de controle bastante eficaz.

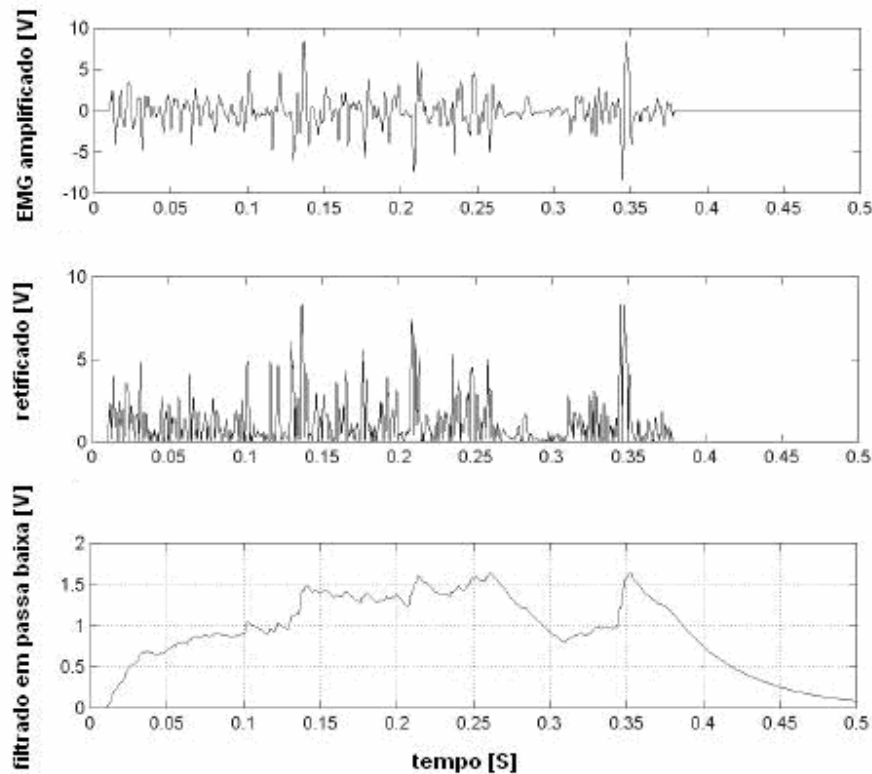


Figura 18 – Formas de onda do EMG (Modificado - PHILIPP KAMPAS, 2001).

EMG não Processado

O sinal de EMG não processado é a base de todos os métodos de interpretação da atividade mioelétrica dos músculos.

A verificação visual do EMG não processado é a maneira mais comum de examinar as atividades musculares que variam no tempo, embora o sinal processado possa também ser usado, para então detectar artefatos e controlá-los, se necessário. A correlação tal como atividade de fase com outras variáveis biomecânicas (ângulos de articulação, aceleração, momentos de força) ou variáveis fisiológicas são adicionadas para o entendimento das funções musculares normais, tais como as funções motoras especiais na patologia, em situações de ergonomia e em eventos atléticos.

Processamento do Sinal Eletromiográfico

O processamento do sinal de EMG para obter informações relevantes, em questões experimentais, pode ser feito de várias formas. É necessário preservar o conteúdo da informação do EMG detectado, sem uma preferência específica de um objetivo de medida.

Para tanto, baixo ruído, um amplificador linear de alta impedância de entrada com uma largura de banda de 1 a 3000 Hz e ganho adequado para amplificar o pico de EMG para um nível de saída de 1 V, são necessários para assegurar fidelidade do sinal. Esta performance é recomendada para permitir que o sinal de EMG não processado seja monitorado e, em alguns casos, armazenado. A monitoração dos dados não processados é necessária para assegurar a qualidade do sinal antes ou durante o processamento. Assim, o processamento não elimina a identificação de interferência e artefatos.

Durante um breve período de examinação visual de um sinal de EMG armazenado em um eletromiógrafo, podem-se fazer comparações entre a informação do sinal e as características gerais de movimento e considerar quais são as informações importantes.

Flutuações rápidas aleatórias no sinal são ignoradas, sendo devidas à interação aleatória dos potenciais de ação de muitas fibras musculares detectadas, definindo assim um envelope do sinal.

Demodulação de EMG

O sinal não processado fornece informações limitadas e pode fornecer informações inexatas se não for processado da maneira devida.

Os termos de modulação e demodulação são familiares na indústria de comunicação. Eles se referem aos métodos de modulação de sinais de baixas frequências em portadoras de altas frequências para simplificar a rádio transmissão em longas distâncias. Uma vez que o sinal alcança seu destino, a informação original de baixa frequência é recuperada pela demodulação. Todos os sinais de rádios e TV's são submetidos a este processo. Em uma maneira similar, o sinal de EMG detectado é modulado pelos comandos dos neurônios motores.

O aumento no comando é representado pelo aumento no nível de despolarizações sinápticas em todas as entradas nervosas do músculo. Nestes casos a razão de descarga das unidades motoras são moduladas pela frequência do comando neural. Finalmente, a adição do potencial de ação das unidades motoras moduladas em frequência, produz um envelope de

amplitude modulada que representa o recrutamento e a taxa de descarga do comando neural original. Demodulação, neste contexto, se refere às técnicas de processamento para recuperar a informação associada aos comandos neurais descartando qualquer outro sinal. A Figura 19 ilustra alguns sistemas de processamento de EMG e os resultados simultâneos da demodulação do sinal de EMG através destes sistemas.

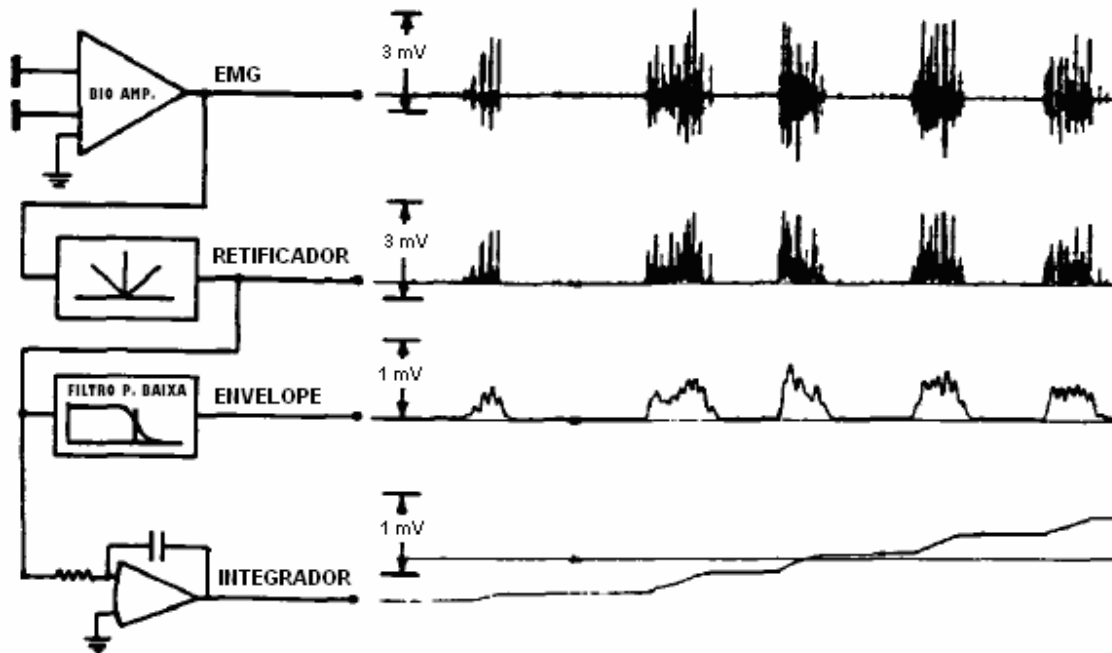


Figura 19 – Esquemas dos sistemas de processamento de EMG e os resultados simultâneos do processamento através destes sistemas (Modificado - De LUCA, 1979 & BUCHTHAL, 1980).

Aplicações da Demodulação

Conceitualmente, a demodulação pode ser compreendida como a informação resultante de um processo de filtragem não linear. O EMG não processado contém informações sobre um grande número de fatores, tal como a contribuição de uma única fibra muscular, quando considerada somente a menor função resultante de uma contração muscular. O processo de demodulação nos permite filtrar uma informação específica a partir de um sinal que possui muitas informações.

A informação demodulada do EMG, entretanto pode ser usada para responder questões referentes ao controle neural dos músculos. As técnicas de demodulação de sinal são

comumente usadas para conseguir a informação EMG-força no domínio temporal. A identificação de eventos temporais específicos requer que a informação contida no sinal processado seja menor.

Além das medidas temporais, uma outra grande aplicação das técnicas de processamento por demodulação envolve a determinação da amplitude do envelope do sinal de EMG com o propósito de predição de força muscular ou movimento articular.

2.2.7 - Técnicas de demodulação

Retificação

O sinal não processado detectado pelos eletrodos de superfície e amplificados por um amplificador linear diferencial é um sinal bipolar, cujas flutuações aleatórias, se somadas por um significativo longo período de tempo, produzirão um resultado zero. A retificação é uma técnica frequentemente usada no processamento de EMG para dar ao sinal não processado uma polaridade única.

Esta conversão pode ser realizada com a eliminação de uma polaridade do sinal (retificação de meia onda) ou pela inversão de uma polaridade do sinal (retificação de onda completa). A retificação de onda completa é um método preferido porque neste caso toda a energia do sinal é preservada. Os efeitos de retificação de meia onda são ilustrados na Figura 19.

Detector de envelope

O detector de envelope pode ser usado para fornecer um sinal que representa um perfil da atividade mioelétrica no músculo ao longo do tempo. O processo eletrônico envolvido abrange a retificação do sinal não processado, passando depois por um filtro passa baixa, que segue os picos e vales do sinal retificado.

O detector de envelope é um circuito simples mais frequentemente utilizado para aproximação da modulação do controle neural. A frequência de corte do filtro é especificada a para permitir que a carga do capacitor configure o envelope com o grau de amortecimento desejado, em função da banda passante do sinal. O efeito de resposta do filtro passa baixa é a média da variação do sinal de entrada, que representa o detector de envelope. Quando analisado ao longo do tempo, apresenta o efeito de média móvel. Um efeito indesejável do

filtro passa baixa é um atraso de fase causado na resposta do envelope do sinal. Este atraso pode introduzir erros significativos na medida das variáveis temporais apresentadas.

A frequência de corte do filtro é selecionada pela avaliação experimental do sistema, levando-se em conta o contexto da aplicação. Se por exemplo, desejar-se usar EMG como uma medida indireta de força produzida durante 1 segundo, em contração isométrica, a frequência de corte de 1 Hz assegura, uma resposta adequada enquanto oferece máximo amortecimento. Em outra análise, o EMG associado com movimentos dinâmicos, tal como movimentos rápidos no braço durante uma atividade, requer a mesma ordem de frequência de corte de um único movimento. As frequências do movimento humano geralmente não estão acima de 6 Hz.

Projetos de filtros mais modernos apresentam características que melhoram a taxa de atenuação acima da frequência de corte. A taxa de atenuação está relacionada com o nº de pólos do projeto do filtro. O filtro deve trabalhar com -6dB/oitava (-20dB/década) para cada pólo na rede.

Integração

Devido ao fato da integral de um sinal de EMG não processado ser zero, é necessário retificar o sinal em onda completa para obter um valor absoluto. Esta operação é expressa pela Equação 1.

$$I \{ |EMG(t)| \} = \int_0^t |EMG(t)| dt \quad (1)$$

No integrador, o período de tempo deve ser limitado, devido à faixa de limite dinâmico do circuito integrador. Tipicamente, isto é realizado pela integração de intervalos de tempo fixos. Nestes casos a operação é expressa pela Equação 2.

$$I \{ |EMG(t)| \} = \int_t^{t+T} |EMG(t)| dt \quad (2)$$

Onde T é um intervalo de tempo fixo. A Figura 18 ilustra a integração contínua, bem como o tempo e a tensão de *reset* na integração.

RMS (Root Mean Square) – Raiz do valor quadrático médio

O RMS é uma medida fundamental da variabilidade ou amplitude do sinal. O processamento RMS é um método que permite consistência, exatidão e precisão nas medidas de ruídos não periódicos e não senoidais. Isto foi largamente empregado na engenharia de aplicações para medir fenômenos parasitas oriundos de vibração, choques e ruídos termiais. Matematicamente, o valor RMS de tensão de um sinal de EMG é definido pela Equação 3.

$$\text{RMS } \{ \text{EMG}(t) \} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} \text{EMG}^2(t) dt} \quad (3)$$

Ao contrário dos métodos apresentados anteriormente, o processamento RMS não requer retificação de onda completa, porque a variação do sinal de EMG no tempo é elevada ao quadrado. Esta operação não linear é a base para as regras de demodulação em amplitude por RMS.

O processamento RMS tem se tornado popular entre os pesquisadores pelos seus benefícios. De Luca e Van Dyk demonstraram que os valores RMS contêm muitas informações relevantes em relação ao sinal de EMG retificado ou integrado. Particularmente o RMS não é afetado pelo cancelamento causado pela superposição dos potenciais de ação das unidades motoras.

3 – DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

3.1 - PROJETO ELETRÔNICO

Na captação, optou-se pelo uso de eletrodos de superfície passivos, em montagem diferencial. Apesar de captarem sinais de uma região um pouco distante do músculo, e de captarem sinais que apresentam redundância e interferência de outros músculos (*crosstalk*), os eletrodos de superfície não são invasivos, o que facilita imensamente a sua manipulação. Para amplificar os sinais de EMG captados, com rejeição em modo comum foi necessário usar um amplificador de instrumentação diferencial e um filtro passa banda para incrementar a relação sinal ruído e rejeitar outros sinais fisiológicos e interferências do meio externo. O amplificador diferencial, utilizado no primeiro estágio, apresenta ganho variável, podendo ser ajustado à condição de sinal do indivíduo, através de um trim-pot. Este amplificador possui alta rejeição em modo comum (≥ 110 dB), apresentando faixa de ganho de 16 a 200. A entrada diferencial permite que a componente CC seja eliminada nos eletrodos. O filtro passa-faixa com um ganho de 150 consiste de um filtro passa-baixa, um filtro rejeita-faixa, um filtro passa-alta e um circuito retificador. A frequência de corte do filtro passa-baixa é de 500 Hz enquanto o passa-alta de 50 Hz. O filtro rejeita-faixa (*Notch*) é ajustado em 60 Hz, removendo as interferências provenientes da rede elétrica.

A fim de reduzir o consumo e minimizar as interferências externas, para a construção do filtro passa banda, foi utilizado um circuito integrado composto de quatro amplificadores operacionais com entrada *J-FET*. A combinação total do circuito pode chegar a um ganho de até 30000, para a faixa de frequências de interesse. Esta faixa de ganho é suficiente para amplificar os sinais de EMG obtidos, a um nível adequado para o processamento e subsequente retificação. Após o sinal passar pelo filtro passa-banda, o retificador de precisão faz com que o sinal passe a conter apenas pulsos positivos, que são aplicados a um filtro passa-baixa de pólo simples de forma a envelopar o sinal. Posteriormente, este sinal é enviado a um acoplador óptico, para que se possa isolar o circuito de entrada e processamento do circuito de acionamento *driver*. O circuito de controle foi inicialmente dimensionado de forma a não se fazer necessário o uso de microcontrolador, fazendo toda a lógica de controle com a integração de portas lógicas, mas posteriormente uma segunda versão foi desenvolvida, fazendo uso de um microcontrolador com conversor A/D incorporado. O circuito de controle

foi integrado a um atuador tipo ponte “H” com reversão, a fim de se fazer o acionamento do motor. Para simplicidade, o sensor de posição é do tipo fim de curso. O comando de abertura ou fechamento da prótese será realizado pelo paciente, cujo *feedback* é visual.

Para a alimentação do circuito, optou-se pelo uso de baterias de Íon de Lítio que apresentam alta durabilidade, dimensões reduzidas e podem ser recarregadas. O circuito é alimentado por duas baterias de 3,6 V de 1400 mAh, que garantem autonomia de aproximadamente 10 horas de uso da prótese, visto que o consumo em *stand-by* é de 50 mA. Em atividade o consumo máximo é de 150 mA. O circuito de aquisição e processamento de sinal trabalha com a tensão simétrica de 3,6 V, o circuito de controle com a tensão de 5 V, obtido por meio de um regulador de tensão e a tensão de acionamento do motor 7,2 V.

3.1.1 - Descrição do sistema

A Figura 20 apresenta o diagrama de blocos do sistema de controle da prótese biomecânica de mão, comandado por sinais eletromiográficos de superfície.

Quando as fibras musculares se contraem ao longo do comprimento do músculo, um potencial extracelular é evocado. Estes sinais possuem variação na faixa de frequência que vai de 20 – 500 Hz e faixa de amplitude típica de 20 – 2000 μ V, dependendo do tamanho da unidade motora e do posicionamento do eletrodo. Estes sinais fisiológicos são gerados a partir de uma contração muscular, e são detectados por eletrodos fixados na pele. Posteriormente, este sinal é enviado a um circuito, onde será feito o processamento e o condicionamento, para posterior utilização em um driver, que acionará um motor elétrico, dando funcionalidade dinâmica à prótese. Na Figura 21 é apresentado o sinal eletromiográfico após o circuito retificador.

Na Figura 22 é apresentado o sinal eletromiográfico envelopado após o filtro passa-baixa, utilizado como um gatilho para acionamento do *driver*.

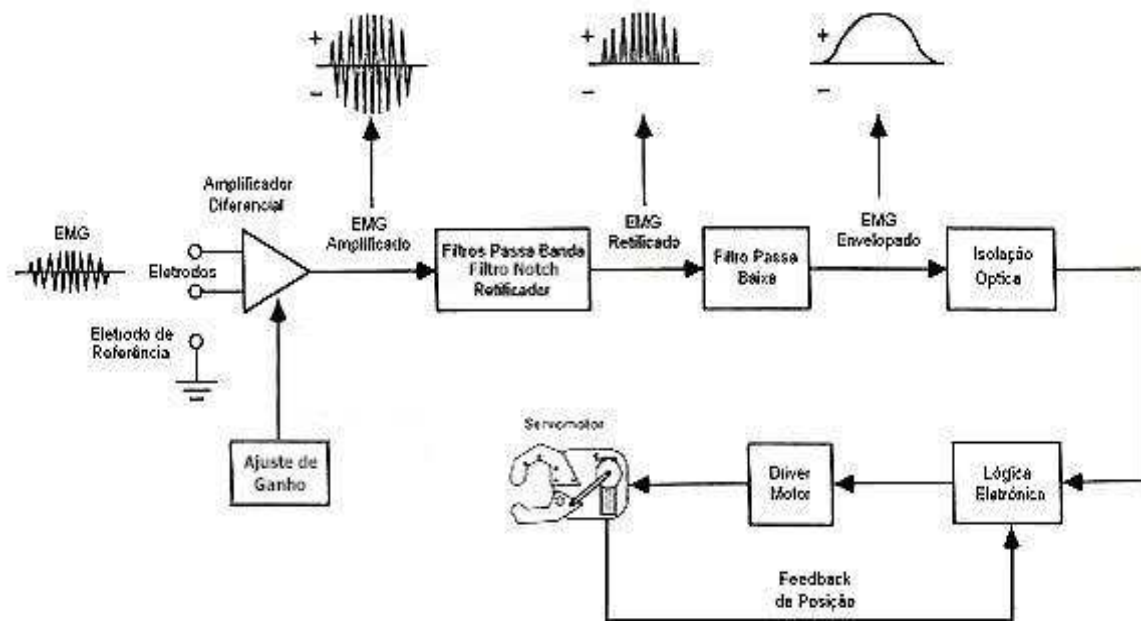


Figura 20 – Diagrama de blocos do circuito de controle da prótese (Modificado - JOHN H. BOWKER & JOHN W. MICHAEL, 1981).

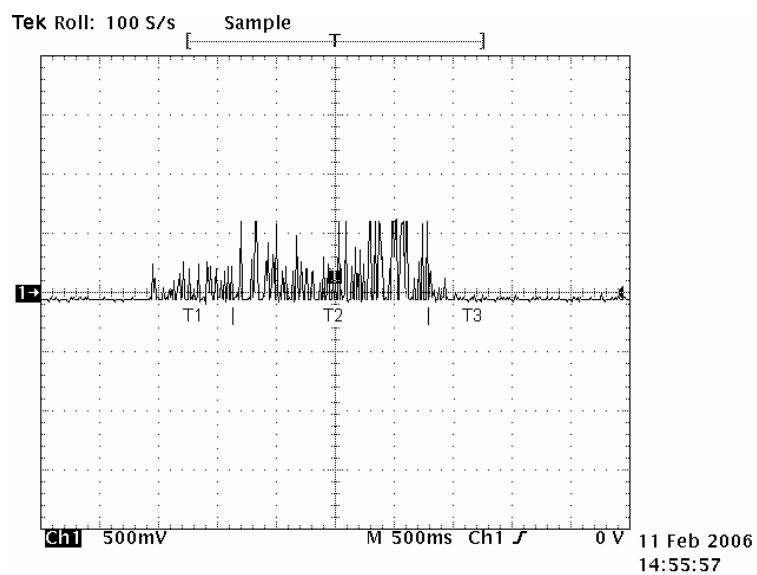


Figura 21 – Amostra do Sinal de EMG retificado.

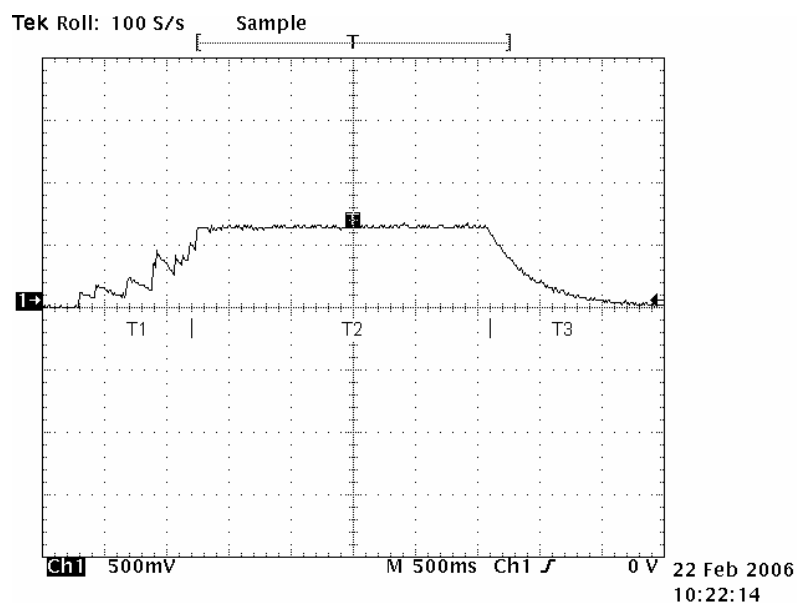


Figura 22 – Amostra do Sinal de EMG envolpado .

Nas Figuras 21 e 22, em T1 é apresentado o sinal de EMG no músculo em contração leve, em T2 é apresentado o sinal de EMG no músculo em contração forte e em T3 é apresentado o sinal de EMG no músculo em repouso.

3.1.2 - Blocos do Sistema

Eletrodos

Para este projeto foi desenvolvido um eletrodo, com contatos em aço inox, e configuração bipolar. Eletrodos de aço inox são adequados e recomendados quando usados em peles não preparadas e a faixa de frequência de captação for acima de 10Hz (DeLuca 1979; Buchtal e Schmalbruck 1980) Figura 23. Como para a aplicação, a captação do sinal eletromiográfico está definido na faixa de 50 a 500 Hz e será usado em próteses que podem ser colocadas e removidas a qualquer momento, dispensando o usuário de qualquer tratamento na superfície da pele, este eletrodo apresentou uma boa funcionalidade. Nesta configuração dois contatos são usados para detecção do EMG de superfície e um terceiro como referência em modo comum, posicionado entre os contatos de detecção.

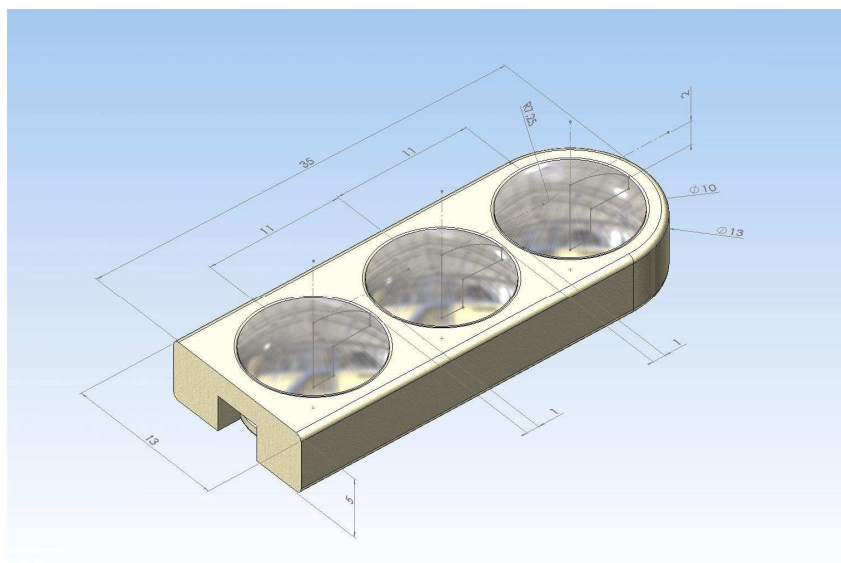
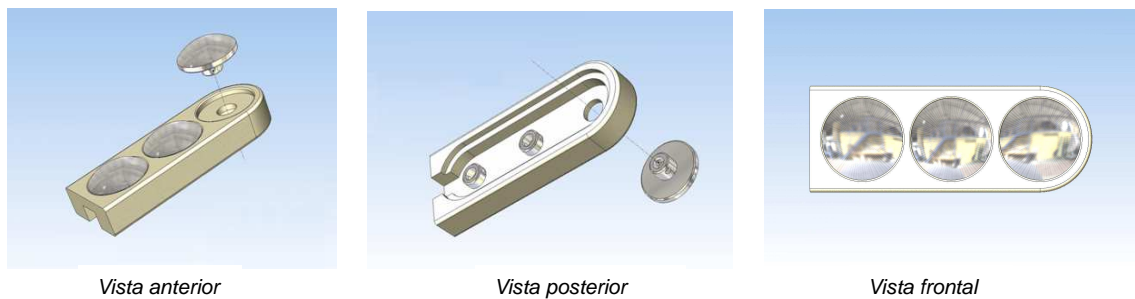


Figura 23 – Formato do eletrodo diferencial de superfície

Este arranjo permite o uso de um amplificador com a técnica de duplo diferencial, onde é incrementando a amplitude da diferença do sinal entre cada um dos eletrodos de detecção em relação ao contato de referência. Este eletrodo juntamente com o amplificador duplo diferencial possui uma característica significativa, pois melhora a relação sinal ruído da medida, previne *cross-talk* e permite a detecção de potenciais de EMG muito pequenos, mesmo em ambientes ruidosos (Figura 24).

Captação do EMG de Superfície do Flexor do Carpo Ulnar

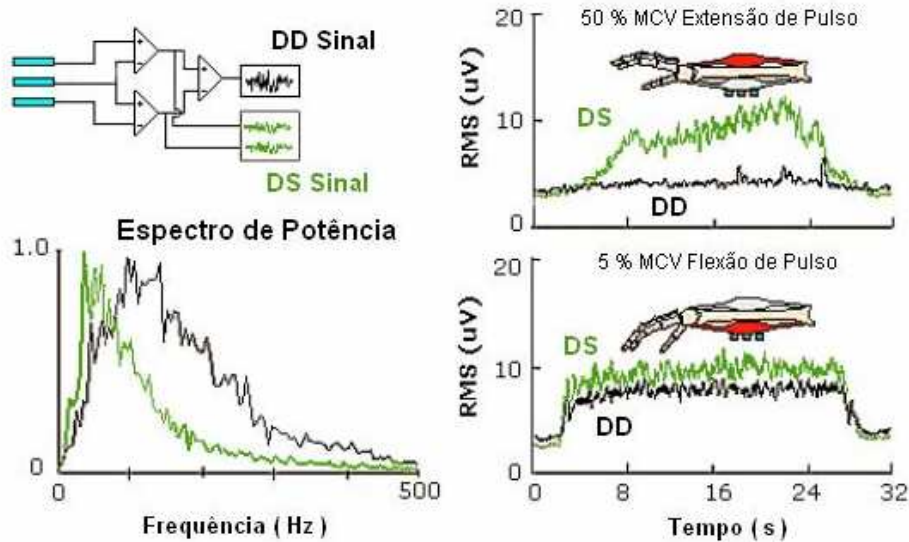


Figura 24 – Exemplo de uso da técnica Duplo Diferencial (DD) para eliminar a presença de *Cross Talk* na captação do sinal no músculo Flexor do Carpo Ulnar. Observe a diminuição da largura de banda do sinal Diferencial Simples (DS) originado do músculo extensor quando comparado ao sinal Duplo Diferencial originado do músculo flexor. Isto é um indicativo do efeito de filtragem espacial e que os sinais viajam grandes distâncias para alcançar os eletrodos (Modificado - De LUCA, 1993).

Os benefícios desta configuração de eletrodo, além da estabilidade de captação, é o baixo custo. Um dos pontos negativos desta configuração é que, para a amplificação diferencial, ele pode funcionar como um filtro passa faixa. O efeito de filtro ocorre como resultado dos diferentes tempos de chegada do sinal oriundos dos pontos de captação, porque o amplificador diferencial amplifica somente a diferença de potencial de cada eletrodo e um sinal de comprimento de onda igual à distância inter-eletrodo ou múltiplo da frequência pode ser cancelado. A Figura 25 ilustra o efeito de passa faixa. Sinais que possuem comprimentos de onda que são iguais ao dobro da distância inter-eletrodo passam sem atenuação.

Neste caso, quanto maior for a distância inter-eletrodo, menores são as frequências que se anulam. Conseqüentemente, o efeito de filtro passa faixa é uma preocupação com o uso de eletrodos de superfície, que deve ser levada em conta no momento da especificação do eletrodo.

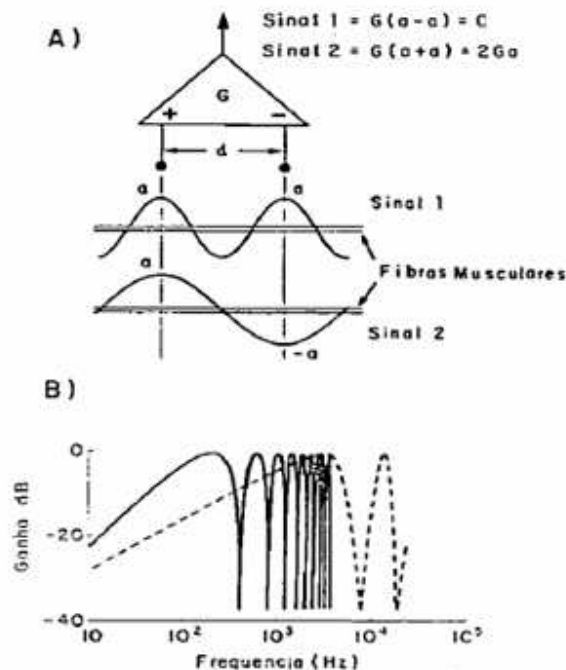


Figura 25 – Efeito do filtro passa faixa

- (a) Defasamento dos sinais de EMG na captação
 - (b) Espectro de frequência x ganho do sinal de EMG captado
- (Modificado - BASMAJIAN & DeLUCA, 1985)

Amplificador de instrumentação

O INA118 é um amplificador de instrumentação de baixo consumo, de uso geral e de excelente estabilidade. Sua versátil configuração composta internamente por um circuito de 3 amplificadores operacionais (Figura 26) e seu tamanho reduzido o fazem ideal para um grande conjunto de aplicações para captação de sinais biológicos. O circuito de realimentação de corrente na entrada proporciona uma grande largura de faixa de frequências na amplificação mesmo com ganhos elevados (70KHz – $G=1000$). Com um único resistor acoplado externamente é possível fazer o ajuste do ganho de 1 a 10000. Uma proteção interna da entrada pode suportar até $\pm 40V$; sem que haja danos. Os semicondutores do INA118 são desenhados e cortados a laser, para que tenha uma tensão de offset muito baixa ($50\mu V$), baixo desvio por temperatura ($0,5\mu V/^{\circ}C$) e uma elevada taxa de rejeição em modo comum (110 dB

– $G=1000$). Sua operação com baixas tensões $\pm 1,35V$ e pequena corrente quiescente $350\mu A$ o tornam ideal para utilização em circuitos operados por bateria. Especificado para trabalhar em uma faixa de temperatura de $-40^{\circ}C$ a $85^{\circ}C$ se torna ideal para utilizações em próteses.

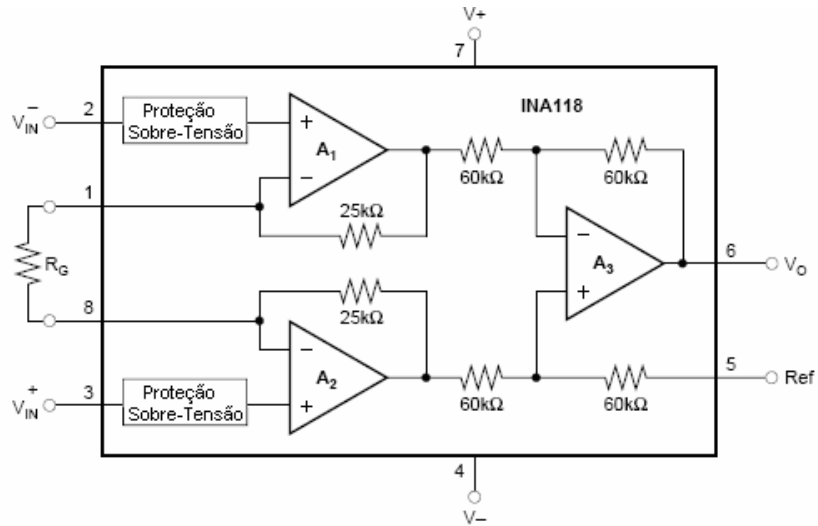


Figura 26 – Arranjo interno dos amplificadores do INA118

O INA118 pode ser usado com fontes simples com tensões de $+2,7V$ a $+36V$ ou simétricas com tensões de $\pm 2,7V$ a $\pm 18V$.

Para definir a referência do circuito basta conectar o terminal Ref ao terra. Caso o diferencial de tensão na entrada seja zero, a tensão de saída será de $0V$, ou seja ao própria referência (terra).

Um circuito interno existente em cada entrada apresenta uma baixa impedância em condições normais, caso contrário a impedância aumenta a fim de proteger o componente. Se a entrada é sobrecarregada, o circuito limita a corrente de entrada para um valor seguro de aproximadamente 1 a $5mA$. As entradas ficam protegidas mesmo que alimentação esteja desconectada ou desligada.

O ganho do INA118 é ajustado conectando-se um único resistor externo, R_G , entre os pinos 1 e 8, representado pela Equação 4.

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (4)$$

Os ganhos e valores de resistores são mostrados na Tabela 3. O termo 50kΩ na Equação 4 vem da soma dos dois resistores internos de realimentação de A1 e A2. O filme metálico desses resistores é cortado a laser para garantir precisão e valores absolutos exatos.

Tabela 3 – Valor de ajuste do R_G x Ganho.

GANHO DESEJADO	R _G (Ω)	PRÓXIMO 1% R _G (Ω)
1	NC	NC
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.556k	5.62k
20	2.632k	2.61k
50	1.02k	1.02k
100	505.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

NC: Não Conectar

A estabilidade e imunidade do resistor externo R_G à variação de temperatura são fatores importantes que podem também afetar o ganho. O valor de R_G para ajustar o ganho com exatidão pode ser obtido diretamente da Equação 4. Os baixos valores de resistores requeridos para um ganho elevado podem resultar em interferência externa da resistência dos fios de conexão do resistor. Resistores acoplados a soquetes podem também contribuir para o erro adicional do ganho devido à resistência de conexão (possivelmente variável no tempo) para ganhos de aproximadamente 100 ou maiores.

Filtro Passa Alta

Este circuito filtra o sinal de EMG atenuando todas as frequências abaixo da frequência de corte. Esta é determinada pela Equação 5.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

Para o circuito de captação de EMG, a frequência de corte foi definida em 50 Hz.

Na Figura 27 é apresentado o esquema do circuito que foi simulado no Electronics Workbench, onde foi analisado o funcionamento do filtro. Um sinal senoidal de 20Hz foi misturado a um sinal senoidal de 100Hz com amplitude bem menor e submetido ao circuito para o corte da faixa de frequência abaixo de 50Hz.

Na Figura 28 observam-se as formas de onda, na entrada, de um sinal senoidal contaminado e na saída o sinal senoidal amplificado.

Na Figura 29 foi apresentada, através do diagrama de Bode, a eficiência do filtro, com frequência de corte de 49,33Hz.

Para montagem deste filtro foi utilizado o 1º dos 4 amplificadores operacionais disponíveis no circuito integrado TL084.

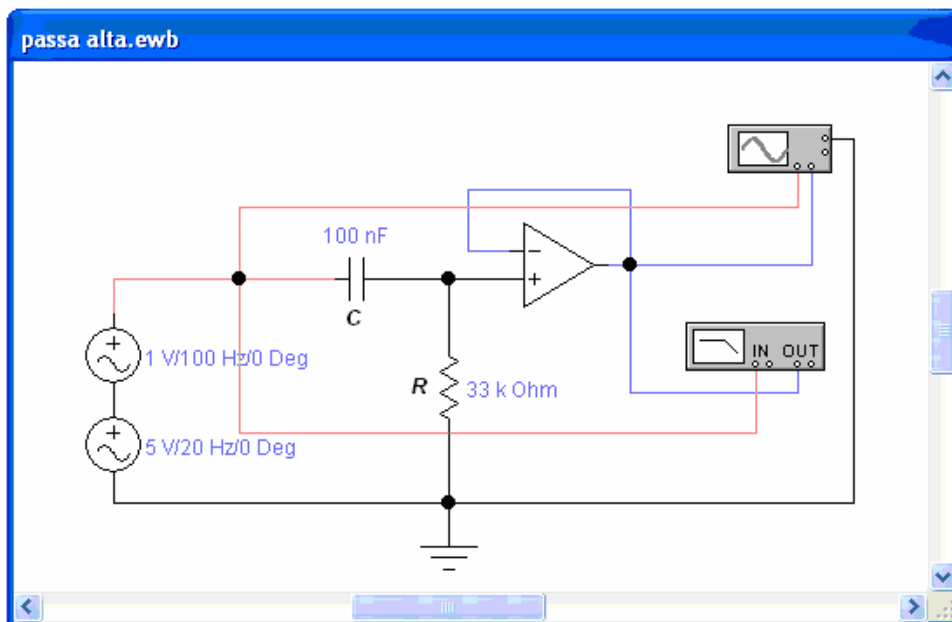


Figura 27 – Circuito do filtro passa alta.

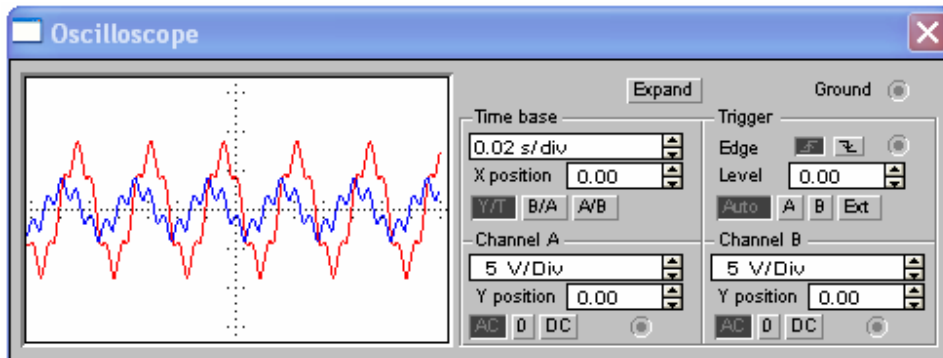


Figura 28 – Formas de onda.

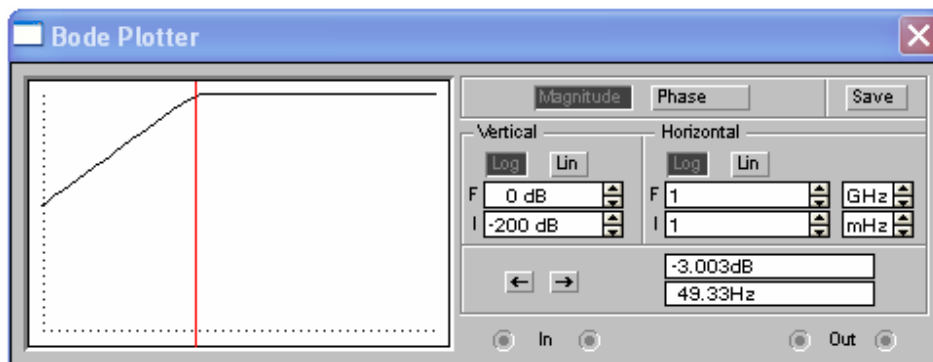


Figura 29 – Diagrama de Bode.

Filtro Notch 60 Hz

Este circuito filtra o sinal de EMG eliminando o ruído de 60Hz proveniente da rede elétrica. A frequência de corte é determinada pela Equação 6.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (6)$$

onde $R=R_1=R_2=R_3=R_4=R_5=800 \Omega$ e $C=C_1=C_2=3.3\mu F$.

Na Figura 30 é apresentado o esquema do circuito que foi simulado no Electronics Workbench, onde foi analisado o funcionamento do filtro. Um sinal senoidal de 5Hz foi misturado a um sinal senoidal de 60Hz com amplitude bem menor e submetido ao circuito para o corte da faixa de 60Hz.

Na Figura 31 observam-se as formas de onda na entrada do sinal senoidal contaminado com 60Hz e na saída o sinal senoidal puro na frequência de 5Hz.

Na Figura 32 foi apresentada através do diagrama de Bode, a eficiência do filtro, rejeitando a faixa de 60Hz.

Para montagem deste filtro foi utilizado o 2º dos 4 amplificadores operacionais disponíveis no circuito integrado TL084.

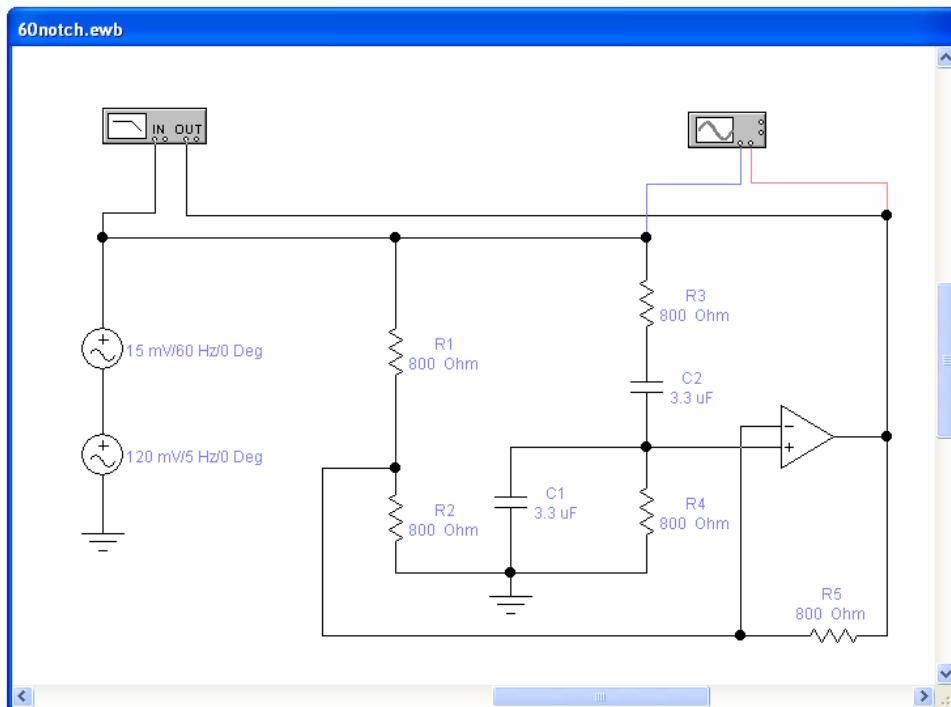


Figura 30 – Circuito do filtro notch.

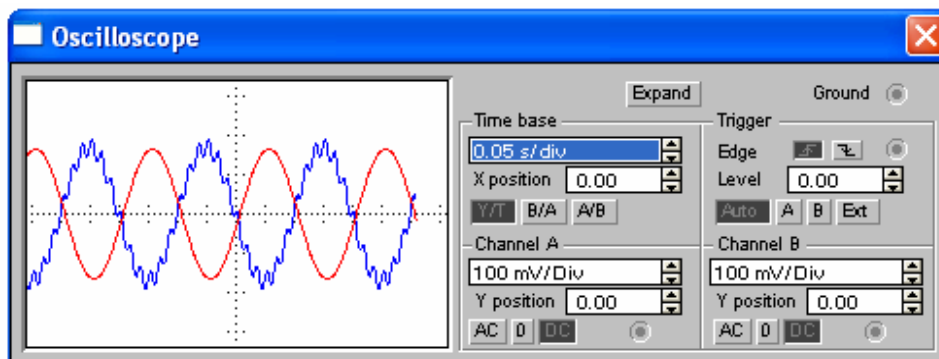


Figura 31 – Formas de onda.

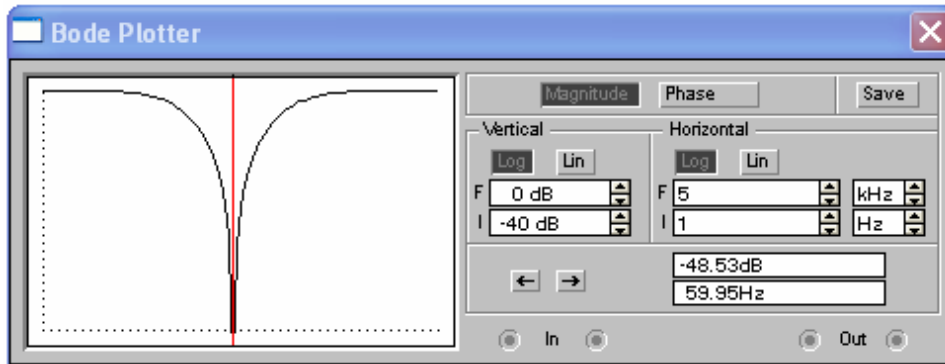


Figura 32 – Diagrama de Bode.

Filtro Passa Baixa

Este circuito filtra o sinal de EMG cortando todas as frequências acima da frequência de corte. Esta é determinada pela Equação 7.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} \quad (7)$$

Para o circuito de captação de EMG, a frequência de corte foi definida em 500 Hz.

O ganho deste filtro é definido por $-R_2/R_1$. Para a aplicação, o ganho foi de 150, caindo 20 dB por década. Isto reduz a resposta em frequência para altas frequências e ajuda a eliminar oscilações no amplificador.

Na Figura 33 é apresentado o esquema do circuito que foi simulado no Electronics Workbench, onde foi analisado o funcionamento do filtro. Um sinal senoidal de 800Hz foi misturado a um sinal senoidal de 500Hz com amplitude bem menor e submetido ao circuito para o corte da faixa de 500Hz.

Na Figura 34 observam-se as formas de onda na entrada de um sinal senoidal contaminado e na saída o sinal senoidal amplificado.

Na Figura 35 foi apresentada através do diagrama de Bode, a eficiência do filtro, com frequência de corte de 504,6Hz.

Para montagem deste filtro foi utilizado o 3º dos 4 amplificadores operacionais disponíveis no circuito integrado TL084.

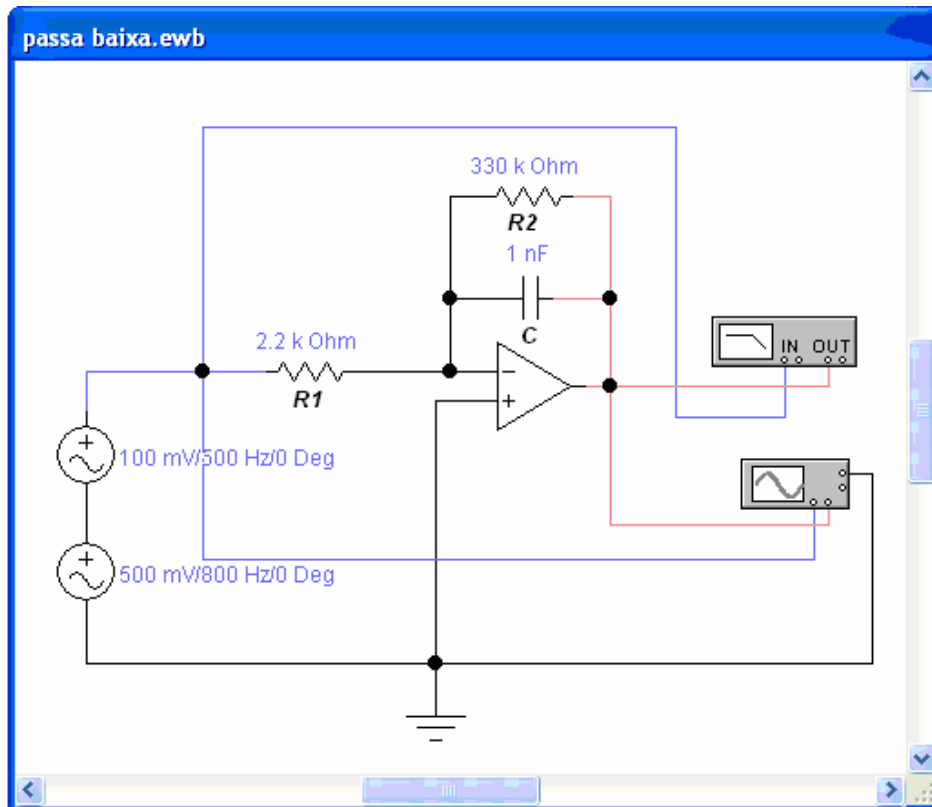


Figura 33 – Circuito do filtro passa baixa.

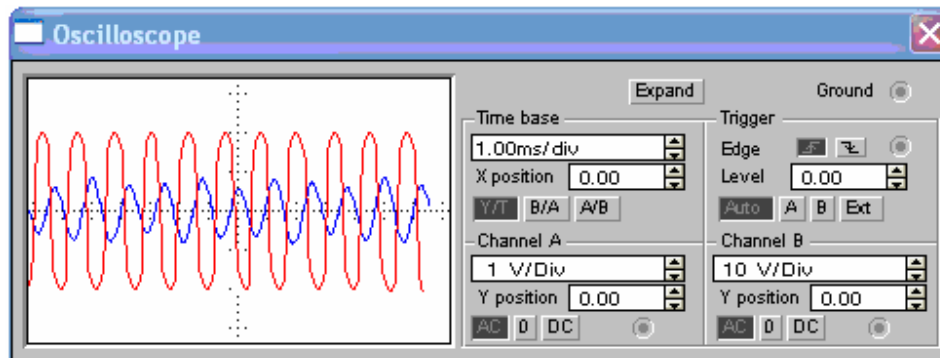


Figura 34 – Formas de onda.

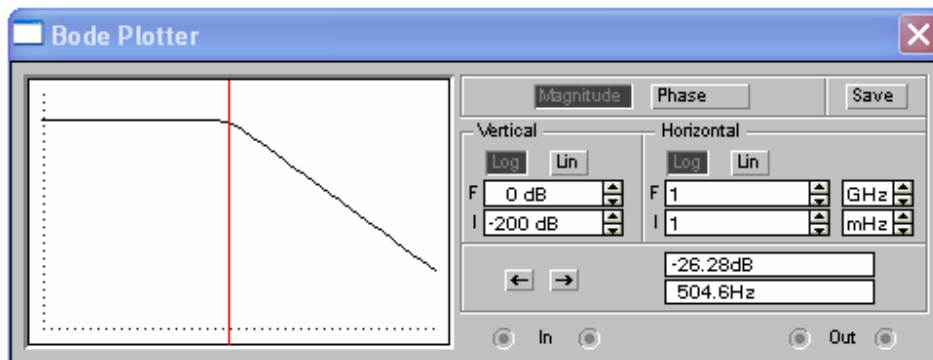


Figura 35 – Diagrama de Bode.

Retificador de precisão

Para tensões de entrada muito pequena (da ordem da tensão de condução do diodo) obtém-se com a retificação, um sinal bastante deformado, devido às características de não linearidade do diodo.

Com o auxílio de um amplificador operacional é possível fazer a retificação de sinais muito fracos sem distorção, graças à possibilidade de elevado ganho de tensão do amplificador (Equação 8).

$$v_o = -\frac{R_2}{R_1} \cdot v_i \quad (8)$$

O amplificador inversor é convertido em um retificador de meia onda (precisão linear) ideal, adicionando-se dois diodos (Figura 36). Quando E, for positivo, o diodo D1 irá entrar em condução, fazendo com que a tensão da saída do amplificador operacional, V_{OA} , fique negativa devido à queda de tensão do diodo (- 0.6 V). Isto força ao diodo D2 uma polarização reversa. A tensão de saída do circuito V_o , se iguala à zero porque a corrente I da entrada passa através de D1. Para todas as finalidades práticas, nenhuma corrente passa através de R_f e conseqüentemente $V_o = 0$.

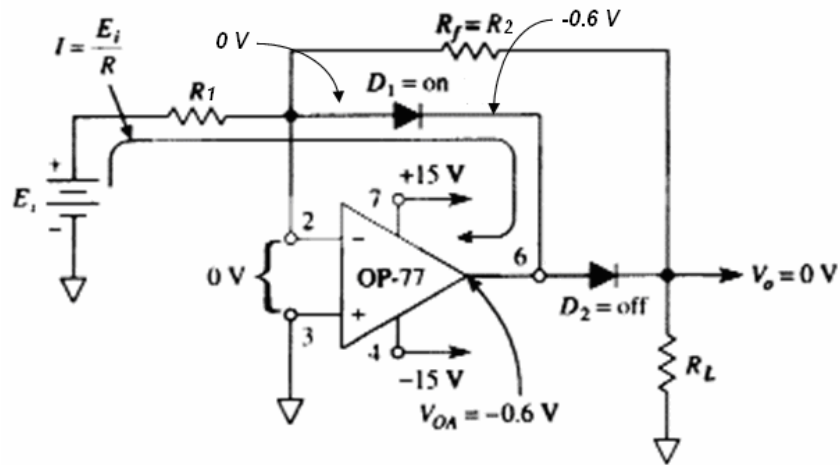


Figura 36 - Polarização do retificador de precisão de meia onda para E+.

Quando E, for negativo, diodo D2 irá entrar em condução, e o diodo D1 fique polarizado reversamente, fazendo com que a tensão da saída do amplificador operacional, V_{OA} , fique positiva devido à queda de tensão do diodo. Isto força ao diodo D2 uma polarização reversa. O circuito age então como um inversor (Figura 37), conseqüentemente $V_o = +E_i$.

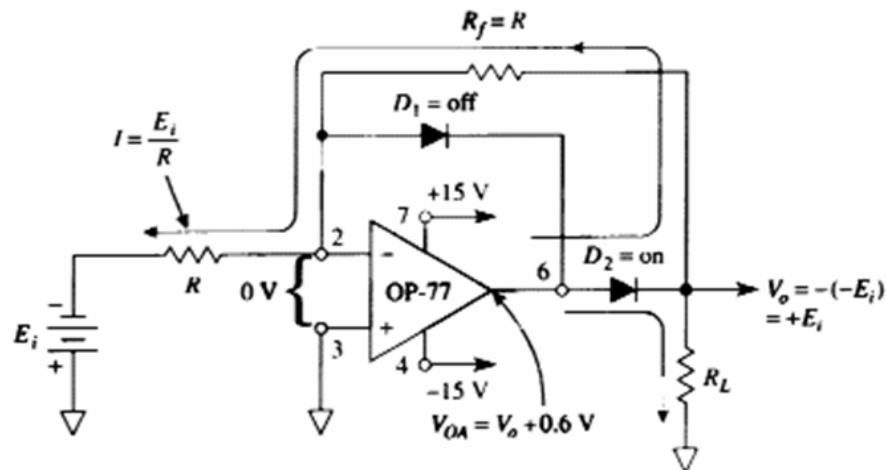


Figura 37 - Polarização do retificador de precisão de meia onda para E-.

A corrente de entrada é ajustada por E/R_i e o ganho por $-R_f/R_i$, lembrando que a equação do ganho se aplica somente para valores negativos na entrada, e V_o pode ser somente positivo ou zero.

A operação do circuito é descrita pelas formas de onda (Figura 38), onde descreve a resposta linear do sinal de saída V_o em resposta a entrada de sinal negativo.

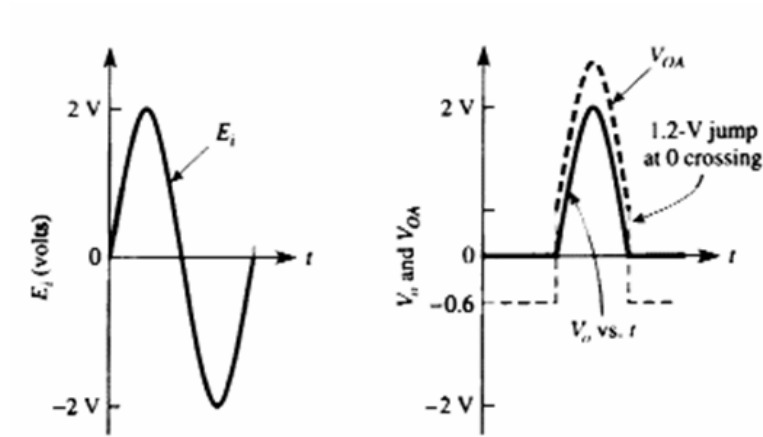


Figura 38 – Resposta linear do sinal de saída V_o .

Na Figura 39 está apresentada uma simulação no Electronics Workbench do funcionamento do retificador de meia onda associado a um detector de pico.

Na Figura 40 observa-se as formas de onda na entrada de um sinal senoidal e na saída o sinal retificado e filtrado.

Para montagem deste filtro foi utilizado o 4º dos 4 amplificadores operacionais disponíveis no circuito integrado TL084.

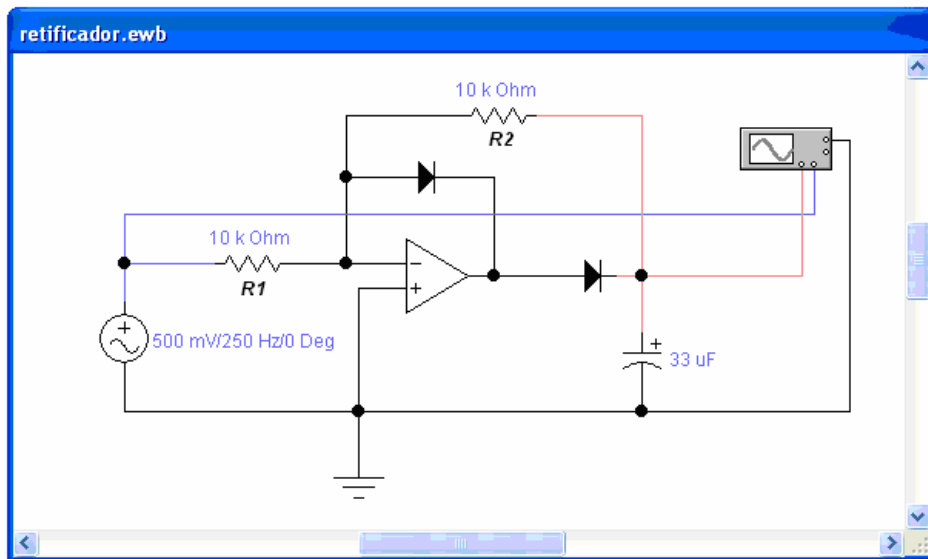


Figura 39 – Circuito do retificador.

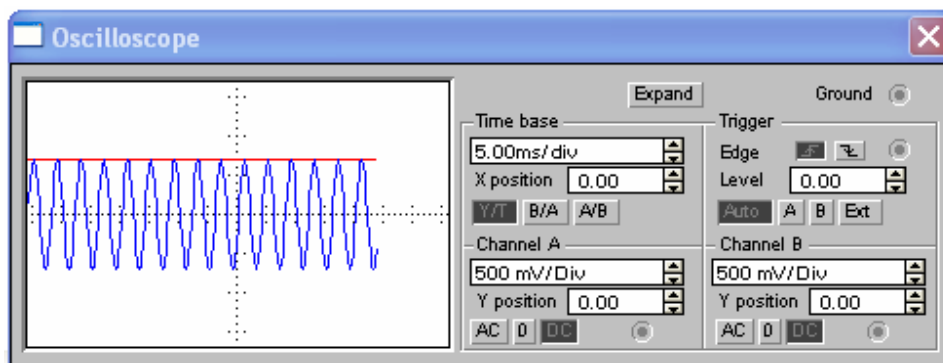


Figura 40 – Formas de onda.

Detector de Envelope

Este circuito consiste de um filtro passa baixa de polo simples, composto de um resistor em série com um capacitor em paralelo com a carga e têm a função de envelopar o sinal de EMG retificado. O capacitor exibe reatância, e bloqueia os sinais de baixa frequência, fazendo com que eles passem pela carga. Para frequências mais altas a reatância reduz, e o capacitor conduz com facilidade. A frequência de corte é determinada pela escolha da resistência e da capacitância, descrita pela Equação 9.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (9)$$

Um modo de compreender este circuito é considerar o tempo que o capacitor leva para se carregar. O capacitor leva um período de tempo para carregar e descarregar através do resistor:

- Para baixas frequências, um tempo maior é necessário para que o capacitor se carregue até atingir praticamente a mesma amplitude que do sinal de entrada.
- Para altas frequências, o capacitor tem tempo apenas para uma pequena carga antes que o sinal inverta a sua polaridade. A saída varia em uma proporção bem menor no tempo em relação as variações do sinal na entrada, criando assim o efeito de envelope.

Na Figura 41 é apresentado o esquema do circuito que foi simulado no Eletronics Workbench, onde foi analisado o detector de envelope.

Na Figura 42 observa-se as formas de onda na entrada, de um sinal simulado de EMG de 200Hz , retificado em meia onda, e na saída o sinal envelopado.

Na Figura 43 foi apresentado através do diagrama de Bode, a eficiência do filtro, com frequência de corte de 15kHz.

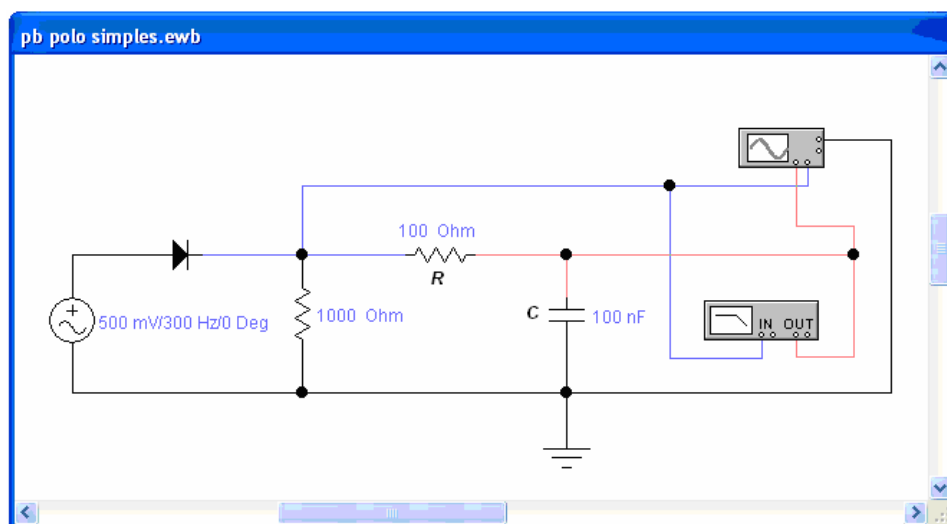


Figura 41 – Circuito do detector de envelope.

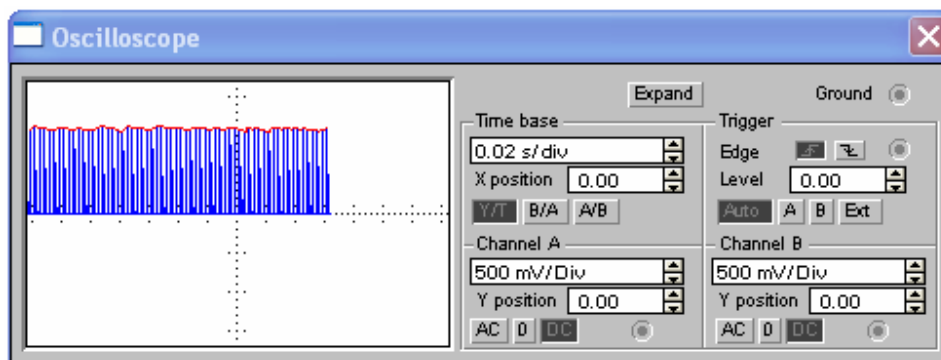


Figura 42 – Formas de onda.

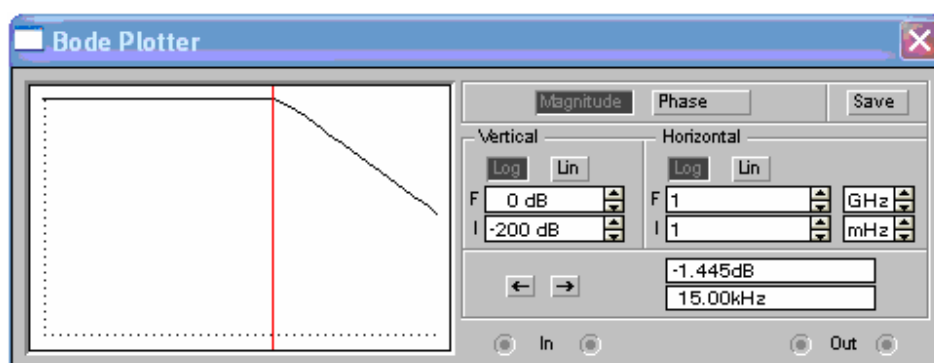


Figura 43 – Diagrama de Bode.

Isolação óptica

O acoplador óptico é responsável em isolar o circuito de aquisição e condicionamento do sinal de EMG da parte de controle e acionamento, visto que estes circuitos trabalham com referenciais distintos. No projeto foi utilizado o TIL111, que consiste em um optoacoplador com um led infravermelho e um fototransistor que funciona como driver (Figura 44).

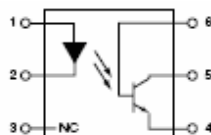


Figura 44 – Arquitetura interna TIL111.

Circuito de lógica e controle

A versão final do circuito de controle foi implementada com o uso de um microcontrolador. A utilização do microcontrolador apresenta muitos benefícios em relação a lógica discreta, não só pelo espaço ocupado pois todas as funções passam a ser incorporada a um único CI, mas pela flexibilidade de utilização, visto que toda a lógica passa a ser programável, nos permitindo implementar funções de controle de maior complexidade.

Para tal foi utilizado o microcontrolador AVR CMOS ATtiny26 da Atmel, de baixo consumo, com 8-bits, baseado na arquitetura RISC, com 14 terminais (Figura 45). O ATtiny26 fornece 2K bytes de memória flash, 128 bytes de memória EEPROM, 128 bytes de memória SRAM, 16 portas I/O de uso geral, 32 registradores de uso geral, dois temporizadores/contadores de 8 bits, uma saída de PWM, oscilador interno e externo, interrupções internas e externas, tempo de *Watchdog* programável, 11 canais de 10 bits de conversor A/D com duas entradas diferenciais de tensão com estágios do ganho.

A lógica de programação foi desenvolvida em *Assembly*, conforme fluxograma (Figura 46).

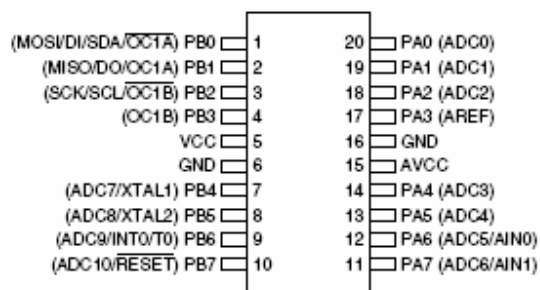


Figura 45 – Arquitetura ATtiny 26.

Para a programação do microcontrolador foi utilizada uma placa de gravação STK5000 com o adaptador STK505 (kit de adaptação para CI de 14 pinos), com o *software* AVR Studio 3.56, da Atmel.

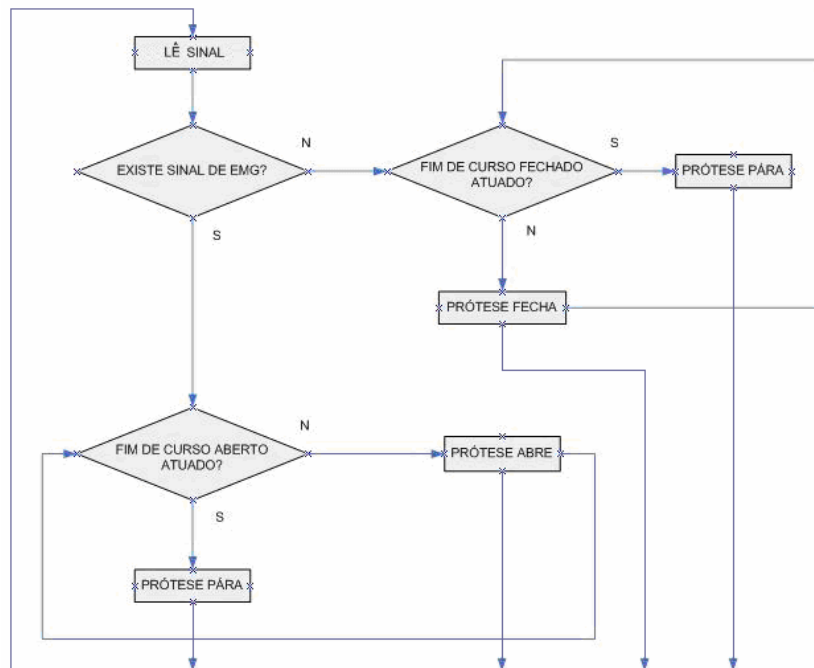


Figura 46 – Fluxograma da lógica de controle.

Driver

O *driver* utilizado para acionamento do motor é o L298 da *ST Microelectronics*, um circuito integrado monolítico duplo de 15 terminais, disponível no encapsulamento *PTH Multiwatt* e *SMD SO20* de potência. Foi projetado para aceitar níveis padrão da lógica do *TTL*, podendo acionar cargas indutivas, como relés, solenóides, motores C.C. e de passo. Duas entradas são disponibilizadas para habilitar ou desabilitar o dispositivo, independentemente dos sinais de entrada. Os emissores dos transistores inferiores de cada ponte são conectados e o terminal externo correspondente pode ser usado para a conexão de um resistor externo sensor de corrente. Uma entrada adicional de referência é fornecida de modo que a lógica trabalhe em uma tensão menor em relação à tensão de acionamento da carga. A Figura 47 apresenta a arquitetura interna do dispositivo. Para utilização deste dispositivo como *driver* de acionamento do motor, para executar os movimentos de extensão e flexão da prótese, o controle do sentido de rotação do motor, se faz necessário. Para efetuar tal controle, uma combinação de valores lógicos nas entradas de controle do dispositivo, faz com que seja possível efetuar estas operações. Na Figura 48 está apresentado o controle de direção.

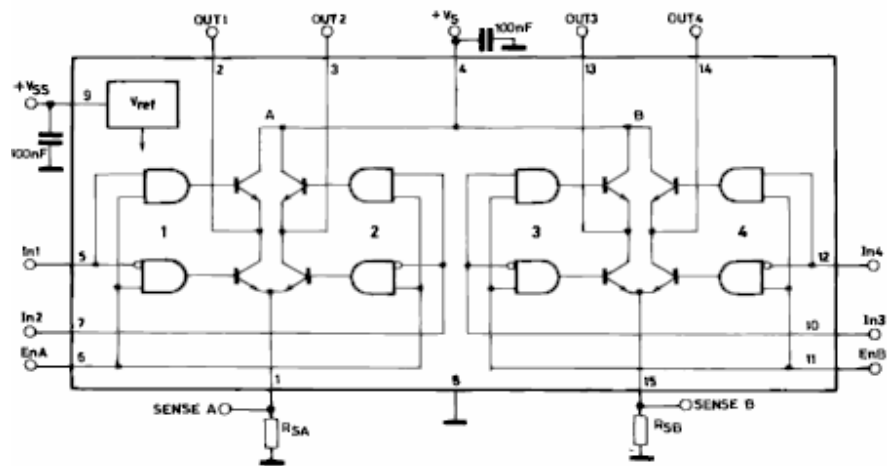
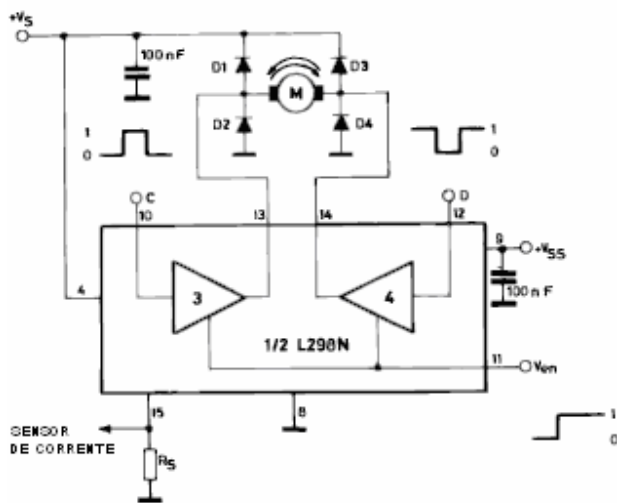


Figura 47 – Arquitetura interna L298.



Entradas		Função
$V_{en} = H$	$C = H ; D = L$	Frente
	$C = L ; D = H$	Traz
	$C = D$	Motor Pára
$V_{en} = L$	$C = X ; D = X$	Gira Livre Motor Pára

L= Baixo H= Alto X= Desprezar

Figura 48 – Controle bi-direcional de motores DC.

4 - RESULTADOS

Para efeito de validação prática da funcionalidade operacional do protótipo, treinos funcionais foram feitos em 4 grupos distintos de usuários, totalizados em 21 pessoas de ambos os sexos, maiores de 5 anos de idade, tomando com referência de captação os músculos localizados no antebraço.

Foram os grupos divididos da seguinte forma:

- Grupo 1: pessoas sem amputação de membro com bom controle motor
- Grupo 2: pessoas sem amputação de membro com déficit motor
- Grupo 3: pessoas com amputação traumática de membro
- Grupo 4: pessoas com amputação congênita de membro

Estes treinos foram realizados no intuito de avaliar, a facilidade de acionamento da prótese, o conforto e a funcionalidade para a realização de atividades cotidianas. O modelo utilizado nos experimentos foi configurado conforme apresentado na Figura 53.

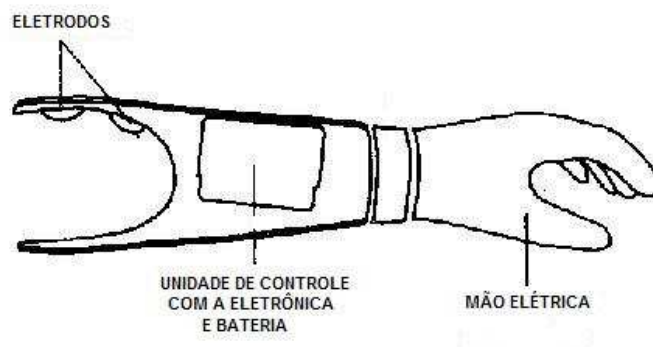


Figura 53 – Prótese de mão completa (Modificado – ASHOK S. MUZUMDAR, 1984).

No grupo 1, 12 pessoas foram submetidas aos treinamentos funcionais e todas conseguiram com facilidade movimentar e controlar a prótese.

No grupo 2, 2 pessoas portadoras de lesão nervosa foram submetidas aos treinamentos. Todas tiveram muita dificuldade para movimentar e controlar a prótese. Não se enquadraram no perfil de usuário da prótese.

No grupo 3, 4 pessoas com amputação traumática de antebraço, devido a acidente, foram submetidas aos treinamentos. Duas pessoas tiveram inicialmente um pouco de dificuldade para movimentar e controlar a prótese, mas no desenrolar do treinamento foram aprimorando o controle e duas movimentaram sem qualquer problema. Todos se enquadraram no perfil de usuário da prótese.

No grupo 4, 3 pessoas com amputação congênita de antebraço. Inicialmente todas tiveram dificuldade para controlar a prótese, visto que o coto, apesar de movimentar-se voluntariamente não era funcional. Estas pessoas tiveram que passar por um condicionamento físico para aprimorar o controle muscular para, aí então, utilizarem a prótese. Passado a fase de condicionamento, as pessoas foram novamente submetidas aos treinamentos e conseguiram com facilidade movimentar e controlar a prótese, passando a se enquadrar no perfil de usuário da prótese.

Os treinos funcionais ou de uso, iniciam quando a prótese está pronta para ser usada e devidamente ajustada às dimensões anatômicas dos pacientes. Nos treinos são abordadas formas e maneiras de como utilizar a prótese para ajudar em atividades nas quais se faz necessário o uso das duas mãos (Ashok S. Mazundar, 1985).

Durante o treinamento funcional algumas atividades cotidianas foram abordadas, de forma a colocar a utilização da prótese aos usuários como algo bastante natural.

Algumas das atividades desenvolvidas durante o treinamento funcional são apresentadas abaixo, particularizando as atividades para crianças (Figura 54) e adultos.

Crianças: Vestir uma boneca
Cortar um pedaço de papel
Destampar uma embalagem
Descascar uma banana
Andar de bicicleta
Apontar um lápis
Fechar um zíper
Abrir uma barra de chocolate
Montar brinquedos de encaixe do tipo *Lego*

Adultos: Cortar alimentos
Dar laços em cadarços
Vestir roupas
Calçar meias
Jogar cartas

Costurar um botão no tecido
Usar ferramentas
Abrir e fechar um guarda-chuva
Usar o telefone
Abrir uma lata de refrigerante
Tirar e colocar dinheiro na carteira

Durante os treinamentos foram avaliados o desempenho dos usuários nas atividades, verificando as dificuldades na execução e usando o tempo como unidade de medida avaliadora, para a conclusão das tarefas.



Montando peças de encaixe



Andando de velocípede



Enchendo um copo de água

Figura 54 – Sequência de atividades para criança em treinamento funcional

5 - CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi o de desenvolver algumas contribuições relativas às atividades de aquisição, interpretação e processamento de sinais eletromiográficos de superfície, para utilização no acionamento de próteses motoras ativas como também o de apresentar o desenvolvimento e avaliação de uma prótese biomecânica ativa para mão humana, controlada por sinal eletromiográfico de superfície, tendo em vista a aplicação na área de reabilitação.

Diante dos resultados obtidos na captação do sinal, pode-se observar que o sistema utilizado apresentou-se bastante estável, devido aos filtros utilizados e à técnica do detector de envelope. Com um consumo de energia bastante reduzido, o circuito apresentou uma autonomia de 10 horas de uso, o suficiente para dar segurança ao usuário no desempenho de suas atividades diárias, sem ter que carregar a bateria durante este período.

Este desenvolvimento apresentou-se bastante competitivo em relação a modelos importados, visto que, todos os componentes foram disponibilizados no Brasil e são de fácil aquisição, reduzindo bastante o custo.

Do ponto de vista funcional esta prótese apresentou-se bastante satisfatória, visto que os usuários conseguiram utilizá-la com razoável facilidade, salvo alguns casos, que por questões orgânicas, necessitaram sofrer um prévio condicionamento físico.

Comparado com próteses convencionais, as próteses eletromiográficas oferecem uma maior flexibilidade na utilização, sua operação dispensa uma posição física específica do corpo para funcionamento, além de requerer menor esforço no acionamento. Em relação à parte estética, sua grande integração a anatomia do membro melhora muito a aparência, deixando o usuário mais seguro quanto a utilização cotidiana.

Uma limitação óbvia das próteses eletromiográficas, é que elas apresentam uma estrutura mais complexa e por esta razão são mais caras, necessitando de centros especializados para reparos e manutenções, não disponíveis em todos os lugares.

O treinamento funcional é requerido para se usar efetivamente as próteses eletromiográficas, mas a quantidade de treinamento necessário não é verdadeiramente maior se comparado ao uso de uma prótese convencional.

Próteses eletromiográficas requerem uma rotina de cuidados, que devem ser abordados durante o treinamento funcional. Os mais importantes aspectos desta rotina é a carga da bateria e a limpeza dos eletrodos de captação de sinal, que devem ser realizadas diariamente.

Para uma integração usuário/prótese bem sucedida, alguns fatores, devem ser levados em conta. A seleção dos músculos deve ser feita de forma que eles possam produzir sinais fortes, tentando agregar a função de controle com a função orgânica perdida, de forma que o sinal gerado em outros movimentos não interfira na operação da prótese.

O posicionamento dos eletrodos, no ventre muscular permite um melhor aproveitamento do sinal, minimizando interferências externas.

A distribuição da pressão nas entradas diferenciais do eletrodo na pele é essencial para prevenir interferências durante a operação da prótese. Um bom contato da pele com os eletrodos faz com que haja uma boa rejeição em modo comum.

O ajuste do amplificador deve ser feito de acordo com a condição orgânica de cada usuário. O valor do ganho ajustado não deve ser muito alto, pois a suscetibilidade a interferências irá também aumentar, podendo vir a dificultar o controle da prótese, diminuindo o efeito do sinal de EMG captado no membro residual.

O correto encaixe do soquete no membro residual evita movimentos entre a pele e o eletrodo, prevenindo artefatos de movimento.

O condicionamento físico do usuário antes da utilização da prótese é de suma importância para que haja uma boa funcionalidade no uso. Normalmente a musculatura, devido ao membro não ser funcional, é atrofiada, o que dificulta o controle da prótese. Sendo assim, o treinamento muscular além de fortalecer os músculos de membro residual, ativa a circulação sanguínea, ajudando assim a manter o membro mais saudável e funcional para utilização com a prótese.

O autor acredita que mesmo diante das limitações apresentadas no uso das próteses eletromiográficas, o seu uso aumenta o potencial funcional dos usuários, possibilitando uma maior integração social e superando as limitações físicas ocasionadas, devido à amputação do membro.

Proposta para futuros trabalhos

Pretende-se estudar a viabilidade do uso de outras técnicas de reconhecimento de padrões, simular técnicas viáveis e analisá-las com o intuito de eleger qual é a melhor maneira de reconhecer os padrões do sinal eletromiográfico para serem utilizados em sistemas de reabilitação.

Implementar outros graus de liberdade na prótese além dos movimentos de flexão e extensão, representados pelos movimentos de pronação e supinação.

Definir um sistema que possibilite utilizar mais de um grupo muscular na operação da prótese, dando maior controle na utilização, com precisão de movimentos.

6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Almeida, M.A.F. (1997). “Filtragem Digital de Sinais Biomédicos”. Florianópolis. 116p. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- Bagwell, P. J.; Chappel, P. H. (1995). “Real Time Microcontroler Implementation of an Adaptative Myoelectric Filter”. In: *Med. Eng. Phys.*, v.17, n.2, 151-160.
- Bankman, I. N. e Jansenlewitz, S. J. (1995). “Neural waveform detector for prosthesis control”, In: *Proceedings of the IEEE 17th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, 963–964.
- Basha, T.; Scott, R. N.; Parker, P. A.; Hudgins, B. S. (1994). “Deterministic components in the myoelectric signal”. In: *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, v.32, 233-235.
- Basmajian, J.V.; DeLuca, C.J (1985). “*Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*”. ISBN:0-0683-00414-X. 5th ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 561.
- Beltramini, L.M. (1999). “Elementos de Histologia e Anátomo-fisiologia Humana”.
- Biedermam, W. (1898). “*Electrophysiology*”. London
- Bower, J. H.; Michael, J. W. (1992). “Control of limb Prostheses”, In: *Atlas of Limb Prosthetics*, Chapter 6D: 175–184.
- Carpaneto, J., Micera, S., Zaccone, F., Vecchi, F. E DARIO, P. (2003). “A sensorized thumb for force close-loop control of hand neuroprostheses”, In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(4), 346–353.
- Clarys, J.P.P.; Lewillie, L. (1992). “Clinical and kinesiological electromyogra by Dr. Duchenne (De Boulogne)”. In: CAPOZZO, A.; MARCHETTI, M.; TOSI, V. *Bioloocomotion: a century of research using moving pictures*. Roma, Promograph, 89-114.
- Chappel, P. H.; Kyberd, P. J. (1991). “Prehensile Control of a Hand Prosthesis by a Microcontroler”. In: *J. Biomed. Eng.*, v.13, n.5, 363-369.
- Cunha, F. L.; Shneebeli, H. A.; Dynnikov, V. I. (2000). “Development of Antropomorphic Upper Limb Prostheses With Human-Like Interphalanganian and Interdigital Couplings”. In: *Artificial Organs*. ISSN: 0160-564X. v.24, n.3, 193-197.

- Cunha , F. L. DA (2002). Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores, *Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica*, Universidade de São Paulo, São Carlos- Brasil.
- Cunningham, E. A.;Hogan, N. (1981). “Effects of Tissue Layers on the Surface Myoelectric Signal”, In: IEE Frontiers of Engineering in Helth Care, CH1621-2/81/0000-0003 500.75, 3-7.
- Delsys Inc. (1996) *Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Electromyography: Detection and Recording”*, www.delsys.com.
- Delsys Inc. (1993) *Tutorials & WhitePapers: “A discussion on The Use of Surface Electromyography in Biomechanics”*, www.delsys.com.
- Delsys Inc. (1996) *Tutorials & WhitePapers: “A discussion on Surface Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition”*, www.delsys.com.
- DeLuca, C.J. (1979). “Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals”. In: *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, v.26, n.6, 313-325.
- DeLuca, C.J.; Buchtahl; Schmalbruck. (1980). “Appendix B”. In: U.S DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. “Selected Topics in Surface Electromyography for use in Ocupational Setting: Expert Perspectives”, 156-170.
- DuBois-Reymond, F. (1849). “Untersuchngen ueber thierische elektricitat“. v.2, Berlin.
- Enderle, J; BRONZINO, J. (2000). “Introduction to Biomedical Engineering”, Chapter 5: 194–215.
- Englehart, K.; Hudgins, B.; Parker, P.A.; Stevenson, M. (1999). “Classification of Myoelectric Signal using Time-Frequency Based Representations”. In: *Medical Eng. & Physics*, v.21, 431-438.
- Gasser, H.S.;Erlanger, J. (1925). “The nature of conduction of an impulse in the relatively refractory period“. In: *American J. Physiol.*, v.73, 613.
- Ghez, C. (1991). “Muscle: effectors of the motor systems”. In: Kardel, E.R; Schwartz, J.H.; Jessel, T.M. *Principles of neural science*. 3.ed, Norwalk, Apleton & Lange, 548-563.
- Gelerman, D. G.; Cook. T. M. “Instrumentation”. In: U.S DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. “Selected Topics in Surface Electromyography for use in Ocupational Setting: Expert Perspectives”, chapter 4, 44-68.

- Gelerman, D. G.; Cook, T.M. (1992). “Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Settings”, Chapter 4: 50–60.
- Gorni, A. A. (2001). “Introdução a Prototipagem Rápida e seus Processos”, In: *Revista Plástico Industrial*, 230-239.
- Guyton, A.C. (1998). “*Fisiologia Humana*”. In: 6.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S.A., 564.
- Hamill, J.; Knutzen, K. M. (1995). “Biomechanical Basis of Human Movement”, In: *Muscular Considerations for Movement*, Chapter 3: 81–86.
- Harwin, W. S., Rahman, T. e Foulds, R. A. (1995). “A review of design issues in rehabilitation robotics with reference to north american research”, In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 3(1), 3-13.
- Hodgkin, A.L.; Huxley, A.F. (1952). “Currents Carried by Sodium and Potassium Ions Through the Membrane of the Giant Axon of *Loligo*”. In: *J. Physiol.* London, v.116, n.4, 449-472.
- Hodgkin, A.L.; Huxley, A.F. (1952). “The Components of Membrane Conductance in the Giant Axon of *Loligo*”. In: *J. Physiol.* London, v.116, n.4, 473-496.
- Hodgkin, A.L.; Huxley, A.F. (1952). “The Dual Effect of Membrane Potential on Sodium Conductance in the Giant Axon of *Loligo*”. In: *J. Physiol.* London, v.116, n.4, 497-506.
- Hodgkin, A.L.; Huxley, A.F. (1952). “A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve”. In: *J. Physiol.* London, v.117, n.4, 500-544.
- Hodgkin, A.L.; Huxley, A.F. (1952). “Propagation of Electrical Signals Along Giant Nerve Fibes”. In: *Proc. Royal Society of London Series B – Biological Sciences*, v.140, n.899, 177-183.
- Hogan, N. (1976) *WhitePapers*: “A review of the methods of processing EMG for use as a proportional control signal”.
- Hogan, N.; Mann, R.W. (1977). “Cybernetic Considerations in Use of Myoelectric Activity for Prosthesis Control“. Number 23-P-55854/1 and the Whitaker Professorship of Biomedical Engineering at MIT, 1-12.

- Hogan, N.; Mann, R.W. (1974) *WhitePapers*: “Detrimental Effects of Low Frequency Noise in Proportional EMG Controllers“. 27th ACEMB Marriot Hotel Philadelphia, Pennsylvania, 6-10.
- Hogan, N.; Mann, R.W. (1979) *WhitePapers*: “A Factor of Five Improvement in Mioelectric Signal Processing“. 4th Congress of I.S.E.K – Boston, USA.
- Hogan, N.; Mann, R.W. (1980). “Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography – Part I: Derivation of the optimal Myoprocessor“. In: IEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. bme-27, n° 27, 382-395.
- Hogan, N.; Mann, R.W. (1980). “Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography – Part II: Derivation Experimental Demonstration of Optimal Myoprocessor Performance“. In: IEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. bme-27, n° 27, 396-410.
- Hogan, N. *WhitePapers*: “Prostheses Myoelectrically Controlled“. In: Physics in Medicine & Biology Encyclopedia – Mediacl Physics, Bioengineering and Biophysics, 598-600.
- Hudgins, B.; Parker, P.; Scott, R. N. (1991). “A neural network classifier for multifunction myoelectric control“. In: *Proc. 13th Inter. Conf. IEEE/EMBS*, Orlando, FL., v.13, n.3, 1454-1455.
- Hudgins, B.; Parker, P.; Scott, R.N. (1991). “A neural network classifier for multifunction myoelectric control“. In: *Proc. 13th Inter. Conf. IEEE/EMBS*, Orlando, FL., v.13, n.3, 1454-1455.
- Hudgins, B.; Parker, P.; Scott, R.N. (1993). “A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control“. In: *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, v.40, n.1, 82-94.
- Hudgins, B.; Parker, P.; Scott, R.N. (1994). “Control of Artificial Limbs Using Myoelectric Pattern Recognition“. In: *Medical & Life Sciences Engineering.*, v.13, 21-38.
- Kampas, P (2001). “*The Optimal Use of Myoelectrodes*“. In: Med. Orth. Tech. 121, Gentner Verlag, Stuttgart, 21-27.
- Kováks, Z.L. (1997). “*O Cérebro e sua Mente: Uma Introdução a Neurociência Computacional*“. In: São Paulo, Edição acadêmica, 215.
- Kendall, F.P.; McCreary, E.K (1986). “*Músculos: Provas e Funções*“. 3.ed. São Paulo, Ed. Manole, 380.

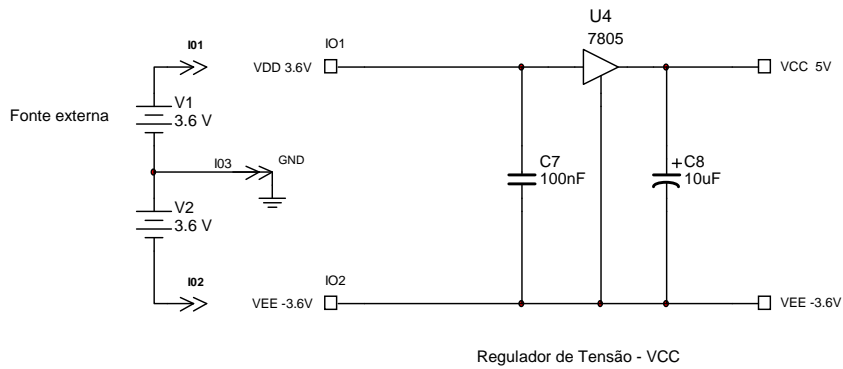
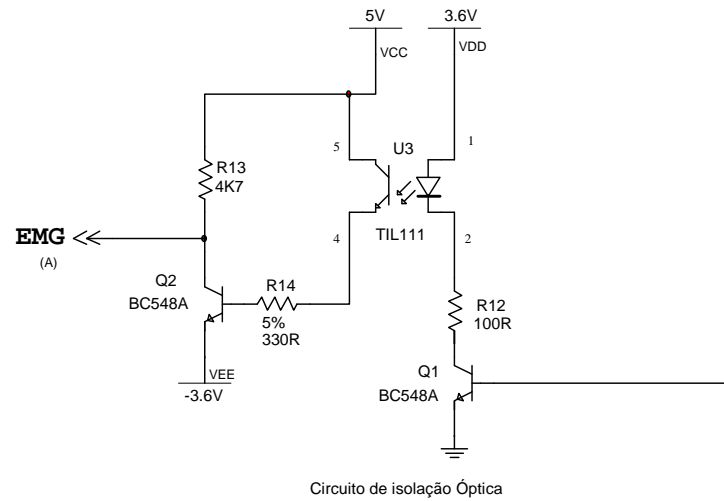
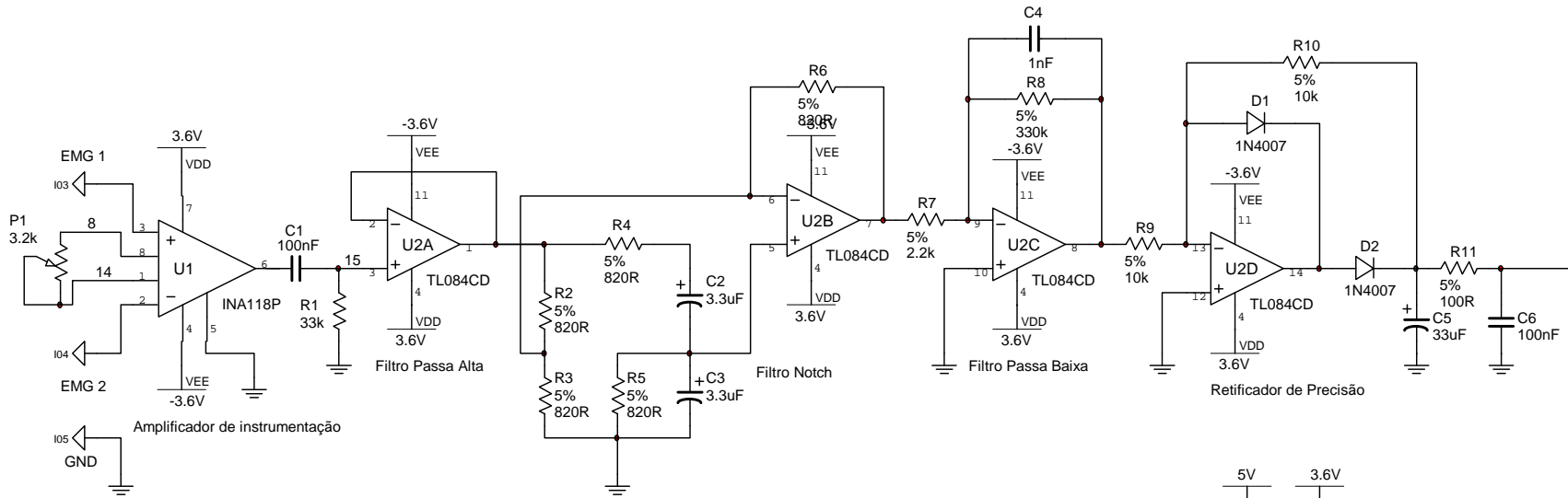
- Kreifeldt, J.G.; YAO, S. (1974). "A signal-to-noise investigation of non linear electromyographic processors". In: *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v.21, n.4, 298-308.
- Kuruganti, U.; Hudgins, B.; Scott, R. N. (1995). "Two-Channel Enhancement of a Multifunction Control System". In: *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, v.42, n.1, 109-111.
- Kyberd, P. J. *et al.* (1995). "MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control", In: *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, v.3, n.1, 70-76.
- Merletti, R.; Parker, P.A. (2004). "Electromyography Physiology, Engineering, and Noninvasive Application", Chapter 5: 108–115.
- Olson, W. H. (1998). "Basics Concepts of Medical Instrumentation". In: WEBSTER, J. G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. ISBN: 0-471-15368-0. 3.ed. New York, John Wiley & Sons, p.1-43.
- Ortolan, R. L. (2002). Estudo e Avaliação de Técnicas de Processamento do Sinal Mioelétrico para o Controle de Sistemas de Reabilitação, *Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica*, Universidade de São Paulo, São Carlos- Brasil.
- Ortolan R. L. (2000). "Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores". In: *Anais Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3º de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1º de Tecnologias de Apoio para a Deficiência*, Madrid, 111-114.
- Pan, T.-T.; Fan, P.-L.; Chiang, H. K.; Chang, R.-S.; Jiang, J.-A. (2004). "A Mechatronic Experiments Course Design: A Myoelectric Controlled Partial-Hand Prosthesis Project". In: *IEE Transactions on Education*, vol. 47, nº 3, 348-355.
- Parker, P.A.; Stuller, J.; Scott, R. N. (1977). "Signal processing for multistate myoelectric channel". In: *Proc. IEEE*, v.65, n.5, 662-674.
- Porfírio, R. S.; Wood, G.A.; Cliquet Jr, A. (1992). "Myoelectric Hand Prosthesis with Accomodation Device for Grasping". In: VI MEDITERRANEAN CONFERENCE ON MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING. *Anais*. ISBN: 88-7958-001-9. International Federation for Medical and Biological Engineering, Capri, 1301-1304.
- Prior, S. D. e Warner, P. R. (1990). "A review of world rehabilitation robotic research", In: *I.E.E. Colloquium on High-Tech Help for the Handicapped*, 1/1–1/3.

- Scott, R. N.; Mazumdar, A.S. (1984). "An Introduction to Myoelectric Prostheses". In: *UNB Monographs on Myoelectric Prostheses*, v.1, 1-9.
- Scott, R. N.; Parker, P.A. (1988). "Myoelectric Prostheses: State of the Art". In: *Med. Eng. & Technology*, v.12, n.4, 143-151.
- Soderberg, G. L.U. "Recording Technics". In: U.S DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. Selected Topics in Surface Electromyography for use in Occupational Setting: Expert Perspectives, chapter 3, 24-41.
- Zhang, X., Yang, Y., Xu, X. e Zhang, M. (2002). "Wavelet based neuro-fuzzy classification for emg control", In: *Proc. IEEE 2002 Int. Conf. Communications, Circuits and Systems and West Sino Exposition 2*: 1087-1089.
- Zhang, Y. T.; Parker, P. A.; Scott, R. N. (1997). "Signal-to-Noise Ratios of the Myoelectric Channel With Additive Noise". In: *Proc. 19th Inter. Conf. IEEE/EMBS*, Oct.30-Nov.2, Chicago, IL, 582-1584.

7- ANEXOS

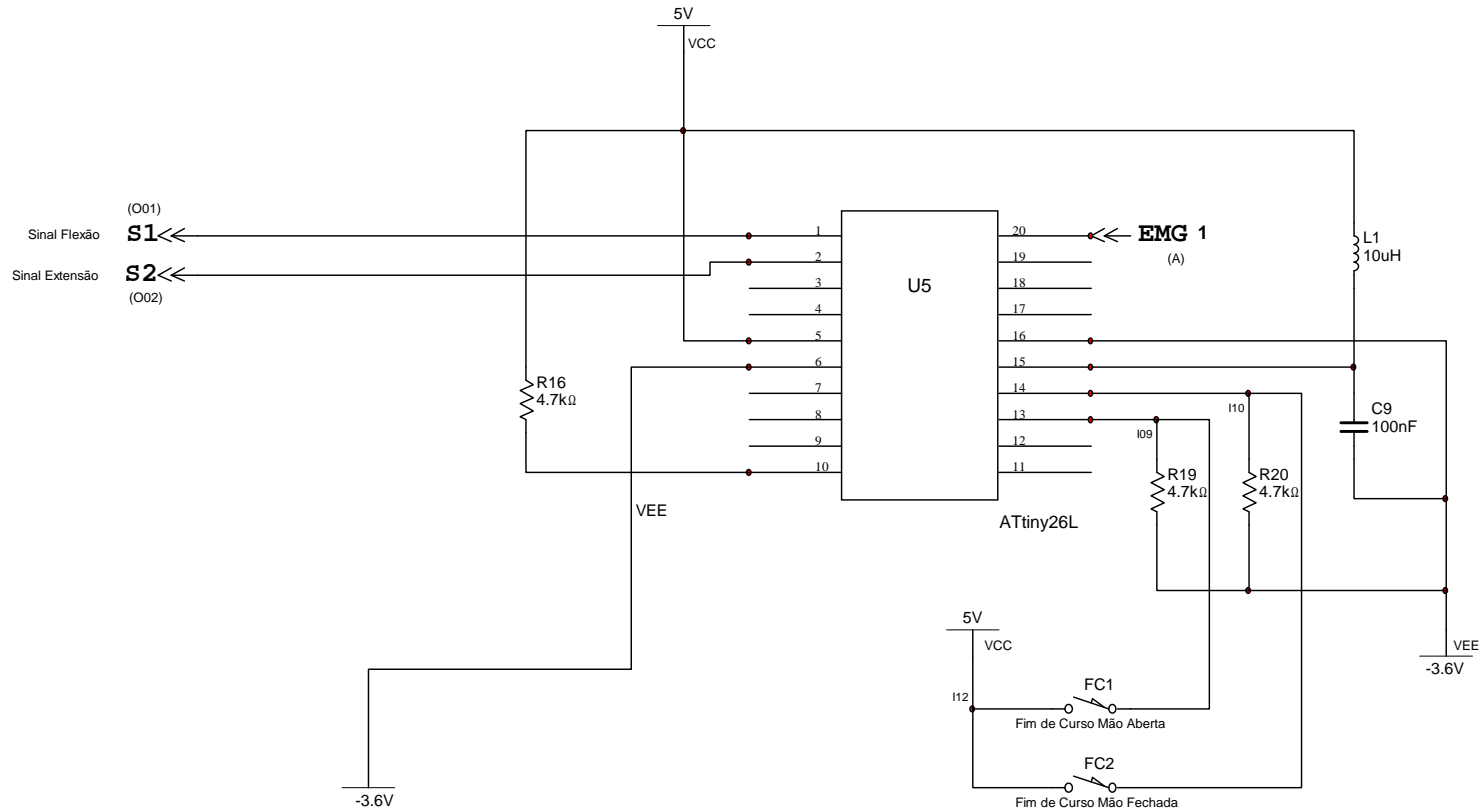
7.1 - DIAGRAMA ELETRÔNICO

Aquisição e Condicionamento de Sinal EMG



Title: Circuito 1	Desc.: Prótese Eletromiográfica Com Retorno Involuntário	
Designed by: Nei	Document No: 0001	Revision: 1.0
Checked by: Nei	Date: Mar. 21, 2006	Size: A
Approved by: Nei	Sheet 1 of 4	

Controle Microcontrolado

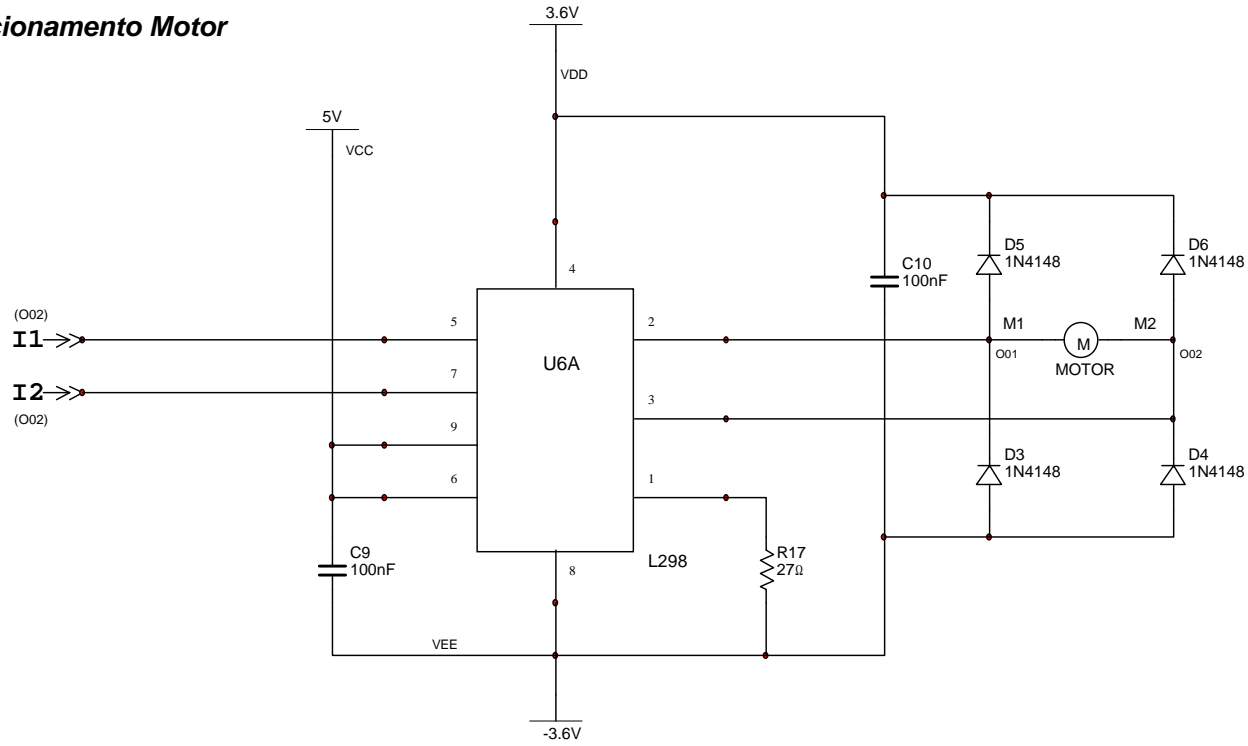


Electronics Workbench
 801-111 Peter Street
 Toronto, ON M5V 2H1
 (416) 977-5550

Electronics
 WORKBENCH
 A NATIONAL INSTRUMENTS COMPANY

Title: Circuito 2	Desc.: Projeto Prótese Eletromiográfica Retorno Involuntário	
Designed by: Nei	Document No: 0004	Revision: 1.0
Checked by: Nei	Date: Mar. 21, 2006	Size: A
Approved by: Nei	Sheet 4 of 4	

Driver de acionamento Motor



Electronics Workbench
 801-111 Peter Street
 Toronto, ON M5V 2H1
 (416) 977-5550



Title: Circuito 3	Desc.: Projeto Prótese Eletromiográfica Retorno Involuntário	
Designed by: Nei	Document No: 0002	Revision: 1.0
Checked by: Nei	Date: Mar. 21, 2006	Size: A
Approved by: Nei	Sheet 2 of 4	

7.2 – ARTIGO TÉCNICO

PRÓTESE BIOMECÂNICA DE MÃO COMANDADA POR SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS DE SUPERFÍCIE

N. A. Andrade*, S. S. Rodrigues*, G. A. Borges* e A. F. da Rocha*

*Grupo de Processamento Digital de Sinais (GPDS)
Departamento de Engenharia Elétrica - Universidade de Brasília
Brasília, CEP 70910-900, Brasil

e-mail: neiaugusto@bol.com.br, suelia@ene.unb.br, gaborges@unb.br, adson@unb.br

Abstract: This paper describes the development of a hand prosthesis for use in patients with an amputated hand due to congenital problems or to trauma wound that possess a part or the forearm endowed with muscular activity. The paper covers the constructive aspects of mechanical and electronic designs. The prototype is controlled by myoelectrical signals measured at the remaining part of the injured limb of the patient. The EMG signals are measured at the surface of the skin, in a point that is close to a working muscle of the amputated arm. The prosthesis allows the patient to hold objects by means of a three finger clamp. The prosthesis had an excellent performance in the preliminary tests with an amputated patient.

Palavras-chave: robótica de reabilitação, prótese de mão ativa, EMG, sinais eletromiográficos.

Introdução

Os estudos em reabilitação têm como principal objetivo restaurar as funções motoras perdidas e auxiliar o tratamento das desabilidades motoras. A perda de um membro pode danificar extremamente a atividade funcional de um indivíduo, tendo impacto negativo na sua qualidade de vida. Após a segunda guerra mundial, o governo dos Estados Unidos da América iniciou os primeiros esforços concentrados em promover projetos de engenharia para o desenvolvimento de membros artificiais. Inicialmente acionados por cabos, essas próteses forneciam um grau de controle razoável. Posteriormente, começaram a ser produzidas próteses que mais se aproximavam da fisiologia humana e que utilizavam a atividade elétrica gerada pelos músculos para controlar as ações da prótese [1]. Essa atividade elétrica, [2] conhecida por mioeletricidade é produzida pela contração muscular e se espalha por todo o músculo. No caso da mão, em especial, por se tratar de um elemento funcional de último estágio, pode ser facilmente substituída por uma prótese que agrega em seu interior toda a sua estrutura de controle. Assim, um elevado nível de funcionalidade pode ser mantido, oferecendo um alto grau de liberdade. Um indivíduo treinado no uso de uma mão mioelétrica pode executar tarefas cotidianas que lhe permitem levar uma vida normal.

Os sinais de eletromiografia (EMG) têm se mostrado, ao longo dos anos, portadores eficientes de informações de intenções de movimento, pois são sinais gerados pela ativação neuromuscular associada com a contração da musculatura [3].

Esses sinais, oriundos de contrações musculares voluntárias, são usados para que o paciente possa realizar o acionamento da prótese.

O objetivo deste artigo é apresentar um protótipo de prótese mecânica ativa para mão humana, representada por uma pinça tri-digital, apresentando um grau de liberdade, expresso pelo movimento de extensão e de flexão dos dedos, que pode ser controlado voluntariamente através da captação dos sinais eletromiográficos de superfície no membro remanescente.

Materiais e Métodos

No desenvolvimento do circuito de controle da prótese foram utilizados o amplificador de instrumentação *INA118* da *Burr-Brown*, o amplificador operacional *J-fet TL084*, o isolador óptico *TIL111*, as portas lógicas *TTL 7432*, *7404* e *7408* da *Texas Instruments*, e o *driver* de acionamento *L298* da *ST*. Inicialmente a montagem foi feita em placas experimentais *Pront-o-board*, para ajustes e simulações, e posteriormente feita a montagem em placa de circuito impresso.

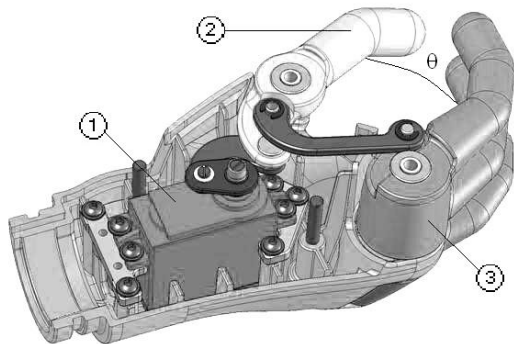
A metodologia utilizada no desenvolvimento foi a da demodulação do sinal de EMG, através das técnicas de retificação de onda completa e de detecção linear de envelope do sinal.

Como acionamento da prótese foi utilizado o motor-reductor modelo *S136 G da Futaba*. Neste protótipo foi utilizado resina para a maior parte das estruturas e aço para eixos de sustentação, conforme ilustrado na Figura 1.

Protótipo de Prótese Ativa

O grau de liberdade está associado ao ângulo θ , cuja atuação é feita por servomotor de corrente contínua, com amplitude de movimento de 100° . O protótipo foi fixado ao membro restante do paciente por meio de um soquete, anátomo-ergonomicamente desenhado, onde

internamente foram estrategicamente posicionados os eletrodos de captação dos sinais eletromiográficos. O ponto exato para posicionamento dos sensores foi definido com a análise individual dos sinais eletromiográficos no membro amputado do paciente, sendo escolhido o ponto de maior amplitude de sinal, definido pelo ponto de maior atividade muscular. O objetivo disto foi o de minimizar o efeito de interferências externas e reduzir esforço do indivíduo na ativação da prótese.



- 1- Motoredutor de acionamento
- 2- Polegar
- 3- Dedo médio e indicador

Figura 1: Estrutura mecânica do protótipo em desenvolvimento.

Após a concepção mecânica, o desenvolvimento da prótese passou a uma fase de idealização de uma arquitetura modular de instrumentação e de controle, procurando reproduzir os movimentos e controles da mão humana. Para tanto, na parte de instrumentação, estão presentes sensores de posição para interrupção de funcionamento do motoredutor nos limites mecânicos de abertura e fechamento da prótese. O ângulo de abertura da prótese é proporcional à amplitude do sinal captado em relação à duração do mesmo. Desta forma, quanto maior for o sinal gerado na contração do músculo de referência para a captação do sinal, maior será a velocidade de abertura da prótese.

Projeto Mecânico

O projeto mecânico procurou manter características antropomórficas, empregando apenas um grau de liberdade ao protótipo. Os autores acreditam que inicialmente apenas o grau de liberdade escolhido é suficiente para mimetizar o ato de segurar da mão humana, permitindo movimentos suaves. A prótese foi desenvolvida para a substituição da mão direita, sendo as medidas do comprimento dos dedos e as demais dimensões da prótese inferidas a partir da mão funcional no indivíduo, a fim de manter a proporcionalidade orgânica dos membros. O dimensionamento do servomotor e estrutura da prótese de mão foram feitos utilizando uma ferramenta CAD. A partir de então optou-se pela utilização de um modelo disponível no mercado utilizado em aeromodelos, que possui um torque de 94 oz-in, velocidade 0,5 seg/60° e sensor

limite de posição já incorporado. O modelo foi desenvolvido em resina em uma máquina de prototipagem rápida apropriada, a partir dos arquivos dos desenhos em CAD. O peso da prótese ficou em torno de 270 gramas. Todo o conjunto montado incluindo eletrodos de captação, baterias, placa eletrônica, soquete anatômico, prótese e luva cosmética, pesaram 670 gramas. A Figura 2 apresenta o protótipo da prótese de mão.

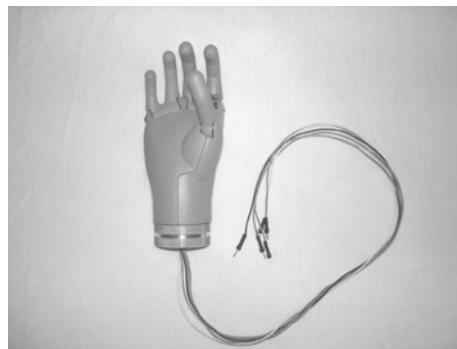


Figura 2: Protótipo da prótese de mão.

Projeto eletrônico

Na captação, optou-se pelo uso de eletrodos de superfície passivos em montagem diferencial. Apesar de captarem sinais de uma região um pouco distante do músculo, e de, captarem sinais que apresentam, em certo sentido, redundância e interferência de outros músculos (*crosstalk*) [4], os eletrodos de superfície não são invasivos, o que facilita imensamente a sua manipulação.

Para amplificar os sinais de EMG captados, com rejeição em modo comum foi necessário usar um amplificador de instrumentação diferencial [5], um filtro passa banda para incrementar a relação sinal ruído e rejeitar outros sinais fisiológicos e interferências do meio externo. O amplificador diferencial utilizado no primeiro estágio apresenta ganho variável, podendo ser ajustado à condição de sinal do indivíduo, através de um trim-pot. Este amplificador possui alta rejeição em modo comum (≥ 110) sendo pouco susceptível a ruído de modo comum, apresentando a faixa de ganho de 16 a 200. A entrada diferencial permite que a componente CC seja eliminada nos eletrodos. O filtro passa-faixa com um ganho de 150, consiste de um filtro passa-baixa, um filtro rejeita-faixa, um filtro passa-alta e um circuito retificador. A frequência de corte do filtro passa-baixa é de 500 Hz enquanto o passa-alta de 50 Hz. O filtro rejeita-faixa (*Notch*) é sintonizado em 60 Hz, removendo as interferências provenientes da rede elétrica.

A fim de reduzir o consumo e minimizar as interferências externas, para a construção do filtro passa banda, foi utilizado um circuito integrado composto de quatro amplificadores operacionais com entrada *J-Fet*. A combinação total do circuito pode chegar a um ganho de até 30000 para a faixa de frequências de interesse.

Essa faixa de ganho é suficiente para amplificar os sinais de EMG obtidos, a um nível adequado para o processamento e subsequente retificação. Após o sinal passar pelo filtro passa-banda, o retificador de precisão faz com que o sinal passe a conter apenas pulsos positivos, que são aplicados a um filtro passa-baixa de pólo simples de forma a envelopar [6] o sinal. Posteriormente, esse sinal é enviado a um acoplador óptico, para que se possa isolar o circuito de entrada e processamento do circuito de acionamento *driver*. O circuito de controle foi dimensionado de forma a não se fazer necessário o uso de micro-processador. O controle foi concebido com a utilização de transistores e portas lógicas acopladas a um atuador tipo ponte “H” com reversão. Para simplicidade, o controlador de posição é do tipo fim de curso. O comando de abertura ou fechamento da prótese será realizado pelo paciente, cujo *feedback* é visual. O protótipo do circuito experimental é apresentado na Figura 3.

Para a alimentação do circuito, optou-se pelo uso de baterias de Íon de Lítio que apresentam alta durabilidade, dimensões reduzidas e podem ser recarregadas. O circuito é alimentado por duas baterias de 3,6 V de 1400 mAh, que garantem autonomia de aproximadamente 10 horas de uso à prótese, visto que o consumo em *stand-by* é de 50 mA. Em atividade o consumo máximo é de 150 mA.

O circuito de aquisição e processamento de sinal trabalha com a tensão simétrica de 3,6 V, o circuito de controle trabalha com a tensão de 5 V, obtido por meio de um regulador de tensão e a tensão de acionamento do motor é de 7,2 V.

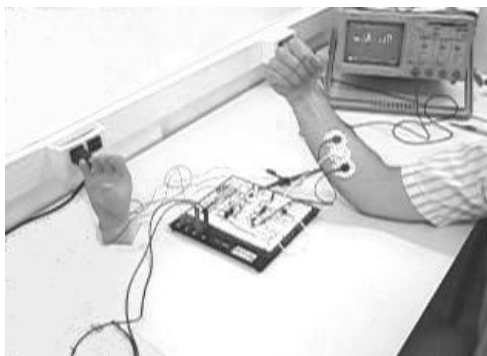


Figura 3: Montagem experimental do circuito.

Descrição do sistema

A Figura 4 apresenta o diagrama de blocos do sistema de controle da prótese biomecânica de mão, comandado por sinais eletromiográficos de superfície.

Quando as fibras musculares se contraem ao longo do comprimento do músculo, um potencial extracelular é evocado. Esses sinais possuem variação na faixa de [7] frequência que vai de 50 – 500 Hz e faixa de amplitude típica de 20 – 2000 μ V, dependendo do tamanho da unidade motora e do posicionamento do eletrodo. Esses sinais fisiológicos são gerados a partir de uma contração muscular, e são detectados por

eletrodos fixados na pele. Posteriormente, esse sinal é enviado a um circuito, onde será feito o processamento e o condicionamento, para posterior utilização em um driver, que acionará um motor elétrico, dando funcionalidade dinâmica à prótese. Na Figura 5 é apresentado o sinal eletromiográfico após o circuito retificador. Na Figura 6 é apresentado o sinal eletromiográfico envelopado após o filtro passa-baixa, utilizado como um gatilho para acionamento do *driver*.

Em T1 é representada a movimentação da prótese pela captação de EMG. Em T2 se apresenta a condição limite de abertura ou fechamento da prótese com presença de sinal de EMG. Em T3 é apresentada a volta involuntária da prótese ao estado de repouso.

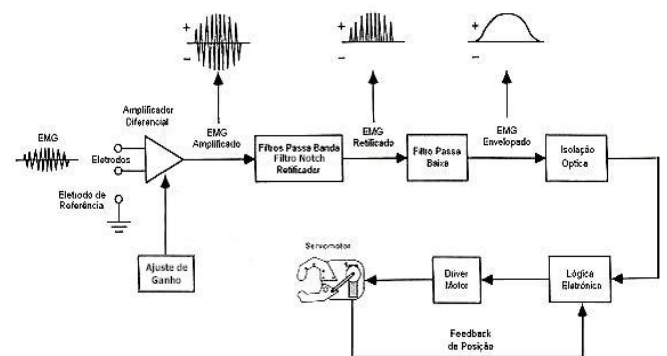


Figura 4: Diagrama de blocos do circuito eletrônico.

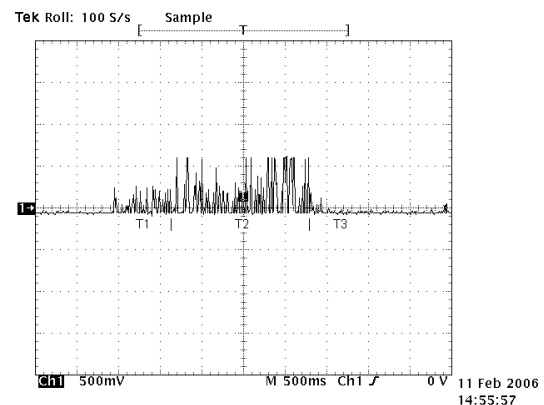


Figura 5: Sinal de EMG retificado.

Resultados

Os sinais foram capturados de um sujeito que apresenta uma deformação congênita, descrita por uma má formação no antebraço direito, não apresentando a mão. Mesmo não havendo intervenções invasivas, o paciente foi submetido a um comitê de ética médica para avaliação funcional, onde foram abordados as condições do experimento. A anatomia muscular do paciente não possui padrão definido, mas o grupo muscular existente no coto possui contração voluntária e controlada. Os eletrodos utilizados na captação foram acoplados na porção lateral do membro mal formado. O

paciente conseguiu promover a movimentação da prótese sem muito esforço, não causando fadiga ou cansaço na utilização do protótipo. Resultados satisfatórios foram alcançados na ativação da prótese, onde o paciente conseguiu executar atividades cotidianas, como pegar objetos e se vestir sem ajuda. A captação do sinal inicialmente foi feita com eletrodos adesivos descartáveis com contatos em prata-prata-cloro com gel condutor, que garantiam uma captação mais eficiente. Posteriormente, experimentos foram também feitos com eletrodos passivos diferenciais de contatos superficiais em aço inox, apresentados na Figura 7, desenvolvido também como protótipo especialmente para esta aplicação, com distância intereletrodos de 2 mm, diâmetro do contato de 10 mm e resposta espectral na faixa de 25 a 500 Hz [8,9]. Apesar desses eletrodos se apresentarem menos imunes a ruídos devido a movimentação na superfície da pele e a variação da umidade na mesma [10], este contratempo foi solucionado, promovendo uma leve escarificação e aumentando a pressão dos contatos do eletrodo sobre a pele de forma a garantir uma maior estabilidade de contato.

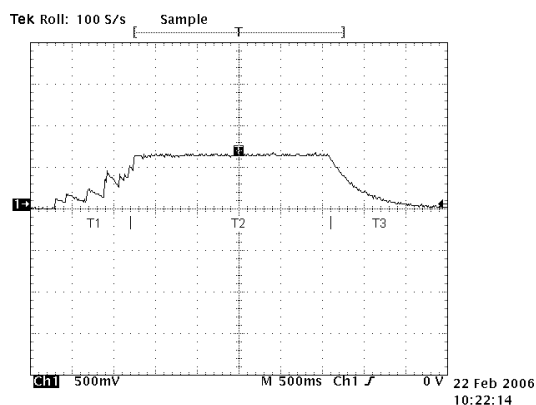


Figura 6: Sinal de EMG envolvido.

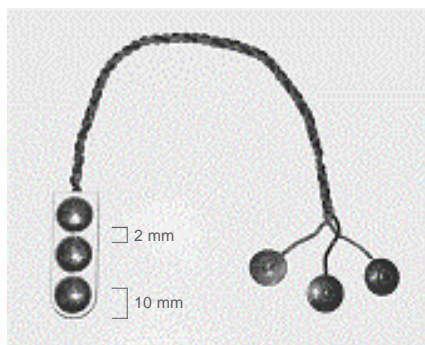


Figura 7: Protótipo do eletrodo de captação do sinal de EMG.

Discussão e Conclusão

Neste artigo foi apresentado o estado atual de desenvolvimento de uma prótese biomecânica para reabilitação a ser usada por amputados de mão. Foram discutidos aspectos de projeto mecânico, eletrônico. O projeto da prótese apresenta um grau razoável de

complexidade, envolvendo a captação e classificação dos sinais de EMG, sendo esta a tarefa mais crítica, pois muitos fatores externos podem influenciar a captação, como a condição de contato entre o eletrodo e a pele do indivíduo, facilmente alteradas pela sudorese e oxidação dos contatos. Inicialmente desenvolvido em placas experimentais, o projeto eletrônico foi posteriormente migrado para placas de circuito impresso que, além de reduzir o tamanho, de forma a se acondicionar internamente na prótese, melhorou a imunidade em relação interferências externas. O aspecto flexível da solução proposta está na possibilidade de se ajustar o ganho do amplificador de entrada se adequando às condições orgânicas do usuário e possibilidade de se escolher a funcionalidade operacional, utilizando o sinal eletromiográfico para abrir ou fechar a prótese, sendo à volta à condição de repouso involuntária. Devido à formatação eletrônica e mecânica do projeto, a prótese possui algumas limitações. Limitações estas no manuseio de objetos sensíveis a pressão, como copos plásticos descartáveis que podem ser amassados, como também em se segurar objetos cujo peso supera 600 gramas, que podem se soltar.

Um dos pontos positivos do projeto além da estabilidade e imunidade a interferências, é por apresentar uma relação de custo benefício bastante interessante. Se comparada com próteses existentes no mercado que utilizam o mesmo princípio, que são na grande maioria importadas (*Otto Bock*), o custo é de aproximadamente 1/3 do valor das mesmas.

Agradecimentos

Este trabalho foi realizado com auxílio da CAPES e do CNPq (processo 308138/2003-1).

Referências

- [1] Bower. John H, Michael. Jonh W. (1992). *Atlas of Limb Prosthetics, Control of limb Protheses*, Chapter 6D: pp. 175–184.
- [2] Hamill. Joseph, Knutzenl. Kathleen M., (1995). *Biomechanical Basis of Human Movement, Muscular Considerations for Movement*, Chapter 3: pp. 81–86.
- [3] Basmajian, J. V. and de Lca, C. J., (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*, 5 edn, Williams & Wilkins.
- [4] De Luca. Carlo J., (1993). *The Use of Surface Electromyography in biomechanics*, pp. 1–09.
- [5] Enderle. John, Bronzino. Joseph., (2000). *Introduction to Biomedical Engineering*, Chapter 5: pp.194–215.
- [6] Geleman. David G, Cook. Thomas M., (1992). *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Settings*, Chapter 4: pp. 50–60.
- [7] Hogan. Neville., (1976). *A Review of Methods of Processing EMG for Use as a Proportional Control Signal*.
- [8] Merletti. Roberto, Parker. Philip A., (2004). *Electromyography Physiology, Engineering, and Nohinvasive Application*, Chapter 5: pp. 108–115.
- [9] Kampas. Philipp., (2001) *The Optimal Use of Electrodes*, Otto Bock Paper, pp. 21–26.
- [10] De Luca. Carlo J., (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*, Delsys Paper, pp. 2–10.

A new biomechanical hand prosthesis controlled by surface electromyographic signals

Nei A. Andrade, Geovany A. Borges, Francisco A. de O. Nascimento, Alexandre R.S. Romariz and Adson F. da Rocha

Abstract — This paper describes the development of a low-cost hand prosthesis for use in patients with an amputated hand due to congenital problems or to trauma wound, who possess a part or the forearm endowed with muscular activity. The paper covers the constructive aspects of both mechanical and electronic designs. The prototype is controlled by electromyographic signals measured at the remaining part of the injured limb of the patient. The EMG signals are measured at the surface of the skin, at a point that is close to a working muscle of the amputated arm. The prosthesis allows the patient to hold objects by means of a three finger clamp. The prosthesis presented an excellent performance in preliminary tests with an amputated patient. These tests showed that the prosthesis had a very good performance regarding force and speed.

Keywords— rehabilitation robotics, active hand prosthesis, EMG, electromyographic signals.

I. INTRODUCTION

Rehabilitation studies aim mainly at restoring lost motor functions and helping the treatment of motor disabilities. The loss of a limb can seriously worsen an individual's quality of life. After World War II, the U.S. Government initiated the first efforts in promoting engineering projects for developing artificial limbs. Initially cable-driven, these prosthesis offered reasonable control. Later, prostheses were made in such a way that they were more adapted to human physiology, and controlled by electrical activity generated by muscles [1]. The electrical signals generated by this electrical activity, known as electromyographic (EMG) or myoelectric signals, is produced during muscular contraction [2].

Hand prostheses can be very effective in improving the life quality of a patient. Usually, it is possible to embed the whole control structure inside the prosthesis. A high level of functionality may be kept this way, offering a sense of independence. An individual who has been trained in the use of a hand controlled by EMG signals can perform many routine tasks, thus keeping an almost normal life. Electromyographic signals (EMG) have proved efficient carriers of movement intent, being generated by the neuromuscular activation associated with muscular contraction [3].

Manuscript received April 2, 2007.

N. A. Andrade, G. A. Borges, A. R. S. Romariz, F. A. de O. Nascimento and A. F. da Rocha are with the Department of Electrical Engineering, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brazil 70910-900 (phone of the corresponding author – A. F. da Rocha –: 55-61-3307-2328; e-mail: adson@unb.br).

The goal of this paper is to present a prototype of an active mechanical prosthesis for a human hand, with tri-digital tweezers, having a high degree of freedom in finger extension and flexion, voluntarily controlled through the measurement of surface EMG signals at the remaining part of the limb.

II. MATERIALS AND METHODS

The control circuit of the prosthesis uses the *Burr-Brown* instrumentation amplifier *INA118*, the JFET operational amplifier *TL084*, an optical isolator, the Texas Instruments logical gates *TTL 7432*, *7404* and *7408*, and the *ST L298* actuator driver. The assembly was initially done in *Pront-o-board* experimental boards. Later, a printed circuit board was manufactured and tested. The methodology used was based on the demodulation of the EMG signal, through full-wave rectification and linear detection of the signal envelope. In order to drive the prosthesis, we used a Futaba S136 G servomechanism. Most of the prototype structure is made out of resin, and steel was used for the axes, as shown in Figure 1.

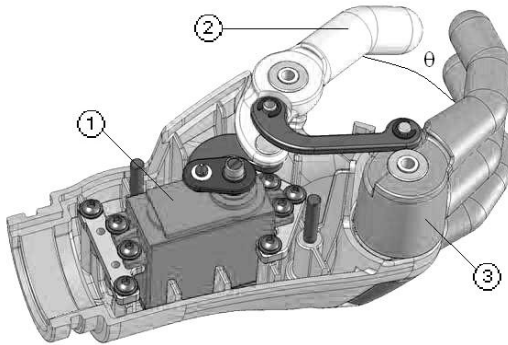
III. PROTOTYPE OF THE ACTIVE PROSTHESIS

The degree of freedom is associated with angle θ , actuated through S136 G servo, with movement amplitude of 100° . The prototype was fixed to the remaining part of the patient's limb through a socket, design to be anatomically and ergonomically suitable, with strategically-placed myoelectric sensors. The exact location of the sensors was defined after analyzing of the myoelectric signals of the amputated limb, with the point of largest signal amplitude being chosen, in order to reduce the effects of external interference and to reduce the effort of the patient when activating the prosthesis.

After the mechanical design, a modular instrumentation and a control architecture was conceived, aiming at reproducing the movements and controls of the human hand. To this end, position sensors were placed for interrupting the servo at the mechanical limits of opening and closing of the prosthesis. The angle of opening is proportional to the amplitude of the captured signal and its duration. Thus, the higher the generated signal through muscle contraction, the larger will be the speed of opening of the prosthesis.

A. Mechanical Design

The mechanical project tried to maintain anthropomorphic features. The prototype used only one degree of freedom. We believe that this degree of freedom is enough to mimic, to an acceptable degree, the act of holding of the human hand, allowing soft movements. The prosthesis was developed to substitute the right hand, with finger lengths and other measures inferred from the working hand of the individual, preserving anatomic proportionality among limbs. The servo and the prosthesis structure were specified with the help of CAD tools. A choice was then made from available servos in the model aircraft market, having a maximum 91.6 oz-in torque, capable of turning 60° in 0.58 s and embedded position limit sensors. The model was made out of resin in a prototyping machine from the CAD drawing files. The weight of the prosthesis is about 270 g. The whole assembly, including electrodes, batteries, electronic board, anatomic socket, prosthesis and cosmetic glove, weight 670 g. Figure 2 shows the prototype of the hand prosthesis.



- 1- Actuating servo
- 2- Thumb
- 3- Index and middle fingers

Figure 1: Mechanical structure of the prototype.

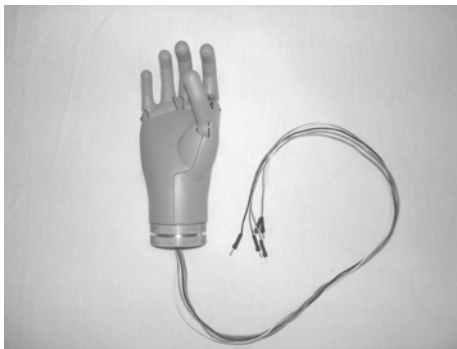


Figure 2: Prototype of the hand prosthesis.

B. Electronic Design

The prosthesis employs passive surface electrodes in differential configuration for signal measurement. Despite capturing signals somewhat far from the muscle and subject

to other muscle crosstalk [4], surface electrodes are non-invasive, making their manipulation much easier.

For amplification of measured EMG signals, with a high common-mode rejection, a differential instrumentation amplifier was needed [5]. Band-pass filtering was used to enhance signal-to-noise ratio and to reject other physiologic signals and interference from the external environment. The first stage differential amplifier has variable gain, which can be adjusted to each individual condition through a trim-pot, ranging from 16 to 200. The common-mode rejection ratio is high (≥ 110). The band-pass filter has a gain of 150, and it is composed of a low-pass filter, a high-pass filter, a band-stop filter and a rectifier circuit. The cut-off frequency of the low-pass filter is 500 Hz (50 Hz for the high-pass filter), and the band-stop filter (*Notch*) was centered at 60 Hz, removing power line interference.

Aiming at low consumption and interference immunity, an integrated circuit was used with four operational amplifiers with JFET input stages. Combining the whole circuit, a gain of up to 30,000 can be achieved in the band of interest. This gain is sufficient to amplify EMG signals to an adequate level for processing and rectification. After the band-stop filter, the precision rectifier delivers a signal containing only positive pulses, which are then fed to a first order low-pass filter, to recover signal envelope [6]. This signal is then sent to an optical coupler, so that insulation is obtained between the processing circuit and the driving circuit. The designed control circuit does not need micro-processors. Control was implemented with transistors and logical gates, coupled to an H-bridge actuator with reversion. For simplicity, only end-of-range position control was implemented. The opening and closing command of the prosthesis will be done by the patient, with visual feedback. The prototype of the experimental circuit is shown in Figure 3.

We chose Lithium Ion batteries for powering, given their long endurance, small dimensions and rechargeability. Two 3.6 V (1400 mAh) batteries allow autonomous use of the prosthesis for about 10 hours, since the *stand-by* current is 50 mA. In operation, the maximum current is 150 mA.

The acquisition and processing circuit works with 3.6 symmetric voltages, and the control circuit works with 5V, given by a voltage regulator. The motor actuation voltage is 7.2V.

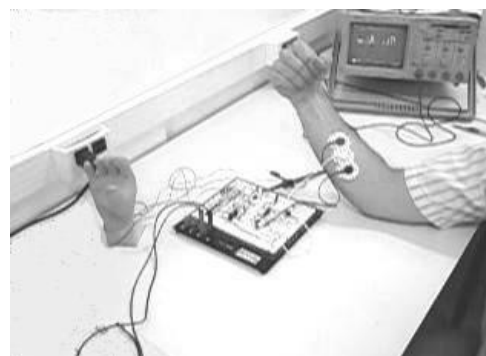


Figure 3: Experimental setup.

IV. SYSTEM DESCRIPTION

Figure 4 shows a block diagram of the control system for the biomechanical hand prosthesis, controlled by surface myoelectrical signals.

When muscle fibers contract, an extracellular potential is produced along the muscle length. These signals have frequency variations in the 50-500 Hz range, with typical amplitude ranges between 20 and 2000 μV [7], depending on the size of the motor unit and electrode position. These physiological signals are detected by electrodes placed at the skin. After processing and conditioning, they drive the servo's electrical motor, giving dynamic functionality to the prosthesis. Figure 5 shows the EMG signal after rectification, while in Figure 6 the detected envelope, which is used to trigger the driver, can be seen. T1 represents the beginning of prosthesis movement after EMG capture. In T2, a limit condition for opening or closing is reached. In T3, the involuntary return of the prosthesis to the resting state occurs.

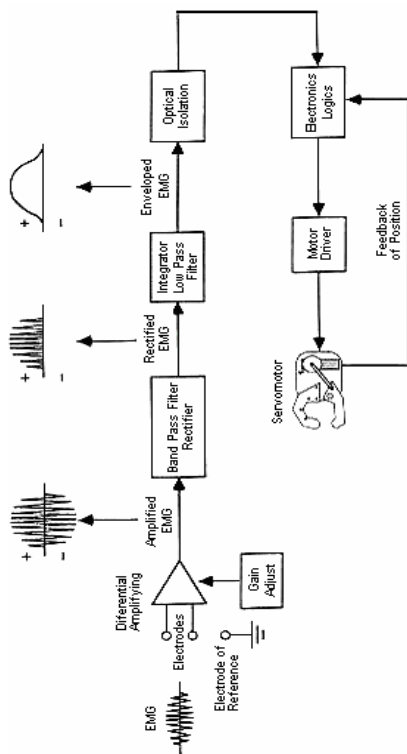


Figure 4: Electronic circuit block diagram.

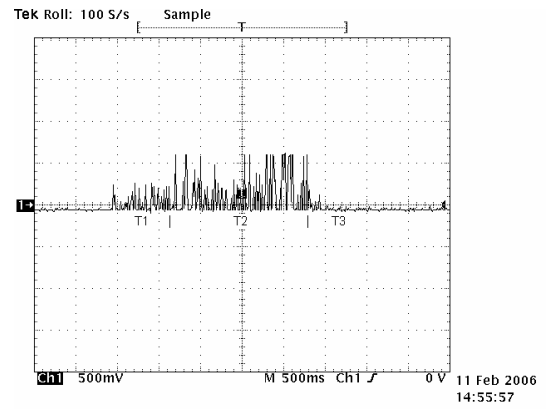


Figure 5: Rectified EMG signal.

V. RESULTS

Signals were measured from a subject with congenital deformity, described as a bad formation of the right forearm, with the hand missing. Even as no invasive interventions were planned, the experiment was reviewed by a committee of medical ethics. The muscular anatomy does not have a well-defined pattern, but the muscular group present at the extremity of the arm shows regular voluntary contraction. The electrodes were laterally coupled to the badly-formed limb. The patient was able to move the prosthesis without much effort, and no signs of fatigue. She succeeded in performing routine activities, like grabbing objects and using the prosthesis to dress himself without assistance. Signal capture was initially done with disposable electrodes, with silver and conductive gel contacts. Later, experiments were performed with passive differential surface-contact electrodes in stainless steel, shown in Figure 7. These were specially developed for this application, with inter-electrode distance of 2 mm, contact diameter of 10 mm and spectral range from 25 to 500 Hz [8,9]. They are less immune to noise produced by variation in skin humidity and movement [10], but good contact was obtained after the contact pressure was increased.

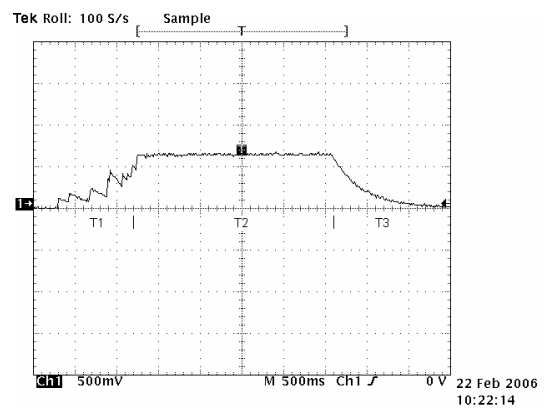


Figure 6: Detected envelope of EMG signal.

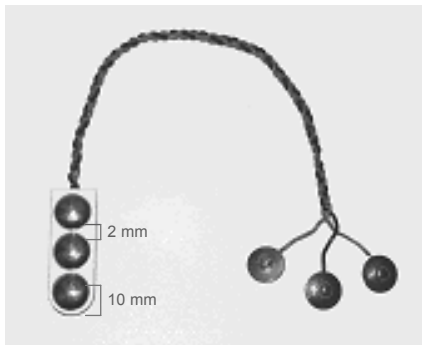


Figure 7: EMG signal electrode prototype.

VI. DISCUSSION E CONCLUSIONS

This paper presents the current state of development of a biomechanical prosthesis for rehabilitation of hand-amputees. Features of the mechanical and electronic designs were discussed. The most critical task is the measurement and classification of EMG signals, since many external factors can influence the capture, such as the contact quality between skin and electrode.

After initially using experimental boards, the electronic design was later migrated to printed-circuit boards. Besides reducing the size, allowing a better placement inside the prosthesis, this change improved the circuit's immunity to external factors. The proposed solution is flexible, in the sense that the amplifier gain can be adjusted to the specific conditions of the user. Also, the user can choose if the myoelectrical signal should be used to open or close the prosthesis, with the return to the resting state being involuntary.

Some limitations can be attributed to the current electronic and mechanical condition of the project. The handling of pressure-sensitive objects, such as plastic glasses, and objects heavier than about 600 g proved difficult.

A positive aspect of the project, besides its stability and noise immunity, is an interesting cost/benefit ratio. Compared to current imported commercial prosthesis based on the same principle, the cost was reduced by about one third.

VII. ACKNOWLEDGEMENTS

This work was partially supported by CAPES and CNPq.

REFERENCES

- [1] J. H. Bower, J. W. Michael, Jonh W., *Atlas of Limb Prosthetics, Control of limb Prostheses*, Chapter 6D, 1992, pp. 175–184.
- [2] J. Hamill, K. M., Knutzenl, *Biomechanical Basis of Human Movement, Muscular Considerations for Movement*, Chapter 3, 1995, pp. 81–86.
- [3] J. V. Basmajian, C. J. de Luca, *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*, 5 ed., Williams & Wilkins, 1985.
- [4] C. J. de Luca, *The Use of Surface Electromyography in biomechanics*, 1993, pp. 1–9.

- [5] J. Enderle, J. Bronzino, *Introduction to Biomedical Engineering*, Chapter 5, 2000, pp.194–215.
- [6] D. G. Geleman, T. M. Cook, *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Settings*, Chapter 4, 1992, pp. 50–60.
- [7] N. Hogan, *A Review of Methods of Processing EMG for Use as a Proportional Control Signal*, 1976.
- [8] R. Merletti, P. Parker, *Electromyography Physiology, Engineering, and Nohinvasive Application*, Chapter 5, 2004, pp. 108–115.
- [9] P. Kampas, *The Optimal Use of Electrodes*, Otto Bock Paper, 2001, pp. 21–26.
- [10] J. C. de Luca, *Surface Electromyography: Detection and Recording*, Delsys Paper, 2002, pp. 2–10.