

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO DE UMA
PRÓTESE ANTROPOMÓRFICA PARA MEMBROS
SUPERIORES**

Daniel Rodrigues de Camargo

Orientador: *Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr*

São Carlos
2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE UMA PRÓTESE ANTROPOMÓRFICA PARA MEMBROS SUPERIORES

Daniel Rodrigues de Camargo

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Engenharia de Reabilitação.

Orientador: *Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.*

São Carlos

2008

Dedicatória

“A imaginação é como um braço extra, com o qual você pode agarrar coisas que de outra forma não estariam ao seu alcance.”

Jean-Paul Sartre

Dedico aos meus pais Álvaro e Maria Helena, a minha irmã Patrícia e a minha esposa Ana Carolina, o grande amor da minha vida.

Agradecimento

Ao prof. Dr. Alberto Cliquet Jr. por sua amizade, pelo incentivo e auxílio durante todo o trabalho e principalmente pela confiança depositada em mim. Foi um grande privilégio ser seu orientado.

Agradeço minha família, por me apoiar e me incentivar sempre e principalmente Ana Carolina que mesmo nos momentos mais difíceis nunca deixou de confiar em mim e me incentivar, sem você com certeza esse trabalho não seria realizado.

Agradeço também a todos meus colegas do Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (Labciber) que me ajudaram nesse período em especial ao Rodrigo Ortolan, Renato Varoto, Gustavo Lima, Murilo Barini e Alício Aparecido Moraes de Souza.

Agradeço as pessoas do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC que contribuíram de forma direta ou indireta na conclusão desse trabalho.

Agradeço à Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio financeiro a esse trabalho.

Agradeço a Deus que sei que sempre esteve ao meu lado.

Agradeço finalmente a todos que não mencionei anteriormente, mas que participaram e viveram comigo todos estes momentos.

Sumário

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	IV
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	V
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
PREFÁCIO	1
INTRODUÇÃO	1
OBJETIVO	3
ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	3
CAPÍTULO 1	5
1.1 A MÃO HUMANA	5
1.1.1 <i>Características da Anatomia</i>	5
1.1.2 <i>Funções da Mão</i>	13
1.2 SINAL MIOELÉTRICO	15
1.3 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES	17
1.3.1 <i>Classificação das Próteses para Membros Superiores</i>	19
1.4 PRÓTESES MIOELÉTRICAS	22
1.4.1 <i>Histórico de Próteses Mioelétricas</i>	23
1.4.2 <i>Controles de Próteses Mioelétricas</i>	24
CAPÍTULO 2	35
2.1 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS	35
2.1.1 <i>Histórico de RNAs</i>	36
2.1.2 <i>Tipos de Aprendizado</i>	40
2.2 ARQUITETURAS DE RNA APLICADAS A RECONHECIMENTO DE PADRÕES	41
2.2.1 <i>Multilayer Perceptron</i>	42
2.2.2 <i>Radial Basic Function</i>	47
2.2.3 <i>Learning Vector Quantization</i>	48
CAPÍTULO 3	51
3.1 REALIMENTAÇÃO ARTIFICIAL DE INFORMAÇÕES TÁTEIS	51
3.2 REALIMENTAÇÃO TÁTIL DE FORÇA	52
3.3 REALIMENTAÇÃO TÁTIL DE TEMPERATURA	55
CAPÍTULO 4	59
4.1 DEFINIÇÃO DOS REQUISITOS DO PROJETO	59
4.2 DEFINIÇÃO DOS ELEMENTOS DO PROJETO	62
4.2.1 <i>Mecanismos</i>	62
4.2.2 <i>Atuadores de Movimento</i>	69
4.2.3 <i>Sensores</i>	79
4.2.4 <i>Sinal de Controle</i>	97
4.2.5 <i>Unidade Controladora</i>	100
4.3 AVALIAÇÃO E SELEÇÃO DOS DISPOSITIVOS	101
CAPÍTULO 5	107
5.1 PROJETO ELETRÔNICO	107
5.1.1 <i>Interface entre Microcontrolador de 3V com Circuito de 5V ou Superior</i>	110
5.1.2 <i>Aquisição de Sinal Analógico</i>	112

5.1.3 Sistema de Aquisição de Sinal Mioelétrico	113
5.1.4 Filtragem Passiva do Sinal Mioelétrico.....	115
5.1.5 Sensoriamento de Posição.....	119
5.1.6 Sensoriamento de Temperatura.....	119
5.1.7 Sensoriamento de Força.....	120
5.1.8 Sensoriamento de Deslizamento.....	122
5.1.9 Controle Direcional dos Atuadores de Movimento.....	123
5.1.10 Sistema de Realimentação Tátil de Força.....	124
5.1.11 Sistema de Realimentação Tátil de Temperatura.....	124
5.2 PROJETO MECÂNICO	125
5.2.1 Adaptação do Protótipo de Bancada	125
5.2.2 Adaptação do Mecanismo da Prótese	128
5.2.3 Transmissão de Movimento	129
5.2.4 Dissipador Térmico	130
5.3 PLATAFORMA DE CONTROLE.....	134
5.3.1 Programa de controle.....	135
CAPÍTULO 6	141
6.1 RESULTADOS	141
6.2 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES	151
REFERÊNCIAS	155
ANEXO I.....	163
TABELA E GRÁFICOS DE FILTROS	163
ANEXO II.....	165
PROJETO ELETRÔNICO	165
ANEXO III.....	171
CROQUI DO RESERVATÓRIO TÉRMICO.....	171
ANEXO IV	173
CURVAS CARACTERÍSTICAS DO MÓDULO DE EFEITO PELTIER	173

Lista de Figuras

Capítulo 1

FIGURA 1.1 - OSSOS DA MÃO – VISÃO DORSAL (LE VAY, 2000)	7
FIGURA 1.2 - ESTRUTURA SUBCUTÂNEA DA PALMA DA MÃO (LE VAY, 2000).....	8
FIGURA 1.3- ELEMENTOS DE PREVENÇÃO AO DESLIZAMENTO ENTRE A MÃO E O OBJETO AGARRADO, NA POLPA DOS DEDOS (CUNHA, 1999)	9
FIGURA 1.4 - RECRUTAMENTO DOS RECEPTORES DE FRIO E CALOR DE ACORDO COM A TEMPERATURA (MACHADO, 2000).....	11
FIGURA 1.5 - ATO REFLEXO	12
FIGURA 1.6 - A1) PALMAR TRIDIGITAL– POLEGAR OPOSTO AOS DEDOS INDICADOR E MÉDIO; A2) PALMAR 2-DEDOS; B) PONTA – POLEGAR OPOSTO SOMENTE AO DEDO INDICADOR; C) LATERAL; D) GANCHO; E) ESFÉRICA; F) CILÍNDRICA (KELLER, 1947).....	14
FIGURA 1.7 - TERMINAÇÃO NERVOSA INVAGINADA NUMA FIBRA MUSCULAR.....	16
FIGURA 1.8 - DIAGRAMA DE GERAÇÃO DE UM MUAP.....	17
FIGURA 1.9 - MÃO ARTIFICIAL DE AÇO PLANEJADA POR AMBROISE PARE (WIGLEY, 1991)...	18
FIGURA 1.10 - NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO. (ADAPTADO DE KOTTKE, STILLWELL & LEHMANN, 1984).....	19
FIGURA 1.11 - PRÓTESE ATIVA MIOELÉTRICA DA OTTO BOCK INC.	20
FIGURA 1.12 - A) PRÓTESE PASSIVA PARA TRABALHO; B) PRÓTESES ESTÉTICA DE MÃO (EMAT,2006; IPO. 2005).....	21
FIGURA 1.13 - PRÓTESE ATIVA ACIONADA POR FORÇA PRÓPRIA COM A MÃO INCOMPLETA (CARVALHO,2004)	21
FIGURA 1.14 A) DESCRIÇÃO DE TRÊS MOVIMENTOS DO BÍCEPS E TRÍCEPS; B) EFEITO DO CARREGAMENTO E A VARIAÇÃO DOS CONJUNTOS DE CARACTERÍSTICAS E COMBINAÇÃO DE MOVIMENTO; (ADAPTADO DE SARIDIS, 1982).....	33
FIGURA 1.15 - PADRÕES DO SINAL MIOELÉTRICO GRAVADOS USANDO UM PAR DE ELETRODOS BIPOLARES POSICIONADOS NO BÍCEPS E TRÍCEPS. ADAPTADO DE HUDGINS, 1991	34

Capítulo 2

FIGURA 2.1 – NEURÔNIO DE McCULLOCH E PITTS	37
FIGURA 2.2 - REPRESENTAÇÃO DE UM PROBLEMA OU-EXCLUSIVO (NÃO-LINEARMENTE SEPARÁVEL).....	39
FIGURA 2.3 - EXEMPLO DE UMA REDE PERCEPTRON DE MULTICAMADAS (PELLEGRINI, 2005).	42
FIGURA 2.4 – MODELO DO NEURÔNIO PERCEPTRON.	43
FIGURA 2.5 - A) ILUSTRAÇÃO DA REGRA DELTA; B) ILUSTRAÇÃO DO PROCESSO DE BUSCA DE MÍNIMO LOCAL	44
FIGURA 2.6 - DIAGRAMA DE VOROMOI 3D - DIVISÃO DO ESPAÇO EM SUBESPAÇOS.....	49
FIGURA 2.7 - APRENDIZADO POR COMPETIÇÃO (GURNEY, 2006)	50

Capítulo 3

FIGURA 3.1 - EXEMPLO DE BARGRAPH.....	53
FIGURA 3.2 - DETALHE DO BALÃO DE UMA SONDA DE FOLEY, A) BALÃO VAZIO. B) BALÃO INFLADO COM APROXIMADAMENTE 6ML DE AR (CUNHA, 2002).....	54
FIGURA 3.3 - EXEMPLO DE MICROMOTOR VIBRACALL.	55
FIGURA 3.4 - FOLHA FLEXÍVEL DE AQUECIMENTO.	56

FIGURA 3.5 - MÓDULO DE EFEITO PELTIER	57
--	----

Capítulo 4

FIGURA 4.1 - PROTÓTIPO DE BANCADA DA MÃO DE SÃO CARLOS (CAMARGO, 2004)	61
FIGURA 4.2- A) MECANISMO ARTICULADO 1DOF DA “SOUTHAMPTON HAND”; B) PROTÓTIPO DA “SOUTHAMPTON HAND” (CRANNY, 2005).....	63
FIGURA 4.3 - TRAJETÓRIA DO MOVIMENTO DO SISTEMA ARTICULADO (DECHEV, 2000).	64
FIGURA 4.4 - SLIDER CRANK: O MECANISMO POSSUI UMA HASTE LIGANDO A TRANSMISSÃO PARAFUSO GUIA (CUNHA,2002)	65
FIGURA 4.5 - MA PARA UM DEDO COM TRÊS DOF. ADAPTADO (CUNHA, 2002)	65
FIGURA 4.6 - MECANISMO MÚLTIPLO DE TRANSMISSÃO (CUNHA, 2002)	66
FIGURA 4.7 - A) MECANISMO CT ARM TIPO 1; B) MECANISMO CT ARM TIPO 2 (ADAPTADO CUNHA, 2002).....	68
FIGURA 4.8 - MICROMOTORES E REDUTORES. A) MOTOR COM TORQUE DE 21.45mNm E VELOCIDADE DE 5500 RPM; REDUTOR DE 199.3:1; B) MOTOR COM TORQUE DE 0.769 mNm E VELOCIDADE DE 11693 RPM; REDUTOR DE 12:8:1; C) MOTOR COM TORQUE DE 1.52 mNm E VELOCIDADE DE 12300 RPM; REDUTO DE 7:2:1;(CUNHA, 2002) D)ESTRUTURA INTERNA DO MOTOR DC.	71
4.9 - A) MOTOR PIEZOELÉTRICO ROTATIVO(CUNHA,1999); B) EXEMPLO DE MOTOR PIEZOELÉTRICO (PIERI, 2002)	75
FIGURA 4.10 - ESQUEMA DE PRÓTESE UTILIZANDO SMA (LAURENTIS,2002).....	78
FIGURA 4.11 - STAIN GAGE	80
FIGURA 4.12 - EFEITO HALL	82
FIGURA 4.13 - PVDF (SENSOR PIEZOELÉTRICO DE FORÇA) (KTECH, 2006).....	84
FIGURA 4.14 - FORCE SENSING RESISTORS (FSR) (INTERLINK,2005)	85
FIGURA 4.15 – GRÁFICO CARACTERÍSTICO DE RESPOSTA DO SENSOR FSR (INTERLINK, 2005)	86
FIGURA 4.16- SENSOR POTENCIÔMETRO (PIERI, 2002)	87
FIGURA 4.17 - A) ENCODER ÓPTICO INCREMENTAL; B) ENCODER ÓPTICO ABSOLUTO (PIERI, 2002).....	88
FIGURA 4.18 - ESQUEMA CONSTRUTIVO DE UM SENSOR INDUTIVO DE POSIÇÃO ANGULAR. A) DISCO DENTADO; B) SENSOR INDUTIVO; C) SINAL PRODUZIDO, AO LONGO DO TEMPO (CUNHA,2002)	89
FIGURA 4.19 - SHAPE SENSORS™ – SENSORES BASEADOS NO USO DE FIBRAS ÓPTICAS (MEASURAND,2005)	90
FIGURA 4.20 - TERMOPAR (CUNHA, 2002)	92
FIGURA 4.21 - MICRO-MICROFONE (CUNHA, 2002).....	96
4.22 - CERÂMICA PIEZELÉTRICA USADA EM DISPOSITIVOS SONOROS CONHECIDOS COMO “BUZZERS” (CUNHA,1999).....	97
FIGURA 4.23 - SENSOR MIOELÉTRICO COM DIÂMETRO EXTERNO DE 38MM (KENNEY,1999)	99
FIGURA 4.24 - SENSOR MIOELÉTRICO COM AMPLIFICAÇÃO DIFERENCIAL (CUNHA, 2002).....	100
FIGURA 4.25 - DESTAQUE DO MÓDULO DE CONDICIONAMENTO DE SINAL.....	104

Capítulo 5

FIGURA 5.1 - INTERFACE DE ENTRADA DE SISTEMAS DE 5V COM TRANSISTOR	111
FIGURA 5.2 - - INTERFACE DE SAÍDA DE SISTEMAS DE 5V COM TRANSISTOR	111
FIGURA 5.3- INTERFACE COM ULN2003	112
FIGURA 5.4 - TS3A5018 COMO MULTIPLEXADOR DE ENTRADA ANALÓGICA	113

FIGURA 5.5 - REPRESENTAÇÃO DE UM AMPLIFICADOR DIFERENCIAL CAPTANDO O SINAL MIOELÉTRICO. O SME É REPRESENTADO POR "MI" E O RUÍDO POR "N" (ORTOLAN, 2002)	114
FIGURA 5.6 - AMPLIFICADOR OPERACIONAL INA128 (TEXAS, 2005)	114
FIGURA 5.7 - CIRCUITO AMPLIFICADOR NÃO INVERSOR	115
FIGURA 5.8 - ESQUEMA ELETRÔNICO DO FILTRO PASSA-ALTA PARA INA128 (TEXAS, 2005)	116
FIGURA 5.9 - FILTRO ATIVO COM GANHO UNITÁRIO E FEEDBACK SIMPLES – CONFIGURAÇÃO DE 4º ORDEM	117
FIGURA 5.10 - RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO	119
FIGURA 5.11 - CIRCUITO LINEARIZADOR PARA O TERMISTOR (BETATHERM, 2001)	120
FIGURA 5.12 - CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DO SINAL DO SENSOR DE FORÇA	121
FIGURA 5.13 - CURVA CARACTERÍSTICA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAL DO SENSOR DE FORÇA	121
FIGURA 5.14 - CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DE SINAL DO SENSOR DE DESLIZAMENTO	122
FIGURA 5.15 - CIRCUITO DE CONTROLE BIDIRECIONAL DE MOTOR DC POR MEIO DE PONTE H	123
FIGURA 5.16 - CIRCUITO COMPLETO DO SISTEMA DE PROPRIOCEPÇÃO DE FORÇA	124
FIGURA 5.17- A) MODELO VIRTUAL 3D; B) PROTÓTIPO FÍSICO	127
FIGURA 5.18 - ELEMENTO PROTETOR PARA A FALANGE MÉDIA COM SEUS CANAIS E RASGOS (MODELO VIRTUAL 3D) (CAMARGO,2004)	127
FIGURA 5.19 - DESACOPLAMENTO DAS FALANGES PROXIMAIS DO PROTÓTIPO	128
FIGURA 5.20 - ACOPLAMENTO DINÂMICO POR MEIO DE CABOS	130
FIGURA 5.21 - GEOMETRIA INICIAL (COM HALETAS RADIAIS E AXIAIS)	131
FIGURA 5.22 - SIMULAÇÃO NO SOFTWARE ANSYS E ESTADO TÉRMICO DO TROCADOR DE CALOR EM CORTE AXIAL NO TEMPO 3600 SEG	133
FIGURA 5.23 - RESERVATÓRIO TÉRMICO MONTADO COM FAIXAS DE FIXAÇÃO, TERMISTORES PARA CONTROLE E MÓDULO PELTIER INSTALADOS	133
FIGURA 5.24 - RESERVATÓRIO DE CALOR PARA O MÓDULO DE EFEITO PELTIER	134
FIGURA 5.25 - ROTINA DE INICIALIZAÇÃO	136
FIGURA 5.26 - ROTINA DE TREINAMENTO	137
FIGURA 5.27 - ROTINA DE FUNCIONAMENTO	138

Capítulo 6

FIGURA 6.1 - DINAMÔMETRO FIXADO A DISPOSITIVO DE APLICAÇÃO DE FORÇA	142
FIGURA 6.2 - TENSÃO APLICADA NO CONVERSOR AD X FORÇA APLICADA NO SENSOR DE FORÇA	142
FIGURA 6.3 - TENSÃO APLICADA NO CONVERSOR AD X TEMPERATURA APLICADA NO SENSOR DE FORÇA	144
FIGURA 6.4 - INDICADOR EXECUTANDO MOVIMENTO DE PINÇA TRIDIGITAL	145
FIGURA 6.5 - POLEGAR EXECUTANDO MOVIMENTO DE PINÇA TRIDIGITAL	146
FIGURA 6.6 - INDICADOR EXECUTANDO MOVIMENTO DE GARRA DE FORÇA	147
FIGURA 6.7 - POLEGAR EXECUTANDO MOVIMENTO DE GARRA DE FORÇA	147
FIGURA 6.8 - SINAL DO SENSOR DE DESLIZAMENTO E DA SAIDA DO CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO	148
FIGURA 6.9 - TESTE DE PREENSÃO DE CANETA	150
FIGURA 6.10 - TESTE DE PREENSÃO DE COPO	151
FIGURA 6.11 - TESTE DE PREENSÃO DE GARAFÁ	151
FIGURA 6.12 - TESTE DE PREENSÃO DE TELEFONE	151

Lista de Tabelas

Capítulo 1

TABELA 1.1 – MÚSCULOS E FUNÇÕES (ADAPTADO DE CUNHA,1999).....	8
TABELA 1.2 - PRINCIPAIS RECEPTORES NERVOSOS DO SISTEMA TEGUMENTAR HUMANO (BEAR,2002).....	12

Capítulo 4

TABELA 4.1 - TABELA DE SELEÇÃO E COMPARAÇÃO ENTRES OS SENSORES, ATUADORES E MECANISMOS (BASEADA EM CUNHA, 2002).....	101
--	-----

Capítulo 5

TABELA 5.1 - VALORES DE RENDIMENTO GLOBAIS PARA DIVERSAS GEOMETRIAS	131
TABELA 5.2 - CONSTANTES PARA SIMULAÇÃO	132

Lista de Abreviaturas e Siglas

<i>DOF</i>	Degrees of Freedom (Graus de Liberdade)
<i>DC</i>	Direct Current (Corrente Contínua)
<i>EESC</i>	Escola de Engenharia de São Carlos
<i>FSR</i>	Force Sensing Resistors (Resistor Sensível a Força)
<i>LABCIBER</i>	Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
<i>CMRR</i>	Common Mode Rejection Ratio (Razão de Rejeição em Modo Comum)
<i>SME</i>	Sinal Mioelétrico
<i>A/D</i>	Conversor Analógico Digital
<i>EMG</i>	Eletromiografia
<i>Hz</i>	Hertz, unidade de frequência
<i>MUAP</i>	Motor Unit Action Potential
<i>MUAPT</i>	Motor Unit Action Potential Train
<i>EPP</i>	Extended Physiological Proprioception
<i>LMS</i>	Least Mean Squares
<i>RLS</i>	Recursive Least Squares
<i>AR</i>	Auto-regressivos
<i>EQM</i>	Erro Quadrático Médio
<i>PPD</i>	Processamento Paralelo Distribuído
<i>RNA</i>	Redes Neurais Artificiais
<i>MLP</i>	Multi Layer Perceptron
<i>RBF</i>	Radial Basic Function
<i>LVQ</i>	Learning Vector Quantization
<i>IA</i>	Inteligência Artificial
<i>ACS</i>	Autonomous Control Subsystem
<i>SMD</i>	Surface Mount Device
<i>IDE</i>	Integrated Development Environment
<i>JTAG</i>	Joint Test Action Group
<i>FET</i>	Flash Emulation Tool

Resumo

CAMARGO, D. R. (2007) *Desenvolvimento do Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores*. São Carlos. 173p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

A finalidade desse trabalho é desenvolver um protótipo de uma prótese antropomórfica multifuncional para membros superiores para pacientes amputados. Seu objetivo é substituir a mão natural perdida, de forma a auxiliar a realização de algumas tarefas diárias do usuário. A prótese possuirá características antropomórficas, tais como aparência e movimentação semelhantes às da mão humana, e características naturais inerentes à mesma, por exemplo, o arco reflexo. Além disso, contará também com meios de realimentação táteis das informações de forças aplicadas pela prótese em objetos, bem como sua temperatura para o paciente, suprimindo assim uma das carências das próteses convencionais. Esse dispositivo terá incorporado na sua construção sensores diversos para realizar as funções propostas e contará com um algoritmo baseado em Redes Neurais Artificiais, capaz de identificar padrões dos sinais mioelétricos do paciente, que serão utilizados como sinais de controle, possibilitando ao paciente um comando natural. Todas essas implementações visam contribuir para a redução da taxa de rejeição de próteses para membros superiores e possibilitar uma maior reabilitação e reintegração do paciente à sociedade.

Palavras-chaves: Prótese para Membros Superiores, Sinal Mioelétrico, Redes Neurais Artificiais, Reconhecimento de Padrões, Realimentação Tátil, Engenharia de Reabilitação.

Abstract

CAMARGO, D. R. (2007) *Development of an Anthropomorphic Prosthesis Prototype for Superior Members*. São Carlos. 173p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

The purpose of this assignment is to develop a multifunctional and anthropomorphic upper limb prosthesis prototype for amputated patients. Its objective is to substitute the natural lost hand, in a way to improve the performance of regular activities. This prosthesis will have anthropomorphic characteristics, like appearance and movement, similar to the ones of the human hand, and natural characteristics inherent to it, for example the reflected arc. Another characteristic will be the tactile feedback ways of obtaining the information of the forces applied by the prosthesis in objects, as well as their temperature for the patient, overcoming therefore one of the traditional prosthesis' deficiency. This device will have incorporated in its construction many sensors in order to do the proposed functions and it will use an algorithm based on the Artificial Neural Network that is able to recognize patterns of myoelectric signals of the patient, which will be used as control signals, making possible to the patient a natural command. All of these implementations objective to contribute for the reduction of the rejection rate of prostheses for upper limb members and make possible a better rehabilitation and reintegration of the patient in the society.

Key-words: Upper Limb Prosthesis, Myoelectric Signal, Artificial Neural Network, Pattern Recognition, Tactile Feedback, Rehabilitation Engineering.

Prefácio

Introdução

Nos últimos anos, o desenvolvimento de novas tecnologias em áreas como medicina e engenharia de reabilitação têm possibilitado avanços consideráveis no processo de reabilitação como um todo. Pode-se definir *Engenharia de Reabilitação* como a aplicação de métodos de engenharia e de ciências exatas no desenvolvimento, projeto e construção de sistemas, equipamentos e dispositivos que auxiliam a recuperação de alguma habilidade perdida devido a acidente, enfermidade ou defeito congênito e está contida no âmbito da Engenharia Biomédica como uma de suas subdivisões. A Engenharia de Reabilitação concentra-se basicamente na pesquisa e produção de equipamentos voltados para a reabilitação e atua de forma multidisciplinar junto a unidades de terapia, ortopedia e neurologia. Os recentes avanços em diversos campos, tais como inteligência artificial, mecatrônica, microtecnologia, nanotecnologia entre outras áreas, aliando a necessidade de fornecer uma maior reintegração a sociedade de pessoas com algum tipo de deficiência física, vem criando novas perspectivas nesta área de atuação (ANTÔNIO, 2004).

Dentre as principais deficiências físicas, umas das mais limitantes para a vida de um indivíduo são aquelas relacionadas aos membros superiores, já que estes são um dos mais importantes órgãos motores do ser humano e dependemos deles para a realização de grande parte de nossas atividades cotidianas. Pessoas com algum tipo de deficiência física dos membros superiores possuem sérias dificuldades de realizar tarefas simples, como manipular objetos (AIRES, 1991).

A falta de um membro, ou parte dele, ocorre basicamente por dois motivos que são por uma deformação esquelética congênita ou por uma amputação, cirúrgica ou acidental (CUNHA,2002). Segundo KOTTOKE et. al., “a deficiência congênita se dá em 22% dos casos de deficiência esquelética dos membros superiores distribuídos em todas as faixas

etárias, sendo os casos mais comuns a ausência da mão, punho e de dois terços de antebraço”. Em crianças de até 10 anos esse tipo de deficiência congênita engloba 75% dos casos, e os restantes se enquadram em amputações traumáticas ou cirúrgicas. Tal problema vem se tornando uma preocupação mundial devido ao aumento no número de pessoas com esse tipo de deficiência e considerando que este é um fator limitante na vida de qualquer ser humano. Para tentar suprir essa necessidade, utilizam-se equipamentos que substituem o membro perdido denominados *Próteses* (CUNHA,1999).

Ao se avaliar a aceitação das próteses para membros superiores observa-se que existe uma baixa *Taxa de Aceitação*, principalmente quando comparado com próteses para membros inferiores, ou seja, a proporção de pacientes que se adaptam satisfatoriamente ao dispositivo e passam a utilizá-los é baixa. Um dos principais fatores que influenciam o índice de rejeição é o *Fator Psicológico* (GIRAUDET, 1978). As atuais próteses comerciais possuem uma construção mecânica simplificada e grande funcionalismo, entretanto não reproduzem satisfatoriamente as características antropomórficas da mão humana, tais como aspecto estético, movimentação e funções táteis. Quando falamos de próteses multifuncionais, ainda podemos citar a dificuldade e complexidade do treinamento e controle de suas funções como sendo outro fator de grande relevância no índice de rejeição. O desenvolvimento de um dispositivo protético para membros superiores que possua características antropomórficas e seja capaz de reproduzir funções motoras e táteis e que atenda requisitos desejados como aparência estética, movimentação semelhante à da mão humana real, um controle simplificado sem necessidade de exaustivo treinamento do paciente e que, utilize-se de materiais leves com boa resistência mecânica, é um grande desafio a ser superado.

A elaboração de tal dispositivo possibilitaria um maior grau de reabilitação aos pacientes com esse tipo de enfermidades, fornecendo uma melhor qualidade de vida e uma maior independência em suas atividades diárias, o que aumentaria sua auto-estima e abriria novos horizontes para sua reintegração à sociedade.

Objetivo

O principal objetivo desse trabalho é projetar e desenvolver um protótipo para pacientes amputados de uma prótese multifuncional para membros superiores, que detenha características antropomórficas e que seja capaz de reproduzir funções motoras e táteis; além disso, ela deve possuir um controle simplificado, natural e que não necessite de exaustivo treinamento, visando substituir a mão natural perdida, auxiliando-o na realização de tarefas cotidianas que próteses comuns não conseguem realizar.

Organização da dissertação

A presente dissertação está dividida em 6 capítulos, sendo que o primeiro apresenta inicialmente uma descrição da mão humana mostrando suas características anatômicas, funcionais e apontando este como um dos principais órgãos aferentes e eferentes do ser humano. Posteriormente é realizada uma explanação sobre sinal mioelétrico, contextualizando o leitor sobre suas particularidades e ao término da seção realiza-se uma revisão sobre próteses para membros superiores, principalmente próteses mioelétricas.

O capítulo 2 aborda os aspectos teóricos de redes neurais artificiais e as características das principais arquiteturas voltadas para o reconhecimento de padrões. Nesta etapa será realizada uma comparação entre as diferentes arquiteturas e aquela considerada mais aplicável no reconhecimento de padrões do sinal mioelétrico para utilização no controle de próteses para membros superiores será selecionada.

O capítulo 3 mostra a importância da implementação de realimentação artificial de informações táteis para pacientes que se utilizam de próteses para membros superiores. Nesta seção são apresentados diversos métodos capazes de transmitir estímulos proprioceptivos de

força e temperatura para o paciente e dentre esses os mais aplicáveis ao projeto serão selecionados.

No capítulo 4 inicialmente são definidos os principais requisitos do projeto, considerando que o dispositivo para obter maior aceitação pelo usuário deve apresentar características antropomórficas. Em seguida são apresentados diversos elementos passíveis de serem utilizados, tais como mecanismos, sensores, atuadores entre outros que, baseando-se nos requisitos anteriormente definidos, serão avaliados e selecionados para serem utilizados neste trabalho.

O capítulo 5 descreve o desenvolvimento do projeto como um todo, iniciando pelo sistema eletrônico de aquisição do sinal mioelétrico, sensorialmente, controle e realimentação proprioceptiva, em seguida é mostrado o projeto mecânico de adaptação do mecanismo protético, transmissão de movimento e do dispositivo dissipados utilizado no sistema de realimentação tátil de temperatura. O final desta seção propõe-se o projeto da plataforma de controle.

O capítulo 6 expõe os resultados obtidos nos testes dos elementos presentes no protótipo da prótese antropomórfica para membros superiores desenvolvida, e no término da seção tais resultados são discutidos e as conclusões apresentadas.

Capítulo 1

1.1 A Mão Humana

1.1.1 Características da Anatomia

A mão humana pode ser considerada um dos órgãos de grande importância para o ser humano. Com grande maleabilidade e funcionalismo, é o principal órgão motor ou eferente do homem. Sua localização é a parte final de cada membro superior (ou braço), fato que possibilita a manipulação de objetos distantes. Além disso, a presença de um dedo oponível (o polegar), ou seja, capaz de colocar a ponta em contato com qualquer outro dedo; e posicionado ligeiramente mais afastado dos restantes, permite ao homem manipular objetos de diferentes tamanhos com eficácia, precisão e força. Isso viabilizou a utilização de diferentes instrumentos, tais como ferramentas, lanças, entre outros, com os quais o homem pode defender-se e modificar o meio ambiente para sua sobrevivência (LAW,1996).

A habilidade característica da mão de mudar de forma e adaptar-se a diferentes tipos de objetos, se deve ao fato de possuir 23 graus de liberdade (DOF – *degrees of freedom*), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e mais dois para a palma da mão. Esse grande número de DOF está relacionado aos 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos que fazem parte da mão e uma série de tendões ativados por músculos situados no antebraço (CUNHA,2002).

O *carpo*, que constitui parte do esqueleto do pulso, é formado por um conjunto de oito ossos carpais, dispostos em duas fileiras de quatro ossos cada (Figura 1.1). Essas duas fileiras de ossos deslizam uma sobre a outra, assim como cada osso desliza um sobre aquele adjacente a ele. Tal maleabilidade possibilita uma adaptação óssea aos movimentos presentes no pulso.

Os ossos do carpo presentes na fileira distal são *trapézio*, *trapezoide*, *capitato*, *hamato*; e os da fileira próxima *escafoide*, *semilunar*, *pisiforme*, *piramida* (MOORE,1999).

O *metacarpo* pode ser definido como o conjunto de cinco ossos que estão ligados as falanges e os ossos do carpo e que formam a palma da mão. Cada osso metacarpal é composto de um corpo e duas extremidades, sendo que as distais ou cabeça dos metacarpais se articulam com as falanges proximais e formam as nodosidades da palma da mão. As extremidades proximais ou base dos metacarpais articulam-se com os ossos carpais (MOORE,1999).

As falanges são constituídas por ossos que formam os dedos, sendo que o polegar é formado por duas falanges (proximal e distal) e os demais dedos por três (proximal, medial e distal). Cada falange tem uma base proximalmente, uma cabeça distalmente e um corpo entre a base e a cabeça. Em seu tamanho as falanges proximais possuem o maior tamanho, as medias são de tamanho intermediário e as distais são menores. Além disso, cada falange distal possui um formato achatado e expandido em sua extremidade. Esse formato aumenta a área de contato com objetos e facilita sua preensão (MOORE,1999).

Em seu total, 19 ossos da mão são longos; aqueles que constituem o metacarpo se localizam na palma da mão, os outros estão presentes nas falanges proximal, medial e distal. Os demais ossos são curtos e formam o carpo que juntamente com a ulna e o rádio constituem o pulso. Podemos observar a constituição óssea da mão humana através da visão dorsal presente na Figura 1.1.

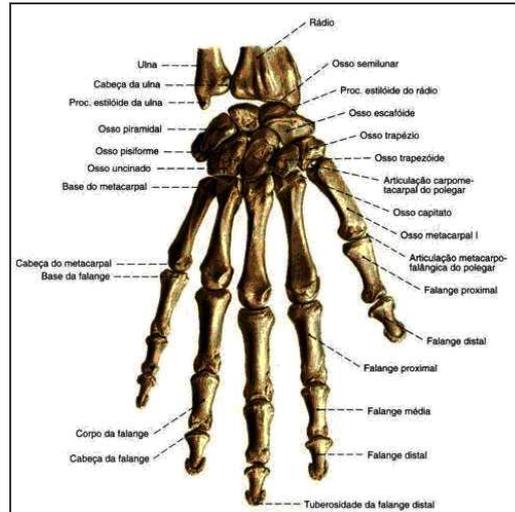


Figura 1.1 - Ossos da mão – visão dorsal (LE VAY, 2000)

Dois conjuntos de músculos são responsáveis pelos movimentos da mão humana, os *intrínsecos*, que se encontram na própria mão, e os *extrínsecos*, que se localizam no antebraço. Os músculos intrínsecos são os *tenares* e *hipotenares*, respectivamente ligados ao polegar e quinto dedo (dedo mínimo). Aqueles denominados tenares formam a eminência tenar na face lateral da palma e são principalmente responsáveis pela oposição do polegar. Tais músculos são responsáveis pelo movimento normal do polegar, que possui grande importância na realização de atividades precisas pela mão. Os músculos inerentes à eminência tenar são o *abductor curto do polegar*, *flexor curto do polegar*, *oponente do polegar* e *abductor do polegar*.

A estrutura hipotenar produz a eminência hipotenar no lado medial da palma e movimenta o dedo mínimo. O conjunto muscular da eminência hipotenar é composto dos músculos *palmar curto*, *abductor do dedo mínimo*, *flexor curto do dedo mínimo* e *oponente do dedo mínimo*. Os movimentos da palma da mão são controlados por três grupos musculares que são os *lumbricais*, *interósseos palmares* e *interósseos dorsais*. Os músculos lumbricais finos foram assim chamados por sua forma vermiforme, e estes fletem os dedos nas articulações metacarpofalangiana e estendem as articulações interfalangeanas. Já os músculos

interósseos são responsáveis pelo movimento de abdução e adução dos dedos, sendo que interósseos dorsais abduzem e os interósseos palmares aduzem.

Os músculos extrínsecos são os dois *flexores longos*, localizados na parte interna do antebraço e que se ligam por tendões às falanges (que são muito visíveis na parte reversa da mão). O *flexor profundo* liga-se às falanges distais e o flexor superficial liga-se às falanges médias. Esses músculos são responsáveis pela flexão dos dedos. O polegar tem um *flexor longo* e um *curto* no grupo de músculos *tênares*, além dos músculos *oponente*, *abdutor* e *rotador* (LE VAY,2000).

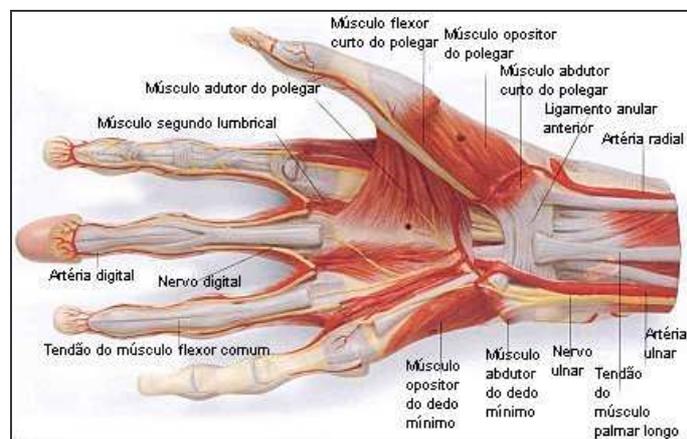


Figura 1.2 - Estrutura Subcutânea da Palma da Mão (LE VAY, 2000)

Em resumo, podemos observar na Tabela 1.1 os músculos inerentes ao movimento da mão humana e suas respectivas funções motoras

Tabela 1.1 – Músculos e Funções (Adaptado de CUNHA,1999)

Músculos	Funções
Lumbricais - Interósseos dorsais e palmares	Flexão da articulação do metacarpo
Extensor comum dos dedos Extensor próprio do indicador Extensor próprio do 5º dedo	Extensão das articulações do metacarpo
Flexor superficial dos dedos (proximais) Flexor profundo dos dedos (distais)	Flexão e articulação interfalanganianas proximais e Dorsais
Interósseos dorsais - Abdutor do 5º dedo	Abdução dos dedos
Interósseos palmares	Abdução dos dedos
Abdutor longo e breve do polegar Longo palmar	Abdução do polegar
Adutor do polegar - oblíquo transverso	Adução do polegar
Oponente do polegar Oponente do 5º dedo	Oposição do polegar e 5º dedo

Flexor breve e longo do polegar	Flexão das articulações metacarpofalangiana e interfalangiana do polegar
Extensor longo e breve do polegar	Extensão das articulações metacarpofalangianas e interfalangianas do polegar

A principal característica dos músculos constituintes da mão e do antebraço é a grande velocidade de acionamento, bem como estes sofrerem basicamente esforços transversais. Tais fatos devem ser considerados no desenvolvimento de um dispositivo protético com o objetivo de reproduzir a mão humana natural, que deve buscar a reprodução da grande velocidade de funcionamento e precisão de movimentos intrínsecos. (CUNHA,2002)

Outro importante constituinte da mão é o sistema tegumentar (a pele humana). Esse proporciona uma área de contato maior com o objeto manipulado, fazendo com que aumente o atrito e diminua o deslizamento entre os dedos e os artefatos agarrados. A pele da polpa dos dedos possui uma série de reentrâncias concêntricas (usadas comumente para o reconhecimento da identidade de indivíduos e cuja impressão é chamada de "digital") que, junto com a unha, tem o papel de aumentar a resistência da polpa do dedo e a sua área avaliável e as conexões fibrosas entre a derme e a membrana que envolve os auxiliam neste processo. Existe também a atuação das glândulas sudoríparas, que deixam a pele mais adesiva (CUNHA,2002).

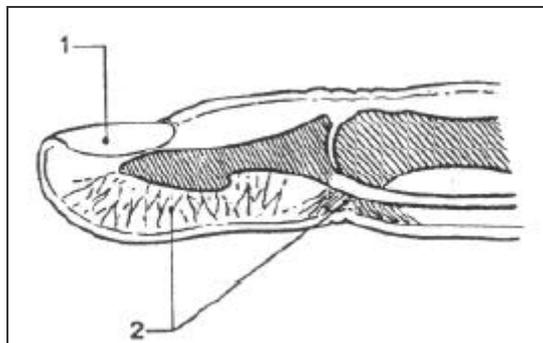


Figura 1.3- Elementos de prevenção ao deslizamento entre a mão e o objeto agarrado, na polpa dos dedos (CUNHA, 1999)

Além de aumentar o atrito com objetos, pele também possui a função tátil ou aferente. Essa característica da percepção de informações das condições em torno ao órgão é possível devido principalmente à existência de diversos receptores cutâneos que se encontram sobre a epiderme e são capazes de captar estímulos térmicos, mecânicos ou dolorosos.

Nas regiões da pele providas de pêlo, existem terminações nervosas específicas nos folículos capilares e outros chamados terminais ou *Receptores de Ruffini*¹. As primeiras, formadas por axônios que envolvem o folículo piloso, captam as forças mecânicas aplicadas contra o pêlo. Os *Terminais de Ruffini*, com sua forma ramificada são receptores térmicos de calor (BEAR,2002).

Em toda a pele existem ainda outros receptores comuns, como os *Corpúsculos de Pacini*² que captam especialmente estímulos vibráteis e táteis; esses são formados por uma fibra nervosa cuja porção terminal, amielínica, é envolta por várias camadas que correspondem a diversas células de sustentação. A camada terminal é capaz de captar a aplicação de pressão, que é transmitida para as outras camadas e enviada aos centros nervosos correspondentes.

Os receptores chamados *Discos de Merkel*³ têm sensibilidade tátil e de pressão, e estes consistem de uma fibra aferente que costuma estar ramificada com vários discos terminais dessas ramificações nervosas. Esses discos estão englobados em uma célula especializada, cuja superfície distal se fixa às células epidérmicas por um prolongamento de seu protoplasma. Assim, a aplicação de pressão e tração sobre epiderme desencadeia o estímulo (BEAR,2002).

As *Terminações Nervosas Livres* são sensíveis aos estímulos mecânicos, térmicos e especialmente aos dolorosos e são formadas por um axônio ramificado envolto por *Células de*

¹ Angelo Ruffini (1864 -1929) – Histologista e embriologista italiano.

² Filippo Pacini (1812 – 1883) – Anatomista italiano.

³ Friedrich Sigmund Merkel (1845 -1919) – Histopatologista e anatomista alemão.

*Schwann*⁴ sendo ambos envolvidos por uma membrana basal. Já os *Corpúsculos de Meissner*⁵ são basicamente sensores táteis. Estão presentes nas saliências da pele sem pêlos, como nas partes mais altas das impressões digitais. São formados por um axônio mielínico, cujas ramificações terminais se entrelaçam com células acessórias. Os *Bulbos Terminais de Krause*⁶ são receptores térmicos de frio e são formados por uma fibra nervosa cuja terminação possui forma de clava (BEAR,2002).

Ao ocorrer uma variação de temperatura sobre a pele, grupos específicos de receptores térmicos cutâneos são ativados, ou seja, em temperaturas mais baixas são acionados os receptores sensíveis ao frio e em temperaturas mais elevadas os sensíveis ao calor. No entanto, a resposta dos mesmos apresenta uma faixa sensível que vai de 15°C até 45°C ; fora deste limite de temperatura, nossos receptores que são terminações nervosas livres passam a sofrer estímulos de dor. Essa faixa dinâmica pode ser observada na Figura 1.4.

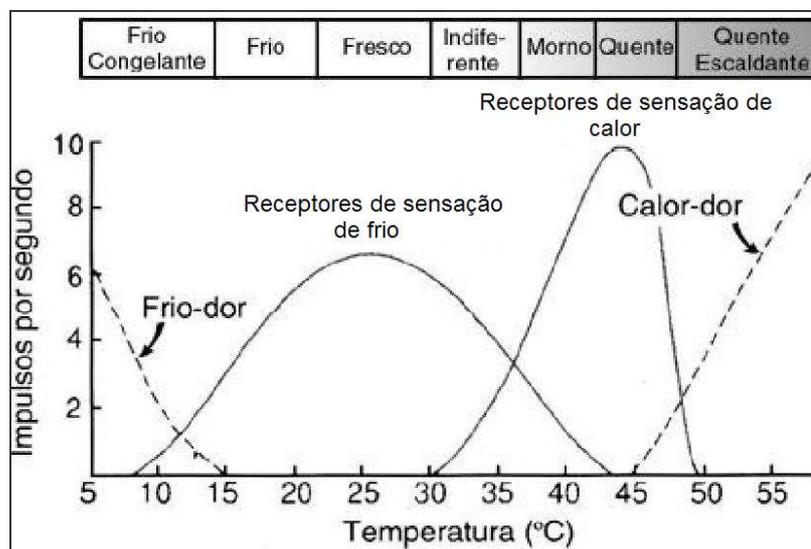


Figura 1.4 - Recrutamento dos receptores de frio e calor de acordo com a temperatura (MACHADO, 2000)

A Tabela 1.2 mostra um resumo que correlaciona os respectivos receptores nervosos presentes no sistema tegumentar e sua função tátil.

⁴ Theodor Schwann (1810 -1882) – Histologista, citologista e fisiologista alemão.

⁵ Georg Meissner (1829 -1905) – Fisiologista e anatomista alemão.

⁶ Wilhelm Krause (1833 -1910) – Anatomista alemão.

Tabela 1.2 - Principais receptores nervosos do sistema tegumentar humano (BEAR,2002)

Receptores de Superfície	Sensação Percebida
Receptores de Krause	Frio
Receptores de Ruffini	Calor
Discos de Merkel	Tato e pressão
Receptores de Vater-Pacini	Pressão
Receptores de Meissner	Tato
Terminações nervosas livres	Principalmente dor

Uma função característica do ser humano, ligada ao sistema tátil cutâneo e que agregaria considerável antropomorfismo a um dispositivo protético, é o *Ato Reflexo*. Os atos reflexos ou simplesmente reflexos são respostas automáticas, involuntárias, a um estímulo sensorial. Os neurônios sensoriais de nossa pele captam o estímulo e a conduzem através do nervo aferente ou sensitivo até a medula ou até o encéfalo. Na medula, neurônios associativos recebem a informação que produz uma corrente motora, através dos neurônios motores que saem da medula pela raiz ventral. Os neurônios motores ou eferentes chegam ao órgão que sofreu o estímulo sensorial que realizará uma resposta ao estímulo inicial. Tudo isso acontece em fração de segundo, como um ato totalmente involuntário. (BEAR, 2002).

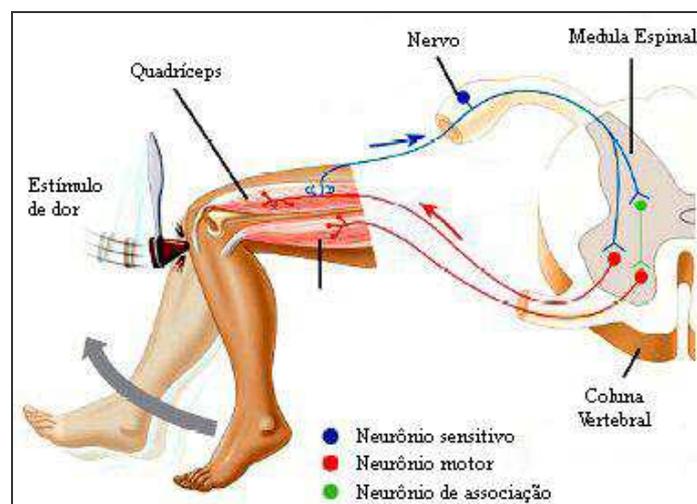


Figura 1.5 - Ato Reflexo

Pode-se citar como exemplos comuns de ato reflexos a redução rápida do diâmetro da pupila por contração do músculo da íris, quando se faz incidir um foco de luz no olho; a retirada rápida da mão quando se aproxima a mesma de um objeto muito quente; movimento involuntário da perna quando se estimula o nervo que está sob a patela.

1.1.2 Funções da Mão

Essencialmente, os dedos realizam movimentos de flexão e extensão, aliados a abdução e adução, sendo que o valor limite e a amplitude de movimentação normal das articulações de cada dedo podem variar muito de indivíduo para indivíduo. Tais movimentos permitem à mão a realização de diferentes formas de agarramento de objetos. O ato de agarrar um objeto pode estar relacionado à força e o momento exercido no objeto pela respectiva função, fazendo o mover ou mantê-lo estável.

De acordo com René Malex (TUBIANA,1981), “o agarramento pode ser definido como a união temporária da mão com objetos”. Basicamente, as funções motoras do homem podem ser divididas em estáticas e dinâmicas. Napier et. al. classificou todas as garras estáticas da mão em duas categorias gerais: precisão e força. Garras de precisão são caracterizadas por um contato preliminar do dedo indicador, enquanto as garras de força são caracterizadas por um contato preliminar da palma da mão. Keller et al em um trabalho extensivo definiu sete (7) principais categorias de garras estáticas para uso em dispositivos protéticos (Figura 1.6).

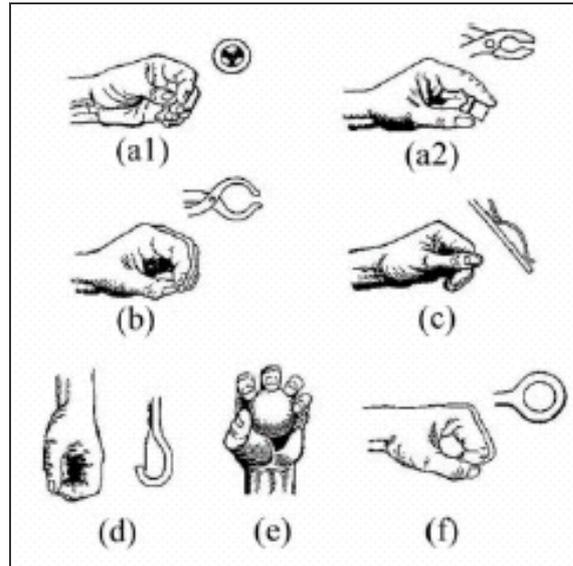


Figura 1.6 - a1) Palmar tridigital– polegar oposto aos dedos indicador e médio; a2) Palmar 2-dedos; b) ponta – polegar oposto somente ao dedo indicador; c) Lateral; d) Gancho; e) Esférica; f) Cilíndrica (KELLER,1947).

O conhecimento e caracterização das principais funções motoras da mão humana são fundamentais no desenvolvimento de próteses multifuncional, uma vez que este deverão ser reproduzidos pelo dispositivo protético.

São definidas as garras: palmar tridigital, palmar 2-dedos, ponta, lateral; gancho; esférica; cilíndrica. A função palmar tridigital formadas pelo movimento de oposição do polegar em relação aos dedos indicador e médio. Já o movimento palmar 2-dedos não se tem a presença do dedo médio, mas somente do polegar e indicador. Na função motora de ponta, o polegar também é oposto somente ao dedo indicador, diferindo do anterior por se utilizar para esse movimento somente as extremidades de cada dedo. A esses movimentos descritos, se atribuem funções motoras de precisão.

A garra lateral é feita pela preensão lateral do polegar com a face distal do dedo indicador. A garra gancho que utiliza apenas os quatro últimos dedos e tem seu uso geral para transporte de objetos. A garra esférica utiliza-se todos os dedos, juntamente com o movimento de abdução e adução, possibilita a preensão de objetos esféricos. Por sua vez, a garra cilíndrica utiliza todos os dedos, sendo que principalmente os três primeiros executam a garra

propriamente dita e os últimos apenas garantem uma maior estabilidade; essa forma de garra possibilita a preensão de superfícies cilíndricas.

Diversas ferramentas foram criadas a partir da tentativa de imitação desses tipos de garras ou pinças, visando aumentar os limites de atuação da mão ou protegê-la de eventuais acidentes. Na Figura 1.6 podemos observar diversos objetos típicos do uso cotidiano que podem ser comparados com os diferentes tipos de garras.

Segundo KELLER, “a garra palmar tridigital é o padrão de preensão mais comum em garras estáticas, enquanto a garra lateral é o padrão mais comum em garras dinâmicas”. Todas as funções estáticas podem ser realizadas com o polegar e os dedos indicadores e dedo médio. Os dedos restantes fornecem estabilidade e firmeza adicionais (TANIE,1988). A palma da mão serve como uma estrutura de suporte para os dedos somente na garra esférica. Logo, uma prótese que se constitui somente de polegar e mais dois dedos mantém a maioria das funções estáticas que uma mão é capaz de fazer e simplifica muito o projeto em geral e reduz custos, uma vez que diminuiria o número de graus de liberdades.

1.2 Sinal Mioelétrico

Em nosso corpo humano existe uma enorme variedade de músculos, dos mais variados tamanhos e formato, e cada um tem à sua disposição conforme o seu local de origem e de inserção. O sistema muscular é capaz de efetuar imensa variedade de movimentos, em que todas as contrações musculares são controladas e coordenadas pelo cérebro. O processo de contração muscular envolve o potencial de ação conduzido pelos neurônios motores, transmissão sináptica, os potenciais musculares.

Unidade motora é um termo usado para descrever o menor elemento muscular controlável, e é constituído por um neurônio motor, suas junções neuromusculares e as fibras musculares enervadas por esse neurônio (ORTOLAN,2002).

Cada músculo possui o seu nervo motor, o qual se divide em muitos ramos para poder controlar todas as células do músculo, sendo que as divisões desses ramos terminam em um mecanismo conhecido como placa motora ou junção neuromuscular (Figura 1.7) (KISNER,1992).

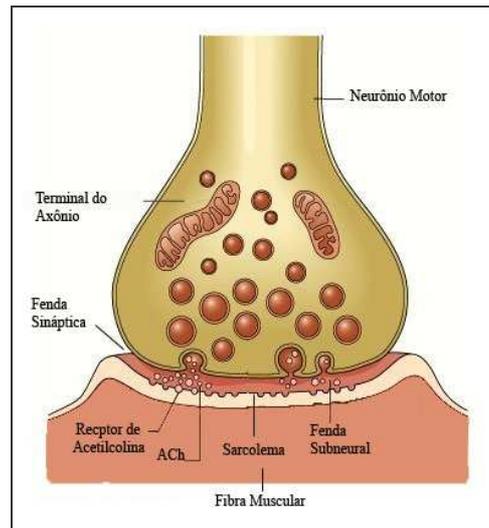


Figura 1.7 - Terminação nervosa invaginada numa fibra muscular.

O sinal mioelétrico acontece quando um potencial de ação chega ao terminal do axônio do neurônio motor e ocorre a liberação de acetilcolina. Isso faz com que a membrana muscular se torne mais permeável a íons de Sódio (Na^+). O aumento repentino da quantidade desses íons no músculo gera um potencial de ação muscular, que se propaga na membrana da fibra muscular nas duas direções do músculo, despolariza a membrana da fibra muscular e também penetra profundamente no seu interior. O resultado da soma algébrica dos potenciais de ação de todas as fibras da unidade motora é chamado potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAP (*Motor Unit Action Potential*) (Figura 1.8) (ORTOLAN,2002).

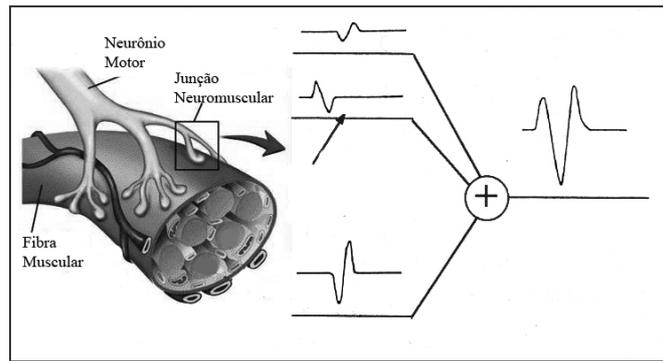


Figura 1.8 - Diagrama de geração de um MUAP.

A duração do MUAP é de aproximadamente 2 a 10 ms com amplitude na faixa de $100\mu\text{V}$ a 2mV e banda de frequência de 5Hz a 10kHz . Pelo fato do MUAP ter um período relativamente pequeno, as unidades motoras devem ser ativadas para que se possa sustentar uma contração muscular por períodos maiores de tempo. Essa seqüência de MUAPs é denominada trem de potencial de ação da unidade motora, cuja sigla em inglês é MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*). Os MUAPT, ao percorrer a fibra muscular geram um campo eletromagnético nas redondezas da fibra. Um eletrodo localizado dentro desse campo é capaz de detectar o potencial elétrico referente a uma contração muscular que é chamado *Sinal Mioelétrico (SME)* (ORTOLAN, 2002).

Tal sinal proveniente da contração muscular pode ser utilizado em diversos sistemas de reabilitação como sinal de controle, tais como em próteses para membros superiores.

1.3 Próteses para Membros Superiores

A perda de um membro ou parte dele é um fator que sempre esteve presente na humanidade, e por causa disto o homem desde a antiguidade procurou desenvolver diferentes maneiras de substituição. Podemos definir próteses como sendo um dispositivo artificial que tem o objetivo de substituir membros ausentes ou má formação congênita. As referências mais antigas sobre próteses remontam a 500 a.C., em que esculturas e desenhos em mosaicos e cerâmicas ilustram pessoas com “pilões” de madeiras em substituição a suas pernas. O

marco inicial da construção de próteses para membros superiores está no século XV e XVI, em que nomes como Ambroise Paré e Leonardo da Vinci, projetaram e construíram próteses muito engenhosas e funcionais, considerando as limitações tecnológicas da época (BOCCOLINI, 2000).

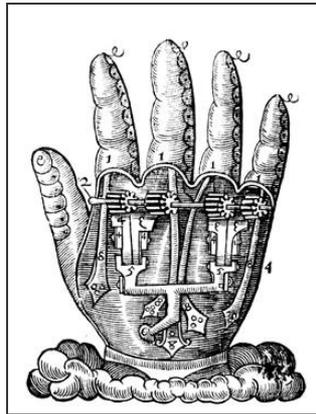


Figura 1.9 - Mão Artificial de Aço planejada por Ambroise Paré (WIGLEY, 1991)

Após o advento da Segunda Guerra Mundial (1939-1945), em que ocorreram milhares de mutilações, diversos estudos foram iniciados para o desenvolvimento de prótese melhores e mais funcionais. Com isso, atualmente existe uma gama grande de diferentes tipos e modelos de próteses, entretanto nem todos completamente funcionais e antropomórficos.

Estudos revelam que cerca de 70% dos usuários de próteses para membros superiores abandonam o dispositivo ou passam a utilizá-la esporadicamente depois de certo período (CARVALHO,2004). A não reprodução das características antropomórficas, tais como aspecto estático, movimentação e sensibilidade, e a grande dificuldade do controle e treinamento para sua utilização, tornam-se os principais fatores na rejeição das próteses pelos usuários. Assim, para se projetar tal dispositivo deve-se ter um bom conhecimento sobre a anatomia do membro que se deseja substituir, definido como requisitos de projeto tais características, isto é movimentos similares, tamanho, forma, aspecto estético, além de tentar reproduzir funções inerentes à mesma, como no caso de membros superiores, respostas táteis

e arco-reflexo, além disso, o sistema de controle deve ser simples, natural e adaptável para qualquer paciente.

1.3.1 Classificação das Próteses para Membros Superiores

Como foi mencionado, a necessidade de construir novas próteses implicou um número elevado de tipo e modelos, por isso tornou-se fundamental a definição de uma classificação.

Níveis de Amputação

O principal modo de classificação de próteses se dá de acordo com o nível de amputação. Os níveis de amputação são definidos pela medicina de acordo com sua localização, devendo localizar-se sempre o mais distal possível. Os diversos níveis de amputação podem ser observados a seguir (Figura 1.10).

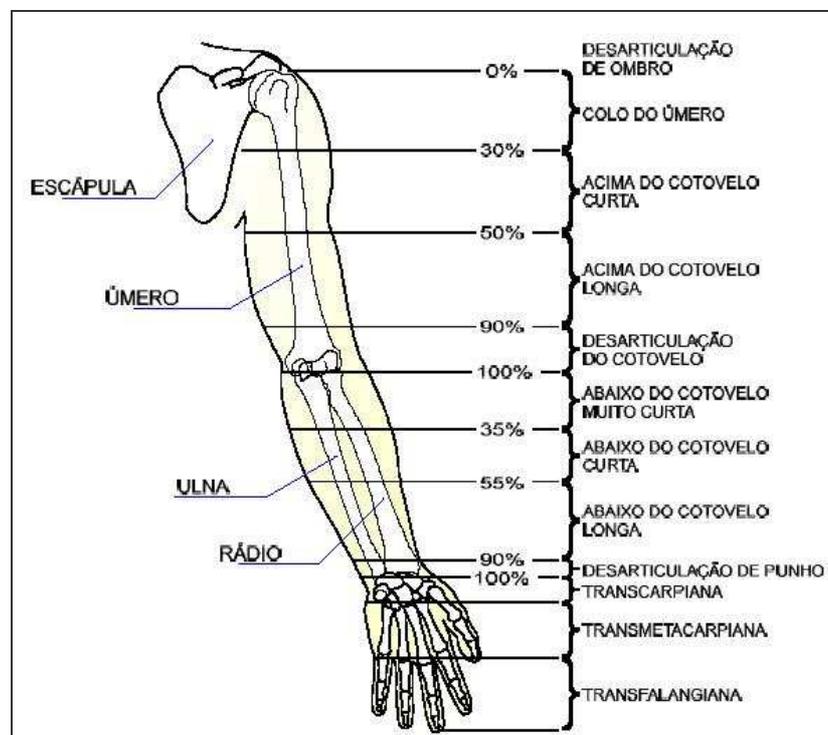


Figura 1.10 - Níveis de amputação. (Adaptado de KOTTKE, STILLWELL & LEHMANN, 1984)

No entanto, ressalta-se que em uma amputação deve-se conservar o tecido e as partes ósseas, com o objetivo de auxiliar a fixação de próteses a ser utilizada no coto e de manter ao

máximo a movimentação do restante do mesmo. Quanto mais proximal for o coto, mais complexa será a substituição do membro perdido. No caso de desarticulação do ombro, a protetização se torna extremamente complexa devido à falta de um ponto de apoio para a adaptação e fixação do alojamento da prótese (BLOHMKE, 1994).

Fonte de Energia e Capacidade Funcional

Outra maneira de classificar uma prótese é com relação a sua fonte de energia e capacidade funcional, esse método de classificação foi adaptado a partir da proposta feita pela empresa Otto Bock Industry, Inc (BLOHMKE, 1994; CUNHA, 2002). Segundo essa classificação, as próteses podem ser divididas em dois principais grupos: *Passivas* e *Ativas*.



Figura 1.11 - Prótese ativa mioelétrica da Otto Bock Inc.

As *Próteses Passivas* são dispositivos estáticos que não possuem articulações ou mecanismos, e desse modo, não realizam movimentos. Podemos dividir esse grupo em duas categorias: *Próteses Estéticas e Passivas para Trabalho*. As *Próteses Estéticas*, são dispositivos que imitam com grande eficiência o aspecto estético da mão humana (Figura 1.12b), entretanto, não possuem o funcionalismo inerente à mesma. O objetivo de tais próteses é de restabelecer o aspecto externo do corpo do paciente. Já as *Próteses Passivas para Trabalhos* apesar de serem dispositivos estáticos, possuem grande funcionalismo, pois geralmente esses tipos de prótese possuem uma ferramenta na ponta mais distal, por exemplo, um gancho ou martelo (Figura 1.12a) , tais dispositivos portanto servem para auxiliar ao

paciente a executar seu trabalho (BLOHMKE, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978).



Figura 1.12 - a) Prótese Passiva para Trabalho; b) Próteses Estética de Mão (EMAT,2006; IPO. 2005)

As *Próteses Ativas* diferentemente das passivas são caracterizadas pela mobilidade e movimento de suas partes, controlados de alguma forma pelo paciente. Podemos subdividir esse grupo pelo tipo de fonte de energia utilizada para a movimentação deste dispositivo, que podem ser *Força Própria do Paciente*, *Força Externa* e *Híbrida*. As próteses acionadas por Força Própria do Paciente, também são conhecidas como *Próteses Ativas por Tração* e têm os movimentos das juntas efetuados por intermédio de cabos ou tirantes, que por sua vez são controlados por esforços e movimentos dos ombros ou do próprio coto do paciente (Figura 1.13) (BLOHMKE, 1994,CUNHA, 2002).



Figura 1.13 - Prótese Ativa acionada por força própria com a mão incompleta (CARVALHO,2004)

Esse tipo de prótese é aplicável em praticamente todos os níveis de amputação, sendo que a dificuldade de adaptação é maior para pacientes com cotos proximais. A sua grande desvantagem está na necessidade de um treinamento intenso do paciente para a utilização deste dispositivo, pois os movimentos de acionamento não são naturais e intuitivos (BLOHMKE,1994;CUNHA,1999). Além disso, requer grande concentração e esforço do amputado, o que pode causar fadiga muscular durante o uso e perda de interesse pelo paciente.

Podemos subdividir o grupo de próteses ativas acionadas por força externa, em *Pneumáticas* e *Elétricas*. As *Próteses Pneumáticas* são acionadas por meio de um reservatório de gás comprimido ou CO₂, normalmente localizado na região das axilas e que aciona atuadores pneumáticos fazendo o dispositivo executar determinado movimento. O controle deste tipo de prótese é feito através de válvulas comandadas por contração muscular do coto. Os principais motivos de rejeição deste dispositivo são alto ruído de funcionamento, seu peso elevado, pouca autonomia, além de não se ter controle de força (BLOHMKE,1994;CUNHA,1999).

Já as *Próteses Elétricas* têm seu acionamento semelhante às pneumáticas; essas possuem interruptores em contato com a pele acionados por contração muscular. Os interruptores controlam os motores que por sua vez acionam os mecanismos da prótese. Esses dispositivos possuem as mesmas desvantagens da prótese pneumática, com exceção do peso, pois possuem uma bateria ao invés do reservatório de ar (CUNHA, 2002).

1.4 Próteses Mioelétricas

Dentre as próteses elétricas, aquelas denominadas *Mioelétricas* (cujo controle do paciente é realizado através do sinal elétrico proveniente da contração muscular, ou seja, por meios de SME) possuem uma série de vantagens sobre as demais próteses, tais como, possuir

acionamento independente de cabos, fácil adaptação de um controle proporcional, além do sinal mioelétrico poder ser detectado através de eletrodos não-invasivos. Apesar de tais dispositivos dependerem de circuitos eletrônicos, esses podem ser continuamente melhorados e miniaturizados. Essas próteses mioelétricas multifuncionais são capazes de realizar diversos movimentos naturais da mão humana e devem ser utilizadas por pacientes cuja necessidade envolva esses requisitos.

A adequação dessas próteses à população de amputados deve ser cuidadosamente estudada. De fato podemos analisar que um amputado unilateral, ou seja, aqueles que possuem ainda uma mão normal são capazes de viver um estilo de vida independente sem a necessidade de nenhum tipo de prótese. Para esses casos os dispositivos protéticos funcionam como um auxiliar para as tarefas cotidianas e este deve possuir a aparência o mais próximo possível da mão humana. Entretanto no caso dos amputados bilaterais, existe uma grande necessidade de um dispositivo capaz de realizar múltiplas funções e cujo controle seja simples e preciso, pois isso é fator primordial para a reabilitação do paciente e proporciona grande independência (TEODORESCU,2001).

1.4.1 Histórico de Próteses Mioelétricas

O controle mioelétrico de braços artificiais multifuncionais tem sido o objetivo de diversas pesquisas nos últimos anos e vem cada vez mais se desenvolvendo com a evolução tecnológica. A primeira vez que o sinal mioelétrico detectado da contração muscular de um amputado foi proposto para ser utilizado no controle de uma mão mecânica ocorreu em meados da década de 40, (REITER,1948), entretanto esse trabalho terminou sem implementação clínica. Um pequeno número de pesquisas em aplicações clínicas e alguns desenvolvimentos isolados foram realizados na década de 50 (BERGER,1952;BATTYE,1955). Somente na década de 60 surgiu a primeira prótese

cl clinicamente viável nomeada de “*Mão Elétrica Russa*” (BOTTOMLEY, 1962), que foi exportada em uma quantidade limitada para a Inglaterra e Canadá. Entretanto, nessa década, muitos dispositivos protéticos foram desenvolvidos, mas por se tratarem de dispositivos comerciais não foram publicados trabalho em revistas e eventos científicos.

O controle mioelétrico recebeu um grande impulso após a realização de um simpósio in Cleveland, Ohio em 1966 que foi intitulado “*Myoelectric Control Systems and Electromyographic Kinesiology*”. Neste encontro foi apresentando um novo sistema mioelétrico. Desenvolvido pelo professor Robert N. Scott, que chefiava o grupo de pesquisa, esse foi o primeiro mecanismo de controle mioelétrico na América do Norte (TEODORESCU,2001).

Iniciada com uma produção em pequena escala, a empresa Otto Bock (Duderstadt, Alemanha) consolidou uma forte posição no mercado de próteses, por oferecer dispositivos versáteis e bem projetados de mãos artificiais. Por volta de 1967 já era possível a obtenção de próteses comerciais na América do Norte produzidas pela Otto Bock e Viennatone (Áustria) (TEODORESCU,2001). Na década de 70, um grupo de engenheiros da Temple University conseguiu utilizar o reconhecimento de padrões para atuar no controle multifuncional que, entretanto, demandava computadores poderosos, o que impossibilitava sua aplicação clínica (WIRTA,1978). Outro grupo que se destacou no desenvolvimento de próteses foi o de pesquisadores da Universidade de New Brunswick (UNB), que teve um papel fundamental no desenvolvimento de métodos de controle e contribuiu para o mais clinicamente viável sistema de “feedback” sensorial (SCOTT,1980).

1.4.2 Controles de Próteses Mioelétricas

O controle de próteses mioelétricas depende diretamente da eficácia de um sistema em malha fechada paciente-prótese. A substituição protética ideal deveria interfacear o sistema

neuromuscular remanescente de maneira muito próxima ao sistema fisiológico original, ou seja, deveria fornecer subsídios para a reabilitação motora, estética e tátil. Infelizmente os sistemas artificiais atuais estão longe do funcionalismo do sistema fisiológico intacto. Em todo o mundo, as mais diversas propostas de estratégias de controle para esses dispositivos foram feitas, entre elas podemos descrever as seguintes como principais (TEODORESCU,2001).

Controle em 3-Estados

Esse tipo de controle para próteses mioelétricas multifuncionais foi proposto pela primeira vez em 1966 (DORCAS,1966) e atualmente é um dos mais difundidos e utilizados em dispositivos clinicamente aplicáveis. Nesse controle é medida a amplitude do sinal mioelétrico ou a taxa de variação da amplitude. Geralmente esse tipo de sistema utiliza um ou dois canais mioelétricos, que segmentam em níveis o sinal de entrada (amplitude ou taxa de variação), para então selecionar e efetuar um de três estados do dispositivo (Estado1: desligado, Estado2: Aberto, Estado3: Fechado). Uma vez selecionado o estado, a velocidade de movimento da prótese pode ser constante (controle ON/OFF), ou determinada pela atividade do sinal mioelétrico (controle proporcional) (TEODORESCU,2001). A simplicidade de implementação e a facilidade de adaptação do usuário foram os principais motivos pelos quais tal sistema se tornou bastante difundido. Entretanto, esse método é eficiente para sistemas com poucos graus de liberdade. Em se tratando de sistemas multifuncionais, com múltiplos graus de liberdade, o melhor desempenho será obtido utilizando reconhecimento de padrões do sinal mioelétrico.

Modelagem dinâmica músculo-esquelético

A prótese “Boston Arm”, desenvolvida por pesquisadores do MIT (Massachusetts Institute of Technology), foi o primeiro controle mioelétrico de cotovelo. Mann et. al., em sua tese de doutorado propôs uma teoria de controle que aplicava técnicas estatísticas juntamente com formulações da dinâmica músculo-esquelético para estimar o movimento do braço. Foi postulado que, com uso de equações Lagrangianas, descreve-se a dinâmica de um braço normal e essas podem ser expressas de forma matricial.

$$M(\theta, \dot{\theta}) = P(\theta)\ddot{\theta} + Q(\theta, \dot{\theta}) + R(\theta) \quad (1.1)$$

Sendo:

θ é $N = n + p$ vetor de posição da juntas (n = ”natural”, p = ”prótese” graus de liberdade);

P é matriz de inércia generalizada do braço;

Q é o vetor que incorpora a força centrípeta e de Coriolis⁷;

R é o vetor da força gravitacional;

M é o vetor que contem o momento dos músculos e dos atuadores da prótese.

Detectando a força mecânica obtida de determinados músculos intactos, medida de maneira indireta por meio da integração da atividade do sinal mioelétrico, e pelo monitoramento dos estados cinemáticos das juntas do paciente, é possível conhecer a intenção do movimento do usuário. O torque do ombro e clavícula é determinado pela medida do sinal mioelétrico de um conjunto de músculos do ombro. A função transferência foi encontrada experimentalmente. No caso dos amputados a ligação entre o torque e as equações de movimento consiste de duas partes, que se relacionam com as juntas naturais e as juntas da prótese (JERARD,1980). Essa ligação dos vetores de momento, velocidade, posição e aceleração podem ser divididas assim:

$$M = \begin{bmatrix} M_n \\ M_p \end{bmatrix}, \theta = \begin{bmatrix} \theta_n \\ \theta_p \end{bmatrix}, \dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_n \\ \dot{\theta}_p \end{bmatrix} e \ddot{\theta} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_n \\ \ddot{\theta}_p \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

⁷ Gustave-Gaspard Coriolis (1792 -1843) - matemático e engenheiro francês

Portanto se M_p for conhecida, o problema está solucionado, entretanto tanto $\ddot{\theta}$ quanto M_p são desconhecidos. Para resolver esse problema deve-se assumir que nem todos os elementos de θ são independentes. Assim assume-se que para a maioria dos movimentos executados pelo braço estão correlacionado como movimento clavicular (JERARD,1980). Assim temos:

$$\theta = \begin{bmatrix} \theta_C \\ \theta_F \end{bmatrix}, \quad \theta_C = \tilde{\eta} \theta_F \quad (1.3)$$

Sendo:

θ_C é o vetor que contem os ângulos;

θ_F é o vetor dos ângulos livres.

A matriz de acoplamento $\tilde{\eta}$ relaciona os graus de liberdade “livres” com os graus de liberdades acoplados. Para um sistema com sete graus de liberdade, a flexão e abdução clavicular são acopladas enquanto a flexão e abdução do ombro, rotação do úmero, flexão do cotovelo e rotação do pulso são livres (JERARD,1980). A solução das equações do controlador para M_p necessita duas entradas, $\tilde{\eta}$ e o vetor dos momentos naturais, M_n . O vetor dos momentos naturais deve ser obtido através de uma derivação analítica do sinal mioelétrico. Neste trabalho foi obtido um método experimental que relaciona sinal mioelétrico com o torque para ajuste do modelo. Usando a função transferência modelada temos:

$$M_n = \tilde{G}(\theta, \dot{\theta})E + N(\theta, \dot{\theta}) \quad (1.4)$$

Sendo:

E é obtido da gravação de multicanais de atividades mioelétricas ;

\tilde{G} é o momento da junta atual durante o movimento normal e torque;

N é uma regressão linear multivariável.

Jerard et. al realizaram uma implementação digital dessa modelagem e uma avaliação laboratorial de sua performance. O controle de uma única junta protética foi funcional, no entanto, é mais complexo que o controle mioelétrico bíceps-tríceps convencionais e avaliando o controle de múltiplos graus de liberdade, este foi considerado difícil. Controle independente da rotação do úmero e flexão do cotovelo foi possível com algum esforço. Assim controles simultâneos foram possíveis em graus limitados, mas com grande esforço. Em geral o controle não foi natural (JERARD,1980).

Modelos Autoregressivos

Com o objetivo principal de utilizar o mínimo número possível de canais mioelétricos Graupe et. al propuseram que informações de grandes dimensões podem ser extraídas para cada conjunto de controle por análise de series temporais. Assim, dado um conjunto de eletrodos, temos que o sinal mioelétrico é a somatória temporal e espacial do potencial de ativação das unidades motoras de todas as fibras musculares pertencentes a região de detecção pelos eletrodos (GRAUPE,1975). Na secção transversal do músculo durante a contração, as unidades motoras ativas irão se diferenciar (em geral) com referência a forma de seu potencial de ativação e seu padrão de inervação. Portanto foi concluído que, diferentes funções dos membros necessitarão de diferentes padrões de ativação muscular, o que acarreta que através da composição das fibras ativas é possível distinguir a atividade muscular natural, assim como suas características e padrões, e a localização espacial da atividade muscular irá variar com diferentes tipos de contrações (GRAUPE,1975).

As características dos grupos extraídos do sinal mioelétrico cuja diferença espectral causada pelas diferentes formas e proximidade do potencial de ação irá conter mais informação que simplesmente medidas de amplitude. Graupe et. al., propuseram que os

conjuntos dessas características são obtidos de coeficientes (a_j) de uma série temporal autoregressiva.

$$y(k) = \sum_{j=1}^p a_j y(k-j) + e(k) \quad (1.5)$$

Para esse modelo é assumido que o sinal mioelétrico para cada conjunto deve ser estacionário durante a medição e deve ser linearmente relacionado com a força muscular. Entretanto, essas suposições são facilmente violadas, pois requerem que o usuário mantenha um nível constante de força (GRAUPE,1978).

Neste trabalho um modelo de ordem $p = 4$ foi escolhido, pois foi considerado pequeno suficiente para o limite de tempo computacional e grande o suficiente para assegurar o erro residual ($e(k)$) desejado. Os coeficientes a_j ($j = 1,2,3,4$) foram computados usando o Método dos Mínimos Quadrados (Least Mean Squares – LMS) e Mínimos Quadrados Recursivo (Recursive Least Squares – RLS). Esses coeficientes podem ser definidos para cada função do membro. Durante a fase de operação qualquer padrão produzido é comparado com o conjunto de padrões definidos para a verificar se este é um movimento selecionado (GRAUPE,1983).

Se a função discriminante do membro executado no espaço de parâmetros autoregressivos (AR), o procedimento de identificação deve ser realizado *on-line* para cada conjunto de dados, o que na época (1982) era considerado uma atividade computacional intensiva, por isso Graupe propôs um método alternativo em que os parâmetros AR para cada função do membro poderiam ser calculados *off-line*, e apenas um filtro simples poderia ser utilizado durante a operação da prótese. Sua intenção foi discriminar o espaço do Erro Quadrático Médio (EQM), associando-o a cada função do membro. Computado de maneira *off-line* o EQM associado com a função do membro i é:

$$E_i = \overline{e(k)} = \frac{1}{(N - p - 1)} \sum_{k=p+1}^N \left(y(k) - \sum_{j=1}^p a_{j,i} y(k - j) \right) \quad (1.6)$$

sendo $a_{j,i}$ é o jésimo coeficiente AR da iésima função do membro.

Durante a discriminação *on-line*, os dados eram fornecidos a cada modelo AR para se computar um EQM estimando \hat{E}_i para cada um. O mínimo deste grupo foi selecionado e comparado ao valor de EQM. A função do membro era selecionada se o nível do sinal superasse o liminar.

$$\hat{E}_i = \gamma_i E \quad (1.7)$$

A avaliação do desempenho desse sistema de controle feita por Graupe et. al, mostra que depois de 12 horas de treinamento o sistema classificou corretamente 99% de quatro das seis funções pré-determinadas. O aspecto mais importante desse trabalho foi a demonstrar que o controle multifuncional é praticável com um número limitado de controles locais (GRAUPE,1985).

Doershuk et. al,(DOERSHUK,1983) adaptou as series temporais de Graupe para um sistema de múltiplos controles locais. O modelo auto-regressivo multicanal de ordem p é descrito abaixo:

$$y(k) = \sum_{i=1}^p A_{m,j} y(k - j) + e_m(k) \quad m = 1, \dots, M \quad (1.8)$$

Sendo:

$y(k)$ é o vetor do sinal mioelétrico $L \times 1$;

L é o número de eletrodos locais;

k é o tempo de amostra;

M é número total de funções modeladas;

$A_{m,j}$ é a matriz $L \times L$ de coeficientes;

$e_m(k)$ é o vetor do erro predito para um passo quando modelado m^{th} funções do braço.

Doershuk et. al investigou a performance de classificação variando as estruturas de diferentes filtros e o efeito do número de canais mioelétrico. Entretanto, as condições dos testes não foram muito bem especificada, o que dificulta concluir que os resultados indiquem uma melhor performance.

Reconhecimento de Padrões através de Características Estatísticas

Um grupo formado pelos engenheiros da Temple University e Moss Rehabilitation Hospital na Filadélfia foi, provavelmente, o primeiro a tentar um controle multifuncional de cotovelo, rotação do úmero e rotação de pulso. Para isso eles se utilizaram um controle do tipo “um músculo para um movimento”, o que requer do paciente grande concentração. Eles desenvolveram um “myoconder”, que é um instrumento capaz de coletar, amplificar e quantificar seis canais de sinais mioelétricos; a atividade mioelétrica era monitorada durante uma contração isométrica dos movimentos de pronação e supinação e flexão do cotovelo. Sobre condições laboratoriais o autor reportou uma acuracidade de 92% para flexão do cotovelo e 97% para pronação e supinação (FINLEY, 1967).

Pesquisadores da UCLA (Univesity of Califórnia Los Angeles) sugeriram a utilização de reconhecimento de padrões do sinal mioelétrico através de métodos estatísticos. Nesse trabalho foi proposto um Subsistema de Controle Autônomo (*ACS – Autonomous Control Subsystem*) capaz de apoiar o controle consciente do operador. O ACS é uma seqüência de algoritmos que geram a futura posição do dispositivo baseado na posição atual e anterior. O aprendizado deste subsistema é definido como:

$$\hat{a}_{n+1} = \Phi(X_n, P_n) \quad (1.9)$$

Sendo:

\hat{a}_{n+1} é a posição final do dispositivo predita; X_n é o vetor de estado que descreve a posição atual e P_n é a matriz estocástica não estacionária de probabilidade condicional $P(x_j^n \setminus i)$, a probabilidade condicional é representada por x_j^n .

Assim, utilizando a metodologia de *Máxima Verossimilhança* como regra de decisão, a posição predita pode ser aceita ou rejeitada para um intervalo de confiança. À medida que o treinamento evolui, a matriz P_n converge para condição de probabilidade ótima e gradualmente o ACS assume o processo de decisão minimizando a necessidade de decisão mental do operador do dispositivo (FREEDY, 1969).

Saridis et. al. , foi o primeiro a sugerir a utilização de propriedades estatísticas para a obtenção de informações contidas no sinal mioelétrico. Aplicando técnicas de reconhecimento de padrões do sinal mioelétrico da contração do bíceps e tríceps para ao controle de uma prótese com seis graus de liberdade (6 DOF) (SARIDIS,1982). Para o reconhecimento dos diversos padrões para cada exemplo de sinal foram calculadas diversas características do sinal, tais como, a média absoluta (MAV), a variância (σ^2), o módulo da variância ($|\sigma^2|$), o cruzamento em zero (ZC), a autocorrelação funcional ($R(\tau)$) e o densidade espectral de potencia ($S(\omega)$). Uma análise estatística dessas características durante um movimento simples e combinações de movimentos permite obter o máximo de informações para a separação e identificações de padrões do sinal. (SARIDIS,1982). A Figura 1.14a mostra o agrupamento de 3 classes de movimentos cujas características claramente ocupam regiões determinadas do espaço podendo, portanto, ser separadas e classificadas. Na Figura 1.14b mostra as características do sinal durante a realização de movimentos combinados e sobre diferentes condições de carregamentos e velocidades.

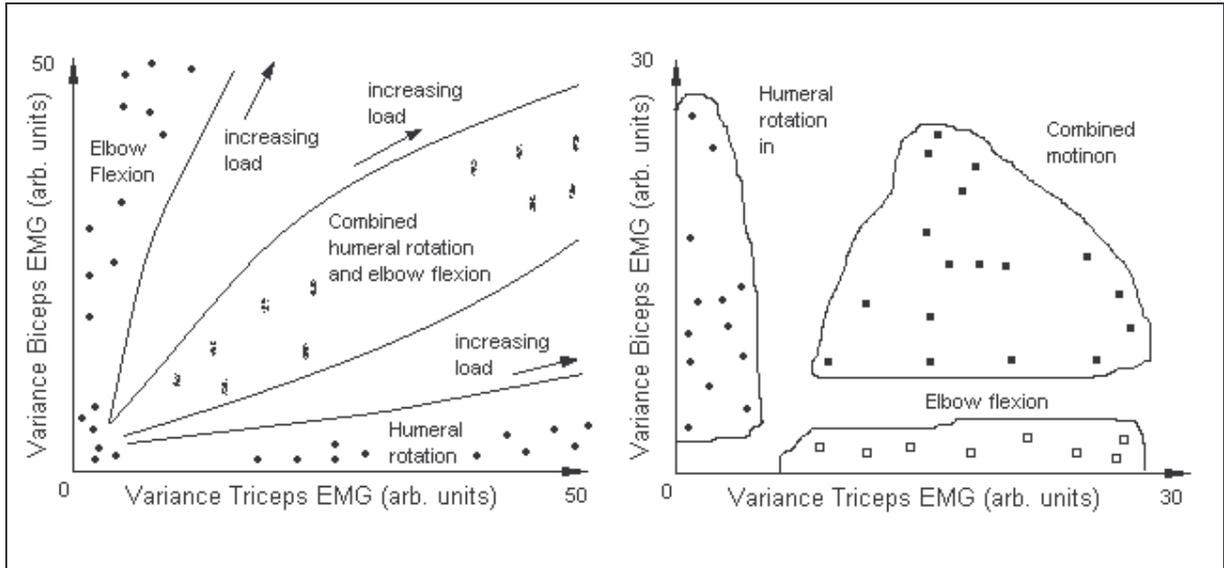


Figura 1.14 a) Descrição de três movimentos do bíceps e tríceps; b) Efeito do carregamento e a variação dos conjuntos de características e combinação de movimento; (Adaptado de SARIDIS,1982)

Desse modo, é possível determinar a intenção de realizar determinada função pela prótese, além disso, o autor utilizou o nível de atividade do sinal mioelétrico para selecionar um de três níveis de velocidade para cada função. A taxa de classificação média de todos os movimentos foi de 91% (SARIDIS,1982).

Reconhecimento de Padrão através do Transiente do Sinal Mioelétrico

Em seu trabalho, Hudgins investigou as informações contidas no transiente do sinal mioelétrico. Um número considerável de estruturas foi observado nessas curvas transientes usando somente um par de eletrodos bipolares posicionados nos grupos musculares do bíceps e tríceps. Padrões típicos desses sinais no tempo podem ser observados na Figura 1.15.

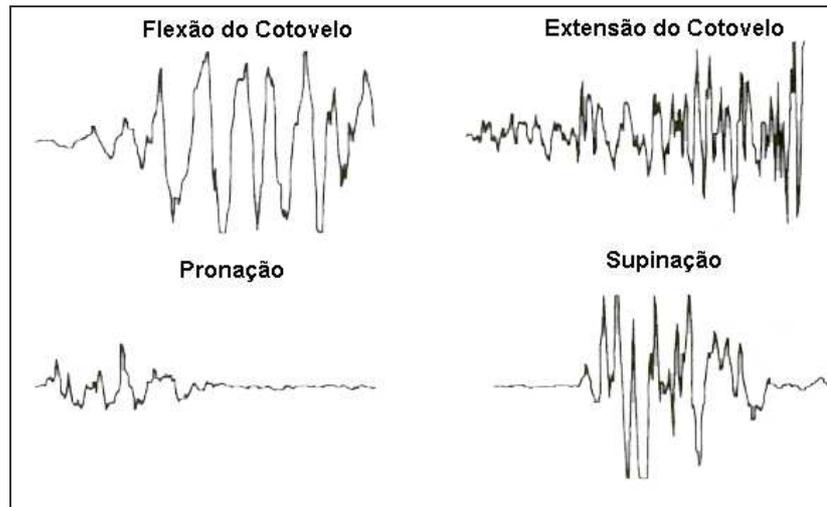


Figura 1.15 - Padrões do sinal mioelétrico gravados usando um par de eletrodos bipolares posicionados no bíceps e tríceps. Adaptado de HUDGINS,1991

Esses padrões exibem diferenças distintas em suas respectivas ondas temporais. Com um conjunto de padrões derivado de algumas contrações é suficientemente possível distinguir diferentes tipos de contração. Entretanto, um fato importante a ser observado é que a estrutura de cada onda é formada não somente pelo sinal da contração muscular, mas se deve a diversos outros fatores tais como efeito de artefato em movimento e ruídos, entre outros. Além disso, a ocorrência de repentinas mudanças na contração natural pode introduzir variabilidade dentro de determinado sinal amostrado. A identificação do local característico do sinal amostrado é importante para o reconhecimento dos padrões inerentes ao mesmo.

Hudgins et. al. utilizou em seu trabalho, como uma aproximação do período característicos do sinal mioelétrico, o segmento dos primeiros 240ms após o início da contração de um SME não processado. Em seu trabalho, ele utilizou uma rede neural artificial Perceptron multicamadas para a classificação da função no domínio do tempo, extraído de um canal simples. A rede neural foi treinada com sinais de contração derivados de quatro diferentes tipos de movimentos e utilizada para controlar uma prótese de braço com 3 DOF e um braço virtual simulado no computador.

Capítulo 2

2.1 *Redes Neurais Artificiais*

Como foi descrito anteriormente, existem diversas pesquisas que sugerem diferentes métodos de controle aplicados a próteses multifuncionais. Entretanto, aqueles que têm por base algoritmos inteligentes, tais como redes neurais artificiais, aplicados para reconhecimento de padrões de sinal mioelétrico apresentam grandes vantagens, uma vez que possibilitam ao paciente um controle mais natural do dispositivo aumentando seu grau de antropomorfismo e diminuindo a taxa de rejeição pois proporcionam adaptação a cada paciente. Entre as principais vantagens em se utilizar a abordagem de redes neurais artificiais em reconhecimento de padrões de sinais mioelétricos podemos destacar a capacidade de aprender através de exemplos, sua tolerância a falhas, capacidade de generalização, capacidade intrínseca de operação em paralelo, facilidade de implementação em hardware, além da possibilidade de aplicação em sistema em tempo real e robustez no tratamento de dados com ruídos ou onde não se tem o conhecimento explícito.

O Conexionismo denota uma forma particular de processamento da informação, sendo já há algum tempo, uma área de pesquisa que envolve indistintamente várias disciplinas do conhecimento. Os sistemas conexionistas são modelos computacionais inspirados na estrutura e funcionamento do cérebro humano e caracterizam-se pela reunião de uma grande quantidade de elementos ou unidades de processamento interligadas por um grande número de conexões, e que processam a informação de forma paralela (MEDEIROS,1999). Esse tipo de processamento da informação é também chamado de *Processamento Paralelo Distribuído* (PPD), ou *Sistemas Neurais*, ou ainda, *Redes Neurais Artificiais*, em referência as células cerebrais, contudo

conforme citam diversos autores a denominação mais adequada seria *Redes Neurais Artificiais* (RNA), pois, o conhecimento do funcionamento do cérebro, bem como dos neurônios ainda é bastante incompleto, portanto, tais modelos computacionais nada mais são que grosseiras imitações parciais das redes de neurônios do cérebro (MEDEIROS,1999). As RNAs podem ser definidas também como modelos computacionais inspirados no cérebro humano e que possuem a capacidade de aquisição e manutenção do conhecimento. Dentre as principais áreas de aplicação de sistemas conexionistas podemos citar aproximação funcional, previsão e estimação, otimização, memórias associativas, controle, clustering ou categorização e reconhecimento de padrões.

2.1.1 Histórico de RNAs

No ano de 1943, com o trabalho do neurofisiologista Warren McCulloch, do MIT e Walter Pitts, da Universidade de Illinois teve o início da modelagem de redes neurais artificiais. Esses pesquisadores, em seu trabalho intitulado “*A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity*” publicado no Bulletin of Mathematical Biophysics, apresentaram um modelo básico de neurônio que fazia uma analogia entre as células nervosas e o processo eletrônico baseado em 5 premissas fundamentais que eram:

- a) A atividade de um neurônio é um processo tudo-ou-nada;
- b) Certo número fixo de sinapses (>1) precisa ser excitado dentro de um período latente adicionado para o neurônio ser excitado e disparar;
- c) O único atraso significativo dentro do sistema nervoso é o atraso sináptico;
- d) A atividade de qualquer sinapse inibitória impede a excitação do neurônio naquele momento;

e) A estrutura de interconexão da rede não muda com o tempo.

O neurônio artificial ou unidade de processamento foi definido como um dispositivo capaz de calcular o somatório de N entradas ponderadas, cujo resultado passa através de uma função não-linear. Basicamente, esse dispositivo é caracterizado por um “offset” ou limiar interno e por algum tipo de função não-linear. A saída y do dispositivo é função do somatório das entradas x_1, x_2, \dots, x_m ponderadas pelos pesos $w_{k1}, w_{k2}, \dots, w_{km}$, deslocado de um offset b_k .

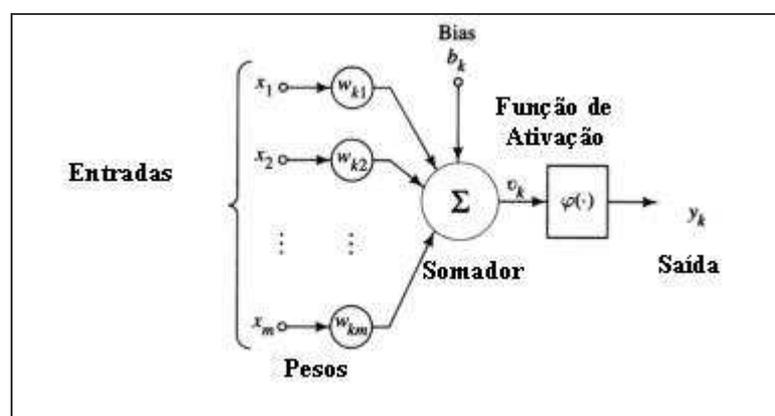


Figura 2.1 – Neurônio de McCulloch e Pitts

Assim, McCulloch e Pitts mostraram com um número suficiente dessas unidades simples, com conexões sinápticas ajustadas apropriadamente e operando de forma síncrona, que uma rede realiza a computação de qualquer função computável (HAYKIN, 2001). O surgimento do neurônio de McCulloch e Pitts foi considerado como marco final da chamada época antiga das Redes Neurais.

Em 1949, com o livro “*Organization of Behavior*” do biólogo e psicólogo Donald Hebb, tivemos o marco que iniciou o Período Romântico da abordagem conexionista. Nesse livro, Hebb estudou o comportamento dos animais e reforçou as teorias de que o condicionamento psicológico estava presente em qualquer animal, pelo fato de que esta é uma propriedade de neurônios individuais. Ele propôs um princípio e

sistemas nervosos complexo, ou seja, uma lei que descrevia o funcionamento quantitativo da sinapse e do processo de treinamento humano (HAYKIN, 2001).

Em 1951, Marvin Minsky, co-fundador do laboratório de Inteligência Artificial do MIT, construiu o SNARC, o primeiro simulador de cadeia neural. Este trabalhava com eficiência e era apto a ajustar seus pesos da sinapse automaticamente, no entanto, ele nunca chegou a executar algum processamento de informação interessante, mas serviu como motivador para diversas pesquisas posteriores (PAULA, 2000). Após isso, cresceu a intenção em buscar inspiração na própria natureza para fazer emergir comportamentos inteligentes que culminou no encontro do Dartmouth College que foi o primeiro encontro conjunto para estudar a Inteligência Artificial (IA). Nesse período, as ideologias sobre Inteligência Artificial era por demais otimistas por parte dos pesquisadores e se acreditava que em breve qualquer problema poderia ser resolvido com sua utilização, esta idéia ganhou ainda mais força com o Perceptron de Frank Rosenblatt (BARRETO, 1997). O Perceptron era uma rede neural de múltiplos neurônios do tipo discriminadores lineares que foi baseado na linha de pensamento de McCulloch para desenvolver seu modelo matemático de sinapse humana que tinha sua capacidade de aprendizado baseado na lei de Hebb. Devido as suas complexas pesquisas e inúmeras contribuições técnicas, muitos consideram Rosenblatt como o fundador da neurociência.

Em 1969, Minsky & Papert em seu livro “*Perceptron*” (MINSKY & PAPERT, 1969) provaram que a rede proposta anteriormente por Rosenblatt não era capaz de distinguir padrões não-linearmente separáveis como o problema do OU-Exclusivo (Figura 2.2). Após a publicação deste livro, as pesquisas no campo de redes neurais artificiais estagnaram-se, pois se gerou uma onda de pessimismo na comunidade acadêmica, esta fase ficou conhecida como *Período das Trevas* e durou até 1981.

Entretanto, as pesquisas em inteligência artificial continuaram com o intuito de resolver problemas em domínios restritos, o que deu início ao desenvolvimento de sistemas especialistas (PAULA, 2000).

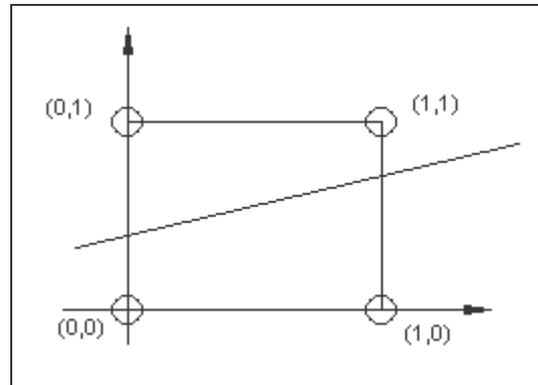


Figura 2.2 - Representação de um problema OU-Exclusivo (não-linearmente separável).

O *Período de Renascimento* aconteceu entre os anos de 1981 até 1987 foi considerada uma fase de transição, e caracterizou-se pelo renascimento da inteligência artificial conexionista. O reinício das pesquisas conexionistas se deve principalmente ao surgimento do algoritmo de treinamento Backpropagation, proposto por Paul Werbos em 1974 e popularizado em 1986 pelo professor de psicologia da Universidade de Stanford, David E. Rumelhart, e seu colega James L. McClelland, professor de psicologia da Universidade de CarnegieMellon, que publicaram o livro *“Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition”*, em que apresenta um modelo matemático e computacional que propiciava o treinamento supervisionado dos neurônios artificiais. Esse algoritmo possibilitou a utilização de várias camadas de neurônios capacitando-as para distinguir padrões não-linearmente separáveis (PAULA, 2000).

2.1.2 Tipos de Aprendizado

Os algoritmos inteligentes em geral se utilizam da indução como forma de inferência lógica e através dela obtém conclusões genéricas sobre um conjunto particular de exemplos. Desta maneira é possível aprender conceitos através de exemplos apresentados. A indução é uma das metodologias mais utilizadas para derivar conhecimento novo e prever eventos futuros. No entanto, devemos tomar cuidado, pois apesar de ser o recurso mais utilizado pelo cérebro humano para obter conhecimento novo, se a quantidade de exemplos for insuficiente, ou se os exemplos não forem bem escolhidos e não refletirem as características do domínio, as hipóteses obtidas não corresponderão verdadeiras. O aprendizado indutivo pode ser dividido em basicamente três tipos: Aprendizado Supervisionado, Aprendizado por Reforço e Aprendizado Não-supervisionado.

No *Aprendizado Supervisionado* é apresentado à rede um conjunto de padrões de entrada e suas correspondentes saídas desejadas. O vetor de entrada é então aplicado à rede que por sua vez fornece um vetor de saída; esses são comparados entre si e através dos erros relativos entre eles e por meio de seu algoritmo de treinamento, a rede tem seus pesos das conexões entre os elementos de processamento ajustados, até que estes erros alcancem um valor mínimo desejado (BOCANEGRA, 2002).

Outro tipo de aprendizagem similar à supervisionada é a *Aprendizagem por Reforço*. Neste tipo de aprendizagem, ao invés de fornecer as saídas corretas para a rede, relativo a cada treinamento individual, a rede recebe somente um valor indicativo que diz se a saída está correta ou não.

No *Aprendizado Não-Supervisionado* não é necessário o conhecimento do conjunto de saídas desejadas para cada padrão de entrada, nesse caso, a rede é capaz de distinguir similaridades entre os dados do conjunto de entrada e os separá-los em grupos

que apresentam propriedades semelhantes, ou seja, a rede utiliza padrões, regularidades e correlações para agrupar os conjuntos de dados em classes. Não existe maneira de se determinar antes do treinamento, qual o padrão que será produzido na saída para um vetor de entrada de uma determinada classe, portanto, ao final do treinamento se faz necessária a identificação da relação entrada e saída estabelecida pela rede (BOCANEGRA, 2002).

No caso de reconhecimento de padrão de SME o fornecimento de um padrão de entrada e sua respectiva saída desejada é algo simples e de fácil implementação, por isso para este trabalho somente serão considerados aqueles algoritmos que possuem aprendizado supervisionado.

2.2 Arquiteturas de RNA aplicadas a reconhecimento de padrões

Como foi mencionado anteriormente, o objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema apto a identificar padrões em SME a serem utilizado no controle de uma prótese multifuncional com o objetivo de fornecer ao paciente um controle mais natural. Ainda que os algoritmos baseados em redes neurais artificiais sejam ferramentas poderosas para a aquisição automática de conhecimento, deve ser observado que não existe um único algoritmo que apresente o melhor desempenho para todos os problemas. É importante compreender, portanto, a eficácia e limitação dos diversos algoritmos de redes neurais utilizando alguma metodologia que permita avaliar os conceitos induzidos por esses algoritmos em determinados problemas. A arquitetura de uma rede neural nada mais é que a maneira como os neurônios estão organizados, e para diversos campos de aplicações existem diferentes tipos de arquiteturas. No caso de reconhecimento de padrões as principais arquiteturas que possuem aprendizado

supervisionado são Perceptron Multicamada, RBF e LVQ-1. A seguir serão apresentadas as vantagens e desvantagens para a aplicação neste trabalho destas arquiteturas.

2.2.1 Multilayer Perceptron

A arquitetura do tipo *Perceptron Multicamadas* ou *Multilayer Perceptron (MLP)* consiste em um dos modelos mais utilizados e conhecidos atualmente. Esse modelo é composto por conjuntos de unidades neurais (neurônios) formando uma camada de entrada, uma ou mais camadas intermediárias ou escondidas, e uma camada de saída (Figura 2.3), além de ser definida como uma rede *feedforward*, ou seja, o fluxo de dados é propagado camada a camada em um sentido progressivo (BOCANEGRA,2002). A relação de entrada/saída da MLP pode ser definida como um espaço de entrada Euclidiano p -dimensional para um espaço de saída Euclidiano q -dimensional continuamente diferenciável.

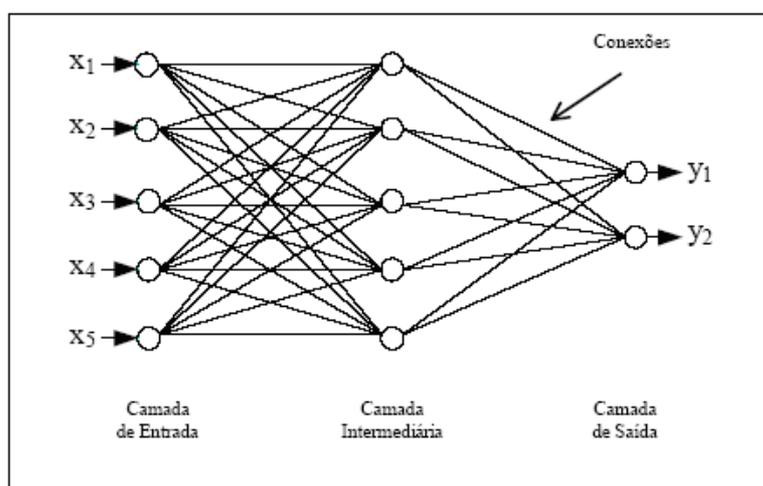


Figura 2.3 - Exemplo de uma rede Perceptron de multicamadas (PELLEGRINI, 2005).

Como o próprio nome diz, trata-se de uma generalização da rede Perceptron original. No entanto, esta é capaz de distinguir padrões não-linearmente separáveis. A saída de cada neurônio é dada pela equação (2.1).

$$\mu(t) = g\left(\sum_{i=1}^N w_i \cdot x_i(t) - \theta\right) \quad (2.1)$$

Sendo:

g é a função de ativação não-linear do neurônio a ;

w é o peso entre a saída do neurônio da camada anterior;

a entrada do neurônio da camada posterior e x é o padrão de entrada aplicado ao neurônio.

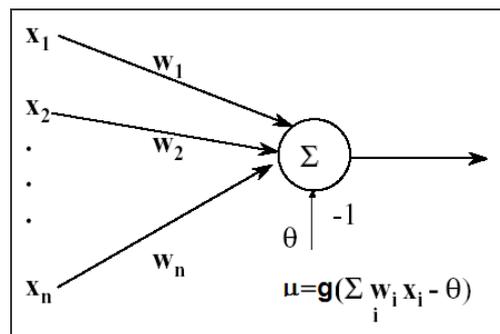


Figura 2.4 – Modelo do Neurônio Perceptron.

A função de ativação $g(\cdot)$ determina a saída de um neurônio de acordo com o nível de atividade da sua entrada. A função de ativação não-linear comumente empregada na MLP é a *sigmoidal* ou *logística*, que é definida como uma função de caráter estritamente crescente, e que detêm propriedades homogêneas e assintóticas, além de ser diferenciável em seu domínio. Essa é determinada pela equação 2.2.

$$g(\mu) = \frac{1}{1 + e^{-\beta \cdot \mu}} \quad (2.2)$$

sendo β é o parâmetro de inclinação da função sigmóide. Variando-se o parâmetro β são obtidas funções logísticas de diferentes inclinações.

O treinamento das MLP é baseado no algoritmo supervisionado denominado *Retro-propagação do Erro* ou *Error Backpropagation* que foi desenvolvido a partir da generalização da *Regra Delta*, e se utiliza da técnica do *gradiente descendente*⁸ (*gradient descent*) para efetuar a correção dos pesos de forma proporcional ao negativo da derivada do erro com relação aos pesos anteriores (Figura 2.5a).

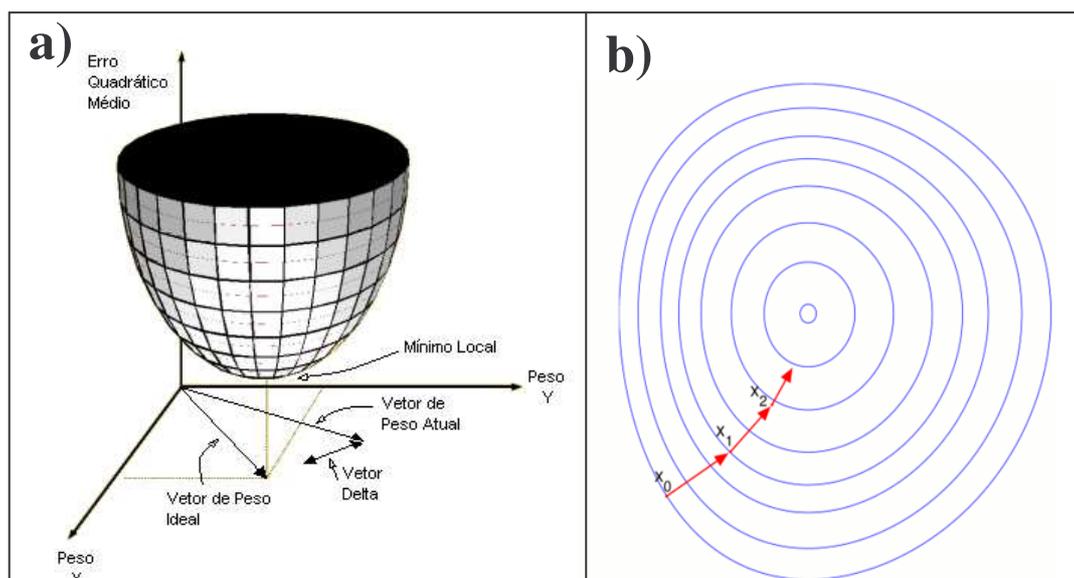


Figura 2.5 - a) Ilustração da Regra Delta; b) Ilustração do processo de busca de mínimo local

Em seu processo procura encontrar iterativamente a mínima diferença entre saída desejada e a saída obtida pela rede, ajustando os pesos através da retro-propagação do erro em cada iteração (2.5b), ou seja, a resposta da rede em um instante de tempo é subtraída da saída desejada produzindo um gradiente de erro que é propagado desde a camada de saída até a entrada, justificando a origem do nome retro-propagação do erro (PELLEGRINI, 2005). Nesse algoritmo, as expressões genéricas para a atualização dos pesos são dadas por:

$$w(t+1) = w(t) + \Delta w(t) \quad (2.3)$$

sendo Δw é o valor da correção que é dado aos pesos e é dado por

⁸ Algoritmo de otimização que busca encontrar o mínimo local de uma função através de passos sucessivos e proporcionais ao gradiente negativo da função.

$$\Delta w(t) = \alpha \cdot \delta(t) \cdot x(t) \quad (2.4)$$

sendo $\delta(t)$ é dado por

$$\delta(t) = (d(t) - y(t)) \partial f(nf) \quad (2.5)$$

$$\delta(t) = \partial f(nf) \sum_k \delta_k(t) w_k(t) \quad (2.6)$$

sendo

$\partial f(nf)$, é a derivada da função de ativação do neurônio

$\delta_k(t)$ e $w_k(t)$ são, respectivamente, a derivada da função de erro com relação aos pesos de um neurônio da camada subsequente e o peso da ligação entre o neurônio atual e o seu subsequente.

Uma rede MLP treinada com o algoritmo Retro-propagação do Erro é capaz de realizar qualquer mapeamento não-linear que relacione as entradas e saídas (*Teorema de Aproximação Universal*⁹).

O coeficiente α é denominado *taxa de aprendizado* e consiste em uma constante de proporcionalidade pertencente ao intervalo real $[0,1]$, sendo que a mesma atua na mudança dos pesos sinápticos em cada iteração do processo de aprendizado, ou seja, quanto maior o valor de α , maior será a mudança nos pesos. Isso faz com que a constante influencie diretamente na velocidade do aprendizado. No entanto, pode levar o modelo a uma oscilação na superfície do erro. Um método simples para aumentar a velocidade de convergência e evitar instabilidade é modificar a lei de ajuste adicionando

⁹ Aproximação por superposição de funções sigmóides (CYBENKO,1989)

“Dado que $g(\cdot)$ é uma função contínua, limitada e monotonicamente crescente, Seja I_m um hipercubo unitário m -dimensional $(0,1)^m$. O espaço das funções contínuas em I_m é denominado $C(I_m)$. Então, para qualquer função, existe um inteiro M e conjuntos de constantes reais a_i e w_{ij} , onde $i = 1, \dots, M$ e $j = 1, \dots, m$, tais que pode-se definir

$$F(x_1, x_2, \dots, x_m) = \sum_{i=1}^M \alpha_i f \left(\sum_{j=1}^m w_{ij} x_j - w_{oi} \right)$$

como uma aproximação da função $g(\cdot)$ tal que,

$$|F(x_1, x_2, \dots, x_m) - g(x_1, x_2, \dots, x_m)| < \epsilon$$

Para todo $\{x_1, \dots, x_m\} \in I_m$

um termo *momentum*, que se trata de uma constante proporcional ao ajuste dos pesos anteriores (PELLEGRINI, 2005).

O critério de parada desse algoritmo é baseado na minimização do erro quadrático médio entre as saídas produzidas e desejadas. Assim ao se apresentar o n -ésimo padrão de treinamento na entrada da MLP, o erro instantâneo da saída será dado por:

$$e_k(i) = |d(i) - \mu(i)| \quad (2.7)$$

sendo $d(i)$ é a saída desejada e $\mu(i)$ a saída da rede neural

A soma dos erros quadráticos instantâneos nas saídas da MLP para os n padrões é dada por:

$$E(n) = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^q e_k^2(n) \quad (2.8)$$

O erro quadrático médio sobre o conjunto de treinamento é dado por:

$$E_{\text{médio}} = \frac{1}{n_p} \sum_{n=1}^{n_p} E(n) \quad (2.9)$$

O algoritmo converge quando o EQM entre duas épocas sucessivas de treinamento for suficientemente pequeno, ou seja:

$$\varepsilon = |E_{\text{médio}}(t+1) - E_{\text{médio}}(t)| \quad (2.10)$$

A arquitetura MLP já foi com sucesso implementado no controle de próteses multifuncionais, Hudgins et.al. aplicou em sua prótese o reconhecimento de padrões através de MLP. Entretanto, não implementou o treinamento da mesmo em microprocessadores, este autor utilizou um computador externo a prótese para captação e treinamento da MLP e após sua convergência somente os pesos eram gravados no sistema microprocessado. Isso se deve a complexidade computacional de seu treinamento, o que implica em uma desvantagem do seu uso.

2.2.2 Radial Basic Function

As redes neurais baseadas em Funções de Base Radial (Radial Basis Function - RBF) são arquiteturas de alimentação direta (*feedforward*), normalmente utilizadas em aproximação de funções, modelagem de séries temporais caóticas e classificação de padrões em espaço com dimensão muito grande. Em sua concepção básica a rede RBF é composta por uma camada de entrada de padrões, uma camada oculta com neurônios que se utilizam funções de ativação de base radial não-ortogonais (Gaussiana ou Elipsoidal), que são funções não-lineares cujo valor aumenta ou diminui monotonicamente à medida que a distância do centro da função de base radial aumenta, e uma camada de saída com neurônios que utilizam funções de ativação lineares. Assim, os neurônios da camada de saída executam uma combinação linear de funções não-lineares da camada escondida e da mesma maneira que nas redes MLP o Teorema de Aproximação Universal é satisfeito.

O aprendizado desta rede é supervisionado, ou seja, para seu treinamento é necessário um conjunto de dado de entrada e saída na forma de pares de vetores (x,d) . É possível dividir o treinamento de uma RBF em dois estágios, sendo o primeiro o treinamento da camada escondida seguido pelo treinamento da camada de saída.

Na primeira etapa é utilizado tipicamente um algoritmo não-supervisionado de *clustering* ou agrupamento para encontrar “centros” das funções de base em regiões sendo os vetores de entradas tenderão a se agrupar. O principal algoritmo de *clustering* é conhecido como K-means (K-médias) ou Nearest Neighbor. No entanto, existem outros métodos que podem ser utilizado nesta etapa.

O treinamento da camada de saída é realizado somente após a determinação dos parâmetros da camada escondida. Nesta etapa utiliza-se o mesmo algoritmo de

treinamento da MLP, ou seja, a Regra Delta Generalizada, sendo o conjunto de treinamento formado por pares (u,d) , sendo os vetores u são especificados após o treinamento da primeira camada.

Como características gerais, as redes RBF são aplicáveis para a realização aproximação/interpolação complexas, como por exemplo, predição da série caótica e requerem tempo de treinamento algumas ordens de grandeza menor. No entanto, em geral precisam uma quantidade maior de dados de treinamento para atingir a mesma acurácia das redes MLP.

Observa-se também que quando utilizadas em aproximação de funções as redes do MLP tendem a obter maior capacidade de generalização, pois estas ajustam globalmente os padrões de entrada enquanto as redes RBF fazem um ajuste local. Pelo mesmo motivo, em problemas de classificação, redes RBF tendem a cometer menos erros de falsa classificação positiva do que as redes do tipo MLP.

2.2.3 Learning Vector Quantization

O algoritmo *Learning Vector Quantization* (LVQ-1), foi proposto originalmente por Kohonen e se trata de um algoritmo supervisionado que a partir das informações sobre as várias classes que definem o processo analisado, move os vetores quantizadores do sistema com o objetivo dividir o espaço amostral de entrada em diversos subespaços disjuntos os quais representam as classes associadas ao problema, sendo que cada um dos vetores de entrada (padrões) devem pertencer somente a um deste subespaço. Essa divisão pode ser representada por um diagrama de Voronoi ou diagrama de Fronteiras (Figura 2.6). Esse algoritmo é aplicado em uma grande variedade de problemas práticos, incluindo a análise médica da imagem e de dados,

classificação de dados, detecção de falha em processos técnicos, e entre outros (HOLLMÉN,2000; FREITAS, 1999).

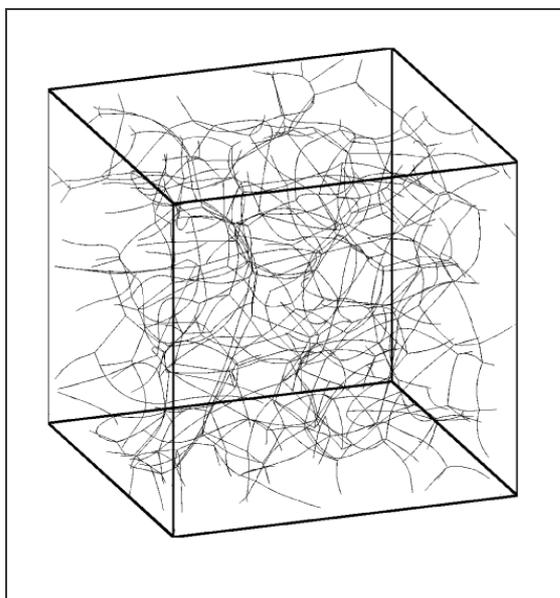


Figura 2.6 - Diagrama de Voronoi 3D - Divisão do espaço em subespaços.

O processo de treinamento de uma rede LVQ-1 é realizado a partir de um vetor de entrada x_i fornecido a mesma; esse vetor é comparado com os vetores w_j que representam as j -ésimas classes, ou subespaço, associados ao processo analisado. Através do cálculo da *Norma Euclidiana* verifica-se se o vetor de entrada x_i é o mais próximo ao vetor w_j , caso afirmativo então este é atraído em direção ao vetor de entrada; caso contrário, é repellido em relação à direção do vetor x_i (FREITAS, 1999).

Neste algoritmo somente o vetor quantizador vencedor é modificado, os demais vetores permanecem inalterados, trata-se portanto, de uma forma de aprendizado por competição (Figura 2.7).

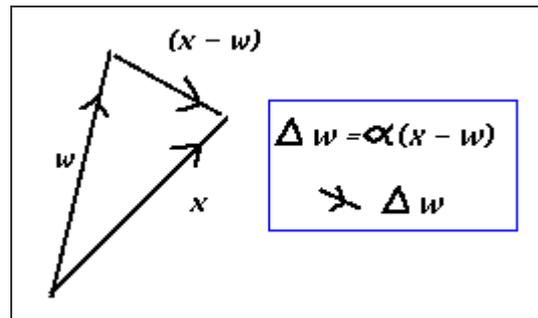


Figura 2.7 - Aprendizado por Competição (GURNEY,2006)

A Norma Euclidiana pode ser calculada através da equação 2.11.

$$E = \arg \min_k \|x_i - w_i\| \quad (2.11)$$

Assim para o neurônio vencedor, ou seja, aquele que possui a menor Norma Euclidiana ou a menor distancia do padrão de entrada; dado que C_{w_j} representa a classe associada ao vetor w_j e C_{x_i} denota a classe associada ao vetor de entrada x_i , então o algoritmo de aprendizado da rede LVQ-1 pode ser sintetizado da seguinte forma:

$$\text{Se } C_{w_j} = C_{x_i}$$

$$\text{Então } w_j(t+1) = w_j(t) + \eta \cdot [x_i - w_j(t)] \quad (2.12)$$

$$\text{Senão } w_j(t+1) = w_j(t) - \eta \cdot [x_i - w_j(t)] \quad (2.13)$$

sendo η é a taxa de aprendizagem.

A convergência dos vetores w_j ocorre após a aplicação sucessiva de todos os vetores de entrada x_i pertencentes ao respectivo conjunto de entrada. Após o treinamento, a rede pode ser usada para classificar outros padrões de entrada entre as várias classes do sistema (FREITAS, 1999). A grande vantagem deste algoritmo é sua simplicidade computacional o que o qualifica para aplicação em sistemas microprocessados e que necessitam de execução em tempo real, por isso pode ser aplicado no reconhecimento de padrões de sinal mioelétricos em próteses antropomórficas.

Capítulo 3

3.1 Realimentação Artificial de Informações Táteis

A habilidade tátil inerente ao nosso corpo é uma característica importante dos sistemas biológicos reais, e seria uma grande evolução para pacientes que utilizam próteses para membros superiores ativas readquirirem esta capacidade perdida. De fato, o corpo humano se utiliza do sistema aferente ou sensorial para decidir adequadamente qual função motora é necessária na realização de determinado movimento. No entanto, pessoas que possuem uma amputação do membro, ou uma lesão que o danifique, induzem nosso sistema nervoso comumente a erros. A reabilitação protética pode gerar subsídios para fornecer algum tipo de informação sensorial artificial, que aumentaria significativamente o desempenho na utilização do membro artificial e aproximaria um sistema artificial do sistema fisiológico original, entretanto as atuais próteses estão longe do funcionalismo do sistema fisiológico intacto.

Como foi descrito anteriormente, nosso sistema tegumentar é composto de diversos receptores táteis capazes de transmitir informações do mundo externo ou interno a nosso corpo. Basicamente, o sistema sensorial é dividido em três modalidades de sensibilidade: exteroceptiva, propioceptiva e interoceptiva. A modalidade exteroceptiva está ligada a estímulos externos tais como visão, audição, sensações da pele, sensações química entre outras; a modalidade propioceptiva provém informações sobre posição no espaço e posição relativa de partes do corpo para outra parte; e a modalidade interoceptiva está relacionada a eventos internos e toda semântica sensorial está descrita nestas três modalidades (TEODORESCU,2001). Para o caso das próteses para membros superiores, fornecer estímulos táteis exteroceptivos agregaria ao mesmo

consideravelmente grau de antropomorfismo e diminuiria sua taxa de rejeição. Entretanto, tal mecanismo artificial não deve causar constrangimento ao paciente durante sua utilização, uma vez que em seu trabalho Giraudet et. al. mostrou que os pacientes amputados que se utilizam de próteses, desejam que essa seja discreta e antropomórfica.

Existem diversas formas de transmissão de informações táteis, mas restringiremos apenas a transmissão de força e térmica que faz parte do escopo deste projeto.

3.2 Realimentação Tátil de Força

Uma grande carência dos dispositivos protéticos modernos é não fornecer ao paciente informação da força que o mesmo aplica sobre determinado item manipulado, pois além de aumentar o grau de antropomorfismo da prótese, tal implementação possibilitaria ao paciente um controle direto sobre a manipulação de objetos. Nas atuais próteses comerciais esse controle é realizado com o auxílio visual do paciente ou por meio de um controle independente, sendo que o mecanismo artificial por meio de sensores controla a aplicação de força sobre o artefato, isto restringe muito a capacidade da mesma de manipulação objetos frágeis tais como vidros, copos plásticos entre outros que necessitam de sensibilidade durante seu manuseio. Um sistema de estímulo artificial de força portátil, simples e de baixo custo seria uma muito relevante nesse projeto. Existem diversas propostas de sistemas para a realização de transmissão de informações táteis de força entre eles podemos citar estímulo visual, elétrico, acústico, mecânico e vibratório.

Realimentação de força por meio de *Estímulo Visual* consiste em um dispositivo que fornece ao paciente uma informação indireta da força aplicada pelo dispositivo,

geralmente é formado por uma barra de LEDs ou *BarGraph* que vão se acendendo sucessivamente à medida que a força aplicada vai aumentando (Figura 3.1).

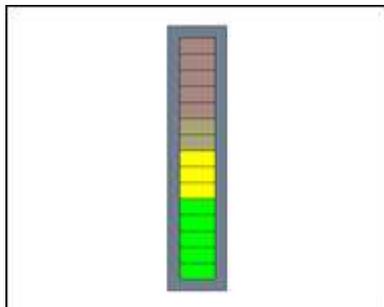


Figura 3.1 - Exemplo de BarGraph

Em geral se trata de um dispositivo simples, de tamanho reduzido e baixo custo, mas pouco discreto, uma vez que todos o visualizam, por isso não é aconselhável sua aplicação em próteses uma vez que sua utilização pode causar constrangimento ao usuário e se tornaria um forte motivo para a rejeição do aparelho.

Outra forma de realimentação pode ser realizada por meio de *Estímulos Elétricos*. Em um trabalho completo Nohama et. al. propôs a utilização de pulsos elétricos repetidos como sistema para transmissão de informações táteis de força; provando ser bem adaptados pelo paciente e possuir um consumo energético constante. Os estimuladores são baseados no fenômeno *Phi Táctil*, que consiste em evocar imagens ‘fantasmas’ dinâmicas em uma região do corpo com suficiente sensibilidade táctil por meio de dois ou mais par de eletrodos próximos uns dos outros. Embora tal método tenha tido bons resultados, o fato do estímulo de realimentação ser baseado em impulsos elétricos na pele faz com que possa ocorrer uma interferência com a aquisição dos sinais mioelétricos que pode ser utilizado no controle de próteses.

Uma forma com menor interferência foi proposta por Machado et al., por meio de *Estímulo Acústico*, neste caso semelhante ao sistema visual, o sistema criaria resposta

sonora proporcional a força aplicada á prótese e forneceria ao paciente uma informação objetiva sobre a sua atuação. Pode se evitar neste sistema o constrangimento da emissão constante de um sinal sonoro simplesmente com a utilização de um fone de ouvido, todavia a sua utilização contínua não foi avaliada consistentemente e sua utilização constante pode ocasionar danos ao sistema auditivo, por isso apesar deste método ser fácil aplicabilidade em dispositivos protéticos, se faz necessário uma avaliação mais aprofundada.

Cunha em sua tese de doutorado propôs a utilização de um *Estímulo Mecânico*, utilizando para isso um balão de uma sonda foley localizado no soquete da prótese que seria inflado por meio de microcompressores (Figura 3.2). No entanto, este não sugeriu que tipo de microcompressor seria aplicável a esse método. A obtenção ou construção de um microcompressor de dimensões aptas a serem aplicados em uma prótese é difícil, e demanda um custo considerável, além disso, o controle da força aplicada pela sonda no paciente é extremamente complexa, por isso esse método não tem boa aplicabilidade.



Figura 3.2 - Detalhe do balão de uma sonda de foley, a) Balão vazio. b) Balão inflado com aproximadamente 6ml de ar (CUNHA, 2002).

Uma solução de simples implementação para transmissão de informação de força é a emprego de *Estímulo Vibratório*, tal proposta trata-se de um dispositivo bem simples, de baixo custo e totalmente portátil. Esse sistema consiste em um micromotor DC tipo VibraCall que possui a característica de quando acionado gerar uma vibração

mecânica devido principalmente a seu eixo excêntrico (Figura 3.3). Esse motor simples é o mesmo encontrado atualmente em diversos celulares e possui como grande vantagem suas características de volume e peso reduzidos, bem como baixo consumo energético.



Figura 3.3 - Exemplo de micromotor VibraCall.

Nesse sistema artificial de informação tátil, o micromotor VibraCall deverá vibrar diretamente proporcional a força aplicada no dispositivo protético, assim transmitindo de maneira simples e discreta a intensidade da força que está sendo aplicada. Devido às diversas vantagens deste sistema, este será utilizado neste trabalho.

3.3 Realimentação Tátil de Temperatura

Agregar a um dispositivo protético sensibilidade tátil de temperatura tem como objetivo principal aproximá-lo do sistema fisiológico original buscando substituição protética ideal. Para o paciente amputado ser capaz de sentir a temperatura do objeto que está sendo manipulado aumentaria sua aceitação, já que mesmo utilizando uma prótese ele pode interagir com o ambiente em diversas formas sensitivas. Para que seja possível a transmissão de informações térmicas para um usuário de prótese se faz necessário então a definição de um atuador térmico capaz de realizá-lo. No entanto,

poucos sistemas possuem características de pequeno volume e massa de maneira que sua aplicação seja viável em um sistema de realimentação portátil de temperatura.

Um atuador que se caracteriza pelo pequeno volume e massa é a *Folha Flexível de Aquecimento* ou *Manta Flexível de Aquecimento* que consiste em um atuador formado por uma folha de plástico resistente a temperatura que recobre uma serpentina metálica atuando como uma resistência e aquecendo sua superfície (Figura 3.4).

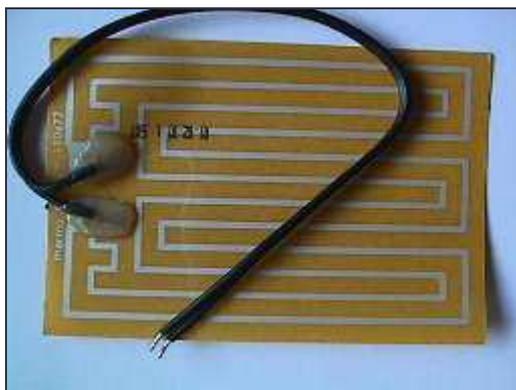


Figura 3.4 - Folha Flexível de Aquecimento.

Apesar das vantagens de sua aplicação em sistemas móveis existe uma série de desvantagens quando sua aplicação está voltada para realimentação tátil de temperatura. A primeira grande desvantagem é que somente possui variação positiva de temperatura, ou seja, ela somente aquece e, portanto, não é capaz de transmitir a gradientes térmicos inferiores a temperatura ambiente, outra desvantagem está no fato de sua camada plástica não ser impermeável, logo não pode ser exposto a líquidos, tais como o suor da pele, sob possibilidade de ocasionar um acidente. Por tudo isso, esta atuador não foi considerado aplicável nesse caso.

O *Módulos Peltier*, também conhecidos como *Pastilhas Termoelétricas*, é outra grande opção a ser utilizado nesse trabalho. Formado essencialmente por um sanduíche de placas cerâmicas recheado com pequenos cubos de Bi_2Te_3 (telureto de bismuto) (Figura 3.5), eles são capazes de gerar uma variação positiva ou negativa de

sua temperatura superficial. Módulos Peltier são utilizados hoje em inúmeros setores, principalmente os de eletrônica, automotivo, industrial e militar. No entanto, sua aplicação se restringe à sistemas de pequeno porte como o controle de temperatura de chips microprocessadores e refrigeradores portáteis devido ao seu custo elevado por Watt transferido em relação a sistemas convencionais que utilizam compressores.

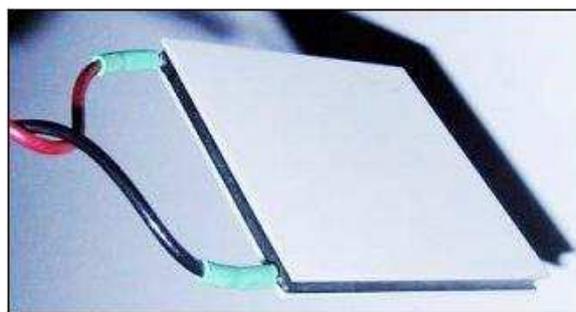


Figura 3.5 - Módulo de Efeito Peltier

O Efeito Peltier acontece com a passagem uma corrente I por um circuito formado por um par termoelétrico que inicialmente estão a mesma temperatura. Passando-se uma corrente elétrica, observa-se que em uma das junções ocorre um resfriamento ΔT , e simultaneamente na outra junção ocorre um gradiente de aquecimento de mesmo valor. Caso seja invertido o sentido da corrente, inverte-se também o efeito de aquecimento e resfriamento das junções (CUNHA,2002).

Dentre as vantagens dos refrigeradores por efeito Peltier destacam-se a ausência de peças móveis, fluido ou gases refrigerantes, ruído ou vibração; além do tamanho reduzido, alta durabilidade e precisão.

Como desvantagens podem citar o fato de que sua superfície cerâmica é frágil e devem ser protegidas de impactos. Outro problema encontrado é que, a partir de uma temperatura, a face quente do módulo não é mais capaz de dissipar todo o calor e a face

fria começa a se aquecer. Tal fato onera a necessidade de desenvolver um dissipador a ser aplicado no módulo durante seu funcionamento. Apesar destas desvantagens este dispositivo se mostra mais aplicável que qualquer outro em um sistema de realimentação tátil de temperatura e, portanto será utilizado neste projeto.

Capítulo 4

4.1 Definição dos Requisitos do Projeto

Para o desenvolvimento de uma prótese multifuncional para membros superiores, se faz necessário inicialmente definir as principais condições de projeto para que o mesmo atenda a necessidade requerida. No caso de próteses para membros superiores essa etapa possui uma importância significativa, uma vez que um projeto planejado de maneira incorreta pode gerar um aumento significativo no índice de rejeição do dispositivo protético. Assim baseado na revisão bibliográfica sobre dispositivos protéticos para membros superiores e sobre anatomia da mão humana, bem como nas demais considerações realizadas, os requisitos deste trabalho foram deliberados.

Um dos principais requisitos que deve ser observado é o *Antropomorfismo*, ou seja, a elaboração do dispositivo protético o mais semelhante possível da mão humana natural, e tal fato se obtêm reproduzindo características inerentes à mesma. A não reprodução de tais condições torna-se um dos principais fatores na rejeição das próteses pelos usuários (CUNHA, 1999). Assim, uma série de condições devem ser observadas no desenvolvimento de uma prótese para membros superiores.

As *Características Estéticas* são fatores importantes que devemos considerar, pois influenciam diretamente na rejeição paciente, portanto a obtenção da forma humana da mão, bem como o acoplamento cinemático entre as falanges do dedo, com os quais é possível a reprodução do movimento natural humano, além das variáveis

físicas e dimensionais, tais como forma e peso, não deve ser desprezada. Tudo isso gera uma série de dificuldades de construção já que a mão natural é caracterizada por formas complexas e não geométricas, de difícil reprodução.

Outros requisitos a serem avaliados são as *Características Mecânicas* tais como conexões, canais para passagem de sensores, rasgos de posicionamento de sensores, etc. Todos esses aspectos demandam do processo de produção grande precisão envolvendo uma razoável complexidade geométrica. Na construção do primeiro protótipo de bancada de uma prótese multifuncional para membros superiores desenvolvida pelo Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação do Departamento de Engenharia Elétrica (LABCIBER) da EESC/USP exigiu a inclusão de rasgos e canais de dimensões muito pequenas, com posicionamento preciso e de construção complexa, tais passagens foram utilizadas para a passagem e posicionamento dos sensores escolhidos para o monitoramento da força exercida pela prótese e dos ângulos entre as juntas dos dedos artificiais, bem como da temperatura e do deslizamento (DEL CURA, 2005).

A construção desses elementos geométricos complexos por processos de fabricação convencional se observou praticamente impossível, assim sendo a utilização das tecnologias de prototipagem rápida foi considerada viável e utilizada neste processo, pois tal método não possui restrições para a construção de geometrias complexas (DEL CURA, 2005). Não será do escopo deste trabalho a construção mecânica da mão artificial da prótese, uma vez que o protótipo de bancada desenvolvida pelo LABCI BER está a disposição deste projeto, assim sendo este será adaptado de maneira a atuar como uma prótese aplicável a pacientes amputados, para isso o antebraço da prótese será modificada e os sistema de transmissão de cabo será adaptado ao projeto. O protótipo a ser adaptado pode ser observado na Figura 4.1.



Figura 4.1 - Protótipo de bancada da Mão de São Carlos (CAMARGO, 2004)

As *Características Dinâmicas* ou *Motoras* de velocidade das falanges e precisão de movimento detêm grande importância no desenvolvimento deste trabalho, pois a movimentação robótica da prótese acarretaria a descaracterização antropomórfica do dispositivo protético. Por tudo isso, a escolha apropriada dos atuadores e mecanismo de atuação se torna fundamental.

A captação de informações sensoriais pelas atuais próteses se tornou hoje o grande desafio a ser superado. Reproduzir as *Características Sensoriais* da mão natural e fornecer ao paciente sensibilidade de pressão, temperatura, entre outras é de elaboração extremamente complexa, mas não deve ser desconsiderada no projeto de uma prótese antropomórfica para membros superiores, já que somente com o conjunto das características motoras e sensoriais é possível a realização das tarefas pela prótese de forma antropomórfica.

Além disso, para um dispositivo portátil se faz necessário a elaboração de um sistema com *Baixo Consumo Energético*, o que garante ao paciente uma praticidade maior na sua utilização. O *Custo de Produção* é outro fator a ser avaliado neste projeto, atualmente as próteses mioelétricas possuem elevado custo final ao paciente, o que limita o número de usuários do dispositivo. Assim considerando todas essas condições é

possível realizar a seleção correta dos sensores e atuadores a ser utilizados no desenvolvimento de um protótipo.

4.2 Definição dos Elementos do Projeto

Para a elaboração deste projeto, um importante passo a ser tomado é a definição dos principais elementos inerentes ao mesmo, como já vimos, para o desenvolvimento de uma prótese multifuncional para membros superiores, é fundamental a seleção de elementos que agreguem antropomorfismo e que possua implementação viável, assim realizou-se uma análise de alguns mecanismos, sensores e atuadores, bem como suas principais vantagens e desvantagens dentro do escopo deste projeto.

4.2.1 Mecanismos

De fato, os atuadores que acionam uma máquina nem sempre produzem o movimento apropriado ou desejado ao trabalho que se deseja realizar. Quando isso ocorre, torna-se necessário empregar *Mecanismos de Transformação de Movimento*. A eficiência e o antropomorfismo do movimento estão diretamente relacionados com a escolha apropriada do mecanismo motor. Existem diversas configurações de mecanismo aplicáveis os manipuladores antropomórficos.

Sistemas Articulado

Existem diversos trabalhos que desenvolveram sistemas de dedos para próteses para membros superiores utilizando mecanismos denominados *Articulados*. Em geral, estes dispositivos se tratam de um sistema de alavancas e articulações que visam reproduzir o movimento natural da mão humana. Apesar da simplicidade funcional e construtiva, seus movimentos geralmente são restritos a 1 DOF; tal fato diminui a

funcionalidade e o antropomorfismo da prótese. Para esse tipo de mecanismo não é possível aumentar o número de graus de liberdade o que restringe sua aplicação, entretanto sistemas articulados simplificam muito o projeto de próteses, diminuem seu custo e facilitam o controle, por isso atualmente é um dos mecanismos mais difundidos entre as próteses comerciais e tem grande importância nas pesquisas de reabilitação de membros superiores.

Como exemplo destes mecanismos pode-se citar o trabalho desenvolvido pela Southampton University, onde foi construído um mecanismo articulado para uma prótese de mão e que basicamente consiste em um sistema de transmissão direta através de um conjunto do motor, engrenagem de movimentação e uma articulação (CHAPPELL,1991).

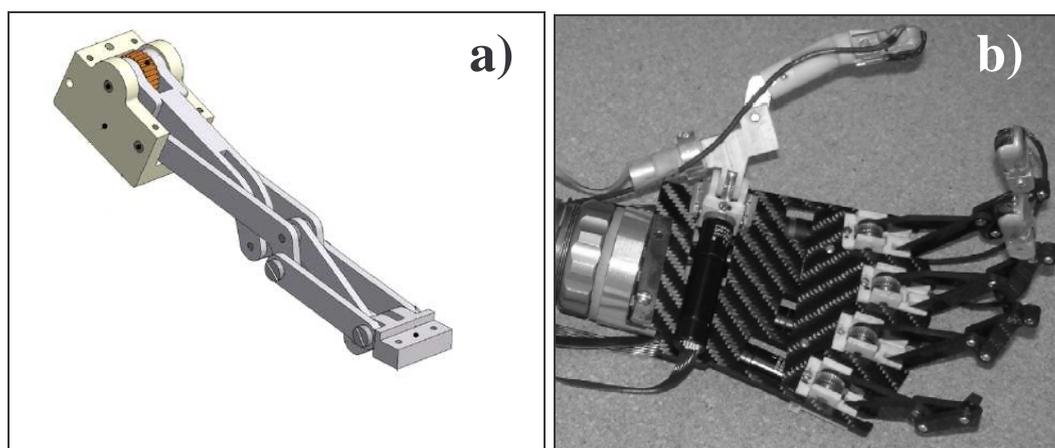


Figura 4.2- a) Mecanismo articulado 1DOF da “Southampton Hand”; b) Protótipo da “Southampton Hand” (CRANNY, 2005)

Em outro trabalho mais elaborado, Dechev et. al., desenvolveram um mecanismo articulado onde os 3 DOF da falange do dedo humana são acoplados entre si em um sistema de 1DOF (Figura 4.3). Apesar do dispositivo possuir 1 DOF trate-se de um sistema de movimento semelhantes ao humano pois é capaz de reproduzir a trajetória natural da mão (DECHEV, 2000).

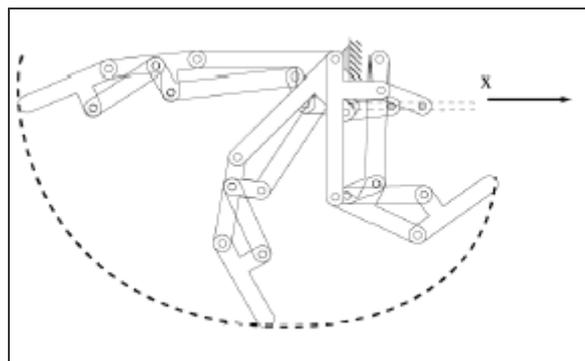


Figura 4.3 - Trajetória do movimento do sistema articulado (DECHEV, 2000).

Manivela Deslizante

Conhecido como *Slider Crank* ou *Manivela Deslizante*, consiste em um sistema de alavanca articulada, em que um atuador linear é usado para a movimentação linear de um sistema parafuso e porca acoplados a uma alavanca que por sua vez impõe um movimento de rotação na falange requerida. Esse mecanismo foi usado por Carrozza et al. para acionar diretamente as juntas de um dedo artificial com três falanges. Nesse trabalho, a junta metacarpofalangiana e a junta interfalangiana proximal possuem em cada uma este sistema atuador/mecanismo Slider Crank (Figura 4.4), com dimensões diferentes, para transmissão de força ao passo que a junta interfalangiana distal tem sua força de acionamento transmitida por meio de uma ligação na junta interfalangiana proximal. Este mecanismo, juntamente com os atuadores lineares, possui dimensões bastante reduzidas a fim de serem acomodados no interior da palma e falange proximal, obtendo-se pequeno tamanho e redução de massa, o que possibilita um aumento no número de DOF (CARROZZA,2000).

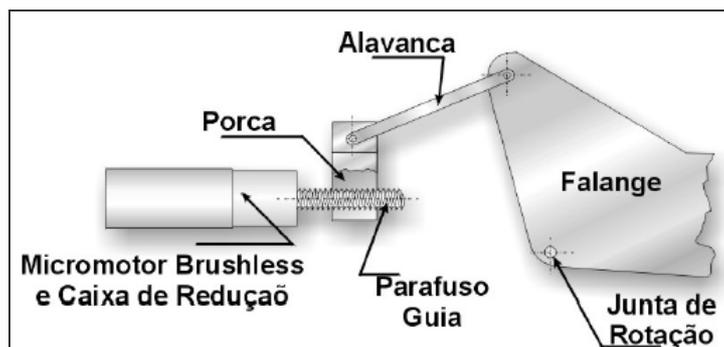


Figura 4.4 - Slider Crank: O mecanismo possui uma haste ligando a transmissão parafuso guia (CUNHA,2002)

Mecanismo de Acomodação (MA)

O mecanismo de acomodação (MA) é um mecanismo composto basicamente por um motor, um redutor, um sistema de conversão de movimento rotacional em linear e duas hastes, nas quais estão presos os “tendões” tracionando diretamente as juntas do dedo para sua movimentação. Quando o motor gira num sentido, uma haste movimenta as juntas de modo a realizar o movimento de flexão nos segmentos do dedo e uma outra haste acompanha esse movimento, mas quando o motor gira no outro sentido a haste que acompanhava o movimento de flexão, realiza o movimento inverso (extensão) e a haste que realizava o movimento de flexão acompanha o movimento de extensão (PORFÍRIO, 1992).

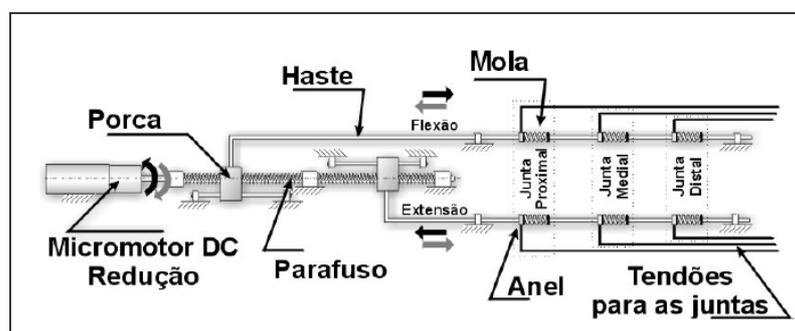


Figura 4.5 - MA para um dedo com três DOF. Adaptado (CUNHA, 2002)

Com esse mecanismo é possível movimentar de maneira acoplada um dedo com 3 DOF utilizando para isso somente um atuador, o que é uma vantagem, reduz a

necessidade de componentes, simplifica o projeto e diminui seus custos. A grande desvantagem é que como nos sistema articulador, não é possível aumentar o número e graus de liberdade deste mecanismo (CUNHA, 2002).

Mecanismo Múltiplo de Transmissão (MMT)

O Mecanismo Múltiplo de Transmissão (MMT) tem a capacidade de exercer tração em diversos cabos por meio de polias, ao mesmo tempo e de modo independente, possibilitando a movimentação de cada segmento de um dedo artificial, através da ligação direta dos cabos aos mecanismos correspondentes.

Esse mecanismo é constituído por um sistema de acoplamento eixo/polia e um sistema de bloqueio acionados por um conjunto motor/reductor. As polias são ligadas ao eixo de saída do motor/reductor de modo desacoplado, sendo que o sistema de acoplamento neste caso é o responsável pela união entre polia e eixo, permitindo que o motor/reductor tracione os cabos e conseqüentemente movimente os segmentos das falanges. Após o segmento ser movimentado até a posição desejada, o sistema de bloqueio trava o movimento da respectiva polia, e permite a livre movimentação do eixo. No movimento inverso, o sistema de bloqueio libera a polia e o segmento recua pela força de uma mola até uma outra posição desejada. (CUNHA, 2002).

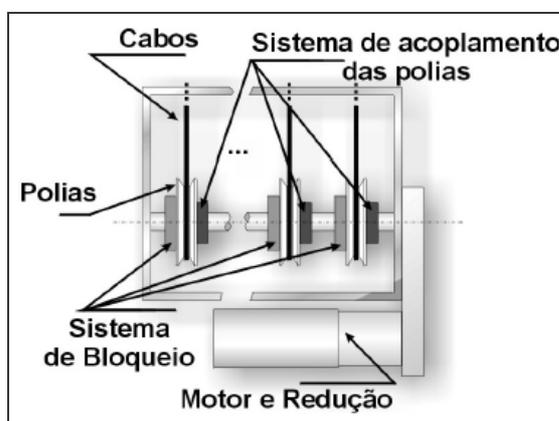


Figura 4.6 - Mecanismo Múltiplo de Transmissão (CUNHA, 2002)

Por ter apenas um motor e um redutor, esse mecanismo se apresenta leve, e devido à presença de várias polias para tracionamento dos cabos, pode conferir à mão protética vários DOF, o que melhora seu grau de antropomorfismo. Graças aos sistemas de acoplamento e de bloqueio, o mecanismo pode não ser compacto o suficiente para ocupar a região relativa à mão protética, mas pode ser acomodado ao longo de toda a cavidade da prótese evitando a concentração de massa na região anterior, promovendo uma distribuição mais homogênea de massa e facilitando adaptação do usuário à prótese (CUNHA, 2002).

Mecanismo CT Arm tipo 1 e 2

O mecanismos do CTArm tipo 1 e 2 é composto por um conjunto de polias e cabos que atuam acionando uma série de falanges da mão (MA,1993), e é caracterizado por reduzir o fardo da força de tração nos cabos, sendo que o CTArm tipo 2 tem a característica que a tração de ambos os pares de cabos podem ser acionados por um “*coupled drive*“ (acionador acoplado), além de outras características específicas. Como podemos observar na Figura 4.7, este mecanismo possui três polias na falange proximal, duas polias na falange media e somente uma na falange distal, sendo que em cada falange somente uma polia está acoplada a mesma, as demais se encontram livres e funcionam apenas como guias, não executando qualquer atuação sobre a mesma.

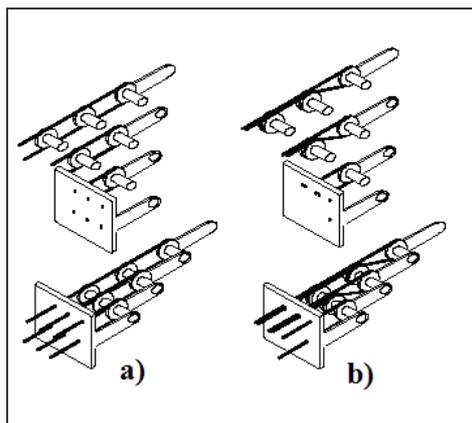


Figura 4.7 - a) Mecanismo CT Arm tipo 1; b) Mecanismo CT Arm tipo 2 (Adaptado CUNHA, 2002)

Em sistemas que utilizam transmissão por cabos se faz necessário uma pré-tensão nos cabos para ajuste inicial com o objetivo de gerar no sistema cabo/polia um atrito mínimo capaz de transmitir o momento necessário para o acionamento da falange, entretanto caso o cabo seja constituído de uma superfície áspera ou rugosa, esta poderá ser diminuída. É importante lembrar que a necessidade de uma pré-tensão gera um problema de atrito principalmente se os cabos passarem por conduites. Como o tipo CTArm 1 ou 2 não utilizam conduites e essa pré-tensão não afetará o resultado final dos movimentos dos dedos.

Além de possibilitar um movimento natural de falanges semelhante ao da mão humana, nesta configuração o número de cabos para um mecanismo de n -DOF é igual a n , ou seja, é possível a realização do controle de cada falange individualmente de modo independente, entretanto também é possível através de cabos acoplarem o movimento das polias e por conseqüência das falanges o que reduziria o número de graus de liberdade e simplificaria o projeto. Essa liberdade de adicionar ou remover DOF neste sistema é com certeza sua maior vantagem, pois permite ao projetista adequá-lo a suas necessidades. Portanto, tal mecanismo se mostra com grande aplicabilidade em próteses antropomórficas para membros superiores.

Avaliando os diversos tipos de mecanismos pesquisados observamos que o mecanismo CTArm 1 apresenta elevada mobilidade, possibilidade de grande número de DOF além ser caracterizado pela fácil construção e baixo custo de produção. Além disso, como foi mencionado as configurações do tipo CT Arm 1 ou 2 reduzem o fardo da força de tração nos cabos, o número de DOF pode ser facilmente manipulado pelo projetista, não utilizam conduites e a pré-tensão não afeta o resultado final dos movimentos dos dedos, dando características antropomórficas ao mesmo. Sendo assim, tal mecanismo é considerado o mais apropriado para ser utilizado neste trabalho e deve ser aplicado utilizando um atuador reversível para cada grau de liberdade, reduzindo a quantidade de cabos, atuadores e facilitando o controle da prótese.

A prótese de bancada que será adaptada neste projeto é constituída deste mecanismo e detém um total de três dedos funcionais (polegar, indicador e médio) e dois estéticos (Figura 4.1). Ao final deste trabalho será avaliado o movimento e se verificará se esta quantidade de graus de liberdade será suficiente ou não para caracterizá-lo como antropomórfico e se a prótese será capaz de realizar diversos tipos de preensão.

4.2.2 Atuadores de Movimento

Um importante item dentro deste trabalho é a seleção de atuadores passíveis de serem implementados em uma mão artificial. O dispositivo selecionado deve atender a requisitos tais como tamanho reduzido, torque elevado entre outros, por isso fez parte das atividades a pesquisa a análise de alguns atuadores de movimentos e térmicos, com o objetivo de avaliar sua aplicação no dispositivo motor e no sistema de realimentação tátil de temperatura e força. Posteriormente foram escolhidos os que apresentavam melhores características dentre os requisitos desejados.

Os atuadores são elementos responsáveis conversões de um determinado tipo de energia em outro, por exemplo, energia elétrica em mecânica. Existem vários tipos de atuadores de movimento, muitos deles encontrados comercialmente, outros em fase de teste ou sendo desenvolvidos, aqui mostraremos alguns atuadores aplicáveis ao projeto.

a) Micromotores Brushless

Os *micromotores DC* ou *micromotores de corrente contínua* são os motores mais empregados em próteses, principalmente nas próteses comerciais. Seu princípio de funcionamento é baseado na teoria eletromagnética em que, condutores situados num campo magnético e atravessados por correntes elétricas sofrem a ação de uma força, assim neste motor quando se aplica uma tensão elétrica em seus terminais pelo anel comutador ocorre a passagem de uma corrente elétrica no enrolamento que produz um campo magnético no mesmo que faz o rotor girar. Esses motores possuem alta rotação e reduzido torque e necessitam ser acoplados a um redutor para aumento do torque e diminuição da velocidade de saída para acionamento do mecanismo. O relativo tamanho reduzido desses motores e dos redutores facilita a acomodação deles em próteses, sendo possível acomodar vários conjuntos motor/redutores para se ter um maior número de juntas ativas na prótese. No entanto, deve-se ter um compromisso entre a massa, o volume e o número de DOF da mão protética, e assim não imprimir à prótese uma elevada massa e elevado volume conjuntamente com a presença de dispositivos eletrônicos de chaveamento para cada um dos motores (CUNHA,2002).

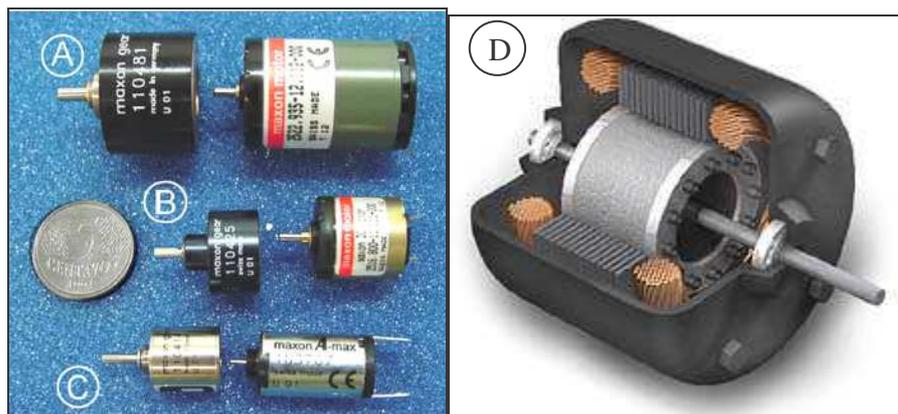


Figura 4.8 - Micromotores e redutores. a) Motor com torque de 21.45mNm e velocidade de 5500 rpm; redutor de 199.3:1; b) Motor com torque de 0.769 mNm e velocidade de 11693 rpm; redutor de 12:8:1; c) Motor com torque de 1.52 mNm e velocidade de 12300 rpm; reduto de 7:2:1;(CUNHA, 2002) d)Estrutura interna do motor DC.

Micromotores Brushless

Especificamente desenvolvido para aplicações de alto desempenho onde a vida útil, a segurança e o tamanho, este novo conceito de motor elétrico reúne as vantagens da tecnologia de rotor sem núcleo e do sistema de comutação eletrônica. Através de sensores ou da contra f.e.m., um circuito eletrônico analisa a posição do rotor em relação às espiras e processa a comutação das mesmas. Sem a presença de escovas, a vida útil do motor fica limitada somente à vida dos rolamentos, superando em muito a vida útil dos motores com escovas. Sua faixa de velocidade varia de 0 a 60.000 rpm, com características de torque, corrente, velocidade totalmente linear. Como esses motores possuem alta rotação e baixo torque, o que faz necessário o uso de redutores para a movimentação dos mecanismos (MARTE, 2006).

Os menores modelos desses motores são muito mais compactos que os micromotores DC, o que facilita sua acomodação na cavidade protética e sua principal diferença entre os Micromotores Brushless são motores que diferem dos micromotores DC convencionais é a função de comutação, não realizada mecanicamente, mas realizada por uma chave eletrônica, livre de manutenção.

Uma configuração muito compacta é obtida utilizando micromotores brushless bidirecionais acoplados a redutores planetários, que por sua vez estão ligados a transmissões do tipo parafuso-guia, conversores de movimento rotacional em movimento linear, usados para acionar os micro-mecanismos do dedo artificial, porém em virtude do conjunto motor-redutor-transmissão pode-se ter um aumento da inércia e associado a isso, um baixo torque, baixa velocidade de movimentação, além de elevado ruído, que parece ser mais alto que o tolerado pelos usuários de prótese (CARROZZA,2000).

b) Motor de Passo

Em um motor de passo, é aplicado uma seqüência de pulsos sequencialmente sobre uma série de eletroímãs dispostos sobre o estator, fazendo o rotor mover um incremento angular, conhecidos como passos, neste caso não se utiliza escovas ou comutadores. O número de pulsos e a cadência com que estes pulsos são aplicados controlam a posição e a velocidade do motor, respectivamente. Os motores de passo possuem um número fixo de pólos magnéticos que determinam o número de passos por revolução. Os motores de passo mais comuns possuem 200 passos completos/revolução, significando que ele leva 200 passos completos para completar uma volta. Os motores de passo são caracterizados pelo torque que produzem e por sua habilidade de poder manter o eixo em uma posição segurando o torque sem estar em movimento. Para atingir todo o seu torque, as bobinas de um motor de passo devem receber toda a sua corrente marcada durante cada passo. O sistema controlador de motor de passo deve possuir circuitos reguladores de corrente para poderem fazer isto. A marcação de voltagem (se houver) é praticamente sem utilidade. O controle computadorizado de motores de passo é uma das formas mais versáteis de sistemas de posicionamento, particularmente quando controlado digitalmente como parte de um servo sistema. Os

motores de passo são usados em drives de disquete, scanners planos, impressoras, injeção eletrônica nos automóveis e muitos outros dispositivos. A desvantagem desse tipo de motor quando aplicado em próteses para membros superiores é seu peso e tamanho elevado. Entretanto, com o desenvolvimento de novos dispositivos mais leves e menores este pode ser aplicado neste tipo de projeto.

c) Micro Bomba

A Micro Bomba é um atuador que utiliza a energia hidráulica através da transferência de energia mecânica gerada por um micromotor DC a um fluido por meio de um pistão e cilindro, de modo a gerar uma força hidráulica, elevando a pressão desse fluido e assim movimentando um dispositivo hidráulico. A micro bomba consiste de um conjunto cilindro-pistão, um sistema parafuso-porca e um micromotor DC acoplado a um redutor, que pode gerar 0,6 MPa de pressão hidráulica ao se comprimir o líquido dentro do cilindro. O sistema parafuso-porca é o responsável pela conversão do movimento de rotação do motor-redutor em movimento linear do pistão dentro do cilindro, podendo-se então controlar a pressão hidráulica e o deslocamento do micro músculo artificial de borracha através da tensão aplicada ao motor.

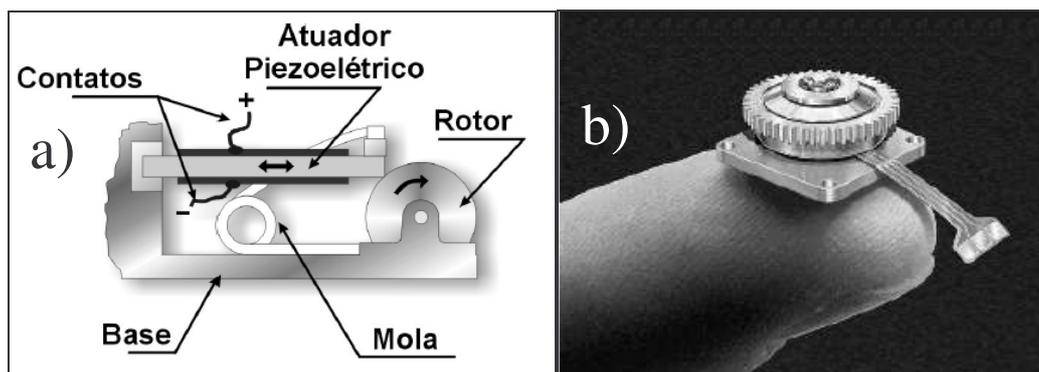
Esse sistema pode ser leve o suficiente para ser acomodado em uma prótese, permitindo o acionamento de algumas juntas sem o comprometimento do espaço interno utilizado para acomodação dos circuitos de controle e da fonte energia elétrica e pode-se construir um sistema de controle compacto para o músculo artificial de borracha sem o uso de grandes equipamentos de controle como válvulas eletromagnéticas, além da utilização da força hidráulica nos músculos artificiais apresentar grandes vantagens como: necessidade de pequeno fluxo; o limiar de movimento pode ser ajustado; alta eficiência de força; fluido de atuação pode ser reciclado; a saída de força pode ser amplificada e possui pequeno *overshoot*.

A dificuldade de se obter tubos menores para miniaturizar o músculo pneumático é devido à força de contração ser proporcional ao quadrado do raio do tubo; além da espessura da parede desse tubo, sua baixa frequência de funcionamento e a difícil obtenção de velocidade de movimentação, relaciona-se à falta de geração de fluxo suficiente pelo micro compressor, sendo estas as características que podem dificultar a sua utilização em próteses com o objetivo de se implementar várias juntas ativas, aumentando seu número de DOF e tornando essa prótese mais antropomórfica (LEE,2000).

d) Atuador Piezoelétrico

O efeito piezoelétrico direto é aquele no qual uma cerâmica ou um cristal quando submetido a uma pressão mecânica gera uma tensão elétrica correspondente. O efeito inverso também é possível, ou seja, o material piezoelétrico quando sob efeito de um campo elétrico se deforma. As mudanças nas dimensões são função da intensidade do campo aplicado, assim como a intensidade e a polaridade da tensão produzida dependem da direção da força aplicada.

Um atuador piezoelétrico pode ser constituído de um estator ativo e um rotor passivo, no qual o estator ao sofrer uma diferença de potencial se deforma para frente (efeito piezoelétrico indireto) e sua extremidade força o rotor a se movimentar, girando ao redor de seu eixo em razão do grande atrito gerado entre o atuador e o rotor.



4.9 - a) Motor piezoelétrico rotativo(CUNHA,1999); b) Exemplo de motor Piezoelétrico (PIERI, 2002)

No retorno, o atrito diminui e aliado a uma combinação do tipo de oscilações elétricas aplicadas, cria um movimento senoidal e não retilíneo na ponta do atuador, não permitindo que o rotor gire ao contrário. (CUNHA,1999). Este tipo de atuador pode ser encontrado, por exemplo, em lentes com foco automático de câmeras fotográficas, devido a excelente repetibilidade e precisão. Motores piezoelétrico, ao contrário dos eletromagnéticos convencionais, giram a baixas velocidades e com grandes torques. Isto significa que eles possuem um baixo consumo energético, além de ser compactos e leves, entretanto a fricção de acoplamento entre o rotor e o estator causa problemas de desgaste.

e) Motores Ultra-Sônicos (USM)

Mais conhecido como motores ultra-sônicos (USM – Ultrasonic Motors), usam vibrações mecânicas na região ultra-sônica, acima de 20 kHz, como fonte de acionamento. Seu funcionamento baseia-se na geração de uma onda de propagação flexural (Traveling Flexural Wave) em um anel elástico ou disco, composto de material piezoelétrico, que conduz a um movimento elíptico das partículas na superfície do sólido chamado estator, sendo esse movimento elíptico transmitido por contato direto com o rotor. Para se obter a Traveling Flexural Wave, duas ondas estacionárias com

uma fase diferente de 90 graus no tempo e no espaço são sobrepostas para apropriada excitação do anel de cerâmica piezoelétrico.

Em virtude do sistema de funcionamento desse motor, possivelmente as mais relevantes vantagens são sua alta densidade de potência, alto torque e baixa velocidade, funcionamento silencioso, não geração de campos magnéticos, uma rápida resposta, a inércia do motor pode ser muito pequena, as características de controle na partida e parada são bons, máxima eficiência com alto torque, operação em campos magnéticos e elevado torque para tensão igual a 0V.

Existem algumas desvantagens, como a necessidade de uma alta frequência da fonte de energia, curto tempo de vida em razão do uso das superfícies de contato, variação de velocidade e pequena eficiência com relação aos motores eletromagnéticos, é seu principal problema, podendo ser contornado com o uso de redutores com baixa razão de transmissão (PONS,2000).

f) Liga de Memória de Forma (SMA)

A Liga de Memória de Forma (Shape Memory Alloy – SMA) é um atuador não convencional. Trata-se de uma liga metálica caracterizada por assumir fases ou formas diferentes sob temperaturas distintas, podendo ser deformada facilmente à temperatura ambiente, e apresentar memória de forma, ou seja, ser capaz de retornar a uma forma pré-determinada quando aquecida. Este fenômeno é conhecido como Efeito de Memória de Forma (Shape Memory Effect - SME) que ocorre devido a um deslocamento na estrutura cristalina do material entre duas fases chamadas Martensita e Austenita. Na fase martensítica (fase de baixa temperatura) é o material apresenta-se uma estrutura relativamente mole enquanto a fase austenítica (fase de alta temperatura) é relativamente dura. O controle desse atuador é feito através da passagem de corrente elétrica pela liga metálica já deformada, sendo o aquecimento proveniente da passagem

da corrente elétrica na própria liga ou pelo uso de resistores colocados juntos do atuador, dependendo da liga, o responsável pela contração da liga à posição original, devido à mudança da estrutura cristalina (LAURENTIS,2002).

Dentre as vantagens que as SMAs apresentam, pode-se citar: utilização na forma de fios, boa relação resistência/peso (peso reduzido) e elevada relação força/área o que possibilita utilizar esse material em uma prótese para membros superiores substituindo motores com menor massa e preço e desenvolver elevada força para agarrar objetos, mas existem algumas desvantagens ao se utilizá-la como atuador de próteses: as altas temperaturas empregadas (variam de 55 a 100°C) para trazer o material ao estado inicial, baixo nível de ciclos por minuto (baixa frequência de funcionamento) devido principalmente à baixa taxa de troca de calor com o ambiente, baixa variação do fator de encurtamento (entre 3 a 8%), o que significa que para uma grande deformação é necessário um grande comprimento do fio de SMA (CUNHA,1999). Kathryn Laurentis e Constantinos Mavroidis em sua pesquisa desenvolvem uma prótese de mão com 20 DOF leve e compacta cujo atuador é formado por SMA (Figura 4.10).

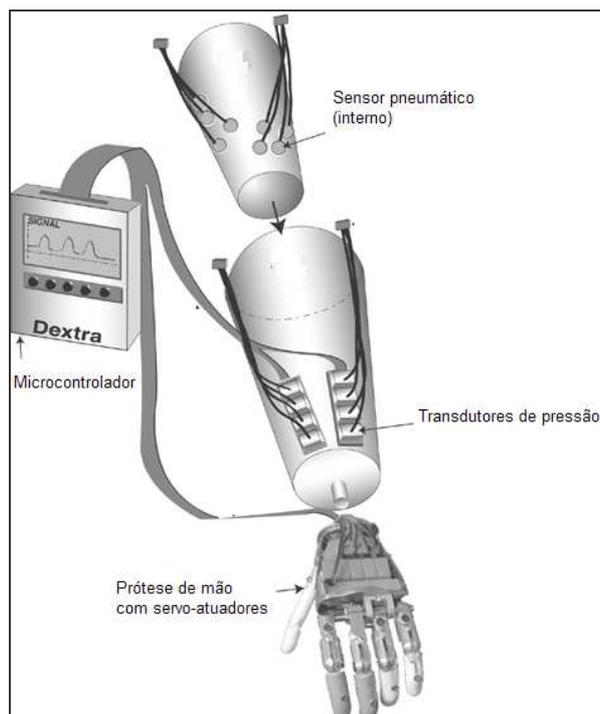


Figura 4.10 - Esquema de prótese utilizando SMA (LAURENTIS,2002)

A liga mais comum é a de Níquel e Titânio (NiTi) chamada Nitinol. Dentre suas propriedades elétricas e mecânicas, esta liga possui alta resistência à corrosão e uma elevada relação energia/área (J/cm^2), podendo um fio de Nitinol de diâmetro 0,0508mm elevar uma massa de aproximadamente 7,25 kgf.

g) Polímero Gel Contráctil

O polímero gel contráctil é um tipo de atuador que representa um método de atuação alternativo, sendo composto por material capaz de sofrer razoável deformação mediante a aplicação de um estímulo externo, de temperatura, químico ou elétrico. Uma propriedade ao gel e importante para projeto de atuadores é sua habilidade única para sofrer mudança abrupta no volume.

Há vários tipos de polímeros gel diferenciado pela sua composição e tipo de estímulo usado na contração, podendo-se citar como exemplo três desses polímeros: o PAA

(Poli-ácido acrílico) estimulado pelo pH, o NIPA (N-isopropilacrilamida) estimulado pela temperatura e o PAM (Poli – acrilamida) estimulado por um campo elétrico.

Por causa dessas características, o polímero gel pode ocupar um lugar de destaque em aplicações de robótica e reabilitação, por ocupar um espaço reduzido e possuir pouca massa, podendo tornar essa estrutura mais compacta, leve e como um grande número juntas ativas, aumentado assim o número de DOF da prótese sem comprometimento do seu espaço interno.

O polímero gel como atuador representa um caminho para a implementação de próteses para membros superiores mais ágeis e com um maior número de DOF, apresentando uma elevada redução da massa, além de possuir facilidade de controle, mostrando-se uma alternativa com elevado potencial na construção de próteses de mão, devido à grande semelhança em aspectos importantes com um músculo natural, tais como frequência de funcionamento, eficiência, tensão máxima, relação energia/área e potência/volume.

4.2.3 Sensores

O sensoriamento em próteses multifuncionais é fundamental para o desenvolvimento de seu sistema de controle e sua utilização aumenta o grau de antropomorfismo da mesma. Atualmente as próteses comerciais mais comuns para membros superiores, possuem sistema de controle essencialmente em malha aberta, sendo que a única realimentação existente é visual, ou seja, o paciente detecta através da visão se a prótese está realizando os movimentos que ele desejou. Esse fato limita a atuação do paciente na realização de tarefas com a prótese e dificulta sua utilização.

Sendo assim, realizou-se uma pesquisa sobre diversos sensores aplicáveis em prótese multifuncionais, observando em cada um as principais vantagens e desvantagens e elegendo os mais aptos a serem utilizados nesse trabalho.

Sensores de Força

Sensores de força são dispositivos capazes de medir direta ou indiretamente uma determinada força aplicada sobre o mesmo, em princípio, qualquer sensor que consiga medir uma deformação de um material com módulo de elasticidade conhecido é também um sensor de força. Dentre estes podemos citar:

a) Strain Gages

Através desse dispositivo é possível medir a deformação superficial de um objeto e por conseqüência a força aplicada sobre o mesmo. Desenvolvido em 1938 por Edward E. Simmons, o tipo mais comum é constituído por uma base isolante flexível geralmente de epóxi ou fibra de vidro, que suporta uma grade condutiva de filmes metálicos finos.

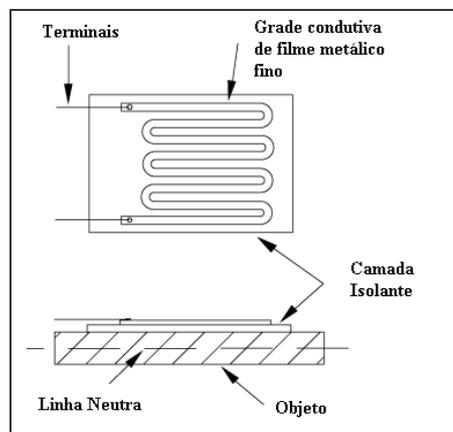


Figura 4.11 - Strain Gage

Basicamente o *Strain Gage* é um resistor que tem sua resistência alterada com a alteração do seu comprimento. Sendo assim sua resistência varia em função da *Lei de Ohm*.

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \quad (4.1)$$

Sendo que ρ é a resistividade do material, l o comprimento e A área da seção transversal. A taxa de variação da resistência é a combinação do efeito da mudança no comprimento, área da seção transversal e resistividade do material.

$$dR = \frac{\rho}{A} dl - \frac{\rho \cdot l}{A^2} dA + \frac{l}{A} d\rho$$

$$\frac{dR}{R} = \frac{dl}{l} - \frac{dA}{A} + \frac{d\rho}{\rho} \quad (4.2)$$

Quando o sensor é fixado em determinado objeto, considera-se que ambos deformam juntos, ou seja, a deformação do sensor na direção longitudinal é a mesma da superfície do objeto na mesma direção.

$$\epsilon l = \frac{dl}{l} \quad (4.3)$$

A área da seção transversal irá variar conforme o seu *Coefficiente de Poisson*, logo supondo que o fio metálico tenha a forma cilíndrica com um raio inicial r , a temos na direção normal ao longo do raio.

$$\epsilon r = \frac{dr}{r} = -\nu \cdot \epsilon l = -\nu \cdot \frac{dl}{l} \quad (4.4)$$

A variação da área de seção transversal é duas vezes a tensão radial, quando a tensão é pequena, como observado abaixo.

$$\frac{dA}{A} = (1 + \epsilon r)^2 - 1 = 2 \cdot \epsilon r + \epsilon r^2 \approx 2 \cdot \epsilon r = -2 \cdot \nu \cdot \frac{dl}{l} \quad (4.5)$$

Assim a variação da resistência no *Strain Gage* pode ser rescrita como

$$\frac{dR}{R} = (1 + 2 \cdot \nu) \cdot \epsilon l + \frac{d\rho}{\rho} \quad (4.6)$$

Portanto, uma vez conhecido o *Módulo de Elasticidade* do objeto é possível avaliar a força aplicada sobre o mesmo, com uma boa precisão aliada a uma boa

robustez. Entretanto, se suas dimensões forem exageradas, estes dispositivos passam a interferir muito na dinâmica do dedo, quando aplicados em próteses.

b) Sensor de Efeito Hall

O efeito Hall foi descoberto em 1879 por E. H. Hall, que observou em seus experimentos que se uma placa fina de ouro for colocada em um campo magnético perpendicular à sua superfície, uma corrente elétrica fluindo ao longo da placa pode causar uma diferença de potencial em uma direção perpendicular tanto ao campo magnético quanto à corrente, ou seja, ocorre o aparecimento de um campo elétrico transversal em um condutor percorrido por uma corrente elétrica, quando o mesmo se encontra mergulhado em um campo magnético (Figura 4.12). Este efeito ocorre devido a cargas elétricas tenderem a desviar-se de sua trajetória por causa da força de Lorentz. Desta forma cria-se um acúmulo de cargas nas superfícies laterais do condutor produzindo uma diferença de potencial. Assim, o efeito Hall pode ser usado para determinar a densidade dos portadores de carga (elétrons, negativos; ou buracos, positivos) em condutores e semicondutores.

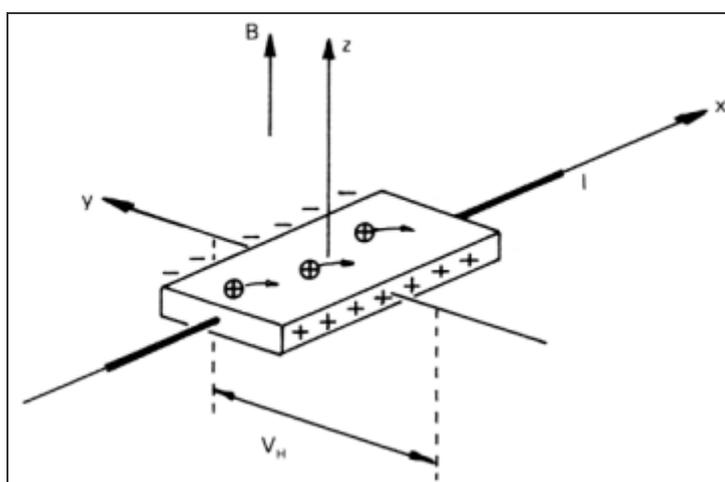


Figura 4.12 - Efeito Hall

A equação que descreve a interação entre campo magnético, corrente e a diferença de potencial é dada por:

$$V_H = k.I.B.\text{sen}\theta \quad (4.7)$$

sendo k é a constante, definida pela geometria do elemento Hall e pela temperatura ambiente; I é a corrente que flui através do elemento; $B.\text{sen}\theta$ é a componente do campo magnético perpendicular ao filme.

Apesar do efeito Hall existir em qualquer material condutor, seu efeito é mais intenso em materiais semicondutores. Entretanto, os semicondutores apresentam variações de lote para lote, necessitando de um circuito eletrônico auxiliar para ajustar o sinal do efeito Hall para um valor calibrado do campo magnético.

A principal aplicação deste sensor é como sensor de posição, angular ou de proximidade, entretanto uma construção de um sensor de força usando um sensor de efeito Hall pode ser feita fixando-o em uma plataforma fixa e fazendo um ímã permanente variar sua distância em relação ao sensor, de maneira proporcional à força (DUARTE,2000)

c) Sensores Piezoelétricos

O fenômeno da piezoelectricidade ou eletricidade da prensão foi descoberto por Pierre e Jacques Curie em 1880, este efeito é propriedade de certos cristais e substâncias cristalizadas que apresentam anisotropia, ou seja, a capacidade de reagir diferentemente de acordo com a direção da propagação de um fenômeno físico sobre si, neste caso, uma polarização elétrica quando se aplica uma força mecânica e vice versa (LIRANI, 2005). A estrutura do colágeno ósseo preenche as características de material piezoelétrico, que sob deformação mecânica (como a produzida por tração, compressão ou torção) pode sofrer modificações espaciais, produzindo uma polarização elétrica.

Os sensores piezoelétricos mais comuns possuem uma faixa de atuação de 1500 kgf, uma resposta rápida (1ms) e muito pouca deflexão (em torno de 30 microns), porém suas dimensões inviabilizam seu uso em próteses. Seu funcionamento se baseia na propriedade de piezeletricidade, que alguns materiais possuem: quando uma força é exercida sobre o material, este sofre uma deformação e em conseqüência gera uma diferença de potencial que é linear em relação à mudança de dimensão e vice versa. Medindo-se esta diferença de potencial, obtém-se então a força exercida no sensor (CUNHA, 2002).

No entanto, considerando os diversos sensores piezoelétricos existe um que pode ser aplicado em dispositivos protéticos para membros superiores que é conhecido como PVDF (*polyvinylidene fluoride*). Os PVDF são sensores constituídos de tiras de polímeros piezoelétricos moldadas uma borracha de silicone (Figura 4.13). Dentre suas principais vantagens está sua pequena espessura que varia em torno de 25um, a não existência de proeminência do material sobre o sensor, possuir alimentação própria, ser facilmente adaptável a contornos complexos e estar disponível em configurações variadas. A grande desvantagem deste sensor é seu custo, que é bem acima dos demais sensores de força (YUN, 2005).

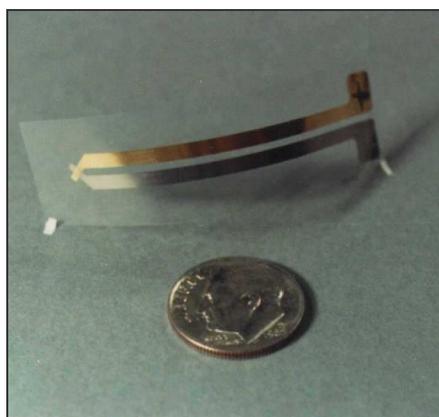


Figura 4.13 - PVDF (Sensor Piezoelétrico de Força) (KTECH, 2006)

d) Force Sensing Resistors (FSR)

Os Force Sensing Resistors (FSR) são sensores de força constituído de um elemento sensor que formado por três finas camadas, que são: uma de polímeros semi-condutores, espaçadores e eletrodos que juntos proporcionam uma diminuição da resistência com o aumento de uma de força aplicada a ele e apesar de possuir propriedade similares, os FSRs não são células de cargas , Strain Gages ou transdutores de pressão. Um exemplo de FSR pode ser observado na Figura 4.14.



Figura 4.14 - Force Sensing Resistors (FSR) (INTERLINK,2005)

O gráfico força/resistência característico deste sensor pode ser observado na Figura 4.15 e através dele é possível se ter uma visão geral da resposta típica do FSR. Observa-se que o gráfico foi montado na escala log/log , assim podemos concluir que este dispositivo possui uma relação entre a força e a resistência não linear, porém é passível de ser linearizado.

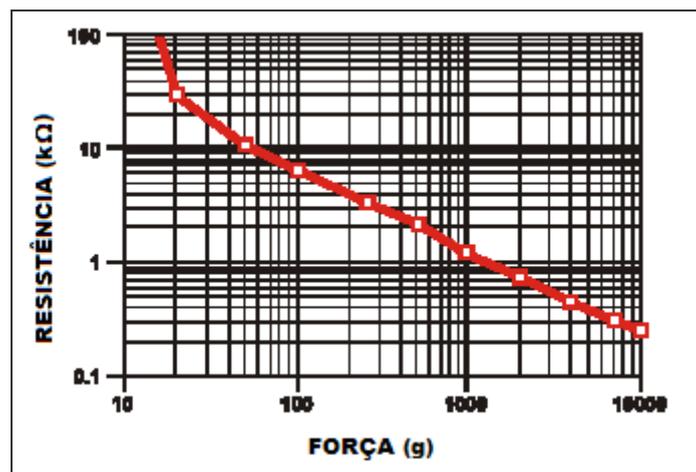


Figura 4.15 – Gráfico característico de resposta do sensor FSR (INTERLINK, 2005)

O FSR não foi desenvolvido para atuar em mecanismos de precisão (INTERLINK,2005), pois suas medidas são afetadas por uma alta histerese e dependem do ângulo de incidência da força, além de ser um dispositivo frágil. Entretanto, possui várias características que viabilizam o seu uso em próteses, como peso e volume reduzido, capacidade de deformar-se, moldando-se na superfície aonde será aplicada a força; e exigência de uma eletrônica simples de processamento do sinal (CUNHA, 2002).

Sensores de Posição Angular

Esses dispositivos são capazes de medir a variação angular de um de uma parte móvel em relação a uma referência. Tal dispositivo possui grande importância em uma prótese antropomórfica. Apesar do paciente não necessitar conhecer a posição relativa entre as falanges, à utilização dos mesmos em um sistema de malha fechada de controle capacita um movimento com velocidade e precisão desejáveis para o projeto. Existem vários sensores de posição angular que são utilizados em robótica, porém, poucos detêm os requisitos a serem aplicados neste trabalho. Dentre estes podemos citar:

a) Potenciômetro

Potenciômetros são resistores que variam sua resistência através de contato deslizante. Isso é possível devido ao fato de que a resistência de um componente é proporcional ao comprimento do resistor e a resistividade do material (uma propriedade do material) e inversamente proporcional à área da secção transversal. Tal princípio segue a Lei de Ohm (4.1). São geralmente usados como sensores de posicionamento rotacional em aplicações de media acuracidade e baixa velocidade que não envolvam rotação contínua

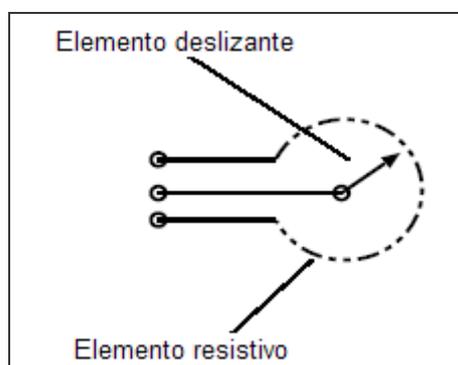


Figura 4.16- Sensor Potenciômetro (PIERI, 2002)

Seu princípio de funcionamento é o mesmo do divisor de tensão de resistência variável, ou seja, aplica-se a tensão de referência nos dois polos de entrada do potenciômetro e então mede-se a tensão de saída, a qual será alterada em função do comprimento da resistência (PIERI, 2002) (Figura 4.16). A tensão de saída de um potenciômetro é mostrada abaixo.

$$V_0 = V_{ref} \cdot \frac{r}{R} \quad (4.8)$$

sendo V_0 é a tensão de saída; V_{ref} é a tensão de referência; r é a resistência wiper terra; e R é a resistência total.

Sua construção mecânica é baseada na fixação de seu cursor em uma rosca, possibilitando assim a variação da resistência do dispositivo com a variação angular. A

vantagem deste sensor é seu baixo custo e interface muito simples e sua principal desvantagem é que com o tempo de uso este sofre deterioração devido ao atrito dos componentes.

b) Encoders Absolutos ou Incrementais

Os primeiros encoders óticos foram desenvolvidos em meados de 1940 pela Baldwin Piano Company para uso como “rodas de tom” (*tone wheels*) que permitiam aos órgãos elétricos imitar outros instrumentos musicais. Os dispositivos atuais basicamente embutem uma versão miniaturizada do sensor de proximidade de modo oposto (*Opposed-mode proximity sensor*).

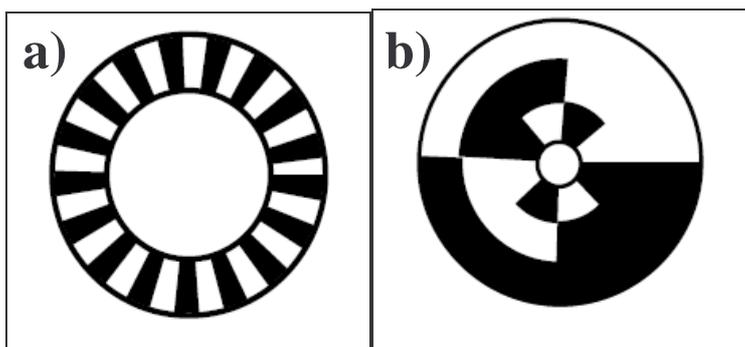


Figura 4.17 - a) Encoder óptico incremental; b) Encoder óptico absoluto (PIERI, 2002)

Os Encoders Absolutos ou Incrementais são dispositivos constituídos por um disco com faixas de janelas transparente opacas, onde através destas interrompendo um feixe de luz contínuo sobre um receptor o transformam este em uma seqüência de pulsos luminoso e posteriormente em pulsos elétricos. O Encoder Absoluto possui um importante diferencial em relação ao Encoder Incremental; a posição do Encoder Incremental (Figura 4.17a) é dada por pulsos a partir do pulso zero, enquanto a posição do Encoder Absoluto (Figura 4.17b) é determinada pela leitura de um código e este é único para cada posição do seu curso; conseqüentemente os Encoders Absolutos não

perdem a real posição no caso de uma eventual queda da tensão de alimentação ou até mesmo se este for deslocado.

c) Sensores Indutivos

Os sensores indutivos são capazes de detectar objetos constituídos de metais ferrosos e não ferrosos a curtas distâncias. A variação da indutância é uma consequência da variação do fluxo magnético total gerando uma corrente elétrica devido à variação da distancia do núcleo constituído por um material de elevada permeabilidade magnética. Dispositivos para medida de posição angular são constituídos de um disco ferromagnético dentado que possibilita determinar a posição angular através da observação da variação da indutância de um sensor colocado próximo a este disco, cujo esquema pode ser visto na Figura 4.18. Lembrando que os dentes não precisam ser construídos em toda circunferência do disco e que combinando dois sensores é possível determinar a direção do movimento. A precisão deste dispositivo é determinada principalmente pelo passo entre os dentes do disco (CUNHA,2002).

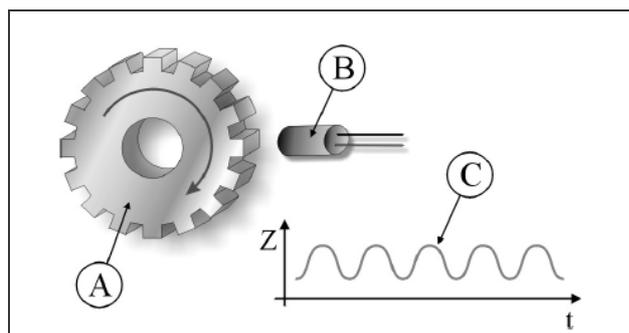


Figura 4.18 - Esquema construtivo de um sensor indutivo de posição angular. a) disco dentado; b) sensor indutivo; c) sinal produzido, ao longo do tempo (CUNHA,2002)

Sensores de Efeito Hall

Como foi descrito anteriormente, uma das principais aplicações para o sensor de Efeito Hall é a medição de variação angular. Como foi mencionado, este sensor produz uma corrente de saída, de acordo com a variação do campo magnético correspondente à variação angular, assim para medir deflexões angulares por efeito Hall basta fixá-lo em uma referência e utilizar um ímã de tal forma a caracterizar um dipolo. Os sensores por efeito Hall e indutivos apresentam problemas relativos à construção, devido ao elevado grau de complexidade dos dispositivos mecânicos envolvidos na elaboração (CUNHA,2002).

d) Sensores de Fibras Ópticas

Estes sensores usam fibras ópticas de 0,25mm de diâmetro tratadas de forma a perder por refração a luz transmitida proporcionalmente à deflexão sofrida pelas fibras. A principal vantagem é que o pacote eletrônico de processamento do sinal pode ser colocado bem distante do ponto onde se deseja medir o ângulo, liberando excesso de peso do mecanismo da mão, além do peso reduzido.



Figura 4.19 - Shape Sensors™ – sensores baseados no uso de fibras ópticas (MEASURAND,2005)

Uma das vantagens deste sensor é que ele pode passar pela linha neutra do objeto que se deseja medir, sem apresentar os problemas normalmente vistos com o uso

de strain gages, além de serem bipolares e imunes a possíveis torções (MEASURAND,2005). Sendo mais leves, os sensores baseados na deflexão de fibras ópticas mostram-se mais atraentes, porém aparentemente apresentam problemas de calibração e fixação.

Sensores de Temperatura

Um limitante das atuais próteses para membros superiores é o fato de não possuírem um sistema sensorial de temperatura. A informação de temperatura se torna importante quando o paciente manipula objetos cuja temperatura pode vir a destruir o revestimento externo da prótese, quando ele pretende levar algum objeto até a pele e deseja conhecer as condições de temperatura do mesmo.

Com a adição destes dispositivos ainda é possível adicionar um mecanismo de ato reflexo de abertura involuntária da mão ao contato com um objeto de elevada temperatura, que é uma característica da mão humana. Além disso, possibilita realizar a realimentação das informações táteis de temperatura.

Existem várias técnicas de se medir a temperatura de objetos, mas as maneiras ideais são aquelas em que as informações de temperatura são convertidas em sinais elétricos, viabilizando o controle da prótese.

a) Termopares

Os termopares são basicamente compostos por dois fios, de ligas metálicas diferentes unidos, na qual uma junção se encontra na temperatura que se deseja medir e a outra em uma temperatura conhecida. Quando as temperaturas são diferentes, uma diferença de potencial é gerada entre os pólos A e B por meio de um efeito conhecido como “Efeito Seeback”, que consiste em um efeito termoelétrico produzido pela difusão

de elétrons através da interface entre os dois materiais diferentes. A principal restrição ao uso de termopares em próteses está justamente na temperatura de referência. Esta temperatura deve ser conhecida e plenamente controlada, de modo que fique constante durante toda a medição. Além disso, não são usados na faixa de temperatura ambiente, pois não são muito confiáveis neste caso (CUNHA,2002)

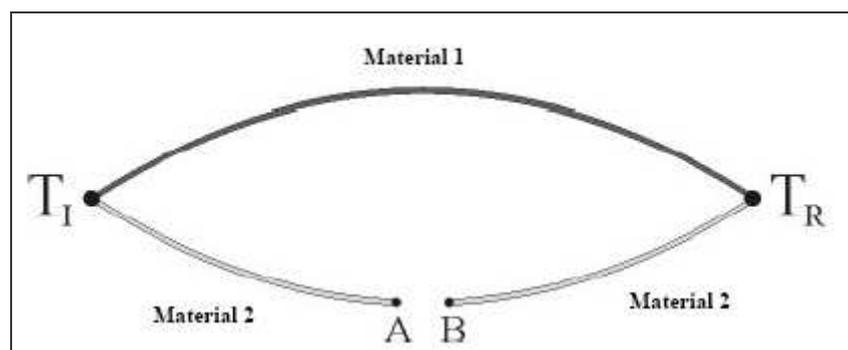


Figura 4.20 - Termopar (CUNHA, 2002)

b) Termômetros de Resistência

Os termômetros de resistência funcionam através do princípio de que a resistência elétrica de um material varia de acordo com a temperatura. Geralmente são usados metais como cobre, níquel ou platina, e graças à sua boa precisão e aplicabilidade são muito utilizados na indústria e sistema de alta temperatura (GÜTHS, 1998). A variação da resistência elétrica de materiais metálicos pode ser representada por uma equação da forma:

$$R = R_0(1 + a_1T + a_2T^2 + \dots + a_nT^n) \quad (4.9)$$

sendo R_0 é a resistência a temperatura de 0 °C.

A termoresistência mais comum é a base de um fio de platina chamada PT100. Esse nome é devido ao fato que ela apresenta uma resistência de 100 a 0 °C . Entre 0 a 100 °C a variação pode ser considerada linear.

A principal desvantagem do termômetro de resistência está no fato de que estes são grandes e demasiadamente caros.

c) Termistores

Os termistores funcionam da mesma maneira que os termômetros de resistência, porém, são fabricados valendo-se de materiais semicondutores.

Os primeiros tipos de sensores de temperatura de resistência de semicondutores foram feitos de óxido de manganês, níquel e cobalto, moídos e misturados em proporções apropriadas e prensados numa forma desejada. Comparados com sensores de tipo condutor (que têm coeficiente de temperatura positivo e pequeno), os termistores têm um coeficiente muito grande, podendo ser negativo (dito NTC, Negative Temperature Dependence) ou positivo (PTC – Positive Temperature Dependence). Enquanto alguns condutores (cobre, platina) são bastante lineares, os termistores são altamente não lineares (GÜTHS, 1998). Sua relação resistência/temperatura é geralmente da forma:

$$R = R_0 e^{\beta(1/T - 1/T_0)} \quad (4.10)$$

sendo R é a resistência na temperatura T , R_0 é resistência na temperatura T_0 , β é a constante característica do material, T e T_0 são temperaturas absolutas.

A principal vantagem dos termistores em relação aos termômetros de resistência é que eles podem ser fabricados em pequenas dimensões, viabilizando sua aplicação em próteses.

Sensores de Deslizamento

A importância da utilização deste sensor está no fato de possibilitar a prótese identificar um movimento relativo em um objeto com a prótese durante a manipulação

do mesmo. A identificação desse acontecimento capacita uma reação instantânea e independente do paciente, aderindo capacidades antropomórfica à prótese.

Uma das características importantes em um sensor de deslizamento é que ele deve medir a derivada da deformação sofrida pelo sensor de força melhor do que a própria deformação. Os deslizamentos são identificados por introduzir componentes de frequência bem maiores, na ordem de 1kHz, do que em situações de preensão normais, cujas componentes atuam abaixo de 100Hz (DUARTE,2000).

Uma técnica simples e que tem sido utilizada com bastante sucesso em várias aplicações para medida de deslizamento é conhecida como "*Lift-and-try*". Esta técnica utiliza a observação da corrente do motor de uma ou mais juntas do braço robótico para verificar se o objeto está ou não deslizando. Quando o robô tenta levantar um objeto desde a superfície, se a força aplicada for suficiente, a corrente do motor deveria aumentar devido ao aumento de carga. Se a força for insuficiente para erguer o objeto, o que conseqüentemente geraria um deslizamento, não se verifica nenhum aumento na corrente do motor. Neste caso, o robô deve ser comandado para voltar a condição de início e aumentar a força de agarramento de um valor mínimo, a seguir tentando novamente o levantamento. Este processo é repetido até que haja um aumento de corrente que indique que o objeto foi devidamente agarrado. Esta técnica apresenta alguns problemas com relação ao seu uso, principalmente: a) não há garantia de que o objeto deslize e caia após ter sido agarrado; b) pode ser um procedimento muito demorado quando trata-se de agarrar objetos muito frágeis juntamente com objetos muito rígidos, pois o valor mínimo do aumento da força deve ser muito pequeno, para evitar esmagar o objeto mais frágil; c) Erros na medição da corrente (causados por picos de corrente em motores com escovas) podem causar demora no processo, ou risco de esmagamento de objetos frágeis. Por tudo isso não se recomenda a utilização desta

técnica em próteses, uma vez que respostas em tempo real, e manipulação de objetos frágeis fazem parte do contexto de sua utilização.

Realizou-se uma pesquisa sobre alguns tipos de sensores, e ao final selecionou-se o mais aplicável. Os possíveis sensores de deslizamentos são:

a) Sensores Capacitivos

Os sensores capacitivos são dispositivos capazes de detectar variações de capacitância que podem ser convertidas num desvio do equilíbrio (tensão) numa ponte feita com capacitores e resistores, alimentada numa fonte de tensão. O desvio de tensão será inversamente proporcional ao deslocamento entre as placas. As variações de capacitância podem ser causadas por alterações na área das placas, na constante dielétrica do meio ou na distância entre as placas. Estes dispositivos são os mais comuns para se medir deslizamentos, usam as propriedades da variação de capacitância de acordo com a mudança de área, distância entre os condutores e mudanças das características do dielétrico para efetuar a medida da vibração.

Como um exemplo desses sensores podemos citar os *dynamic hair sensors*, que são constituídos de fibras flexíveis de 1-2 cm de comprimento capaz de medir precisamente a derivada da deformação do sensor e não sua própria deformação. São sensores extremamente sensíveis que detectam a vibração causada pelo deslizamento em uma garra robótica. Porém, seu uso em próteses fica prejudicado pelo elemento de sensor, no caso, pequenas fibras que imprimem no sensor as vibrações (MAËL,2000).

b) Microfones

Os microfones são transdutores capazes de converter som em sinais elétricos. Geralmente, as ondas sonoras são convertidas em vibrações mecânicas de um diafragma fino e flexível e estas vibrações são em seguida convertidas em sinais elétricos. Mini-

microfones comuns geralmente aplicados em auditório e teatros podem ser utilizados para medir ruídos de deslizamento relativo entre objetos. Em seu trabalho Kyberd et. al utilizou este tipo de sensor em uma prótese de mão. A grande desvantagem deste tipo de dispositivo é que está sujeito a ruído externo o que acarreta um erro considerável nesta aplicabilidade.



Figura 4.21 - Micro-microfone (CUNHA, 2002)

Existe também um sensor denominado micro-microfone óptico; este funciona através da medida de variação da diferença da intensidade entra a luz recebida e a luz emitida, após esta incidir sobre a membrana reflexiva, que por sua vez recebe as ondas sonoras do meio. Esse dispositivo tem por característica pequenas dimensões ($\text{Ø}4.5\text{mm} \times 21.5\text{mm}$), resposta em frequência entre 220-450 Hz e invulnerabilidade a ruídos eletromagnéticos durante a transmissão de informações, visto que são realizados por fibra óptica (CUNHA, 2002). Como não se encontrou trabalho sobre este dispositivo, é necessário antes de aplicá-lo em prótese realizar um estudo mais aprofundado do mesmo.

c) Sensores Piezoelétricos

Esse sensor possui uma pequena película de material piezoelétrico depositada sobre um substrato que fornece uma tensão de saída proporcional à força aplicada, ou seja, obedece ao mesmo princípio explicado anteriormente para os sensores piezoelétricos de força, e suas características de operação são condizentes ao uso de próteses. Uma opção na construção de um sensor piezoelétrico de deslizamento é feita com uma cerâmica piezoelétrica de uso típico em “buzzers” (dispositivos sonoros). Esse

sensor atende às especificações exigidas, e com a vantagem de possuir um custo muito mais reduzido (CUNHA,1999).



4.22 - Cerâmica piezelétrica usada em dispositivos sonoros conhecidos como “buzzers” (CUNHA,1999)

4.2.4 Sinal de Controle

Em próteses ativas, cujos movimentos não são acionados pela força do paciente, deverá existir um sinal de controle que representarão a vontade do usuário em executar determinadas funções. Os sinais de controle mais comuns são provenientes do membro residual. Assim foram realizados a avaliações de diversos tipos de sinais de controle utilizados em próteses para membros superiores, e observando em cada um suas vantagens e desvantagens, ao final o mais aplicável foi selecionado.

Medição da Força

Como foi mencionado na revisão bibliográfica sobre próteses para membros superiores, um das primeiras maneiras de se controlar uma prótese para membros superiores era feita por meio da força exercida pelo indivíduo, que era transmitida por meio de cabo até sensores de força, para esse método de controle é possível se utilizar qualquer sensor de força. Geralmente as prótese que se utilizam deste métodos possuem um sistema construído basicamente usando-se strain gages ou FSRs (CUNHA,1999). O controle neste caso pode ser do tipo “on-off” ou proporcional; caso seja o primeiro, a

prótese realizará a apreensão ou movimentação de suas articulações de maneira completa e total na presença de um sinal limiar de força e permanecerá parada na sua ausência, já no sistema proporcional apesar da forma de acionamento ser idêntica, a realização de movimento será proporcional a força medida no sensor.

a) Variação do Volume Muscular

Quando uma contração é realizada, uma variação do volume muscular é notada na superfície da pele. Se esta variação for medida, poderá também ser usada para realizar o controle da prótese. Próteses mais antigas, acionadas por energia elétrica ou pneumática, se utilizavam desta técnica para controlar o mecanismo de abertura ou fechamento da mão de maneira “on-off”, usando simples interruptores ou válvulas de fluxo (CUNHA,1999).

Um sensor capaz de fornecer um sinal elétrico proporcional à variação dimensional do músculo envolvido, chamando este de *Sinal Miocinométrico* (SMC). Composto de uma membrana de borracha, fixa em um anel, possui um ímã que quando é aproximado de um pequeno sensor de efeito Hall, fixo ao corpo do transdutor, produz um sinal proporcional à variação da distância do ímã ao sensor de efeito Hall, causada pela variação do volume muscular. Um disco de plástico foi adicionado ao projeto para facilitar o acoplamento do sensor de SMCs à pele do paciente (KENNEY,1999).

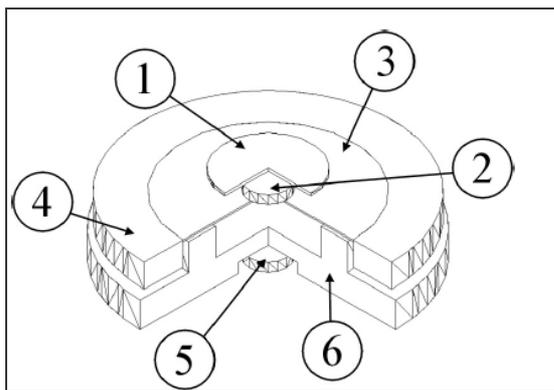


Figura 4.23 - Sensor miocinemétrico com diâmetro externo de 38mm (KENNEY,1999)

b) Sinal Mioelétrico (SME)

O SME é proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular (ORTOLAN,2000) foi descrito como uma distribuição Gaussiana com média zero (HUDGINS, 1993), no entanto foram encontradas características determinísticas dentro dos primeiros 200ms de uma contração muscular apresentando diferentes estruturas para diferentes contrações (BAGWELL,1995). Tal fato possibilita o reconhecimento de padrões e a classificação de diferentes funções. Portanto, tal característica do SME pode ser utilizada para a seleção de diversas funções, que serão realizadas pela prótese, a partir do sinal coletado por um único eletrodo, sendo a quantidade de funções limitada apenas pelo número de padrões diferentes gerados pela contração dos músculos remanescentes no coto. É importante observar que a aquisição não invasiva produz informações grosseiras sobre o músculo investigado, pois capta atividade de todo um músculo ou grupo muscular, porem é um método conveniente, pois evita danos à saúde do paciente (ORTOLAN, 2002).

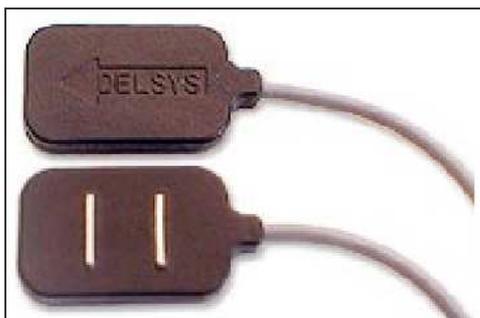


Figura 4.24 - Sensor mioelétrico com amplificação diferencial (CUNHA, 2002)

A técnica de aquisição de sinal mioelétrico por meio de eletrodos de superfície para reconhecimento de padrões necessita de uma série de cuidados já que este processo está sujeito a uma série de ruídos. Basicamente, o processo de filtragem é dividido para esse tipo de processo em 3 etapas: Filtro Notch de 60Hz, Passa Baixa de 500 Hz e Passa Alta de 20Hz (ORTOLAN, 2002).

O filtro passa baixa de 500Hz é utilizado para filtrar ruídos de alta frequência e evitar “aliasing” do sinal quando amostrado pelo sistema. Devido à instabilidade dos sinais de frequência entre 0 e 20Hz, e para evitar ruído de artefatos em movimento, é utilizado o filtro passa alta com frequência de corte em 20Hz. O filtro Notch de 60 Hz impede o ruído proveniente da rede elétrica (ORTOLAN, 2002).

4.2.5 Unidade Controladora

A elaboração de uma prótese multifuncional, devido a seus diversos componentes, atuadores e sensores, seria impossível sem a utilização de uma *Unidade Microcontroladora*. Com o avanço da tecnologia e da eletrônica digital, cada vez mais estas unidades são desenvolvidas, e atualmente já se dispõem em um único dispositivo diversos periféricos e módulos internos que além de facilitar a realização de um projeto, diminuí o tamanho do sistema eletrônico. Assim para este projeto se torna fundamental a escolha de um microcontrolador adequado.

Não cabe a este trabalho realizar uma listagem dos mais diversos microcontroladores, pois existe uma gama grande de fabricantes e tipo. Sendo assim foram definidos alguns requisitos desejáveis para esta unidade e a partir destes foi escolhido um microcontrolador comercial mais vantajoso.

4.3 Avaliação e Seleção dos dispositivos

A partir do levantamento bibliográfico dos diversos dispositivos existentes e aplicáveis na construção de uma prótese antropomórfica para membros superiores realizou-se uma avaliação e seleção dos mesmos para sua utilização neste projeto. Um método de avaliação dos sensores, atuadores e mecanismos para prótese para membro superior foi proposta por CUNHA 2002, no qual foi montada uma tabela de seleção cujas principais características receberam notas de desempenho, para cada tipo. Estas notas variaram de 1 a 5, sendo que quanto menor o tamanho, peso, histerese e não repetibilidade, consumo de energia e custo, maior a nota; e quanto maior a flexibilidade e aplicabilidade, a precisão, frequência de funcionamento, eficiência, densidade de potência e antropomorfismo, maior a nota também (CUNHA, 2002). Neste trabalho esta tabela foi reformulada, considerando informações atuais, e as novas notas foram dadas empiricamente, de acordo com as observações obtidas nas referências pesquisadas e baseadas na experiência prática do grupo de pesquisa.

Tabela 4.1 - Tabela de seleção e comparação entres os sensores, atuadores e mecanismos (Baseada em CUNHA, 2002).

Sensores, Atuadores e Mecanismos		Tamanho	Peso	Flexibilidade aplicabilidade	Precisão	Faixa de operação	Histerese e não repetibilidade	Consumo de energia	Frequência de acionamento	Eficiência	Densidade de Potência	Antropomorfismo	Custo	Total
Mecanismo	Sistemas Articulados	4	5	2	4	-	-	-	-	5	-	4	3	27
	Manivela Deslizante	5	3	4	5	-	-	-	-	3	-	4	3	27
	MA	3	3	3	4	-	-	-	-	5	-	4	3	25
	MMT	5	5	4	3	-	-	-	-	4	-	5	5	31
	CT Arm	4	5	5	4	-	-	-	-	5	-	5	4	32

Atuadores	Micromotores DC	4	4	4	4	-	5	5	5	5	3	-	5	44
	Micromotores Brushless	4	4	4	4	-	5	5	5	5	3	-	4	43
	Motor de Passo	2	2	4	5	-	5	5	5	5	4	-	5	42
	Micro Bomba	3	3	2	2	-	4	4	2	3	3	-	4	30
	Atuador Piezoelétrico	5	5	4	4	-	5	5	5	5	5	-	2	45
	Motores Ultra-Sônicos	5	5	4	4	-	5	5	5	5	5	-	1	44
	Liga de Memória de Forma	2	5	3	2	-	2	2	1	2	3	-	4	26
Polímero Gel Contráctil	4	5	2	2	-	3	3	1	3	1	-	2	26	
Sensor de Força	Strain Gages	5	5	2	3	3	5	4	-	-	-	-	1	28
	Efeito Hall	3	3	3	4	5	5	3	-	-	-	-	3	29
	Piezoelétrico	5	5	5	3	5	5	5	-	-	-	-	1	34
	FSR	5	5	5	2	5	4	4	-	-	-	-	5	35
Sensor de Posição	Potenciômetro	2	3	2	3	4	4	2	-	-	-	-	5	25
	Encoders Absolutos	3	4	4	5	3	5	4	-	-	-	-	1	29
	Encoders Incrementais	3	4	4	5	5	5	4	-	-	-	-	1	31
	Indutivos	3	3	4	2	3	2	3	-	-	-	-	4	24
	Efeito Hall	3	3	4	3	4	4	3	-	-	-	-	3	27
	Fibras Ópticas	2*	5	5	4	4	4	5	-	-	-	-	2	28
Sen. de Temp.	Termopares	4	3	2	4	5	5	5	-	-	-	-	2	30
	Termômetros de Resistência	1	1	1	5	5	5	1	-	-	-	-	1	20
	Termistores	5	5	5	4	5	5	3	-	-	-	-	4	36
Sem. de Desliz.	Capacitivos	4	5	3	2	5	5	3	-	-	-	-	2	29
	Microfones	4	5	3	2	4	5	2	-	-	-	-	1	26
	Piezo Filmes	5	5	4	3	5	5	5	-	-	-	-	4	36

* Devido ao módulo de condicionamento do sinal do sensor que possui um volume considerável

Avaliando os diversos tipos de mecanismos pesquisados observamos que o mecanismo CTArm 1 apresenta elevada mobilidade, possibilidade de grande número de DOF além ser caracterizado pela fácil construção e baixo custo de produção. Além disso, como foi mencionado a configurações do tipo CT Arm 1 ou 2 reduzem o fardo da força de tração nos cabos, o número de DOF pode ser facilmente manipulado pelo projetista, não utilizam conduites e a pré-tensão não afeta o resultado final dos movimentos dos dedos, dando características antropomórficas ao mesmo. Sendo assim, tal mecanismo foi considerado o mais apropriado a ser utilizado neste trabalho e foi aplicado usando um atuador reversível para cada grau de liberdade, reduzindo a quantidade de cabos e atuadores e facilitando o controle da prótese.

Observando-se a tabela nota-se que o atuador mais aplicável em próteses para membros superiores levando em consideração tamanho, peso, eficiência energética é o

piezoelétrico, no entanto, a grande desvantagem deste atuador é seu custo. Como neste projeto o custo final do protótipo também é importante, no caso dos atuadores adotaremos um que possua um melhor custo/benefício. Na Avaliação os atuadores de movimento que possuem estas características estão os motores Brushless e os Micromotores DC; estes tiveram avaliação muito semelhante e, além disso, ambos atendem os requisitos do projeto, assim sendo optou-se pelo Micromotor DC aplicado com redutores, devido a sua disponibilidade e facilidade de elaboração de um sistema de controle. O Laboratório de Biocibernética (Labciber), onde se desenvolve este trabalho, possui micromotores e redutores planetários da empresa Maxon, este conjunto motor/redutor será utilizado neste projeto. Tais motores podem ser observados na Figura 4.9. Para o sistema de realimentação tátil de força, também será utilizado um atuador de movimento tipo micromotor DC, mas neste caso utilizaremos um com características de *VibraCall*. O motor vibratório utilizado é semelhante aos encontrados em celulares que atuará vibrando com amplitude diretamente proporcionalmente a força medida no sensor da prótese. Esta escolha foi feita devido a facilidade de elaboração de um controle e pela eficiência do método.

Apesar de avaliações semelhantes entre FSR e sensores baseados em efeito Hall, características como peso e volume reduzido, capacidade de deformar-se, moldando-se na superfície onde a força é aplicada; e exigência de uma eletrônica simples de processamento do sinal, além de um baixo custo foi significativa na escolha do FSR como sensor de força. Para este projeto será utilizado somente um único modelo de FSR, sendo esse o modelo número 400, com características de 5mm de diâmetro e 0,3mm de espessura nominal.

Dentre os sensores de posição angular o melhor avaliado foram os encoders seguido pelo sensor de fibra óptica. Os encoders são muito eficientes devido à sua

precisão e tamanho, entretanto seu custo é muito elevado quando se trata de dispositivos de tamanho reduzido o que inviabiliza sua aplicação em próteses para membros superiores, pois aumentaria consideravelmente seu custo final. Já o sensor de fibra óptica apresenta uma série de vantagens tais como sua capacidade de passar pela linha neutra do objeto que se deseja medir, sua bipolaridade e imunidade a possíveis torções, além de seu pequeno volume e peso. Uma grande desvantagem desse sensor é que para seu funcionamento obriga-se a utilização de um módulo de condicionamento do sinal que pode ser observado na Figura 4.19 e destacado na Figura 4.25, e tal módulo possui um volume considerável. Apesar disso, neste trabalho, este sensor será utilizado a fim de avaliar sua aplicação em prótese para membros superiores.



Figura 4.25 - Destaque do Módulo de Condicionamento de Sinal

Assim, dos sensores Shape SensorsTM, para este trabalho, foi escolhido os sensores do modelo S720, com área sensível a 165mm do final do encapsulamento eletrônico alimentados com tensão de 3,3V.

Devido a seu tamanho, precisão e custo, os sensores de temperatura mais viáveis a este projeto são os termistores, além disso, tais dispositivos apresentam uma faixa dinâmica que atende aos requisitos desejados, boa resistência mecânica, um bom tempo de resposta e a necessidade de uma eletrônica simples. Todos estes fatos viabilizam sua utilização neste trabalho. Dentre os modelos de termistores disponíveis, utilizaremos o modelo 2,2K3A359I do fabricante Betatherm. Esses são termistores são do tipo NTC

(Negative Time Constant – Constante negativa de tempo), com cabeça tipo 30 de prata sólida banhada a cobre, com isolamento de kynar e possuem uma resistência interna à 25°C de 2252 W, com uma tolerância de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ de 0°C a 70°C; uma faixa de operação de -55°C a $+150^\circ\text{C}$; valor b (0/50) = 3892 \pm 1,0% e valor a @ 25°C = $-4,39\%/^\circ\text{C}$. (BETATHERM, 2001)

A avaliação neste requisito foi conclusiva em favor da utilização de sensores piezoelétrico, além da facilidade de construção seu custo é muito inferior a qualquer outro sensor de deslizamento. Assim o sensor de deslizamento proverá uma adaptação foi feita com uma cerâmica piezelétrica de uso típico em “buzzers” (dispositivos sonoros).

Além da flexibilidade, e precisão deste método, a possibilidade de reconhecimento de padrões em SME possibilita a prótese adquirir uma capacidade antropomórfica que até hoje não foi obtida em trabalho nesta área. Por isso o sinal de controle que será utilizado neste trabalho será baseado em SME com captação por eletrodos de superfície. Para o reconhecimento de padrão deste sinal utilizaremos um método de inteligência artificial baseado em redes neurais artificiais. Tal processo será implementado do desenvolvimento do sistema de controle.

Capítulo 5

5.1 Projeto Eletrônico

Uma vez conhecido os diversos tipos de elementos necessários para este trabalho, agora devemos realizar um importante passo que precede a elaboração do projeto eletrônico, que é a necessidade da definição da quantidade de elementos de cada tipo a ser utilizado. Além da obrigatoriedade do elemento, a viabilidade de implementação, devemos também considerar nesta parte o custo que onera a sua adição, uma vez que tal fato implicará diretamente no custo final do protótipo.

Assim considerando estes fatos, se definiram as quantidades de cada elemento que serão utilizados neste trabalho:

- 5 Micromotores DC
- 3 Sensores de Força
- 5 Sensores de Temperatura
- 2 Sensores de Delizamento
- 3 Sensores Mioelétricos
- 3 Sensores de Posição Angular
- 1 Módulo de Efeito Peltier

Dois dos micromotores DC serão aplicados sobre o dedo indicador e médio e dois sobre o polegar fornecendo a cada dedo 2 DOF, como foi anteriormente mencionado. O quinto motor é do tipo *VibraCall* e será utilizado no sistema de realimentação tátil de força. Os sensores de força serão posicionados um nas três falanges distais dos dedos funcionais.

Dos cinco sensores de temperatura, três termistores serão posicionados individualmente em cada dedo funcional e dois serão utilizados no controle do sistema de realimentação tátil de temperatura. Dentre os sensores de deslizamento, um será

colocado na falange distal do dedo indicador e o segundo na falange distal do dedo polegar.

Um dos sensores mioelétricos será utilizado como referência e os restantes serão utilizado para a aquisição do sinal sobre os músculos extensores *Carp Ulnaris*, *Digitorium (Communis)*, *Carpi Radialis Brevis e Longus*, e na região próxima ao grupo de músculos *Palmaris Longus*, flexores *Carpi Ulnaris e Radialis e Digitorum Superficialis*.

Para a unidade controladora, deseja-se um modelo de tamanho reduzido, com facilidade de programação, elevada capacidade de memória, número de entradas e saída necessárias para o projeto, e custo reduzido. Além destas características, é fundamental que tal componente possua um consumo energético baixo, já que se trata da elaboração de um dispositivo portátil. Considerando os requisitos anteriormente mencionados, optou-se pela utilização do microcontrolador MSP430F149 da empresa *Texas Instruments* (PEREIRA, 2005). Esse modelo é um microcontrolador com 60KB de memória, 256B de Memória Flash, 2KB de RAM, elaborado em arquitetura RISC de 16-bit operando em uma tensão de 1,8V a 3,6V. Possui 64 pinos sendo 48 entradas/saídas e dois osciladores, além de diversos periféricos e módulos internos (PEREIRA, 2005), tais como:

- 2 Entradas serial,
- 2 Timers,
- 1 temporizador básico,
- 1 Amplificador operacional,
- 1 Conversor DA de 12 bits,
- 10 Geradores de PWM
- 8 Conversores AD de 12 bits,
- 1 Comparador de tensão,
- multiplicação por hardware,
- supervisão de tensão,
- controlador de LCD

Neste projeto, além das entradas e saídas serão utilizados alguns periféricos e módulos internos que serão detalhados à medida que forem utilizados.

Esse microcontrolador também apresenta a possibilidade de trabalhar em dois modos, sendo um modo de alta performance e um modo de baixo consumo. Neste último o dispositivo proporciona um consumo de $0,1\mu\text{A}$ para a retenção de dados na RAM; $0,8\mu\text{A}$ para funcionamento de relógio de tempo real e cerca de $250\mu\text{A/MIPS}$ em funcionamento normal (PEREIRA, 2005).

Os valores numéricos para as piores condições de funcionamento são indicados pelos seguintes valores para $V_{CC}=3\text{V}$.

- $D_{VCC}(\text{min})$ Mínima tensão de alimentação digital: **1,8 V**
- $D_{VCC}(\text{max})$ Máxima tensão de alimentação digital: **3,6 V**
- $V_{IT}(\text{max})$ Máximo Limiar para nível lógico alto em um port do MSP430: **1,9 V**
- $V_{IT}(\text{min})$ Mínimo Limiar para nível lógico baixo em um port do MSP430: **0,9 V**
- $V_{OH}(\text{min})$ Mínima tensão de saída para high port: **$I_O = -1,5 \text{ mA}$ $D_{VCC} - 0,25 \text{ V}$**
- $V_{OL}(\text{max})$ Máxima tensão de saída para low port: **$I_O = 1,5 \text{ mA}$ $D_{VSS} + 0,25 \text{ V}$**
- I_{Ikg} Corrente de Fuga para MSP430: **$\pm 50 \text{ nA}$**
- Máxima corrente absoluta protegida por meio de diodo para qualquer terminal do MSP430: (**$V_I < -0.3 \text{ V}$ or $V_I > V_{CC} + 0.3 \text{ V}$**) **$\pm 2 \text{ mA}$**

Portanto, para toda interface com o microcontrolador MSP430, foram verificadas estas condições a fim de proteger o mesmo contra danos durante sua utilização.

Por fim, definidos os requisitos desejáveis para o projeto, selecionados o mecanismo, atuadores, sensores e o sinal de controle, bem como a unidade controladora a ser utilizada no projeto, além de conhecendo dentre estes suas respectivas características de funcionamento, necessidade de condicionamento de sinal, periféricos e módulos internos, foi possível a definição dos elementos que constituirão o projeto do dispositivo protético e realizar a elaboração do sistema eletrônico. Observa-se aqui que devido a limitação física do dispositivo protético, todo o desenvolvimento do hardware

deve ser adequado para a utilização da tecnologia SMD (Surface Mount Device), que detém um tamanho muito reduzido em relação a componentes convencionais.

Como parte desta plataforma eletrônica temos um sistema de aquisição de sinal mioelétrico, um módulo de filtragem passiva do sinal mioelétrico, sensoriamento de posição, sensoriamento de temperatura, sensoriamento de força, sensoriamento de deslizamento, sistema de realimentação tátil de força e temperatura, um sistema de interface entre microcontrolador de 3V com circuito de 5V ou superior. Neste item do trabalho será detalhado individualmente todas as partes do projeto eletrônico do protótipo, apresentando cálculos realizados e os circuitos integrados utilizados.

O esquema completo do projeto eletrônico poderá ser observado em Anexo III.

5.1.1 Interface entre Microcontrolador de 3V com Circuito de 5V ou Superior

Microcontroladores da família MSP430x1xx em uma tensão de 1,8V a 3,6V, assim seu sinal lógico encontra-se próximo de 3V. Esse fato adiciona um inconveniente, pois grande partes dos sistemas operam com tensão em 5V. Portanto é fundamental que se desenvolva uma interface entre os dispositivos de 3V e aqueles que operam com 5V.

O fabricante do microcontrolador MSP430 sugere uma série de métodos de interface, (TEXAS, 2005) porem neste trabalho utilizaremos dois modos. Observamos aqui que todos os cálculos das interfaces consideram as condições críticas para o MSP430 (seção 4.4) visando que este não seja danificado durante sua utilização.

Interface por Transistor

Uma interface muito simples, e passível de adaptação em diversos sistemas é aquela que se utiliza transistores. Tal configuração pode ser observada nas figuras a seguir.

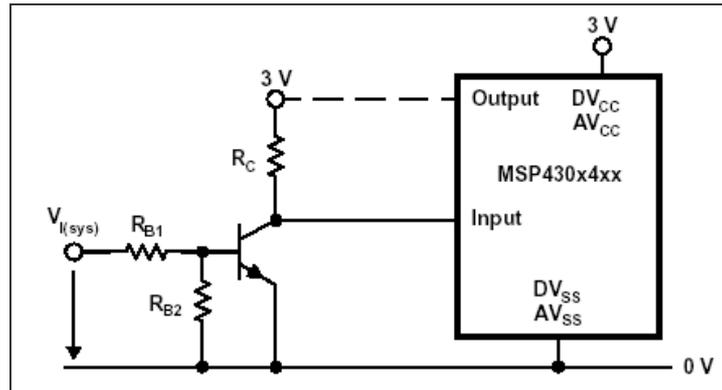


Figura 5.1 - Interface de entrada de sistemas de 5V com transistor

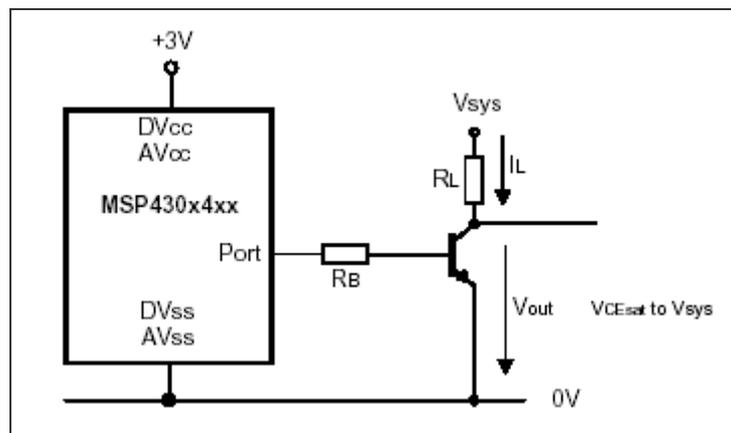


Figura 5.2 - - Interface de saída de sistemas de 5V com transistor

Como já mencionado, os cálculos dos resistores observaram as condições críticas de uso do MSP430. Para a interface de entrada os valores de R_C , R_{B1} e R_{B2} são respectivamente 10K, 2K2 e 1K. e para a interface de saída os valores de R_L e R_B são respectivamente 10K e 4K7.

Interface por ULN2003A

Um método alternativo constitui-se na utilização de circuito integrado formados por um “array” de transistores tipo Darlington, como por exemplo o ULN2003A. As principais propriedades deste componente citado são:

- Máxima Corrente de Saída	500 mA
- Máxima Voltagem de Saída	50 V
- Máxima Voltagem de Entrada ($I_L = 200 \text{ mA}$)	2,4 V
- Máxima Corrente de Entrada ($V_I = 3.85 \text{ V}$)	1,35 mA

O ULN2003A é usado para saídas de 5V a 12V ou para grande quantidade de saídas interfaceadas. Abaixo podemos observar configurações de interfaces de entrada e saída utilizando ULN2003A

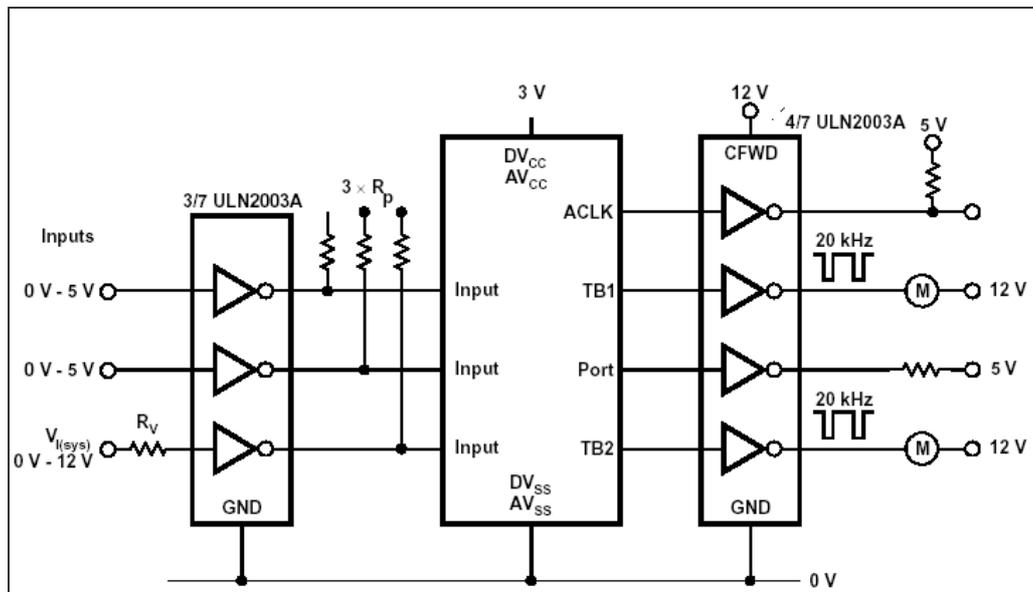


Figura 5.3- Interface com ULN2003

5.1.2 Aquisição de Sinal Analógico

A aquisição do sinal analógico dos sensores será realizada por meio do conversor analógico-digital (AD) do microcontrolador MSP430F149. Esse fato dispensa a elaboração de uma unidade eletrônica de conversão AD, mas torna necessário o condicionamento dos sinais de todos os sensores de maneira a maximizar a eficiência do mesmo. As principais características deste conversor AD são sua resolução de 12 bits, monotônico e sem perda de código, com velocidade de até 200.000 amostras por segundo (200Ksps) e tensão de operação de 2,2 a 3,6V. Para este projeto foi definido que a tensão de operação será de 3,3V, assim todos os sinais dos sensores devem estar após o condicionamento variando de 0V a 3,3V.

Como este microcontrolador apresenta somente 8 (oito) entradas de conversão AD (que é insuficiente para o número de sensores aplicados á prótese) foi necessário o desenvolvimento de um método de multiplexação destas entradas. Para isso utilizou-se o circuito integrado TS3A5018 da *Texas Instruments*. Este componente trata-se de quatro chaves analógicas de pólo simples e passagem dupla. Através deste circuito, observado na Figura 5.4, é possível realizar a aquisição de quatro sinais analógicos por vez, sendo a seleção controlada por um sinal lógico. Assim aplicando dois TS3A5018 dobrou-se o número de entradas de conversão AD.

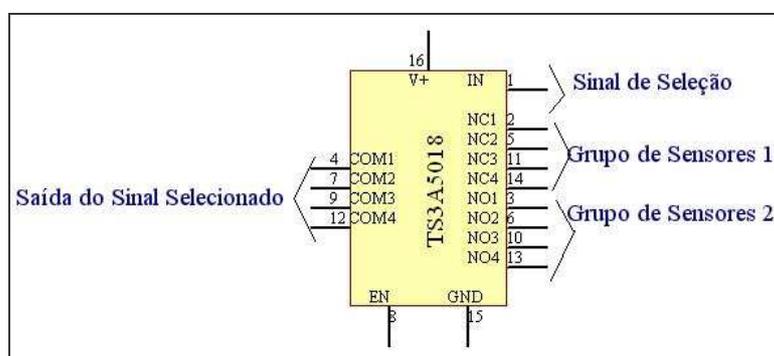


Figura 5.4 - TS3A5018 como multiplexador de entrada analógica

A utilização deste método torna simples a adição de novos sensores mantendo-se um único microcontrolador, caso seja desejado ou necessário; basta realizar a multiplexação progressiva das entradas do conversor AD.

5.1.3 Sistema de Aquisição de Sinal Mioelétrico

O sinal de controle deste protótipo está baseado na aquisição do sinal mioelétrico obtido pela contração muscular realizada pelo paciente, onde seu sensor é um eletrodo de superfície bipolar. Como já foi mencionado anteriormente, o objetivo deste trabalho é o reconhecimento de padrões do sinal mioelétrico de modo que possibilite a prótese

realizar diversas funções selecionadas pelo paciente, dando ao dispositivo características antropomórficas.

Para o condicionamento de sinal montou-se um sistema de amplificação diferencial dos dois pólos do eletrodo, para que o ruído que é induzido nas duas entradas, seja subtraído e, portanto minimizado na saída do mesmo.

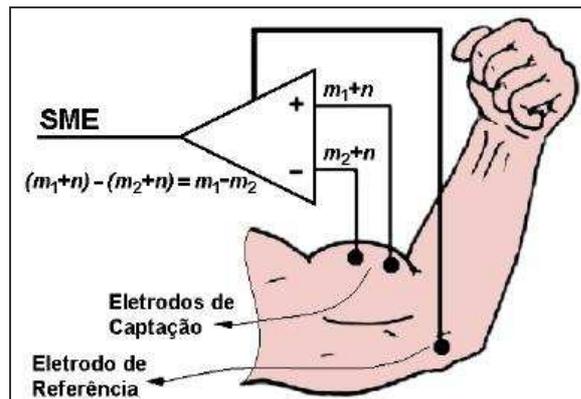


Figura 5.5 - Representação de um Amplificador Diferencial captando o sinal mioelétrico. O SME é representado por "mi" e o ruído por "n" (ORTOLAN, 2002)

Para um melhor desempenho a escolha de um amplificador operacional com alta impedância de entrada e alto CMRR (Sigla inglesa para “Razão de Rejeição de Modo Comum”) é fundamental, por isso utilizou-se o Amplificador Operacional INA128 cuja configuração é observada na Figura 5.6.

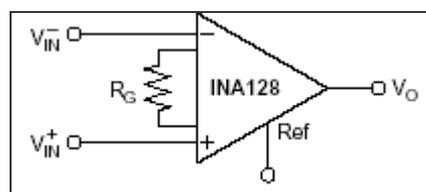


Figura 5.6 - Amplificador Operacional INA128 (TEXAS, 2005)

Como os eletrodos de superfícies são capazes de captar sinais até 500Hz com amplitude variando de 50 μ V e 5mV(ORTOLAN, 2002), é necessária uma amplificação

de 660 vezes dos mesmos, de maneira à tensão máxima encontre-se no limite superior do conversor AD que é 3,3V.

Para diminuir a taxa de erro optou-se por uma amplificação em dois estágios, sendo a primeira no próprio INA128 e a segunda por meio de um *Circuito Amplificador Não Inversor* construído com OPA130. O ganho no de sinal no componente INA128 é calculado segundo a seguinte equação:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (4.1)$$

Assim para uma resistência $R_G = 1K$, é obtido um ganho de 51 vezes no sinal no circuito INA 128, restando uma amplificação de aproximadamente de 12,94 vezes. Esta amplificação restante será realizada por um circuito amplificador não inversor cujo esquema está mostrado na Figura 5.7.

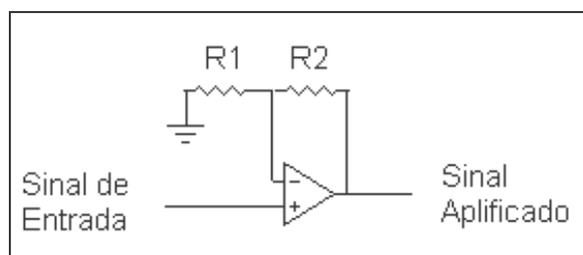


Figura 5.7 - Circuito Amplificador Não Inversor

O ganho deste circuito pode ser calculado pela equação:

$$G' = 1 + \frac{R_1}{R_2} \quad (4.2)$$

Assim para a configuração de $R_1 = 470R$ e $R_2 = 5,6K$ obtemos um ganho de 12,91 vezes, aceitável para este projeto.

5.1.4 Filtragem Passiva do Sinal Mielétrico

Como foi anteriormente proposto para a aquisição de sinal mielétrico, por meio de eletrodos de superfície para reconhecimento de padrões, sugere-se um processo de

filtragem de ruídos de alta frequência, ruído de artefatos em movimento, e ruído proveniente da rede elétrica. Porém neste trabalho, será elaborado somente filtro para alta frequência e para artefato de movimento, uma vez que o dispositivo não estará em contato direto com a rede elétrica, e sua influência não será significativa.

Filtro Passa-Alta

A construção do filtro passa-alta seguiu recomendações encontradas no datasheet do amplificador operacional INA128, onde é sugerido para este circuito integrado um filtro passa-alta utilizando o amplificador operacional OPA130 da *Texas Instruments*, com queda de 3dB a partir da frequência de corte. O esquema eletrônico pode ser observado na Figura 5.8.

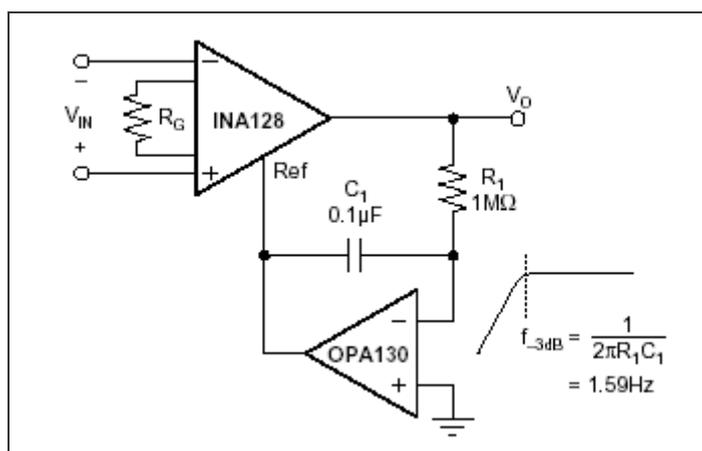


Figura 5.8 - Esquema eletrônico do filtro passa-alta para INA128 (TEXAS, 2005)

A frequência de corte deste filtro é calculada pela equação abaixo.

$$f = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \quad (4.3)$$

Assim, como o ruído devido a artefatos em movimentos se encontra na faixa de frequência inferior a 20Hz, adotou-se este valor como objetivo para a frequência de corte do filtro. Para a configuração com $R_1 = 68K$ e $C_1 = 0,1\mu F$ obtemos uma frequência de corte de 23,40Hz. Tal configuração foi adotada para o sistema.

Filtro Passa-Baixa

Para a construção do filtro passa-baixa, optou-se pela utilização de um filtro ativo com ganho unitário e *feedback* simples, com resposta do tipo Chebyshev de 0,01dB. Essa configuração foi selecionada devido a possuir uma resposta em frequência sem grandes distorções e com cortes rápidos.

Adotou-se como frequência de corte 500Hz com queda de 3dB e frequência de saída de 1000Hz com queda de 40dB.

Para se calcular a ordem da configuração do filtro calcula-se a relação entre a frequência de saída e a frequência de corte desejada, tal relação segue a equação abaixo:

$$A_s = \frac{f_s}{f_c} \quad (4.4)$$

Neste caso obtemos $A_s = 2$. A partir deste valor podemos observar no gráfico de características do filtro selecionado, que se encontra em Anexo I, que a configuração para obter estes requisitos é a sobre a forma de 4º ordem.

O esquema eletrônico deste filtro pode ser observado na Figura 5.9.

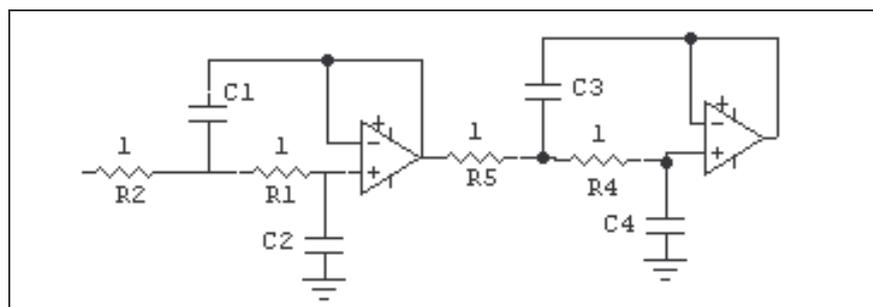


Figura 5.9 - Filtro ativo com ganho unitário e feedback simples – configuração de 4º ordem

Os cálculos deste filtro foram baseados na sugerida por Williams et al.1998. Segundo este, a partir de uma configuração normalizada de filtro é possível se desnormaliza-lo dividindo todos os valores dos capacitores segundo a equação:

$$C' = \frac{C}{FSF.Z} \quad (4.5)$$

Neste cálculo FSF (*Frequency-Scaling Factor*) dado pela frequência de corte em radianos por segundo (calculada pela equação 4.6) e Z é o *Fator de Impedância de Escala* que é o valor de uma resistência real adotada para o circuito desnormalizado. é dado por:

$$FSF = 2.\pi.F_c \quad (4.6)$$

Os valores normalizados para o filtro selecionado se encontra na tabela de valores normalizados, em Anexo II, e detêm os valores de C1=1,4826 F, C2= 1,1228 F, C3 = 3,5920 F e C4=0,2985 F. Para o filtro desnormalizado, adotou-se como valor da resistência de 10K. A partir destes valores, aplicou-se a equação de desnormalização a cada valor de capacitor e posteriormente selecionaram-se capacitores comerciais montando a configuração desnormalizada que detêm os seguintes valores de C1= 47nF, C2 = 33nF, C3 = 100nF e C4 = 10nF.

c) Configuração Final

A configuração total do sistema de aquisição do sinal mioelétrica, que consiste no sistema de filtros passa-baixa e passa-alta, bem como o circuito de amplificação do sinal foi simulado por meio do software *CircuitMaker 2000*, e sua resposta em frequência pode ser observado na Figura 5.10.

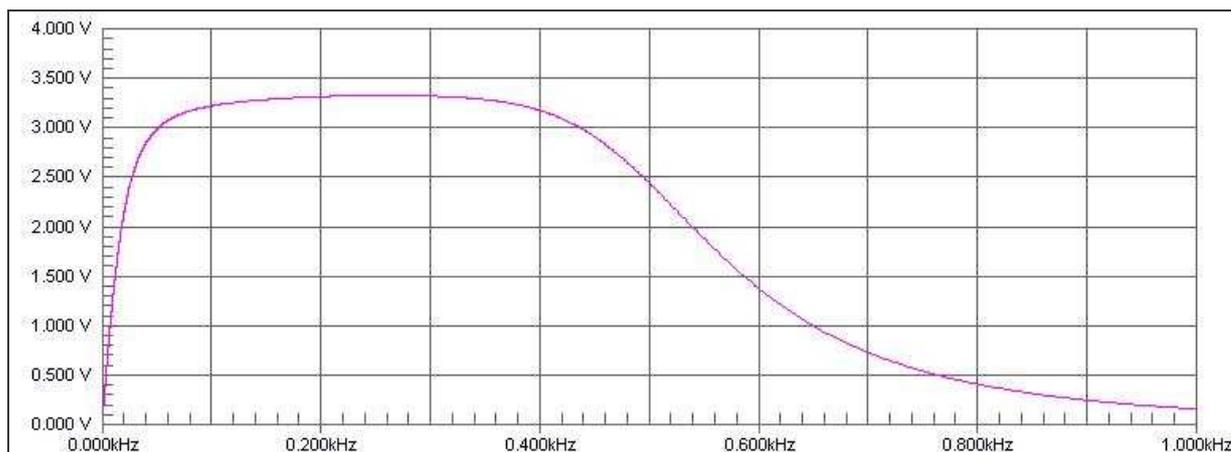


Figura 5.10 - Resposta em Frequência do sistema de aquisição do sinal mioelétrico

Como podemos observar na simulação ambos os filtros apresentaram os resultados esperados, assim como o sistema de amplificação, o que valida o projeto do mesmo.

5.1.5 Sensoriamento de Posição

O sensor de fibra óptica, pode ser alimentado com uma tensão de 3 a 15V e o sinal fornecido pelo transdutor se apresenta variando-se o nível de tensão conforme ocorre deflexão do mesmo e esta não ultrapassa a tensão de alimentação. Portanto assim como os demais sensores, este será alimentado com uma tensão de 3,3V.

Sobre este sensor não incide a necessidade da filtragem do sinal, portanto será adicionado à saída do sinal do sensor somente um capacitor de 10nF com o terra do circuito, com o objetivo de minimizar possíveis ruídos.

5.1.6 Sensoriamento de Temperatura

Observou-se que para o termistor selecionado a saída pode ser facilmente linearizada utilizando um circuito divisor de tensão, seguindo o método sugerido pela Analog Devices (BETATHERM, 2001).

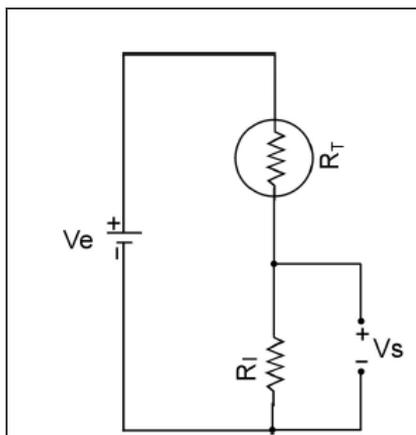


Figura 5.11 - Circuito linearizador para o termistor (BETATHERM, 2001)

A característica não linear da temperatura de um termistor é convertida em linear, com erro de pico de $\pm 0,01^{\circ}\text{C}$ para uma faixa de 10°C , $\pm 0,05^{\circ}\text{C}$ para uma faixa de 30°C e $\pm 2,0^{\circ}\text{C}$ para uma faixa de 60°C , utilizando um circuito divisor de tensão (4.7), com uma resistência R_l em série com o termistor. O Valor de R_l é calculado da seguinte forma:

$$R_l = \frac{R_{mid} \cdot (R_{tlow} + R_{thigh}) - 2 \cdot R_{tlow} \cdot R_{thigh}}{R_{tlow} + R_{thigh} - 2 \cdot R_{mid}} \quad (4.7)$$

Sendo:

R_{mid} é a impedância do termistor no meio da faixa de operação;

R_{tlow} é a impedância do termistor no início da faixa (temperatura mais baixa);

R_{trigh} é a impedância do termistor no fim da faixa (temperatura mais alta);

Assim para uma faixa de operação de 0°C a 60°C e uma temperatura média de 25°C , usando o termistor escolhido, calculou-se o valor de $R_l = 2\text{K}7$; e para uma tensão $V_e = 3,3\text{V}$. tal circuito será utilizado neste projeto.

5.1.7 Sensoriamento de Força

Para o condicionamento do sinal do sensor de força FSR, optou-se pela utilização de um circuito de condicionamento de sinal proposto do datasheet do sensor FSR, onde este apresenta características não lineares sobre atuação de pequenas forças e

linear para os demais valores. O esquema eletrônico, bem como a curva característica do mesmo pode ser observado a seguir.

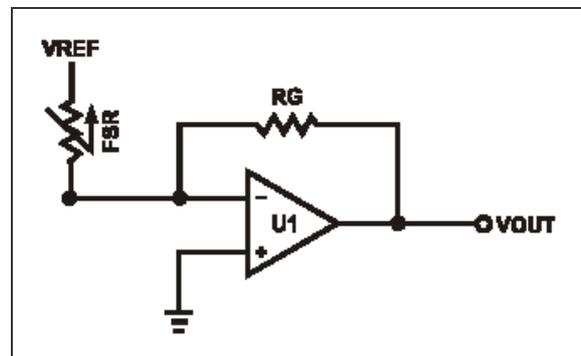


Figura 5.12 - Circuito de condicionamento do sinal do sensor de força

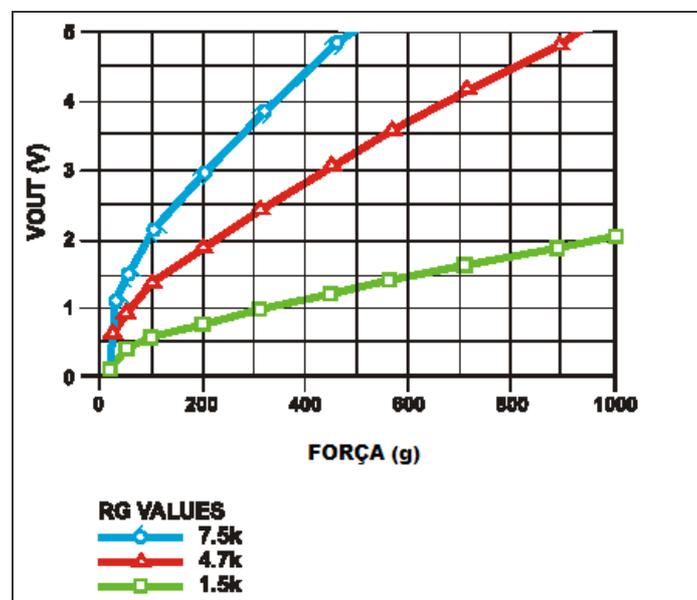


Figura 5.13 - Curva característica do circuito de condicionamento de sinal do sensor de força

Portanto, basta encontrar um valor de resistência mais apropriado para este projeto. Considerando uma tensão de alimentação de 3,3V sobre o amplificador operacional, o valor da resistência que aumenta a precisão do conversor AD é de 4,7K e este valor foi adotado para o sistema.

5.1.8 Sensoriamento de Deslizamento

Como mencionado o sensor de deslizamento provem uma adaptação foi feita com uma cerâmica piezelétrica de uso típico em “buzzers” (dispositivos sonoros). Como o objetivo deste sensor é meramente indicativo da ocorrência ou não do deslizamento, e possuindo sinais de ordem muito baixa, faz-se necessário o uso de um circuito para amplificar o sinal e posteriormente um circuito comparador. A configuração do circuito pode ser observado abaixo.

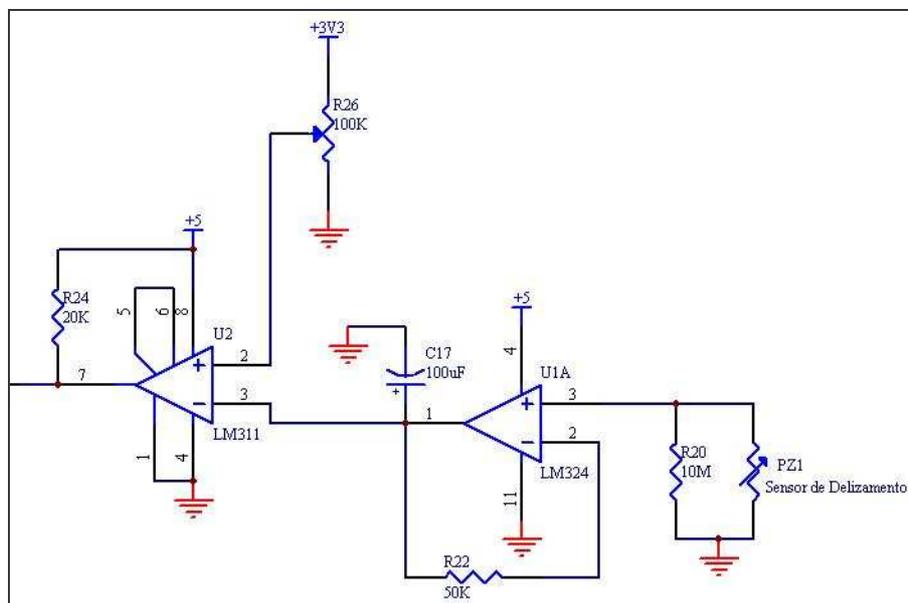


Figura 5.14 - Circuito de condicionamento de sinal do sensor de deslizamento

No primeiro estágio de amplificação utilizou-se o circuito integrado LM324 que é um amplificador operacional de uso geral. No circuito a resistência paralela ao sensor de deslizamento foi usada para casar a impedância de entrada. A outra resistência regular o ganho do amplificador e o capacitor acoplado a saída tem o objetivo de atrasar o sinal de saída do amplificador. Os valores dos componentes são observados na Figura 5.14.

No estágio do comparador, utilizou-se o circuito integrado LM311 que é um comparador analógico. Na configuração montada na figura, o potenciômetro de 100K

gera uma tensão de comparação com o sinal, quando o sinal do sensor ultrapassa este limiar a saída do comparador passa de nível lógico alto (5V) para nível lógico baixo (0V). Essa saída é aplicada a uma entrada do microcontrolador e será utilizada no controle do dispositivo.

5.1.9 Controle Direcional dos Atuadores de Movimento

Para o controle dos atuadores de movimentos DC serão realizados através de Pontes-H que se trata da configuração de quatro transistores NPN em ponte conforme o exemplo observado na Figura 5.15.

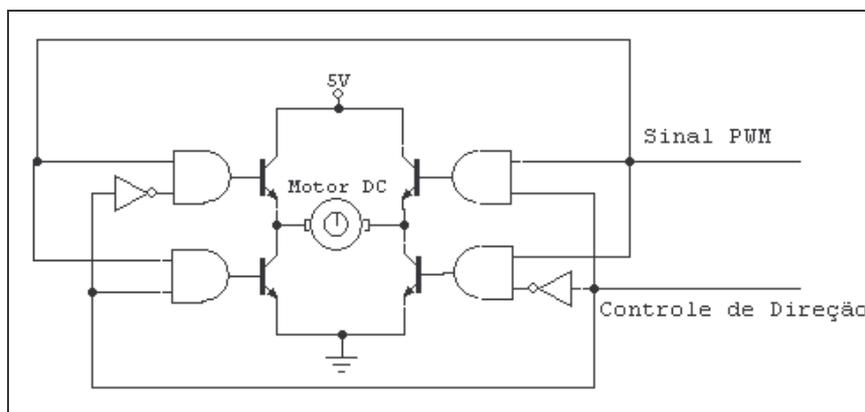


Figura 5.15 - Circuito de controle bidirecional de motor DC por meio de ponte H

Tal circuito possibilita um controle direcional da rotação do motor através de um sinal lógico e um controle de velocidade utilizando um sinal de PWM. Tal circuito não foi construído, mas se utilizou um circuito integrado que contém duas pontes-H implementadas em sua composição denominado L298.

Este componente possui um diagrama que difere um pouco do desejado, onde somente com um único sinal lógico é possível realizar uma mudança direcional no motor. Para o L298, basta aplicar um sinal oposto nas entradas In_x . Por isso adicionou-se a esse controle um circuito integrado de porta inversora (74LS04). A montagem final pode ser observada no circuito completo.

5.1.10 Sistema de Realimentação Tátil de Força

O sistema de realimentação tátil de força utilizará um motor DC, mas este não necessitará de controle direcional uma vez que se trata de um motor tipo *VibraCall*. Para este motor, somente a velocidade do mesmo deve ser controlada, por isso elaborou-se um circuito de controle que se utiliza um transistor tipo Darlington e um sinal de PWM para o controle de velocidade do motor, onde tal esquema pode ser observado a seguir.

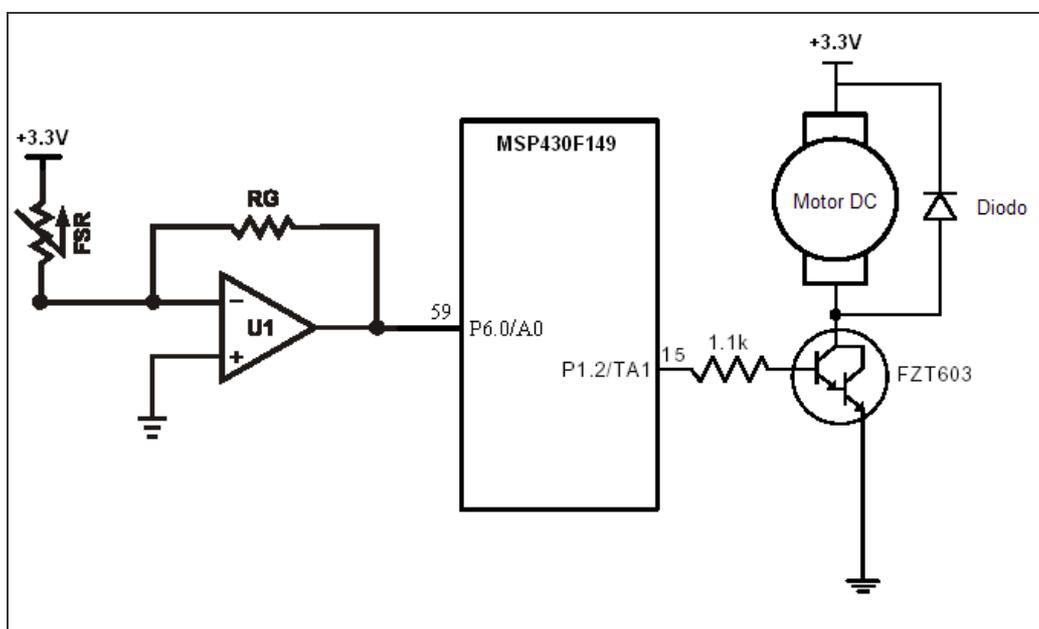


Figura 5.16 - Circuito completo do sistema de propriocepção de força

Desta maneira o motor vibrará diretamente proporcional a força aplicada sobre o sensor de força, tudo isso sobre o controle do sistema.

5.1.11 Sistema de Realimentação Tátil de Temperatura

O mesmo circuito utilizado para o controle dos atuadores de movimentos DC foi utilizado para o controle do sistema de realimentação tátil de força, uma vez que é

necessário também o controle do direcionamento de passagem da corrente sobre o mesmo.

5.2 Projeto Mecânico

5.2.1 Adaptação do Protótipo de Bancada

Como foi mencionado anteriormente não será do escopo deste trabalho a construção mecânica de um novo protótipo para membros superiores, uma vez que o protótipo de bancada desenvolvido pelo LABCIBER está a disposição deste projeto. Assim sendo, esse será adaptado de maneira a atuar como uma prótese aplicável a pacientes amputados. Para isso uma série de alterações foram realizadas a fim de adequá-lo aos requisitos desejáveis e aumentar seu antropomorfismo.

Todas as considerações anteriormente citadas como requisitos mecânicos que devem estar presentes no projeto de uma prótese antropomórfica, foram considerados no desenvolvimento do protótipo de bancada utilizada neste projeto, principalmente a obtenção da forma humana da mão, pois essa característica gera uma série de dificuldades já que a forma da mão se diferencia por ser composta de formas complexas e não geométricas de difícil reprodução. Além disso, os aspectos mecânicos tais como conexões, canais para passagem de sensores, rasgos de posicionamento de sensores, etc. Todos esses aspectos demandaram a utilização de um processo de produção grande precisão envolvendo uma razoável complexidade geométrica.

Na construção do primeiro protótipo de bancada de uma prótese multifunção para membros superiores desenvolvida pelo Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação do Departamento de Engenharia Elétrica (LABCIBER) da EESC/USP (FAPESP # 96/12198-2 e #02/02061-2) em parceria com o Centro de Pesquisas Renato Archer (CenPRA), exigiu que tais elementos tenham a inclusão de rasgos e canais de

dimensões muito pequenas, de grande precisão e complexidade para a passagem e posicionamento dos sensores escolhidos para o monitoramento da força exercida pela prótese e dos ângulos entre as juntas dos dedos artificiais, bem como da temperatura e do deslizamento do objeto manipulado. A construção destes elementos geométricos complexos por processos de fabricação convencional se torna praticamente impossível, assim foi adotado como solução a utilização das tecnologias de prototipagem rápida que não tenham restrições para a construção de geometrias complexas.

Neste projeto foi utilizada a tecnológica de prototipagem rápida conhecida como SLS (Sinterização Seletiva à Laser) que consiste na deposição de um pó termofundível sobre uma superfície com a ajuda de um rolo, após a deposição um feixe de laser de CO₂ sinteriza as áreas selecionadas causando a aderência do pó nestas áreas formando uma camada específica da peça. Após a sinterização de uma camada o rolo novamente passa e deposita o pó termofundível e repete-se o processo, assim a construção da peça se dá camada por camada. Deposições sucessivas de camadas são feitas até que a peça esteja completa. Uma das vantagens deste processo é que o pó não sinterizado (fundido) pelo laser é removido quando a peça estiver completa. Esse serve como uma estrutura de suporte para partes salientes e desconectadas. Outra vantagem é a possibilidade de utilização de diversos materiais no processo. Alguns materiais disponíveis para SLS são: nylon, cera, poliamida, elastômero, cerâmica e metal com polímero aglutinante para aplicações em ferramental leve (CAMARGO, 2004).

Assim a partir do protótipo virtual 3D (Figura 5.17a), elaborou-se uma prótese de bancada composta de três (3) dedos (polegar, indicador e médio) sendo que cada dedo são constituídos pelo mecanismo CT Arm 1 possuindo as falanges proximais dos dedos indicadores e médio são acopladas fisicamente.

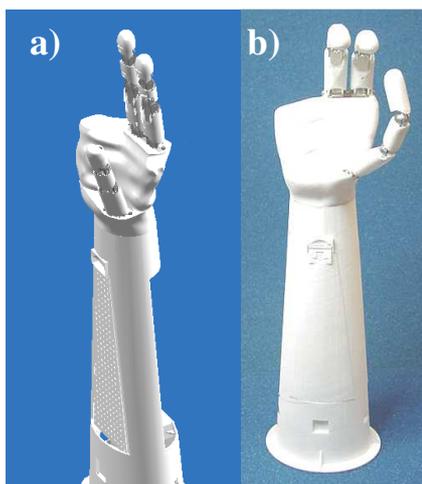


Figura 5.17- a) Modelo Virtual 3D; b) Protótipo Físico

Com o protótipo construído (Figura 5.17b) pode-se observar que elementos de difícil construção tais como rasgos e canais para passagem de sensores (Figura 5.18) que no projeto da prótese possuíam dimensões muito pequenas foram construídos de forma totalmente satisfatória, além disso todos os demais requisitos desejados foram obtidos incluindo boa resistência mecânica do material, pouca deformação dos componentes e baixo peso final do modelo.

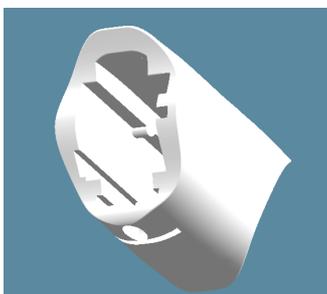


Figura 5.18 - Elemento protetor para a falange média com seus canais e rasgos (Modelo Virtual 3D) (CAMARGO,2004)

O protótipo de bancada está a disposição deste trabalho, entretanto algumas alterações devem ser realizadas para que se aumente o grau de antropomorfismo do mesmo e este seja adequado a ser utilizado para pacientes amputados.

5.2.2 Adaptação do Mecanismo da Prótese

A prótese de bancada que adaptada neste projeto é constituída do mecanismo CTArm tipo 1 e detém um total de três dedos funcionais (polegar, indicador e médio) e dois estéticos (Figura 4.1). Os cabos utilizados neste projeto são compostos de fibra de algodão entrelaçadas, que detêm boa resistência mecânica coerentes com nossa aplicação, revestidos de uma camada de silicone com o objetivo de aumentar o atrito e facilitar a transmissão de força para as polias.

Como foi mencionado anteriormente, optou-se por adotar um total de 5 DOF visando assim diminuir o número de atuadores de movimento na prótese reduzindo seu peso e seu custo final, sendo 2 DOF para o dedo indicador, 2 DOF para o dedo polegar e 1 DOF para o dedo médio. Na prótese a falange proximal do dedo indicador e médio estão acopladas fisicamente, isso reduz significativamente o antropomorfismo do movimento da mesma, por isso neste projeto será realizado uma adaptação mecânica a fim de eliminar esta ligação (Figura 5.19).

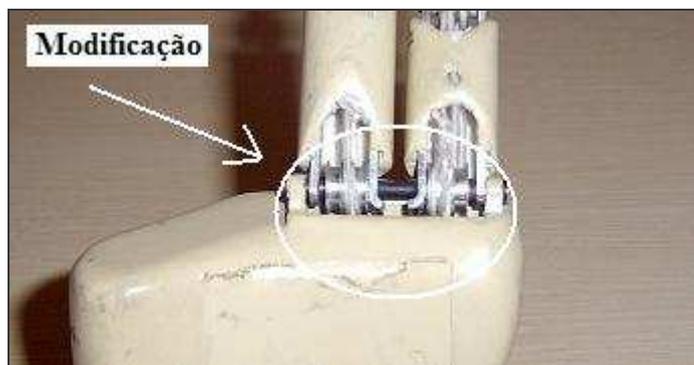


Figura 5.19 - Desacoplamento das falanges proximais do protótipo

Para evitar que os dedos se resvasassem durante o movimento da prótese, adicionou-se no eixo um espaçador de borracha maleável, que permite uma movimentação pequena, mas não um contato direto dos dedos. Essa alteração foi considerada satisfatória dentro do projeto.

Nos dedos indicadores e médio, vinculou-se o movimento das falanges média e distal a um único atuador de movimento, por meio dos cabos que constituem o mecanismo. No dedo indicador este vínculo se deu em todas as falanges.

Além desta alterações nas falanges, substituiu-se também a base de apoio do protótipo de bancada por um soquete a fim de converte-lo para um protótipo aplicável para o paciente.

5.2.3 Transmissão de Movimento

A utilização do mecanismo CT Arm 1 nos obriga a realizar a transmissão de movimento por meio de cabos uma vez que tal mecanismo é constituído de uma série de polias acopladas as falanges do mesmo. Neste trabalho definiu-se como 5 o numero de DOF, isso significa que o protótipo que possui três dedos com três falanges cada, é formado por um numero de DOF maior (9 DOF) do que o definido, portanto deve-se realizar o acoplamento dos graus de liberdade a fim de que o movimento antropomórfico seja mantido.

Para isso elaborou-se uma forma de acoplamento utilizando cabos onde é possível acoplar dois graus de liberdade em cada dedo, assim ao realizar o movimento de uma determinada falange, aquela imediatamente distal é movimentada de maneira conjunta e proporcional. O sistema elaborado é simples e pode ser observado na Figura 5.20. Um cabo é fixo na polia da falange proximal e distal e, posteriormente, é cruzado na falange média. Desta forma ao se movimentar a falange média o atrito da polia faz com que apareça uma força de tração no cabo na parte oposta ao movimento. Assim, como esse está cruzado a falange mais dista segue o movimento realizado.

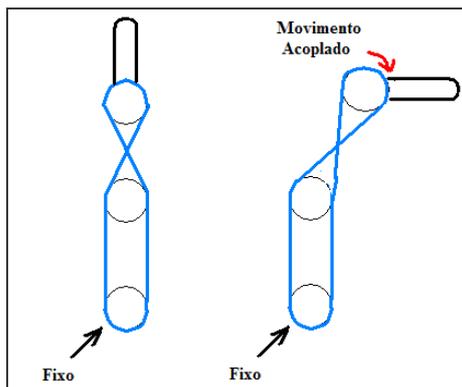


Figura 5.20 - Acoplamento dinâmico por meio de cabos

Desta maneira é simples acoplar o movimento das falanges, sem a utilização de mecanismos complexo. Para evitar o travamento do sistema a fixação do mesmo se deu através do próprio atrito cabo/polia.

5.2.4 Dissipador Térmico

Como foi mencionado anteriormente, um grande problema encontrado no atuador térmico Módulo de Efeito Peltier é que, a partir de uma temperatura, o lado que está em contato com a face quente do módulo não é mais capaz de dissipar todo o calor e a face fria começa a se aquecer. Isso ocorre pela característica do módulo como “bomba de calor”, portanto é necessário desenvolver um dispositivo dissipador ou de reservatório térmico, que além de atender aos requisitos térmicos, sejam caracterizados pelo pequeno volume e peso. Assim, elaborou-se um projeto de um reservatório térmico capaz de dissipar o calor da face do módulo.

Para isso inicialmente escolheu-se o alumínio como material de construção, pois este apresenta como característica peso reduzido e elevada capacidade térmica o que o torna um bom reservatório térmico. Uma vez definido o material elaborou-se uma geometria inicial que pode ser observado na Figura 5.21.

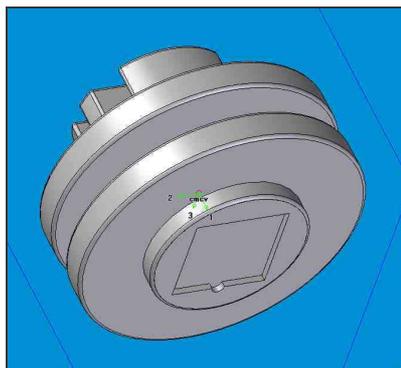


Figura 5.21 - Geometria Inicial (com haletas radiais e axiais)

Para ela realizou-se o cálculo do coeficiente de convecção livre entre o ar e a peça, e posteriormente por meio de um programa em desenvolvido em linguagem C, realizou-se o cálculo do rendimento das aletas para diferentes dimensões dentro de limites impostos. As geometrias que apresentaram os maiores rendimentos globais podem ser observadas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Valores de rendimento globais para diversas geometrias

Número	Nome	Raio exterior (mm)	Raio interior (mm)	Altura total (mm)	Esp. das aletas (mm)	Número de aletas	Rendimento
1	9x43x22	0.0213	0.0109	0.0089	0.001	4	0.993
2	9x41x25	0.0205	0.0125	0.0091	0.001	4	0.993
3	9x43x30	0.0215	0.0151	0.0092	0.001	4	0.992
4	10x43x22	0.0215	0.0111	0.0101	0.001	4	0.993
5	12x43x22	0.0213	0.0109	0.0119	0.001	4	0.9936

Após isso foram realizadas simulações computacionais através do Método dos Elementos Finitos para se obter a curva transiente de acréscimo de temperatura dado um fluxo de calor contínuo e correspondente ao máximo exercido pelo Módulo de Efeito Peltier, que se estima entorno de 5W em toda a área em contato com o atuador. O valor imposto de 5W foi estimado considerando que a quantidade de calor eliminada pela superfície quente do Módulo Peltier é duas vezes maior que a retirada pela fria

(CUNHA, 2002). Assim, supondo que a temperatura média do módulo seja 30 °C e desejemos criar uma diferença de temperatura entre as duas faces de no máximo 25 °C, vemos, nas tabelas em Anexo V, que para uma corrente de 1.3 A deve-se fornecer por volta de 2 V. Isso gera uma potencia dissipada de aproximadamente 2.5 W. O que equivale a dizer que na face quente serão rejeitadas 5W de potencia em forma de calor.

Para a estimativa da curva de aquecimento e resfriamento será feita hipótese de que a aquisição de um ponto representará a face inteira de contato com o MEP. Além disso, no intuito de se obter uma margem de segurança, fez-se a aquisição do ponto que possui um aumento de temperatura mais acentuado. As constantes para a simulação foram as seguintes:

Tabela 5.2 - Constantes para simulação

$K=237\text{W/mK}$	$C_p=903\text{ J/KgK}$	$\rho= 2770\text{ Kg/m}^3$
$T_{amb}=24^\circ\text{C}$	$T_{inicial}=24^\circ\text{C}$	$H=7.7\text{ W/m}^2\text{K}$

Com esses dados e os desenhos gerados em CAD, a partir da Tabela 6.1, pode-se simular em CAE o comportamento termodinâmico transiente do trocador de calor dado um fluxo térmico de 22,2 KW/m² entrando no material até um tempo de 10 min e depois se resfriando sem o fluxo térmico até 60 min.

O valor de 10 min com o módulo Peltier atuando na pele do paciente está superdimensionado, contudo fornece-nos uma garantia de que o trocador de calor irá trabalhar favoravelmente em condições extremas. A simulação de um dos trocadores de calor pode ser observada na Figura 5.22.

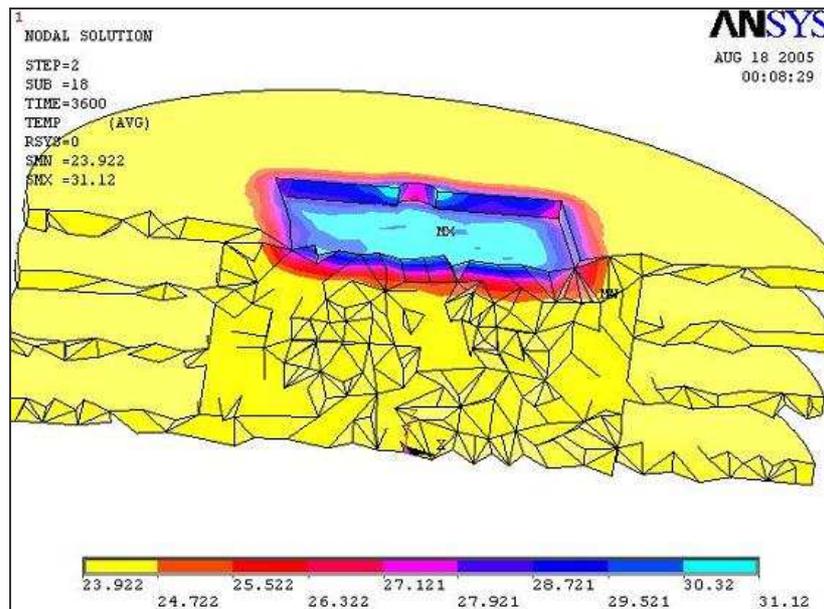


Figura 5.22 - Simulação no Software ANSYS e estado térmico do trocador de calor em corte axial no tempo 3600 seg

A partir da simulação realizou-se a escolha da melhor configuração construiu-se um modelo em CAD e confeccionar a dispositivo, que podemos ver a seguir. O desenho mecânico deste protótipo pode ser observado em Anexo IV.



Figura 5.23 - Reservatório térmico montado com faixas de fixação, termistores para controle e Módulo Peltier instalados

Esse reservatório térmico será implementado no protótipo e sua viabilidade no sistema de realimentação tátil de temperatura será avaliado. Todavia, resultados preliminares já demonstram que este dispositivo apresenta bons resultados.

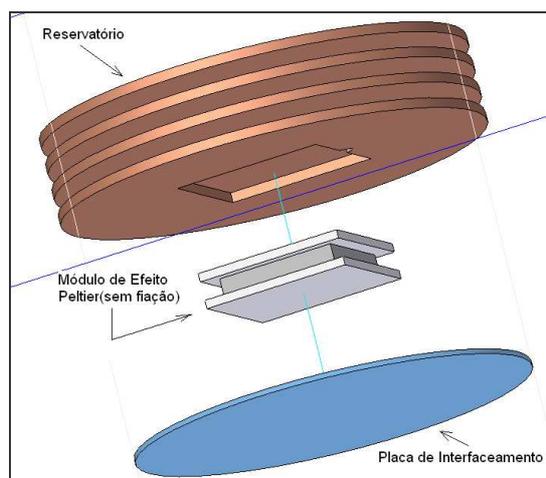


Figura 5.24 - Reservatório de Calor para o Módulo de Efeito Peltier

5.3 Plataforma de controle

Toda plataforma de controle deste trabalho foi desenvolvida baseado-se nas características e dispositivos periféricos existentes na unidade controladora selecionada, no caso, o microcontrolador MSP430F149. Assim o programa desenvolvido terá como função receber as informações dos diversos sensores, e após seu processamento controlar os atuadores seguindo as características antropomórficas inerentes a mão humana. Para a elaboração deste programa utilizaremos o ambiente *Embedded Workbench* da *IAR Systems*. Este ambiente é um IDE (*Integrated Development Enviroment* – Ambiente Integrado de Desenvolvimento), ou seja, trata-se de um software que composto de editor de arquivo, Assembly, compilador C/C++, "linkador", simulador e emulador, todos juntos em um único programa. Logo, esta será nossa única ferramenta de software utilizada em todo o processo de desenvolvimento.

Optou-se pela utilização da linguagem C, devido a complexidade das funções a serem programadas. O programa final será transmitido para o microcontrolador através de uma interface JTAG (do acrônimo inglês *Joint Test Action Group*) que consiste em um padrão industrial para testes de circuitos eletrônicos, sendo cada vez mais utilizados

pelos fabricantes de microcontroladores, microprocessadores, DSPs e dispositivos lógicos programáveis, para testes, programação e depuração do software (PEREIRA, 2005). A ferramenta de depuração utilizada é um FET (*Flash Emulation Tool*), que possibilita a comunicação entre PC e microcontrolador através da interface paralela (ou USB).

5.3.1 Programa de controle

Considerada parte fundamental da plataforma de controle, o software gerencial da unidade controladora consiste em uma sequência de instruções ou comandos direcionadas a realizar funções ou tarefas previamente planejadas (PELLEGRINI, 2005), no caso, realizar a aquisição dos diversos sensores, seu processamentos e controlar a ação dos atuadores, concretizando assim o controle do dispositivo protético.

A seguir mostraremos a sequência lógica da programação realizada.

Rotina de inicialização

Como rotina inicial o software configura as diretivas fundamentais de seu funcionamento, tais como variáveis de controle, configuração dos osciladores, entre outro. Após este estágio, o sistema verifica se o usuário deseja realizar o treinamento da rede neural ou iniciar o funcionamento do dispositivo; este controle é feito pelo usuário através de uma chave. A Figura 5.25 mostra o diagrama deste estágio.

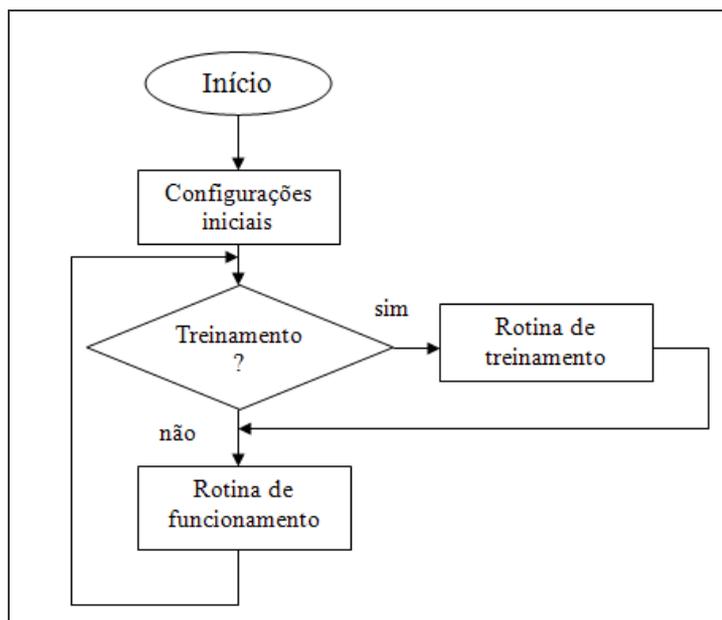


Figura 5.25 - Rotina de inicialização

Rotina de treinamento

Caso o usuário selecione no início do funcionamento o modo de treinamento, este é acessado pelo programa e uma rotina pré-definida de treinamento é realizada. O usuário neste ponto deve seguir a rotina definida, a fim de que o treinamento seja realizado corretamente. Para este trabalho, definiu-se que ao se acender o led indicador deveria se realizar 10 vezes a contração muscular que acionará o movimento desejado. Adotou-se que o movimento a ser realizado pela prótese seria o de pinça tri-digital. Este procedimento pode ser facilmente ampliado para outros movimento e assim se realizar um treinamento completo.

Ao realizar a contração muscular, a prótese capta o SME e o grava temporariamente em sua memória, e posteriormente este sinal é utilizado para o treinamento da rede neural artificial. Uma vez treinada a rede neural artificial o sistema retorna a rotina de funcionamento do dispositivo.

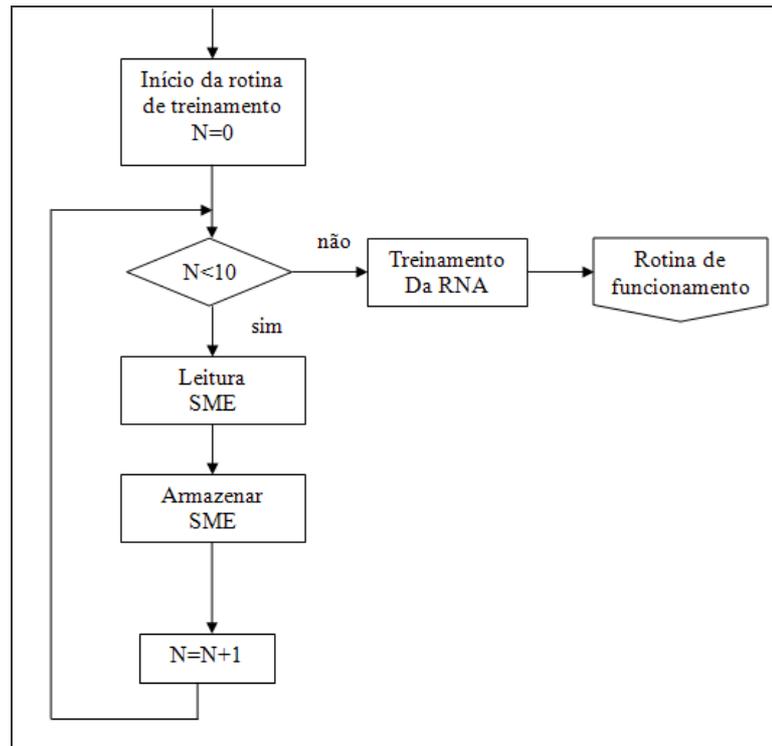


Figura 5.26 - Rotina de treinamento

Rotina de funcionamento

A rotina de funcionamento inicia-se com a leitura dos sensores e o processamento da informação pela unidade controladora. As informações de força e temperatura acionam os dispositivos de realimentação artificial táteis, enquanto o SME controla o movimento da prótese. Paralelamente, os sensores de deslizamento e posição atuam na estabilidade e controle das funções antropomórficas.

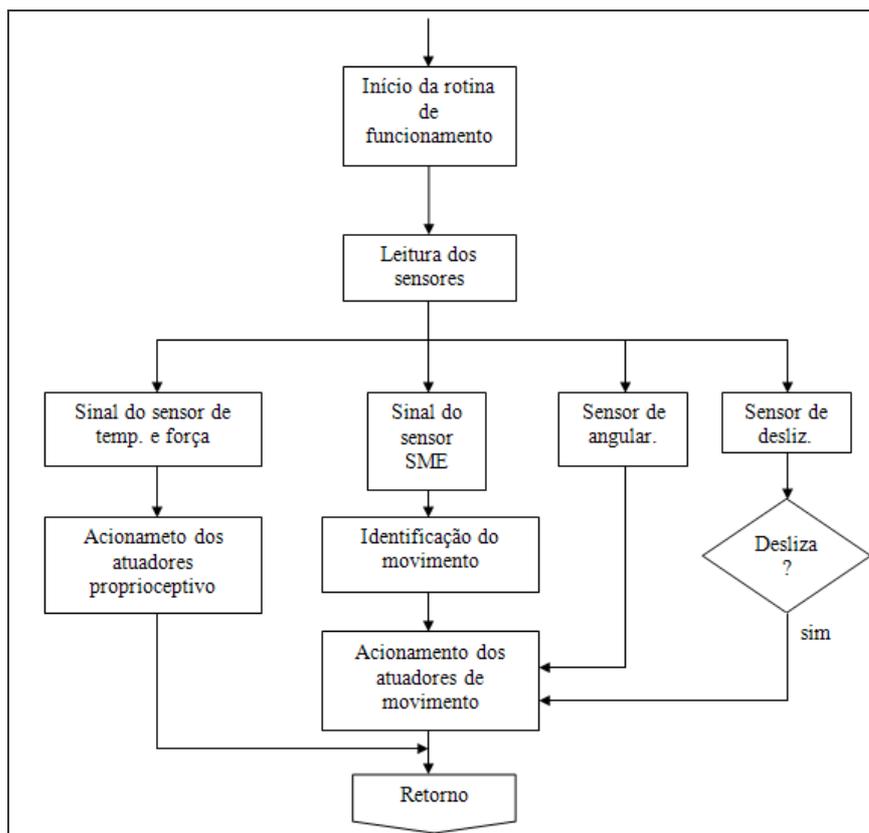


Figura 5.27 - Rotina de funcionamento

A leitura dos sensores de força e temperatura e a realimentação artificial tátil para o paciente, ocorrem constantemente e independentes dos demais sensores e atuadores. Esta característica é importante uma vez que segue o que ocorre na mão humana, e com isso agrega antropomorfismo ao dispositivo. É importante lembrar que foi implementado sobre o sensor de temperatura o arco reflexo de altas temperatura, neste caso, quando a temperatura ultrapassa 50°C a prótese automaticamente abre. Este valor foi adotado neste trabalho pois, como foi mencionado anteriormente, a partir deste valor passa a existir somente estímulo de dor na pele humana (Figura 1.4).

Quando ocorre a leitura do sinal mioelétrico, o dispositivo aplica o sinal obtido a entrada da RNA que o classifica. A LVQ obrigatoriamente classificará o sinal fornecido, assim por exemplo, se um único movimento for treinado, a rede dividirá os

sinais entre semelhantes e diferentes. Portanto, caso a RNA não classifique o sinal como um dos movimentos conhecidos, o sistema permanece no parado.

O sensor angular é utilizado exclusivamente pela unidade controladora, através dele o sistema detém conhecimento sobre a posição que se encontra as falanges e pode assim controlá-las para realizar o movimento desejado.

O sensor de deslizamento também atua sem o controle voluntário do paciente, neste caso o sistema envia um pulso lógico quando ocorre o deslizamento. Caso este evento aconteça, o sistema aplica uma força maior sobre o objeto manipulado evitando seu escorregamento.

Através desta lógica de programação foi possível controlar o movimento da prótese e realizar movimentos antropomórficos com funções inerentes a mão humana, tais como arco reflexo.

Capítulo 6

6.1 Resultados

Uma vez elaborada toda a estrutura mecânica, eletrônica e de controle da prótese, se faz necessário agora avaliar sua funcionalidade. Primeiramente será apresentado uma comparação do funcionamento dos diversos módulos em relação aos dados teóricos, utilizando-se o sistema de controle adotado. Também será parte desta etapa a avaliação da preensão de diversos objetos visando qualificar o mecanismo como apto para a realização da tarefa a ele estipulado.

Sensor de força e propriocepção de força

Para a avaliação do sensor de força, aplicou-se diferentes valores de força sobre o sensor posicionado no falangem distal do dedo indicador da prótese. Estas forças foram medidas por um dinamômetro (Figura 6.1) e a partir destas foram medidas as tensões equivalentes geradas pelo sistema eletrônico desenvolvido.



Figura 6.1 - Dinamômetro fixado a dispositivo de aplicação de força

O experimento foi repetido para assegurar melhores resultados, pois suas medidas são afetadas por sua alta histerese e dependem do ângulo de incidência da força. O gráfico mostrado na Figura 6.2 mostra a curva de tensão no conversor AD, em comparação com a curva teórica, obtida por simulação do circuito.

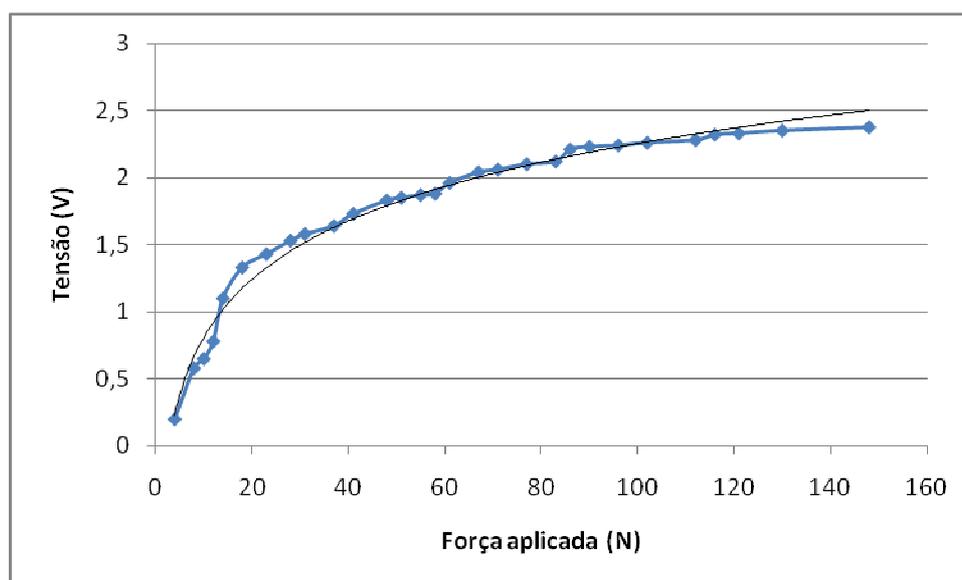


Figura 6.2 - Tensão aplicada no conversor AD x Força aplicada no sensor de força

Podemos notar que a curva real apresenta pequenas distorções em relação à curva teórica, dado suficiente para a validação deste elemento no dispositivo.

O sistema de propriocepção de força baseia-se exclusivamente no valor desta tensão, nota-se que uma aproximação linear acarretaria um erro elevado no sinal de controle, por isso realizou-se uma aproximação logarítmica e obteve-se a seguinte equação.

$$V_{FSR} = 0,629 \cdot \ln(F_{FSR}) - 0,646 \quad (6.1)$$

Baseando-se nesta equação controla-se a realimentação tátil, tornando a atuação do micromotor de VibraCall diretamente proporcional ao valor reconhecida pelo sensor FSR.

Sensor de temperatura e propriocepção de temperatura

Semelhante ao processo anterior, o sensor de temperatura foi avaliado aplicando-se diferentes valores de temperatura sobre o sensor posicionado no falange distal do dedo indicador da prótese. Neste processo, submergiu-se o sensor em fluídos cuja temperatura era medida por meio de um termômetro. O sensor gerou sinais de tensão a partir destas temperaturas e as mesmas foram captadas pelo sistema eletrônico desenvolvido. O gráfico mostrado na Figura 6.3 mostra a curva de tensão no conversor AD.

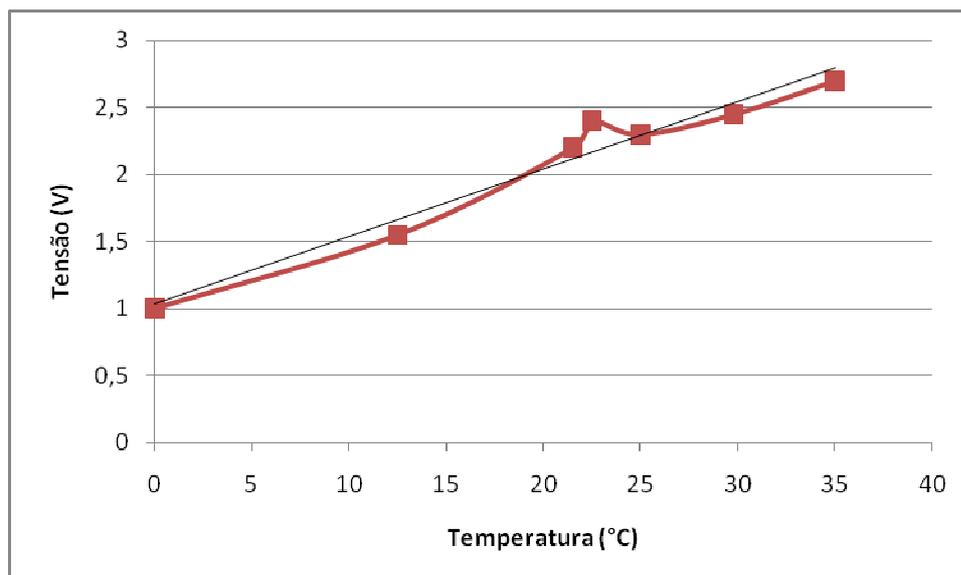


Figura 6.3 - Tensão aplicada no conversor AD x Temperatura aplicada no sensor de força

Apesar da distorção medida em torno da temperatura ambiente, é de fácil visualização a linearidade do sistema. Assim como o sistema de propriocepção de força, o dispositivo de temperatura baseia-se exclusivamente no valor desta tensão. Após a realização da aproximação linear obteve-se a seguinte equação.

$$V_{FSR} = 0,05.(T) - 1,033 \quad (6.2)$$

Baseando-se nesta equação controla-se a realimentação tátil de temperatura, acionando o atuador Peltier.

Sensor angular

Para avaliação do sensor angular, a variável ângulo não é a única a ser considerada, de fato para a realização do movimento esta variação está sujeita diretamente ao tempo de execução do movimento simultaneamente, por isso realizou-se o movimento de pinça tridigital, medindo-se ponto a ponto o ângulo das respectivas falanges dos dedos no tempo. Os experimentos neste caso foram executados com os sensores Shape Sensors TM (Measurand INC., 2000), capazes de medir os desvios de

ângulo através da curvatura de uma fibra óptica fixada do dedo indicador ao polegar do sujeito. Em ambos os casos os sensores foram fixados nas juntas metacarpofalângica e interfalângica e para evitar distorções, sua fixação obedeceu à linha neutra do dedo. Tanto a calibração do sistema, quanto a aquisição dos ângulos de referência, foram feitas para cada junta. Os pontos coletados em cada junta foram ajustados no software Matlab através do Método dos Mínimos Quadrados e a equação polinomial final de cada junta para os três diferentes movimentos pôde ser modelada. Esta equações pode ser observada nos gráficos abaixo.

Equação do movimento pinça tridigital – Dedo indicador

Art. Metacarpofalângica: $-5.8172 \cdot t^3 - 19.9389 \cdot t^2 + 104.6644 \cdot t - 19.3631$

Art. Interfalângica proximal: $-5.9463 \cdot t^3 - 29.8948 \cdot t^2 + 94.2309 \cdot t - 13.8332$

Art. Interfalângica distal: $9.5866 \cdot t^3 - 66.3719 \cdot t^2 + 119.1518 \cdot t - 12.6878$

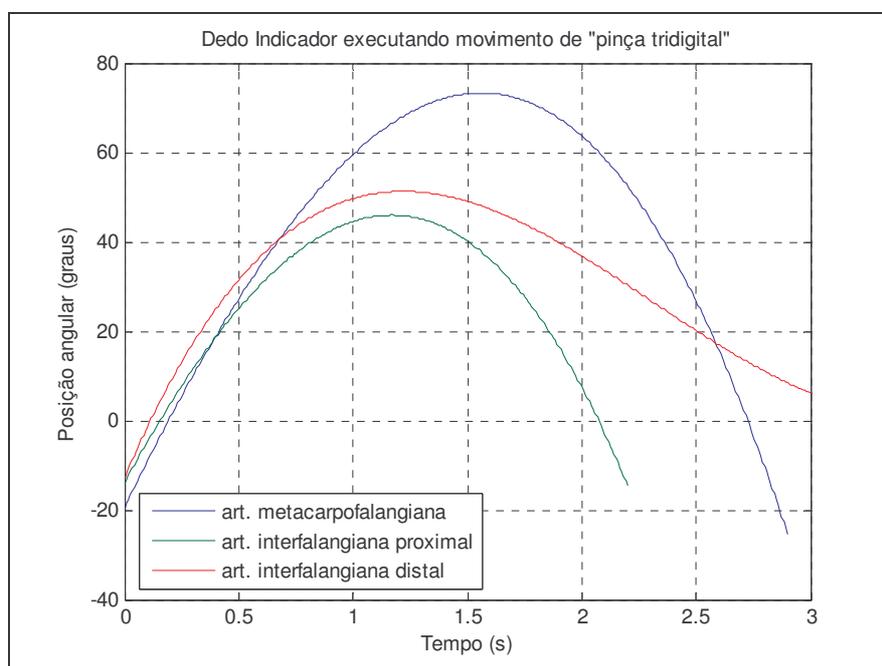


Figura 6.4 - Indicador executando movimento de pinça tridigital.

Equação do movimento pinça tridigital – Dedo polegar

Art. Metacarpofalângiana: $0.1286 \cdot t^3 - 3.2579 \cdot t^2 + 9.8925 \cdot t - 4.9066$

Art. Interfalângiana proximal: $-1.9069 \cdot t^3 + 2.8841 \cdot t^2 + 3.7801 \cdot t + 11.9630$

Art. Interfalângiana distal: $29.3658 \cdot t^3 - 170.0605 \cdot t^2 + 250.4527 \cdot t - 45.2793$

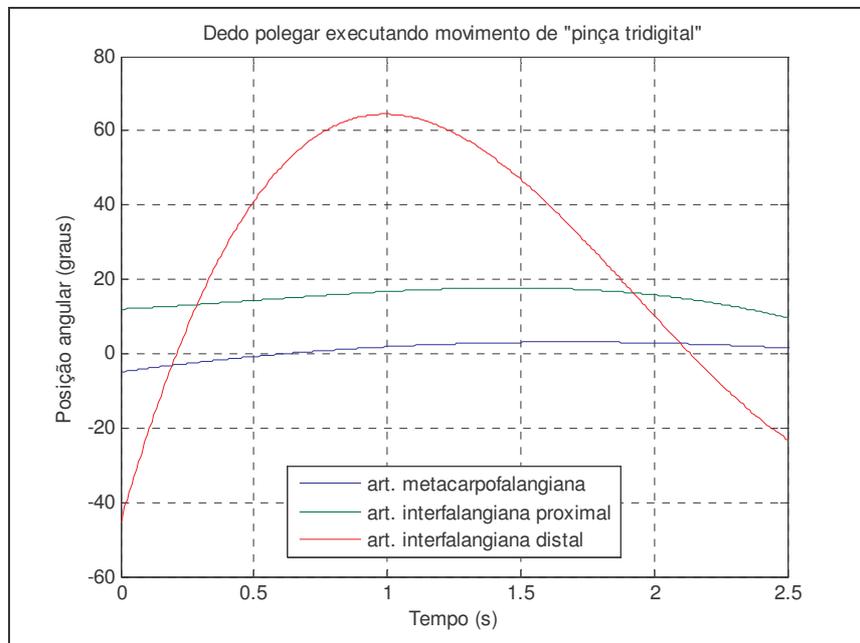


Figura 6.5 - Polegar executando movimento de pinça tridigital.

Equação do movimento garra de força – Dedo indicador

Art. Metacarpofalângiana: $35.6971 \cdot t^3 - 198.3696 \cdot t^2 + 284.4220 \cdot t - 19.9958$

Art. Interfalângiana proximal: $-28.0485 \cdot t^3 - 11.9201 \cdot t^2 + 162.8035 \cdot t - 24.2559$

Art. Interfalângiana distal: $26.7578 \cdot t^3 - 161.0344 \cdot t^2 + 250.4391 \cdot t - 19.8802$

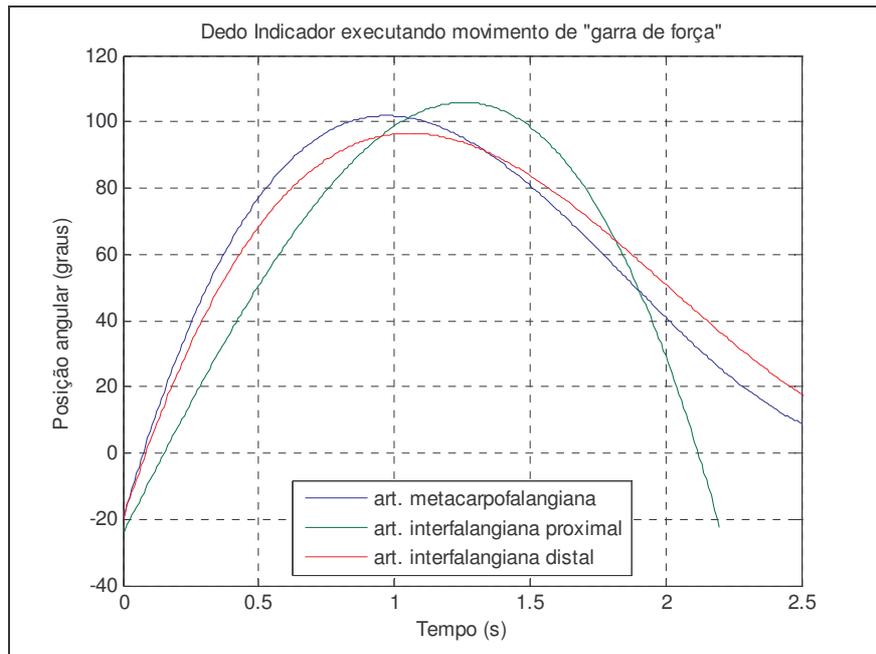


Figura 6.6 - Indicador executando movimento de garra de força

Equação do movimento garra de força – Dedo polegar

Art. Metacarpofalângiana: $-0.0234 \cdot t^3 - 0.0656 \cdot t^2 + 1.4445 \cdot t + 12.5182$

Art. Interfalângiana proximal: $-1.0305 \cdot t^3 - 5.0856 \cdot t^2 + 18.9563 \cdot t + 8.3612$

Art. Interfalângiana distal: $50.8411 \cdot t^3 + 124.7227 \cdot t^2 - 9.1234 \cdot t - 15.2695$

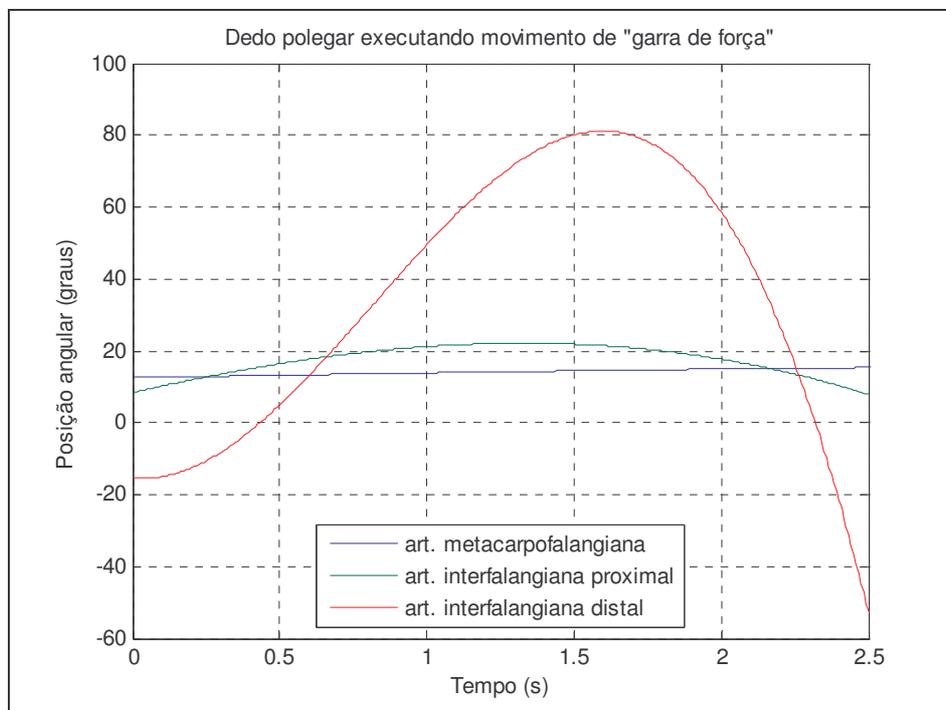


Figura 6.7 - Polegar executando movimento de garra de força

Não se avaliou o dedo médio, devido as características de sua curva serem muito próximas ao do dedo indicador.

Sensor de deslizamento e arco reflexo

A validação destes sensores se deu durante a realização dos ensaios de preensão, ou seja, submeteu-se a prótese ao contato com um objeto deslizante e verificou-se o sinal medido no sensor, bem como o sinal de entrada para o microcontrolador. A calibração deste sensor foi feita manualmente através de um potenciômetro inerente ao hardware da prótese. Adotou-se então como linear de acionamento do procedimento de deslizamento a tensão de 1V.

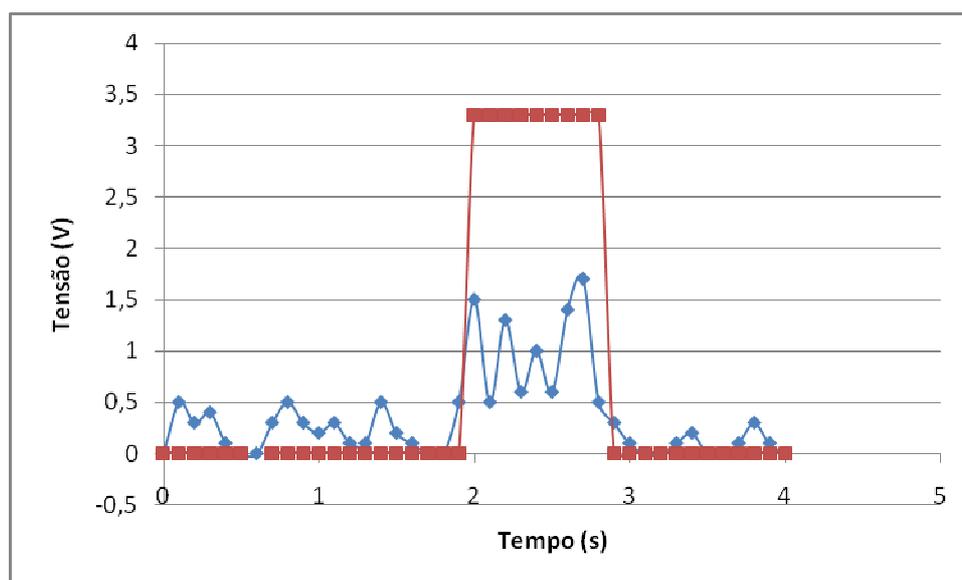


Figura 6.8 - Sinal do sensor de deslizamento e da saída do circuito de condicionamento

Para a unidade controladora, quando a entrada do sensor estiver em nível lógico alto significa que está ocorrendo o deslizamento e a prótese deve realizar uma maior preensão no objeto de maneira involuntária, ou seja, imitando um arco reflexo.

Sensor mioelétrico

A cada movimento de contração dos músculos, o sinal mioelétrico é captado pelo microcontrolador após o seu pré-processamento, e armazenado em um vetor. Imediatamente após este procedimento, o vetor é submetido a uma rede LVQ-1, previamente treinado, para que seja comparada e classificada. De fato, para este trabalho, optou-se por realizar o treinamento de somente um movimento que foi a pinça tridigital, assim para esta situação, a rede LVQ-1 se utiliza de dois neurônios, uma para o movimento de pinça e outro para os demais movimentos que quando classificados neste o dispositivo deve permanecer imóvel.

Como foi mencionado anteriormente, o SME proveniente do potencial de ação que percorre a fibra muscular foi descrito como uma distribuição Gaussiana com média zero, porém foram encontradas características determinísticas dentro dos primeiros 200ms de uma contração muscular apresentando diferentes estruturas para diferentes contrações. Tal fato possibilita o reconhecimento de padrões e a classificação de diferentes funções. Entretanto, devido a pequena janela de tempo onde o sinal é característico e devido a variação inerente do sensor não invasivo, dificulta a realização do treinamento deste sinal. Apesar disso, após a conversão da RNA, esta foi capaz de identificar sinais característicos da contração muscular especificada e realizar a movimentação desejada.

Avaliação da preensão

Para validar a utilização do protótipo como uma prótese para membros superiores, após definido um programa inicial de controle dos motores realizou-se um

teste onde foram aplicados a mesma diversos objetos com características diferentes a fim de avaliar sua função de preensão. Assim foram selecionados para esta avaliação os seguintes objetos:

- caneta
- copo plástico
- garrafa plástica
- telefone

O primeiro objeto selecionado, a caneca , foi escolhido por possuir uma forma cilíndrica e tamanho reduzido que dificulta sua manipulação por prótese convencionais; já o copo plástico apresenta uma fragilidade muito grande, assim caso sua manipulação não seja precisa este pode ser destruído. Dentre os objetos acima, a garrafa plástica se trata de um objeto mais fácil de se manipular, uma vez que possui uma forma cilíndrica e massa uniformemente distribuída não é considerada um desafio. Por fim, a manipulação do telefone é com certeza a mais complexa, pois este não possui uma forma, nem uma distribuição de massa uniforme o que faz que um dispositivo sem sensibilidade não consiga agarrá-lo. Ao final, como observado nas figuras abaixo, a prótese conseguiu realizar com eficiência a preensão de todos os objetos. Isso válida a aplicação deste mecanismo em uma prótese para membros superiores.



Figura 6.9 - Teste de preensão de caneta

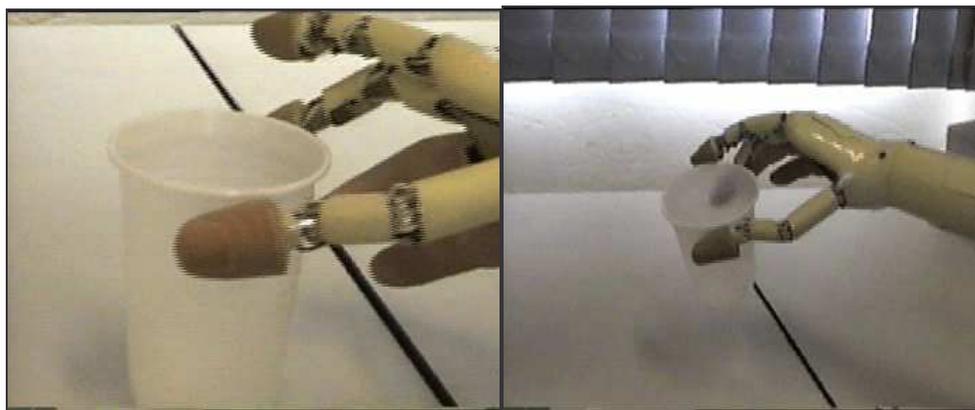


Figura 6.10 - Teste de preensão de copo

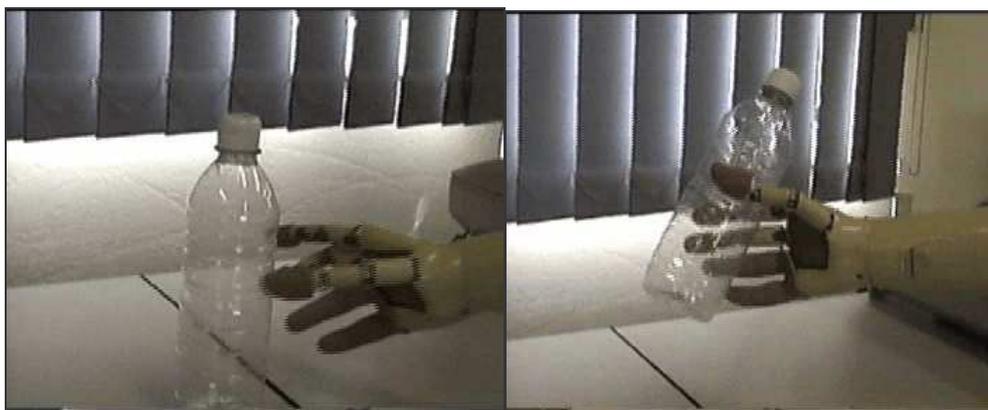


Figura 6.11 - Teste de preensão de garrafa



Figura 6.12 - Teste de preensão de telefone

6.2 Discussão e Conclusões

Neste trabalho foram analisados diversos elementos contituintes de um protótipo de prótese para membros superiores com sistema de realimentação artificial de informações táteis, sendo que as principais conclusões serão apresentadas nesta etapa.

Visando caracterizar claramente todas as funcionalidade inerentes a mão humana que agregam significativo grau de antropomorfismo a uma prótese de mão, realizou-se inicialmente um estudo completo sobre as principais características e funções que constituem-se a mão humana. Tal etapa foi fundamental, pois guiou a seleção de mecanismos, sensores e atuadores capazes de fornecer tais características a um dispositivo artificial. Um estudo de diversos componentes foi elaborado, investigando-se a possibilidade de sua aplicação neste projeto.

Após a seleção dos dispositivos inerentes ao projeto, uma avaliação dos elementos que constituem a prótese foi realizada em conjunto com o sistema de controle, neste ponto trata-se de um avanço, uma vez que em trabalhos anteriores tais elementos foram avaliados e testados separadamente (CUNHA, 2002; DEL CURA, 2005). A avaliação dos elementos juntamente com o sistema de controle agrega variáveis inerentes ao mesmo que não podem ser avaliadas considerando somente os módulos individualmente. Como pode ser observado, todos os dispositivos apresentaram resultados satisfatórios a proposta de sua utilização.

O controle das funções da prótese através do sinal mioelétrico agrega significativo grau de antropomorfismo ao dispositivo protéticos desta natureza e a utilização de uma RNA para o reconhecimento de padrões do SME possibilitou uma grande proximidade do equipamento artificial para a mão humana real. Além disso, a RNA selecionada (LVQ-1) se mostrou simplicidade de funcionamento e rápido processamento.

Os sistemas de realimentação táteis de força e temperatura se mostraram-se muito eficientes, de simples implementação e controle, e sua adição ao elemento protético agregou significativo grau de antropomorfismo ao dispositivo. Foi observado também a interação destes elementos com o usuário, e apresentou-se excelentes resultados.

A plataforma de controle mostrou-se adequada ao objetivo apresentado, todavia seria importante que em futuros trabalho o desenvolvimento de uma interface entre a prótese e o usuários através do computador. Esta interface poderá acontecer utilizando-se a comunicação serial, já implementada no hardware do dispositivo, por meio de um programa supervisor e/ou de controle. Este programa facilitaria a utilização do dispositivo e diminuiria o índice de rejeição do mesmo, principalmente em relação ao treinamento da prótese pelo usuário.

Não constava da proposta deste trabalho realizar o projeto mecânico de uma prótese de mão, e por isso, adaptou-se um dispositivo de bancada existente. De fato o mecanismo desta prótese se mostrou muito eficiente, sendo capaz de manipular diversos objetos de forma, tamanho e pesos diferentes. Entretanto, o espaço interno disponível para a fixação dos elementos da prótese se mostrou crítico, uma vez que o elemento mecânico não foi projetado para recebê-los. Assim, para trabalho futuros, sugere-se que se desenvolva um novo protótipo mecânico que considere não só as características do mecanismo, como também a fixação dos elementos da prótese, tais como placas eletrônicas, motores, baterias, etc.

Em uma próxima etapa é sugerido a realização de testes clínicos em pacientes com amputação bilateral a fim de validar a aplicação real deste estudo.

O projeto ao final apresentou um dispositivo que agrega consideráveis características antropomórficas, baixo consumo de energia, baixo custo, além de realizar plenamente os objetivos a ele propostos. Além disso, o presente trabalho teve como resultado a publicação de artigos em congressos internacionais.

A continuação deste estudo é fundamental para o amadurecimento desta proposta, e poderá auxiliar uma gama considerável de pacientes que detêm amputação

de membros superiores, fornecendo a eles mecanismos para uma vida independente, digna e feliz.

Referências

- AIRES, M. M.; **“Fisiologia”**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1991.
- ANTONIO, A. M.; **“A Bioengenharia no Brasil, século XX: Estado da Arte”** Dissertação (Mestrado) – Interunidade em Bioengenharia, Universidade de São Paulo, 2004.
- BAGWELL, P.J., CHAPPELL, P.H. **“Real Time Microcontroller Implementation of an Adaptive Myoelectric Filter.”** Med. Eng. Phys. Vol. 17, No. 2, p. 151-161, 1995.
- BARRETO, J. M. **“Inteligência Artificial: No limiar do século XXI”** . Duplic Edições, 1997.
- BATTYE, C.K.; NIGHTENGALE, A.; WHILLIS, J. **“The Use of Myoelectric Current in the Operation of Prostheses”**, J.Bone Joint Surgery, 1955.
- BEAR, M.F.; CONNORS, B.W. & PARADISO, M.A. **“Neurociências – Desvendando o sistema nervoso”**, Porto Alegre, 2ª edição, Artmed Editora, 2002.
- BERGER, N.; HUPPERT, C.R. **“The Use of Electrical and Mechanical Force for Control of an Electric Prosthesis”**, American Journal of Occupational Therapy, 1952.
- BERTOS, Y. A. et al.; **“Microprocessor Based E.P.P Position Controller for Electric-Powered Upper-Limb Prostheses”**. Proceedings – 19th International Conference – IEEE/EMBS Oct. 30 – Nov. 2, Chicago, IL. USA, pp. 2311 – 2314, 1997.
- BETATHERM IRELAND LTD **“Betatherm Manufacturer of Negative Temperature Coefficient (NTC) thermistors”**, Ireland, USA: Product, [on line]. Disponível: <http://www.Betatherm.com/producaold.htm> [Capturado em 31/01/2001].
- BLOHMKE, Fritz. **“Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro Superior”**. Berlin: Schiele & Schön, 1994.
- BOCANEGRA, C.W.R; **“Procedimento para se tornar mais efetivo o uso de redes neurais artificiais em planejamento de transporte”**, Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, Universidade de São Paulo, 2002.
- BOCCOLINI, F. **“Reabilitação – Amputados – Amputações – Próteses”**, 2ª ed. , São Paulo, Robe Editora, 2000.
- BOTTOMLEY, A.H. **“Working model of a myoelectric control system”**, Proceedings of the International Symposium of Applications in Automatic Control in Prosthetics Design, Belgrade, 1962.
- CAMARGO, D. R.; **“Uso de Prototipagem Rápida na Concepção de uma Prótese Multifunção para Membros Superiores”** Anais. III Congresso Iberoamericano - Iberdiscap 2004, ISBN 9968-31-335-1, 3o de Comunicação Alternativa e Aumentativa e

1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, San José, Costa Rica 22 a 24 de Março 2004.

CARROZZA, M. C. et al. . **“An Actator System for a Novel Biomechatronic Prosthetic Hand”**, Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 Junho, Bremen, Alemanha, pp. 276-280, 2000.

CARVALHO, G. L. ; **“Proposta de um método de projeto de próteses de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor”**, Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, 2004.

CHAPPELL, P. J. **”Prehensile control of a hand prosthesis by a microcontroller”**, Journal Nimedical Engineering, Vol 13., Setembro1991.

CRANNY, A.; COTTON, D. P. J.; CHAPPELL, P. H.; BEEBY, S. P. & WHITE, N. M. **“Thick-film force, slip and temperature sensors for a prosthetic hand”** Institute of Physics Publishing, Measurement Science and Technology, 2005.

CUNHA, F. L.; **“Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores”**, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica – Automação) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, 1999.

CUNHA, F. L.; **“Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores: um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores”**, Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica – Automação) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, 2002.

CYBENKO, G.: **“Approximations by superpositions of a sigmoidal function”**. Math. Control Signal Systems 2 pp. 303 – 314, 1989.

DECHEV, N.; CLEGHORN, W.L.; **“Thumb Design of an Experimental Prosthetic Hand”**, Proceedings of the 2nd International Symposium On Robotics and Automation, ISRA’2000 Monterrey, N.L. Mexico, November 2000.

DEL CURA, V; **“Acionamento e controle de dedo de uma prótese para membros superiores com realimentação proprioceptiva de força e temperatura”**, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica – Automação) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, 2005.

DOERSHUK,P.C.; GUSTAFSON, D.E. WILLSKY, A.S.; **“Upper extremity limb function discrimination using EMG signal analysis”**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-30,No1, pp.18-28,1983.

DORCAS, D.S.; SCOTT, R.N.; **“A Three-state Myoelectric Control”**, Med. Biol. Eng., 4,367, 1966.

DUARTE, A. et al.. **“Sensores de Contacto, Fuerza y Deslizamiento para Manos Protésicas.”**, Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3o de Comunicação

Alternativa e Aumentativa e 1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid, pp. 95 – 98., 2000.

EMAT – Eletronic and Mechanical Assitive Technologies (2006). **“Prosthetic hand tool adaptations”** [on line], Disponível: <http://www.hsc.mb.ca/re/Catalogue/Crescent.htm/> [capturado em 10/05/2006].

ENGLEHART, K.; HUDGINS, B.; PARKER, P. A.; STEVENSON, M.; **“Classification of the Myoelectric Signal using Time-Frequency Based Representations”**, Medical Engineering and Physics, Special Issue: Intelligent Data Analysis in Electromyography and Electroneurography, Vol. 21, pp. 431-438, 1999.

FINLEY, R. R.; WIRTA, R. W.; **“Myoconder studies of multiple myocoder response”**, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 48, 598, 1967.

FREEDY, A. e LYMAN, J.; **“Adaptive aiding for powered prosthetic control”**, Proc. of 3rd International Symposium on External Control of Human Extremities, pp. 155-170, Dubrovnik- Yugoslavia, 1969.

FREITAS, A. A. C. ; SILVA, I. N.; **“Análise Técnica de Títulos Financeiros Através de Redes Neurais Artificiais”**, Proceedings of IV Brazilian Conference on Neural Networks - IV Congresso Brasileiro de Redes Neurais pp. 888-999, - ITA, São José dos Campos - SP – Brasil, July 20-22, 1999.

GIRAUDET, G.; **“Iniciação à Aparelhagem dos Deficientes Físicos”**. São Paulo: Organização Andrei Editora, 1978.

GOW,D.; **“Physiologically appropriate control of a multi-degree of freedom upper limb prosthesis – or Where prosthetics meets robotics”**, Proc. JCF IARP Workshop, Ottawa, pp.18.1-18.3, 1988.

GRAUPE, D.; CLINE, W.K., **“Functional separation of EMG signal via ARMA identification methods for prosthetic control purposes”**, IEEE Transactions Systems, Man and Cybernetics, SMC-5, N0.2, pp. 252-259,1975

GRAUPE, D.; MAGNUSSEN, J.; BEEEX, A.A.; **“Microprocessor system for multifunctional control of upper-limb prostheses via myoelectric signal identification”**, IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. AC-23, No 4 ,pp.538-544,1978

GRAUPE, D.; SALAHI, J.; KOHN, K.H.; **“Multifunctional prosthesis and orthosis control via microcomputer identification of temporal pattern differences in signal-site myoelectric signals”**, J.Biomed. Eng. Vol. 4, pp.17-22,1982

GRAUPE, D.; SALAHI, J.; ZHANG, D.; **“Stochastic analysis of myoelectric signal temporal signatures for multifunctional single-site activation of prostheses and ortheses”** , J.Biomed. Eng. Vol. 7, Janeiro, pp.18-29,1985

GURNEY,K.; **“Competition and self-organisation: Kohonen nets”**, 2006 Psychology Department, University of Sheffield [Online] Disponível:

http://www.shef.ac.uk/psychology/gurney/notes/l7/section3_2.html#SECTION000200000000000000 [capturado em 13/07/2006].

GÜTHS, S.; PAULO, V.; **‘Instrumentação em Ciências Térmicas’**, Laboratório de Meios Porosos e Propriedades Termofísicas de Materiais, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina ,1998.

HAYKIN, S. ; **“Redes Neurais – Princípios e Práticas”**. Porto Alegre, Bookman, 2001 segunda edição.

HOGAN,N.; **“Impedance control: An approach to manipulation”**, Journal of Dynamic Systems, measurement and Control, VOL. 107, pp 1-24,1985.

HOLLMÉN, J.; TRESP, V.; and SIMULA, O. ; **“A learning vector quantization algorithm for probabilistic models”** ,In Proceedings of EUSIPCO 2000 - X European Signal Processing Conference ,Volume II,pp.721 –724, 2000.

HUDGINS, B. S.;**“A novel approach to multifunction myoelectric control of prostheses”**, PhD Thesis, Dept. Electrical Engineering, University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, Canada, 1991.

HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R. N.; **“A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control”**, IEEE Trans. On Biomedical Engineering, Vol. 40, No. 1, pp. 82-94, 1993.

HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R. N.; **“Control of Artificial Limbs Using Myoelectric Pattern Recognition”**, Medical & Life Sciences Engineering, Vol. 13, pp. 21-38, 1994.

INTERLINK ELECTRONICS. **“Interlink Electronics Home Page”**, [on line], Disponível: <http://www.interlinkelec.com/> [capturado em 15/06/2005], 2005.

IPO – Instituto de Prótese e Órtese (2005). **“Próteses Estética de Mão”** [on line], Disponível: <http://www.ipobrasil.com.br/> [capturado em 10/05/2005].

JERARD,R.B.; JACOBSEN, S.C., **“Laboratory evaluation of a unified theory for simultaneous multiple axis artificial arm control”**, J. Biomechanical Engineering, Vol. 22, No.1, pp.199-207,1980.

KELLER, A.; TAYLOR, C. AND ZAHN, V.; **“Studies to determine the functional requirements for hand and arms prostheses”**, Department of Engineering, Los Angeles, CA: University of California at Los Angeles, 1947.

KENNEY, L. P. J. et al. **“Dimensional Change in Muscle as a Control Signal for Powered Upper Limb Prostheses: A Pilot Study”**, Medical Engineering & Physics, 21, pp 589 – 597, 1999.

KISNER, C., CAROLYN, L.A. **“A coluna. In: Exercícios Terapêuticos”**, 2^a. ed., São Paulo, Ed. Manole. 1992.

KOTTKE, F.J., STILLWELL, G. K., LEHMANN, J. F.; **“Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação”**, 3. ed. São Paulo: Editora manole, 1984.

KTECH CORPORATION; **“Piezoelectric Polymers”** [on line],
Disponível: http://www.ktech.com/featured_products/piezoelectric_polymers.cfm/
[Capturado em 01/06/2006].

KYBERD, P. J. et al. **“MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control”**. IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering. Vol. 3, No. 1, p. 70-76, 1995.

LAURENTIS K.J. ; MAVROIDIS, C.; **“Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand”** Technology and Health Care vol.10 pag 91–106, 2002.

LAW, R.; **“Physical Characteristics of Humans”**, World Civilizations I - Program in General Education, Washington State University, 1996.

LE VAY, D. **“Anatomia Y Fisiologia Humana”**, Editorial Paidotribo, 2000

LEE, Y. K.; SHIMOYAMA, I. **“A Micro Rubber Artificial Muscle Driven by A Micro Compressor for Artificial Limbs”**, Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp. 272-275, 2000.

LINHARES, S.; GEWANDSZNAJDER, F.; **“Biologia Hoje”**, Vol. 1, São Paulo, Ed.Ática, 1997.

LIRANI, A.P.R.; LAZARETTI-CASTRO, M. **“Evidências da Ação de Agentes Físicos Sobre o Metabolismo do Tecido Ósseo e Seus Potenciais Usos Clínicos”**, Arq Bras Endocrinol Metab vol 49 n° 6 Dezembro 2005.

MACHADO, E. L. et al. **“Implementação do Sentido de Temperatura em Próteses Mioelétricas para membros Superiores”**. Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3o de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid 18 a 20 de Outubro 2000, pp 103 – 106, 2000.

MAËL, E. **Tactile Sensor** [on line]
Disponível: <http://www.neuroinformatik.ruhr-uni-bochum.de/ini/VDM/research/robotics/Hardware/TactileSensor/contents.html> [Capturado em 12/06/2006], 2000.

MARTE BALANÇAS E APARELHOS DE PRECISÃO LTDA – BRASIL;
“Minimotor (Suíça)” [on line], Disponível: <http://www.martebal.com.br/minipro.html/>
[Capturado em 01/06/2006].

MAS, H.; S, YOSHINADA H. **“Design and experiments for a Coupled Tendon-Driven Manipulator”**. IEEE Control Systems - 0272:1708/93, p 30 – 36, 1993.

MAXON MOTOR **Maxon Main Catalogue**, Sachseln – Suíça, 2005

MEASURAND INC. **Shape Sensor™**. Instruction Manual, 2005.

MEDEIROS, J. S., **“Bancos de Dados Geográficos e Redes Neurais Artificiais: Tecnologias de Apoio à Gestão de Território”**, Tese (Doutorado em Geografia) - Programa de Pós-Graduação em Geografia, Universidade de São Paulo, 1999.

MINSKY, M. L.; PAPERT, S. A.; **“Perceptrons: an introduction to computational geometry.”** The MIT Press, Massachusetts, 1969.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F., **“Clinically Oriented Anatomy”**, (4th ed). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins Inc., U.S.A., 1999.

NAPIER, J. R. **“The Prehensile Movements of the Human Hand”**, J Bone Jnt Surg-Brit Vol, vol. 38, pp. 902-913, 1956.

NOHAMA, P.; CLIQUET, A.; **“Sensação Fantasma: Avanços da Estimulação Eletrotátil no Estudo da Propriocepção Artificial”**, Revista Brasileira de Engenharia – Caderno de Engenharia Biomédica, v. 14, n.2, p. 7-36. ,1998.

ORTOLAN, R. L. et al. **“Proposta de um Sistema de Controle de uma Prótese Mioelétrica Multifunção para Membros Superiores.”**, Anais. Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3o de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid, pp 111 – 114, 2000.

PATON, W. D. M.; WAUD, D. R. **“The Margin of Safety of Neuromuscular Transmition”**, J. Physiol. (London), Vol. 191, 1967.

PAULA, M. B.; **“Reconhecimento de palavras faladas utilizando Redes Neurais Artificiais”**, Monografia (Bacharelado em Informática) - Programa de Graduação do Instituto de Física e Matemática, Universidade Federal de Pelotas, 2000.

PELLEGRINI, C.; **“Avaliação da qualidade sonora de compressores herméticos utilizando redes neurais artificiais”** - Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, 2005.

PEREIRA,F. **“Microcontroladores MSP430 – Teoria e Prática”** São Paulo, Brasil 1 ed. ,Érica, 2005.

PHONE-OR ; **“SOM-010 – Security Optical Microphone”** [on line]. Disponível: <http://www.phone-or.com/pdf/Security%20SOM%20010.pdf> [Capturado em 29/01/2001].

PIERI, E. R.;**“Curso de robótica móvel”**; Universidade Federal de Santa Catarina; Programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica Florianópolis, março de 2002.

PONS, J. L. et al. **“High Torque Ultrasonic Motors for Hand prosthetics: Current Status and Trends”**, Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 Junho, Bremen, Alemanha, pp. 285-288, 2000.

PORFÍRIO, R. S.; “**Estudo Analítico do mecanismo Dinâmico de uma Prótese de Mão: Representação pelo Modelo de um Dedo.**”, Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas. 105 p. , 1992.

PORFÍRIO, R. S.; WOOD, G. A.; CLIQUET JR., A. . “**Myoelectric Hand Prosthesis with Accomodation Device for Grasping.**”, In: VI Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering, International Federation for Medical and Biological Engineering, Capri, Itália, pp. 1301 – 1304, 1992.

REITER, R., “**Eine neu elektrokonstand**”, Grenzgebiete der Medicin, 1948.

SIMPSON, D. C.; KENWORTHY, G.; “**The Design of a Complete Arm Prosthesis**”, Biomedical Engineering, pp.56-59, 1973.

SARIDIS, G.N., GOOTEE, T., “**EMG pattern analysis and classification for a prosthetic arm**”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-20, Junho, pp.403-409,1982.

SCOTT, R.N.; BRITTAIN, R.H.; CALDWELL, R.R.; CAMERON, A.B.; DUNFIELD, V.A.; “**Sensory feedback system compatible with myoelectric control**”, Med.and Biol. Eng. &Comp., Vol. 18, 1980.

SILVA, I. N.; AMARAL, W.C.; ARRUDA, L.V.R., “**Uma abordagem usando redes neurais artificiais para resolução de problemas de otimização restrita**” Pesquisa Operacional, v.24, n.2, p.285-302, Maio a Agosto de 2004.

TANIE, K.; “**Grippers International Encyclopedia of Robotics – Application and Automotion**”, vol I, p. 603-613, Wiley – Interscience Publication – John Wiley and Sons, 1988.

TEODORESCU,H-N; JAIN, L.C. “**Intelligent Systems and Technologies in Rehabilitation Engineering**”, EUA CRC Press, 2001.

TEXAS INSTRUMENS “**Texas Instrumens Home Page**” Disponível: <http://www.ti.com/> [capturado em 30/09/2005].

TIN, C.; POON, C.-S.; “**Internal models in sensorimotor integration: perspectives from adaptive control theory**”, Journal of Neural Engineering, S147-S163, 2005.

TUBIANA, R.; “**The Hand**”. New York: W. B. Saunders Publishers, 1981.

UCHIMURA, A. I.; STANGE, F. L. . “**Dimensionamento Estático do Mecanismo de um Dedo para uma Prótese Antropomórfica de Mão.**”, Projeto de Graduação (Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Espírito Santo, 48 p., 1999

WIGLEY, M. ; “**Prosthetic Theory: The Disciplining of Architecture**” ,Assemblage. 15, 6-29, August, 1991.

WIRTA,R.W.;TAYLOR, D.R.; FINLEY, F.R. “ **Pattern Recognition arm prosthesis: A historical perspective – Final Report**”, Bull. Prosth. Res., Fall 1978.

YUN, S.; KANG, S. YANG, G.; KWON, D.; “**Tactile feedback in tangible space**”, ICCAS2005, KINTEX, Gyeonggi-Do, Korea June 2-5, 2005.

Anexo I

Tabela e Gráficos de Filtros

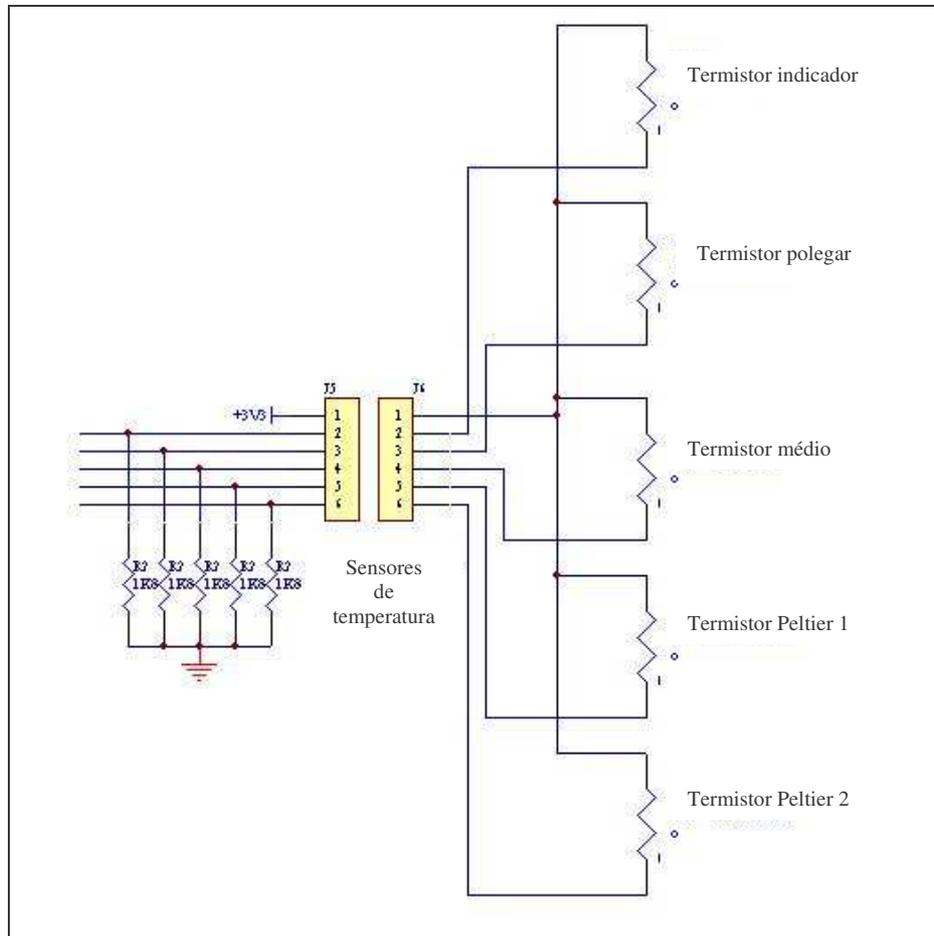
a) Valores Normalizados para Filtro Ativo Passa-Baixa Chebyshev 0,01dB de ripple.

Order n	C_1	C_2
2	1.4826	0.7042
4	1.4874	1.1228
	3.5920	0.2985
6	1.8900	1.5249
	2.5820	0.5953
	7.0522	0.1486
8	2.3652	1.9493
	2.7894	0.8196
	4.1754	0.3197
	11.8920	0.08672

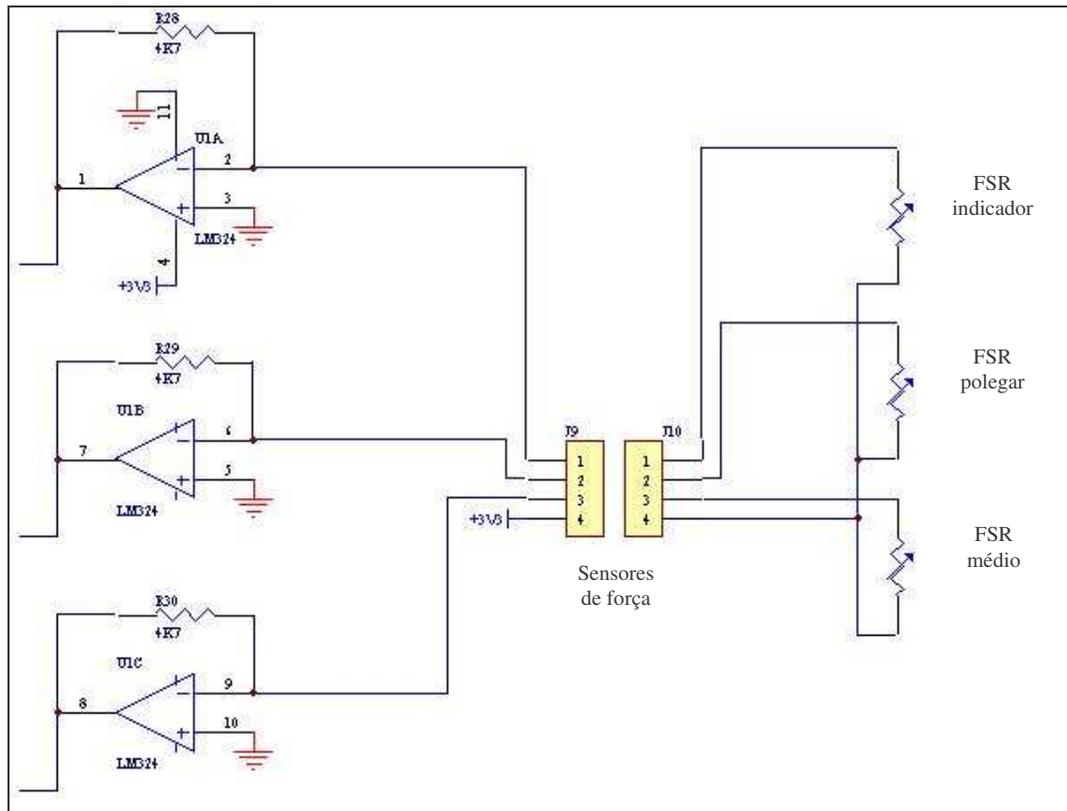
Anexo II

Projeto eletrônico

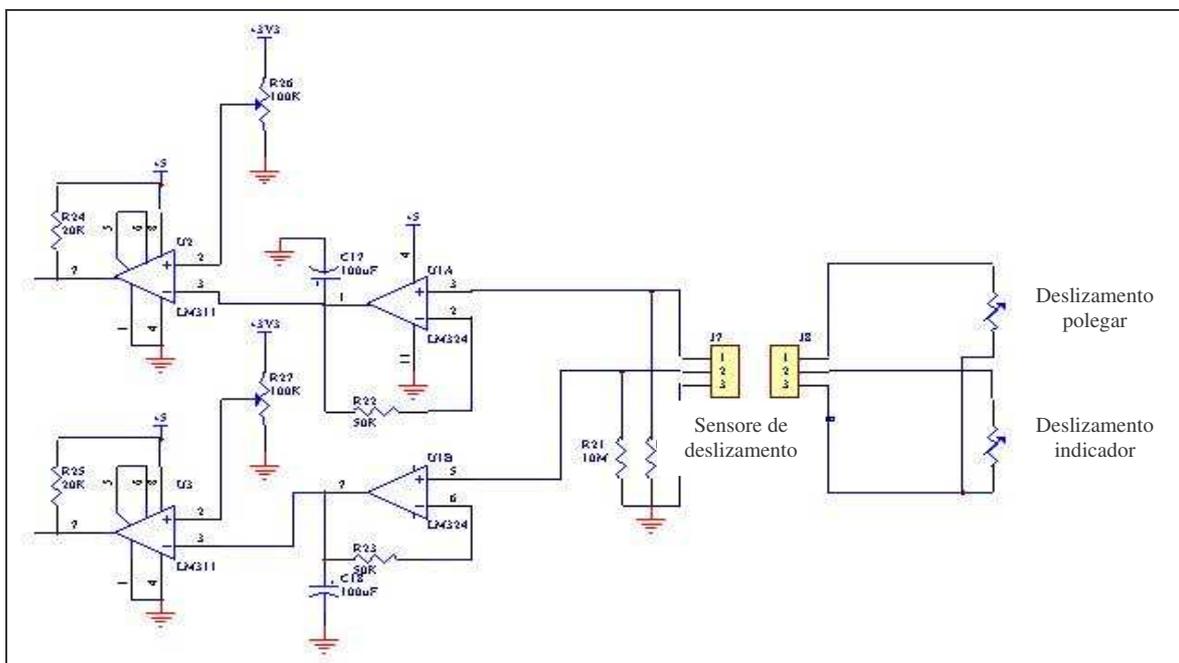
a) Sensoriamento de Temperatura



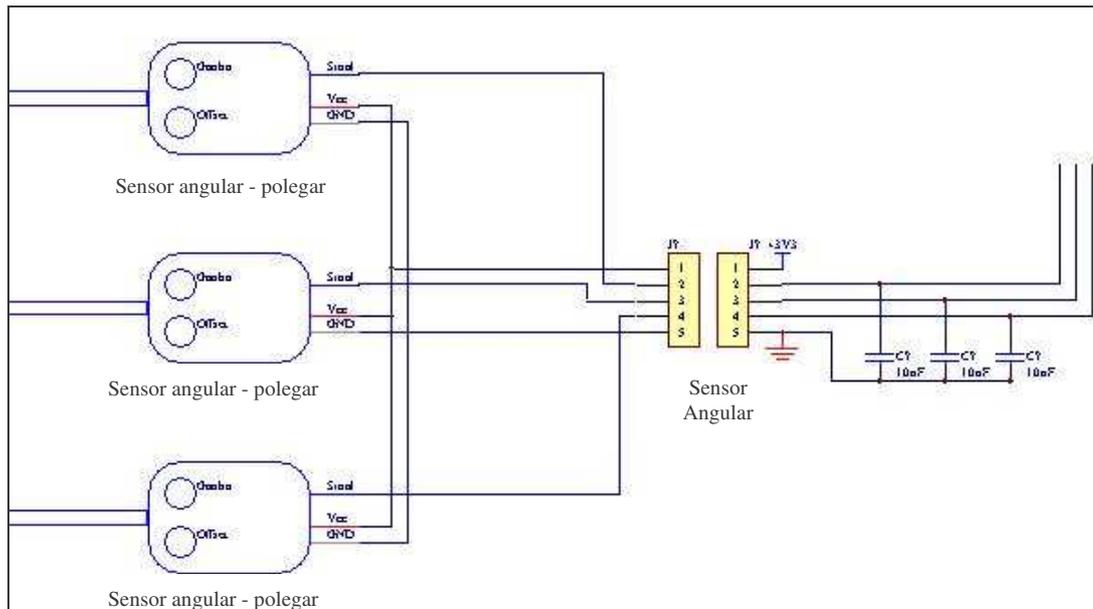
b) Sensoriamento de Força



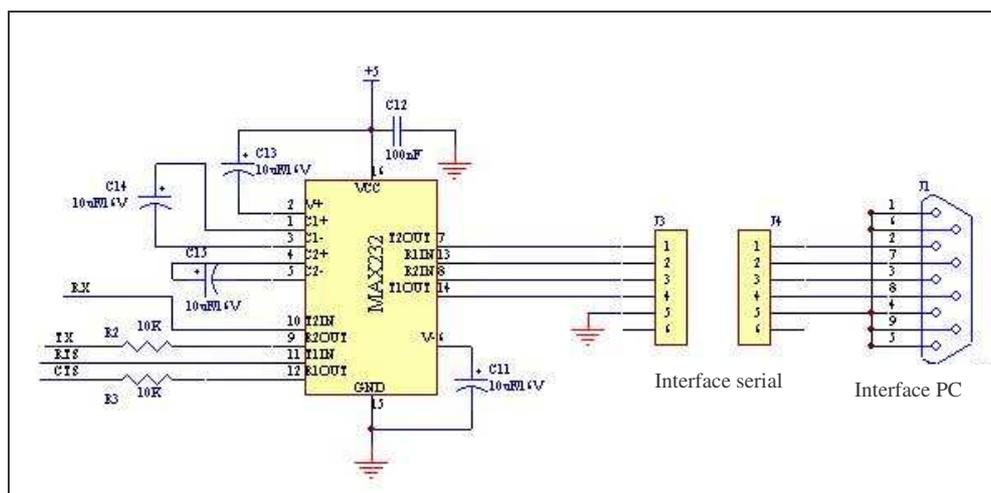
c) Sensoriamento de Deslizamento



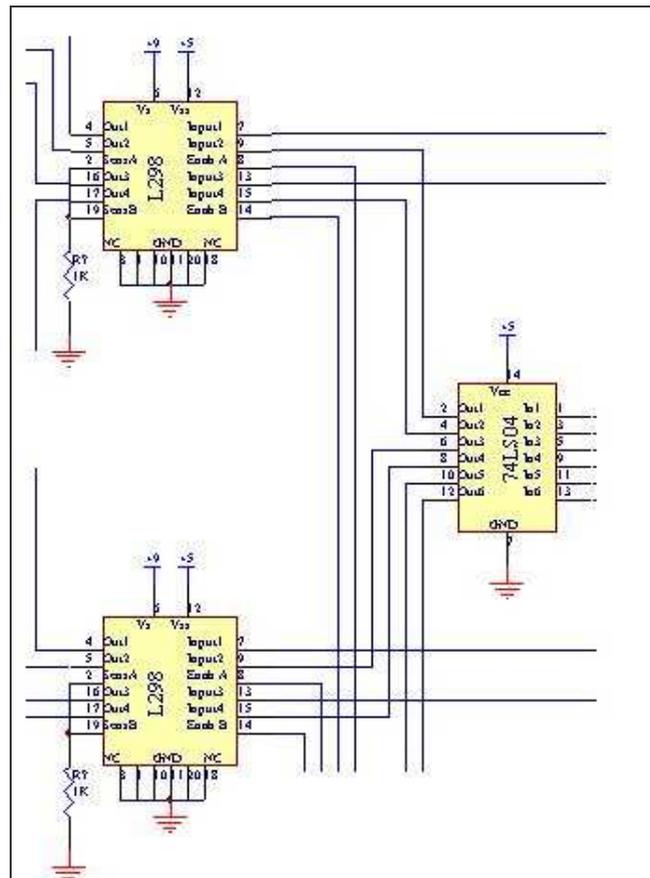
d) Sensoriamento de Posição Angular



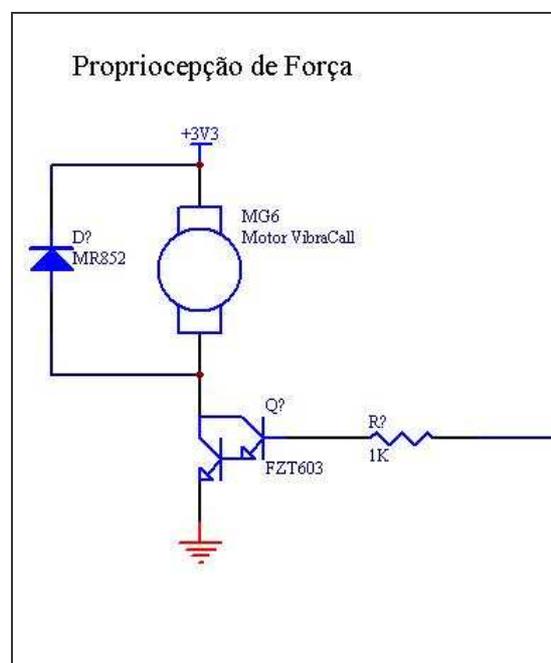
e) Comunicação Serial



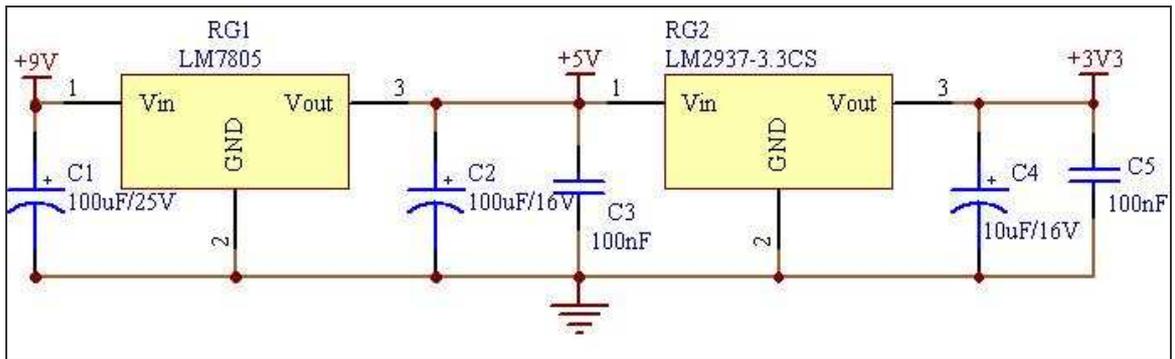
f) Controle Bidirecional de motores DC



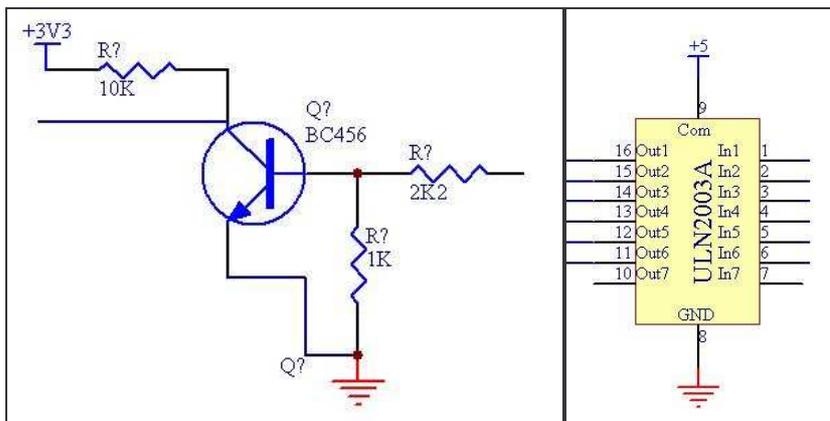
g) Controle do Sistema de Propriocepção de Força



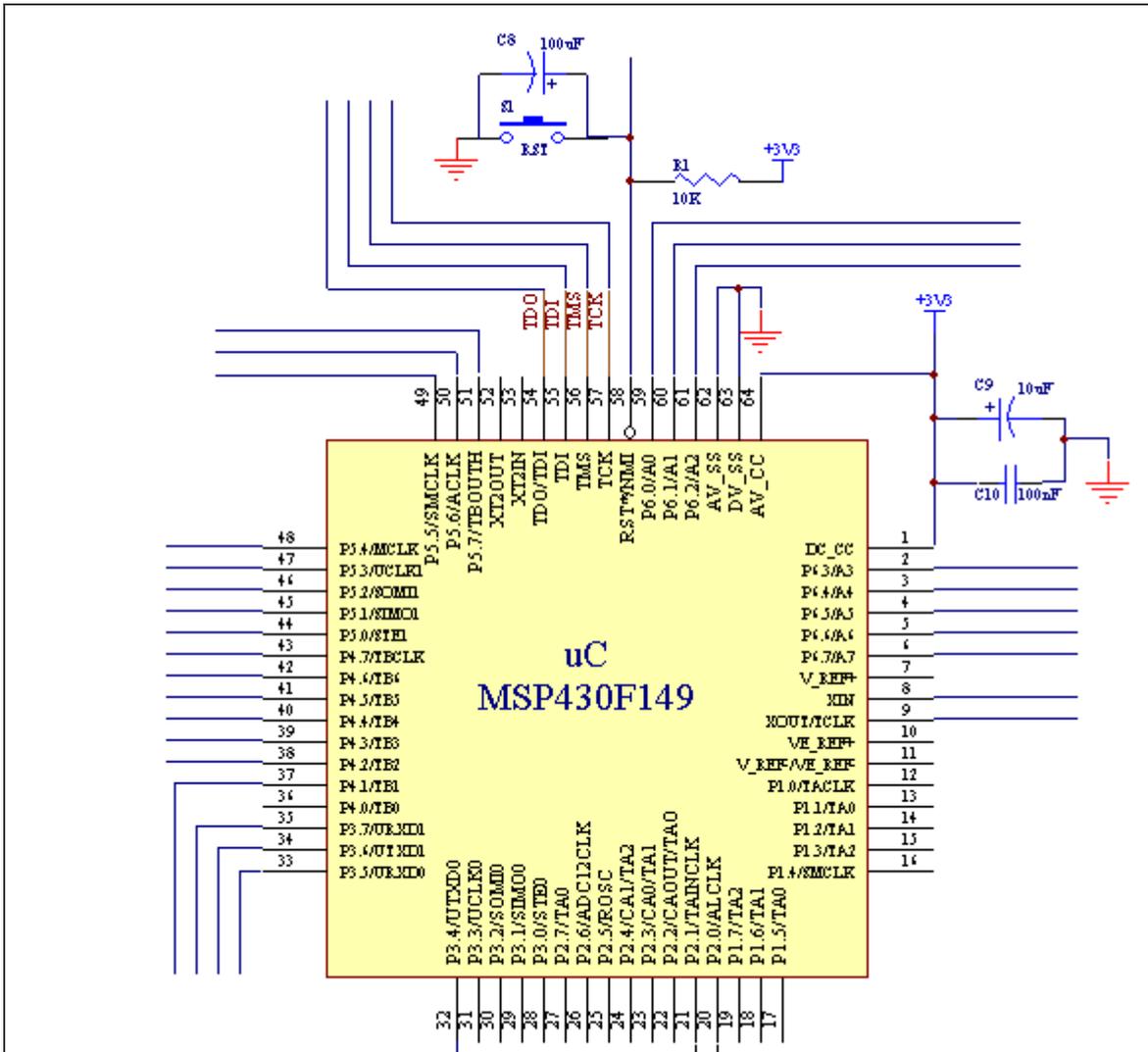
h) Sistema de Alimentação



i) Interface 3V para 5V



j) MSP430F149



Anexo IV

Curvas características do Módulo de Efeito Peltier

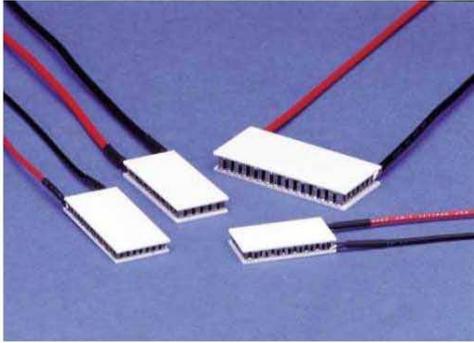


**Thermoelectric
Cooler**

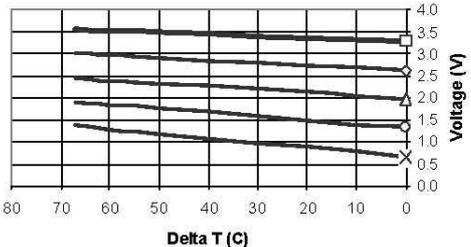
CP0.8-31-06

Performance Specifications

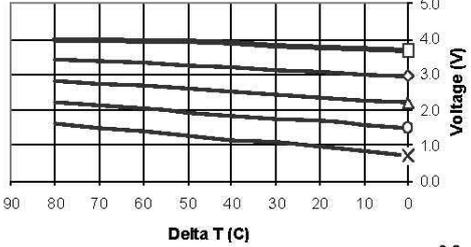
Hot Side Temperature (°C)	25° C	50° C
Qmax (Watts)	4.5	5.0
Delta Tmax (°C)	67	75
I _{max} (Amps)	2.1	2.1
V _{max} (Volts)	3.75	4.10
Module Resistance (Ohms)	1.54	1.74

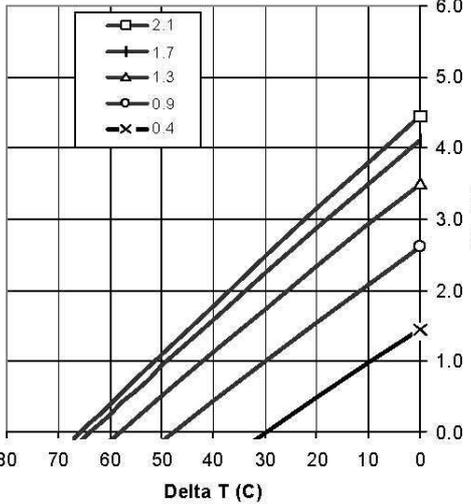


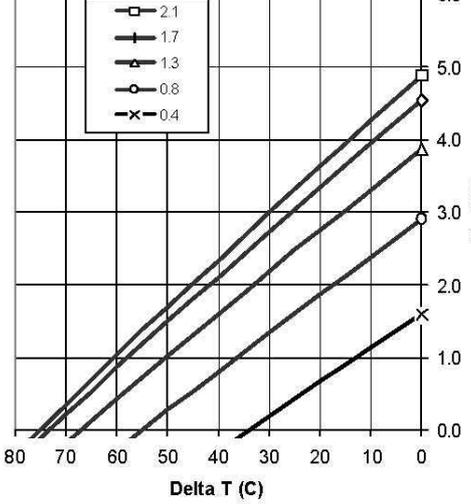
Performance Curves – Th = 25° C



Performance Curves – Th = 50° C







Copyright Melcor Corporation. Melcor reserves the right to change these specifications without notice. Rev 1.01

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)