**MÃO DE SÃO CARLOS, UMA PRÓTESE
MULTIFUNÇÃO PARA MEMBROS
SUPERIORES**

**UM ESTUDO DOS MECANISMOS, ATUADORES
E SENSORES**

Fransérgio Leite da Cunha

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

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

São Carlos
2002

DEDICATÓRIA

Para Renata, meu grande amor.

AGRADECIMENTOS

Mais uma vez tenho a feliz oportunidade de agradecer formalmente à todos aqueles que me ajudaram de alguma forma para a conclusão de mais um passo na minha vida, e me sinto gratificado por essa chance.

Agradeço à minha família, por entender e me apoiar nessa importante decisão de deixá-los um pouco longe fisicamente, mas não de coração. Sei que foram momentos difíceis, mas serão compensados no futuro; à Renata, pela paciência, compreensão, carinho e amor: sem você ao meu lado, tudo seria mais difícil; e também aos meus amigos, os antigos e os novos, pelo incentivo e apoio na minha decisão de continuar meus estudos.

Ao professor Alberto Cliquet Jr. por me convidar para fazer parte do grupo de pesquisa em engenharia de reabilitação do LABCIBER como então doutorando, pela sua amizade e pela sua confiança no meu trabalho. Ao professor Orivaldo pelas conversas, dicas e bom-companherismo. Aos membros da banca examinadora: prof. Dr. Nilton Mazzer, prof. Dr. José Paulin, prof. Dr. Fuad Kassab, prof. Dr. Azauri, prof. Dr. Dias Belangero, pela boa vontade em aceitar o convite para participar da minha defesa.

Agradeço especialmente ao Ruy Bertho pela execução dos projetos mecânicos desta tese, à Rosane pelos conselhos e por ajudar-me sempre que possível, ao Xaraba, ao Zé Carlos, aos técnicos Gerson, Petrussio, Zé Luiz e Alessandro por facilitar nosso trabalho e à Marisa, Patrícia, Roseli, Perla e as outras meninas do SEL: Sou muito grato pela amizade e paciência que todos vocês cederam a mim.

Aos meus novos amigos, que tornaram minha estada em São Carlos mais fácil e agradável: ao Farelo, pelo bom humor e parceria em diversos trabalhos; ao Daniel, pelos altos papos e pela ajuda na revisão do texto desta tese, bem como a Marcela, que além da ajuda na revisão, junto com o Erick tornaram-se bons companheiros; ao Gaúcho pelos churras e pelo convite para ministrar um minicurso no sul; ao Idalório e Andreia; ao Benigno por contar as antigas histórias da EESC; ao Vanderlei pela parceria nos trabalhos; ao Farzin por dar boas dicas e pela doação dos módulos de efeito Peltier estudados; ao Mauro, ao Samuel e toda a galera do LABCIBER, principalmente os Tiagos(as) que suportaram meu mau humor; ao pessoal da Bioengenharia: Gi, Daniela, Lilian, Adriana, Patrícia e Janete.

Sou grato pela ajuda que o engenheiro Antônio Dimitri prestou, bem como meu primo Paulo Henrique e pela amizade que se mantém com o pessoal de Vitória, que apesar de longe ainda estamos juntos na caminhada: o Frizzera, o Gilbert, o Marcus

Vinícius, o Léo Dall'Orto, o Zanetti, a Cris, o Quexada, a Lícia, o Colodeti, o Valiate, o Roger e Anastácia, o Batista e a Mari, o Vincenzo, a Lu, e toda a galera de lá, em especial a Melissa, pois sem ela eu não teria conhecido a Rê!

Ao pessoal da UFES, em especial ao Cristiano, ao Érico, ao Uchimura, ao Stange (companheiros em alguns trabalhos), a Eliete, a Raquel, o Vladimir e também ao pessoal da UCL, por incentivar-me nesta empreitada.

Agradeço à FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (#96/12198-2) e à CAPES, Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pelo apoio financeiro deste trabalho.

Finalmente, mais uma vez, agradeço à TUDO e à TODOS que de alguma forma me ajudaram nesta fase do meu trabalho. Muito obrigado.

SUMÁRIO

Lista de Figuras.....	<i>i</i>
Lista de Tabelas.....	<i>v</i>
Lista de Abreviaturas e Siglas.....	<i>vi</i>
Lista de Símbolos.....	<i>vii</i>
Lista de Símbolos Gregos.....	<i>viii</i>
 Resumo.....	 <i>ix</i>
Abstract.....	<i>x</i>
 Capítulo 1	
1. Introdução.....	1
1.1 A Mão	2
1.1.1. Estrutura e Principais Movimentos da Mão.....	3
1.1.2. Funções Estáticas da Mão.....	6
1.2. Sinais Mioelétricos.....	11
1.2.1. Origem dos Sinais Mioelétricos.....	11
1.2.2. Captação dos Sinais Mioelétricos.....	15
 Capítulo 2	
2. Próteses para Membros Superiores.....	18
2.1. Amputação x Deficiência Congênita.....	19
2.1.1. Níveis de Amputação.....	20
2.2. Classificação das Próteses por Critério da Fonte de Energia.....	21
2.3. Prótese Mioelétrica.....	24
 Capítulo 3	
3. Próteses Antropomórficas Multifunção.....	29
3.1. Mecanismos.....	30
3.1.1. Engrenagens.....	30
3.1.2. Polias.....	32
3.1.3. Outros Mecanismos	35
3.2. Atuadores.....	38
3.2.1. Atuadores Convencionais.....	39
3.2.2. Atuadores Não-Convencionais.....	42
3.3. Sensores.....	47
3.3.1. Captação do Sinal de Controle.....	48
3.3.2. Sensores de Posição Angular.....	53
3.3.3. Sensores de Força.....	57
3.3.4. Sensores de Deslizamento.....	60
3.3.5. Sensores de Temperatura.....	62
3.3.6. Realimentação das Informações de Força e Temperatura....	64
3.4. Seleção dos Sensores, Atuadores e mecanismos.....	67

Capítulo 4

4. Testes com os Mecanismos, Sensores e Sistemas de Realimentação das Informações Táteis.....	70
4.1. Testes com o Mecanismo do Dedo.....	72
4.2. Testes com os Sensores.....	75
4.2.1. Testes com o Sensor de Posição Angular.....	76
4.2.2. Testes com o Sensor de Força.....	84
4.2.3. Testes com o Sensor de Deslizamento.....	95
4.2.4. Testes com o Sensor de Temperatura.....	98
4.3. Testes com os Sistemas de Realimentação de Informações Táteis.....	105

Capítulo 5

5. Controle da Prótese.....	115
5.1. Os Sinais Mioelétricos como Sinais de Controle da Prótese.....	117
5.2. A Rede Neural Artificial Utilizada.....	120
5.3. Resultados do Reconhecimento de Padrões.....	121

Capítulo 6

6. Discussão e Conclusões.....	124
Referências Bibliográficas.....	130
Índice.....	144

Apêndice I – Projetos Mecânicos do Dedo Artificial e dos Suportes

Apêndice II – Listagem dos Programas para Tratamento dos Dados

Apêndice III – Listagem do Programa para Análise do Módulo de Efeito Peltier

Apêndice IV – Listagem do Programa para Treinamento, Validação, Teste e execução da RNA

Apêndice V – Pesquisa Sobre as Condições dos Pacientes Amputados do Membro Superior no Brasil

Glossário

LISTA DE FIGURAS

Capítulo 1

Figura 1.1. Raios da mão e nomenclatura dos dedos.....	4
Figura 1.2. Movimentos dos dedos e referências anatômicas adotadas.....	5
Figura 1.3. Ilustração qualitativa dos limites angulares das articulações de um dedo, no plano perpendicular à mão.....	6
Figura 1.4. Funções estáticas. Pinças dígitos digitais.....	9
Figura 1.5. Funções estáticas. a) Pinça tridigital. b) Garra composta.....	9
Figura 1.6. Funções estáticas. a) Garra de força. b) Garra em gancho.....	10
Figura 1.7. Funções estáticas. Garra palmar.....	10
Figura 1.8. Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora.....	13
Figura 1.9. Representação esquemática da geração do SME.....	15
Figura 1.10. Amplificação diferencial, onde n representa o ruído do sistema e do ambiente e $m_1 - m_2$ o SME resultante.....	16

Capítulo 2

Figura 2.1. Mão planejada por Ambroise Paré.....	18
Figura 2.2. Próteses de braços dos séculos XV e XVI.....	19
Figura 2.3. Níveis de amputação.....	20
Figura 2.4. Classificação das próteses para os membros superiores, pelo critério da fonte de energia.....	22
Figura 2.5. Prótese estética para braço.....	22
Figura 2.6. Prótese ativa por força própria.....	23
Figura 2.7. Prótese Mioelétrica.....	25
Figura 2.8. Esquema de funcionamento de uma prótese mioelétrica.....	25
Figura 2.9. Prótese híbrida.....	26
Figura 2.10. Gancho APRL.....	27

Capítulo 3

Figura 3.1. Mecanismo de um dedo utilizando transmissão por engrenagens cilíndricas.....	31
Figura 3.2. Transmissão por engrenagens cônicas.....	32
Figura 3.3. Variações das transmissões por meio de cabos.....	33
Figura 3.4. Comparação entre mecanismos com transmissão por engrenagens cônicas (imagem de cima) versus transmissão por cabos e polias, simulando um dedo com três DOF.....	34
Figura 3.5. Slider Crank: O mecanismo possui uma haste ligando a transmissão parafuso-guia à falange, de modo a transmitir a força do atuador linear..	35
Figura 3.6. Mecanismo Múltiplo de transmissão.....	37

Figura 3.7. MA para um dedo com três DOF.....	38
Figura 3.8. Micro compressor e micro músculo artificial.....	40
Figura 3.9. Motor piezelétrico rotativo.....	43
Figura 3.10. Estator e Rotor em movimento de um USM.....	43
Figura 3.11. Diagrama de blocos do sistema de controle e realimentação de uma prótese para membros superiores.....	48
Figura 3.12. Controle unidirecional usando a flexão do membro residual trans-umeral para controlar a posição do cotovelo elétrico.....	49
Figura 3.13. Controle bidirecional usando cineplastia no antebraço.....	50
Figura 3.14. Sensor miocinemétrico.....	51
Figura 3.15. Sensor mioelétrico com amplificação diferencial.....	52
Figura 3.16. Esquema construtivo de um sensor indutivo de posição angular.....	54
Figura 3.17. Sensor de efeito Hall usado para medir a posição angular da junta do dedo artificial.....	55
Figura 3.18. Shape Sensors TM – sensores baseados no uso de fibras óticas.....	56
Figura 3.19. Ilustração do posicionamento dos sensores de fibra ótica, bem como dos fios condutores ao longo da linha neutra do dedo.....	56
Figura 3.20. Resultados obtidos com um sensor de força por efeito Hall.....	58
Figura 3.21. Micro Sensor de força piezelétrico.....	59
Figura 3.22. FSR - Force Sensing Resistor.....	59
Figura 3.23. Micro-microfone para aplicações em auditórios ou teatros, mas que pode ser adaptado para aplicações em próteses pelas suas dimensões e características.....	61
Figura 3.24. Esquema de uma construção de um termopar.....	63
Figura 3.25. Detalhe do balão de uma sonda de foley, que será adaptado para realimentação das informações de força.....	66

Capítulo 4

Figura 4.1. Gráfico das equações paramétricas referentes aos ângulos das juntas versus t (número de frames), para o dedo indicador executando o movimento para realização de uma pinça tridigital.....	71
Figura 4.2. Micromotores Brushless e redutores escolhidos.....	72
Figura 4.3. Protótipo de um dedo que será utilizado para testes. Desenvolvido para ser utilizado na “Mão da São Carlos” e utilizando o mecanismo CT Arm 1.....	73
Figura 4.4. Esquema do protótipo do dedo com o kit educacional Robix.....	73
Figura 4.5. Detalhe construtivo do protótipo do dedo artificial construído, mostrando a primeira junta interfalangiana (junta média).....	74
Figura 4.6. Detalhe mostrando alguns sensores e o cabeamento dos mesmo, inseridos no protótipo do dedo.....	75
Figura 4.7. Esquema para testes dos sensores (com exceção do sensor de temperatura). Esta montagem mostra o dedo deslocado para atuar sobre o dinamômetro.....	76
Figura 4.8. Juntas do dedo e seus respectivos ângulos e referências.....	77
Figura 4.9. Resultado das medições da posição angular 1 e 2 e da força de contato, durante um movimento específico.....	78
Figura 4.10. Aquisição do sinal proveniente do sensor de posição posicionado de forma a representar a posição angular da primeira junta interfalangiana, e sua suavização utilizando o método da Média Adjacente, com 100 pontos.....	79

Figura 4.11. Exemplo de uma medida da posição angular da primeira junta interfalangeana (ou junta média) e do raio de curvatura do sensor, extraídos com o auxílio do AutoCAD R14.....	80
Figura 4.12. Tensão de saída versus Raio de Curvatura do sensor de posição angular posicionado na junta média.....	80
Figura 4.13. Tensão de saída versus Ângulo da junta média do sensor de posição Angular.....	81
Figura 4.14. Tensão de saída versus Curvatura C do sensor posicionado na junta média.....	81
Figura 4.15. Tensão de saída versus Curvatura C do sensor posicionado na junta Média.....	82
Figura 4.16. Ângulo da junta média versus tensão de saída.....	83
Figura 4.17. Saída do sensor de posição Angular, posicionado na junta média. Em radianos no gráfico da esquerda e em graus no gráfico da direita.....	84
Figura 4.18. FSRs utilizados para os testes.....	85
Figura 4.19. Calibrador/aferidor com sistema de alavanca.....	85
Figura 4.20. Circuito divisor de tensão utilizado para medir a variação de tensão de saída de acordo com a força aplicada sobre o FSR.....	86
Figura 4.21. Resultados dos testes com interface metálica e interface de borracha...	87
Figura 4.22. Resultados da interpolação dos pontos obtidos dos testes de força, com interface de borracha.....	88
Figura 4.23. Plataforma para fixação do FSR, construída para se realizar os testes de aplicação de força pelo protótipo do dedo.....	89
Figura 4.24. Testes com o sensor de força, com a força aplicada pelo dedo artificial – comparação entre as duas médias efetuadas, com 50 e 100 pontos (método da Média Adjacente).....	90
Figura 4.25. Tensão de saída do circuito divisor de tensão, para o FSR estudado, durante a realização do movimento de pinça tridigital do dedo artificial.	91
Figura 4.26. Força exercida pelo dedo artificial, ao encostar sua ponta no FSR apoiado na plataforma de testes.....	92
Figura 4.27. Dispositivo para calibração do FSR.....	93
Figura 4.28. Força aplicada no FSR testado e sua resistência resultante.....	93
Figura 4.29. Força aplicada versus Resistência.....	94
Figura 4.30. Cerâmica piezelétrica usada em dispositivos sonoros conhecidos como “buzzers”.....	95
Figura 4.31. Sensor de deslizamento colado na falange distal do dedo artificial.....	95
Figura 4.32. Circuito usado para amplificar o sinal proveniente do sensor de Deslizamento.....	96
Figura 4.33. Teste de contato – sensor de força (FSR) e sensor de deslizamento atuando em conjunto, sem nenhum objeto sendo manipulado.....	97
Figura 4.34. Teste qualitativo de deslizamento.....	98
Figura 4.35. Termistor adotado para testes.....	99
Figura 4.36. Resultados dos testes com o sensor de temperatura adotado, comparados ao dados fornecidos pelo fabricante.....	101
Figura 4.37. Aparato utilizado para realização dos experimentos.....	101
Figura 4.38. Circuito linearizador para o termistor.....	102
Figura 4.39. Resultados do teste com o circuito para linearização da saída do termistor, comparados com a curva teórica esperada.....	102
Figura 4.40. Diferença de temperatura entre o módulo de efeito Peltier e o termistor, separados por uma borracha.....	104
Figura 4.41. Gráficos de Temperatura versus Resistência do termistor, e sua função inversa, obtidos por experimento.....	105
Figura 4.42. Esquema de um módulo de efeito Peltier.....	106

Figura 4.43. Resultados encontrados nos testes de tensão aplicada versus corrente no módulo de efeito Peltier.....	107
Figura 4.44. Resultados encontrados nos testes de corrente versus diferença de temperatura entre a face quente e a face fria do módulo de efeito Peltier.....	108
Figura 4.45. Resultados encontrados nos testes de temperatura da face quente versus corrente.....	109
Figura 4.46. Resultados encontrados nos testes de temperatura da face fria versus corrente.....	109
Figura 4.47. Representação funcional de um receptor.....	110
Figura 4.48. Adaptação dos receptores sensoriais.....	111
Figura 4.49. Lei de Weber-Fechner para estímulos de força.....	112
Figura 4.50. Esquema de condicionamento do sinal proveniente do sensor para o paciente.....	113
Figura 4.51. Recrutamento dos receptores de frio e calor de acordo com a temperatura.....	114
 Capítulo 5	
Figura 5.1. Exemplo de SME captado pelo eletrodo situado no grupo flexor durante a flexão do punho.....	119
Figura 5.2. Exemplo de SME captado pelo eletrodo situado no grupo extensor durante a extensão do punho.....	119
Figura 5.3. Resultados dos testes da rede para 4 arquiteturas de RNA testadas.....	121
 Capítulo 6	
Figura 6.1. Prótese de mão MARCUS.....	125
Figura 6.2. Leverhume Oxford Southampton Hand.....	125
Figura 6.3. Ilustração do futuro protótipo da Mão de São Carlos.....	126
Figura 6.4. Sequência de fotos de um movimento do dedo artificial, mostrando os sensores trabalhando em conjunto.....	127

LISTA DE TABELAS

Capítulo 1

Tabela 1.1. Funções da mão, suas configurações e objetos relacionados a cada função.....	11
--	----

Capítulo 3

Tabela 3.1. Tabela de seleção e comparação entres os sensores, atuadores e mecanismos estudados.....	68
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DC	<i>Direct Current (Corrente Contínua)</i>
DOF	<i>Degrees of Freedom (Graus de Liberdade)</i>
EESC	<i>Escola de Engenharia da São Carlos</i>
FSR	<i>Force Sensing Resistor (Resistor Sensível à Força)</i>
LABCIBER	<i>Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação</i>
LDA	<i>Linear Discriminant Analysis (Análise Linear de Discriminante)</i>
MA	<i>Mecanismo de Acomodação</i>
MARCUS	<i>Manipulation And Reaction Control under User Supervision</i>
MMT	<i>Mecanismo Múltiplo de Transmissão</i>
NIPA	<i>N-isopropilacrimida</i>
NTC	<i>Negative Time Constant (Constante Negativa de Tempo)</i>
PAA	<i>Poli-Ácido Acrílico</i>
PAM	<i>Gel Policrilamida</i>
PCA	<i>Principal Components Analysis (Análise das Componentes Principais)</i>
RMS	<i>Root Mean Square (Raiz da Média Quadrática)</i>
RNA	<i>Rede Neural Artificial</i>
SMA	<i>Shape Memory Alloy (Liga de Memória de Forma)</i>
SMC	<i>Sinal Miocinométrico</i>
SME	<i>Sinal Mioelétrico</i>
USM	<i>Ultrasonic Motor (Motor Ultrasônico)</i>
USP	<i>Universidade de São Paulo</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

a	<i>Raio da fibra muscular</i>
C_i	<i>Capacitância i</i>
CO_2	<i>Gás carbônico</i>
f	<i>Função</i>
$\mathbf{F}$ ou $\bar{F}$	<i>Vetor força</i>
$\mathbf{Fc}$	<i>Sinal de comando (set point) de força</i>
I	<i>Corrente elétrica</i>
I_n	<i>Ponto do SME com amplitude maior que g_i</i>
m_i	<i>SME do eletrodo i</i>
n	<i>Número total de fibras musculares de uma unidade motora; número genérico; ruído do sistema e do ambiente, quando relacionado com SMEs</i>
$\mathbf{P}$ ou $\bar{P}$	<i>Peso</i>
pH	<i>Potencial hidrogênico</i>
$\bar{R}$	<i>Força de reação</i>
R_{FSR}	<i>Resistência do FSR</i>
R_i	<i>Resistência i</i>
R_l	<i>Resistência</i>
R_M	<i>Resistência</i>
R_S	<i>Resposta ao estímulo sensorial</i>
R_T	<i>Resistência na temperatura T</i>
$R_{T_{\text{high}}}$	<i>Resistência no final da faixa de temperatura a ser linearizada</i>
$R_{T_{\text{low}}}$	<i>Resistência no início da faixa de temperatura a ser linearizada</i>
$R_{T_{\text{mid}}}$	<i>Resistência no meio da faixa de temperatura a ser linearizada</i>
S	<i>Estímulo sensorial</i>
S_0	<i>Limiar de intensidade do estímulo</i>
t	<i>Tempo; número de frames</i>
T	<i>Temperatura</i>
T_1	<i>Temperatura da face “quente” do módulo de efeito Peltier</i>
T_2	<i>Temperatura da face “fria” do módulo de efeito Peltier</i>
T_i	<i>Temperatura i</i>
T_O	<i>Temperatura do objeto manipulado</i>
T_T	<i>Temperatura do termistor</i>
$\mathbf{DT}$	<i>Diferença de temperatura</i>
V	<i>Tensão elétrica</i>
V_e	<i>Tensão de entrada</i>
V_S	<i>Tensão de saída</i>
x	<i>Variável; posição linear</i>

LISTA DE SÍMBOLOS GREGOS

α	<i>Coeficiente de Temperatura; Constante</i>
β	<i>Índice de sensibilidade; Constante</i>
γ	<i>Taxa de adaptação sensorial</i>
γ_t	<i>Limiar (threshold)</i>
η	<i>Taxa de aprendizagem da RNA</i>
Θ	<i>Vetor de posição angular</i>
Θ_c	<i>Sinal de comando (set point) de posição angular</i>
θ_i	<i>Posição angular da junta i</i>

RESUMO

CUNHA, F. L. (2002) *Mão de São Carlos, Uma Prótese Multifunção para Membros Superiores: Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores*. São Carlos. 146p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

Esta Tese de Doutorado busca contribuir na formação de subsídios científicos tanto para o projeto de uma prótese antropomórfica para membros superiores, quanto para a criação de um ambiente de treinamento, ou seja, um ambiente virtual de ação e realimentação das sensações, que poderá incorporar os mecanismos, atuadores, sensores ou estimuladores desenvolvidos. Ao final desta pesquisa, foram projetados e testados os mecanismos, sensores e alguns dispositivos de realimentação que farão parte do desenvolvimento de uma prótese de mão, a *Mão de São Carlos*, que possuirá características antropomórficas, para reproduzir os movimentos naturais da mão humana com um controle simplificado para o paciente. A motivação principal deste trabalho é diminuir o índice de rejeição das próteses para membros superiores, facilitando seu processo de treinamento e controle.

Palavras-chave: Próteses para membros superiores; Próteses multifunção; Próteses antropomórficas; Sensores; Atuadores; Mecanismos.

ABSTRACT

CUNHA, F. L. (2002) *São Carlos Hand, A Multifunction Upper Limb Prosthesis: A Study of the Mechanisms, Actuators and Sensors*. São Carlos. 146p. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

This Doctoral thesis should contribute to the gathering of scientific subsidies for the project of a multifunction anthropomorphic upper limb prosthesis, in special the artificial hand, and for the creation of a training software, i.e., a software for the sensory's action and feedback. At the end of this research, the mechanisms, sensors, actuators and some feedback devices were designed and tested, that will be part of the development of a hand prosthesis, the *São Carlos Hand*, which will possess anthropomorphic characteristics, a simplified control for the patient and will reproduce the natural movements of the human hand. The main motivation of this work is to reduce the rejection index of the upper limb prosthesis, facilitating training process and control.

Keywords: Upper Limb Prosthesis; Multifunction Prosthesis; Anthropomorphic Prosthesis; Mechanisms; Actuators; Sensors

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO

A protetização é uma técnica antiga, uma vez que a primeira prótese de membros superiores realmente funcional foi desenvolvida por volta de 200 A.C. Com o avanço tecnológico foi possível a fabricação de próteses mais funcionais e leves, proporcionando ao amputado maior tolerância à sua utilização. No entanto, o nível da amputação, o tipo de cirurgia utilizada, os cuidados pós-operatórios e o tratamento fisioterápico são de grande importância para o alcance de um resultado satisfatório no momento da protetização. Estes cuidados devem ser maiores quando se prescreve uma prótese que foge das tradicionalmente usadas. Para o paciente ter um melhor resultado, aumentando o desempenho e a aceitação da prótese, ele deve estar preparado para gerar um bom sinal de comando, de forma que o sistema de controle esteja apto a captá-lo e assim executar o controle de maneira adequada (CARVALHO et al., 2000).

Porém, não é apenas o paciente que deve ter uma boa preparação e a total atenção, as próteses em si devem ser melhoradas ou mesmo novos projetos devem ser feitos visando aumentar seu desempenho e diminuir o alto índice de rejeição causado principalmente pela complexidade de controle, alto custo e pouco antropomorfismo (CUNHA, 1999).

Para se projetar uma boa prótese deve-se ter um bom conhecimento da anatomia do membro que se deseja substituir, principalmente quando ela ficará exposta, como é o caso das que substituem a mão e do antebraço. Os movimentos e o tamanho, a

proporção e neste caso a aparência, devem ser os mais naturais possíveis. As funções que a prótese desempenhará devem cobrir o máximo de atividades que o membro original realizava, controladas naturalmente e de maneira simplificada, sem muito esforço do paciente.

Levando em consideração todos estes aspectos, esta prótese ideal fugirá dos padrões comerciais e entrará no âmbito das próteses em desenvolvimento atualmente. Estas modernas próteses necessitam de uma eletrônica mais apurada e estratégias de projeto similares às usadas na robótica. Como nos robôs, esta moderna prótese será munida de sensores que passarão para o microcontrolador informações sobre o seu funcionamento, o objeto manipulado e o ambiente que cerca o usuário, tomando algumas decisões que muitas vezes o usuário não irá perceber, substituindo assim até mesmo o arco-reflexo.

Observando todos estes aspectos, esta pesquisa terá o propósito de fornecer informações para auxiliar tanto na escolha, quanto no projeto de uma prótese multifunção para membros superiores, tendo em vista as próteses existentes e as que estão em desenvolvimento. Desta forma, primeiramente torna-se importante conhecer mais sobre o funcionamento e as principais características da mão, bem como entender sobre os sinais mioelétricos, atualmente o principal meio de se controlar uma prótese de maneira mais natural.

1.1 A MÃO

Assumindo dois aspectos distintos: como o mais importante órgão motor, destinado a executar tarefas extremamente complexas, e como captador de informações táteis do ambiente, a mão do homem pode tomar sobre si várias configurações, tanto estáticas como dinâmicas, no que se refere ao aspecto das diversas funções que ela pode oferecer para realizar uma ou mais tarefas distintas. Está localizada na parte mais distal (HALL, 1993) do braço, desta forma pode alcançar os mais distantes pontos em qualquer posição, dentro de certos limites e com qualquer orientação, graças à grande mobilidade de todas as articulações do braço, principalmente o ombro, que é

a articulação, segundo TUBIANA (1981), que possui a maior mobilidade em todo o corpo. Os músculos do braço e da mão possuem como característica principal a velocidade de acionamento e sofrem basicamente esforços transversais, quando comparados com os músculos da perna (GIRAUDET, 1978). Esta comparação leva a hipótese de que qualquer mecanismo que venha a tentar substituir os membros superiores deve possuir uma maior rapidez de funcionamento e precisão nos movimentos, mais do que uma grande força dos seus atuadores e resistência a maiores esforços longitudinais, GIRAUDET (1978).

1.1.1. ESTRUTURA E PRINCIPAIS MOVIMENTOS DA MÃO

A maleabilidade e funcionalismo da mão, bem como sua capacidade de mudar de forma, adaptando-se aos diferentes tipos de objetos, deve-se ao fato deste órgão 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 (CAILLIET, 1976; CHASE, 1973; TUBIANA, 1981). Destes 27 ossos, 19 são alongados (não são considerados “ossos longos”, pois não possuem um canal medular) e localizam-se na palma da mão e nos dedos, os oito restantes são ossos curtos e formam o carpo, que articulados entre si, com os ossos do metacarpo, a ulna e o rádio correspondem ao punho. O metacarpo é o conjunto de cinco ossos (do primeiro ao quinto Metacarpiano, contados a partir do polegar) que formam a palma da mão e estão ligados às falanges e aos ossos do carpo. As falanges são os ossos dos dedos, propriamente ditos, sendo que o polegar (ou primeiro dedo) é formado por duas falanges, a proximal e a distal, e os outros quatro dedos por três: falanges proximal, media e distal. O punho é formado pelos ossos do carpo, que são (do sentido do rádio para a ulna): o Trapézio, o Trapezóide, o Capitato e o Hamato da série distal e o Escafóide, o Semilunar, o Pisiforme e o Piramidal da série proximal.

A palma é a frente da mão, de acordo com a posição anatômica relacionada ao braço (plano frontal), com a ulna voltada para dentro e o rádio para fora, delineando os limites da mão. O outro lado é chamado de dorso.

No esqueleto da mão existem ossos ditos fixos, que são os da série distal do carpo e os metacarpianos centrais (segundo e terceiro metacarpos); e os móveis, que são os restantes e estão divididos principalmente em duas partes: as falanges, que dão forma aos dedos e os metacarpianos periféricos - o primeiro, o quarto e o quinto metacarpiano (TUBIANA, 1981).

Os dedos estão dispostos em cinco raios principais (figura 1.1), sendo que o polegar é o mais proximal e está localizado mais lateralmente, realizando - a grosso modo - um movimento para dentro e para fora da palma da mão, chamado de oposição (TUBIANA, 1981).

Essencialmente, os dedos realizam movimentos de flexão e extensão, aliados a abduções e aduções (figura 1.2), sendo que os valores dos limites e amplitudes de movimentação normais das articulações de cada dedo pode variar muito, de indivíduo para indivíduo, mas segundo KOTTKE, STILLWELL & LEHMANN (1984), para flexão da articulação metacarpofalangiana este valor está entre 90° e 180° (plano sagital, figura 1.2.a).

Figura 1.1. Raios da mão e nomenclatura dos dedos. São também numerados de 1 a 5, partindo do polegar.

Figura 1.2. Movimentos dos dedos e referências anatômicas adotadas (KOTTKE; STILLWELL & LEHMANN, 1984). a) Articulação metacarpofalangiana: flexão - extensão. b) Articulação interfalangiana: flexão - extensão. c) Primeira articulação metacarpofalangiana: abdução - adução do polegar. d) Primeira articulação metacarpofalangiana: oposição do polegar.

Para as articulações interfalangiana proximal e a interfalangiana distal, estes valores estão entre 60° e 180° , e 110° e 180° respectivamente (plano sagital, figura 1.2.b). Para a primeira articulação metacarpofalangiana, no que se refere a abdução/adução do polegar, os valores dos limites e amplitudes de movimentação normais das articulações estão entre 20° e 50° (plano paralelo à palma da mão), e para a oposição do polegar, este valor está entre 0° e 35° , no plano perpendicular à palma da mão, figura 1.2.c e d (KOTTKE; STILLWELL & LEHMANN, 1984). Uma ilustração mostrando os limites dos diversos ângulos de um dedo em um plano perpendicular à mão pode ser vista na figura 1.3.

As estruturas responsáveis pela atuação dos movimentos dos dedos são os músculos e seus respectivos tendões. Esses músculos, como dito anteriormente, podem se localizar na mão propriamente dita ou no antebraço. A combinação da contração de um e/ou outro músculo, ou apenas um independentemente, aliada à configuração do esqueleto da mão resulta em uma grande gama e possibilidades de configurações diferentes deste complexo órgão.

Figura 1.3. Ilustração qualitativa dos limites angulares das articulações de um dedo, no plano perpendicular à mão.

1.1.2. FUNÇÕES ESTÁTICAS DA MÃO

Como foi comentado no item anterior, a mão possui basicamente uma dupla função: como um órgão aferente e ao mesmo tempo eferente que, de certa forma, não atuam separadamente um do outro (BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978; PORFÍRIO, 1992; TUBIANA, 1981). A função como aferente, ou como órgão de toque (TUBIANA, 1981), deve-se à característica tátil da pele e a outra, a função de órgão eferente ou de preensão, deve-se principalmente às características mecânicas e construtivas da mão.

Além destas duas, uma outra função que poderia ser atribuída à mão é como um importante órgão componente da comunicação não-verbal, o que se torna claro ao analisar alguns casos especiais, como os deficientes auditivos, por exemplo. Esta

função não envolve necessariamente uma interação da mão com um objeto e portanto esta tese não tratará estes tipos de funções.

De acordo com René Malex em TUBIANA (1981), "o agarramento pode ser definido como a união temporária da mão com o objeto". Ele pode variar de acordo com as características geométricas (forma e tamanho) e físicas (peso, temperatura e material) do objeto e consequentemente com o tipo de forma de preensão ou garra escolhida para pegá-lo. As forças incluídas nesse processo são as forças do próprio objeto, como o peso e algum possível tipo de distúrbio, as forças produzidas pelos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão, e as forças de atrito geradas entre a pele dos dedos (principalmente) e a superfície do objeto. O papel do atrito se torna importante quando as forças provenientes do objeto (forças cinéticas e/ou gravitacionais) estão em equilíbrio com as forças provenientes da mão. Ele intervém, de maneira proporcional à área de contato entre o objeto e a mão, evitando o deslizamento. Neste ponto, alguns aspectos anatômicos dos dedos devem ser comentados.

A pele da polpa dos dedos possui uma série de reentrâncias concêntricas (usadas normalmente para o reconhecimento da identidade de indivíduos e cuja impressão é chamada de "digital") que, junto com a unha e as conexões fibrosas entre a derme e a membrana que envolve os ossos têm a função de prevenir o deslizamento entre os dedos e o objeto agarrado, bem como a atuação das glândulas sudoríparas, que deixam a pele mais adesiva. A unha tem o papel de aumentar a resistência da polpa do dedo e a sua área avaliável (TUBIANA, 1981).

O ato de agarrar um objeto pode estar relacionado à força e ao momento exercido no objeto pela "garra", fazendo-o mover ou mantendo-o em equilíbrio estável (BAKER, FORTUNE & GROSSE, 1985; BASTUSCHECK, 1988; IBERALL, 1987a; IBERALL, 1987b; IBERALL et al., 1988; MARKENSCOFF & PAPADIMITRIOU, 1989; NAPIER, 1956). Isso corresponde a um aperto chamado "*force-closure*" (preensão por força, uma tradução aproximada da língua inglesa). Um aperto realizado por uma garra em um objeto é do tipo *force-closure* se, e só se, puder exercer, por meio de um conjunto de contatos, uma força e momento arbitrários neste

objeto, mantendo-o preso. Equivale dizer que qualquer movimento do objeto é impedido por várias forças de contatos (NGUYEN, 1988; NGUYEN, 1987a; NGUYEN, 1986a; NGUYEN, 1987b; NGUYEN, 1986b).

Outra configuração que uma garra pode assumir é a do tipo “*form closure*” (preensão por forma). Esta garra consiste em prender o objeto, de modo a deixá-lo confinado no espaço delimitado pela mão e os dedos, não importando qual a força exercida pelo mecanismo. Entretanto, por praticidade, as diversas garras que a mão pode assumir podem ser divididas em dois grandes grupos: as pinças e as garras propriamente ditas, como pode ser visto na tabela 1.1, sendo que podem ser do tipo *force* ou *form closure*.

Uma grande quantidade de ferramentas foi criada a partir da tentativa de imitação destes tipos de garras ou pinças, visando aumentar os limites de atuação da mão ou protegê-la de eventuais acidentes.

As principais pinças são: pinças dígito-digitais, formadas por dois dedos, geralmente o dedo indicador em oposição ao polegar, e podem ser divididas em: pinça de força (figura 1.4.a) e pinça de precisão (figura 1.4.b); e as pinças tridigitais, formadas por três dedos: o polegar, o indicador e o dedo médio (figura 1.5.a).

As garras podem ser classificadas como: garra composta, que mescla funções de pinça e garra, que é realizada pela preensão lateral do polegar com a face distal do dedo indicador (figura 1.5.b); garra de força, que utiliza todos os dedos, sendo que principalmente os três primeiros executam a garra propriamente dita e os últimos apenas garantem uma maior estabilidade (figura 1.6.a); garra em gancho, que utiliza apenas os quatro últimos dedos (figura 1.6.b) e a garra palmar, que se utiliza da palma da mão, além de todos os dedos (figura 1.7) (BOCCOLINI, 1990; TUBIANA, 1981). A título de curiosidade: Algumas pessoas utilizam a pinça tridigital para escrever, e outras a garra composta, com pequenas variações entre ambas.

Além destas, René Malex (TUBIANA, 1981) ainda indica um tipo de garra chamada de plataforma, que é a forma usualmente empregada para se carregar uma bandeja, por exemplo. Todas as funções descritas acima têm um caráter puramente estático. Algumas funções dinâmicas, ou de manipulação da mão humana, segundo CROSSLEY & UMHOLTZ (1984), podem ser vislumbradas também em PORFÍRIO (1992).

Figura 1.4. Funções estáticas. Pinças dígitos digitais. a) Pinça de força. b) Pinça de precisão

Figura 1.5. Funções estáticas. a) Pinça tridigital. b) Garra composta

Figura 1.6. Funções estáticas. a) Garra de força. b) Garra em gancho

Figura 1.7. Funções estáticas. Garra palmar

Segundo BARROS (1993), a força máxima média para a garra de força com a mão direita é de 52,5 kgf e com a mão esquerda é de 52,4 kgf, a zero graus em relação ao antebraço (que é a posição que permite o melhor desempenho - dados obtidos em 30 pilotos de enduro de motos). HEYWARD (1991) considera estes resultados como medianos para homens e excelentes para mulheres (HEYWARD, 1991; MONTTOYE & LAMPHIEAR).

Tabela 1.1. Funções da mão, suas configurações e objetos relacionados a cada função.

FUNÇÕES			CONFIGURAÇÃO	OBJETOS
PINÇAS	PINÇAS DÍGITO - DIGITAIS	PINÇA DE FORÇA	O polegar em oposição ao dedo indicador, com uma grande parte da região das falanges distais dos dois dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas
		PINÇA DE PRECISÃO	O polegar em oposição ao dedo indicador, com a ponta dos dois dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas
	PINÇAS TRIDIGITAIS		O polegar em oposição aos dedos indicador e médio, com a ponta dos três dedos em contato entre si	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas
GARRAS	GARRA COMPOSTA		O polegar em abdução, com sua polpa em contato com a região da face média do dedo indicador	Esferas, cilindros e troncos de cone com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e principalmente lâminas
	GARRA DE FORÇA		Os quatro últimos dedos envolvem o objeto e o polegar, em oposição aos outros, mantém a garra fechada. Os dedos anular e mínimo servem para imprimir uma maior estabilidade à garra	Cilindros, troncos de cone e paralelepípedos que têm pelo menos uma dimensão bem maior que os limites da mão
	GARRA EM GANCHO		Semelhante a <i>Garra de Força</i> , com a diferença que o sentido da força aplicada pelo objeto é axial em relação ao braço	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças
	GARRA PALMAR		Semelhante à <i>Pinça Tridigital</i> , porém, todos os dedos envolvem o objeto, pressionando-o contra a palma da mão. Os dedos anular e mínimo contribuem para uma maior estabilidade da garra	Esferas, paralelepípedos, troncos de cones e cilindros que se restringem aos limites da mão

1.2. SINAIS MIOELÉTRICOS

1.2.1. ORIGEM DOS SINAIS MIOELÉTRICOS

Sob condições normais, um potencial de ação que se propaga por um motoneurônio ativa todos seus os ramos; por sua vez, estes ativam todas as fibras musculares de uma unidade motora (KRNJEVIC & MILEDI, 1958; PATON & WAUD, 1967). Quando a membrana pós-sináptica de uma fibra muscular for despolarizada, a

despolarização se propaga em ambas as direções ao longo da fibra. A despolarização da membrana, acompanhada por um movimento de íons, gera um campo eletromagnético na redondeza das fibras musculares. Um eletrodo gravador localizado neste campo irá detectar o potencial (com relação a uma referência) cuja variação no tempo é conhecida como um potencial de ação. Uma representação esquemática desta situação é apresentada na figura 1.8.

No diagrama, n representa o número total de fibras musculares de uma unidade motora que está suficientemente perto do eletrodo para os potenciais de ação serem captados por ele. Para eletrodo de agulha invasivos, as fibras musculares da unidade motora devem estar a menos de 1.5 mm do eletrodo, VOLUME (1957). Para simplificar, são descritas só as fibras musculares de uma unidade motora. Os potenciais de ação associados com cada fibra muscular são apresentados do lado direito da figura 1.8. Os potenciais individuais de ação de cada fibra muscular representam a contribuição que cada fibra muscular ativa faz ao sinal detectado no local do eletrodo (DE LUCA, 1979).

Por razões técnicas, o eletrodo captador é tipicamente bipolar e o sinal é amplificado diferencialmente (esta técnica será melhor descrita no item 1.2.2). A forma do potencial de ação observado dependerá da orientação dos contatos do eletrodo gravador com relação às fibras ativas. Para simplificar, na figura 1.8 os contatos do eletrodo estão alinhados em paralelo com as fibras musculares. Com este arranjo, os potenciais de ação observados das fibras musculares terão uma forma bifásica e o sinal das fases dependerão da direção na qual a despolarização da membrana muscular chega ao local da captação (GEDDES, 1972).

Para esclarecer a posição relativa da junção neuromuscular de cada fibra muscular e o local de captação do sinal na figura 1.8, linhas foram desenhadas entre o ponto mais próximo em cada fibra muscular e os contatos no local da captação do sinal. No diagrama, uma despolarização que se aproxima do lado direito é refletida como uma fase negativa no potencial de ação e vice-versa. Note que quando a despolarização das membranas das fibras musculares alcançam o ponto marcado pelas duas linhas, o

potencial de ação das fibras musculares correspondente terá um valor interfásico igual a zero (DE LUCA, 1979).

Figura 1.8. Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. Adaptado de DE LUCA (1979).

A amplitude dos potenciais de ação é dependente do diâmetro da fibra muscular, da distância entre a fibra ativa e o local do eletrodo, e da qualidade de filtragem do eletrodo. Em tecido muscular humano, a amplitude V do sinal aumenta com $V = ka^{1.7}$ onde a é o raio da fibra muscular e k é uma constante (ROSENFALCK, 1969), e diminui inversamente proporcional à distância entre a fibra ativa e o local de captação, aproximadamente (VOLUME, 1957).

As propriedades de filtragem de um eletrodo bipolar são uma função do tamanho dos contatos (GEDDES, 1972), da distância entre os contatos (LINDSTRÖM; MAGNUSSON & PETERSÉN, 1970), e das propriedades químicas da interface metal-eletrólito (DE LUCA & FORREST, 1972).

A duração dos potenciais de ação está inversamente relacionada à velocidade de condução da fibra muscular que varia de 2 a 6 m/s. O tempo relativo de iniciação de

cada potencial de ação é diretamente proporcional à diferença no comprimento do nervo que se ramifica e a distância que a despolarização têm que propagar ao longo das fibras musculares antes deles se aproximarem da zona de detecção do eletrodo. E é inversamente proporcional às velocidades de condução da ramificação do nervo e da fibra muscular.

O atraso de tempo causado pela propagação ao longo das fibras musculares é uma ordem de magnitude maior que a causada pela ramificação do nervo por causa da sua velocidade de condução muito alta (30-75 m/s). Além disso, de acordo com LANG & TUOMOLA (1974), a duração aumenta quando o local do eletrodo é deslocado para longe da junção neuromuscular. Isto ocorre provavelmente por causa do diâmetro decrescente, e conseqüentemente ao decaimento da velocidade de condução das fibras musculares quando elas se aproximam do tendão (DE LUCA, 1979).

As formas e o espectro de frequência dos potenciais de ação serão afetados pelo tecido entre a fibra muscular e o local do eletrodo. A presença deste tecido cria um efeito de filtro Passa Baixa cuja largura de banda diminui com o aumento da distância (LINDSTRÖN, 1970). Este “efeito filtro” do tecido é muito mais pronunciado para as captações de sinais usando eletrodos de superfície que para as captações usando eletrodos invasivos porque estes ficam situados mais próximos às fibras musculares ativas (DE LUCA, 1979).

No passado, os potenciais de ação das fibras musculares foram considerados eventos individuais distinguíveis. Porém, como as despolarizações da fibra muscular de uma unidade motora se sobrepunham no tempo, o sinal resultante presente no local da captação constituirá uma superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação individuais. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso enviará uma seqüência destes potenciais, para que as unidades motoras sejam repetitivamente ativadas, resultando em um trem de potenciais. O sinal mioelétrico (SME) será resultante da somatória destes trens, dadas as várias unidades motoras envolvidas para manutenção e ativação da contração muscular (figura 1.9).

Figura 1.9. Representação esquemática da geração do SME. a) Aspecto anatômico. b) Modelo fisiológico e instrumentação. Adaptado de DE LUCA (1979).

1.2.2. CAPTAÇÃO DOS SINAIS MIOELÉTRICOS

O estudo dos SMEs neste trabalho se dá devido ao fato que muitas próteses modernas para membros superiores são controladas usando tais sinais, como será visto mais adiante. Mas para efetuar o controle da prótese, o SME deverá ser captado e tratado. A aquisição do SME pode ser feita por intermédio de eletrodos invasivos ou não-invasivos. Eletrodos invasivos (de fio ou agulha) são capazes de detectar o potencial de ação de uma única unidade motora, maiores amplitudes e espectro de potência mais amplo com frequências até 10kHz (WEBSTER, 1998). No entanto

estes eletrodos apresentam vários inconvenientes, como a necessidade de excelente esterilização, o perigo da quebra dos fios dentro do músculo e sobretudo o desconforto do paciente (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Para evitar estes inconvenientes, optou-se por usar eletrodos não invasivos (de superfície). Com a utilização destes eletrodos, o SME captado apresenta frequências até cerca de 500Hz e amplitudes variando entre 50 μ V e 5mV dependendo do músculo analisado e configuração do eletrodo utilizado (ALMEIDA, 1997).

Para minimizar o ruído do sinal, que é composto por baixas amplitudes, é recomendado que se utilize eletrodos chamados de eletrodos ativos. Estes são confeccionados com um amplificador diferencial muito próximo dos eletrodos de captação. O funcionamento deste amplificador diferencial pode ser visto na figura 1.10.

Os eletrodos de captação são compostos por duas barras de prata/cloreto de prata dispostas paralelamente e distantes 1 cm entre si, de acordo com a configuração sugerida por De Luca em DELSYS INC (1996). A melhor localização do eletrodo é entre o ponto motor e o tendão de inserção do músculo, e as barras de prata/cloreto de prata do eletrodo devem estar perpendiculares às fibras musculares. Como é utilizado um amplificador diferencial, faz-se necessário o uso de um eletrodo de referência, que deve ter uma área de aproximadamente 4cm² e estar localizado em uma região sem músculos para não interferir na aquisição (DELSYS INC, 1996), como por exemplo, na região próxima ao cotovelo do paciente no caso de uma prótese para antebraço.

Figura 1.10. Amplificação diferencial, onde n representa o ruído do sistema e do ambiente e $m_1 - m_2$ o SME resultante.

Após captado, o sinal deve passar por um tratamento analógico, visando melhorar a sua qualidade e adequá-lo para que possa ser processado e utilizado pela prótese. O tratamento analógico é composto pela fase de amplificação (eletrodo ativo, mencionado anteriormente) e filtragem. O processo de filtragem é dividido em 3 etapas, baseado nas características do sinal: Filtro notch de 60Hz, passa baixa de 500 Hz e passa alta de 20Hz. Para estas 3 etapas normalmente utilizam-se filtros universais. O filtro passa baixa de 500Hz é utilizado para filtrar ruídos de alta frequência e evitar “aliasing” do sinal, caso seja posteriormente digitalizado. Em virtude da instabilidade dos sinais de frequência entre 0 e 20Hz, e para retirar a componente DC do sinal geralmente é utilizado um filtro passa alta com frequência de corte em 20Hz. O filtro Notch de 60 Hz é utilizado para filtrar o ruído proveniente da rede elétrica no Brasil.

Apesar do SME ser estocástico e ser representado razoavelmente por uma distribuição Gaussiana de média zero (PARKER, STULLER & SCOTT, 1977; BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; DE LUCA, 1979), ele possui características determinísticas em torno dos primeiros 200ms após o início da contração muscular, ou seja, neste período possui um certo padrão de comportamento (O’NEILL, MORIN & SCOTT, 1994; HUDGINS, 1991; HUDGINS, PARKER & SCOTT, 1993). Desta forma, para diferentes contrações pode-se obter diferentes padrões do SME, que podem ser úteis para diferenciar várias tarefas que a prótese venha por ventura executar.

CAPÍTULO 2

2. PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES

Há muitos anos a humanidade percebeu a necessidade de reproduzir artificialmente membros perdidos. A mão foi a primeira parte de um membro superior a se tentar substituir por uma prótese. Existem próteses datadas desde aproximadamente 500 anos antes de Cristo, mas os marcos de suas construções estão nos séculos XV e XVI. Dentro dos nomes que se destacaram, estão Ambroise Paré e Leonardo da Vinci (BOCCOLINI, 1990), que projetaram e construíram próteses, tanto para membros superiores como para membros inferiores, muito engenhosas e funcionais, considerando as devidas proporções e levando-se em conta as limitações tecnológicas da época. Alguns exemplos destas próteses podem ser vistas nas figuras 2.1 e 2.2.

Figura 2.1. Mão planejada por Ambroise Paré. BOCCOLINI (1990).

Figura 2.2. Próteses de braços dos séculos XV e XVI. BOCCOLINI (1990).

2.1. AMPUTAÇÃO X DEFICIÊNCIA CONGÊNITA

A falta de um membro, ou parte dele, dá-se por dois motivos: por uma deformação esquelética congênita ou por uma amputação, cirúrgica ou acidental. Muitas vezes a palavra amputação é usada erroneamente para definir uma deformação congênita e esse termo deve ser evitado para referenciar tais casos (KOTTKE; STILLWELL & LEHMANN, 1984). Segundo estes autores, a deficiência congênita se dá em 22% dos casos existentes de deficiência esquelética dos membros superiores, considerando todas as faixas de idade, sendo que as mais comuns são as ausências da mão, do punho e de dois terços do antebraço. Esse valor de deficiência congênita é igual a 75% contra os 25% restantes dos casos de amputação traumática ou cirúrgica entre crianças de até 10 anos. Porém, conforme se aumenta a idade, esses valores vão se alterando de maneira inversamente proporcional, até o ponto no qual as amputações constituem 70% de todos os casos, quando comparadas todas as faixas de idade, sendo que apenas 6% destas amputações são causadas por doenças (KOTTKE; STILLWELL & LEHMANN, 1984).

A principal necessidade de se classificar os tipos de pacientes em dois grandes grupos está no fato de que nem todos os casos de usos de próteses são iguais. Isso se torna claro ao analisar os pacientes com deformações esqueléticas congênitas. Alguns pacientes deste tipo podem possuir vestígios do membro com uma certa

mobilidade, que podem ser muito úteis para o controle de um dispositivo protético. Logo, estes vestígios não devem ser sacrificados por motivos puramente estéticos. Em contrapartida, as próteses para pacientes amputados podem, de certa forma, ser padronizadas quanto ao tamanho e aos níveis de amputação indicados.

2.1.1. NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO

Os níveis de amputação são definidos pela medicina de acordo com sua localização, devendo localizar-se sempre o mais distal possível. Observando este conceito, uma amputação, quando realmente necessária, deve ser feita o mais distal possível, respeitando-se os limites impostos. Quanto mais proximal a amputação, mais difícil a confecção de uma prótese do ponto de vista técnico, figura 2.3 (BLOHMKE, 1994). É importante manter os ressaltos e aproveitar o máximo dos ossos, quando possível, para facilitar a fixação e utilizar o máximo dos movimentos da parte restante do membro, também chamada de coto. Assim, uma prótese deveria ser leve e compacta de maneira que, para uma desarticulação de punho, ela possa ocupar o espaço antes ocupado pela mão, por exemplo.

Figura 2.3. Níveis de amputação. Adaptado de KOTTKE, STILLWELL & LEHMANN (1984).

Por esta tese tratar principalmente de próteses para mãos, quando futuramente for referida uma amputação, deve-se entender que esta se localizará abaixo do cotovelo longa (terço médio do antebraço), ao redor de 55% (figura 2.3). Casos contrários serão especificados. Desta forma, uma grande parte (aproximadamente 70%) dos movimentos do antebraço serão conservados (BOCOLINI, 1990), principalmente uma parte dos movimentos de rotação lateral e média do antebraço (supinação e pronação) (HALL, 1993). Além disso, esse nível de amputação fornece um maior espaço para adaptação de mecanismos, motores ou circuitos que possivelmente possam vir a existir.

Deve-se ressaltar que, o projeto de próteses para este nível de amputação vem a ser extremamente relevante, pois as existentes atualmente são limitadas e não reproduzem com satisfação as devidas funções que a mão deve assumir, como será adiante.

2.2. CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES POR CRITÉRIO DA FONTE DE ENERGIA

A necessidade de construir próteses mais funcionais implicou em um número elevado de tipos e modelos construídos, embora nem todas completamente funcionais e antropomórficas. Com essa grande variedade, torna-se importante classificar de alguma forma as próteses para membros superiores.

A principal classificação de uma prótese, como visto anteriormente, se dá de acordo com o nível de amputação, já que o paciente merece as maiores atenções, (BLOHMKE, 1994). Entretanto, sob o ponto de vista da engenharia seria mais interessante classificar uma prótese em relação a sua fonte de energia, características de construção e capacidade funcional. Analisando o problema por este aspecto, pode-se observar na figura 2.4 um método de classificação, adaptado a partir da proposta feita pela empresa Otto Bock Industry, Inc (BLOHMKE, 1994).

Figura 2.4. Classificação das próteses para os membros superiores, pelo critério da fonte de energia.

De acordo com a classificação proposta, as próteses passivas podem ser divididas em estéticas e passivas para o trabalho. Estas próteses não têm peças articuladas acionadas mecanicamente, ou seja, não realizam movimentos comandados pelo paciente. As próteses estéticas (figura 2.5), como o próprio nome diz, são feitas para pessoas que se interessam apenas no aspecto externo da prótese, não se importando por sua funcionalidade. Para tanto, estas necessitam de conforto e leveza, além de uma boa semelhança com o membro a que se propõe substituir. As passivas para o trabalho possuem uma ferramenta no ponto mais distal, como por exemplo um martelo, um simples gancho ou um alicate de pressão. As mais conhecidas são as próteses que têm em sua extremidade um gancho, muito usadas no passado. Existem muitas variações deste tipo de prótese, porém, são obsoletas e atualmente estão em desuso (BLOHMKE, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978).

Figura 2.5. Prótese estética para braço (BLOHMKE, 1994).

As próteses ativas têm uma certa mobilidade e seus movimentos são controlados de alguma forma pelo paciente. A fonte de energia utilizada para a movimentação deste tipo de prótese pode ser proveniente do próprio paciente, externa a ele ou uma combinação dos casos anteriores. Estas próteses podem ser utilizadas em praticamente todos os níveis de amputação, porém, menos aplicáveis em níveis mais altos, como por exemplo as amputações próximas ao ombro, ou mesmo sua desarticulação, principalmente em se tratando das próteses acionadas por força própria (figura 2.6). Estas próteses, também conhecidas como próteses ativas por tração, têm os movimentos das juntas efetuados por intermédio de cabos ou tirantes, que por sua vez são controlados por esforços e movimentos dos ombros, do próprio coto ou de ambos (BLOHMKE, 1994). Estas próteses, na sua maioria, têm elementos finais (mãos) geralmente muito rústicos, porém muito funcionais – são os conhecidos ganchos com movimentos de abertura e as mãos acionadas por cabos. Não possuem características antropomórficas e seu acionamento causa um certo constrangimento ao paciente, pois exerce vários movimentos que não são naturais.

Figura 2.6. Prótese ativa por força própria (BLOHMKE, 1994).

O outro tipo de prótese ativa é acionada por uma força externa, que pode ser elétrica ou pneumática, e possuem, na sua maioria, uma semelhança maior com os membros naturais. As próteses pneumáticas possuem um reservatório de ar comprimido ou CO₂ (frequentemente localizado na região da axila), que mediante válvulas comandadas por contrações musculares do coto, fazem com que atuadores pneumáticos executem os devidos movimentos (BOCCOLINI, 1990). Por ter um

nível elevado de ruído, ser mais pesada, ter pouca autonomia e não ter a força controlada, este sistema não é muito eficiente. Já as próteses elétricas podem ser divididas em dois tipos básicos: as controladas por interruptores (REHABILITATION ENGINEERING SERVICE, 1998), ou chaves, e as controladas por impulsos mioelétricos (AIRES, 1991; BAGWELL & CHAPPELL, 1995; BASHA et al., 1994; PINTO, 1996).

As próteses elétricas controladas por interruptores funcionam de modo semelhante às próteses pneumáticas, possuindo interruptores em contato com a pele acionados por contrações musculares. Os interruptores controlam os motores que por sua vez acionam os mecanismos da prótese. Esta prótese também possui os mesmos problemas das pneumáticas, com exclusão do excesso de peso, pois o reservatório é trocado por uma bateria (BOCCOLINI, 1990).

As próteses que melhor aliam uma grande funcionalidade com um aspecto estético atraente são as controladas por SME (AIRES, 1991; BLOHMKE, 1994; DUPONT & MORIN, 1994; PARK & MEEK, 1993; PINTO, 1996).

2.3. PRÓTESES MIOELÉTRICAS

As próteses elétricas tradicionais controladas por SMEs (figura 2.7) possuem eletrodos que, em contato com a pele, captam tais sinais e os utilizam para o controle dos motores. Estes são controlados eletronicamente de modo que a força aplicada seja proporcional à força exercida pelos músculos do coto, cujos SMEs foram captados e posteriormente tratados, tornando-os sinais de controle. Desta forma, um impulso mioelétrico tênue fará com que a mão protética se mova devagar e um impulso forte fará o contrário. Da mesma forma, a intensidade da contração controlará a força de preensão. Os sinais captados são geralmente provenientes dos músculos do coto que não foram lesionados e que normalmente eram utilizados nos movimentos de abertura e fechamento da mão, tornando seu uso mais acessível, já que o paciente usará o mesmo grupo muscular que usava antes e, ao mesmo tempo,

melhorando as funções fisiológicas e a força muscular do coto e do resto do membro. Um esquema de funcionamento destas próteses pode ser observada na figura 2.8 (SCOTT & PARKER, 1998).

Figura 2.7. Prótese Mioelétrica (BLOHMKE, 1994).

Figura 2.8. Esquema de funcionamento de uma prótese mioelétrica.

O músculo recebe um impulso elétrico proveniente do cérebro, por um motoneurônio. O SME é captado, amplificado, tratado e usado como valor de referência para o controle do motor (ou motores) que acionará o mecanismo da prótese. A realimentação é visual.

(CUNHA, 1999).

Este tipo de prótese possui algumas características específicas: estas próteses deveriam ser extremamente antropomórficas (BECKER; THAKOR & GRUBEN, 1986), na sua forma e na repetição dos movimentos típicos da mão humana (BLOHMKE, 1994; BOCCOLINI, 1990; GIRAUDET, 1978; KOTTKE, STILLWELL & LEHMANN, 1984). Entretanto, as próteses mioelétricas mais tradicionais não reproduzem satisfatoriamente as reais características antropomórficas das mãos, com algumas características como tamanho dos dedos ou falta das articulações entre as falanges não correspondendo ao que ocorre na natureza. A mão mioelétrica intercambiável da Otto Bock Industry, Inc. (BLOHMKE, 1994), pode ser usada como exemplo; apesar de ser muito funcional, o polegar é um pouco maior, comparado ao tamanho anatômico correto, para facilitar o mecanismo de pinça, e os dedos são rígidos, não possuindo juntas entre as falanges. Desta maneira, sua construção mecânica é simplificada, porém, ela perde em semelhança à mão humana (GIRAUDET, 1978).

Outro tipo é a prótese híbrida (figura 2.9), que usa elementos das próteses acionadas por tração e das próteses mioelétricas. Esta prótese é usada para níveis de amputação mais proximais, nos quais o uso de uma prótese totalmente mioelétrica seria inviável dentro dos recursos tecnológicos existentes até então.

Figura 2.9. Prótese híbrida (BLOHMKE, 1994).

As próteses ativas por tração, como visto, possuíam ferramentas passivas ou mecanismos muito simples, de fechamento ou abertura involuntária. Estas próteses provavelmente surgiram na tentativa de tornar mais funcionais as próteses passivas,

aproveitando as tomadas de força por intermédio da tração de cabos. Tomando por base este ponto, foram observadas quais funções podiam ser alcançadas e quais objetos poderiam ser agarrados por essas próteses. Tomando por exemplo uma prótese ativa por tração, do tipo "Gancho APRL" (fechamento voluntário – figura 2.10) (BOCCOLINI, 1990), pode-se verificar que as possíveis funções que ela pode executar são as funções de garra composta (incluindo, de certa maneira, as pinças dígito-digitais) e a garra em gancho. Observa-se então que esta prótese se limita a pegar os objetos que estas configurações permitem.

Observando todos estes aspectos, as próteses mioelétricas são as que têm um maior potencial para fornecer os melhores recursos para se implementar melhorias tecnológicas. Estas então foram escolhidas como o tipo de prótese básica utilizada para se desenvolver uma prótese mais "inteligente" e antropomórfica, e com base neste ponto, quando for mencionado o uso de uma prótese, será uma prótese mioelétrica. Casos contrários serão mencionados.

Figura 2.10. Gancho APRL (BOCCOLINI, 1990).

Mesmo com a evolução dos métodos de controle de próteses, e da tecnologia de construção de mecanismos, o caminho adotado continuou praticamente o mesmo, até o advento das atuais próteses mioelétricas, como por exemplo, as próteses da Otto Bock Industry, Inc. (BLOHMKE, 1994). Nestas, primeiramente, escolheu-se o sistema de controle (SMEs), posteriormente foi estudado como e quantos motores poderiam controlar e quais os mecanismos que poderiam ser controlados e construídos tomando-se por base estas limitações. Foi adotada uma configuração que mescla as funções de pinça tridigital (alterada para funcionar também como uma pinça de precisão), garras de força e em gancho. Para tanto, algumas características antropomórficas foram desprezadas, como mencionado anteriormente.

Estudos recentes (CHAPPELL & KYBERD, 1991; KYBERD et al., 1995; CUNHA, 1999), comprovam que o caminho adotado para se projetar e construir uma prótese contemporânea se dá no sentido inverso do escolhido tradicionalmente, ou seja, o projeto do mecanismo protético parte atualmente da escolha das formas de preensão dos objetos manipulados e chega até o controle possível de ser executado pelo paciente (CUNHA, 1999). Então, em um primeiro nível, tenta-se descobrir quais as funções principais que a mão pode assumir e quais os objetos possíveis de se manipular com tais configurações. Posteriormente projeta-se a prótese em si, porém, visando a uma determinada estratégia de controle, de tal forma que seja mais simplificada do ponto de vista do usuário. Assim, visando a construção de próteses mais antropomórficas, o próximo capítulo tratará sobre os mecanismos, atuadores e sensores. Ao final dele será feita uma seleção dos tipos destes dispositivos que melhor se enquadram para esta aplicação.

CAPÍTULO 3

3. PRÓTESES ANTROPOMÓRFICAS MULTIFUNÇÃO

Tornar uma prótese multifunção consiste em fornecer a ela outras características, ou funções propriamente ditas, que a tornarão mais antropomórficas (CUNHA, 1999). Ao contrário das próteses tradicionais, que podem realizar uma ou no máximo duas funções (abrir e fechar, ou uma prono-supinação), estas modernas próteses deverão abrir e fechar assumindo funções diferentes, como pinça tri-digital, garra composta e garra de força, por exemplo. Para isso, um sistema de controle eficiente deve atuar, e com ele sensores que monitorem e indiquem o comportamento da prótese, como sensores de força, posição angular, temperatura e deslizamento, para saber como o objeto se comporta de acordo com a função escolhida e assim forçar o microprocessador da prótese a tomar alguma decisão.

Desta forma, deve-se projetar mecanismos adequados para execução de movimentos semelhantes aos naturais e que se pareçam com a mão propriamente dita. Junto aos mecanismos, devem ser escolhidos atuadores que comportem-se satisfatoriamente, quanto ao consumo de energia, volume ocupado, peso e outras características. Somado a todas estas observações, o controle da prótese pelo paciente deve ser facilitado e ela deve, de certa forma, tornar-se também um mecanismo aferente, como o órgão que ela pretende substituir.

3.1. MECANISMOS

O avanço tecnológico das próteses ativas por força externa para membros superiores é crescente, como mostram as pesquisas nas áreas de atuadores e mecanismos. Dentre os atuadores destaca-se no seu funcionamento a utilização de materiais piezelétricos, ligas metálicas especiais, polímeros e novos modos de uso dos motores DC, e entre os mecanismos tem-se os projetos mecânicos baseados nos estudos da anatomia da mão humana envolvidos na construção deles, além da união mais adequada entre esses componentes. Todo esse esforço vem para atender às necessidades de se obter uma prótese antropomórfica e funcional, capacitando o paciente a realizar tarefas básicas do seu cotidiano com maior facilidade, de modo a se diminuir o grau de rejeição das próteses. Desta forma, pretende-se então discutir neste item cada um dos diversos tipos de mecanismos e os atuadores (no próximo item), mostrando as características principais, seu emprego, suas vantagens e desvantagens, apresentar o estado atual das pesquisas na área de reabilitação das funções dos membros superiores através do uso de próteses e por fim compará-los com relação aos principais critérios construtivos e de funcionamento necessários ao melhor desempenho de uma prótese.

3.1.1. ENGRENAGENS

Um dos métodos mais utilizados para se transmitir os movimentos de um atuador para um determinado mecanismo é por meio de engrenagens. Como está sendo estudado um mecanismo que tem como principal característica o aspecto estético, descarta-se de imediato o uso de engrenagens cilíndricas pura e simplesmente porque graças a sua forma não podem ser usadas para configurar um mecanismo com aparência de um dedo – as distâncias relativas entre as articulações impedem o uso de tais engrenagens, que deveriam ter grandes diâmetros. Isto pode ser facilmente verificado analisando a figura 3.1. Entretanto, é verificado que as engrenagens cônicas satisfazem esta característica, como será visto posteriormente.

Figura 3.1. Mecanismo de um dedo utilizando transmissão por engrenagens cilíndricas.

Nota-se que devido às características geométricas da engrenagem, as proporções anatômicas não são respeitadas (CUNHA, 1999).

Para se usar engrenagens cônicas em próteses, dois mecanismos devem ser analisados prioritariamente em detrimento dos outros existentes (PETROV, 1984). O primeiro mecanismo transmite o movimento até a junta i através das juntas anteriores $i-1, i-2, \dots$ (figura 3.2.a) e o segundo aplica o movimento nesta junta (figura 3.2.b). A junta, que possui a primeira configuração, pode transmitir a rotação, independente da posição angular do elo de saída, porém, ele inverte a rotação do elo de saída em relação ao de entrada. Se a engrenagem satélite (que de maneira usual gira livremente) estiver travada, a junta adquire a configuração do segundo mecanismo, fazendo-a girar sobre o eixo x . Para simplificar a construção mecânica da segunda junta (figura 3.2.b), diminuir o número de peças e, conseqüentemente, o peso total do conjunto, pode-se usar uma parte da engrenagem ligada à base. Combinando estes mecanismos, e fazendo uso de eixos vazados, pode-se criar uma estrutura tal que simule um dedo (no caso, um dedo com 3 DOF – apenas flexão e extensão) como pode ser visto na representação em corte mostrada na figura 3.4.

Figura 3.2. Transmissão por engrenagens cônicas. a) Mecanismo usando engrenagens cônicas que proporciona a transmissão do movimento da junta *i* através das juntas anteriores. b) Mecanismo usando engrenagens cônicas que aplica o movimento na própria junta (CUNHA, 1999).

3.1.2. POLIAS

Este tipo de transmissão seria o mais natural seguindo os conceitos da anatomia (BECKER; THAKOR & GRUBEN, 1986). Na forma genérica, o movimento de cada *i*-ésima junta é obtido mediante um sistema de polias. Por exemplo, considerando apenas o movimentos de flexão e extensão de um dedo, a junta distal tem apenas uma única polia ligada com seu elo, a junta média possui duas e a proximal, consequentemente, três polias. A realização física das transmissões pode ser variada, como foi mostrado na figura 3.3 (MA; HIROSE & YOSHINADA, 1993). Na figura 3.3.a pode-se observar *conduites* sendo usados para conduzir os cabos até a base, desta forma, bem como na construção mostrada da figura 3.3.b, o peso total é reduzido. Entretanto o uso de *conduites* aumenta consideravelmente o atrito total da construção, que é agravado quando se aumenta a força gerada nos cabos (MA; HIROSE & YOSHINADA, 1993). As figuras 3.3.c e 3.3.d mostram mecanismos do

CT Arm tipo 1 e 2 (MA; HIROSE & YOSHINADA, 1993): estes mecanismos reduzem o fardo da força de tração nos cabos, sendo que o CT Arm tipo 2 (figura 3.3.d) tem a característica que a tração de ambos os pares de cabos podem ser acionados por um “coupled drive“, além de outras características específicas.

Figura 3.3. Variações das transmissões por meio de cabos.

Adaptado de MA, HIROSE & YOSHINADA (1993).

Outro tipo de mecanismo que poderia ser usado é o projeto de transmissão por cabos do tipo $n+1$, onde n é o número de DOF para um dedo e “ $n+1$ ” representa o número de cabos. Esta concepção é usada na mão de Stanford/JPL, (LOUCKS et al., 1987; MASON & SALISBURY, 1985). Para um dedo com três DOF, usado no projeto da mão de Stanford/JPL, os cabos 2 e 3 passam por cima das polias inativas, nas juntas 1 e 2, e atuam como flexores e extensores, na junta 3. Semelhantemente, os cabos 1 e 4 também passam por cima das polias inativas na junta 1 para atuar na junta 2. Na junta 1, os cabos 1 e 4 são enrolados em um lado da junta, ao passo que os cabos 2 e 3 são enrolados no lado oposto. Assim, a junta 1 é movida pelo par da junta 3 ou pelo par da junta, realizando uma flexão e extensão (LOUCKS et al., 1987).

Na configuração anterior (CT Arm tipo 1 ou 2), o número de cabos para um mecanismo de n DOF pode ser igual a n , ao passo que para a configuração usada na mão de *Stanford/JPL* o número de motores para um mecanismo com o mesmo número de DOF teria que possuir $n+1$ motores (ou cabos). A justificativa, segundo MASON & SALISBURY (1985), para o uso da configuração $n+1$ cabos se dá por

causa do aumento de atrito gerado com a pré-tensão dada pelo ajuste inicial, principalmente se os cabos passarem por *conduites*. No outro caso, para resolver este problema deveriam ser utilizados dois motores (para flexão e extensão das falanges). Porém, como o aumento de atrito não vem a ser um problema muito significativo, visto que as configurações do tipo CT Arm 1 ou 2 não utilizam *conduites* e essa pré-tensão não afetará o resultado final dos movimentos dos dedos, ANDEEN (1988), é mais conveniente utilizar as configurações propostas por MA, HIROSE & YOSHINADA (1993), usando um atuador reversível para cada grau de liberdade. Maiores detalhes sobre as características cinemáticas deste tipo de mecanismo podem ser vistas em CUNHA (1999).

Na figura 3.4, há uma comparação entre a transmissão feita por cabos e polias e aquela feita por engrenagens. Observando a figura 3.4, é notória a complexidade construtiva do mecanismo composto por engrenagens (que neste caso – de maneira simplificada – possui um total de 12 partes móveis contra 6 na transmissão por polias) e, além disso, seria um tanto complexo instalar os acionadores na base dos mecanismos, sem aumentar o tamanho e o peso da prótese na região da palma da mão. Em vista disso, levando em conta as desvantagens da transmissão por engrenagens para este contexto, o uso da transmissão por cabos e polias se torna mais atraente.

Figura 3.4. Comparação entre mecanismos com transmissão por engrenagens cônicas (imagem de cima) versus transmissão por cabos e polias, simulando um dedo com três DOF (CUNHA, 1999).

3.1.3. OUTROS MECANISMOS

Nesta seção serão tratados mecanismos especiais, desenvolvidos ou em desenvolvimento por vários centros de pesquisas mundiais.

O mecanismo conhecido como Slider Crank (Manivela Deslizante) – tratado por CARROZZA et al. (2000) em seu trabalho, é acionado por um atuador linear, cujo movimento é usado para acionar diretamente a junta de um dedo artificial composto de três falanges (CARROZZA et al., 2000). Esse dedo foi projetado utilizando-se conceitos de Biomecatrônica e construído a partir da técnica de prototipagem rápida, o que permite testar e simular o dedo com baixo custo e em menor tempo que os métodos de prototipagem tradicionais (CARROZZA et al., 2000).

A junta metacarpofalangiana e a junta interfalangiana proximal, possuem cada uma um atuador linear e um mecanismo Slider Crank, mostrado na figura 3.5, 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 (CARROZZA et al., 2000).

Figura 3.5. Slider Crank: O mecanismo possui uma haste ligando a transmissão parafuso-guia à falange, de modo a transmitir a força do atuador linear.

Adaptado de CARROZZA et al. (2000).

Esse mecanismo juntamente com os atuadores lineares, possuem 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 e conseqüente aumento da mobilidade da prótese, proporcionando um aumento da área de contato entre a falange e o objeto durante a tarefa de agarrar (CARROZZA et al., 2000). Devido ao reduzido tamanho dos atuadores, o mecanismo recebe uma quantidade de força pequena e conseqüentemente a força de aperto da mão protética será pequena.

O mecanismo múltiplo de transmissão (MMT), em desenvolvimento pelo grupo de pesquisa do LABCIBER, da EESC/USP, tem a capacidade de tracionar vários cabos, por meio de polias, ao mesmo tempo ou independentemente um do outro, 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 conjunto motor/redutor, um sistema de acoplamento eixo/polia e um sistema de bloqueio. As polias são ligadas ao eixo de saída do motor/redutor, mas desacopladas desse eixo, sendo o sistema de acoplamento o responsável pela união entre polia e eixo permitindo que o motor/redutor tracione os cabos e conseqüentemente movimente os segmentos dos dedos. Após o segmento do dedo ser movimentado até a posição desejada, o sistema de bloqueio irá manter a posição desse segmento prendendo a respectiva polia, e permitindo 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, mediante a atuação do sistema de bloqueio.

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 a adaptação do usuário à prótese. Na figura 3.6, pode-se observar o atuador e seus três sistemas básicos de funcionamento.

Figura 3.6. Mecanismo Múltiplo de transmissão.

O mecanismo de acomodação (MA) é um mecanismo para movimentação de um dedo com três DOF por intermédio de “tendões” tracionando diretamente as juntas do dedo (PORFÍRIO, 1992; PORFÍRIO, WOOD & CLIQUET, 1992). Esse mecanismo é 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”. Quando o motor gira em um 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, irá realizar o movimento inverso (extensão) e a haste que realizava o movimento de flexão irá acompanhar o movimento de extensão.

A utilização de um motor para movimentação de um dedo com três DOF é uma vantagem, sendo possível ter todos estes componentes em tamanho reduzido de

modo a serem acomodados na cavidade protética; um inconveniente desse mecanismo é a ausência da possibilidade de se movimentar esse dedo de maneira diferente para assumir uma outra configuração que a mão deva realizar (CUNHA, 1999). Na figura 3.7 tem-se o MA e os “tendões” para movimentação dos segmentos dos dedo.

Figura 3.7. MA para um dedo com três DOF. Adaptado de PORFÍRIO (1992).

3.2. ATUADORES

Existem vários tipos de atuadores, muitos deles encontrados comercialmente, outros em fase de teste ou sendo desenvolvidos. Compostos por motores ou materiais ativos, pode-se classificá-los de acordo com o princípio de funcionamento empregado na geração do movimento, seja ele linear ou rotacional, em atuadores convencionais e não-convencionais. Os atuadores convencionais compreendem um grupo cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno eletromagnético, tendo como base os motores DC. Por outro lado os atuadores não-convencionais utilizam como princípio de funcionamento os fenômenos ligados diretamente à estrutura atômica do material, como certas propriedades de algumas ligas metálicas, materiais piezelétricos e compostos químicos do tipo polímero gel.

3.2.1. ATUADORES CONVENCIONAIS

Os micromotores DC são os motores mais empregados em próteses, principalmente nas próteses comercializadas. Estes 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, sendo o conjunto comutador-escovas os mais sujeitos ao uso, requerendo manutenção constante, o que se torna um problema.

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. Todos esses fatores contribuem para dificultar o bom funcionamento e a utilização da prótese.

Micromotores Brushless são motores que diferem dos micromotores DC convencionais pela função de comutação, não realizada mecanicamente, mas realizada por uma chave eletrônica, livre de manutenção. Esses motores também possuem alta rotação e baixo torque, o que faz necessário o uso de redutores para a movimentação dos mecanismos. Os menores modelos desses motores são muito mais compactos que os micromotores DC, o que facilita sua acomodação na cavidade protética.

No trabalho realizado por CARROZZA et. al. (2000), utiliza-se 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. O conjunto motor-redutor-transmissão, possui tamanho bastante reduzido de forma a ser integrado dentro da estrutura da mão protética, palma da mão e falange proximal,

de modo a aumentar a quantidade de juntas ativas e interferindo pouco no espaço interno da prótese (CARROZZA et. al., 2000). Esse tipo de construção se mostra muito compacta, mas em virtude da presença do conjunto motor-redutor-transmissão nas falanges do dedo artificial pode-se ter um aumento da inércia e associado a isso, um baixo torque desenvolvido pelo reduzido motor, fazendo com que o dedo exerça uma pequena força de aperto e baixa velocidade de movimentação, além de elevado ruído, que parece ser mais alto que o tolerado pelos usuários de prótese (CARROZZA et. al., 2000).

A Micro Bomba é um atuador que utiliza a energia hidráulica através da transferencia 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. No trabalho de LEE & SHIMOYAMA (2000) a micro bomba é utilizada para fornecer força hidráulica a um micro músculo artificial de borracha, como mostra a figura 3.8.

Figura 3.8. Micro compressor e micro músculo artificial.

Adaptado de LEE & SHIMOYAMA (2000).

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 (LEE & SHIMOYAMA, 2000). 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.

LEE & SHIMOYAMA (2000) criaram um micro músculo artificial hidráulico chamado “Mckibben artificial muscle”, o qual é leve e capaz de realizar movimentos suaves. O micro músculo artificial caracteriza-se por ser uma estrutura tubular de borracha, no qual é controlado e atuado pela força hidráulica gerada pelo micro compressor hidráulico, podendo não somente realizar a contração como um músculo normal, mas também apresentando grande força (LEE & SHIMOYAMA, 2000). O músculo pode também ser utilizado como um sensor de pressão, por causa da característica da pressão interna a qual muda de acordo com a carga aplicada externamente (LEE & SHIMOYAMA, 2000).

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; fluído de atuação pode ser reciclado; a saída de força pode ser amplificada e possui pequeno overshoot (LEE & SHIMOYAMA, 2000).

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, relacionam-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 & SHIMOYAMA, 2000).

3.2.2. ATUADORES NÃO-CONVENCIONAIS

O fenômeno piezelétrico surge em certos materiais que tornam-se eletricamente polarizados quando uma força é aplicada. Essa força cria um dipolo elétrico, e a magnitude desse efeito é proporcional à força aplicada. Esse efeito é conhecido como efeito piezelétrico direto, e quando materiais piezelétricos são mecanicamente deformados por um campo elétrico aplicado a eles, esse efeito é chamado efeito piezelétrico indireto (NANOTECHNOLOGY GROUP, 2001). Os atuadores cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno piezelétrico, têm em comum uma alta densidade de potência, o que os capacita a serem atuadores de pequeno porte e reduzida massa, mas como um alto torque. Um outro fenômeno, também utilizado para o desenvolvimento de atuadores, é o que ocorre junto à estrutura atômica do material, como mudanças na estrutura cristalina do material provenientes do aquecimento por meio da passagem de corrente elétrica ou um estímulo, por exemplo químico.

Um atuador piezelétrico 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 piezelétrico 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. 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). Esses atuadores possuem tamanho reduzido para um grande torque de saída quando comparados aos motores eletromagnéticos, são de difícil construção e custo relativamente elevado (CUNHA, 1999).

A necessidade de se ter atuadores compactos e leves em próteses para membros superiores faz dos motores piezelétricos rotativos um tipo de construção que pode ser usada em próteses. Na figura 3.9 tem-se um motor piezelétrico rotativo.

Figura 3.9. Motor piezoelétrico rotativo. Adaptado de CUNHA (1999).

Outra configuração encontrada para esta categoria de atuador são os motores que usam vibrações mecânicas na região ultra-sônica, acima de 20 kHz, como fonte de acionamento, mais conhecidos como motores ultra-sônicos (USM – Ultrasonic Motors) (SASHIDA & KENJO, 1993). Trabalham baseados 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 (PONS et al., 2000), como mostra a figura 3.10, acoplado ao eixo de saída do motor.

Figura 3.10. Estator e Rotor em movimento de um USM.

Adaptado de ACTIVE MATERIAL & STRUCTURE LABORATORY (2001).

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 piezelétrico (PONS et al., 2000).

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 boas, máxima eficiência com alto torque, operação em campos magnéticos e alto torque para tensão igual a 0V (PONS et al., 2000). Existem algumas desvantagens, dentre elas pode-se citar 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 et al., 2000).

No trabalho de PONS et al. (2000), tem-se estes atuadores como atuadores em próteses, possuindo a vantagem de terem movimento silencioso, o que é uma característica desejável pelo usuário para não serem notados, serem compactos e leves, facilidade de acomodação junto à cavidade da prótese; junto a isso tem-se a alta densidade de torque o que viabiliza a utilização de um redutor com baixa razão de transmissão (PONS et al., 2000), o que significa menor massa do conjunto motor/redutor, podendo até mesmo não ser necessário o uso de um redutor.

A liga de memória de forma (Shape Memory Alloy – SMA) é um atuador não clássico. Trata-se de uma liga metálica e caracteriza-se por assumir fases ou formas sob temperaturas diferentes, podendo ser deformada facilmente à temperatura ambiente (CUNHA, 1999), e apresentar memória de forma, ou seja, é capaz de retornar a uma forma pré-determinada quando aquecida (TINI ALLOY COMPANY, 2001).

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.

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), efeito não linear, alta histerese e baixo ciclo de vida (DE LAURENTIS & MAVROIDIS, 2000).

A liga mais comum é a de Níquel e Titânio (NiTi) chamada Nitinol. Suas propriedades elétricas e mecânicas são muito boas, 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 7,25kgf (TINI ALLOY COMPANY, 2001).

DE LAURENTIS & MAVROIDIS (2000) em seu estudo desenvolvido recentemente, apresentam um dedo com 4 DOF construído em alumínio e utilizando para a movimentação das juntas desse dedo fios de Nitinol com 150 microns de diâmetro. Testes preliminares foram realizados aplicando-se 7 volts e 300 mA ao fio, levando-se a uma estimativa da energia requerida para realizar o fechamento do punho de 4.2 watts para cada dedo (DE LAURENTIS & MAVROIDIS, 2000).

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 à aplicação de um estímulo externo, como temperatura, químico ou elétrico. Uma propriedade comum em todos os gels é importante para projeto de atuadores é sua habilidade única para sofrer mudança abrupta no volume (BROCK, 2001). Há vários tipos de polímeros gel, diferenciados 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, aumentando assim o número de DOF da prótese sem comprometimento do seu espaço interno.

No trabalho realizado por SAKAMOTO et al. (1994), o objetivo foi desenvolver e utilizar material polimérico contráctil para movimentação das juntas da prótese de mão. No caso foi usado o PAM (gel poliacrilamida), capaz de substituir motores por menor massa e preço, sendo ideal para desenvolver um “músculo artificial” controlado por sinais elétricos e biocompatível para implantes (SAKAMOTO et al., 1994). Assim, este material sugere a construção de uma forma de atuador que pode substituir ou auxiliar um músculo natural em suas funções (SAKAMOTO et al., 1994), e ainda ser utilizado diretamente no acionamento de um mecanismo protético.

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.

3.3. SENSORES

Nas próteses comerciais mais comuns para membros superiores, o sistema de controle é 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. Já as próteses multifunção em pesquisa exigem sistemas de controle mais elaborados para seu perfeito funcionamento, e por conseguinte, sensores específicos para realimentação das informações, visando fechar a malha de controle ou mesmo informar ao paciente alguns detalhes do objeto que está manipulando. Estes sensores podem ser então divididos em sensores que servem para adquirir os sinais de controle provenientes do paciente, que irão comandar a prótese; sensores que irão monitorar se os movimentos e a força aplicada estão de acordo com o desejado pelo paciente ou requerido para segurar determinados objetos; sensores que irão extrair algumas informações do objeto manipulado e finalmente, sistemas que irão transmitir ao paciente as informações extraídas do ambiente ou do objeto. Um diagrama de blocos de como os principais sensores estariam distribuídos na malha de controle e realimentação de uma prótese para membros superiores multifunção pode ser observado na figura 3.11.

Figura 3.11. Diagrama de blocos do sistema de controle e realimentação de uma prótese para membros superiores, onde Q é o vetor de posição angular resultante, F o vetor de força exercida pela prótese, T a temperatura do objeto manipulado e D o possível deslizamento existente entre o objeto e a mão artificial. Q_c e F_c são os sinais de comando de posição e força, dados pelo sistema de controle, definidos pelo paciente.

O problema do controle de uma prótese se agrava quando se aumenta o número de DOF necessários para tornar o mecanismo mais antropomórfico. Porém esta é uma exigência dos usuários que fazem o fator de rejeição ser diretamente ligado ao fator estético da prótese, como mencionado anteriormente.

3.3.1. CAPTAÇÃO DO SINAL DE CONTROLE

Como foi visto no item 2.2, em próteses ativas, cujos movimentos não são acionados por força própria, deverão existir sinais de controle que representarão a vontade do paciente em executar determinadas funções. Estes sinais são provenientes de transdutores que geralmente convertem os movimentos ou os fenômenos consequentes das contrações musculares em sinais que após devido tratamento, serão posteriormente usados no bloco de controle como sinais de entrada.

Os sinais de controle mais comuns são provenientes do membro residual e podem ser resultantes da medição da força exercida pelo membro, da variação do volume muscular ou dos sinais mioelétricos de um determinado grupo muscular.

Sistemas de aquisição de sinais de controle baseados na medição da força muscular vêm sendo usados principalmente para executar os movimentos de flexão e extensão do antebraço, em amputações acima do cotovelo (KYBERT & CHAPPEL, 1994; BERTOS et al., 1997) e para abertura e fechamento da mão artificial, como desenvolvido por BERTOS et al. (1997). No caso de amputações acima do cotovelo, o sistema de transdução do sinal é feito por cabos, semelhante às próteses acionadas por força própria, como pode ser observado na figura 3.12. Neste caso, a força exercida pelo indivíduo é transmitida pelo cabo até um sensor de força, que pode ser construído basicamente usando-se strain gages (KYBERT & CHAPPEL, 1994), ou por FSRs (force sensitive resistors) (BERTOS et al., 1997). O controle neste caso é de posição, e pode ser do tipo “on-off” ou proporcional. No exemplo mostrado na figura 3.12, se a força $\bar{F}$ for maior do que um certo limiar, é realizada uma flexão, e caso a força seja menor, uma extensão é realizada (BERTOS et al., 1997).

Figura 3.12. Controle unidirecional usando a flexão do membro residual trans-umeral para controlar a posição do cotovelo elétrico. Adaptado de BERTOS et al. (1997).

Outra forma de realizar o controle, é substituir os cabos por hastes, usando os músculos flexores e extensores do antebraço cineplastizados (BERTOS et al., 1997), sendo que os sinais são proporcionais à força exercida, que é consequência da mudança de comprimento do músculo, transcodificados por sensores do tipo FSR (figura 3.13).

Figura 3.13. Controle bidirecional usando cineplastia no antebraço.
Adaptado de BERTOS et al. (1997).

Este último sistema se confunde com os sistemas baseados na medição da 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 (GIRAUDET, 1978).

Recentemente, KENNEY et al. (1999) desenvolveram um sensor capaz de fornecer um sinal elétrico proporcional à variação dimensional do músculo envolvido, chamando este de sinal miocinemétrico (SMC). O sensor desenvolvido pode ser visto na figura 3.14, no qual uma membrana de borracha (3), fixa em um anel (4), possui um ímã (2) que quando é aproximado de um pequeno sensor de efeito Hall (5), fixo ao corpo do transdutor (6), 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 (1) foi adicionado ao projeto para facilitar o acoplamento do sensor de SMCs à pele do paciente (KENNEY et al., 1999).

Figura 3.14. Sensor miocinemétrico com diâmetro externo de 38mm.

Adaptado de KENNEY et al. (1999).

A maneira mais utilizada atualmente para realizar o controle de uma prótese acionada por força externa é por meio de sinais mioelétricos (SME). Estes sinais podem ser adquiridos usando-se eletrodos invasivos ou de superfície (não invasivos) (ORTOLAN et al., 2000). Graças a uma série de inconvenientes, como mencionado anteriormente (ver item 1.2.2), os eletrodos invasivos não são normalmente utilizados em próteses para membros superiores. Já os eletrodos de superfície, por sua vez são amplamente usados nas próteses comerciais e em desenvolvimento, sendo que os SMEs obtidos podem proporcionar desde controles “on-off”, até métodos de controle mais apurados, fazendo-se uso por exemplo de métodos de reconhecimento de padrões (CUNHA et al., 2000; FRANCA et al., 2000), visto que os SMEs possuem características determinísticas em torno dos primeiros 200ms após o início da contração muscular, ou seja, neste período possui um certo padrão de comportamento (O’NEILL, MORIN & SCOTT, 1994; HUDGINS, PARKER & SCOTT, 1993; HUDGINS, 1991). Geralmente, usa-se a configuração de barras paralelas proposta por DELSYS INC. (1996) para confeccionar os eletrodos de superfície, como pode ser visto na figura 3.15. Com estes eletrodos, pode-se captar SMEs com frequências de até 500Hz e amplitudes que variam de 50 μ V a 5mV, dependendo também do músculo envolvido (ORTOLAN et al., 2000) (ver item 1.2.2).

Figura 3.15. Sensor mioelétrico com amplificação diferencial (DELSYS INC., 1996).

Sinais de controle provenientes de sensores que convertem as forças musculares por intermédio de cabos ou hastes não proporcionam ao paciente movimentos naturais ou são métodos invasivos, dependentes de cirurgias, como a cineplastia. Estes métodos também não proporcionam sinais que possam ser processados, extraindo mais de uma informação como os SMEs. Isto se torna útil quando deseja-se obter mais de um movimento usando-se apenas um sensor. Aparentemente os sensores que têm um potencial maior para utilização em próteses são os sensores miocinemétricos ou os mioelétricos. Os sensores mioelétricos possuem alguns problemas, pois os sinais provenientes deles são dependentes da impedância da pele, que varia de acordo com a transpiração; dos movimentos relativos do eletrodo com o coto; da fadiga do músculo que também acarreta maiores problemas (KENNEY et al., 1999), bem como de uma boa amplificação e filtragem (ORTOLAN et al., 2000). Os sensores de SMCs possuem um grande potencial para o uso em próteses, porém ainda estão em fase de testes (KENNEY et al., 1999); desta forma a principal aplicação seria principalmente em próteses que funcionam de maneira “on-off” ou de maneira proporcional, com números reduzidos de funções, a não ser que futuros trabalhos mostrem que os SMCs possuem um certo padrão de comportamento, variante de acordo com o tipo de contração ou grupo muscular envolvido.

3.3.2. SENSORES DE POSIÇÃO ANGULAR

Em próteses que possuem, no mecanismo que substituirá a mão, um número elevado de DOF visando imitar com mais perfeição os movimentos da mão natural, faz-se necessário o uso de sensores de posição a fim de proporcionar a realimentação da malha de controle dos movimentos (FRANCA et al., 2000). Nas próteses comerciais, esta realimentação é visual, ou seja, o paciente verifica se a prótese está executando o movimento desejado e o corrige, caso haja necessidade. Porém, este controle não é semelhante ao natural, onde inconscientemente, pela propriocepção, os sinais são enviados ao cérebro que irá processar as informações e enviar os comandos adequados. Da mesma forma, em uma prótese, o paciente não tem a necessidade de conhecer a posição relativa entre as falanges para corrigir um ou outro movimento, apenas o resultado final da função que ele desejou. O processamento dos sinais provenientes dos sensores de posição angular deve então ser realizado no microprocessador da prótese, que tomará as decisões relativas ao controle. Em próteses multifunção (KYBERT & CHAPPEL, 1994; ORTOLAN et al., 2000; CUNHA et al., 2000; FRANCA et al., 2000; DUARTE et al. 2000) estes sensores são imprescindíveis, visto que para cada função que a mão irá realizar, uma determinada posição angular dos dedos e das falanges será exigida para execução de uma função específica, principalmente em algumas próteses mais elaboradas. Deve-se salientar que existem vários sensores de posição angular usados em robótica, porém, para usá-los em próteses algumas características devem ser respeitadas: tamanho reduzido e flexibilidade, já que não há muito espaço disponível em uma prótese para muitos dispositivos; precisão e faixa de trabalho adequada; baixa histerese e interferência; pouco consumo de energia; e finalmente, custo reduzido, pois a prótese deve resultar em um produto comercial. Em relação à precisão, deve-se salientar que ao contrário dos robôs convencionais, uma prótese de mão não exige extrema precisão nos movimentos, facilitando assim o processo de escolha dos sensores que serão utilizados. Estas características são importantes não só para os sensores de posição, mas também para todos os outros sensores que serão usados na prótese.

Sendo assim, os sensores mais comuns, como os sensores potenciométricos, os encoders absolutos ou incrementais não são tão atraentes, devido principalmente ao volume ocupado, quando se deseja utilizá-los diretamente nas juntas. Em alguns casos, eles podem ser montados na base dos dedos motrizes (CHAPPELL & KYBERD, 1991; KYBERD et al., 1995), em detrimento da multiplicidade de movimentos que o dedo poderá realizar. Os sensores baseados no uso de strain gages também não são tão interessantes pois inferem na dinâmica do movimento do dedo, já que são fundados na deflexão de um material base, fixo nas duas falanges em que se deseja medir o ângulo relativo.

Uma solução é usar sensores baseados na variação da indutância ou sensores de efeito Hall. Construindo-se um disco ferromagnético dentado, é possível determinar a posição angular, observando a variação da indutância de um sensor colocado próximo a este disco, cujo esquema pode ser visto na figura 3.16. 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.

Figura 3.16. Esquema construtivo de um sensor indutivo de posição angular. a) disco dentado; b) sensor indutivo; c) sinal produzido, ao longo do tempo.

De maneira semelhante funciona o sensor para medir deflexões angulares por efeito Hall. JACOBSEN et al. (1986) usaram, em cada junta dos dedos da UTAH/MIT Hand, um sensor de efeito Hall, fixo na falange mais proximal (representado por “A” na figura 3.17), e um dispositivo (parte “B”), fixo na falange distal correspondente a outra, que possui dois ímãs operando de tal forma que caracterizam um dipolo. O

sensor de efeito Hall, neste exemplo, produz uma corrente de saída, de acordo com a variação do campo magnético correspondente à variação de 0° a 95° , com uma linearidade de aproximadamente 5% (JACOBSEN et al., 1986). As principais vantagens do uso deste dispositivo, segundo JACOBSEN et al. (1986), são as seguintes: um sinal de saída contínuo, operação em uma alta faixa de frequência, pequeno atrito, sem contato mecânico, longa vida útil e boa tolerância a ruídos externos.

Figura 3.17. Sensor de efeito Hall usado para medir a posição angular da junta do dedo artificial, adaptado de JACOBSEN et al. (1986). a) sensor de efeito Hall; b) dispositivo onde estão afixados os ímãs.

Um outro tipo de sensor que pode ser usado, aliando uma boa relação peso/volume/precisão são os Shape SensorsTM (MEASURAND INC., 2000). 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 (figura 3.18). 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 (MEASURAND INC., 2000). 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 INC., 2000).

Figura 3.18. Shape SensorsTM – sensores baseados no uso de fibras ópticas (MEASURAND INC. 2000).

Sendo mais leves, os sensores baseados na deflexão de fibras ópticas mostram-se mais atraentes, porém aparentemente apresentam problemas de calibração e fixação. Os sensores por efeito Hall e indutivos apresentam problemas relativos à construção de dispositivos específicos. Com uma simples comparação entre as figuras 3.17 e 3.19 é possível se averiguar o grau de complexidade dos dispositivos mecânicos envolvidos na construção dos dedos e sensores.

Figura 3.19. Ilustração do posicionamento dos sensores de fibra óptica, bem como dos fios condutores ao longo da linha neutra do dedo. Adaptado de JACOBSEN et al. (1984).

3.3.3. SENSORES DE FORÇA

Em princípio, qualquer sensor que consiga medir uma deformação de um material com módulo de elasticidade conhecido é também um sensor de força. Nesta categoria se enquadram todos sensores baseados em strain gages convencionais. Estes sensores geralmente possuem uma boa precisão aliada a uma boa robustez, mas a exemplo dos sensores de posição angular dessa categoria, eles interferem em muito na dinâmica do dedo se suas dimensões forem exageradas. OBANA et al. (2000) desenvolveram um sensor de força baseado em extensômetros semicondutores que aparentemente atendem às especificações para o uso em uma prótese. Estes sensores apresentam uma resposta linear na faixa de 0 a 100N, com uma resolução de 0.5N, pequena histerese e tempo de resposta de 7.2ms, com 4mm de diâmetro e 1mm de espessura (OBANA et al., 2000).

Fazendo uso da deformação sofrida por um material conhecido, pode-se ainda usar elementos capacitivos, indutivos ou sensores de efeito Hall para se medir a força aplicada. Este último apresenta as mesmas vantagens relacionadas no item 3.3.2 e são mais citados nas referências pesquisadas do que os sensores capacitivos ou indutivos. Os sensores capacitivos são mais usados no intuito de detectar deslizamento, como será visto mais adiante.

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, como proposto em DUARTE et al. (2000). Os resultados obtidos por DUARTE et al. (2000) usando esta configuração, podem ser vistos na figura 3.20. Observa-se que os resultados são bem interessantes quanto à histerese e à não-repetibilidade, e que os testes feitos, usando-se as séries A e B (DUARTE et al., 2000) do sensor especificado estão praticamente sobrepostos.

Figura 3.20. Resultados obtidos com um sensor de força por efeito Hall.

Adaptado de DUARTE et al. (2000).

Outra opção é usar sensores piezelétricos (figura 3.21), como os da Honeywell (POWELL ELECTRONICS, 2001). Estes sensores possuem uma faixa de atuação de 1500gf (que segundo DUARTE et al. (2000) não é tão interessante, pois supõem que os sensores de força para uma prótese devem medir no mínimo 5kgf), 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 consequência 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.

Figura 3.21. Micro Sensor de força piezelétrico (POWELL ELECTRONICS, 2001).

Um FSR (figura 3.22) é um elemento sensor composto de três finas camadas, que são: uma de polímeros semi-condutores, espaçadores e eletrodos que juntos proporcionam uma diminuição da resistência com o aumento de força, (INTERLINK ELETRÔNICS INC., 1997; IBRAHIM & VON BÜREN, 1998). Observa-se neste dispositivo que a relação entre a força e a resistência não é linear, porém pode ser linearizada dentro de certos limites. O FSR não foi desenvolvido para atuar em mecanismos de precisão (INTERLINK ELETRÔNICS INC., 1997; IBRAHIM & VON BÜREN, 1998), pois suas medidas são afetadas por uma alta histerese e dependem do ângulo de incidência da força (DUARTE et al., 2000), 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 uma simples eletrônica para processamento do sinal.

Figura 3.22. FSR - Force Sensing Resistor (INTERLINK ELETRÔNICS INC., 1997).

Vários trabalhos relatam o uso de FSRs em próteses ou garras robóticas nos quais a precisão não é um fator preponderante: CHAPPELL & KYBERD (1991) em seu

trabalho relatam o uso de sensores de força de lâminas resistivas, que supõe-se tratarem de FSRs, como os da prótese MARCUS (KYBERD et al., 1995; MAËL, 2000) que usa uma combinação de dois FSRs arranjados ortogonalmente para, além da força, medir também a posição do ponto de contato no dedo de uma garra robótica. Uma outra aplicação interessante destes sensores pode ser observada nos trabalhos de CASTRO & CLIQUET (2000a e b), nos quais os autores aplicam FSRs no controle de sistemas de estimulação elétrica neuromuscular para mãos paralisadas.

3.3.4. SENSORES DE DESLIZAMENTO

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 (MAËL, 2000), pois 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 et al., 2000). Deve-se medir a vibração causada pelo movimento relativo entre o objeto e o dedo da prótese.

Como mencionado anteriormente, um dos sensores mais comuns para se medir deslizamentos são os sensores capacitivos. Estes sensores 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. Desta forma funcionam os *dynamic hair sensors* (MAËL, 2000), que possuem sensores capacitivos acoplados em fibras que detectam a vibração causada pelo deslizamento de maneira satisfatória, em uma garra robótica. Porém seu uso em próteses fica prejudicado pelo elemento de transdução, no caso, pequenas fibras que imprimem no sensor as vibrações. Da mesma forma, utilizam-se microfones em miniatura (BEYERDYNAMIC, 2000), na ponta dos dedos para este fim (algumas das principais características de um exemplo deste sensor podem ser vistas na figura 3.23). Estes tipos de sensores são por exemplo utilizados nas próteses apresentadas nos trabalhos de KYBERD et al. (1995) e CHAPPELL & KYBERD (1991). Outro

tipo de micro-microfone que talvez possa ser utilizado é o microfone óptico (PHONE-OR, 2000). Ele funciona através da medição da variação da diferença da intensidade entre a luz recebida e a luz emitida, após esta incidir sobre uma membrana reflexiva, que por sua vez recebe as ondas sonoras do meio. Nenhum trabalho pesquisado relacionado ao projeto de próteses para membros superiores, ou mesmo de manipuladores robóticos, cita o uso destes microfones ópticos portanto, alguns testes devem ser feitos para verificar sua aplicabilidade. Porém, algumas de suas características sugerem um bom desempenho, tais como suas dimensões básicas ($\varnothing 4.5\text{mm} \times 21.5\text{mm}$), sua resposta em frequência (220-4500Hz) e principalmente sua imunidade a ruídos eletromagnéticos durante a transmissão de informações, visto que são realizadas por fibras ópticas (PHONE-OR, 2000).

Figura 3.23. Micro-microfone para aplicações em auditórios ou teatros, mas que pode ser adaptado para aplicações em próteses pelas suas dimensões e características. Consumo: 400 μA ; Resposta de frequência: 20 – 20000Hz; dimensões básicas: $\varnothing 4\text{mm} \times 18\text{mm}$. (BEYERDYNAMIC, 2000).

Uma técnica muito utilizada na robótica, conhecida como *lift-and-try* (BENTO et al., 2000), pode ser utilizada para detecção de deslizamentos, caso os atuadores sejam motores elétricos. Esta técnica se resume em observar a variação da corrente consumida pelos motores na hora em que acontece a apreensão do objeto. Se a corrente não aumentar em virtude da carga, então o objeto está deslizando e portanto deve-se tomar a providência adequada. Assim como os microfones ópticos, mais pesquisas devem ser feitas para testar se esta técnica pode ser aplicada com sucesso em próteses para membros superiores.

Talvez uma boa opção para se medir o deslizamento seja através do uso de lâminas piezelétricas, ou Piezo Films (MEASUREMENT SPECIALTIES INC., 2000), como são conhecidos comercialmente. Este sensor possui uma pequena película de material piezelétrico depositada sobre um substrato. Este sensor fornece uma tensão de saída

proporcional à força aplicada (BENTO et al., 2000), ou seja, obedece ao mesmo princípio explicado anteriormente para os sensores piezelétricos de força, e suas características de operação são condizentes ao uso de próteses (DUARTE et al., 2000).

3.3.5. SENSORES DE TEMPERATURA

O outro sentido que pode ser incorporado como complemento ao sentido de tato é o de temperatura. Poucos centros de pesquisa vêm desenvolvendo trabalhos voltados para implementação do sentido de temperatura em próteses para membros superiores (HANGER ORTHOPEDIC GROUP INC., 2001; MACHADO et al., 2000). 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 líquido à boca ou quando ele deseja ter uma noção aproximada da temperatura do objeto manipulado (MACHADO et al., 2000). Outro problema é como realizar a realimentação das informações de temperatura. Como será visto mais adiante, existem várias maneiras de enviar esta e outras informações para o paciente de uma maneira adequada para cada situação.

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. Neste sentido, os métodos de medida de temperatura se resumem basicamente no uso de termopares, termômetros de resistência e nos termistores.

Os termopares baseiam-se em dois fios, de ligas metálicas diferentes, unidos conforme a figura 3.24, na qual uma junção se encontra na temperatura que se deseja medir (T_I) e a outra em uma temperatura conhecida (T_R). Quando as temperaturas T_I e T_R 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.

Figura 3.24. Esquema de uma construção de um termopar.

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 são muito utilizados na indústria, graças à sua boa precisão e aplicabilidade. Os termistores funcionam da mesma maneira que os termômetros de resistência, porém, são fabricados valendo-se de materiais semicondutores. 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; por sua vez, os termômetros de resistência são grandes e caros em demasia.

MACHADO et al. (2000) em seu trabalho, propôs o uso de um termistor da Siemens, modelo KTY 11-7, para realizar a medida de temperatura, na faixa de 25 a 100°C. Este transdutor possui dimensões reduzidas, aliadas a uma boa resistência mecânica e tempo de resposta. Sua resistência a 25°C é de 2k Ω com uma constante de tempo igual a 11s (MACHADO et al., 2000). Foram instalados seis sensores, distribuídos estrategicamente de modo a captar satisfatoriamente a temperatura do objeto manipulado, na luva interna de borracha de uma conhecida prótese comercial. Estes pontos (pontos equidistantes entre as articulações do primeiro, segundo e terceiro

dedos) foram determinados empiricamente, visando satisfazer a condição de que pelo menos um termistor estará em contato com o objeto, nas funções de preensão mais comuns da mão (MACHADO et al., 2000). Porém desejando-se medir temperaturas mais baixas, outro tipo de sensor deve ser utilizado. Uma opção seria o modelo NTC R-T Curve Matched da BETATHERM IRELAND LTD (2000). Este termistor atua na faixa de -55 a 150°C , com uma constante de tempo de 10s e resistência a 25°C de $1.252\text{k}\Omega$ (BETATHERM IRELAND LTD, 2000).

3.3.6. REALIMENTAÇÃO DAS INFORMAÇÕES DE FORÇA E TEMPERATURA

Uma das reclamações mais freqüentes dos usuários de próteses de mão, é que estas não fornecem a eles informações de tato, ou seja, eles não conseguem sentir os objetos manipulados. As sensações táteis incluem as sensações de pressão, frio, calor e dor, definindo assim as características do objeto tocado, graças às características de inúmeras terminações nervosas existentes na pele. As sensações de dor geralmente são dadas por terminações livres, mas dependendo da intensidade dos estímulos térmicos e de pressão esta sensação também é sentida. Desta forma, uma maneira de simplificar e tentar exprimir a sensação de tato para um paciente seria transmitir apenas as informações de temperatura do objeto manipulado e da força aplicada pela prótese, como mencionado anteriormente.

Existem várias maneiras de se transmitir estas informações ao paciente, a primeira que pode ser citada é a mostrada no trabalho de BERTOS et al. (1997), em que as próprias hastes que realizam o comando para a próteses, inseridas por cineplastia nos músculos do coto, também servem para enviar ao paciente, mediante seus canais proprioceptores as informações do objeto manipulado. O principal inconveniente desta técnica é que ela usa de medidas invasivas - figura 3.13. As outras maneiras são realizadas através da estimulação visual ou auditiva por códigos luminosos ou sonoros (MACHADO et al., 2000), ou de sistemas de substituição baseados no tato, como a estimulação mecânica, elétrica (NOHAMA & CLIQUET, 1998), ou mesmo térmica. Estes últimos aplicados na pele do coto ou em outras regiões disponíveis,

desde que não interfiram no funcionamento da prótese. O principal inconveniente da realimentação baseada na visão e na audição é o fator estético e o constrangimento causado: do mesmo jeito que o paciente percebe os sinais, todas as pessoas que o circundam também os percebem. Isso acarreta em rejeição do dispositivo, já que o paciente deseja uma prótese que seja antropomórfica e que não chame a atenção (GIRAUDET, 1978; CUNHA, 1999). Sendo assim, estes meios tornam-se desaconselháveis, e devem ser usados somente quando os meios de estimulação táteis forem totalmente impraticáveis.

Algumas observações a respeito da realimentação de força e temperatura devem ser comentadas: a melhor maneira de transmitir estas informações seria encontrar um meio de reproduzi-las da maneira como são feitas, e nem sempre isto é possível. Assim, substitui-se estímulos de pressão, por estímulos vibracionais ou elétricos. No caso dos estímulos mecânicos, como os vibracionais, observam-se alguns problemas operacionais, como por exemplo o alto consumo de energia dos atuadores para induzir a vibração ou algum outro estímulo mecânico. Já os estímulos elétricos, por sua vez, mostram-se mais adequados para a realimentação das informações pertinentes, visto que são melhor adaptados pelos pacientes e o consumo é melhor controlado, pois a estimulação é feita através da repetição de pulsos (NOHAMA & CLIQUET, 1998).

NOHAMA & CLIQUET (1998) mostram em seu trabalho que estimuladores baseados no fenômeno Phi tátil, gerado por impulsos elétricos na pele, têm se mostrado eficientes para transmitir sinais de realimentação ao paciente. Estes estimuladores foram testados em pacientes portadores de lesão medular, e alguns detalhes podem ser vistos em CASTRO & CLIQUET (2000c). Talvez o único inconveniente seja o fato de que o nível de tensão possa interferir na aquisição do SME, caso a prótese seja controlada desta maneira e que o estimulador seja colocado próximo aos sensores mioelétricos (NOHAMA & CLIQUET, 1998), assim talvez os meios mecânicos sejam mais adequados, principalmente os que relacionam diretamente os sentidos usados, por exemplo: sinais de pressão convertidos em uma pressão no coto do paciente. Isto pode ser conseguido através do uso de uma balão

localizado no soquete da prótese, inflado por meio de um micro compressor (LEE & SHIMOYAMA, 2000) (figura 3.8), como o mostrado na figura 3.25. A figura 3.25 mostra um balão de uma sonda de foley¹, que futuramente será adaptada para ser usada com esta finalidade.

Figura 3.25. Detalhe do balão de uma sonda de foley, que será adaptado para realimentação das informações de força. a) Balão vazio. b) Balão inflado com aproximadamente 6ml de ar.

Em contrapartida, a transmissão das informações de temperatura já foi conseguida. Na HANGER ORTHOPEDIC GROUP INC (2001) os pesquisadores conseguiram meios de transmitir estas informações, porém, a prótese com tais sensores ainda não está disponível para o mercado. Desta forma, o grupo não divulgou como é feita tal realimentação. Acredita-se que as informações de frio e calor são transmitidas mediante módulos de efeito Peltier (BIG-LIST.COM, 2001), porém não se sabe se as informações são contínuas ou intermitentes, respeitando as características térmicas do módulo. De qualquer forma, esta é uma boa opção para a realimentação de temperatura e os resultados de alguns testes com um módulo serão mostrados mais adiante.

Qualquer que seja o meio de realimentação, este deve ser feito tomando sempre o cuidado para que na área estimulada não ocorra uma adaptação (também conhecida como habituação nervosa) prematura dos receptores sensoriais (GUYTON, 1988), ou seja, que a área não fique insensível.

¹ Sonda de foley da Bioservice, produtos médico-hospitalares Ltda, tipo: 2 way standard; tamanho: 16ch 5.3mm; comprimento: 41cm; balão: 5-15ml.

3.4. SELEÇÃO DOS SENSORES, ATUADORES E MECANISMOS

Visando auxiliar a escolha correta dos sensores, atuadores e mecanismos a serem usados em próteses para membros superiores, foi proposta 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. Entende-se como flexibilidade e aplicabilidade o conjunto de característica funcionais do elemento que possibilitam sua aplicação de maneiras diversas, além de poderem se adaptar adequadamente ao uso proposto. As notas foram dadas empiricamente, de acordo com as observações obtidas nas referências pesquisadas e baseadas na experiência prática do grupo de pesquisa. Quanto mais a nota da classificação geral, que é resultado do somatório das notas individuais das características, se aproxima de um valor próximo de 40, 50 e 35, respectivamente para sensores, atuadores e mecanismos, melhor esse componente se aplica à prótese. Em caso de empate entre componentes do mesmo tipo, vale o de menor custo. As notas e o resultado da classificação geral pode ser vista na tabela 3.1. Não foram considerados os meios de realimentação, em razão do fato que esta função pode variar para cada tipo de paciente.

Tabela 3.1. Tabela de seleção e comparação entres os sensores, atuadores e mecanismos estudados.

Sensores, Atuadores e Mecanismos		<i>Tamanho</i>	<i>Peso</i>	<i>Flexibilidade e aplicabilidade</i>	<i>Precisão</i>	<i>Faixa de operação</i>	<i>Histerese e não repetibilidade</i>	<i>Consumo de energia</i>	<i>Frequência de funcionamento</i>	<i>Eficiência</i>	<i>Densidade de Potência</i>	<i>Antropomorfismo</i>	<i>Custo</i>	<i>Total</i>
<i>Sensor de aquisição do sinal de controle</i>	Mioelétricos	3	4	5	5	5	5	4	–	–	–	–	3	34
	Miocinemétricos	2	4	3	4	3	4	4	–	–	–	–	2	26
	Força muscular (FSR)*	1	2	1	2	4	2	1	–	–	–	–	4	15
	Força muscular (Strain Gages)	1	1	1	4	4	4	2	–	–	–	–	1	18
<i>Sensor de posição</i>	Potenciométricos	2	3	2	3	4	4	2	–	–	–	–	5	25
	Encoders	1	1	1	5	5	5	3	–	–	–	–	1	22
	Indutivos	3	3	4	3	4	2	3	–	–	–	–	4	26
	Por efeito Hall	3	3	4	3	5	4	3	–	–	–	–	3	28
	Por Strain gages	1	1	1	5	5	5	2	–	–	–	–	1	21
	Por fibras ópticas	5	5	5	3	3	4	3	–	–	–	–	1	29
<i>Sensor de força</i>	Por Strain gages	3	3	2	5	5	5	2	–	–	–	–	1	26
	Por efeito Hall	3	2	3	4	5	5	3	–	–	–	–	3	28
	Piezelétricos	2	1	1	5	2	5	5	–	–	–	–	2	23
	FSRs	5	5	4	2	5	2	1	–	–	–	–	4	28
<i>Sensor de deslíz.</i>	Microfones capacitivos	4	5	3	2	5	5	3	–	–	–	–	2	29
	Microfones ópticos	4	5	3	2	4	5	2	–	–	–	–	1	26
	Piezo films	5	5	4	3	5	5	5	–	–	–	–	2	34
<i>Sensor de temp.</i>	Termopares	4	3	2	4	5	5	5	–	–	–	–	2	30
	Termômetros de resist.	1	1	1	5	5	5	1	–	–	–	–	1	26
	Termistores	5	5	5	4	5	5	3	–	–	–	–	4	34
<i>Atuador Convenc.</i>	Micromotor DC	4	4	4	4	–	5	5	5	5	3	–	5	44
	Brushless	5	5	4	4	–	5	5	5	5	3	–	5	46
	Músculo artificial hidr.	3	3	3	3	–	4	4	2	3	2	–	4	31
<i>Atuador Não Convencional</i>	Atuadores pizeoelétr. rot.	3	4	3	4	–	5	5	5	5	5	–	2	41
	USMs	5	5	4	4	–	5	5	5	4	5	–	1	43
	SMA's	2	5	3	2	–	2	2	1	2	5	–	4	28
	Polímeros gel	4	5	2	2	–	3	3	1	3	5	–	2	30
<i>Mecanismo</i>	MMT	2	2	4	4	–	–	–	–	4	–	5	4	25
	CT Arm1	4	5	5	4	–	–	–	–	5	–	5	5	33
	MA	3	3	3	4	–	–	–	–	5	–	4	3	25
	Slider Crank	5	5	4	4	–	–	–	–	5	–	5	3	31

* foi considerado todo o conjunto cabos(ou haste)/transdutor para os sensores de aquisição baseados em força muscular (BERTOS et al., 1997). Os espaços em branco representam características ausentes nos sensores, atuadores ou mecanismos.

Observando a tabela 3.1, verifica-se que o melhor sensor para aquisição dos sinais de controle são os sensores mioelétricos. Já para os sensores de posição angular observa-se que os ópticos são ligeiramente melhores do que os baseados em efeito Hall. Neste caso uma escolha mais apurada deve ser feita, a exemplo dos atuadores e mecanismos, nos quais o motor brushless e o CT Arm 1 se mostraram mais aplicáveis, mas bem próximos das segundas opções. Se a opção for por atuadores não-convencionais, os motores piezelétricos são os mais indicados. Já o custo dos sensores de força do tipo FSR indica que esta é a melhor opção, visto que em uma avaliação final, estes empataram com os sensores baseados em efeito Hall. Os Piezo Films (MEASUREMENT SPECIALTIES INC, 2000), para medir deslizamentos, e os termistores, para medir a temperatura dos objetos manipulados, mostram-se as melhores opções para suas aplicações específicas.

Com base nesta seleção, deveriam ser feitos testes quantitativos mais precisos entre os elementos que não obtiveram uma diferença muito grande na classificação geral da tabela 3.1, como os sensores de posição angular e os sensores de força, para se verificar a sua real aplicabilidade, porém apenas foram feitos os testes com os sensores e mecanismos disponíveis no LABCIBER, cujos resultados serão mostrados no capítulo 4, juntamente com os testes com o módulo de efeito Peltier para realimentação das informações térmicas.

CAPÍTULO 4

4. TESTES COM OS MECANISMOS, SENSORES E SISTEMAS DE REALIMENTAÇÃO DAS INFORMAÇÕES TÁTEIS

Como visto anteriormente, após uma seleção dos diversos tipos de sensores, atuadores e mecanismos, aptos a serem usados em próteses, os escolhidos foram os seguintes: os sensores baseados na medida da deflexão de fibras ópticas para aquisição da posição angular; os FSRs para aquisição de força; os Piezo Films para medição do deslizamento e os termistores para medição da temperatura do objeto manipulado. Os atuadores foram os micromotores Brushless, no caso dos atuadores convencionais, e os USMs no caso dos atuadores não-convencionais. O mecanismo escolhido para representar o movimento de uma maneira mais antropomórfica foi o CT Arm 1. Para o controle da prótese, os SMEs são mais convenientes, e portanto sensores para sua captação devem ser usados.

Valendo-se desta seleção inicial, foram feitos testes com cada tipo de dispositivo escolhido, para verificar se suas características e desempenho condizem com a seleção inicial e com o propósito a que eles destinam-se. Os testes realizados com os SMEs para captação dos sinais de controle e suas características serão comentados no capítulo 5. Não foram feitos testes com os micromotores Brushless em virtude das suas características serem amplamente conhecidas na literatura (CARROZZA et. al., 2000; OGATA, 1993; PORFÍRIO, 1992; PORFÍRIO, WOOD & CLIQUET, 1992). Levando em consideração o fator custo, optou-se por escolher estes tipos de atuadores, em detrimento ao USMs. A escolha dos micromotores foi baseada no

resultado do cálculo dos momentos atuantes e forças nas falanges e juntas de um dedo (UCHIMURA & STANGE, 1999), supondo que o mecanismo usado seja o CT Arm 1, que o movimento seja feito estaticamente e seguindo as equações interfalangianas (CUNHA, 1999), relativas ao movimento de uma pinça tridigital (figura 4.1), com um carregamento bidimensional – plano xy – segundo a representação esquemática proposta por CUNHA (1999) na extremidade da falange distal de

$$\bar{F} = \begin{bmatrix} -15 \\ 15 \\ 0 \end{bmatrix} (N) \quad (4.1)$$

e uma velocidade de acionamento de 0.03m/s. Levou-se ainda em consideração todas as características descritas na tabela 3.1, por exemplo: tamanho, peso, consumo, flexibilidade e eficiência.

Figura 4.1. Gráfico das equações paramétricas referentes aos ângulos das juntas *versus* t (número de frames), para o dedo indicador executando o movimento para realização de uma pinça tridigital (CUNHA, 1999)

Assim, foram selecionados três tipos de micromotores e redutores planetários da empresa Maxon (MAXON MOTOR, 1999), para se ter uma maior flexibilidade de projeto, que podem ser vistos na figura 4.2. Essencialmente, os atuadores deveriam

ser como os músculos, ou seja, serem atuadores lineares, entretanto, a dificuldade de obter um atuador deste tipo que realize uma força necessária é muito grande.

Figura 4.2. Micromotores Brushless e redutores escolhidos. a) Motor com torque de 21.45 mNm 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; redutor de 7:2:1. (MAXON MOTOR, 1999).

Os primeiros testes apresentados então, correspondem àqueles com o mecanismo adotado, seguidos dos sensores de posição, força, de deslizamento e de temperatura selecionados no capítulo anterior. Posteriormente serão discutidas as características dos sistemas de realimentação das informações táteis ao paciente.

4.1. TESTES COM O MECANISMO DO DEDO

Dando continuidade ao trabalho iniciado em CUNHA (1999), o mecanismo escolhido e construído para representar um dedo, na sua forma e movimentos, foi o CT Arm 1 (MA, HIROSE & YOSHINADA, 1993), adaptado para ser usado em próteses (CUNHA, 1999) – figura 4.3. Com a finalidade de simplificar os testes, um protótipo do dedo indicador foi construído, com todas as falanges acionadas por servomotores do tipo RC (3 DOF), controlados via um programa e um adaptador

RCS-6, provenientes de um kit educativo de construção de robôs chamado Robix RCS-6, como mostrado em ORTOLAN et al. (2000) e na figura 4.4.

Figura 4.3. Protótipo de um dedo utilizado para testes. Desenvolvido para ser utilizado na Mão da São Carlos e utilizando o mecanismo CT Arm 1.

Figura 4.4. Esquema do protótipo do dedo com o kit educacional Robix.
a) Dedo artificial. b) Servomotores RC. c) adaptador RCS-6. d) Fonte.

O dedo e o suporte para os servomotores foram construídos seguindo o projeto mecânico que pode ser visto no apêndice I, e cujo dimensionamento foi realizado de acordo com os dados provenientes de UCHIMURA & STANGE (1999). O mecanismo mostrou-se compacto e leve, ideal para ser utilizado em uma prótese. A sua construção é um tanto complexa, comparada às próteses comerciais existentes. Isto deve-se principalmente ao fato de que as próteses comerciais não possuem a quantidade de DOF necessária para realizar movimentos antropomórficos. Mas, comparadas às outras próteses em desenvolvimento (como será visto no capítulo 6

desta tese), o mecanismo mostra-se relativamente simples, bastando fazer uma breve comparação visual. Nestas próteses, os mecanismos parecem ser pesados e complexos, ao contrário do CT Arm 1. Um detalhe da construção do dedo, mostrando a primeira junta interfalângiana, pode ser visto na figura 4.5.

Figura 4.5. Detalhe construtivo do protótipo do dedo artificial construído, mostrando a primeira junta interfalângiana (junta média). À esquerda pode-se observar a polia que move a falange média e à direita a polia que transfere o movimento para a falange distal, através desta junta.

Os principais problemas encontrados durante os testes foram relativos ao baixo atrito entre os cabos e as polias motrizes, que causava o não acionamento das falanges, problema este contornado dando-se três voltas com o cabo sobre a polia. Outra causa encontrada deste problema foi a tensão inicial dada nos cabos, proveniente das molas tensionadoras, que não possuíam um valor da constante k suficiente grande para evitar que os cabos deslizassem nas polias com apenas 2 voltas. Este talvez seja uma desvantagem deste tipo de construção, comparada à outras.

Os movimentos conseguidos com esta construção mostraram-se muito antropomórficos, mas na prótese o movimento da falange distal estará acoplado mecanicamente ao movimento da falange média, seguindo as equações interfalângianas (CUNHA, SCHNEEBELI & DYNNIKOV, 2000), já que esta característica foi observada por CUNHA (1999), diminuindo assim de três para dois a quantidade de DOF do dedo. Outra característica interessante, é o espaço

disponível para colocação de sensores, circuitos eletrônicos e cabeamento, característica esta que será melhor mostrada nos próximos itens (figura 4.6).

Figura 4.6. Detalhe mostrando alguns sensores e o cabeamento dos mesmos, inseridos no protótipo do dedo.

4.2. TESTES COM OS SENSORES

A seguir serão mostrados os testes com os diversos sensores escolhidos no capítulo 3. Tais testes foram realizados com os recursos e equipamentos do LABCIBER, e os dados e os resultados foram tratados utilizando o programa Mathematica 2.2, cuja listagem dos programas poderá ser vista no apêndice II e III, e os gráficos e algumas interpolações feitas usando o Microcal Origin 6.0. Com exceção dos sensores de temperatura e de força, todos sensores foram montados sobre o protótipo do dedo. O sensor de força (FSR) foi colocado sobre uma plataforma, simulando o polegar em uma configuração de pinça tridigital (figura 4.7). Os sinais provenientes dos sensores, salvo algumas condições específicas que serão citadas, foram adquiridos usando um osciloscópio e um módulo de comunicação serial² conectado a ele, via RS-232, com um computador pessoal. Sempre que for referenciado um osciloscópio, este será o usado.

² Osciloscópio Tektronix TDS 210 e módulo de extensão TDS 2CM.

Figura 4.7. Esquema para testes dos sensores (com exceção do sensor de temperatura). Esta montagem mostra o dedo deslocado para atuar sobre o dinamômetro.

4.2.1. TESTES COM O SENSOR DE POSIÇÃO ANGULAR

Os sensores escolhidos para se medir a posição angular das juntas do dedo artificial foram os sensores baseados na deflexão de fibras ópticas (campo evanescente), os Shape SensorsTM, e no caso deste trabalho, foram escolhidos os sensores do modelo S720, com área sensível a 165mm do final do encapsulamento eletrônico (MEASURAND INC., 2000). Um exemplo deste sensor pode ser visto na figura 3.18. Estes sensores foram então instalados nas juntas metacarpofalangiana e na primeira interfalangiana, que serão as juntas ativas do dedo, de acordo com o comentado no item 4.1, montados sobre a linha neutra do dedo, conforme a figura 4.6, seguindo o esquema proposto por CUNHA (1999) – figura 4.8. As caixas com os circuitos eletrônicos (encapsulamento eletrônico) ficaram instaladas ao lado dos servomotores RC.

Estes sensores necessitam de uma fonte de alimentação, e seus sinais devem ser amplificados. Assim um módulo S260 (MEASURAND INC., 2000), é usado para esta finalidade, com o inconveniente de comportar apenas um sensor por vez. Este módulo pode ser visto na figura 4.7, e seu sinal de saída varia de 0 a 5V, de acordo

com a largura de banda e o ganho escolhido, que no caso dos testes foram de 1600Hz e de 2x, respectivamente. O módulo possui ainda uma regulagem de offset (nível indesejável de tensão DC).

Figura 4.8. Juntas do dedo e seus respectivos ângulos e referências.

Como o LABCIBER possui atualmente apenas um módulo para alimentação e condicionamento do sinal de saída do sensor (módulo S260), para se conseguir mostrar em um gráfico os dois ângulos, um terceiro sinal de referência teve que ser incluído. O sinal escolhido para tal função foi o proveniente do sensor de força (cujos testes serão descritos no próximo item). Ao se determinar os ângulos finais do movimento, através do programa de controle do Robix, a ponta do dedo encosta no sensor de força que produzirá um sinal. O sinal de força volta ao nível zero após o dedo deixar o contato com o sensor e retornar à posição inicial. Um exemplo desta situação pode ser vista no gráfico mostrado na figura 4.9. Neste gráfico (figura 4.9) são mostradas as saídas médias em módulo (para melhor visualizá-lo), as quais seguem as características do acionamento dos servomotores e do seu programa de controle. Nota-se que os ângulos seguem uma trajetória trapezoidal, típica dos controladores dos servomotores RC.

Figura 4.9. Resultado das medições da posição angular 1 e 2 e da força de contato, durante um movimento específico.

Os dados mostrados na figura 4.9 são dados médios. Como o controle do servomotor RC é do tipo on/off, os dados reais oscilam em torno de um ponto médio. Desta forma, os dados provenientes do osciloscópio mostram exatamente estes pontos oscilantes em torno da média. Assim, para calcular a média destes pontos, foi usado o método da Média Adjacente (Adjacent Averaging). Este método consiste em encontrar o valor médio índice i dos pontos em um dado intervalo $\left[i - \frac{(n-1)}{2}, i + \frac{(n-1)}{2} \right]$, para um determinado número de pontos n . Se n for um número ímpar, então são usados n pontos para calcular a média, caso contrário, são usados $n+1$ pontos. Na figura 4.10 pode-se ver a saída do sensor localizado na junta média e sua média, calculada por este método.

Figura 4.10. Aquisição do sinal proveniente do sensor de posição posicionado de forma a representar a posição angular da primeira junta interfalângiana, e sua suavização utilizando o método da Média Adjacente, com 100 pontos.

A resposta deste sensor é dada através da curvatura C , que é definida como a razão entre o ângulo formado pela junta e o raio de curvatura da fibra óptica (MEASURAND INC., 2000). Portanto, para se aferir e calibrar este sensor foram feitas diversas medidas do ângulo e do raio de curvatura, para se obter a função que poderia relacionar a tensão de saída e a curvatura, ou o ângulo. As medidas foram feitas utilizando fotos do dedo, variando a posição angular de uma junta e medindo a tensão de saída. Os ângulos das juntas e os raios de curvatura do sensor foram então medidos com o auxílio do programa AutoCAD R14, cujo exemplo de medição pode ser visto na figura 4.11.

Figura 4.11. Exemplo de uma medida da posição angular da primeira junta interfalângica (ou junta média) e do raio de curvatura do sensor, extraídos com o auxílio do AutoCAD R14.

Tendo em mãos os dados práticos, foram então encontradas as relações entre a tensão de saída e o raio de curvatura (figura 4.12) e entre a tensão de saída e o ângulo da junta medida (figura 4.13).

Figura 4.12. Tensão de saída *versus* Raio de Curvatura do sensor de posição angular posicionado na junta média.

Figura 4.13. Tensão de saída *versus* Ângulo da junta média do sensor de posição angular.

Observa-se que quanto menor o ângulo da junta, maior o raio de curvatura do sensor e maior sua incerteza. Dividindo-se os ângulos da junta medida pelos raios de curvaturas correspondentes, obtêm-se a curvatura do sensor, visualizada na figura 4.14.

Figura 4.14. Tensão de saída *versus* Curvatura C do sensor posicionado na junta média.

Estes dados são interessantes do ponto de vista do controle da prótese, pois o programa de controle embutido do microcontrolador da prótese utilizará estes pontos, ou alguma interpolação deles, tabelados na memória para uma comparação do desempenho de cada dedo ao executar uma tarefa, entretanto, para um observador que queira verificar os valores dos ângulos, de pouca valia terão os seus correspondentes em unidades de tensão. Desta forma tornou-se interessante interpolar funções que convertem valores de tensão em curvaturas e principalmente em ângulos. Estas interpolações podem ser vistas nas figuras 4.15 e 4.16.

Figura 4.15. Curvatura C do sensor posicionado na junta média *versus* Tensão de saída.

A equação resultante da interpolação polinomial usando o método dos mínimos quadrados para os pontos mostrados na figura 4.15 é:

$$C(V) = -0.14889 + 4.127V - 3.75124V^2 + 1.30719V^3 \quad (4.2)$$

Figura 4.16. ângulo da junta média *versus* Tensão de saída.

A equação resultante da interpolação polinomial usando o método dos mínimos quadrados para os pontos mostrados na figura 4.16 é:

$$\theta_2(V) = -0.04 + 3.27V - 3.83V^2 + 1.88V^3 - 0.3V^4 \quad (4.3)$$

Desta forma, utilizando a equação 4.3, os pontos da posição angular da junta média, mostrados na figura 4.10, podem ser interpolados e melhor visualizados, como na figura 4.17.

Figura 4.17. Saída do sensor de posição Angular, posicionado na junta média. Em radianos no gráfico da esquerda e em graus no gráfico da direita.

Foi observado que estes sensores são frágeis, como já era esperado, necessitando uma atenção especial para seu posicionamento e fixação nas juntas dos dedos, na prótese definitiva. Uma outra deficiência é que seu processo de calibração é um tanto complexo e aparentemente suas características podem se alterar durante o uso, decorrente do problema de ser frágil. Mesmo com estas desvantagens, ele mostrou-se muito interessante para o uso em próteses. Resta dizer que testes comparativos deveriam ser feitos com sensores por efeito Hall, porém o LABCIBER, até o presente momento não os tem para disponibilizar uma bateria de testes.

4.2.2. TESTES COM O SENSOR DE FORÇA

Os sensores escolhidos para se medir a força de contato entre o dedo da prótese e o objeto manipulado foram os FSRs. Foram testados dois modelos, o número 400, com 5mm de diâmetro e 0.3mm de espessura nominal; e o número 402, com 12,7mm de diâmetro e 0.46mm de espessura nominal, mostrados na figura 4.18 (INTERLINK ELETRÔNICS INC., 1997).

Figura 4.18. FSRs utilizados para os testes.

a) Número 402 – $\varnothing 12,7\text{mm}$. b) Número 400 – $\varnothing 5\text{mm}$

Primeiramente, foram realizados testes estáticos com o FSR número 402, utilizando um calibrador/aferidor com sistema de alavanca, no qual pesos de 100gf são colocados ao final de uma haste, e a reação é captada pelo FSR, de acordo com o esquema e a foto mostrada na figura 4.19.

Figura 4.19. Calibrador/aferidor com sistema de alavanca. a) Ponto de aplicação da força. b) Pesos. c) “Contra-peso” para equilibrar o peso do sistema.

Neste caso, a força de reação $\bar{F}$ é calculada pela somatória de momentos em relação à junta de rotação da alavanca e é definida como:

$$\bar{F} = 1.5\bar{P} \quad (4.4)$$

Esta força $\bar{F}$ foi aplicada sobre o FSR de duas formas distintas: Utilizando uma chapa metálica como interface e uma borracha com a mesma finalidade, simulando desta vez a luva cosmética da prótese. Um circuito divisor de tensão (figura 4.20), com R_M igual a $3.3k\Omega$, foi utilizado para medir a variação da tensão de saída V_s do circuito em relação à força $\bar{F}$ aplicada no FSR, consequência de cada peso $\bar{P}$ acrescentado no sistema.

Figura 4.20. Circuito divisor de tensão utilizado para medir a variação de tensão de saída de acordo com a força aplicada sobre o FSR. $V_e = 5V$.

Utilizando-se o circuito da figura 4.20, os resultados dos testes com as interfaces metálicas e de borracha podem ser vistas na figura 4.21.

Figura 4.21. Resultados dos testes com interface metálica e interface de borracha.

As medidas da tensão de saída V_s foram realizadas utilizando um multímetro³ e a força $\bar{F}$ foi calculada utilizando a equação 4.4. Observa-se que, com a interface de borracha a tensão de saída V_s do circuito (figura 4.21) é maior do que com a interface de metal para uma determinada força, até aproximadamente 15N, onde as tensões de saídas começam a se equivaler. Isso decorre do fato que a chapa metálica distribuiu a força de reação $\bar{F}$ por toda a área útil do FSR, e a borracha permitiu que o aplicador atuasse praticamente de maneira pontual. A interface de borracha traduz com maior realismo o que acontecerá na prótese, já que existirá uma camada de borracha, composta pela luva cosmética e um possível “enchimento” de silicone entre o sensor e o objeto manipulado (luva intermediária).

De posse dos pontos obtidos pelos testes com o FSR com uma interface de borracha, foi realizada uma interpolação polinomial, utilizando o método dos mínimos quadrados, visando traduzir de forma simplificada os valores de força $\bar{F}$ em tensão V_s . A equação interpolada é dada por:

³ Multímetro Tektronix DMM157 (O mesmo multímetro foi utilizado em todos os outros experimentos)

$$V_s(\bar{F}) = 0.34 + 1.42\bar{F} - 0.35\bar{F}^2 + 0.053\bar{F}^3 - 0.0049\bar{F}^4 + 0.00028\bar{F}^5 - 9.3 \cdot 10^{-6}\bar{F}^6 + 1.7 \cdot 10^{-7}\bar{F}^7 - 1.3 \cdot 10^{-9}\bar{F}^8 \quad (4.5)$$

E o gráfico da equação 4.5 pode ser vista na figura 4.22.

Figura 4.22. Resultados da interpolação dos pontos obtidos dos testes de força, com interface de borracha.

Invertendo-se os eixos do gráfico, foi interpolada uma função que transformasse os valores de tensão V_s em força $\bar{F}$, com os objetivos de calibrar o sensor e facilitar a observação das variáveis. Esta função é representada pela equação 4.6.

$$\bar{F} = 1.87 \cdot 10^{-5} e^{1.04V_s} + \frac{V_s}{44} \text{ (kgf)} \quad (4.6)$$

Após esta calibração, foram realizados os testes com o dedo artificial propriamente dito. Para isso, foi construída uma plataforma para simular a aplicação da força $\bar{F}$ pelo protótipo de dedo, como se fosse o polegar de uma pinça tridigital, como citado no item anterior (figura 4.23). Sobre o FSR foi colocada uma borracha, simulando a luva cosmética.

Figura 4.23. Plataforma para fixação do FSR, construída para se realizar os testes de aplicação de força pelo protótipo do dedo.

Desta forma, foi realizado um movimento, no qual o dedo partia da posição inicial ($\theta_1 = 90^\circ$, $\theta_2 = 0^\circ$, $\theta_3 = 0^\circ$) até encostar no sensor de força, com a posição final semelhante a uma pinça tridigital, e depois voltava para a posição inicial. A tensão de saída V_s do circuito (figura 4.20) foi obtida utilizando um osciloscópio, porém foi encontrado o mesmo problema citado no item 4.2.1, ou seja, a oscilação provocada pelo controle do servomotor RC. Para contornar o problema, foram feitas duas médias (para uma posterior comparação) usando o método da Média Adjacente, com 50 e 100 pontos. Esta comparação pode ser vista na figura 4.24.

Figura 4.24. Testes com o sensor de força, com a força aplicada pelo dedo artificial – comparação entre as duas médias efetuadas, com 50 e 100 pontos (método da Média Adjacente). a) Força no instante de contato. b) Detalhe do ponto de maior força. c) Detalhe do instante de contato inicial.

A quantidade de pontos usada para o cálculo da média foi igual a 100 para ilustrar os resultados nesta tese. Analisando a figura 4.24, pode-se observar que a média calculada com 100 pontos, é mas suave no patamar superior do gráfico (pontos de maior força – e em consequência, os pontos de maior interesse); em compensação ela não representa muito bem o ponto de contato inicial e a retirada da ponta do dedo do sensor.

Este procedimento foi aplicado após a aquisição dos pontos referentes à tensão de saída V_s do circuito (figura 4.20), durante um movimento do dedo, como citado acima. O resultado é mostrado na figura 4.25.

Figura 4.25. Tensão de saída do circuito divisor de tensão, para o FSR estudado, durante a realização do movimento de pinça tridigital do dedo artificial.

Utilizando a equação 4.6 para reverter os valores de tensão V_s em força $\bar{F}$ (e fazendo a devida conversão de unidades), foi traçado o gráfico mostrado na figura 4.26.

Figura 4.26. Força exercida pelo dedo artificial, ao encostar sua ponta no FSR apoiado na plataforma de testes.

Entretanto, este modelo de sensor não será o utilizado na prótese, já que o FSR que será usado é o modelo número 400 (os testes foram feitos com o modelo 402 provisoriamente, até a compra do modelo menor – 400). Tornou-se necessário então realizar testes mais precisos com este modelo para verificar se eles comportam-se de maneira idêntica ou não. Para tal, foram adquiridos dois modelos de dinamômetros e um dispositivo para aplicação da força $\bar{F}$ para se poder realizar a aferição do sensor. O primeiro dinamômetro⁴ foi instalado junto à plataforma de aplicação da força $\bar{F}$ e o dedo artificial, visando uma comparação de valores máximos com o calculado através da calibração, e o segundo⁵ foi fixado a um dispositivo para aplicação manual da força⁶, cuja montagem pode ser vista na figura 4.27.

⁴ Compact Gauge – da Dillon, com capacidade de até 200N

⁵ Digital Force Gauge – Modelo DFS 100, da Shimpo, com capacidade de até 444.8N

⁶ Manual Lever Test Stand – Modelo FGS-50L, da Shimpo com capacidade de 50kgf

Figura 4.27. Dispositivo para calibração do FSR. a) Detalhe da adaptação feita para aplicação controlada da força (o projeto original era composto de uma alavanca). b) aplicador da força.

Utilizando o dispositivo mostrado na figura 4.27, foram obtidos os resultados mostrados no gráfico da figura 4.28, utilizando-se o FSR número 400 em testes estáticos (deve-se salientar que não havia uma interface de borracha neste caso, o aplicador estava em contato direto com o FSR, como mostrado na figura 4.27.b).

Figura 4.28. Força aplicada no FSR testado e sua resistência resultante.

Com os mesmos dados, foi traçado o gráfico de Resistência do FSR R_{FSR} versus Força $\bar{F}$ aplicada (figura 4.28) e um ajuste de curvas foi feito para encontrar os valores da força $\bar{F}$, de acordo com a resistência de entrada R_{FSR} .

Figura 4.29. Força aplicada versus Resistência.

A equação que representa a força $\bar{F}$, em função da resistência do FSR R_{FSR} , extraída dos pontos mostrados na figura 4.29 é dada por:

$$\bar{F}(R_{FSR}) = 545.31e^{-\frac{R_{FSR}}{0.55}} + 56.86e^{-\frac{R_{FSR}}{1.47}} + 2.8e^{\frac{R_{FSR}}{3.16}} \quad (4.7)$$

De acordo com os testes feitos foi observado que o FSR mostra-se um bom sensor de força para a aplicação específica testada neste trabalho. Como pretende-se utilizar apenas três ou quatro níveis de força de preensão na prótese, ou seja, o paciente seria capaz de realizar a preensão dentro destas opções de força, por exemplo: *fraca*, *média* e *forte*, o sensor utilizado não requer uma grande precisão, e portanto o FSR enquadra-se bem neste panorama. Um problema confirmado é o da sua grande histerese e fragilidade. Quanto à fragilidade, ela será contornada fixando o sensor de forma que seu corpo não fique submetido à flexão cíclica, evitando a fadiga do material, e portanto que ele não se quebre. Em relação à histerese, ela não se torna

tão crítica pois as velocidades de acionamento da prótese serão relativamente baixas, enquadradas dentro da faixa de resposta do sensor.

4.2.3. TESTES COM O SENSOR DE DESLIZAMENTO

Inicialmente, o sensor escolhido foi o Piezo Film da MEASUREMENT SPECIALTIES INC. (2000), porém até o final da redação desta tese, o sensor selecionado para captar o deslizamento dos objetos manipulados pela prótese não foi adquirido. Para suprir a falta deste sensor, uma adaptação foi feita com uma cerâmica piezelétrica (figura 4.30), de uso típico em “buzzers” (dispositivos sonoros), e colado na falange distal do dedo artificial (figura 4.31) com a finalidade de ser usado como sensor de deslizamento.

Figura 4.30. Cerâmica piezelétrica usada em dispositivos sonoros conhecidos como “buzzers”.

Figura 4.31. Sensor de deslizamento colado na falange distal do dedo artificial.

Este sensor atende às especificações exigidas no item 3.3.4 do capítulo anterior, e com a vantagem de possuir um custo muito mais reduzido, comparado aos Piezo Films. Os testes realizados com este tipo de sensor foram apenas qualitativos, visto que o LABCIBER não possui um dispositivo para calibração e testes deste tipo de sensor. Como os sinais provenientes do sensor são de ordem muito baixa, faz-se necessário o uso de um circuito para amplificar o sinal. Este circuito pode ser observado na figura 4.32.

Figura 4.32. Circuito usado para amplificar o sinal proveniente do sensor de deslizamento.

No circuito mostrado na figura 4.32, a resistência R_3 foi usada para casar a impedância de entrada e o potenciômetro R_1 para regular o ganho do amplificador. C_1 é o capacitor de acoplamento, visando bloquear o nível DC existente na saída do amplificador. Os valores dos componentes listados no circuito, usados nos testes, foram: $R_1 = 100 \text{ k}\Omega$ (valor ajustado); $R_2 = 10 \text{ k}\Omega$; $R_3 = 10 \text{ M}\Omega$; $C_1 = 100 \text{ nF}$.

Foi proposto um pequeno procedimento para testar o sensor de deslizamento: O dedo artificial realizou o mesmo movimento descrito nos itens anteriores, de modo que a ponta da falange distal, já com o sensor colado, tocasse o sensor de força. Após amplificado, o sinal de saída do circuito (figura 4.32), resultante do sensor de deslizamento, foi capturado por um osciloscópio, juntamente com sinal do FSR, com a interface de borracha. O resultado da aquisição pode ser vista na figura 4.33.

Figura 4.33. Teste de contato – sensor de força (FSR) e sensor de deslizamento atuando em conjunto, sem nenhum objeto sendo manipulado.

Ao contrário do FSR, o sensor de deslizamento utilizado tem uma característica dinâmica mais pronunciada. Observa-se no gráfico mostrado na figura 4.33 que no momento em que o dedo artificial toca o FSR, há uma perturbação no sinal de saída do sensor de deslizamento (amplificado 10 vezes), que logo depois estabiliza-se, até que o dedo começa a realizar a extensão e deixa de manter contato com o sensor de força. Este resultado também ilustra o comportamento visco-elástico do sistema borracha/dedo/sensor de deslizamento.

Na figura 4.34 pode ser visto o dedo segurando um marcador para quadro branco, no momento em que um outro teste qualitativo era feito: variando a força de preensão, era observado o sinal de saída do sensor e quando a força não era suficiente para segurá-lo, o valor RMS (Root Mean Square – raiz da média quadrática) do sinal do sensor de deslizamento aumentava à medida que ele se deslocava (caía). Uma sugestão para testes futuros com qualquer que seja o sensor de deslizamento utilizado, inclui a construção de um aparato que desloque com velocidade controlada um objeto em contato com o dedo artificial (no qual o sensor já deva estar instalado), que exercerá uma força constante sobre ele. Durante a execução do movimento, os valores de RMS, ou os picos da saída do sensor deverão ser armazenados, com esses

dados pode-se fazer a avaliação do deslizamento de diversos tipos de materiais em contato com a prótese.

Figura 4.34. Teste qualitativo de deslizamento.

a) Conjunto de testes fixo à parede. b) dedo segurando um marcador.

Este sensor tem o inconveniente de ser frágil, o que impossibilita qualquer impacto. Talvez este problema seja reduzido quando este sensor for usado sob a luva cosmética e a luva intermediária, ou “enchimento”, da prótese. Este problema seria inexistente no caso dos Piezo Films.

4.2.4. TESTES COM O SENSOR DE TEMPERATURA

De acordo com a critério de seleção adotado, os sensores de temperatura escolhidos para captar a temperatura do objeto manipulado foram os termistores. Como é um dos objetivos fazer com que o paciente sinta esta temperatura, é interessante que o termistor usado tenha uma faixa bem ampla, podendo até mesmo medir temperaturas abaixo de 0°, ao contrário dos termistores adotados por MACHADO et al. (2000). Nesta linha de raciocínio, foram feitos testes com o sensor 2.2K3A359I, da BETATHERM IRELAND LTD (2000) – pertencente uma série um pouco diferente da sugerida no item 3.3.5. Estes sensores, vistos na figura 4.35, são termistores 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 Ω , 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 β (0/50) = 3892 $\pm$ 1,0% e valor α @ 25°C = $-4.39\%/^\circ\text{C}$ (BETATHERM IRELAND LTD, 2000).

Figura 4.35. Termistor adotado para testes.
Modelo 2.2K3A359I (BETATHERM IRELAND LTD, 2000)

As equações que regem este termistor são as seguintes:

$$\frac{R_1}{R_2} = e^{b \left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2} \right)} \quad (\text{Temperaturas em Kelvin}) \quad (4.8)$$

$$a = -\frac{b}{T^2} \times 100 \quad (\%/^\circ\text{C}) \quad (4.9)$$

ou

$$a = \frac{1}{R_T} \cdot \frac{dR_T}{dT} \times 100 \quad (4.10)$$

Onde,

T_i é a temperatura e R_i é a resistência equivalente nesta temperatura (para $i = 1,2$);

R_T é resistência na temperatura relevante T .

A primeira providência ao tomar contato com o termistor foi de realizar uma bateria de testes (aferição) para verificar se a curva teórica condizia com a realidade do termistor e portanto, se os próximos experimentos poderiam ser realizados com veracidade. Os resultados práticos, comparados com os fornecidos pelo fabricante podem ser vistos na figura 4.36. Os testes foram feitos utilizando-se de módulos de efeito Peltier disponíveis no laboratório, cujas principais características são mostradas no próximo item. As medidas foram feitas utilizando-se um multímetro, para medição da resistência do termistor e um termômetro digital⁷ para as medidas de temperatura. A temperatura da face do módulo de efeito Peltier, em contato com o termopar do termômetro e o termistor, foi variada, primeiramente sendo diminuída e em um segundo momento, aquecida, em relação à temperatura ambiente ($\sim 25^\circ\text{C}$) – figura 4.37.

De acordo com os dados observados, os resultados práticos foram ao encontro com os esperados, habilitando o uso dos módulos para a realização dos outros testes. Observou-se também que este termistor segue uma curva, e sua saída que pode ser facilmente linearizada utilizando um circuito divisor de tensão, seguindo o método sugerido pela Analog Devices, ver: BETATHERM IRELAND LTD (2000). 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 (figura 4.38), com um resistência R_l em série com o termistor.

O Valor de R_l é calculado da seguinte forma:

$$R_l = \frac{R_{Tmid}(R_{Tlow} + R_{Thigh}) - 2R_{Tlow} \cdot R_{Thigh}}{R_{Tlow} + R_{Thigh} - 2R_{Tmid}} \quad (4.11)$$

Onde:

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

⁷ Termômetro Digital Minipa, MT 520 com termopares do tipo K (TPK-01), cabo de um metro, com plug miniatura e isolamento de Teflon.

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

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

Figura 4.36. Resultados dos testes com o sensor de temperatura adotado, comparados aos dados fornecidos pelo fabricante.

Figura 4.37. Aparato utilizado para realização dos experimentos.

Figura 4.38. Circuito linearizador para o termistor.

Para uma faixa de operação de 0°C a 60°C , usando o termistor escolhido, $R_t = 1428.17\Omega$; e para $V_e = 5\text{V}$, o resultado da linearização pode ser visto no gráfico mostrado na figura 4.39. Observa-se neste gráfico que a resposta esperada enquadra-se nos resultados encontrados; caso necessário pode-se conseguir uma saída linear, com um simples circuito.

Figura 4.39. Resultados do teste com o circuito para linearização da saída do termistor, comparados com a curva teórica esperada.

Um problema que ocorrerá quando o sensor for instalado na prótese, é que a temperatura instantânea medida, logo após o sensor sair da sua condição de equilíbrio, não será a temperatura do objeto, a não ser que decorra um certo tempo (estado estacionário), suficiente para que haja a condução de calor através da luva cosmética. Para evitar este tipo de erro na medida, uma conversão pode ser usada para compensar esta diferença, nos momentos iniciais após o toque do objeto. O fator de conversão pode ser obtido experimentalmente, medindo a temperatura do objeto e do termistor, isolados, por exemplo com uma borracha, semelhante ao material da luva cosmética. Este experimento foi realizado e seus resultados podem ser vistos no gráfico mostrado na figura 4.40. Para simular o objeto, o mesmo módulo de efeito Peltier usado acima foi também utilizado aqui. O procedimento de testes foi idêntico ao procedimento para comparação citado acima.

A função de conversão encontrada neste teste foi a seguinte:

$$T_T(T_O) = 12.63 + 0.56T_O \quad (4.12)$$

Onde T_T é a temperatura do termistor, isolado do objeto que está à temperatura T_O , por uma borracha. Esta função, como foi dito anteriormente deve ser usada nos momentos iniciais, logo após o contato da prótese com o objeto, pois depois de um certo tempo, definido pela condução de calor através da luva cosmética, a temperatura do termistor entrará em equilíbrio com a do objeto.

Figura 4.40. Diferença de temperatura entre o módulo de efeito Peltier e o termistor, separados por uma borracha.

A exemplo dos outros sensores, resta encontrar a função que relacione a resistência do termistor R_T na temperatura T correspondente. Esta função foi interpolada (decaimento exponencial) como aproximadamente:

$$T(R_T) = 1.36 \times 10^5 + 103.96 e^{-\frac{R_T}{167.6}} + 78.2 e^{-\frac{R_T}{3.99 \times 10^3}} - 1.36 \times 10^5 e^{-\frac{R_T}{4.98 \times 10^8}} \quad (4.13)$$

E seu gráfico é mostrado na figura 3.41.

Figura 4.41. Gráficos de Temperatura *versus* Resistência do termistor, e sua função inversa, obtidos por experimento.

O sensor portanto, após todos os testes realizados, mostrou-se apto a ser utilizado na prótese, aliando uma boa precisão a um bom desempenho nos testes. Resta salientar que a precisão não era um fator excludente, pois na prótese, além de servir como meio de captar a temperatura para informação do paciente, este sensor terá a função de monitorar a temperatura crítica da prótese, ou seja, a temperatura na qual o material da luva cosmética começará a perder suas propriedades mecânicas ou mesmo danificar-se.

4.3. TESTES COM OS SISTEMAS DE REALIMENTAÇÃO DE INFORMAÇÕES TÁTEIS

Neste item serão tratados os testes com o sistema que realizará a realimentação das informações da temperatura do objeto manipulado ao paciente. O sistema para realimentação de força, utilizando o balão mencionado no item 3.3.6 (figura 3.25) não foi ainda projetado, como será explicado no capítulo 6, e portanto seus testes não foram realizados. Desta forma apenas os resultados dos testes com o módulo de efeito Peltier (BIG-LIST.COM, 2001), serão apresentados.

O efeito Peltier acontece quando faz-se passar uma corrente I por um circuito formado por um par termoelétrico que inicialmente estavam a mesma temperatura. Ao passar a corrente, observa-se que em uma das junções ocorre um resfriamento DT , e simultaneamente na outra junção ocorre um aquecimento de mesmo valor. Caso seja invertido o sentido da corrente, inverte-se também o efeito de aquecimento e resfriamento das junções (CONSISTEC, 1999).

De posse de um banco de módulos, foi possível realizar alguns testes para verificar seu desempenho e determinar suas características (ver apêndice III). O módulo estudado possui as seguintes dimensões: $A = C = 24\text{mm}$; $B = 30\text{mm}$; $D = 8\text{mm}$, de acordo com o esquema mostrado na figura 4.42. Os módulos foram doados e não se conhece seus fabricantes.

Figura 4.42. Esquema de um módulo de efeito Peltier (MELCOR, 2002).

Vários testes foram feitos e os principais resultados podem ser vistos neste item. Maiores detalhes sobre os outros resultados podem ser vistos no apêndice III, em testes inspirados nas características dos módulos de efeito Peltier fabricados pela empresa MELCOR (2002).

A principal característica foi observada quando se variava a tensão de alimentação V do módulo. À medida que se aumenta a tensão, uma intensidade maior de corrente I é

solicitada para que o módulo continue funcionando. Os valores de tensão e corrente foram anotados e a curva resultante pode ser observada na figura 4.43.

Figura 4.43. Resultados encontrados nos testes de tensão *versus* corrente aplicada no módulo de efeito Peltier

A reta interpolada que representa a relação $V \times I$ é dada por:

$$V(I) = 0.01381 + 1.16213 I \quad (4.14)$$

Verifica-se que a relação $V \times I$ é linear, como também é a relação entre a diferença de temperatura DT entre a face quente (T_1) e a face fria (T_2) com a corrente I demandada. A temperatura foi medida usando o mesmo termômetro usado para a execução dos testes com o termistor, no item anterior. Este termômetro é capaz de fornecer a diferença de temperatura DT diretamente. À medida que se aumentava a corrente, era registrada a diferença DT . O resultado das medidas pode ser visto na figura 4.44 e a equação que traduz a corrente I em DT é dada por:

$$DT(I) = -1.14 + 32.65 I \quad (4.15)$$

Figura 4.44. Resultados encontrados nos testes de diferença de temperatura *versus* corrente entre a face quente e a face fria do módulo de efeito Peltier.

Um problema encontrado é que, a partir de uma certa temperatura, o dissipador que está em contato com a face quente do módulo (pode ser visto na figura 4.37) não é mais capaz de dissipar todo o calor e a face fria começa a se aquecer (ou não resfria linearmente). Talvez com condições mais controladas os testes teriam outros resultados, mas para o fim que se destinam, os resultados aqui mostrados são suficientes para se ter uma boa noção de como os módulos de efeito Peltier se comportam. Os gráficos das temperaturas T_1 e T_2 versus a corrente requerida I podem ser vistos nas figuras 4.45 e 4.46, e as equações interpoladas polinomialmente pelo método dos mínimos quadrados, que representam tais relações são as seguintes:

$$T_1(I) = 23.98 + 20.87I - 20.51I^2 + 64.99I^3 - 28.08I^4 \quad (4.16)$$

$$T_2(I) = 24.77 - 16.75I + 7.99I^2 + 26.19I^3 - 10.36I^4 - 2.13I^5 \quad (4.17)$$

Figura 4.45. Resultados encontrados nos testes de temperatura da face quente *versus* corrente.

Figura 4.46. Resultados encontrados nos testes de temperatura da face fria *versus* corrente.

O módulo testado é utilizado normalmente para sistemas de refrigeração, e portanto demanda muita potência. No caso do uso em uma prótese, onde o módulo estaria em contato direto com a pele do coto do paciente, a potência do módulo utilizado deverá ser menor, para não lesionar o paciente e ao mesmo tempo, não consumir muita energia. Podem ser usados apenas um módulo ou dois. No caso de se usar dois

módulos, um estaria com a face quente em contato com a pele do paciente e o outro com a face fria; se a temperatura do objeto manipulado for maior que a temperatura do paciente, o módulo com a face quente receberá a alimentação do circuito; caso a temperatura do objeto seja menor que a temperatura do paciente, o outro módulo receberá a alimentação. No caso de se usar apenas um módulo, se a temperatura do paciente for maior que o objeto segurado, irá passar pelo módulo uma corrente tal que a face que esteja em contato com a pele do paciente se resfriará; se a temperatura do objeto for maior que a temperatura do paciente, passará uma corrente no sentido contrário para esquentar a face em contato com o coto.

Outro aspecto que deve ser observado é a adaptação dos receptores sensoriais. Os receptores sensoriais, apesar da sua grande diversidade, funcionam basicamente como o diagrama de blocos mostrado na figura 4.47.

Figura 4.47. Representação funcional de um receptor, adaptado de KLINE (1979).

O *filtro* (figura 4.47), em um receptor, não muda a forma da energia, mas sim sua amplitude ou suprime certos atributos. A pele é um exemplo de filtro, principalmente para estímulos mecânicos; o *transdutor*, converte a energia modificada pelo filtro em

uma modulação do potencial de membrana do receptor; o potencial mudado é transmitido através do *acoplamento*, que pode ser considerado, por exemplo pelas sinapses, e finalmente é recebido pelo *codificador*, que converte a corrente intracelular em trem de pulsos de potenciais de ação que são transmitidos para o sistema nervoso central (KLINE, 1979). Quaisquer dos blocos nesta representação do receptor podem ter propriedades que dominam a resposta global. Por exemplo, muitos receptores têm a tendência para toda ou parte da resposta de um estímulo mantido, se deteriorar com o tempo. Esta propriedade é chamada de adaptação dos receptores sensoriais (KLINE, 1979). A equação que relaciona a intensidade de um estímulo $S(t)$ e a resposta $Rs(t)$ é dada por (KLINE, 1979):

$$Rs(t) = aS(t) + b \int_0^t \dot{S}(t') \cdot e^{-\gamma(t-t')} dt' \quad (4.18)$$

Se $\beta = 0$, então a equação 4.18 descreve um receptor tônico o qual a resposta é sempre proporcional ao estímulo; se $\alpha = 0$, então a equação 4.18 descreve um receptor fásico, que responde somente quando o estímulo muda. A taxa de adaptação, a qual pode ser rápida ou lenta, é dada por γ . Note que se α e $\beta > 0$ e $S(t)$ é uma função degrau, cuja derivada é uma função Delta Dirac, a resposta é um degrau mais $\beta \exp(-\gamma t)$. Tal receptor exhibe propriedades tônicas e fásicas (KLINE, 1979), como mostra a figura 4.48.

Figura 4.48. Adaptação dos receptores sensoriais, adaptado de KLINE (1979).

Isto sugere que depois de um estímulo prolongado, o receptor se adapta e não há uma resposta para este estímulo.

Outro aspecto a ser levado em consideração é que a resposta ao estímulo R_s é, dentro de certos limites, proporcional ao logaritmo da intensidade da sensação S (GUYTON, 1988), ou seja:

$$R_s = k \log \left(\frac{S}{S_0} \right) \quad (4.19)$$

Onde S_0 é o limiar da intensidade.

Um exemplo da resposta logarítmica dos receptores pode ser vista na figura 4.49. Essa detecção logarítmica das sensações é chamada de lei de Weber-Fechner (GUYTON, 1988).

Figura 4.49. Lei de Weber-Fechner para estímulos de força, adaptado de GUYTON (1988).

Observando as respostas dos sensores de força e temperatura (figuras 4.29 e 4.41), verifica-se que com apenas uma inversão dos dados e uma translação dos gráficos

destes sensores, a resposta será semelhante à formulada pela lei de Weber-Fechner (figura 4.50). Isto reforça a escolha destes sensores para o uso em próteses, com a finalidade de fornecer ao paciente as informações (estímulos) de temperatura e força, bastando para isso adaptar o sinal da saída destes sensores e aplicá-los, proporcionalmente a um módulo de efeito Peltier (figura 3.42) e a um balão (figura 3.25) (para estímulos de temperatura ou força) que estarão em contato com a pele do paciente. Deve-se tomar o cuidado de aplicar o estímulo ao paciente respeitando a adaptação sensorial dos receptores específicos.

Figura 4.50. Esquema de condicionamento do sinal proveniente do sensor para o paciente.

No caso específico dos receptores de calor e frio, deve existir ainda o cuidado de não ultrapassar seus limites e tornar o estímulo uma sensação de dor, conforme mostra a figura 4.51. Abaixo de 15°C e acima de 45°C, as informações de frio e calor começam a se transformar em dor, haja visto que estes receptores são terminações nervosas livres. Ao contrário da resposta aos estímulos de pressão e força, não é facilmente encontrado na literatura a resposta, seguindo a lei de Weber-Fechner, dos estímulos de temperatura sobre a pele.

Figura 4.51. Recrutamento dos receptores de frio e calor de acordo com a temperatura (MACHADO et al., 2000)

Os sinais de controle da prótese, ou seja, como o paciente conseguirá controlar o mecanismo protético, será o tema do próximo capítulo.

CAPÍTULO 5

5. CONTROLE DA PRÓTESE

Com o intuito de reabilitar o paciente amputado espera-se provê-lo com um dispositivo protético que possa ser acionado, e realize sua função, da forma mais natural possível, evitando que o paciente sofra conseqüências psicológicas e práticas na sua utilização. Portanto, diversos trabalhos têm sido realizados visando o desenvolvimento de próteses antropomórficas multifuncionais comandadas por sinais biológicos disponíveis no coto do paciente amputado (DHILLON et al., 2000), em particular os SMEs (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985). Consequentemente há a necessidade de um sistema que associe o SME capturado ao tipo de contração muscular específica realizada voluntariamente pelo indivíduo, para se obterem as várias funções que a prótese poderá realizar, já que este tipo de sinal foi escolhido no capítulo 3 como o que melhor seria adaptado para a utilização em próteses como sinal de controle.

HUDGINS, PARKER & SCOTT (1993) mostraram que embora o SME seja uma variável aleatória, tal sinal apresenta uma característica determinística nos primeiros 200ms após a realização da contração muscular. Além disto demonstrou que a estrutura do SME neste intervalo apresenta diferentes estruturas associadas a diferentes contrações musculares (por exemplo, envolvidas em funções diferentes). Portanto, a característica determinística encontrada nesta janela 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. Além disto, HUDGINS, PARKER & SCOTT (1993) apontaram três fatores de fundamental importância na classificação deste sinal: há uma grande variação na característica do sinal capturado em indivíduos diferentes, no caso do amputado isto é agravado graças à alteração na estrutura muscular remanescente; há uma componente aleatória presente na janela que pode prejudicar a precisão na classificação do SME não-tratado (sinal que não foi pré-processado antes da classificação); o tempo de resposta adequado para este tipo de aplicação é de 300ms, sendo que boa parte deste intervalo é usada no processo de aquisição, o que reduz a aproximadamente 100ms o tempo disponível para a classificação do sinal, que implicando na limitação da complexidade computacional do classificador a ser utilizado.

HUDGINS, PARKER & SCOTT (1994) realizaram uma revisão de diversos métodos usados para identificação do comando de controle de próteses multifuncionais através da classificação de SMEs, e apresentaram uma estratégia que apresentava vantagens relacionadas às três características descritas no parágrafo anterior. Eles exploraram a janela na qual o SME apresenta a característica determinística (reduzindo o número de eletrodos necessários), extraíram primitivas desta janela (reduzindo a representação do sinal), e usaram uma rede neural para a classificação (permitindo que o sistema seja adaptativo às variações inerentes ao SME).

ENGLEHART et al. (1999) desenvolveram um sistema mais complexo que o de HUDGINS, PARKER & SCOTT (1993) com o propósito de melhorar a classificação, e conseqüentemente a funcionalidade do sistema. Eles consideraram a importância da variação da estrutura, tanto no tempo quanto na frequência, do SME com característica determinística. Comparando diversas formas de representação do SME e de classificadores obtiveram uma combinação que apresentou menor erro que o obtido para o sistema de HUDGINS, PARKER & SCOTT (1993), e complexidade computacional suficiente para atender as restrições de operação em tempo real, quando implementado no mesmo microcontrolador que o outro sistema. Para

representar o sinal eles aplicaram a transformada wavelet, fizeram redução dimensional usando análise das componentes principais (PCA), e usaram também o classificador estatístico LDA (linear discriminant analysis), como pode ser visto em ENGLEHART et al. (1999).

GALLANT, MORIN & PEPPARD (1998) realizaram um trabalho semelhante ao de ENGLEHART et al. (1999), usando para a representação do SME o espectrograma calculado ao longo da janela determinística, uma rede neural com o modelo de neurônio BCM (ver trabalho de GALLANT, MORIN & PEPPARD, 1998) para a redução da dimensionalidade, e uma rede de “perceptrons” multicamada para a classificação.

Entretanto, verifica-se que um pré-processamento do SME demanda de um tempo relativamente grande, quando aplicado em microprocessadores. Como o objetivo é reconhecer o padrão do sinal em uma janela de 200ms apenas, supõe-se que seria mais interessante diminuir o tempo de processamento e fazer que o software de reconhecimento execute sua tarefa com o sinal não-tratado. Sendo assim, partiu-se para uma verificação se essa prerrogativa é ou não verdadeira. Foi escolhido para testar esta premissa um método baseado em redes neurais artificiais por ele se comportar melhor perante este tipo de problema, do que comparado a outros métodos.

5.1. OS SINAIS MIOELÉTRICOS COMO SINAIS DE CONTROLE DA PRÓTESE

Desta forma, para o conjunto de treinamento, validação e teste da rede foram captados vários SMEs. Estes sinais foram adquiridos usando um par de eletrodos de superfície bipolares, como sugerido por ENGLEHART et al. (1999), localizados na região determinada sobre os músculos extensores *Carp Ulnaris*, *Digitarium (Communis)*, *Carpi Radialis Brevis* e *Longus*, denominada neste trabalho como *grupo extensor* e na região próxima ao grupo de músculos *Palmaris Longus*, flexores

Carpi Ulnaris e *Radialis e Digitorum Superficialis*, denominada *grupo flexor*. Os sinais captados pelos eletrodos foram então amplificados 1000 vezes (em 30dB) e enviados para uma placa de aquisição de dados modelo CAD12/36 da fabricante LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA (2000) com uma frequência de amostragem de 1kHz. Após um comando verbal, que iniciava a aquisição de 2000 pontos – equivalente a uma janela de 2s, um voluntário normal executava um curto movimento de flexão ou extensão do punho.

Foram gravados 9 SMEs resultantes da contração do grupo flexor e 9 para o grupo extensor, totalizando 18 amostras de padrões para um voluntário, visto que a prótese deve ter como característica a sua total adaptação ao paciente (CUNHA, SCHNEEBELI & DYNNIKOV, 2000). Os sinais foram gravados com um ruído de fundo de valor RMS de aproximadamente $5\mu\text{V}$, sendo este valor aceitável para os propósitos pretendidos.

Um próximo passo foi a extração dos pontos equivalentes aos primeiros 200ms da contração muscular. Este processo foi feito mediante uma rotina feita em MatLab que determina o início da contração. Esta rotina procurava um ponto *In* do sinal com valor acima de um *threshold* (limiar) γ_t determinado, e calcula o RMS de uma janela de n pontos tomando por base este limiar γ_t ; caso o valor RMS desta janela tenha valor acima de γ_t então o ponto *In* é considerado o ponto do início da contração, caso contrário é encontrado outro ponto *In* e conferido se este é o início da contração. Os valores de γ_t e n foram determinados empiricamente, sendo γ_t igual a $40\mu\text{V}$ para as extensões e $80\mu\text{V}$ para as flexões, e n igual a 40 pontos.

A partir do ponto *In* foram extraídos 200 pontos que por sua vez foram normalizados, garantindo que seus valores ficassem entre -1 e 1 , visando seu uso em uma RNA, e posteriormente foram gravados, caracterizando a parte determinística do SME, importante para o reconhecimento. Este processo foi repetido para todas as 18 amostras. Exemplos destes sinais podem ser vistos nas figuras 5.1 e 5.2.

Figura 5.1. Exemplo de SME captado pelo eletrodo situado no grupo flexor durante a flexão do punho. a) Todo o sinal captado durante 2s, mostrando a janela de 200ms; b) 200ms iniciais após o início da contração, já normalizados.

Figura 5.2. Exemplo de SME captado pelo eletrodo situado no grupo extensor durante a extensão do punho. a) Todo o sinal captado durante 2s, mostrando a janela de 200ms; b) 200ms iniciais após o início da contração, já normalizados.

Como a quantidade de amostras era relativamente baixa, foram gerados mais seis sinais a partir dos sinais existentes acrescidos de um ruído com média zero de dez por cento do valor da amplitude dos sinais originais. Estes sinais foram escolhidos de forma aleatória e em quantidades iguais.

Como comentado inicialmente, objetivou-se o projeto de uma RNA relativamente simples, evitando o pré-processamento do sinal, visando assim uma maior velocidade de processamento. Desta forma, foi escolhida uma rede que tivesse como entrada todos os 200 pontos relativos ao SME e como saída qual o tipo de contração deste sinal, relacionado com qual movimento a prótese deve fazer.

5.2. A REDE NEURAL ARTIFICIAL UTILIZADA

Uma rede de três camadas com aprendizagem supervisionada foi escolhida para este caso. Como a simplicidade era uma das metas, o treinamento por *backpropagation* (CAUDILL & BUTLER, 1996), foi escolhido, visto que é amplamente utilizado e conhecido no meio acadêmico. A primeira camada apenas propaga o sinal de entrada e as camadas intermediária e de saída encarregam-se do processamento. O algoritmo usado foi o sugerido por CAUDILL & BUTLER (1996), com algumas pequenas modificações, e foi implementado em linguagem C em um computador pessoal, cujo código fonte pode ser visto no apêndice V. Foram usadas 200 unidades de processamento na camada de entrada, relativas aos 200 pontos do SME, e duas unidades na saída, sendo que o vetor $[1 \ 0]^T$ representava uma extensão e $[0 \ 1]^T$ uma flexão do punho. Foram testadas quatro arquiteturas com 1, 2, 3 e 5 unidades na camada intermediária, sendo chamadas de arquiteturas 1, 2, 3 e 4 respectivamente.

Foi usada uma taxa de aprendizagem η constante e igual a 0.7 e um limiar para as unidades de saída de 0.5 (somente no período de validação e teste). As unidades de saída e intermediária tinham como função de ativação uma função tipo sigmóide (equação 5.1) com uma constante k igual a 1. Estes valores foram determinados empiricamente.

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-kx}} \quad (5.1)$$

Foi fixado um período de 1000 ciclos de treinamento para todas as arquiteturas, para uma posterior comparação dos resultados. Esse número de ciclos mostrou-se suficiente, pois uma quantidade maior de ciclos de treinamento resultaria que a RNA não generalizaria (CAUDILL & BUTLER, 1996).

5.3. RESULTADOS DO RECONHECIMENTO DE PADRÕES

O treinamento foi feito com metade dos padrões obtidos, apresentados em conjunto com as saídas desejadas e amostrados de forma aleatória e sem repetições. O grupo restante foi dividido igualmente em um conjunto para validação e outro para testes. Este procedimento foi repetido entre as quatro arquiteturas separadamente.

Os resultados das simulações de teste para as quatro arquiteturas, para os dados de um voluntário normal podem ser visto na figura 5.3.

Figura 5.3. Resultados dos testes da rede para 4 arquiteturas de RNA testadas.

A arquitetura 1 apresentou um resultado pobre, como esperado – dado a inadequada quantidades de unidades na camada intermediária; já as arquiteturas 2 e 4 apresentaram resultados bons, levando em consideração os poucos pontos para teste; e o melhor resultado foi o dado pela arquitetura 3.

Com os dois padrões reconhecidos, é possível implementar em uma prótese para membros superiores as funções de abertura e fechamento da mão, assumindo um movimento natural, como por exemplo a função de pinça tridigital (CUNHA, 1999). Fazendo o treinamento da RNA com outros tipos de padrões, como os gerados pelos grupos flexor e extensor ao executar os movimentos de abdução e adução do punho, o paciente poderia controlar outras funções da mão ou outros movimentos da prótese. De acordo com os resultados mostrados, a arquitetura com 3 unidades na camada intermediária mostrou-se mais indicada para esta aplicação, somando um bom desempenho com um bom custo computacional. Deve-se salientar entretanto que na prótese, o treinamento será realizado *off-line* e apenas a aquisição, a procura do início da contração e o reconhecimento do movimento serão realizadas em tempo real, desta forma, um pré-processamento tornaria a execução do movimento lenta ou com um certo atraso, inviabilizando o uso de uma RNA para determinar qual função a prótese deveria executar.

Outro detalhe importante é que foram colhidos poucos padrões de um voluntário normal, sendo que o ideal seria colher muitos dados de um paciente amputado, já que os pacientes amputados tem uma maior dificuldade de gerar padrões diferentes (HUDGINS, PARKER & SCOTT, 1993; GALLANT, MORIN & PEPPARD, 1998). Ao final desta tese serão apresentados algumas propostas para futuros trabalhos, entre elas a que sugere os testes de outras arquiteturas de RNAs, com vários padrões de SMEs, tanto obtidos de voluntários normais como de voluntários amputados do antebraço (terço medial), visando comprovar os testes realizados até então.

Em futuros trabalhos serão testadas outras arquiteturas de RNAs, e seus resultados comparados com os obtidos de redes cujas entradas terão SME filtrados, ou espectros de potência derivados destes sinais, visando confirmar os resultados obtidos neste artigo.

Esta afirmação será de suma importância, visto que observou-se *a posteriori* que deve-se ser zeloso em relação à filtragem, pois o SME proveniente do grupo flexor

durante a flexão, possui densidade de potência espalhada por todo o espectro desde 0 a 500Hz, ao passo que o sinal proveniente do grupo extensor durante a extensão apresenta frequências entre 0 e 250Hz com maior densidade de potência entre 0 e 20Hz, que na filtragem da componente DC provavelmente seria eliminada, podendo desta forma influenciar nos resultados da rede.

CAPÍTULO 6

6. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Durante o decorrer do texto, foram feitas várias discussões e algumas conclusões a respeito dos tópicos analisados, sendo assim, neste capítulo final serão agrupadas apenas algumas das principais conclusões obtidas nesta tese.

Foram mostrados vários trabalhos direcionados para melhoria das próteses de membros superiores em algum ponto. Alguns trabalhos vêm sendo feitos para atribuir a um dispositivo que tente substituir a mão humana, alguma forma de captar certos tipos de informações do ambiente (DARIO et al., 1988), como por exemplo sensações de calor (HANGER ORTHOPEDIC GROUP INC, 2001; MACHADO et al., 2000). Já outras pesquisas propõem o uso de sensores de deslizamento e força (SPONG & VIDYASAGAR, 1989), para melhor interação da prótese com os objetos a serem manipulados (BICCHI, DARIO & PINOTTI, 1985; BROOKS, 1991). Isto pode ser visto nos trabalhos desenvolvidos pelo Southampton Hand Program (CHAPPELL & KYBERD, 1991), e por KYBERD et al. (1995) com a prótese de mão inteligente conhecida como MARCUS (figura 6.1), ou mais recentemente com as próteses inteligentes desenvolvidas na Universidade de Oxford: Leverhume Oxford Southampton Hand (KYBERT et al., 2000) – figura 6.2. Porém, estes esforços concentram-se somente em fornecer um maior conforto para o paciente e uma maior interação das próteses existentes com o ambiente, possibilitando que o usuário ou a própria prótese tenham uma retroalimentação de suas ações. Desta

forma, o projeto da *Mão de São Carlos* enquadra-se dentre os trabalhos que atualmente se esforçam para fornecer ao usuário uma melhor qualidade de vida.

Figura 6.1. Prótese de mão MARCUS (KYBERD et al., 1995).

A

B

C

Figura 6.2. Leverhume Oxford Southampton Hand (KYBERT et al., 2000). a) Protótipo montado sobre o braço do pesquisador. b) Detalhe da prótese. c) Prótese pronta para testes.

Observando as próteses mostradas nas figuras 6.1 e 6.2 verifica-se que a *Mão de São Carlos* (figura 6.3) deverá ser mais leve e com mecanismos mais simples, unindo todas as categorias de sensores e métodos de realimentação de informações táteis mais eficientes que outras próteses em pesquisa, e mesmo alguns que ainda não foram estudados ou implantados neste tipo de aplicação. É justamente neste ponto que reside a principal contribuição deste trabalho para a sociedade: nenhuma das próteses atualmente em pesquisa englobam toda a gama de sensores mostrados nesta tese unidos em um único dispositivo; O mecanismo adotado, dando continuidade ao mestrado de CUNHA (1999), mostrou-se muito eficiente, leve e antropomórfico, como já foi mencionado; Os métodos de realimentação das informações de temperatura e força apresentados mostram-se muito promissores, principalmente o método de realimentação da temperatura, já que não foi encontrada nenhuma referência nos trabalhos pesquisados em congressos e revistas científicas – apenas uma referência, em uma prótese pertencente a uma empresa privada (HANGER ORTHOPEDIC GROUP INC, 2001). Uma amostra do dedo executando um movimento pode ser vista na figura 6.4. Nesta figura podem ser vistos todos os sensores em funcionamento em conjunto, com exceção do sensor de temperatura, pois os testes demandam de outro aparato para verificação de sua funcionalidade, como visto no capítulo 4.

Figura 6.3. Ilustração do futuro protótipo da *Mão de São Carlos*.

Figura 6.4. Sequência de fotos de um movimento do dedo artificial, mostrando os sensores trabalhando em conjunto. (o FSR está colocado sobre o dinamômetro, mas será colocado na falange distal do dedo, assim que a Mão de São Carlos seja construída)

Deve-se mencionar também que vários artigos foram publicados, resultantes das pesquisas realizadas para a conclusão desta tese, tanto em revistas e congressos nacionais e internacionais, como também está sendo impresso um capítulo em um livro internacional. Acredita-se então que com estas publicações, os resultados foram bem divulgados no meio científico.

Foram feitos vários testes com os sensores selecionados no capítulo 3, mostrando sua viabilidade de aplicação, porém alguns testes comparativos com os sensores de efeito Hall, tanto para medição da posição angular como da força, deveriam ser feitos também, só não o foram pois o LABCIBER não os dispunha até então. Do mesmo modo, como mencionado no item 4.2.3, deveria ser construído um dispositivo que realizasse a aferição/calibração do sensor de deslizamento, mas como o grupo aguardava a compra dos sensores (Piezo Films) para seu projeto, não foi possível construí-lo para testar com o sensor substituto. Futuros trabalhos serão feitos no sentido de projetar tal dispositivo e de testar os sensores por efeito Hall, visando comparar o desempenho dos atuais sensores de força e posição.

A partir deste ponto, testes clínicos com os meios de realimentação deverão ser feitos, com o objetivo de garantir a integridade física dos pacientes envolvidos e de aprender um pouco mais sobre como os receptores de calor e frio reagem quantitativamente à estímulos de temperatura. Será projetado também o microcompressor, baseado em LEE & SHIMOYAMA (2000), para alimentar o balão do sistema de realimentação de força, e possivelmente comparar os resultados com os sistemas existentes, explanados no item 3.3.6.

Em relação aos SME como sinais de controle, já estão sendo feitos estudos pelo grupo do LABCIBER visando validar os resultados encontrados até então. Estão sendo captados vários sinais, de diferentes voluntários normais, e futuramente de pacientes amputados, para que os SMEs sirvam de entrada em diferentes tipos de RNAs, com o objetivo de escolher qual a melhor RNA para a aplicação em uma prótese de membros superior multifunção. Ainda no campo dos SMEs, o grupo pretende desenvolver um sensor mais barato e específico para a aplicação, que futuramente será introduzido na prótese.

Houve também a tentativa de se realizar uma pesquisa na Internet, procurando conhecer o perfil do paciente amputado do membro superior no Brasil, porém poucos pacientes a responderam, e portanto os resultados não foram considerados

conclusivos. Em uma próxima etapa esta pesquisa será enviada para uma série de entidades nacionais que trabalham com este tipo de paciente, procurando aumentar o espaço amostral e assim publicar os resultados encontrados. Uma cópia do questionário pode ser vista no Apêndice V.

A continuidade deste trabalho poderá ser realizada quando o primeiro protótipo estiver operacional, após todas as linhas mostradas até aqui estarem findadas. Nesta etapa serão realizadas os testes clínicos, para verificar se os pacientes amputados do membro superior ficarão satisfeitos com o seu desempenho, fim que realmente a *Mão de São Carlos* destina-se.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACTIVE MATERIAL & STRUCTURE LABORATORY – MIT (2001). *Ultrasonis Motor Development - Introduction*, [on line]. Disponível <http://amsl.mit.edu/> [capturado: 05/02/01].

AIRES, M. M. (1991). *Fisiologia*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan.

ALMEIDA, M. A. F. (1997). *Filtragem Digital de Sinais Biomédicos*. 116 p. Tese de Mestrado, PGEEL, UFSC, Florianópolis, Brasil.

ANDEEN, G. B. (1988). *Robot Design Handbook*. New York: McGraw-Hill.

BAGWELL, P. J.; CHAPPELL, P. H. (1995). *Real Time Microcontroler Implementation of an Adaptive Myoelectric Filter*. Med. Eng. Phys. Vol. 17, No. 2, pp. 151-161.

BAKER, B. S.; FORTUNE, S.; GROSSE, E. (1985). *Stable Prehension With a Multi-Fingered Hand*. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 570-575.

BARROS, S. A. (1993). *Desempenho em Força Máxima no Hand Grip em Relação a 3 Posições na Disposição dos Comandos de Controle da Moto* (comunicação). In: V Congresso Brasileiro de Biomecânica, Anais... UFSM, pp. 306.

BASHA, T. et al. (1994). *Deterministic Components in the Myoelectric Signal*. Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 233-235.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. (1985). *Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography*, 5th Ed. Williams & Wilkins, Baltimore.

- BASTUSCHECK, C. (1988). *On the Stability of Grasping: Three Fingers and a Planar Polygon*. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 100-102.
- BECKER, J. C.; THAKOR, N. V.; GRUBEN, K. G. (1986). *A Study of Human Hand Tendon Kinematics With Applications to Robot Hand Design*. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1540-1545.
- BENTO, F. R. O. et al. (2000). *Sensoriamento Tátil Dinâmico em Próteses de Membros Superiores*. Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3o de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid, pp. 343 – 346.
- BERTOS, Y. A. et al. (1997). *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.
- BETATHERM IRELAND LTD (2000). *Betatherm Manufacturer of Negative Temperature Coefficient (NTC) thermistors*, Ireland, USA: Product, [on line]. Disponível: <http://www.Betatherm.com/producaold.htm> [Capturado em 31 de jan. de 2001].
- BEYERDYNAMIC (2000). *MCE 7 – Micro Lavalier Microphone*, [on line]. Disponível: <http://www.beyerdynamic.com/pdf/mce7.pdf> [Capturado em 29 de jan. de 2001].
- BICCHI, A.; DARIO, P.; PINOTTI, P. C. (1985). *On The Control of a Sensorized Artificial Finger for Tactile Exploration of Objects*. In: IFAC Robot Control – Syroco '85, Barcelona, 1985. Anais ... pp. 251-256.
- BIG-LIST.COM (2001). *Peltier Device Information Directory*, [on line]. Disponível: <http://www.peltier-info.com> [Capturado em 04 de fev. de 2001].

- BLOHMKE, F. (1994). *Compêndio Otto Bock: Próteses para o membro Superior*. Berlin: Schiele & Schön.
- BOCCOLINI, F. (1990). *Reabilitação: Amputado - Amputações - Próteses*. São Paulo: Robe Livraria e Editora.
- BROCK, D. L. (2001). *Review of Artificial Muscle based on Contractile Polymers* [on line], Disponível: <http://www.ai.mit.edu/projects/muscle/pubs.html> [capturado em 06/02/01].
- BROOKS, R. A. (1991). *Intelligence Without Reason. Prepared for Computers and Thought*, IJCAI-91, MIT AI Laboratory Memo 1293.
- CAILLIET, R. (1976). *Hand Pain and Impairment*. 2. ed., Philadelphia: F. A. Davis Company. Cap. 1, pp. 1 – 58.
- CARROZZA, M. C. et al. (2000). *An Actuator System for a Novel Biomechatronic Prosthetic Hand*, Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp. 276-280.
- CARVALHO, D. C. L. et al. (2000). *Adaptação dos Pacientes ao uso de Próteses Mioelétricas. Estudo do Tratamento Fisioterápico e Possíveis Alterações Fisiológicas*. Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap, 3o de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid 18 a 20 de Outubro 2000, pp. 107 – 110.
- CASTRO, M. C. F.; CLIQUET Jr, A. (2000a). *An Artificial Grasping Evaluation System for the Paralysed Hand*. Medical & Biological Engineering & Computing. Journal of the International Federation for Medical & Biological Engineering, GB, 38(5), pp. 275-281.

- CASTRO, M. C. F.; CLIQUET Jr, A. (2000b). *An Artificial Grasping Evaluation System for the Paralysed Hand*. Artificial Organs. The Official Journal of the International Society for Artificial Organs, Blackwell Scientific Publications, Inc., Cambridge, MA, EUA, 24(3), pp. 185-188.
- CASTRO, M. C. F.; CLIQUET Jr, A. (2000c). *Artificial Sensorymotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects*. Artificial Organs. The Official Journal of the International Society for Artificial Organs, Blackwell Scientific Publications, Inc., Cambridge, MA, EUA, 24(9), pp. 700-717.
- CAUDILL, M.; BUTLER, C. (1996). *Understanding Neural Networks: Computer Explorations*, The MIT Press, Massachusetts, Vol 1, pp. 171- 180.
- CHAPPELL, P. H.; KYBERD, P. J. (1991). *Prehensile Control of a Hand Prosthesis by a Microcontroller*. J. Biomed. Eng. Vol. 13, pp. 363 – 362.
- CHASE, R. A. (1973). *Atlas of Hand Surgery*. London: W.B. Saunders Company. p. 3 - 20.
- CONSISTEC (1999). *Informações técnicas – Termopares – leis* [on line]. Disponível: <http://www.consistec.com.br/infotec/termopares/leis/leis.html> [capturado: 01/03/02].
- CROSSLEY, F. E. E.; UMHOLTZ, F. G. (1984). *Design for a Three-Fingered Hand - Multi Degrees of Freedom Grippers*, Robot Grippers, pp. 329 – 339.
- CUNHA, F. L. (1999). *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, 143 p.

CUNHA, F. L. et al. (2000). *O Uso De Redes Neurais Artificiais para o Reconhecimento de Padrões em uma Prótese Mioelétrica de Mão*. Anais... Congresso Iberoamericano Iberdiscap 2000, 3o de Comunicação Alternativa e Aumentativa e 1o de Tecnologias de Apoio para a Deficiência, Madrid, pp 339 – 342.

CUNHA, F. L.; SCHNEEBELI, H. J. A.; DYNNIKOV, V. I. (2000). *Development of Anthropomorphic Upper Limb Prostheses with Human-like Interphalangeal and Interdigital Couplings*. Artificial Organs, Vol. 24, No. 3, pp. 193-197.

DARIO, P. et al. (1988). *Multiple Sensing for Dexterous End Effectors*. Pisa: Scuola Superiore S. Anna and Centro “E. Piaggio”, University of Pisa, p. 02/03 – 25/03.

DE LAURENTIS, K. J.; MAVROIDIS, C. (2000). *Development of a Shape Memory Alloy Actuated Hand*, Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp. 281-284.

DE LUCA, C. (1979). *Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol BME-26, No. 6, p. 313 – 325.

DE LUCA, C. J.; FORREST, W. J. (1972). *An Electrode for Recording Single Motor Unit Activity During Strong Muscle Contractions*, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-19, pp. 367-372.

DELSYS INC. (1996). *A Discussion on Surface Electromyography: Detection And Recording*, [on line]. Disponível: http://www.delsys.com/emg_articles/EMG.shtml [capturado: 21/03/2000].

DHILLON, G. S. et al. (2000). *Experiments With Human Lifes* [on line] <http://www.bioen.utah.edu/faculty/KWH/research/HLIFEs.pdf>. [capturado: 15/06/00].

- DUARTE, A. et al. (2000). *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.
- DUPONT, A. C.; MORIN, E. L. (1994). *A Myoelectric Control Evaluation and Trainer System*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 2, No. 2, p. 100-107.
- ENGLEHART, K. et al. (1999). *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.
- FRANCA, J. E. M. et al. (2000). *A Specific Control System for na Anthropomorphic Myoelectric Hand Prosthesis*. In: BALTHAZAR, J.M. et al., *Nonlinear Dynamics, Chaos, Control and Their Applications to Engineering Sciences*. Applications of Nonlinear Phenomena, pp. 356-365, (in press).
- GALLANT, P. J.; MORIN, E. L.; PEPPARD, L. E. (1998). *Feature-based classification of myoelectric signals using artificial neural networks*, Medical & Biological Engineering & Computing, 36, pp. 485-489.
- GEDDES, L. A. (1972). *Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events*. New York: Wiley.
- GIRAUDET, G. (1978). *Iniciação à Aparelhagem dos Deficientes Físicos*. São Paulo: Organização Andrei Editora.
- GUYTON, A. C. (1988). *Fisiologia Humana*. Sexta Edição. Rio de janeiro: Editora Guanabara Koogan.

HALL, S. J. (1993). *Biomecânica Básica*, Rio de Janeiro: Guanabara – Foogan.

HANGER ORTHOPEDIC GROUP, Inc. (2001). *Hanger New Technology - Sense of Feel and Hot and Cold Sensory Systems* [on line], Disponível: <http://www.novacaresabolich.com/newtech.html/> [capturado em 8 de fev de 2001].

HEYWARD, V. H. (1991). *Advanced Fitness Assessment and Exercise Prescription*, Illinois: Human Kinetics p. 102 – 104.

HUDGINS, B. (1991). *A New Approach to Multifunction Myoelectric Control*. PhD Thesis, Dept. E.E., UNB, Fredericton.

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

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

IBERALL, T. (1987a). *Grasp Planning for Human Prehension*. In: IJCAI '87, 1987. Anais... p. 1153-1157.

IBERALL, T. (1987b). *The Nature of Human Prehension: Tree Dextrous Hands in One*. IEEE – CH2413-3/87/0000/0396\$01.00, p. 396-401.

IBERALL, T. et al. (1988). *Knowledge-Based Prehension: Capturing Human Dexterity*. IEEE – CH2555-1/88/0000/0082\$01.00, p. 82-87.

- IBRAHIM, S.; VON BÜREN, G. (1998). *Sensor for Gait Phase Recognition*, [on line]. Disponível: <http://www.hoshis.org/sem/GaitPhaseRecognition.html/ifabericht/> [Capurado em 23 de jan. de 2001].
- INTERLINK ELECTRONICS (1998). *Interlink Electronics Home Page* [on line], Disponível: <http://www.interlinkelec.com/> [capturado em 29 dez. 1998].
- JACOBSEN, S. C. et al. (1984). *The UTAH/M.I.T. Dextrous Hand: Work in Progress*. The International Journal of Robotics Research, Vol. 3, No. 4, pp 21 – 49.
- JACOBSEN, S. C. et al. (1986). *Design of the UTAH/M.I.T. Dextrous Hand*. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, p. 1520-1532.
- KENNEY, L. P. J. et al. (1999). *Dimensional Change in Muscle as a Control Signal for Powered Upper Limb Prostheses: A Pilot Study*, Medical Engineering & Physics, 21, pp 589 – 597.
- KLINE, J. (1979). *Biological Foundations of Biomedical Engineering*, ed. Little, Brown and Company.
- KOTTKE, F. J.; STILLWELL, G. K.; LEHMANN, J. F. (1984). *Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação*. 3. ed. São Paulo: Editora Manole.
- KRNJEVIC, K.; MILEDI, R. (1958). *Failure of Neuromuscular Propagation in Rats*, J. Physiol. (London) Vol. 140, pp. 440-461.
- KYBERD, P. J. et al. (1995). *MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control*. IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering. Vol. 3, No. 1, p. 70-76.

- KYBERT, P. J. et al. (2000). *Oxford Orthopaedic Engineering Centre – Rehabilitation Engineering* [on line]. Disponível: <http://www.eng.ox.ac.uk/ooec/research/rehab.html#hand> [capturado: 03/03/02].
- KYBERT, P. J.; CHAPPEL, P. H. (1994). *The Southampton Hand, an Intelligent Myoelectric Prosthesis*, Journal of Rehabilitation Research and Development, 31, 4, pp 326 – 334.
- LANG, A. H.; TUOMOLA, H. (1977). *The Time Parameters of Motor Unit Potentials Recorded with Multi-Electrodes and the Summation Technique*, Electromyogr. Clin. Neurophysiol., Vol 14, pp. 513-525.
- LEE, Y. K.; SHIMOYAMA, I. (2000). *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.
- LINDSTRÖM, L.; MAGNUSSON, R.; PETERSÉN, I. (1970). *Muscular Fatigue and Action Potential Conduction Velocity Changes Studied with Frequency Analysis of EMG Signals*, Electromyography, Vol. 4, pp. 341-353.
- LINDSTRÖM, L. (1970). *On the Frequency Spectrum of EMG Signals*, Res. Lab. Med. Electro., Chalmers Univ. Tech., Göteborg, Sweden, Tech. Rep.
- LOUCKS, C. S. et al. (1987). *Modeling and Control of the Stanford/JPL Hand*. IEEE CH2413-3/87/000/0573\$01.00, p 573 – 578.
- LYNX TECNOLOGIA ELETRÔNICA LTDA (2000). *Catálogo de Produtos*, São Paulo.

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

MACHADO, É. L. et al. (2000). *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.

MAËL, E. (2000). *Tactile Sensor* [on line]. Disponível: <http://www.neuroinformatik.ruhr-uni-bochum.de/ini/VDM/research/robotics/Hardware/TactileSensor/contents.html> [Capturado em 24 de jan. de 2001].

MARKENSCOFF, X.; PAPADIMITRIOU, C. H. (1989). *Optimum Grip of a Polygon*. The International Journal of Robotics Research, Massachusetts, Vol. 8, No. 2, p. 17-29.

MASON, M. T.; SALISBURY JR., J. (1985). *Kenneth. Robot Hands and the Mechanics of Manipulation*, London: The MIT Press.

MAXON MOTOR (1999). *Maxon Main Catalogue*, Sachseln – Suíça.

MEASURAND INC. (2000). *Shape SensorTM. Instruction Manual*. Fredericton, NB, June 14.

MEASUREMENT SPECIALTIES, Inc. (2000). *Piezo Information Downloads* [on line]. Disponível: http://www.msiusa.com/piezo_download_listing.htm#PART1-INT.pdf [Capturado em 31 de jan. de 2001].

MELCOR (2002). *Melcor Thermal Solutions*. [On line], Disponível: <http://www.melcor.com/> [capturado em 01/03/2002].

MONTOYE, H. J.; LAMPHIEAR, D. E. *Grip and Arm Strength in Males and Females, Age 10 to 69*. The Research Quarterly, Vol. 48, No 1, p. 109 - 119.

NANOTECHNOLOGY GROUP (2001). *Materials & Microsystems Development - Cranfield University - Piezoelectric Motors* [on line], Disponível: <http://www.cranfield.ac.uk/sims/materials/nanotech/piezoelectric.html> [capturado em 05/01/01].

NAPIER, J. R. (1956). *The Prehensile Movements of the Human Hand*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 38 B, No 4.

NGUYEN, V. D. (1986a). *The Synthesis of Grasps in the Plane*. IEEE – CH2282-2/86/0000/0884\$01.00, p. 884-889.

NGUYEN, V. D. (1986b). *Constructing Force-Closure Grasps*. IEEE – CH2282-2/86/0000/1368\$01.00, p. 1368-1373.

NGUYEN, V. D. (1987a). *Constructing Force-Closure Grasps in 3D*. IEEE – CH2413-3/87/0000/0240\$01.00, p. 240-245.

NGUYEN, V. D. (1987b). *Constructing Stable Grasps in 3D*. IEEE – CH2413-3/87/0000/02345\$01.00, p. 234-239.

NGUYEN, V. D. (1988). *Constructing Force-Closure Grasp*. The International Journal of Robotics Research, Vol. 7, No 3, p 3 – 16.

NOHAMA, P.; CLIQUET JR, A. (1998). *Sensação Fantasma: Avanços da Estimulação Eletrotátil no Estudo da Propriocepção Artificial*, RBE - Caderno de Engenharia Biomédica, V. 14, No 2, pp 7-35.

- OBANA, F. Y. et al. (2000). *Desenvolvimento de Sensores Tácteis Utilizando Extensômetros. Semicondutores. XVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Anais...*, Florianópolis, pp. 626 –630.
- OGATA, K. (1993). *Engenharia de Controle Moderno*, 2. ed. Rio de Janeiro: Prentice/Hall.
- O'NEILL, P. A.; MORIN, E. L.; SCOTT, R. N. (1994). *Myoelectric Signal Characteristics from Muscles in Residual Upper Limbs*. IEEE Trans. Rehabilitation Eng., Vol. 2, No. 4, pp. 266-270.
- ORTOLAN, R. L. et al. (2000). *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.
- PARK, E.; MEEK, S. G. (1993). *Fatigue Compensation of the Electromyographic Signal for Prosthetic Control and Force Estimation*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 40, No. 10, p. 1019-1023.
- PARKER, P. A.; STULLER, J.; SCOTT, R. N. (1977). *Signal processing for the multistate myoelectric channel*. Proc. IEEE, Vol. 65, pp. 662-674.
- PATON, W. D. M.; WAUD, D. R. (1967). *The Margin of Safety of Neuromuscular Transmission*, J. Physiol. (London), Vol. 191, pp. 59-60.
- PETROV, B. A. (1984). *Manipuladores* (em Russo). Leningrado: Machinostroenie.
- PHONE-OR (2000). *SOM-010 – Security Optical Microphone* [on line]. Disponível: <http://www.phone-or.com/pdf/Security%20SOM%20010.pdf> [Capturado em 29 de jan. de 2001].

PINTO, L. C. (1996). *Eletromiografia Clínica*. São Paulo: Atheneu.

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

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

PORFÍRIO, R. S.; WOOD, G. A.; CLIQUET JR., A. (1992). *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.

POWELL ELECTRONICS (2001). *Micro Force Sensors* [on line]. Disponível: <http://www.powell.com/micro.html> [Capturado em 24 de jan. de 2001].

REHABILITATION ENGINEERING SERVICE (RES). (1998). *EDINFO - The University of Edinburg's Information Service* [on line], Edinburgh, Scotland. Disponível: <http://www.ed.ac.uk/~respmr/sps.html> [capturado: em 29 dez. 1998].

ROSENFALCK, P. (1969). *Intra and Extracellular Potential Fields of Active Nerve and Muscle Fibers*. Copenhagen, Denmark: Acadomisk Forlag.

SAKAMOTO, M. Y. et al. (1994). *A Myoeletric Hand Prosthesis Driven By Polymers*, Resumo. World Congress on Medical Phisycs and Biomedical Engineering Rio de Janeiro.

SASHIDA, T., KENJO, T. (1993). *An Introduction Ultrasonic Motors*, Monographs in Eletrical and Eletronic Engineering, Oxford : Clarendon.

SCOTT, R. N.; PARKER, P. A. (1998). *Myoelectric Prostheses: State of the Art*, Journal of Medical Engineering & Technology, Vol. 12, No 4, p. 143 – 151.

SPONG, M.W.; VIDYASAGAR, M. (1989). *Robot Dynamics and Control*. New York: John Wiley & Sons.

TINI ALLOY COMPANY (2001). *Introduction to Shape Memory Alloys* [on line]. Disponível: <http://www.sma-mems.com/intro.htm>. [capturado: 07/02/01].

TUBIANA, R. (1981). *The Hand*. New York: W. B. Saunders Publishers.

UCHIMURA, A. I.; STANGE, F. L. (1999). *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.

VOLUME Conduction of the Spike of the Motor Unit Potencial Investigated with a New Type of Multielectrode (1957). *Acta Physiol. Scand.*, Vol. 38, pp. 331-354.

WEBSTER, J. G. (1998). *Medical Instrumentation: Application and Design*. Editor: Jonh G. Webster, 3rd ed., New York.

ÍNDICE

A

abdução, 5, 11, 122
 adaptação, 21, 37, 66, 93, 95, 110, 111, 113, 118
 adução, 5, 122
 amplificador diferencial, 16
 amputação, 1, 19, 20, 21, 23, 26
 ângulo da junta, 80, 81, 83
 ângulos, 5, 71, 77, 79, 81, 82
 antebraço, 1, 3, 5, 10, 16, 19, 21, 49, 50, 122
 antropomórficas, 21, 23, 26, 28, 29, 115
 antropomorfismo, 1, 36, 67
 aplicabilidade, 61, 63, 67, 68, 69
 arco-reflexo, 2
 articulações, 2, 3, 4, 5, 6, 26, 30, 63
 atrito, 7, 32, 34, 42, 55, 74
 atuador piez elétrico, 42
 atuadores, 3, 23, 28, 29, 30, 36, 38, 42, 44, 46, 61, 65, 67, 68, 69, 70

B

balão, 65, 66, 105, 113, 128
 Biomecatrônica, 35
 buzzers, 95

C

cabeamento, 75
 cabos, 23, 27, 32, 33, 34, 36, 49, 50, 52, 68, 74
 calibração/aferição, 56, 84, 88, 92, 93, 96, 128
 canais proprioceptores, 64
 característica determinística, 115, 116
 características determinísticas, 17, 51
 cineplastia, 50, 52, 64
 circuito divisor de tensão, 86, 91, 100
 circuitos eletrônicos, 75, 76
 classificação das próteses, 19, 21
 componente DC do sinal, 17
 comunicação não-verbal, 6
 conduites, 32, 34
 consumo de energia, 53, 65, 67
 contração muscular, 14, 17, 51, 115, 118
 controle da prótese, 15, 29, 50, 62, 70, 82, 114
 controle on-off, 49, 50, 51, 52
 coto, 20, 23, 24, 52, 64, 65, 109, 115, 116
 cristal piez elétrico, 95
 CT Arm, 33, 69, 70, 71, 72, 73
 custo, 1, 35, 42, 53, 67, 69, 70, 96, 122

D

deformação esquelética congênita, 19
 densidade de potência, 42, 44, 67, 123
 deslizamento, 7, 29, 48, 57, 60, 61, 70, 72, 95, 96, 97, 98, 128
 despolarização, 12, 14
 dispositivo protético, 20, 115
dynamic hair sensors, 60

E

efeito Peltier, 66, 69, 100, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 113
 efeito piez elétrico indireto, 42
 efeito seeback, 62
 eficiência, 41, 44, 47, 67
 elementos capacitivos, 57
 eletrodos ativos, 16
 eletrodos de superfície, 14, 51, 117
 eletrodos invasivos, 15
 eletrodos não invasivos, 16
 engrenagens, 30, 31, 32, 34
 engrenagens cilíndricas, 30
 engrenagens cônicas, 30, 32
 equações interfalangianas, 71, 74
 espaço disponível, 53, 75
 espectro de frequência, 14
 estéticas, 22
 estimulação elétrica, 65
 estimulação mecânica, 64
 estimulação visual ou auditiva, 64
 extensão, 4, 5, 31, 32, 33, 34, 37, 49, 75, 97, 118, 119, 120, 123

F

falanges, 3, 4, 11, 26, 34, 35, 40, 53, 54, 71, 72, 74
 fenômeno Phi tátil, 65
 fenômeno piez elétrico, 42
 fibras musculares, 11, 12, 14, 16
 fibras ópticas, 55, 56, 61
 filtragem, 13, 17, 52, 122
 filtro Notch, 17
 filtro Passa Alta, 17
 filtro Passa baixa, 17
 filtro passa-baixa, 14
 flexão, 4, 5, 31, 32, 33, 34, 37, 49, 94, 118, 119, 120, 123
 flexibilidade, 53, 67, 71

força, 3, 7, 8, 9, 10, 11, 23, 24, 27, 28, 29, 30, 32, 35, 36, 40, 41, 42, 45, 47, 48, 49, 50, 51, 57, 58, 59, 60, 62, 64, 65, 66, 68, 69, 70, 72, 75, 77, 78, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 96, 97, 105, 112, 113, 128

força muscular, 25, 49, 68

force-closure, 7

form closure, 8

fragilidade, 94

frequência de funcionamento, 41, 45, 47, 67

FSR, 50, 59, 68, 69, 75, 85, 86, 87, 88, 89, 91, 92, 93, 94, 96, 97

função de ativação, 120

função Delta Dirac, 15, 111

funções fisiológicas, 25

G

gancho APRL, 27

garra, 7, 8, 10, 11, 27, 29, 60

garra composta, 8

garra de força, 8, 29

garra em gancho, 8, 27

garra em plataforma, 9

gel poliacrilamida, 46

glândulas sudoríparas, 7

graus de liberdade (DOF), 3, 31, 33, 34, 36, 37, 38, 39, 41, 45, 46, 48, 53, 72, 73, 74

grupo extensor, 117, 118, 119, 123

grupo flexor, 117, 118, 119, 122

H

habituação nervosa, 66

histerese, 45, 53, 57, 59, 67, 94

I

índice de rejeição, 1

informações de tato, 64

informações táteis, 2, 72, 126

interfalangiana, 5, 35, 74, 76, 79

interpolação polinomial, 82, 83, 87

J

junção neuromuscular, 12, 14

L

lift-and-try, 61

liga de memória de forma, 44

linha neutra, 55, 56, 76

luva cosmética, 86, 87, 88, 98, 103, 105

luva intermediária, 87, 98

M

malha de controle, 47, 53

Mão de São Carlos, 125, 126, 129

mecanismo, 3, 8, 25, 26, 29, 30, 31, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 46, 48, 50, 53, 55, 70, 71, 72, 73, 114, 142

mecanismo antropomórfico, 48

mecanismo de acomodação, 37

mecanismo múltiplo de transmissão, 36

média adjacente, 78, 79, 89, 90

membrana pós-sináptica, 11

metacarpianos, 4

metacarpo, 3

metacarpofalangiana, 4, 5, 35, 76

método dos mínimos quadrados, 82, 83, 87, 108

micro bomba, 40

microcontrolador, 2, 82, 116

microfone, 61

micromotores brushless, 39

micromotores brushless, 39, 72

micromotores DC, 39

microprocessador, 29, 53

motoneurônio, 11, 25

motor piezelétrico rotativo, 42

motores, 21, 24, 25, 28, 30, 33, 38, 39, 42, 43, 44, 45, 46, 61, 69

motores ultra-sônicos, 43

músculo artificial, 40, 41, 46

músculos, 3, 5, 7, 16, 24, 41, 50, 64, 116, 117

N

N-isopropilacrilamida, 46

Nitinol, 45

O

órgão aferente, 6

órgão eferente, 6

órgão motor, 2

ossos, 3, 4, 7, 20

P

palma, 3, 4, 5, 8, 11, 34, 36, 39

passivas, 22, 26

pele, 6, 7, 24, 50, 52, 64, 65, 109, 110, 113

peso, 7, 24, 29, 31, 32, 34, 45, 55, 59, 67, 85, 86

piezo films, 61, 69, 70, 96, 98, 128

pinça de força, 8

pinça de precisão, 8, 28

pinça tridigital, 28, 71, 75, 88, 91, 122

pinça tridital, 89

pinças, 8, 27

pinças dígito-digitais, 8

pinças tridigitais, 8

polegar, 3, 4, 5, 8, 11, 26, 75, 88

poli – acrilamida, 46

poli-ácido acrílico, 46

polias, 32, 33, 34, 36, 74

polímero gel contráctil, 46

posição angular, 29, 31, 48, 53, 54, 55, 57, 69, 70, 76, 78, 79, 80, 81, 83, 128

potencial de ação, 11, 12, 13, 14, 15, 111

precisão, 3, 9, 53, 54, 55, 57, 59, 63, 67, 94, 105, 116

preensão, 6, 7, 8, 24, 60, 61, 64, 94, 97

pré-processamento, 117, 120, 122

propriocepção, 53

prótese híbrida, 26

prótese multifunção, 2, 29

próteses ativas por tração, 23, 26

próteses ativas por força própria, 23, 48, 49

próteses ativas força externa, 23, 30, 51

próteses controladas por interruptores, 24

próteses inteligentes, 124
 próteses mioelétricas, 24, 26, 27, 28
 próteses multifunção, 47, 53
 próteses pneumáticas, 23, 24
 protetização, 1
 punho, 3, 19, 20, 45, 118, 119, 120, 122

R

rádio, 3, 4
 raio de curvatura, 79, 80, 81
 reabilitação, 30, 46
 realimentação das informações, 47, 62, 65, 66, 69, 72, 105
 realimentação visual, 47
 receptores sensoriais, 66, 110, 111
 reconhecimento de padrões, 118
 rede neural, 116, 117
 redutores, 39, 44, 71, 72
 RMS, 97, 118
 RNA, 118, 120, 121, 122, 128
 robôs, 2, 53, 73
 robótica, 2, 46, 53, 60, 61
 ruído do sinal, 16

S

sensações táteis, 64
 sensor de força, 49, 57, 75, 77
 sensor de pressão, 41
 sensores capacitivos, 57, 60
 sensores de efeito Hall, 54, 57, 128
 sensores de posição, 53, 57, 69, 72
 sensores miocinemétricos, 52
 sensores mioelétricos, 52, 65, 69
 sensores piezelétricos, 58, 62
 sensores por efeito Hall, 56, 84, 128
 sensores potenciométricos, 54
 servomotores, 72, 73, 76, 77
 sinais biológicos, 115

sinais de controle, 24, 47, 48, 49, 69, 70, 114, 128

sinal miocinemétrico, 50

sinapses, 111

sistema nervoso, 14, 111

Slider Crank, 35, 68

sinal mioelétrico, 2, 14, 15, 16, 17, 24, 25, 49, 51, 65, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 122, 128

sonda de foley, 66

strain gages, 49, 54, 55, 57

T

tamanho, 1, 7, 13, 20, 26, 34, 36, 37, 39, 42, 53, 66, 67

tamanho dos dedos. *Consulte*

taxa de aprendizagem, 120

temperatura, 7, 29, 44, 46, 48, 62, 63, 64, 65, 66, 69, 70, 72, 75, 76, 98, 99, 100, 101, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 112, 113, 114, 128

termistor, 62, 63, 69, 70, 98, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105

termômetros de resistência, 62, 63

termopares, 62, 100, 133

transformada wavelet, 117

tratamento analógico do sinal, 17

tratamento fisioterápico, 1

treinamento, 117, 120, 121, 122

treinamento por *backpropagation*, 120

U

ulna, 3, 4

V

variação da indutância, 54

velocidade de condução, 13

W

Weber-Fechner, 112, 113

APÊNDICE I

I. PROJETOS MECÂNICOS DO DEDO ARTIFICIAL E DOS SUPORTES

Desenhos feitos no AutoCAD R14

	<i>Desenho nº: 2</i>
Desenhista Projetista	<i>Fransérgio Leite da Cunha</i>
	<i>Escala: 1:1</i>

Escala 1:2

12

Escala 1:1

13

13	2	Alumínio	Abas de suporte do dedo
12	1	Aço - chapa	Caixa externa
Peça:		Quant:	Nome da Peça:
Detalhamento do suporte			
- Caixa externa			
Apêndice A			
OBS.: Ver desenho 1 - Apêndice A			
Desenhista Projetista			
Fransérgio Leite da Cunha			Desenho n°: 3
Escala:			Variável

14	1	Aço - chapa	Base dos Servomotores RC		
Peça:	Quant:	Material:	Nome da Peça:		
Detalhamento do Suporte
- Base dos Servomotores					
Apêndice A				Desenho n°: 4	
OBS.: Ver desenho 1 - Apêndice A				Escala: 1:1	
Desenhista				Fransérgio Leite da Cunha	
Projetista

15	1	Madeira	Base do suporte		
Peça:		Quant:	Material:	Nome da Peça:	
Detalhamento do Suporte					
- Base					
Apêndice A					
OBS.: Ver desenho 1 - Apêndice A					
Desenhista Projetista					
Fransérgio Leite da Cunha					
Escala: 1:1					
Desenho nº: 5

Laboratório de Biomecânica
e Engenharia de Reabilitação

<i>Peça:</i>	<i>Quant:</i>	<i>Material:</i>	<i>Nome da Peça:</i>						
Conjunto Dedo + Suporte + Dinamômetro			<div> <p>Laboratório de Biomecânica e Engenharia de Reabilitação</p></div>						
Apêndice A									
			<i>Desenho n°: 6</i>						
<i>Desenhista</i> <i>Projeta</i>			<i>Escala: 1:2</i>						
<i>Fransérgio Leite da Cunha</i>

Dinamômetro Dillon
Compact Gage -
200N

16	1	Aço - chapa	Suporte do Dinamômetro		
Peça:	Quant:	Material:	Nome da Peça:		
Detalhamento do suporte do dinamômetro
Apêndice A					
OBS.: Ver desenho 6 - Apêndice A			Desenho n°: 7		
Desenhista Projetista Fransérgio Leite da Cunha			Escala: 1:2		

APÊNDICE II

II. LISTAGEM DOS PROGRAMAS PARA TRATAMENTO DOS DADOS

Programas feitos no Mathematica 2.2.

POSIÇÃO ANGULAR E FORÇA

```
<<NumericalMath`PolynomialFit`  
<<Graphics`MultipleListPlot`  
<<Statistics`DescriptiveStatistics`
```

■ **Sensor de Posição Angular**

Sensor de posição angular por fibras ópticas

Ganho: 2x

LPF: 1k6

escala do osciloscópio

eixo x: 250ms por divisão

eixo y: 1 V por divisão

Dados obtidos com o osciloscópio para as posições angulares

Posição1 -> ângulo da junta 1; Posição2 -> ângulo da junta 2

OBSERVAÇÃO: Os pontos da posição 1 e 2, da força e da tensão da posição 2 foram omitidos desta listagem por ocuparem muito espaço. (aproximadamente 2500 pontos)

```
Posição1 = {0, 0, , ... , 80.00*10^-3, 80.00*10^-3};
```

```
GrafJunta1 = ListPlot[Posição1,  
AxesLabel -> {"Tempo", "Posição1 (V)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]}];
```

```
Posição2 = {0, 0, ... , 40.00*10^-3, 0, 0};
```

```
GrafJunta2 = ListPlot[Posição2,  
AxesLabel -> {"Tempo", "Posição2 (V)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}];
```


■ Sensor de Força

Sensor de Força por FSR

RM: 9.97 k Ohm

Escala do osciloscópio

eixo x: 250ms por divisão

eixo y: 2 V por divisão

Dados obtidos com o osciloscópio para a força

```
Força = {0, 0, ..., , 80.00*10^-3, 0, 0, 0};
```

```
GrafForça = ListPlot[Força,  
  AxesLabel -> {"Tempo", "Força (V)"},  
  PlotJoined -> True,  
  PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}];
```

```
Show[GrafJunta1, GrafJunta2, GrafForça]
```

Média obtida pelo Origin usando o método Adjacent Averaging (Média Adjacente)
(20 pontos a serem considerados para a suavização)

```
Posição1Média = {0, ..., 0.05333, 0.05091};
```

```
Posição2Média = {0, 0,... , 0.02545};
```

```
ForçaMédia = {0, 0, ..., 0.02667, 0.02909};
```

```
GrafJunta1Média = ListPlot[Posição1Média,  
  AxesLabel -> {"Tempo", "Posição1 (V)"},  
  PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]}];
```

```
GrafJunta2Média = ListPlot[Posição2Média,  
  AxesLabel -> {"Tempo", "Posição2 (V)"},  
  PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}];
```

```
GrafForçaMédia = ListPlot[ForçaMédia,  
  AxesLabel -> {"Tempo", "Força (V)"},  
  PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}];
```

```
Show[GrafJunta1Média, GrafJunta2Média, GrafForçaMédia]
```

Dados obtidos para calibração, no dia 21/02/2001, após o módulo de conversão chegar da UNICAMP

Foram feitas 4 baterias de testes, visando extrair a média e o desvio padrão do experimento. As medidas dos ângulos e dos raios de curvatura foram feitas a partir de imagens fotográficas e extraídas pelo AutoCAD R14, para Teta 2 (primeira junta interfalangeana), seguindo o frame da dissertação de mestrado. As tensões de saída do circuito (módulo de conversão) fornecido pelo fabricante do sensor forma capturadas pelo osciloscópio, sendo equivalente ao valor médio.

1o (degree) = 0.01745329 radianos

1 Volt por divisão - erro = $\pm(3\% \times \text{leitura} + 0.1 \text{ div} + 1\text{mV})$

```
Tensão1 = {0.0408, 0.294, 0.996, 1.51, 1.91, 2.15,
2.30};
Tensão2 = {0.0406, 0.381, 1.38, 1.65, 2.02, 2.13,
2.25};
Tensão3 = {0.0402, 0.439, 0.973, 1.24, 1.67, 2,
2.21};
Tensão4 = {0.0406, 0.295, 0.99, 1.42, 1.82, 2.07,
2.25};

(* angulos em degrees *)
Angulo1 = {180 - 177.9465, 40.7933, 52.1396,
64.2027,75.701, 86.5288, 99.5055};
Angulo2 = {2.7172, 41.6942, 60.3621, 66.1559,
78.0166,83.2171, 94.0602};
Angulo3 = {6.345, 42.8567, 51.0202, 56.8398,
67.0519,78.1447, 89.6689};
Angulo4 = {6.7285, 40.9868, 51.4217, 61.1018,
71.6981,81.952, 94.5865};

(* raio em mm *)
raio1 = {91.0042, 9.3705, 5.9864, 5.4913, 3.974,
3.5388,3.0687};
raio2 = {69.0389, 8.1021, 5.5014, 5.2156, 4.0334,
3.6678,3.3197};
raio3 = {41.4663, 6.6398, 6.5018, 5.9787, 5.1664,
3.9406,3.5301};
raio4 = {50.1698, 7.9637, 5.9387, 5.4294, 4.3095,
3.3923,2.8542};
```

Cálculo da Média das resistências, o Desvio padrão, o Erro padrão da média, e o Erro percentual para as medidas

```
MediaTensão = Table[Mean[{Tensão1[[i]],
Tensão2[[i]],Tensão3[[i]],Tensão4[[i]]}],{i,1,7}]/N;
```

```
MediaAngulo = Table[Mean[{Angulo1[[i]],
Angulo2[[i]],Angulo3[[i]],Angulo4[[i]]}],{i,1,7}]/N;
```

```
Mediaraiio = Table[Mean[{raio1[[i]],
raio2[[i]],raio3[[i]],raio4[[i]]}],{i,1,7}]/N;
```

```
DesvioPadraoTensão = Table[StandardDeviation[
{Tensão1[[i]],
Tensão2[[i]],Tensão3[[i]],Tensão4[[i]]}],{i,1,7}]/N;
```

```
DesvioPadraoAngulo = Table[StandardDeviation[
{Angulo1[[i]],
Angulo2[[i]],Angulo3[[i]],Angulo4[[i]]}],{i,1,7}]/N;
```

```
DesvioPadraoraio = Table[StandardDeviation[
{raio1[[i]],
raio2[[i]],raio3[[i]],raio4[[i]]}],{i,1,7}]/N;
```

```
ErroPadraodaTensão =
DesvioPadraoTensão/Sqrt[7]/N
```

```
ErroPercentualTensão =
(ErroPadraodaTensão/MediaTensão)*100;
```

```
ErroPadraodoAngulo =
DesvioPadraoTensão/Sqrt[7]/N
```

```
ErroPercentualAngulo =
(ErroPadraodoAngulo/MediaAngulo)*100;
```

```
ErroPadraodoraio =
DesvioPadraoraio/Sqrt[7]/N
```

```
ErroPercentualraio =
(ErroPadraodoraio/MediaAngulo)*100;
```

(* Curvatura: rad/cm - visa comparar os dados com o gráfico mostrado no datasheet do fabricante *)

```
Curvatura = (MediaAngulo * 0.01745329)/
(Mediaraiio * 0.1)
```

```
ErroCurvatura = Curvatura Sqrt[(ErroPadraodoAngulo/
MediaAngulo)^2 + (ErroPadraodoraio/Mediaraiio)^2]
```

à Criação dos Gráficos para a calibração

```
GraftensãoxAngulo = ListPlot[Table[{MediaAngulo[[i]],  
MediaTensão[[i]]},{i,1,7}],  
AxesLabel -> {"Angulo (o)", "Tensão (V)"},  
PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}]
```

```
Graftensãoxraio = ListPlot[Table[{Mediaraiio[[i]],  
MediaTensão[[i]]},{i,1,7}],  
AxesLabel -> {"raio (mm)", "Tensão (V)"},  
PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}]
```

```
GraftensãoxCurvatura = ListPlot[  
Table[{Curvatura[[i]],MediaTensão[[i]]},{i,1,7}],  
AxesLabel -> {"Curvatura (rad/cm)", "Tensão (V)"},  
PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]}]
```

(* angulos em radianos e raios em metros *)

```
AnguloRad = MediaAngulo * 0.01745329
```

```
ErroAnguloRad = ErroPadraodoAngulo * 0.01745329
```

```
RaioMetros = Mediaraiio * 0.001
```

```
ErroRaioMetros = ErroPadraodoraio * 0.001
```

Calibração, interpolação polinomial (Origin)

```

A = -0.14889;
B1 = 4.127;
B2 = -3.75124;
B3 = 1.30719;

CurvaturaInterpolada[V_] = A + B1*V + B2*V^2
+ B3*V^3;
(* rad/cm *)

A1 = -0.0424;
B11 = 3.26707;
B21 = -3.82978;
B31 = 1.87561;
B41 = -0.29884;

AnguloInterpolado[V_] = A1 + B11*V + B21*V^2
+ B31*V^3 + B41*V^4;
(* rad *)

```

Dados adquiridos pelo osciloscópio, ao dedo realizar um movimento determinado, e submetidos ao Adjacente Average com 100 pontos para suavização

```

TensãodaPosição2 = {0.10039, ..., 0.08154, 0.07843};

(* plota o gráfico do ângulo de saída, após
a interpolação, em degrees *)

ListPlot[57.2958*AnguloInterpolado[TensãodaPosição2],
AxesLabel -> {"Tempo (ms)", "Angulo (o)"},
PlotJoined -> True, PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}]

```

RESULTADOS DO TESTE DE COMPARAÇÃO COM FSR USANDO CIRCUITOS DE AMPLIFICAÇÃO COM OS CIs 741 E 358 E COM INTERFACE DE BORRACHA E DE METAL (ARRUELAS)

```
<<NumericalMath`PolynomialFit`  
<<Graphics`MultipleListPlot`  
<<Statistics`DescriptiveStatistics`
```

■ **Dados de Entrada**

Cálculo da tabela de entrada de "Força" e da "Reação" no suporte (21 entradas)
Cada peso possui 0.100 kgf, totalizando 2 kgf de carga final

```
F = Table[i, {i, 0, 2, 0.1}];
```

```
R = ((F 0.420)/0.280)
```

```
Mean[R]
```

Leituras da "Tensão de Saída" usando o 741 com interface de borracha
(21 entradas)

```
Vout3kbor7411 = {0.35, 1.75, 2.48, 2.82, 3.13, 3.22,  
3.38, 3.44, 3.50, 3.54, 3.57, 3.61, 3.65, 3.68, 3.70,  
3.72, 3.74, 3.77, 3.78, 3.84, 3.93};
```

```
Vout3kbor7412 = {0.33, 1.90, 2.58, 2.91, 3.13, 3.28,  
3.44, 3.52, 3.58, 3.63, 3.67, 3.69, 3.73, 3.75, 3.77,  
3.79, 3.80, 3.82, 3.83, 3.84, 3.86};
```

Leituras da "Tensão de Saída" usando o 741 com interface de metal
(21 entradas)

```
Vout3kchp7411 = {0.00, 0.17, 0.78, 1.77, 2.61, 2.95,  
3.20, 3.36, 3.48, 3.57, 3.67, 3.75, 3.82, 3.90, 3.95,  
3.99, 4.04, 4.06, 4.09, 4.12, 4.15};
```

```
Vout3kchp7412 = {0.00, 0.69, 1.45, 1.93, 2.31, 2.53,  
2.79, 2.92, 3.07, 3.22, 3.32, 3.39, 3.44, 3.50, 3.55,  
3.62, 3.67, 3.72, 3.75, 3.80, 3.85};
```

Leituras da "Tensão de Saída" usando o 358 com interface de borracha
(21 entradas)

```
Vout3kbor3581 = {0.44, 1.65, 2.59, 2.94, 3.13, 3.29,  
3.37, 3.45, 3.52, 3.58, 3.64, 3.67, 3.70, 3.73, 3.75,  
3.77, 3.78, 3.78, 3.81, 3.82, 3.83};
```

```
Vout3kbor3582 = {0.43, 1.61, 2.61, 2.93, 3.19, 3.31,  
3.41, 3.49, 3.59, 3.65, 3.69, 3.72, 3.75, 3.77, 3.82,  
3.83, 3.83, 3.83, 3.83, 3.83, 3.83};
```

Leituras da "Tensão de Saída" usando o 358 com interface de metal
(21 entradas)

```
Vout3kchp3581 = {0.01, 0.17, 0.96, 1.45, 2.09, 2.40,  
2.73, 2.98, 3.25, 3.44, 3.60, 3.71, 3.77, 3.83, 3.83,  
3.83, 3.83, 3.83, 3.83, 3.83, 3.83};
```

```
Vout3kchp3582 = {0.01, 0.47, 1.24, 1.67, 2.29, 2.65,  
3.00, 3.21, 3.42, 3.58, 3.68, 3.75, 3.81, 3.83, 3.83,  
3.83, 3.83, 3.83, 3.83, 3.83, 3.83};
```

à Cálculo da Média dos resultados experimentais (Tensão de Saída) para cada caso

Média aritmética das duas leituras de saída, usando o 741 com interface de borracha

```
MedVout3kbor741 = Table[(Vout3kbor7411[[i]]+  
Vout3kbor7412[[i]])/2, {i,21}];
```

Média aritmética das duas leituras de saída, usando o 741 com interface de metal

```
MedVout3kchp741 = Table[(Vout3kchp7411[[i]]+  
Vout3kchp7412[[i]])/2, {i,21}];
```

Média aritmética das duas leituras de saída, usando o 358 com interface de borracha

```
MedVout3kbor358 = Table[(Vout3kbor3581[[i]]+  
Vout3kbor3582[[i]])/2, {i,21}];
```

Média aritmética das duas leituras de saída, usando o 358 com interface de metal

```
MedVout3kchp358 = Table[(Vout3kchp3581[[i]]+  
Vout3kchp3582[[i]])/2, {i,21}];
```

Calcula o desvio padrão e o erro padrão


```
DesvioPadrao3kbor358 = Table[StandardDeviation[
{Vout3kbor3581[[i]],
Vout3kbor3582[[i]]}],{i,1,21}]/N;
```

```
ErroPadraodaMedia3kbor358 =
DesvioPadrao3kbor358/Sqrt[2]/N
```

```
DesvioPadrao3kchp358 = Table[StandardDeviation[
{Vout3kchp3581[[i]],
Vout3kchp3582[[i]]}],{i,1,21}]/N;
```

```
ErroPadraodaMedia3kchp358 =
DesvioPadrao3kchp358/Sqrt[2]/N
```

■ Relações Entre os Dados

à Criação da matrizes "FxV" (Força de Reação do FSR versus Tensão de Saída)

Matriz FxV usando o 741 com interface de borracha

```
Vet1 = Table[{R[[i]],MedVout3kbor741[[i]]},
{i,21}];
```

Matriz FxV usando o 741 com interface de metal

```
Vet2 = Table[{R[[i]],MedVout3kchp741[[i]]},
{i,21}];
```

Matriz FxV usando o 358 com interface de borracha

```
Vet3 = Table[{R[[i]],MedVout3kbor358[[i]]},
  {i,21}];
```

Matriz FxV usando o 358 com interface de metal

```
Vet4 = Table[{R[[i]],MedVout3kchp358[[i]]},
  {i,21}];
```

à Gráficos

Gráfico Tensão de saída, para Resistência de 3.3k (ver circuito), com interface de borracha e usando o 741

```
Grap1 = ListPlot[Vet1,
  AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},
  PlotJoined -> True,
  PlotRange -> {{0,3},{0,5}},
  PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]}];

Print["Tensão de saída, para
Resistência de 3.3k,
com borracha e usando o 741" ]
```

Gráfico Tensão de saída, para Resistência de 3.3k (ver circuito), com interface de metal (arruelas) e usando o 741

```
Grap2 = ListPlot[Vet2,
  AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},
  PlotJoined -> True, PlotRange -> {{0,3},{0,5}},
  PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}];

Print["Tensão de saída, para Resistência de 3.3k,
com arruelas e usando o 741"]
```

Gráfico Tensão de saída, para Resistência de 3.3k (ver circuito), com interface de borracha e usando o 358

```
Grap3 = ListPlot[Vet3,  
AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},  
PlotJoined -> True, PlotRange -> {{0,3},{0,5}},  
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}];  
  
Print["Tensão de saída, para  
Resistência de 3.3k,  
com borracha e usando o 358" ]
```

Gráfico Tensão de saída, para Resistência de 3.3k (ver circuito), com interface de metal (arruelas) e usando o 358

```
Grap4 = ListPlot[Vet4,  
AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},  
PlotJoined -> True, PlotRange -> {{0,3},{0,5}},  
PlotStyle -> {RGBColor[0,0,0]}];  
  
Print["Tensão de saída,  
para Resistência de 3.3k,  
com arruelas e usando o 358"]
```

Comparação entre os resultados obtidos usando interface de borracha e de metal (com o 741 e uma resistência de 3.3k)

```
Show[Grap1, Grap2]  
Print["Resultados obtidos usando o 741 -  
Resistência de 3.3k"]  
Print[""]  
Print["Gráfico azul:  
tensão de saída com borracha" ]  
Print["Gráfico vermelho:  
tensão de saída com arruelas"]
```

Comparação entre os resultados obtidos usando interface de borracha e de metal (com o 358 e uma resistência de 3.3k)

```

Show[Grap3, Grap4]
Print["Resultados obtidos usando o 358 -
Resistência de 3.3k"]
Print[""]
Print["Gráfico verde:
tensão de saída com borracha" ]
Print["Gráfico preto:
tensão de saída com arruelas"]

```

à Teste do Ajuste Polinomial de Curva

Ajuste da curva para até 3kg, usando o método dos mínimos quadrados, com grau 8

```

Equl = PolynomialFit[Vet1,8];
test = Plot[Expand[Equl[f]], {f,0,3},
AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},
PlotRange -> {{0,3},{0,5}},
PlotStyle -> {RGBColor[0,0.8,0.5]}]

```

Curva obtida, comparada com o resultado prático

```

Print[""]
Print["V = ",Expand[Equl[f]]]
Show[Grap1, test]
Print[""]
Print[""]
Print["Teste de Interpolação Polinomial"]
Print["Gráfico azul: tensão de saída com borracha,
ligando os pontos" ]
Print["Gráfico Verde: Equação obtida dos pontos por
interpolação" ]

```

Testes com o stand de testes e o forge gauge comprado modelo para até 45 kgf (usando a alavanca)

```
Força = {0.06, 0.17, 0.23, 0.65, 0.70, 0.85,  
0.91, 1, 1.12, 1.27, 1.32, 1.41, 1.5, 1.74, 1.85,  
1.95, 2.04, 2.15, 2.43, 2.65, 2.9, 3.03, 3.24,  
3.56, 3.86, 4.04, 4.25, 4.45, 4.74, 4.92, 5.09,  
5.2, 5.42, 5.71, 5.89, 6.04, 6.36, 6.51, 6.9,  
7.4};
```

```
Resistência = {1000000, 6080, 3800, 1400, 1260,  
1030, 970, 880, 850, 800, 770, 730, 710, 630,  
600, 560, 540, 530, 490, 540, 510, 500, 490,  
460, 440, 430, 420, 410, 400, 390, 391, 380,  
380, 370, 360, 360, 350, 350, 340,  
330};
```

```
FxR = Table[{Força[[i]], Resistência[[i]]},  
{i, 40}];
```

```
GrafFxR = ListPlot[FxR,  
AxesLabel -> {"F(kgf)", "R(Ohm)"},  
PlotStyle -> {RGBColor[0, 0, 1]}];
```

```
y0 = 391.13947;  
A1 = 34389.30705;  
t1 = 0.07975;  
A2 = 1984.16207;  
t2 = 0.80479;
```

```
ResistênciaInterpolada[f_] =  
y0 + A1 Exp[-f/t1] + A2 Exp[-f/t2];
```

```
Graf1 = Plot[ResistênciaInterpolada[f],  
{f, 0, 7.5},  
AxesLabel -> {"F(kgf)", "R(Ohm)"},  
PlotStyle -> RGBColor[1, 0, 0];
```

```
Show[Graf1, GrafFxR]
```

Gráfico Peso versus Estímulos do fuso muscular por segundo,
retirado do livro do Guyton, pg 119

```

PxEstPseg = {{5,8},{10,22},{20,45},{40,65},
{80,80},{160,100}};

GrafPxEstPseg = ListPlot[PxEstPseg,
AxesLabel -> {"Peso(gf)", "EFM/s"},
PlotRange -> {{0,165},{0,100}}]

(* Interpolação usando o Origin 6.0 *)

Clear[a,b,c,x]

a = -39.92831;
b = -27.64072;
c = 0.5;

GrafLogPxEFM = Plot[a - b Log[x + c],{x,5,160},
PlotRange -> {{0,165},{0,100}},
PlotStyle -> RGBColor[1,0,0]]

Show[GrafPxEstPseg, GrafLogPxEFM]

(* interpolação da curva da saída de
tenção - com borracha - em Newtows *)
0.341961 + 1.41918 F - 0.350325 F^2
+ 0.0532625 F^3 - 0.00494864 F^4
+ 0.000279801 F^5 - 9.36047 10^-6 F^6
+ 1.69911 10^-7 F^7 - 1.28751 10^-9 F^8

```

RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO DO FSR USADO EM UM CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO COM O LM358, COM INTERFACE DE METAL (ARRUELAS) E COM UMA RESISTÊNCIA RM DE 9.97 k Ohm

<<NumericalMath`PolynomialFit`

■ Dados de Entrada

Cálculo da tabela de entrada de "Força" e da "Reação" no suporte (21 entradas)
Cada peso possui 0.100 kgf, totalizando 2 kgf de carga final

```
F = Table[i, {i, 0, 2, 0.1}];
```

```
R = ((F 0.420)/0.280);
```

Leituras da "Tensão de Saída" (21 entradas)

```
Vout1 = {0, 6.58, 8.26, 9.03, 9.36, 9.61, 9.80,  
10.1, 10.1, 10.2, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6,  
10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6};
```

```
Vout2 = {0, 6.9, 8.27, 9.14, 9.94, 9.96, 10.2,  
10.4, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6,  
10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6};
```

```
Vout3 = {0, 5.77, 8.18, 9.07, 9.74, 10.1, 10.4,  
10.5, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6,  
10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6};
```

```
Vout4 = {0, 6.13, 7.84, 8.72, 9.35, 9.87, 10.2,
10.3, 10.5, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6,
10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6, 10.6};
```

à Cálculo da Média dos resultados experimentais (Tensão de Saída)

Média aritmética das leituras de saída

```
MedVout = Table[{Vout1[[i]]+
Vout2[[i]] + Vout3[[i]] + Vout4[[i]]}/4,
{i,21}];
```

■ Relações Entre os Dados

à Criação da matrizes "FxV" (Força de Reação do FSR versus Tensão de Saída)

Matriz FxV

```
Vet = Table[{R[[i]],MedVout[[i]]}, {i,21}];
```

Matriz VxF

```
Vet2 = Table[{MedVout[[i]], R[[i]]}, {i,21}];
```


à Gráficos

Gráfico Tensão de saída

```
Graph = ListPlot[Vet,  
AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotRange -> {{0,3},{0,11}},  
PlotStyle -> {RGBColor[0,0,0]}];  
  
Print["Tensão de saída"]
```

```
Graph2 = ListPlot[Vet2,  
AxesLabel -> {"V(V)", "F(kgf)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotRange -> {{0,10.6},{0,3}},  
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}];
```

```
Print["Força aplicada no FSR"]
```

```
y0 = 0;  
A = 1.8745*10^-5;  
t = 1.0;  
c = 44;  
B = 1.04;  
Delta = 0;  
  
Equação[x_] =  
y0 + A*Exp[(B*(x+Delta))/t] + (x+Delta)/c  
  
Testedeinterpolação = Plot[Equação[x],  
{x, 0, 10.6},  
PlotRange -> {{0,10.6},{0,3}}]  
Show[Testedeinterpolação, Graph2]
```

à Teste do Ajuste Polinomial de Curva

Ajuste da curva para até 3kg, usando o método dos mínimos quadrados, com grau 10

```

Equ1 = PolynomialFit[Vet,10];
test = Plot[Expand[Equ1[f]], {f,0,3},
AxesLabel -> {"F(kgf)", "V(V)"},
PlotRange -> {{0,3},{0,10.6}},
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}]

```

Curva obtida, comparada com o resultado prático

```

Print[""]
Print["V = ",Expand[Equ1[f]]]
Show[Graph, test]
Print[""]
Print[""]
Print["Teste de Interpolação Polinomial"]
Print["Gráfico vermelho:
Equação obtida dos pontos por
interpolação" ]
Print["Gráfico preto:
tensão de saída ligando os pontos" ]

```

DESLIZAMENTO E FORÇA

■ **Sensor de Deslizamento**

Sensor de Deslizamento por Cristal Piezoelétrico

R1: 39,4 k Ohm

Ganho: 5x

Escala do osciloscópio

eixo x: 100ms por divisão

eixo y: 1 V por divisão

Dados obtidos com o osciloscópio para o deslizamento

(apenas no contato borracha de proteção do FSR/falange distal de alumínio)

```
Deslizamento = {40.00*10^-3, ..., 80.00*10^-3};
```

```
GrafDeslizamento =  
ListPlot[Deslizamento,  
AxesLabel -> {"Tempo", "Deslizamento (V)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]}];
```

■ **Sensor de Força**

Sensor de Força por FSR

RM: 9.97 k Ohm

Escala do osciloscópio

eixo x: 100ms por divisão

eixo y: 2 V por divisão

Dados obtidos com o osciloscópio para a força

```
Força = {0, 0, ..., 80.00*10^-3, 0};
```

```
GrafForça = ListPlot[Força,  
AxesLabel -> {"Tempo", "Força (V)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}];
```

```
Show[GrafDeslizamento, GrafForça]
```

```
y0 = 0;  
A = 1.8745*10^-5;  
t = 1.0;  
c = 44;  
B = 1.04;  
Delta = 0;
```

```
Equação[x_] =  
y0 + A*Exp[(B*(x+Delta))/t] + (x+Delta)/c
```

```
ForçaKGF = Table[Equação[Força[[i]]],{i,1,2250}];
```

```
GrafForça2 = ListPlot[ForçaKGF,  
AxesLabel -> {"Tempo", "Força (kgf)"},  
PlotJoined -> True,  
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}];
```

Média obtida pelo Origin usando o método Adjacent Averaging (Média Adjacente)
(50 e 100 pontos a serem considerados para a suavização)

```
Força50pontos = {0.02154, ..., 0.03852, 0.04};
```

```
Força100pontos = {0.02353, ..., 0.03137};
```

```

GrafForça50 = ListPlot[Força50pontos,
AxesLabel -> {"Tempo", "Força (V)"},
PlotJoined -> True,
PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]};

GrafForça100 = ListPlot[Força100pontos,
  AxesLabel -> {"Tempo", "Força (V)"},
  PlotJoined -> True,
  PlotStyle -> {RGBColor[0,0,0.3]};

Show[GrafForça, GrafForça50, GrafForça100]

Show[GrafForça, GrafForça50, GrafForça100,
  PlotRange -> {{1000,1400},{7.6,8.2}}]

Show[GrafForça, GrafForça50, GrafForça100,
  PlotRange -> {{400,500},{0,5}}]

ForçaKGF2 = Table[Equação[
Força100pontos[[i]],{i,1,2250}];

GrafForçaamaciada = ListPlot[ForçaKGF2,
AxesLabel -> {"Tempo", "Força (kgf)"},
PlotJoined -> True,
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]};

```

Resultados da calibração do sensor de Força (FSR) "teste com o FSR 400"

```
<<NumericalMath`PolynomialFit`  
<<Graphics`MultipleListPlot`  
<<Statistics`DescriptiveStatistics`
```

■ **Dados**

A calibração foi feita usando o stand de testes da Shimpo, com uma adaptação no sistema de aplicação da força para que ela seja variada com um grau maior de precisão.

o erro do Force Gauge usado (DFS 100) é de $\pm 0.2\%$ do Fundo de escala + 1/2 dígito. o fundo de escala, para este dinamômetro é: 444.8N

Força1 = {0, 0.3, 0.5, 0.7, 1.5, 2.3, 2.8,
3.1, 4, 4.3,4.6, 5.1, 6.3, 7.4, 8.3, 9.2,
10.9, 11.5, 12, 13.2, 14.1,15.6, 20.1,
25.3, 26.8, 30.9, 37.5, 41.8, 55.4, 61.2,
71.6, 81.7};

Força2 = {0, 0.2, 0.5, 0.8, 1.6, 2.3, 2.8,
3.1, 4, 4.3,4.6, 5.2, 6.3, 7.5, 7.8, 9.7,
10.1, 11.2, 11.8, 13.3, 14.1,15.6, 21.1,
26, 28.1, 32.6, 36.7, 41.3, 57.5, 61.8,
71.0, 81.2};

Força3 = {0, 0.3, 0.8, 0.8, 1.4, 2.2, 2.6,
3.4, 4, 4.2,4.8, 5.2, 6.6, 7.4, 8.0, 9.7,
10.6, 11.2, 12.7, 13.7, 14.4,15.6, 21.3,
26, 28, 32.1, 36.7, 41, 54.9, 61.8, 71.1,
80.9};

Força4 = {0, 0.2, 0.4, 0.7, 1.4, 2.3, 2.6,
3.4, 4, 4.3,4.8, 5.1, 6.3, 7.4, 8, 9.2,
10.1, 11.2, 12.4, 13.3, 14.1,15.6, 21.7,
26.3, 27.3, 33.8, 36.1, 41.9, 56.8, 61.4,
71.0, 81.5};

Resistência1 = {30000, 30000, 603, 88.1,
38.6, 19.48, 15.42,14.17, 6.28, 8.11,
7.09, 4.4, 4.67, 4.54, 3.62, 3.65, 3.45,
2.804, 2.764, 2.760, 2.752, 2.707, 2.527,
2.318, 2.213, 2.072, 1.888, 1.788,
1.567, 1.504, 1.429, 1.38};

Resistência2 = {30000, 5800, 96.8, 65.1,
41.3, 22.60, 17.14,14.79, 9.88, 7.87,
6.58, 6.21, 4.88, 4.4, 3.99, 3.64, 3.13,
2.82, 2.88, 2.85, 2.79, 2.68, 2.233, 2.15,
2.08, 1.982, 1.718, 1.677, 1.51, 1.412,
1.39, 1.34};

Resistência3 = {30000, 114.5, 73.8, 67.1,
39.7, 22.13, 14.35,15.62, 7.61, 6.88, 5.78,
4.9, 4.4, 3.46, 3.56, 2.98, 3.02,3, 2.85,
2.5, 2.49, 2.484, 2.325, 2.085, 2.021,
1.907, 1.636, 1.606, 1.479, 1.39, 1.334,
1.307};

Resistência4 = {30000, 30000, 402, 713,
39.6, 23.41, 19.55,18.25, 12.85, 11.96,
7.84, 7.45, 4.41, 3.99, 4.09, 3.55, 3.53,
3.11, 3.07, 3.06, 2.642, 2.664, 2.428,
2.133, 2.110, 1.913, 1.768, 1.727, 1.547,
1.434, 1.39, 1.377};

Cálculo da Média das resistências, o Desvio padrão, o Erro padrão da média, e o Erro percentual para a Força

```

MediaForça = Table[Mean[{Força1[[i]],
Força2[[i]],
Força3[[i]], Força4[[i]]}],{i,1,32}]/N

DesvioPadraoForça = Table[StandardDeviation[
{Força1[[i]], Força2[[i]],
Força3[[i]], Força4[[i]]}],{i,1,32}]/N;

ErroPadraodaMediaForça =
DesvioPadraoForça/Sqrt[4]/N

ErroTotal = Sqrt[ErroPadraodaMediaForça^2 +
((0.2*444.8)/100 + 0.05)^2]

```

Cálculo da Média das resistências, o Desvio padrão, o Erro padrão da média, e o Erro percentual para a Resistência

```

MediaResistência = Table[Mean[{Resistência1[[i]],
Resistência2[[i]],
Resistência3[[i]], Resistência4[[i]]}],{i,1,32}]/N

DesvioPadraoResistência = Table[StandardDeviation[
{Resistência1[[i]], Resistência2[[i]],
Resistência3[[i]], Resistência4[[i]]}],{i,1,32}]/N;

ErroPadraodaMediaResistência =
DesvioPadraoResistência/Sqrt[4]/N

ListPlot[Table[{MediaResistência[[i]],
MediaForça[[i]]},{i,1,32}],
AxesLabel -> {"Resistência (kOhm)",
"Força (N)"}
,PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]},
PlotJoined -> True];

```


RESULTADOS DO TESTE COM O MÓDULO DE EFEITO PELTIER

```
<<NumericalMath`PolynomialFit`  
<<Graphics`MultipleListPlot`
```

■ Dados de Entrada

Tensão requerida pelo módulo (78 entradas)

```
Tensao = {0.0011, 0.081, 0.1043, 0.123,  
0.1433, 0.1605, 0.1785, 0.1896,0.2002,  
0.226, 0.2463, 0.2503, 0.2671, 0.286,  
0.290, 0.302, 0.3096,0.34, 0.372, 0.399,  
0.427, 0.44, 0.455, 0.483, 0.5, 0.52,  
0.541, 0.564,0.585, 0.592, 0.625, 0.64,  
0.663, 0.693, 0.708, 0.737, 0.760, 0.776,  
0.799, 0.820, 0.838, 0.857, 0.881, 0.901,  
0.92, 0.957, 0.973, 0.994,1.028, 1.05,  
1.082, 1.107, 1.132, 1.177, 1.203, 1.234,  
1.267, 1.299, 1.32, 1.349, 1.365, 1.39,  
1.408, 1.443, 1.461, 1.489, 1.517, 1.544,  
1.576, 1.598, 1.629, 1.667, 1.711, 1.766,  
1.816, 1.918, 1.996, 2.091};
```

Corrente requerida pelo módulo (78 entradas)

```
Corrente = {0, 0.07, 0.09, 0.1, 0.12, 0.13,  
0.14, 0.15, 0.16, 0.18, 0.19, 0.2, 0.21,  
0.22, 0.22, 0.23, 0.24, 0.26, 0.28, 0.31,  
0.33, 0.34, 0.35, 0.37, 0.38, 0.4, 0.41,  
0.43, 0.43, 0.45, 0.47, 0.49, 0.5, 0.52,  
0.53, 0.55, 0.57, 0.58, 0.6, 0.61, 0.62,  
0.64, 0.65, 0.66, 0.67, 0.7, 0.71, 0.73,  
0.75, 0.76, 0.78, 0.8, 0.82, 0.84, 0.86,  
0.88, 0.9, 0.92, 0.93, 0.94, 0.96, 0.97,  
0.98, 1, 1.01, 1.03,1.05, 1.06, 1.07, 1.09,  
1.11, 1.13, 1.15, 1.19, 1.22, 1.27, 1.32,  
1.39};
```

Diferença de temperatura (delta T) entre a face quente (T1) e a face fria (T2)
(78 entradas)

```

TlMenosT2 = {0, 1.6, 2.2, 2.6, 3.1, 3.4,
4.1, 4.3, 4.7, 5.2, 5.4, 5.5, 6.2, 6.2,
6.5, 6.6, 7.3, 8, 8.5, 9.2, 9.6, 9.8,
10.4, 10.8, 11.1, 11.6, 12.1, 12.5, 12.9,
13.4, 13.9, 14.3, 15.2, 15.4, 16.2, 16.6,
17, 17.1, 17.7, 18.3, 18.6, 19.1, 19.7,
19.7, 20.2, 20.8, 21.2, 21.7, 22.4, 23,
23.5, 24, 24.5, 26, 26.2, 27.2, 27.5,
28.6, 28.8, 29.7, 29.9, 30.4, 30.9, 31.4,
32, 32.4, 33, 33.8, 34.6, 35.1, 35.6,
36.7, 37.8, 38.3, 39.1, 42.1, 43.8, 44.8};

```

Temperatura da face quente (T1) - (78 entradas)

```

T1 = {24.4, 25.4, 25.9, 26.1, 26.3, 26.5,
26.6, 26.7, 26.9, 27, 27.3, 27.4, 27.5,
28.2, 28.2, 28.4, 28.9, 29.2, 29.7, 30.1,
30.5, 30.8, 31, 31.5, 32.3, 32.5, 32.7,
33.2, 33.7, 34.2, 35, 35.2, 35.8, 36.6,
37.1, 37.7, 38.2, 38.7, 39.2, 39.7, 40.5,
40.9, 41.6, 42.6, 43.5, 44.3, 45, 46.1,
47, 47.5, 48.4, 49, 50, 51, 51.8, 53, 54.3,
55.5, 56.5, 58, 58.7, 59.3, 60.4, 61.1,
62.3, 62.5, 64, 64.7, 66.6, 67.2, 68.5,
69.9, 71.9, 72.5, 74.1, 78.1, 79.9, 82.6};

```

Temperatura da face fria (T2) - (78 entradas geradas)

```

T2 = Table[T1[[i]] - TlMenosT2[[i]],
{i,1,78}]

```

■ Relações Entre os Dados

à TENSÃO x CORRENTE

Gráficos e equações

Geração da tabela de Tensão x Corrente (78x2)

```
VxItable = Table[{Tensao[[i]],  
Corrente[[i]]},{i,1,78}];
```

Plotagem dos pontos da tabela "Tensão x Corrente"

```
TensaoXCorrente = ListPlot[VxItable,  
AxesLabel -> {"Tensão (V)",  
"Corrente (A)"}];
```

Criação da Equação "Tensão x Corrente" através do ajuste polinomial pelo método dos mínimos quadrados (2o grau)

```
VxI = Expand[PolynomialFit[VxItable,1][V]];  
Print["i = ",VxI]
```

Plotagem do gráfico da equação "Tensão x Corrente"

```
GraphVxI = Plot[VxI,{V,0,2.1},  
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}];
```

Mostra os pontos e a curva obtida

```
Show[TensaoXCorrente, GraphVxI]
```

à **CORRENTE x TEMPERATURAS (DELTA T, T1 e T2)**

á **CORRENTE x DELTAT**

Gráficos e equações

Geração da tabela de Corrente x Delta T (78x2)

```
IxDeltaTtable = Table[{Corrente[[i]],  
  T1MenosT2[[i]]}, {i, 1, 78}];
```

Plotagem dos pontos da tabela "Corrente x Delta T"

```
CorrenteXT1MenosT2 = ListPlot[IxDeltaTtable,  
  AxesLabel -> {"Corrente (A)",  
  "T1 - T2 (oC)"}];
```

Criação da Equação "Corrente x Delta T" através do ajuste polinomial pelo método dos mínimos quadrados (2o grau)

```
IxDeltaT = Expand[PolynomialFit[  
  IxDeltaTtable, 1][i]];  
Print["Delta T = ", IxDeltaT]
```

Plotagem do gráfico da equação "Corrente x Delta T"

```
GraphIxDeltaT = Plot[IxDeltaT, {i, 0, 1.4},  
  PlotStyle -> {RGBColor[1, 0, 1]}];
```

Mostra os pontos e a curva obtida

```
Show[CorrenteXT1MenosT2, GraphIxDeltaT]
```

á **CORRENTE x T1**

Gráficos e equações

Geração da tabela de Corrente x T1 (78x2)

```
IxT1table = Table[{Corrente[[i]],  
T1[[i]]},{i,1,78}];
```

Plotagem dos pontos da tabela "Corrente x T1"

```
CorrenteXT1 = ListPlot[IxT1table,  
AxesLabel -> {"Corrente (A)", "T1 (oC)"}];
```

Criação da Equação "Corrente x T1" através do ajuste polinomial pelo método dos mínimos quadrados (4o grau)

```
IxT1 = Expand[PolynomialFit[  
IxT1table,4][i]];  
Print["T1 = ",IxT1]
```

Plotagem do gráfico da equação "Corrente x T1"

```
GraphIxT1 = Plot[IxT1,{i,0,1.4},  
PlotStyle -> {RGBColor[0,0,1]}];
```

Mostra os pontos e a curva obtida

```
Show[CorrenteXT1, GraphIxT1]
```

á **CORRENTE x T2**

Gráficos e equações

Geração da tabela de Corrente x T2 (78x2)

```
IxT2table = Table[{Corrente[[i]],  
T2[[i]]},{i,1,78}];
```

Plotagem dos pontos da tabela "Corrente x T2"

```
CorrenteXT2 = ListPlot[IxT2table,  
AxesLabel -> {"Corrente (A)", "T2 (oC)"}];
```

Criação da Equação "Corrente x T2" através do ajuste polinomial pelo método dos mínimos quadrados (5o grau)

```
IxT2 = Expand[PolynomialFit[  
IxT2table,5][i]];  
Print["T2 = ",IxT2]
```

Plotagem do gráfico da equação "Corrente x T2"

```
GraphIxT2 = Plot[IxT2,{i,0,1.4},  
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]}];
```

Mostra os pontos e a curva obtida

```
Show[CorrenteXT2, GraphIxT2]
```

á **Mostra os gráficos de Corrente x Temperaturas**

Gráfico Unificado

```
Show[GraphIxDeltaT, GraphIxT1, GraphIxT2,  
AxesLabel -> {"Corrente (A)",  
"Temperatura (oC)"},  
DefaultFont -> $DefaultFont,  
PlotLabel -> FontForm["Roxo =  
Delta T, Azul = T1, Verde = T2",  
$DefaultFont]]
```

à **TENSÃO x DELTA T**

Gráficos e equações

Geração da tabela de Tensão x Delta T (78x2)

```
VxDeltaTtable = Table[{Tensao[[i]],  
T1MenosT2[[i]]}, {i, 1, 78}];
```

Plotagem dos pontos da tabela "Tensão x Delta T "

```
TensaoXT1MenosT2 = ListPlot[VxDeltaTtable,  
AxesLabel -> {"Tensão (V)", "T1 - T2 (oC)"}];
```

Criação da Equação "Tensão x Delta T" através do ajuste polinomial pelo método dos mínimos quadrados (1o grau)

```
VxDeltaT = Expand[PolynomialFit[
VxDeltaTtable,1][V]];
Print["Delta T = ",VxDeltaT]
```

Plotagem do gráfico da equação "Tensão x Delta T "

```
GraphVxDeltaT = Plot[VxDeltaT,{V,0,2.1},
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,1]}];
```

Mostra os pontos e a curva obtida

```
Show[TensaoXT1MenosT2, GraphVxDeltaT]
```

à **T1 x T2**

Gráficos e equações

Geração da tabela de T1 x T2 (78x2)

```
T1xT2table = Table[{T1[[i]],
T2[[i]]},{i,1,78}];
```

Plotagem dos pontos da tabela "T1 x T2"

```
T1xT2 = ListPlot[T1xT2table,
AxesLabel -> {"T1 (oC)", "T2 (oC)"}];
```

Criação da Equação "T1 x T2" através do ajuste polinomial pelo método dos mínimos quadrados (4o grau)


```

Clear[T1]
T1xT2contínuos = Expand[
PolynomialFit[T1xT2table,4][T1]];
Print["T2 = ",T1xT2contínuos]

```

Plotagem do gráfico da equação "T1 x T2"

```

GraphT1xT2 = Plot[T1xT2contínuos,
{T1,24,83}, PlotStyle -> {RGBColor[0,0,0]}];

```

Mostra os pontos e a curva obtida

```

Show[T1xT2, GraphT1xT2]

```

à **TENSÃO x CORRENTE x DELTA T**

Gráfico 3D

Cria uma Matriz Tridimensional de pontos (Tensão x Corrente x Delta T)

```

Matriz3D = Table[{Tensao[[i]],
Corrente[[i]], T1MenosT2[[i]]},{i,1,78}];

```

Plota os pontos tridimensionais

```
ListPlot3D[Matriz3D,
AxesLabel -> {"V (V)", "i (A)",
"Delta T (oC)"},
ViewPoint->{2.362,-2.078,1.245},
Mesh -> True, Boxed -> True]
```

Resultados dos testes com o sensor de Temperatura (termistor) 2.2K3A359I- Betatherm

```
<<NumericalMath`PolynomialFit`  
<<Graphics`MultipleListPlot`  
<<Statistics`DescriptiveStatistics`
```

■ Dados do Fabricante

Data Sheet

Termistor NTC com cabeça tipo de 30 awg prata sólida banhada a cobre com isolamento de kynar

Resistência @ 25oC: 2.252 Ohms

Tolerância: +- 0.2oC de 0 a 70oC

Faixa de Operação: -55 a +150oC

Valor Beta 0/50: 3892 +/- 1.0%

Valor Alpha @25oC: -4.39%/oC

```
Temperatura = {-50, -45, -40, -35, -30, -25,  
-20, -15, -10, -5, 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30,  
35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75, 80, 85,  
90, 95, 100, 105, 110, 115, 120, 125, 130,  
135, 140, 145, 150};
```

```
Multiplo = {66.7820, 47.0610, 33.5668,  
24.2193, 17.6682, 13.0242, 9.6976,  
7.2895, 5.5298, 4.2314, 3.2651, 2.5396,  
1.9904, 1.5714, 1.2494, 1.0000, 0.8056,  
0.6530, 0.5325, 0.4367, 0.3601, 0.2985,  
0.2487, 0.2082, 0.1752, 0.1480, 0.1256,  
0.1071, 0.0916, 0.0787, 0.0679, 0.0587,  
0.0510, 0.0444, 0.0389, 0.0341, 0.0300,  
0.0265, 0.0234, 0.0208, 0.0185};
```

```
ResistenciNominal = {150393.06, 105981.37,  
75592.43, 54541.86, 39788.79, 29330.50,  
21839.00, 16416.00, 12453.00, 9529.20,  
7353.00, 5719.10, 4482.30, 3538.80, 2813.60,  
2252.00, 1814.20, 1470.60, 1199.20, 983.42,  
810.94, 672.24, 560.09, 468.94, 394.47,  
333.32, 282.89, 241.09, 206.31, 177.23,  
152.83, 132.26, 114.87, 100.10, 87.51, 76.75,  
67.52, 59.57, 52.71, 46.77, 41.61};
```

Cria a tabela de Temperatura x Resistência Nominal e Plota os pontos

```
tempXRestTable = Table[{Temperatura[[i]],  
ResistenciNominal[[i]]},{i,1,41}];  
  
tempXRestGraf = ListPlot[tempXRestTable,  
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "Resist (Ohms)"},  
, PlotRange -> {{-50,150},{0,160000}}];
```

Criação da Equação "Temperatura x Resistência" através do ajuste usando um decaimento exponencial de segunda ordem (Origin) e Plotagem do Gráfico Correspondente

```
Y0 = 0;  
A1 = 5483.822;  
t1 = 15.16974;  
A2 = 613.65327;  
t2 = -1.26797*10^134;  
  
TxR[x_] = Y0 + A1 Exp[-x/t1] + A2 Exp[-x/t2];  
  
GraphTxR = Plot[TxR[x],  
{x,-50,150}, AxesLabel -> {"Temp (oC)",  
"Resist (Ohms)"},  
, PlotRange -> {{-50,150},{0,160000}},  
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}]  
  
Teste = Show[GraphTxR, tempXRestGraf,  
DefaultFont -> $DefaultFont,  
PlotLabel -> FontForm["Resistência  
do Termistor x Temperatura",  
$DefaultFont]]  
  
Print["Resistência do Termistor versus Temperatura"]
```

Seguindo o método sugerido pela Analog Devices, 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 .

O Valor de R_1 é calculado da seguinte forma:

$$R_1 = \frac{(RT_{\text{mid}}(RT_{\text{low}} + RT_{\text{high}}) - (2 RT_{\text{low}} RT_{\text{high}}))}{(RT_{\text{low}} + RT_{\text{high}} - 2 RT_{\text{mid}})}$$

Onde:

RT_{mid} é a impedância do termistor no meio da faixa

RTlow é a impedância do termistor no início da faixa (temperatura mais baixa)
RThigh é a impedância do termistor no fim da faixa (temperatura mais alta)

Para circuitos de linearização utilizando-se de apenas um termistor e uma resistência (em série)

Para uma faixa de 60oc (de 0 a 60oC):

```
tlow = 0;  
thigh = 60;
```

```
RTmid = 1814.20;  
RTlow = 7353;  
RThigh = 560.09;
```

```
R1 = (RTmid (RTlow + RThigh) -  
(2 RTlow RThigh))/  
(RTlow + RThigh - 2 RTmid)
```

```

Clear[t]
E1 = 5; (* Volts *)

eol[t_] = (R1 E1)/(TxR[t] + R1);

Grafeol = Plot[eol[t],{t,0,60},
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "eol (V)"}
, PlotRange -> {{0,60},{0,5}}];

eollow = eol[tlow];
eolhigh = eol[thigh];

m = (eollow - eolhigh)/(tlow - thigh);
c = eolhigh - m thigh;

Clear[t]
eolIdeal[t_] = m t + c

GrafeolIdeal = Plot[eolIdeal[t],{t,0,60},
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "eolIdeal (V)"}
, PlotRange -> {{0,60},{0,5}},
PlotStyle -> RGBColor[1,0,0]];

Show[GrafeolIdeal, Grafeol,
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "tensão em R1 (V)"}]

Erro[t_] = eolIdeal[t] - eol[t]
ErroGraf = Plot[Erro[t],{t,0,60},
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "Erro (V)"}
, PlotStyle -> RGBColor[0,1,0]];

```

Resultados práticos da linearização descrita acima

(usando $R1 = 1.5\text{k}\Omega$ e $E1 = 5\text{V}$ - Temperatura inicial do módulo de efeito Peltier: $24.6 \pm 0.1^\circ\text{C}$)

Os termistores foram colocados na face de um módulo de Efeito Peltier existente no laboratório, junto ao um termômetro por termopar tipo K

A temperatura foi variada variando a corrente/tensão

```
CorrenteDescida = {0, 0.14, 0.33, 0.61, 0.85,  
1, 1.31, 1.43};  
TensãoDescida = {0, 0.2, 0.4, 0.7, 1, 1.2,  
1.5, 1.7};  
VoutDescida = {1.98, 1.854, 1.647, 1.4,  
1.192, 1.08, 0.911, 0.854};  
TemperaturaDescida = {24.7, 22.3, 18.3,  
13.4, 8.8, 6.2, 2.1, 0.7};  
  
CorrenteSubida = {0, 0.15, 0.32, 0.53, 0.76,  
0.88, 1.06, 1.23};  
TensãoSubida = {0, 0.2, 0.4, 0.7, 1, 1.2,  
1.5, 1.7};  
VoutSubida = {1.984, 2.08, 2.234, 2.46, 2.78,  
3.04, 3.33, 3.57};  
TemperaturaSubida = {24.8, 26.4, 29.3, 33.4,  
39.7, 45.2, 51.8, 57.5};
```

Plotagem dos pontos obtidos

```

tempXVoutDescidaTable = Table[
{TemperaturaDescida[[i]],
VoutDescida[[i]]}, {i, 1, 8}];

tempXVoutDescidaGraf = ListPlot[
tempXVoutDescidaTable,
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "Vout (V)"},
, PlotRange -> {{0, 58}, {0, 5}}];

tempXVoutSubidaTable = Table[
{TemperaturaSubida[[i]],
VoutSubida[[i]]}, {i, 1, 8}];

tempXVoutSubidaGraf = ListPlot[
tempXVoutSubidaTable,
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "Vout (V)"},
, PlotRange -> {{0, 58}, {0, 5}}];

TensãoPeltierXCorrente = Table[
{TensãoDescida[[i]],
CorrenteDescida[[i]]}, {i, 1, 8}]

TensãoPeltierXCorrenteGraf =
ListPlot[TensãoPeltierXCorrente,
AxesLabel -> {"V peltier (V)", "I peltier (A)"},
, PlotRange -> {{0, 2}, {0, 1.5}}];

TpxIp = Expand[PolynomialFit[
TensãoPeltierXCorrente, 1][v]]

GraphTpxIp = Plot[TpxIp, {v, 0, 2},
AxesLabel -> {"V peltier (V)", "I peltier (A)"},
PlotStyle -> {RGBColor[0, 0, 1]}, PlotRange -> {{0, 2}, {0, 1.5}}];

Show[GraphTpxIp, TensãoPeltierXCorrenteGraf]

Show[GrafeolIdeal, tempXVoutSubidaGraf, tempXVoutDescidaGraf]

```

Tentativa de aproximar uma curva $R_x T$:


```

RestxtempTable = Table[
{ResistenciNominal[[i]],
Temperatura[[i]]},{i,1,41}];

RestxtempGraf = ListPlot[RestxtempTable,
AxesLabel -> {"Resist (Ohms)",
"Temp (oC)"}];

y00 = 136068.7348;
A10 = 103.95597;
t10 = 167.60341;
A20 = 78.1971;
t20 = 3986.29848;
A30 = -136083.50223;
t30 = -4.97795*10^8;

RxT[x_] = y00 + A10 Exp[-x/t10] +
A20 Exp[-x/t20] + A30 Exp[-x/t30];

RxTgraf = Plot[RxT[x],
{x,41.61,150393.06}, AxesLabel ->
{"Resist (Ohms)", "Temp (oC)"}
,PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]}]

Show[RxTgraf, RestxtempGraf ]

ErroRxT = Table[Temperatura[[i]] -
RxT[ResistenciNominal[[i]]],{i,0,41}];

ListPlot[Table[{Temperatura[[i]],
ErroRxT[[i]]},{i,1,41}],
AxesLabel -> {"Temp (oC)", "Erro (oC)"}
,PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]},
PlotJoined -> True];

```

Levando em consideração que a resposta humana é proporcional ao logaritmo:

```

Z = Plot[TxR[t],{t,-50,150},
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]},
PlotRange -> {{0,60},{0,7000}}];

Print["T = ", t = 0]
Print["R = ", TxR[t]]

Print["T = ", t = 0]
Print["Ri = ", -TxR[t] +7325.45]

Print["T = ", t = 60]
Print["Ri = ", -TxR[t] +7325.45]

q = Plot[-TxR[t] +7325.45,{t,-50,150},
PlotStyle -> {RGBColor[0,1,0]},
PlotRange -> {{0,60},{0,7000}}];

Show[Z, q]

```

Testes com quatro medidas feitas usando o termistor (o mesmo utilizado acima) e termopares, usando um módulo de efeito peltier como fonte térmica.

Temperatura ambiente : 25 +- 0.6oC

A primeira bateria de testes foi feita usando a face fria do módulo, a segunda, a face quente. (serão colocadas em um mesmo vetor, como se fosse feita de modo contínuo)

a terceira (esfriando) bateria foi realizada utilizando uma bochacha entre o termistor e a face do módulo, simulando o efeito da luva cosmética que será usada na prótese. A quarta foi feita esquentando a face com a borracha.

Foi colocado um termopar (T1) em contato direto com a face e outro (T2), junto com o termistor, isolado da face do módulo pela borracha. Foram medidas as diferenças de temperatura (T1 - T2) e a resistência do termistor, variando a tensão da fonte em valores iguais. As medidas foram feitas de modo que não se passasse muito tempo, evitando que as temperaturas (T1 e T2) se igualassem, o que ocorreria depois de um certo tempo.

Primeiras medidas: Variação da Resistência versus temperatura visando encontrar o erro de medida (desvio padrão e etc)

```

VetTxR1 = {{0.1,7080},{4.2,5790},{9.1,4560},
{14.1,3660},{20.5,2730},{23.8,2390},
{24.9,2271},{25.7,2193},{27,2074},{30,1837},
{36.8,1390},{44.5,1040},{49.3,873},
{54.8,720}};

VetTxR2 = {{0.1,7190},{4.2,5880},{9.1,4585},
{14.1,3635},{20.5,2735},{23.8,2378},
{24.9,2279},{25.7,2182},{27,2071},{30,1815},
{36.8,1371},{44.5,1028},{49.3,870},
{54.8,705}};

VetTxR3 = {{0.1,7070},{4.2,5740},{9.1,4555},
{14.1,3600},{20.5,2727},{23.8,2362},
{24.9,2260},{25.7,2172},{27,2064},{30,1819},
{36.8,1371},{44.5,1019},{49.3,875},
{54.8,707}};

VetTxR4 = {{0.1,7000},{4.2,5780},{9.1,4470},
{14.1,3620},{20.5,2758},{23.8,2389},
{24.9,2265},{25.7,2183},{27,2056},{30,1840},
{36.8,1369},{44.5,1071},{49.3,868},
{54.8,708}};

VetTxR5 = {{0.1,7070},{4.2,5750},{9.1,4550},
{14.1,3650},{20.5,2751},{23.8,2364},
{24.9,2277},{25.7,2183},{27,2067},{30,1812},
{36.8,1376},{44.5,1012},{49.3,862},
{54.8,702}};

QuantidadedeMedidas = 5;

TodososPontos = MultipleListPlot[VetTxR1, VetTxR2,
VetTxR3, VetTxR4,VetTxR5]

```

Cálculo da Média das resistências, o Desvio padrão, o Erro padrão da média, e o Erro percentual

```

TemperaturadeEntrada = Table[VetTxR1[[i,1]]
,{i,1,14}];

MediaTxR = Table[Mean[{VetTxR1[[i,2]],
VetTxR2[[i,2]],VetTxR3[[i,2]],
VetTxR4[[i,2]], VetTxR5[[i,2]]}],
{i,1,14}]/N;

DesvioPadraoTxR = Table[StandardDeviation[
{VetTxR1[[i,2]], VetTxR2[[i,2]],VetTxR3[[i,2]],
VetTxR4[[i,2]], VetTxR5[[i,2]]}],{i,1,14}]/N;

ErroPadraodaMediaTxR =
DesvioPadraoTxR/Sqrt[QuantidadedeMedidas]/N;

ErroPercentualTxR =
(EroPadraodaMediaTxR/MediaTxR)*100;

Mean[ErroPercentualTxR];

MédiadosPontos = ListPlot[Table[
{TemperaturadeEntrada[[i]]
, MediaTxR[[i]]},{i,1,14}], PlotJoined -> True,
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]},
AxesLabel -> {"T (oC)", "R(Ohm)"}];

Show[MédiadosPontos, TodososPontos]

```

Segunda bateria de testes: visando encontrar como o termistor se comporta com uma barreira entre o objeto e ele (diferença T1 -T2 varia um pouco neste caso). Tb foram representadas as duas variações juntas (aquecimento e resfriamento)

```

VetDeltaTxR1 = {{-7.5,4070},{-6.8,3740},
{-6.3,3219},{-4.7,2654},{-3.5,2429},
{-1.3,2245},{-0.4,2194},{0.3,2221},
{0.6,2166},{1.4,2130},{4.4,1988},{7.1,1775},
{9.1,1527},{12.2,1265},{13,1136}};

VetDeltaTxR2 = {{-7.5,3750},{-6.9,3480},
{-6.0,3113},{-4.7,2738},{-3.3,2529},
{-1.3,2258},{-0.3,2202},{0,2170},{0.6,2151},
{1.4,2120},{4.3,1834},{6,1503},
{8.2,1323},{10.6,1147},{12.4,1004}};

VetDeltaTxR3 = {{-7.9,3340},{-7.4,3091},
{-6.4,2812},{-4.7,2517},{-3.5,2300},
{-1.3,2195},{-0.4,2171},{0,2173},{0.6,2162},
{1.5,2139},{4.4,2025},{7.1,1862},
{10.3,1573},{12.1,1339},{13.4,1202}};

QuantidadedeMedidas2 = 3;

```

Cálculo da Média das resistências, o Desvio padrão, o Erro padrão da média, e o Erro percentual para a Diferença de Temperatura versus Resistência

```
DeltaTEnter = Table[Mean[
{VetDeltaTxR1[[i,1]],
VetDeltaTxR2[[i,1]],
VetDeltaTxR3[[i,1]]}],{i,1,15}]]//N;

MediaDeltaTxR = Table[Mean[
{VetDeltaTxR1[[i,2]],
VetDeltaTxR2[[i,2]],
VetDeltaTxR3[[i,2]]}],{i,1,15}]]//N

DesvioPadraoDeltaTxR =
Table[StandardDeviation[
{VetDeltaTxR1[[i,2]],
VetDeltaTxR2[[i,2]],
VetDeltaTxR3[[i,2]]}],{i,1,15}]]//N;

ErroPadraodaMediaDeltaTxR =
DesvioPadraoDeltaTxR/Sqrt[
QuantidadedeMedidas2]]//N;

ErroPercentualDeltaTxR =
(EroPadraodaMediaDeltaTxR/
MediaDeltaTxR)*100;

Mean[ErroPercentualDeltaTxR];
```

Transforma Resistencia em Temperatura

```
RxT[ResistenciNominal];

ErroRxTReal = Sqrt[(ErroRxT)^2]]//N;

TemperaturaT2 = RxT[Table[
MediaDeltaTxR[[i]],{i,1,15}]]

TemperaturaT1 = TemperaturaT2 + DeltaTEnter
```

Gráfico de T1 versus T2 (transferência de calor através da borracha)

```

T1xT2 = Expand[PolynomialFit[Table[
{TemperaturaT1[[i]],
TemperaturaT2[[i]]},{i,1,15}],1][x]]

Show[Plot[T1xT2,{x,-4.5,60},
PlotStyle -> {RGBColor[1,0,0]},
AxesLabel -> {"T1 - face do módulo(°C)",
  "T2 - termistor(°C)"}],
ListPlot[Table[{TemperaturaT1[[i]],
TemperaturaT2[[i]]},{i,1,15}]]]

```

APÊNDICE III

III. LISTAGEM DO PROGRAMA PARA ANÁLISE DO MÓDULO DE EFEITO PELTIER

Programa feito no Mathematica 2.2.

**Formulário de desempenho do módulo de efeito peltier
da Melcor e usando os dados obtidos com o módulo disponível
(supondo que os resultados sejam bem próximos ao do fabricante
Melcor)**

Expressões Diversas

Notação utilizada

TH	Temperatura do Lado Quente (Kelvin)
TC	Temperatura do Lado Frio (Kelvin)
DT	TH - TC (Kelvin)
Tave	1/2 (TH + TC) (Kelvin)
G	Área / Comprimento do Elemento (cm)
n	Número de Termoacoplamentos
i	Corrente (A)
COP	Coeficiente de Performance (QC / I V)
a	Coeficiente de Seebeck (volts / Kelvin)
p	Resistividade (ohm cm)
k	Condutividade Térmica (watt / (cm Kelvin))
Z	Figura de Merito (Figure of Merit) - (a ² / (p k)) (Kelvin ⁻¹)
S	Tensão Seebeck do Dispositivo (2 a N) (volts / Kelvin)
R	Resistência Elétrica do Dispositivo (2 p N / G) (ohms)
K	Condutância Térmica do Dispositivo (2 k N G) (Watt / Kelvin)

Geometry Factor (G)

Módulo da Melcor	G
FC 0.45 -xx- 05	0.016
FC 0.6 -xx- 06	0.024
FC 0.6 -xx- 05	0.030
FC 0.65 -xx- 04	0.040
CP 0.8 -xx- 0.6	0.042
CP 0.8 -xx- 05	0.052
CP1.0 -xx- 08	0.050
CP1.0 -xx- 06	0.061
CP1.0 -xx- 05	0.079
CP1.4 -xx- 10	0.077
CP1.4 -xx- 06	0.118
CP1.4 -xx- 045	0.171
CP2 -xx- 10	0.184
CP2 -xx- 06	0.282
CP2.8 -xx- 06	0.473
CP5 -xx- 10	0.778
CP5 -xx- 06	1.196

n = 1;

G = 0.016; (* FC 0.45 -xx- 05 *)

Temperaturas medidas

Diferença de temperatura (delta T) entre a face quente (T1) e a face fria (T2)
(78 entradas - Graus Celsius)

```
T1MenosT2 = {0, 1.6, 2.2, 2.6, 3.1, 3.4,  
4.1, 4.3, 4.7, 5.2, 5.4, 5.5, 6.2, 6.2,  
6.5, 6.6, 7.3, 8, 8.5, 9.2, 9.6, 9.8, 10.4,  
10.8, 11.1, 11.6, 12.1, 12.5, 12.9,  
13.4, 13.9, 14.3, 15.2, 15.4, 16.2, 16.6,  
17, 17.1, 17.7, 18.3, 18.6, 19.1, 19.7,  
19.7, 20.2, 20.8, 21.2, 21.7, 22.4, 23,  
23.5, 24, 24.5, 26, 26.2, 27.2, 27.5,  
28.6, 28.8, 29.7, 29.9, 30.4, 30.9, 31.4,  
32, 32.4, 33, 33.8, 34.6, 35.1, 35.6,  
36.7, 37.8, 38.3, 39.1, 42.1, 43.8, 44.8};
```

Temperatura da face quente (T1) - (78 entradas - Graus Celsius)

```
T1 = {24.4, 25.4, 25.9, 26.1, 26.3, 26.5,  
26.6, 26.7, 26.9, 27, 27.3, 27.4, 27.5,  
28.2, 28.2, 28.4, 28.9, 29.2, 29.7, 30.1,  
30.5, 30.8, 31, 31.5, 32.3, 32.5, 32.7,  
33.2, 33.7, 34.2, 35, 35.2, 35.8, 36.6,  
37.1, 37.7, 38.2, 38.7, 39.2, 39.7, 40.5,  
40.9, 41.6, 42.6, 43.5, 44.3, 45, 46.1,  
47, 47.5, 48.4, 49, 50, 51, 51.8, 53, 54.3,  
55.5, 56.5, 58, 58.7, 59.3, 60.4, 61.1,  
62.3, 62.5, 64, 64.7, 66.6, 67.2, 68.5,  
69.9, 71.9, 72.5, 74.1, 78.1, 79.9, 82.6};
```

Temperatura da face fria (T2) - (78 entradas geradas - Graus Celsius)

```
T2 = Table[T1[[i]] - T1MenosT2[[i]],{i,1,78}];
```

Temperaturas calculadas

```

FatorGambiarra = 0.0001;
(* Fator para o COP não ter um
termo inicial
com erro por divisão por zero*)

TH = T1 + 273;
Print["TH = ", TH]
Print[""]
Print[""]

TC = T2 + 273 - (FatorGambiarra);
Print["TC = ", TC]
Print[""]
Print[""]

DT = TH - TC;
Print["DT = ", DT]
Print[""]
Print[""]

Tave = (TH + TC)/2;
Print["Tave = ", Tave]
Print[""]
Print[""]

```

Parâmetros da materiais Típicos (Typical material parameters) - (@ T = 296 K)

```

a = 2.0 * 10^-4 (* volts / Kelvin *);
Print["a = ", a]

p = 1.0 * 10^-3 (* ohm cm *);
Print["p = ", p]

k = 1.5 * 10^-2 (* watt / (cm Kelvin) *);
Print["k = ", k]

Z = 2.67 * 10^-3 (* Kelvin-1 *);
Print["Z = ", Z]

a = 0.0002
p = 0.001
k = 0.015
Z = 0.00267

```

Propriedades dos Coeficientes de Materiais (Material Property Coefficients)

```

a0 = 22224.0;
a1 = 930.6;
a2 = -0.9905;

Print["a0 = ", a0]
Print["a1 = ", a1]
Print["a2 = ", a2]

(* a = (a0 + a1 Tave + a2 Tave^2) * 10^-9; *)
(* volts / Kelvin *)

a0 = 22224.
a1 = 930.6
a2 = -0.9905

p0 = 5112.0;
p1 = 163.4;
p2 = 0.6279;

Print["p0 = ", p0]
Print["p1 = ", p1]
Print["p2 = ", p2]

(*p = (p0 + p1 Tave + p2 Tave^2) * 10^-8;*)
(* ohm cm *)

p0 = 5112.
p1 = 163.4
p2 = 0.6279

```

```

k0 = 62605.0;
k1 = -277.7;
k2 = 0.4131;

Print["k0 = ", k0]
Print["k1 = ", k1]
Print["k2 = ", k2]

(*k = (k0 + k1 Tave + k2 Tave^2) * 10^-6; *)
(* watt / (cm Kelvin) *)

k0 = 62605.
k1 = -277.7
k2 = 0.4131

```

```

(*Z = a^2 / (p k); *) (* Kelvin-1 *)
Print["Z = ", Z]

```

```

Z = 0.00267

```

Equações

Tabela de Corrente

```

i = Table[j, {j,0,2,2/77}];

```

Calor "bombeado" da Superfície Fria:

```

QC = Table[2 n (a i[[j]] TC[[j]] -
((i[[j]]^2 p) / (2 G)) - k DT[[j]] G),
{j,1,78}];
Print["QC = ", QC]
ListPlot[Table[{i[[j]],QC[[j]]}, {j,1,78}],
AxesLabel -> {"i (A)", "QC (W)"},
PlotJoined -> True]

```

Tensão:

```
V = Table[2 n (((i[[j]] p) / G) + (a DT[[j]])),
{j,1,78}];
Print["V = ", V]
ListPlot[Table[{i[[j]],V[[j]]}, {j,1,78}],
AxesLabel -> {"i (A)", "V (V)"},
PlotJoined -> True]
```

Corrente Máxima:

```

Imax = (k G / a) ( Sqrt[1 + (2 Z TH)] - 1);
Print["Imax = ", Imax]
ListPlot[Table[{TH[[j]],Imax[[j]]}, {j,1,78}],
AxesLabel -> {"TH (K)", "i max (A)"},
PlotJoined -> True]

```

Corrente ótima:

```

Iopt = (k DT G (1 + Sqrt[1 + Z Tave])) / (a Tave);
Print["Iopt = ", Iopt]
ListPlot[Table[{Tave[[j]], Iopt[[j]]}, {j, 1, 78}],
AxesLabel -> {"Tave (K)",
  "i opt (A)"}]

```

Coefficiente de Performance (COP) ótimo (Calculado pela corrente ótima - lopt):

```

COPopt = (Tave / DT) (( Sqrt[1 + Z Tave] - 1) /
  ( Sqrt[1 + Z Tave] + 1)) - 1/2;
Print["COPopt = ", COPopt]
ListPlot[Table[{Tave[[j]],COPopt[[j]]}, {j,1,78}],
AxesLabel -> {"Tave (K)",
  "COP opt (QC/iV)"}]

```


COP_{opt} (QC/iV)

Maxima DT com Q = 0

```
DTmax = TH - ( (Sqrt[1 + 2 Z TH] - 1) / Z);
Print["DTmax = ", DTmax]
ListPlot[Table[{TH[[j]],DTmax[[j]]}, {j,1,78}],
AxesLabel -> {"TH (K)",
"DT max (K)"}, PlotJoined -> True]
```

DT max (K)

APÊNDICE IV

IV. LISTAGEM DO PROGRAMA PARA TREINAMENTO, VALIDAÇÃO, TESTE E EXECUÇÃO DA RNA

Programa em C e arquivo header.

```

/*****

```

Programa MLP4.C

Exemplo da configuração para duas entradas,
dois neurônios na camada intermediária e um na saída
com o coeficiente de aprendizagem variável e threshold na saída do teste
opcional

```

*****/

```

```

#include    <stdio.h>
#include    <stdlib.h>
#include    <math.h>
#include    <conio.h>
#include    <time.h>
#include    "dados.h"

```

```

FILE  *fp1, *fp2, *fp3, *fp4;

```

```

// Programa principal

```

```

void main(void)
{
    int    i, j, z, cont, s, q, p, contacerto,
           flag = 0;

    char
        vet_entradas[NumPadroes*NIN][50],
        vet_target[NumPadroes*NOOUT][50],
        vet_pesos[NC1+NC2][30];

    double    W1[NIN][HIDEN],

```

```
// Vetor de pesos da camada de entrada para a intermediária
```

```
W2[HIDEN][NOUT],
```

```
// Vetor de pesos da camada intermediária para a de saída
```

```
Neth[HIDEN],
```

```
// Vetor do Net da camada intermediária
```

```
Yh[HIDEN],
```

```
// Vetor de saída da camada intermediária
```

```
Deltah[NC1],
```

```
// Vetor de Deltas da camada intermediária
```

```
Nets[NOUT],
```

```
// Vetor do Net de saída
```

```
Deltas[NC2],
```

```
// Vetor de deltas da camada de saída
```

```
ErroPadrao[NumPadroes],
```

```
// Vetor de erros nos padrões
```

```
ETotal,
```

```
// Erro total
```

```
vet_erro[MAXINTER],
```

```
// Vetor de erros por iteração
```

```
Y[NumPadroes][NOUT],
```

```
// Vetor de Saída da rede
```

```
Xi[NumPadroes][NIN],
```

```
// Definição dos padrões de entrada
```

```
Target[NumPadroes][NOUT];
```

```
// Saída desejada para os padrões correspondentes
```

```
clrscr();
```

```
if(TRAINING == ON)
```

```
{
```

```
    // carrega o vetor de entradas e o target
```

```
    fp2 = fopen("intreino.dat", "r");
```

```

        if(fp2 == 0)
        {
            clrscr();
            printf("ERRO -> O arquivo intreino.DAT nao foi
encontrado.");
        }

        q = 0;
        while(fgets(vet_entradas[q], sizeof(vet_entradas[q]),fp2) != 0)
//carrega o vetor de entradas tipo char
        {
            ++q;
        }

        p = 0;
        for(j=0; j<NumPadroes; j++) // carrega os valores de Xi do arquivo
entradas.dat
        {
            for(z=0; z<NIN; z++)
            {
                Xi[j][z] = atof(vet_entradas[p]);
                p++;
            }
        }

        fclose(fp2);

        fp3 = fopen("tgtreino.dat","r");

        if(fp3 == 0)
        {
            clrscr();
            printf("ERRO -> O arquivo tgtreino.DAT nao foi
encontrado.");
        }

        q = 0;
        while(fgets(vet_target[q], sizeof(vet_target[q]),fp3) != 0)
//carrega o vetor de targets tipo char
        {
            ++q;
        }

        p = 0;
        for(j=0; j<NumPadroes; j++)
// carrega os valores de target do arquivo Targert.dat
        {

```

```

                                for(z=0; z<NOUT; z++)
                                {

                                    Target[j][z] = atof(vet_target[p]);

                                }
                                p++;
                            }
                        }

fclose(fp3);

// final da rotina de leitura das entradas e targets
    }
    else
    {
        // carrega o vetor de entradas e o target para o teste de validação da rede

        fp2 = fopen("intest.dat","r");

        if(fp2 == 0)
        {
            clrscr();
            printf("ERRO -> O arquivo intest.DAT nao foi encontrado.");
        }

        q = 0;
        while(fgets(vet_entradas[q], sizeof(vet_entradas[q]),fp2) != 0)
        //carrega o vetor de entradas tipo char
        {
            ++q;
        }

        p = 0;
        for(j=0; j<NumPadroes; j++) // carrega os valores de Xi do arquivo
entradas.dat
        {
            for(z=0; z<NIN; z++)
            {

                Xi[j][z] = atof(vet_entradas[p]);

            }
            p++;
        }

        fclose(fp2);

        fp3 = fopen("tgtest.dat","r");

```

```

        if(fp3 == 0)
        {
            clrscr();
            printf("ERRO -> O arquivo tgtest.DAT nao foi
encontrado.");
        }

        q = 0;
        while(fgets(vet_target[q], sizeof(vet_target[q]),fp3) != 0)
//carrega o vetor de targets tipo char
        {
            ++q;
        }

        p = 0;
        for(j=0; j<NumPadroes; j++)
// carrega os valores de target do arquivo Targert.dat
        {
            for(z=0; z<NOUT; z++)
            {
                Target[j][z] = atof(vet_target[p]);
                p++;
            }
        }

        fclose(fp3);

        // final da rotina de leitura das entradas para a validação
    }

    if(TRAINING == ON)
    {
        printf("\n");

        // inicialização de pesos randômicos
        randomize();
        for(j=0; j<HIDEN; j++) // Valores randômicos para W1 entre Low e
HIGH
        {
            for(z=0; z<NIN; z++)
            {
                W1[z][j] = ((double)rand()/RAND_MAX)*(HIGH-
LOW)+LOW;
                //printf("W1[%d,%d] inicial = %10.6f\n",z,j,W1[z][j]);
            }
        }
    }

```



```

    }

    for(j=0; j<NOUT; j++) // Valores randômicos para W2 entre Low e
HIGH
    {
        for(z=0; z<HIDEN; z++)
        {
            W2[z][j] = ((double)rand()/RAND_MAX)*(HIGH-
LOW)+LOW;
            //printf("W2[%d,%d] inicial = %10.6f\n",z,j,W2[z][j]);
        }
    }

}
else
{
    // carrega os valores dos pesos do arquivo pesos.dat

    fp1 = fopen("pesos.dat","r");

    if(fp1 == 0)
    {
        clrscr();
        printf("ERRO -> O arquivo PESOS.DAT nao foi criado.");
    }

    q = 0;
    while(fgets(vet_pesos[q], sizeof(vet_pesos[q]),fp1) != 0)
//carrega o vetor de pesos tipo char
    {
        ++q;
    }

    p = 0;
    for(j=0; j<HIDEN; j++) // carrega os valores de W1 do arquivo pesos.dat
    {
        for(z=0; z<NIN; z++)
        {
            W1[z][j] = atof(vet_pesos[p]);
            //printf("W1[%d,%d] carregado = %10.6f\n",z,j,W1[z][j]);
            p++;
        }
    }

    for(j=0; j<NOUT; j++) // carrega os valores de W2 do arquivo pesos.dat
    {
        for(z=0; z<HIDEN; z++)

```

```

        {
            W2[z][j] = atof(vet_pesos[p]);
            //printf("W2[%d,%d] carregado = %10.6f\n",z,j,W2[z][j]);
            p++;
        }
    }

fclose(fp1);

} // fim da inicialização dos pesos

    flag = OFF;
    cont = 1;
    contacerto = 0;

    printf("TOPOLOGIA DA REDE:\n");
    printf("200x%dx2 com %d iteracoes\n",HIDEN,MAXINTER);
    if(TRAINING == ON)
        printf("\nResultados do Treinamento\n");
    else
        printf("\nResultados do Teste\n");

    while(flag == OFF)
    {
        if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
            printf("\nApresentacao dos padroes numero %4d\n", cont);

        ETotol = 0.0;

        for(i=0; i< NumPadroes; i++) // Fluxo de propagação
        {
            if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
                printf("\nPADRAO %1d\n", i+1);

            for(j=0; j<HIDEN; j++) // Calcula o Net e a saída da camada
intermediaria
            {
                Neth[j] = 0;

                for(z=0; z<NIN; z++)
                {
                    Neth[j] = Neth[j] + W1[z][j]*Xi[i][z];
                }
            }
        }
    }

```

// Neth = Somatoria ponderada das entradas

```

        Yh[j] = f(Neth[j]);

    /*
        if(Yh[j]>T)
            Yh[j] = 1;
        else
            Yh[j] = 0;
    */

    }

/*
if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
    for(z=0; z<NIN; z++)
        printf("Entrada Xi[%1d,%1d]= %3.4f\n", i, z, Xi[i][z]);
*/

if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
    printf("\n");

    for(j=0; j<NOUT; j++) // Calcula o Net e a saida da rede
    {
        Nets[j] = 0;

        for(z=0; z<HIDEN; z++)
        {
            Nets[j] = Nets[j] + W2[z][j]*Yh[z];
// Nets = Somatoria ponderada das entradas (saidas da camada intermediaria)

        }

        Y[i][j] = f(Nets[j]);

        if(TRAINING == OFF)
        {
            if(THRESHOLD == ON)
            {
                if(Y[i][j] >= T)
                    Y[i][j] = 1.0;
                else
                    Y[i][j] = 0.0;
            }
            flag = ON;
        }

    }

if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))

```

```

                                printf("Saida Y[%1d,%1d]= %3.4f; Saida
desejada = %3.1f ", i, j, Y[i][j],Target[i][j] );

    if(THRESHOLD == ON)
    {
        if( (Y[i][j]-Target[i][j]) == 0 )
        {
            printf("- CERTO!!\n");
            contacerto += 1;
        }
        else
        {
            printf("- ERRADO!!\n");
        }
    }
    else
        if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
        {
            printf("\n");
        }

        }

    if(TRAINING == ON)
    {
        ErroPadrao[i] = 0.0;
        for(s=0; s<NOUT; s++) // Calculo dos erros
        {
            ErroPadrao[i] = ErroPadrao[i] +
(pow(Target[i][s] - Y[i][s],2))/2.0; // Erro por padrao
        }

        ETtotal = ETtotal + ErroPadrao[i]; // Erro Total

        if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
            printf("Erro por padrao = %3.4f\n", ErroPadrao[i]);

        for(j=0; j<NOUT; j++) // Calculo do vetor Delta de
Saida
        {
            Deltas[j] = df(Nets[j])*(Target[i][j] - Y[i][j]);
        }

        for(j=0; j<HIDEN; j++)
// Calculo do vetor Delta de camada intermediaria
        {
            Deltah[j] = 0;
            for(z=0; z<NOUT; z++)

```

```

        {
            Deltah[j] = Deltah[j] +
df(Neth[j])*(Deltas[z]*W2[j][z]);
        }
    }

    // Ajuste dos pesos

    for(j=0; j<NOUT; j++) // Ajuste dos pesos da camada
de saida
    {
        for(z=0; z<HIDEN; z++)
        {
            if(ETA == ON)
                W2[z][j] = W2[z][j] + Eta(cont)*Deltas[j]*Yh[z];
            else
                W2[z][j] = W2[z][j] + NETA*Deltas[j]*Yh[z];
        }
    }

    if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))
        printf("\n");

    for(j=0; j<HIDEN; j++) // Ajuste dos pesos da camada
intermediaria
    {
        for(z=0; z<NIN; z++)
        {
            if(ETA == ON)
                W1[z][j] = W1[z][j] +
Eta(cont)*Deltah[j]*Xi[i][z];
            else
                W1[z][j] = W1[z][j] + NETA*Deltah[j]*Xi[i][z];
        }
    }

    if(i == NumPadroes)
    {
        if((ETotal <= ERROTOTAL) || (cont >
MAXINTER))
        {
            flag = ON;
        }
    }

    } // Fim do "if" de treinamento

    if((cont == MAXINTER) || (TRAINING == OFF))

```

```

printf("\n");

} // Fim do fluxo de propagacao

if(SALVA_ERRO == ON)
    vet_erro[cont-1] = ETotol;

    cont += 1;

    if(cont > MAXINTER)
    {

        fp1=fopen("pesos.dat","w");

        for(j=0; j<HIDEN; j++) // Salva os pesos da camada intermediaria
            {
                for(z=0; z<NIN; z++)
                {
                    fprintf(fp1,"%10.6f\n", W1[z][j]);
                    //printf("W1[%d,%d] salvo = %10.6f\n",z,j,W1[z][j]);
                }
            }

        for(j=0; j<NOOUT; j++) // Salva os pesos da camada de saida
            {
                for(z=0; z<HIDEN; z++)
                {
                    fprintf(fp1,"%10.6f\n",
W2[z][j]);
                    //printf("W2[%d,%d] salvo = %10.6f\n",z,j,W2[z][j]);
                }
            }

        fclose(fp1);

        if(i == NumPadroes)
            printf("\n Erro Total = %3.4f\n", ETotol);

            break;

    }

// rotina para salvar o erro total
if(SALVA_ERRO == ON)
{
    fp4=fopen("erro.dat","w");

```

```

        for(s=0; s <= MAXINTER; s++)
            fprintf(fp4,"%10.6f, ",vet_erro[s]);

        fclose(fp4);
    }

    }// fim do flag

    if(THRESHOLD == ON)
        printf("\nPorcentagem de acerto: %4.3f%%\n",
            ((contacerto/NOOUT)*100.)/NumPadroes);

    getch();
} // Fim do programa principal e inicio das definicoes das funcoes

double f(double x) // funcao sigmoide continuamente diferenciavel
{
    return(1.0/(1.0 + exp(-k*x)));
}

double df(double x) // derivada da funcao sigmoide
{
    return(f(x)*(1.0 - f(x))); // =(k*exp(-k*x))/pow((1 + exp(-k*x)),2)
}

double Eta(double x) // Função do eta variável, decaindo a taxa de aprendizagem
com o número de ciclos
{
    return(exp(-x/k2));
}

```

```

// arquivo header do programa MLP4.c

#define      ON          1
#define      OFF         0

#define      HIGH        1.0 // Limite superior do intervalo do número randômico
para os pesos
#define      LOW         -1.0 // Limite inferior do intervalo do número randômico
para os pesos

#define      NIN          200 // Numero de entradas
#define      NOUT         2 // Numero de neuronios na camada de saida
#define      HIDDEN       2 // Numero de neuronios na camada intermediaria

#define      NumPadroes    6 // Numero de padroes
#define      MAXINTER     5000 // Numero maximo de interações

#define      TRAINING      OFF // Liga ou desliga o treinamento
#define      THRESHOLD     ON // Liga ou desliga o threshold
#define      ETA           OFF // Liga ou desliga a funcao de aprendizagem variavel
#define      SALVA_ERRO    OFF // Salva o erro em um arquivo

#define      T             0.5 // Threshold
#define      ERROTOTAL     0.05 // Erro Total

#define      NETA          0.7
// Razao de aprendizagem (não é usada quando o programa usa uma taxa de
aprendizagem //variável!!

#define      k             1.0 // Controla a inclinacao da curva da sigmoide
#define      k2            500.0 // Controla o decaimento do da funcao de
aprendizagem eta

#define      NC1           HIDDEN*NIN
// Numero de conexoes entre a camada de entrada e a intermediaria

#define      NC2           HIDDEN*NOUT
// Numero de conexoes entre a camada intermediaria e a de saida

// #define      STACKSIZE    65536 // 16384 para resolver o problema de
memoria
// #define      HEAPSIZE     16384 // 4096 ou 8192 se ainda faltar para
cabecalho

//
// Estes valores est o em bytes/ eh para funcionar com
quaisquer valores, mas

```


//alguns compiladores soh aceitam potencias de 2 e outros
ainda multiplos //de 1024, e outros ainda ambos

// Prototipo das funcoes usadas

double f(double x);
double df(double x);
double Eta(double x);

APÊNDICE V

V. PESQUISA SOBRE AS CONDIÇÕES DOS PACIENTES AMPUTADOS DO MEMBRO
SUPERIOR NO BRASIL

Cópia do Questionário.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
Laboratório de Biocibernética e Engenharia de
Reabilitação**

**PESQUISA SOBRE AS CONDIÇÕES DOS PACIENTES AMPUTADOS DO
MEMBRO SUPERIOR NO BRASIL**

Prezado Sr(a),

Esta é uma pesquisa que tem como objetivo identificar o perfil do paciente amputado do membro superior no Brasil e faz parte dos estudos visando a conclusão da Tese de Doutorado que faço na USP/EESC. A tese se resume no projeto de uma prótese para membros superiores funcional, com características semelhantes à mão natural e de controle simplificado.

Este questionário é anônimo, ou seja, você não precisa preencher os campos indicados como opcionais se não quiser. Os dados serão analisados de maneira estatística e os resultados trabalhados de acordo com a ética que envolve um trabalho de pesquisa em ciências. Depois de preenchido, por favor envie para:

Fransérgio Leite da Cunha (PESQUISA)
LABCIBER - Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação - USP/EESC/SEL
Av. Trabalhador São-carlense, 400 - Caixa Postal 359 - 13566-590 - São Carlos/SP

Este questionário também pode ser preenchido e enviado pela Internet, no endereço:

<http://www.sel.eesc.sc.usp.br/labciber/fcunha/pesquisa.html>

Agradecemos a sua colaboração em prol da ciência e da comunidade brasileira.

Muito obrigado

Fransérgio Leite da Cunha, Msc
Email: fcunha@sel.eesc.sc.usp.br
URL: <http://www.sel.eesc.sc.usp.br/labciber/fcunha/>
Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação
Universidade de São Paulo – Escola de Engenharia de São Carlos
Departamento de Eng. Elétrica

PESQUISA SOBRE AS CONDIÇÕES DOS PACIENTES AMPUTADOS DO MEMBRO SUPERIOR NO BRASIL

Nome do Paciente (opcional):

Endereço completo (opcional):

E-mail (opcional):

Data: ____/ ____/ 20____; Hora da pesquisa: ____h ____min,
Estado_____

I. Características do Paciente:

I.1. Sexo:

- 1) Masculino
- 2) Feminino

I.2. Faixa de idade:

1) Até 5 anos	2) 6 a 10 anos	3) 11 a 15 anos
4) 16 a 20 anos	5) 21 a 25 anos	6) 26 a 30 anos
7) 31 a 35 anos	8) 36 a 40 anos	9) 41 a 45 anos
10) 46 a 50 anos	11) 51 a 55 anos	12) 56 a 60 anos
13) 61 a 65 anos	14) 66 a 70 anos	15) 71 a 75 anos
16) 76 a 80 anos	17) Acima de 80 anos	

I.3. Faixa de altura:

1) Até 1m	2) 1 a 1.10m	3) 1.11 a 1.20m
4) 1.21 a 1.30m	5) 1.31 a 1.35m	6) 1.36 a 1.40m
7) 1.41 a 1.45m	8) 1.46 a 1.50m	9) 1.51 a 1.55m
10) 1.56 a 1.60m	11) 1.61 a 1.65m	12) 1.66 a 1.70m
13) 1.71 a 1.75m	14) 1.76 a 1.80m	15) 1.81 a 1.95m
16) 1.96 a 2.00m	17) 2.01 a 2.05m	18) 2.06 a 2.10m
19) Acima de 2.10m		

I.4. Faixa de peso:

1) Até 10kg	2) 11 a 15kg	3) 16 a 20kg
4) 21 a 25kg	5) 26 a 30kg	6) 31 a 35kg
7) 36 a 40kg	8) 41 a 45kg	9) 46 a 50kg
10) 51 a 55kg	11) 56 a 60kg	12) 61 a 65kg
13) 66 a 70kg	14) 71 a 75kg	15) 76 a 80kg
16) 81 a 85kg	17) 86 a 90kg	18) 91 a 95kg
19) 96 a 100kg	20) 101 a 105kg	21) 106 a 110kg
22) 111 a 115kg	23) 116 a 120kg	24) Acima de 120kg

I.5. Cor da pele:

- 1) Branca
- 2) Negra
- 3) Parda ou Mulata
- 4) Amarela
- 5) Vermelha

I.6. Nível de escolaridade:

1) Nunca estudou	2) 1º grau incompleto
3) 1º grau	4) 2º grau incompleto
5) 2º grau	6) 3º grau incompleto
7) 3º grau	8) pós-graduado – especialista
	9) especialização incompleta
10) pós-graduado – mestrado	12) pós-graduado – doutorado
11) Mestrado incompleto	13) Doutorado incompleto
14) pós-doutorado	
15) Pós-doutorado incompleto	

I.7. Profissão:

1) Engenheiro	2) Arquiteto	3) Agrônomo
4) Químico	5) Desenhista Industrial	6) Físico
7) Geólogo	8) Tecnólogo	9) Médico
10) Biólogo/Biomédico	11) Farmacêutico	12) Economista
13) Estatístico	14) Administrador	15) Analista de Sistemas
16) Bibliot./Arquivista	17) Prof. Ens. Superior	18) Prof. Ens. 1/2o. Graus
19) Dir. Estab. Ensino	20) Tec. Contabil./Estat	21) Téc. Agron./Agrim.
22) Téc. Química	23) Téc. Mecânica	24) Téc. El/Eletrôn/Telec.
25) Téc. Lab. Raios	26) Desenhista Técnico	27) Desenhista Industr.
28) Dir. de Empresa	29) Gerente	30) Contramestre Embarc.
31) Maquinista/Foguista	32) Mecânico	33) Eletricista
34) Lantern./Pintor Veíc.	35) Bomb. Hidráulico	36) Mestre/Contramestre
37) Mont/Prep/Op. Máq.	38) Eletric./Assemelhados	39) Trab. Inst. Proc. Quím.
40) Trab. Fabr. Roupas	41) Trab. Fumo/Fábr. Cigarros	42) Trab.
Metalúrg./Siderúrg.
43) Trab. Usinag. Metais	44) Trab. Constr. Civil	45) Trab. Fabr/ Prep.
Alim./Bebida
46) Trab. Artes Gráficas	47) Trab. Fabr. Prod. Têxteis	48) Trab. Fabr. Artif.
Madeira
49) Trab. Fabr.
Papel/Papelão	50) Trab. Fabr. Calçados/Art.
Couro	51) Trab. Fabr/Prod.
Borrach/Plást.
52) Propriet. Estab.
Comercial	53) Prop. Estab. Industrial	54) Prop. Estab. Prest.
Serviços
55) Propr. Microempresa	56) Func. Públ. Civil Aposent.	57) Aposentado (exceto
func. públ.)
58) Bolsista/Estág./Asse
melhados	59) Outra (especificar):

I.8. Ocupação atual:

1) Analista de Sistemas		
2) Bibliot./Arquivista	3) Prof. Ens. Superior	4) Prof. Ens. 1/2o. Graus
5) Dir. Estab. Ensino	6) Tec. Contabil./Estat	7) Téc. Agron./Agrim.
8) Téc. Química	9) Téc. Mecânica	10) Téc. El/Eletrôn/Telec.
11) Téc. Lab. Raios	12) Desenhista Técnico	13) Desenhista Industr.
14) Dir. de Empresa	15) Gerente	16) Contramestre Embarc.
17) Maquinista/Foguista	18) Mecânico	19) Eletricista
20) Lantern./Pintor Veíc.	21) Bomb. Hidráulico	22) Mestre/Contramestre
23) Mont/Prep/Op. Máq.	24) Eletric./Assemblhados	25) Trab. Inst. Proc.
Quím.
26) Trab. Fabr. Roupas	27) Trab. Fumo/Fábr. Cigarros	28) Trab.
Metalúrg./Siderúrg.
29) Trab. Usinag. Metais	30) Trab. Constr. Civil	31) Trab. Fabr/ Prep.
Alim./Bebida
32) Trab. Artes Gráficas	33) Trab. Fabr. Prod. Têxteis	34) Trab. Fabr. Artef.
Madeira
35) Trab. Fabr.
Papel/Papelão	36) Trab. Fabr. Calçados/Art.
Couro	37) Trab. Fabr/Prod.
Borrach/Plást.
38) Propriet. Estab.
Comercial	39) Prop. Estab. Industrial	40) Prop. Estab. Prest.
Serviços
41) Propr. Microempresa	42) Func. Públ. Civil Aposent.	43) Aposentado (exceto
func. públ.)
44) Bolsista/Estág./Asse
melhados | 45) Desempregado | 46) Outra (especificar):

_____ |

I.9. Renda familiar média:

1) Até R\$151,00	
2) R\$152,00 a R\$303,00	3) R\$304,00 a R\$454,00
4) R\$455,00 a R\$606,00	5) R\$607,00 a R\$758,00
6) R\$758,00 a R\$910,00	7) R\$911,00 a R\$1062,00
8) R\$1063,00 a R\$1516,00	9) R\$1517,00 a R\$2272,00
10) R\$2272,00 a R\$3783,00	11) R\$3784,00 a R\$6804,00
12) Acima de R\$6804,00	

I.10. Quais atividades de fisioterapia? (pode ser mais de uma resposta):

- 1) Exercícios de elevação do ombro contra-resistência
- 2) Exercícios de protrusão da escápula
- 3) Fortalecimento dos músculos que agem sobre flexão-extensão, adução-abdução, rotação interna e externa do ombro e/ou do cotovelo com pesos
- 4) Exercícios para evitar a hipertrofia , trabalhando resistência muscular (séries fixas com pouca carga)
- 5) Alongamentos e aquecimento das regiões que serão fortalecidas
- 6) Massagem da cicatriz
- 7) Enfaixamento do coto
- 8) Outros (especificar): _____

I.11. Pratica ou já praticou alguma atividade física?

- 1) Pratica regularmente
- 2) Já praticou
- 3) Não pratica e nunca praticou

I.11.a. Se pratica, qual a atividade? (somente se pratica alguma atividade física)

- 1) Natação
- 2) Hidroginástica
- 3) Corrida
- 4) Caminhada
- 5) Ciclismo
- 6) Outra. Qual? _____

I.11. b. Com que frequência? (somente se pratica alguma atividade física)

- 1) 1 vez por semana
- 2) 2 vezes por semana
- 3) 3 vezes por semana
- 4) 4 vezes por semana
- 5) Mais de 4 vezes por semana
- 6) Todos os dias

I.11.c. Se já praticou alguma atividade física, há quanto tempo está sem praticar?

- 1) Desde a amputação
- 2) Desde antes à amputação
- 3) Há menos de um mês
- 4) Há um mês
- 5) Há dois meses
- 6) Há três meses ou mais

II. Sobre o uso de próteses:

II.1. Já usou algum tipo de prótese?

- 1) Sim
- 2) Não

II.2. Se a resposta da questão II.1. for positiva:

II.2.a. Qual o tipo de prótese? (pode ser mais de uma resposta)

- 1) Passiva estética
- 2) Ativa acionada por força própria – fonte direta
- 3) Ativa acionada por força própria – fonte indireta
- 4) Ativa acionada por força externa elétrica (Mioelétrica)
- 5) Ativa acionada por força externa elétrica (Interruptores)
- 6) Ativa acionada por força externa pneumática (Interruptores)
- 7) Ativa Híbrida (força própria – fonte indireta e mioelétrica)
- 8) Outra (especificar):

1)*

2 – 3)*

4)*

7)*

II.2.b. Qual o aparelho terminal? (pode ser mais de uma resposta)

- 1) Ferramenta para trabalho
- 2) Gancho de abertura voluntária
- 3) Gancho de fechamento voluntário
- 4) Mão estética
- 5) Mão “APRL”
- 6) Mão “Otto Bock”
- 7) Greifer “Otto Bock”
- 8) Outra (especificar):

1) **

6) *

7) *

2.a) *

2.b) *

2.c) *

II.2.c. Usou a prótese por quanto tempo? (somente se for do tipo ativa)

1) 1 mês	2) 2 meses	3) 3 meses
4) 4 meses	5) 5 meses	6) 6 meses
7) 6 meses a 1 ano	8) 1 a 2 anos	9) 2 a 3 anos
10) 3 a 4 anos	11) 4 a 5 anos	12) 5 a 6 anos
13) 6 a 7 anos	14) 7 a 8 anos	15) 8 a 9 anos
16) 9 a 10 anos	17) mais de 10 anos	18) Usa até hoje
19) Nunca usou		

II.2.d. Sobre a aceitação da prótese (somente se for do tipo ativa ou se nunca usou)

- 1) Rejeitou completamente
- 2) Insatisfeito
- 3) Indiferente
- 4) Gostou
- 5) Satisfeito
- 6) Aceitou completamente

II.2.e. Se marcou as respostas 1, 2 ou 3 da pergunta anterior, diga o motivo (pode ser mais que uma resposta):

- 1) Não o atendia nas suas tarefas diárias
- 2) Era muito cara. Responda qual: _____
- 3) Dava muito defeito
- 4) A manutenção era muito cara
- 5) Era difícil de controlar
- 6) Era muito pesada
- 7) Fazia muito ruído
- 8) Não se parecia muito com a mão natural
- 9) Os movimentos não eram parecidos com os quais a mão natural deveria fazer
- 10) Executava apenas uma função (abria e fechava a mão de apenas um jeito)
- 11) As outras pessoas ficavam reparando muito
- 12) Era muito incômoda
- 13) Esquentava muito

III. Sobre a amputação:

III.1. Lado em relação ao paciente:

- 1) Direito
- 2) Esquerdo
- 3) Bilateral

III.1. Nível(eis) da(s) amputação(ões) – caso bilateral: indique com as letras “E” para o lado esquerdo e “D” de para o lado direito, junto ao nível:

- 1) Dedos ()
- 2) Metacarpo ()
- 3) Desarticul. do metacarpo ()
- 4) Punho ()
- 5) Desarticação do punho ()
- 6) Antebraço 1/3 distal
Comprimento do coto***: _____cm ()
- 7) Antebraço 1/3 medial
Comprimento do coto***: _____cm ()
- 8) Antebraço 1/3 proximal
Comprimento do coto***: _____cm ()
- 9) Desarticação do cúbito ()
- 10) Braço 1/3 distal
Comprimento do coto***: _____cm ()
- 11) Braço 1/3 medial
Comprimento do coto***: _____cm ()
- 12) Braço 1/3 proximal
Comprimento do coto***: _____cm ()
- 13) Desarticação do ombro ()
- 14) Desarticação da escápula ()

OBSERVAÇÕES

Proximal significa, em outras palavras, mais próximo do corpo, medial no meio e distal mais longe do corpo. Veja o exemplo:

Indique na figura abaixo o(s) local(is) da(s) amputação(ões):

***medido da ponta do coto até a articulação sadia imediatamente superior. Veja um exemplo para uma amputação no 1/3 medial do antebraço:

III.3. Causa da amputação:

- 1) Moléstia vascular sem diabetes
- 2) Moléstia vascular com diabetes
- 3) Infecções
- 4) Sarcomas
- 5) Acidente automobilístico – pedestre
- 6) Acidente automobilístico – passageiro
- 7) Acidente automobilístico – motorista ou piloto
- 8) Acidente no trabalho (qual o trabalho que o paciente executava?
_____)
- 9) Complicações pós-traumáticas
- 10) Osteomielite
- 11) Câncer ósseo
- 12) Deficiência congênita
- 13) Explosões
- 14) Queimadura
- 15) Outros traumas (especificar):

III.4. Tempo decorrido desde a amputação até hoje:

Data da amputação: ____/____/____

ou _____ (indique o tempo em dias, meses ou anos)

IV. Qual destas funções que a mão executa que você considera como a mais importante? (enumere seguindo a seguinte ordem: 1 para mais importante, 2 para a outra e assim por diante)

1)()		2)()		3)()
4)()		5)()		6)()
7)()

* BLOHMKE, Fritz. Compêndio Otto Bock: Próteses para o Membro Superior. Berlin: Schiele & Shön, 1994.

** BOCCOLINI, F. Reabilitação: Amputado - Amputações - Próteses. São Paulo: Robe Livraria e Editora, 1990.

GLOSSÁRIO

A

<i>Abdução</i>	Movimento no plano frontal com afastamento do seguimento da linha média do corpo
<i>Adução</i>	Movimento no plano frontal realizado na direção oposta que faz o seguimento corporal retornar em direção à linha média do corpo, na posição anatômica
<i>Anterior</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “voltado para a frente do corpo”
<i>Antropomórfico</i>	Concernente ao homem, que se assemelha ao homem
<i>Articulação carpometacarpiana</i>	Articulações existentes entre os ossos do metacarpo e os ossos do carpo
<i>Articulação interfalângiana</i>	Articulações existentes entre as falanges
<i>Articulação metacarpofalângiana</i>	Articulações existentes entre os ossos do metacarpo e as falanges

B

<i>Biomecânica</i>	Ciência que trata das leis da mecânica e das suas aplicações em entidades biológicas
<i>Biomecatrônica</i>	Termo que pode representar os conhecimentos das áreas de Biologia, Engenharia Mecânica e Engenharia Elétrica, unidos em um só.

C

<i>Campo Evanescente</i>	Fenômeno de interesse no processo de reflexão interna total numa interface de dielétricos. É o campo elétrico correspondente à penetração, no dielétrico externo, do campo elétrico da onda propagada em uma fibra óptica.
<i>Cineplastia</i>	Procedimento cirúrgico onde são reorganizados tendões e músculos no coto para permitir o seu uso em partes móveis da aplicação protética.
<i>Conduíte</i>	Elemento que consiste em um tubo, ou algo semelhante, que serve para conduzir cabos ou fios por um caminho determinado
<i>Coto</i>	Parte do membro que resta após uma amputação

D

<i>Deformação congênita ou Mal formação congênita</i>	Um defeito estrutural primário que resulta de um erro, localizado ou não, de morfogênese
<i>Distal</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “afastado do tronco”

E

<i>Engenharia de Reabilitação</i>	Ramo da engenharia que estuda o projeto e a construção de equipamentos, materiais, produtos ou próteses destinados à reabilitação de pessoas com alguma deficiência
<i>Extensão</i>	Definida como o movimento que faz o seguimento corporal retornar à posição anatômica a partir de uma posição de flexão
F	
<i>Falangiano</i>	Relativo a falange
<i>Flexão</i>	Movimento no plano sagital que resulta em redução do ângulo articular
G	
<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Degrees of Freedom</i> – DOF. É o termo usado para descrever o número mínimo de coordenadas independentes requerido para especificar um movimento ou as posições de todos os elementos de um sistema.
I	
<i>Inferior</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “longe da cabeça”
<i>Interdigital</i>	Entre dois dedos
<i>Interfalangiano</i>	Entre as falanges (em alguns pontos esta tese trata esse termo como “entre uma falange e um metacarpiano”)
L	
<i>Lateral</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “afastado do tronco”
<i>Linear Discriminant Analysis</i>	Análise Linear de Discriminante (LDA). É uma técnica geralmente usada para classificação de multigrupos e redução de dados. É empregada em conjunto com a PCA, com o objetivo de suprir uma desvantagem desta técnica, que é ignorar a variação entre as classes. Ver Principal Component Analysis.
M	
<i>Médio</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “em direção à linha média do corpo”
<i>Membros inferiores</i>	Coxas, pernas e pés
<i>Membros superiores</i>	Braços, antebraços e mãos
<i>Metacarpiano</i>	Relativo aos ossos do metacarpo
O	
<i>Oposição</i>	Movimento do polegar ao executar um semi círculo aproximado, partindo da posição anatômica à palma da mão
<i>Órgão aferente</i>	Órgão usado para aferir, ou seja, conferir ,apreciar, comparar ou sentir
<i>Órgão eferente</i>	Órgão usado para efetuar, realizar tarefas
<i>Overshoot</i>	É quando o valor de uma variável ultrapassa um certo limite predeterminado.
P	
<i>Plano frontal</i>	Plano cardinal coronal ou plano cardinal lateral, divide o corpo verticalmente em metades anterior e posterior com pesos iguais
<i>Plano sagital</i>	Plano cardinal ântero-posterior ou plano cardinal mediano; plano onde ocorrem os movimentos do corpo, ou de seguimentos corporais, para frente e para trás

<i>Planos cardinais</i>	Os três planos imaginários de referência que dividem o corpo em metades da mesma massa ou peso
<i>Posição anatômica</i>	Posição ereta do corpo humano, com os braços pendendo relaxados ao lado do corpo e as palmas das mão voltadas para a frente, e pés afastados
<i>Posterior</i>	Termo direcional usado na anatomia, significa “voltado para a parte de trás do corpo”
<i>Preensão</i>	Ato de agarrar, segurar ou apanhar
<i>Principal Component Analysis</i>	Análise da Componente Principal (PCA), uma técnica de projeção linear - também chamada de transformação de Karhunen-Loeve (KL), é um método extensamente usado para reduzir o número de dimensões de um conjunto de dados. Ela transforma os dados em um espaço onde a discrepância ao longo de uma direção é máxima de forma que características significantes possam ser extraídas.
<i>Profundo</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “dentro e afastado da superfície do corpo”
<i>Pronação</i>	Rotação medial do antebraço, inversa à supinação
<i>Prótese</i>	Dispositivo que tem por objeto substituir um órgão ou parte dele por uma parte artificial
<i>Proximal</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “próximo ao tronco”
R	
<i>Reabilitação</i>	Ato de reabilitar, de restabelecer no estado anterior, restituir a (alguém) os direitos e prerrogativas que havia perdido
<i>Redundância</i>	Mecanismos redundantes são aqueles que possuem um número de graus de liberdade maior do que o mínimo necessário para executar uma determinada tarefa
<i>Robôs manipuladores</i>	Robôs que possuem como característica principal a configuração semelhante (mas não necessariamente antropomórfica) a um braço humano, usados na indústria para manusear objetos ou executar tarefas insalubres
S	
<i>Sinal cru</i>	Sinal sem tratamento
<i>Sinal miocinémtrico</i>	SMC, Sinal elétrico proveniente da variação de volume muscular
<i>Sinal mioelétrico</i>	SME, Sinal elétrico proveniente da contração muscular
<i>Superficial</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “na superfície do corpo
<i>Superior</i>	Termo direcional usado na anatomia humana, significa “próximo à cabeça”
<i>Supinação</i>	Rotação lateral do antebraço. Na posição anatômica o antebraço está em posição supinada
T	
<i>Transformada Wavelet</i>	É uma ferramenta de processamento de sinais cujas funções bases (wavelets) não pertencem a um espaço finito de soluções.
W	
<i>Wavelets</i>	Wavelets são pequenas ondas com determinadas propriedades que as tornam adequadas a servirem de base para decomposição de outras funções, assim como senos e cosenos servem de base para decomposições de Fourier.