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

Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para
Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva
de Força e Temperatura

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

Autor: Vanderlei de Oliveira Del Cura

Orientador: Prof. Dr. Manoel Luís de Aguiar

São Carlos
Junho / 2005

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Angel e Zélia,
ao meu amor Cibeles e ao meu
tio Edno (in memoriam).

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer inicialmente a Deus pela força na realização desse trabalho, aos meus pais que sempre me apoiaram de forma incondicional nos momentos mais difíceis dessa trajetória, à Cibele pela compreensão e carinho e a minha família.

Agradeço ao Prof. Manoel pela oportunidade que me deu no desenvolvimento de um trabalho de Pós-Graduação e também por sua orientação neste trabalho.

Agradeço ao Prof. Cliquet também pela oportunidade da realização do tema do trabalho e disponibilização do Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LabCiber). Agradeço ao Fransérgio Leite da Cunha pela cooperação, ajuda, atenção e dedicação em todos os aspectos relativos a esse trabalho. Agradeço a todas as pessoas do grupo do LabCiber que me ajudaram, Daniel Pavani, Fernando Idalírio, Benigno, Marcela e Rodrigo Ortolan.

Agradeço ao Prof. Azauri e a todos do Laboratório de Controle e Eletrônica de Potência (Lacep) que estiveram ao meu lado ajudando, Marcelo, Claudionor, José Roberto, Willians e Fábio Lima.

Agradeço à CAPES pelo apoio financeiro a esse trabalho de pesquisa e de modo geral, a todos do Departamento de Engenharia Elétrica da EESC que contribuíram de forma direta e indireta na conclusão do trabalho.

Agradeço à empresa Fertron – Controle e Automação Industrial pela compreensão em me liberar em determinados momentos para a conclusão do trabalho, e aos amigos de empresa que me ajudaram.

Agradeço também ao casal Elza e Luis Bragatto e ao casal Neusa e Oswaldo, tios e pais da Cibele, pelas estadias em São Carlos.

De modo, geral agradeço a todas as pessoas e amigos que contribuíram de forma direta e indireta para a conclusão deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vi
LISTA DE TABELAS.....	ix
LISTA DE SÍMBOLOS	x
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xi
RESUMO.....	xii
ABSTRACT.....	xiii
Capítulo 1 - INTRODUÇÃO	1
Capítulo 2 – MEMBROS SUPERIORES: NATURAIS E ARTIFICIAIS.....	5
2.1 Considerações gerais	5
2.2 A Mão humana	7
2.3 Próteses para membros superiores.....	11
2.3.1 Próteses ativas por força externa – Mioelétrica	13
2.4 Requisitos de projeto	14
2.5 Movimentos antropomórficos	15
2.6 Controle Hierárquico	19
Capítulo 3 - ATUADORES.....	22
3.1 Considerações gerais	22
3.2 Atuadores convencionais	24
3.3 Atuadores não-convencionais	25
3.4 Atuadores - Projeto.....	28
3.4.1 Atuador – Movimento.....	28
3.4.2 Atuador – Força (Propriocepção)	29
3.4.3 Atuador – Temperatura (Propriocepção)	30
Capítulo 4 - MECANISMOS.....	31
4.1 Considerações gerais	31
4.2 Transmissão direta.....	32
4.2.1. Pinça planar	32
4.2.2 Slider Crank	33
4.2.3 Mão robótica acionada por SMA	33
4.2.4 Mecanismo de acomodação (MA).....	34
4.3 Transmissão por cabos.....	34
4.3.1 Mecanismo da Utah / MIT	34
4.3.2 Mecanismo da Stanford / JPL	35
4.3.3 Mecanismo do Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR).....	35
4.3.4 Mecanismo múltiplo de transmissão (MMT).....	36
4.3.5 Mecanismo CTArm 1	36
4.4 Mecanismo usado no projeto	36

Capítulo 5 - SENSORES	39
5.1 Considerações gerais	39
5.2 Sensor de força	40
5.3 Sensor de posição	42
5.4 Sensor de temperatura.....	43
5.5 Sensor de deslizamento.....	45
Capítulo 6 – METODOLOGIA E IMPLEMENTAÇÃO.....	47
6.1 Análise das Necessidades da Prótese.....	47
6.2 Plataforma de controle – Hardware	48
6.2.1 Unidade de processamento.....	49
6.2.2 Condicionamento dos sinais.....	50
6.2.2.1 Sensor de posição	51
6.2.2.2 Sensor de força.....	52
6.2.2.3 Sensor de temperatura	53
6.2.2.4 Sensor de deslizamento.....	53
6.2.3 Acionamento dos atuadores	54
6.2.3.1 Atuador – Movimento	54
6.2.3.2 Atuador - Propriocepção térmica	56
6.3. Plataforma de controle – Software	58
6.3.1. Programação.....	58
6.3.2 Funcionamento geral do programa.....	59
Capítulo 7 – RESULTADOS E DISCUSSÕES	67
7.1 Servomotores R/C	67
7.2 Sensor de força	69
7.3 Sensor de temperatura.....	72
7.4 Sensor de posição angular.....	75
7.5 Sensor de deslizamento.....	77
7.6 Movimentos Antropomórficos	78
7.7 Unidades de condicionamento, processamento e acionamento	79
Capítulo 8 - CONCLUSÕES	89
8.1 Trabalhos futuros.....	90
REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	92
APÊNDICE A – LAYOUT DAS PLACAS DE CIRCUITOS ELETRÔNICOS.....	95
APÊNDICE B – TRABALHO PUBLICADO	99

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 – Esquema geral de funcionamento proposto para o dedo artificial	3
FIGURA 2.1 - Estrutura óssea da mão humana de um adulto, adaptado de ROSHEIN (1988).....	8
FIGURA 2.2 - Movimentos de adução, abdução, flexão – extensão do dedo polegar e adução – abdução do dedo polegar, adaptado de ROSHEIN (1994)	9
FIGURA 2.3 : Da esquerda para a direita, as três formas de pinça conforme descritas na tabela 2.1: força, precisão e tridigital (CUNHA, 1999).....	10
FIGURA 2.4: Da esquerda para a direita, as formas de garra descritas na tabela 2.1: composta, força, gancho e palmar (CUNHA, 1999)	10
FIGURA 2.5 - Próteses segundo a fonte de energia utilizada	13
FIGURA 2.6 - Ângulos das juntas do dedo artificial e referência (CUNHA, 2002)	15
FIGURA 2.7 - Posição angular das juntas do dedo indicador x tempo, durante a execução de uma garra de força	18
FIGURA 3.1 - Servomotor R/C	29
FIGURA 3.2 - Atuador proprioceptivo de força	29
FIGURA 3.3 - Módulo de Efeito Peltier.....	30
FIGURA 4.1 - Dedo LABCIBER - CTARM 1 juntamente com os atuadores.....	37
FIGURA 5.1 - O FSR e suas camadas e simbologia.....	41
FIGURA 5.2 – FSR: A: modelo 402 (diâmetro = 12,7mm) e B: modelo 400 (diâmetro de 5mm), usado no projeto (CUNHA, 2002).....	42
FIGURA 5.3 - Sensor de posição angular (CUNHA, 2002).....	43
FIGURA 5.4 - Termistor da Betatherm, modelo 2,2K3A359I (CUNHA, 2002)	44
FIGURA 5.5 - Sensor de deslizamento agregado à ponta da falange distal do dedo artificial.....	46
FIGURA 6.1 - Montagem do sensor de posição com fibra óptica	51
FIGURA 6.2 - Circuito de condicionamento do sinal do sensor de força	52
FIGURA 6.3 - Circuito de condicionamento do sinal do sensor de temperatura.....	53

FIGURA 6.4 - Circuito condicionador do sinal do sensor de deslizamento.....	54
FIGURA 6.5 - Driver para acionamento do servomotor R/C	55
FIGURA 6.6 - Protótipo inicial da plataforma de controle	55
FIGURA 6.7 - Desenho esquemático do driver para acionamento do módulo de Efeito Peltier	57
FIGURA 6.8 - Esquema da Plataforma de controle e suas Unidades	57
FIGURA 6.9 - Estratégia de controle, na sua forma simplificada, do dedo artificial e realimentação proprioceptiva.	61
FIGURA 6.10 - Bloco que representa a estratégia de controle das ações proprioceptivas	62
FIGURA 6.11 - Fluxograma do funcionamento da prótese, com relação aos movimentos	63
FIGURA 6.12 – Representação das posições angulares das juntas do dedo artificial ao longo do tempo, na execução do movimento de garra de força.....	65
FIGURA 6.13 – Transmissão via cabo para o acionamento do segmento do dedo	66
FIGURA 7.1 - Posição angular do eixo de saída x Largura de pulso	68
FIGURA 7.2 - Resistência elétrica do FSR x Força aplicada	70
FIGURA 7.3 - Tensão de saída do sensor de força x Força aplicada sobre toda a superfície do FSR	71
FIGURA 7.4 - Resistência elétrica do termistor x Temperatura. Curva teórica e prática	73
FIGURA 7.5 - Tensão de saída do termistor x Temperatura.....	74
FIGURA 7.6 – Ângulo de curvatura da junta proximal x Tensão de saída do sensor ...	76
FIGURA 7.7 – Ângulo de curvatura da junta medial x Tensão de saída do sensor.....	76
FIGURA 7.8 - Sinal condicionado, proveniente do sensor de deslizamento para informar a Unidade de processamento	78
FIGURA 7.9 – Ângulos relativos ao movimento fino das articulações do dedo artificial na execução de uma garra de força.....	79
FIGURA 7.10 – Diagrama do projeto eletrônico da Unidade de condicionamento de sinais	81

FIGURA 7.11 – Diagrama do projeto eletrônico da Unidade de processamento	82
FIGURA 7.12 – Diagrama do projeto eletrônico da Unidade de acionamento	83
FIGURA 7.13 – Diagrama do layout final da Unidade de condicionamento de sinais. As dimensões são em mm.....	86
FIGURA 7.14 – Diagrama do layout final da Unidade de processamento – face superior (TOP). As dimensões são em mm.....	87
FIGURA 7.15 – Diagrama do layout final da Unidade de processamento – face inferior (BOTTON). As dimensões são em mm.....	87
FIGURA 7.16 – Diagrama do layout final da Unidade de acionamento. As dimensões são em mm	88
A1 - Trilhas e footprint da placa de circuito da Unidade de condicionamento. Face superior (TOP).....	96
A2 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de condicionamento. Face inferior (BOTTON).....	96
A3 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de processamento. Face superior (TOP).....	97
A4 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de processamento. Face inferior (BOTTON).....	97
A5 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de acionamento. Face superior (TOP)	98
A6 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de acionamento. Face superior (TOP)	98

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 - Funções estáticas da mão	10
TABELA 2.2 – Garra de força, CUNHA (1999)	17
TABELA 7.1 – Características básicas do servomotor R/C Hitec modelo HS-422 (Hitec RCD USA, Inc.).....	68
TABELA 7.2 – Características do FSR usado no trabalho (Interlink Eletronics,2004)....	69
TABELA 7.3 – Dados do Termistor utilizado (BetaTherm)	72
TABELA 7.4 – Características do sensor de posição (Measurnad Inc., 2004).....	75

LISTA DE SÍMBOLOS

t	- instante de tempo, s
T_t	- tempo total, s
T_i	- valor de tempo para cada instante i, s
N	- número de instantes
i	- instante
θ_1	- ângulo da junta proximal, °
θ_2	- ângulo da junta medial, °
θ_3	- ângulo da junta distal, °
k	- constante de proporcionalidade do sensor de força, $\Omega \cdot N$
F	- força aplicada sobre o sensor de força, N
θ	- ângulos da juntas, °
α_1	- valor de incremento do ângulo da junta proximal, °
α_2	- valor de incremento do ângulo da junta medial, °
α_3	- valor de incremento do ângulo da junta distal, °
$\delta\alpha_1$	- valor de incremento para a geração de uma força mínima da junta proximal, °
$\delta\alpha_2$	- valor de incremento para a geração de uma força mínima da junta medial, °
$\delta\alpha_3$	- valor de incremento para a geração de uma força mínima da junta distal, °
β	- deslocamento angular da polia do eixo de saída do servomotor R/C, °
ϕ_1	- diâmetro da polia do eixo de saída dos servomotor R/C, mm
ϕ_2	- diâmetro da polia do segmento do dedo, mm
L_p	- largura de pulso enviada ao servomotor R/C, ms
V_{FSR}	- tensão no FSR após a saída do circuito de condicionamento, V
F_{FSR}	- força aplicada, N
$V_{termistor}$	- tensão através do termistor, V
$T_{termistor}$	- temperatura sobre o termistor, °C
R	- resistência do termistor na temperatura T, Ω

LISTA DE ABREVIATURAS

SME	- Sinal Mioelétrico
DOF	- Degree Of Freedom
SAMS	- Southampton Adaptative Manipulation Scheme
USM	- Ultrasonic Motors
SMA	- Shape Memory Alloy
NiTi	- Nitinol
PAA	- Poli - Ácido Acrílico
NIPA	- N - Isopropilacrilamida
PAM	- Poli - Acrilamida
MTM	- Mecanismo de Transmissão Múltipla
MA	- Mecanismo de Acomodação
DLR	- Deutsches Zentrum für Luft-und Raumfahrt
FSR	- Force Sensitive Resistor
NTC	- Negative Temperature Constant
ADC	- Analogic Digital Conversor
SMD	- Surface Mount Device
PWM	- Pulse Width Modulation
RRCM	- Ratio Rejection Comum Mode
IDE	- Integrated Development Environment

RESUMO

Este trabalho visa contribuir para redução do grau de rejeição de próteses para membros superiores, tornando-as mais funcionais e eficientes. Tais propósitos são almejados por meio do estudo centrado no desenvolvimento de uma plataforma eletrônica de controle e nos demais constituintes de uma prótese. Dentre eles estão os atuadores, sensores, mecanismos e o programa de gerenciamento, que integra todos os componentes para as ações da prótese. Para esse trabalho foi usado somente um dedo para a execução de todos os testes, sendo esse dedo compatível com o desenvolvimento de uma prótese antropomórfica multifunção. O paciente comanda as ações da prótese ao enviar suas decisões à ela por meio de sinal mioelétrico, mas as ações da mesma são executadas de forma inconsciente. Isto é possível devido ao programa de gerenciamento, que controla os movimentos antropomórficos a partir de trajetórias definidas e também pelas informações de sensações de força e temperatura para o paciente, realimentação proprioceptiva.

Palavras-chave: prótese para membros superiores, plataforma de controle, movimentos antropomórficos, realimentação proprioceptiva

ABSTRACT

This work contributes to minimize the rejection level of upper limb prosthesis, keeping it more function and efficient. This achieved by the development of a control electronic platform and the others prosthesis components, like actuators, sensors, mechanisms and the management program, that integrate all the components to actions of prosthesis. In this work was used only one finger to perform of all tests, and this finger is compatible with the development of a multifunction anthropomorphic prosthesis. The user command comes from myoelectric signal, but the actions in the prosthesis are executed unconsciously. The management program control the anthropomorphic movements based on defined trajectory and create information of force and temperature sensation to the user, proprioceptive feedback.

Key-words: upper limb prosthesis, control platform, anthropomorphic movement, proprioceptive feedback

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

A mão humana é um órgão presente em praticamente todas as atividades do homem. Sua atuação compreende desde a realização de tarefas básicas do dia a dia, no trabalho ao operar uma máquina, ou em casa ao se alimentar e até na realização de tarefas de grande precisão. Com ela é possível manusear desde pequenos até grandes objetos com destreza. Ela é capaz de realizar inúmeros movimentos e desempenha papel fundamental no desenvolvimento tecnológico humano.

Porém, devido a inúmeros motivos, como acidentes ou doenças, algumas pessoas perdem esse órgão. Em casos de má formação congênita desse órgão, seu funcionamento muitas vezes fica comprometido. Seja por amputação ou má formação congênita, este fato gera grandes dificuldades para as pessoas. São dificuldades de ordem estética e principalmente funcional, pois a pessoa encontra dificuldades na realização de tarefas básicas.

As próteses para membros superiores atenuam esse problema, pois são órgãos artificiais que substituem o membro ausente. Elas são uma ferramenta de auxílio a essas pessoas para melhorar suas condições de vida, principalmente na execução das tarefas do dia a dia, como se alimentar, além de contribuir com o fator aparência. Elas também contribuem para dar maior autonomia ao paciente e assim aumentar sua qualidade de vida.

Mesmo tendo a função de ajudar o paciente e ainda com o desenvolvimento de novos materiais, novos componentes mecânicos, elétricos, eletrônicos e novos processos de fabricação utilizados nas próteses, elas possuem elevado grau de rejeição por parte do usuário. Os fatores ligados a essa rejeição são a falta de semelhança com a mão humana, tanto estética quanto funcional tal como na realização dos movimentos e a falta de execuções de determinadas funções da mão. Outro fator de rejeição é a falta de sensações táteis e o elevado custo de compra e manutenção.

O presente trabalho destina-se a implementar uma plataforma de controle, baseada em um microcontrolador para o gerenciamento de um dedo artificial que irá constituir futuramente uma prótese para membros superiores. Assim, este trabalho visa contribuir para diminuir o grau de rejeição desse órgão artificial, de modo a torná-lo mais funcional, por meio do estudo centrado nos vários constituintes da prótese, dentre eles a plataforma de controle, atuadores, sensores, mecanismos e o programa de gerenciamento. Todos esses componentes são integrados por meio da plataforma eletrônica para processamento das informações e controle das ações da prótese.

Para esta implementação deve-se levantar todos os dados dos sensores utilizados no protótipo de um dedo artificial, tais como sensor de força, temperatura, posição e deslizamento. Outra tarefa deste trabalho é integrá-los na plataforma de controle para execução do gerenciamento das ações do dedo.

Também faz parte do trabalho desenvolver um algoritmo de funcionamento da prótese para execução das ações de comandos enviadas pelo paciente. A partir deste algoritmo espera-se gerar os movimentos antropomórficos por meio de trajetórias definidas e gerar as informações de sensações de força e temperatura para o paciente. Esse programa também deve gerar as ações em função dos comandos enviados pelo paciente de modo que tais ações sejam executadas de forma inconsciente, o que representa um nível de processamento, executado próximo ao membro artificial.

Devido o projeto ser de um dedo de uma prótese antropomórfica multifunção, com um nível de decisão independente, uma unidade de processamento se faz necessária para atender essa questão, a qual devidamente programada deve ter capacidade de tomar decisões sem a interferência do usuário. O usuário neste caso é somente o responsável por enviar as decisões à prótese por meio do sinal mioelétrico (SME).

Dentro desse nível inconsciente de decisão, é necessário verificar o funcionamento correto do dedo artificial na execução das tarefas, segundo um algoritmo de controle que gerência as ações desse dedo.

Dentre essas ações, tem-se o monitoramento das posições angulares do dedo, geração dos comandos para execução de sensações térmicas, sensações de força, ações baseadas na existência de escorregamento dos objetos seguros pelo dedo e realização de movimentos antropomórficos, relacionados a uma prótese multifunção.

A figura 1.1 mostra o diagrama correspondente à proposta do projeto e a interação do usuário da prótese com o objeto manipulado.

FIGURA 1.1 – Esquema geral de funcionamento proposto para o dedo artificial

O trabalho está estruturado de forma a apresentar inicialmente uma revisão de conceitos e aplicações relativos às próteses, tais como mecanismos, sensores, atuadores e procedimentos de realização do projeto de próteses. Uma vez definida a configuração da prótese a ser realizada, é apresentada a metodologia de realização com as soluções e implementados os diversos componentes e os resultados desta implementação.

O capítulo 2 apresenta uma breve descrição da mão humana, com suas principais características funcionais, tanto como órgão aferente como eferente e as funções estáticas que desempenha. A seguir são apresentados os diversos tipos de próteses, em especial as próteses mioelétricas. São mostradas também as equações interfalangeanas para execução dos movimentos antropomórficos, semelhantes aos de uma mão natural.

No capítulo 3 são mostrados os vários tipos de atuadores utilizados em próteses. É descrito com detalhes o atuador utilizado nesse trabalho para a geração dos movimentos do dedo. Os atuadores utilizados na geração de sensações de força e temperatura também são mostrados e discutidos.

O capítulo 4 apresenta os vários mecanismos empregados em próteses e manipuladores antropomórficos, onde é feita uma revisão, de modo a dar uma visão geral dos mesmos. É mostrada a forma de funcionamento desses mecanismos, sendo dada ênfase ao mecanismo utilizado no presente trabalho.

O capítulo 5 mostra os sensores necessários em próteses para membros superiores para um melhor funcionamento da mesma na execução de suas funções. São mostrados os sensores de posição, força, temperatura e deslizamento presentes no projeto.

Os capítulos 2, 3, 4 e 5 apresentam de forma separada os elementos principais para o estudo de uma prótese, constituindo assim a revisão bibliográfica completa do presente trabalho.

No capítulo 6 é descrito o desenvolvimento da plataforma de acionamento e controle, onde são mostrados todos os aspectos relativos ao hardware, responsável pelo processamento das informações dos sensores da prótese envolvidos nesse projeto, bem como o software para o gerenciamento de todo o funcionamento do dedo artificial. Também foi implementada uma estratégia de funcionamento do dedo artificial para realização dos movimentos antropomórficos, com tomada de decisões em relação a todas as informações vindas dos sensores e as ações proprioceptivas.

O capítulo 7 mostra os resultados obtidos nos testes dos diversos sensores, atuadores e mecanismo do dedo artificial e o projeto do hardware. No capítulo 8 são discutidos os resultados e é feita a conclusão do trabalho.

Capítulo 2

MEMBROS SUPERIORES: NATURAIS E ARTIFICIAIS

Neste capítulo é feita uma revisão bibliográfica sobre as próteses mioelétricas e são mostrados também os membros superiores naturais e artificiais. É apresentada a mão humana com sua estrutura e sua capacidade de movimentação, bem como as próteses, seu funcionamento e os diversos tipos existentes, em especial as próteses mioelétricas para membros superiores. São apresentados os requisitos de projeto de próteses para membros superiores, com destaque para as próteses mioelétricas. Finalizando, são apresentados os movimentos antropomórficos e as equações interfalangeanas.

2.1 Considerações gerais

As próteses para membros superiores disponíveis comercialmente controladas por sinais mioelétricos, em contraste com a mão natural, são muito simples. Elas contêm um único motor para permitir os dedos e o polegar se oporem, tendo assim 1 grau de liberdade (DOF), o que significa a capacidade de realização de movimento independente em uma direção. A melhoria desse tipo de prótese foi realizada com a utilização de um sensor de toque e um microprocessador para melhorar o controle dessa prótese (CHAPPELL, et al., 1991).

O funcionamento limitado exibido por essa prótese permanece ligado à sua estrutura com 1 DOF (LIGHT, et al., 2000). Com esse formato pouca funcionalidade é vista nas próteses comerciais, pois possuem somente um movimento de pinça planar, sendo essa prótese capaz de realizar somente o movimento de abrir e fechar os dedos.

Tendo somente 1 DOF a prótese não pode se adaptar à forma do objeto; isso gera um aumento na força necessária para segurar um objeto de forma estável (SCHULZ et al., 2001), pois o número de pontos de contato entre a mão e o objeto é pequeno (KIBERD et al., 1995). A postura de aperto possuindo uma forma mais antropomórfica, permite a mão ter uma maior área de contato com o objeto (KIBERD & EVANS, 1997).

A situação atual, devido o excesso de peso e pobres funções das mãos artificiais existentes, leva os usuários a se mostrarem insatisfeitos.

Aumentar o número de padrões de agarrar e melhorar a realimentação visual de um objeto na mão são citados como objetivos chave. Porém, o número de padrões de agarrar comuns requerem das mãos artificiais mais que 1 DOF (LIGHT et al., 2000).

Segundo SCHULZ et al. (2001), os principais fatores para rejeição de mãos protéticas convencionais são a elevada massa, a pouca funcionalidade e o movimento não semelhante ao natural.

Alguns testes subjetivos têm demonstrado que um aperto mais estável em objetos padrões pode ser alcançado com a mão multifunção (CHAPPELL et al., 1991). Para se contornar esse problema é necessário o aumento do número de DOF da prótese. Porém, múltiplos DOF em uma prótese são difíceis de controlar independentemente e requerem um alto nível de concentração do paciente (KIBERD et al., 1995).

Inicialmente havia um conceito geral de que era necessária uma entrada de comando para cada DOF independente a ser controlado. Com a introdução dos microprocessadores, o controle hierárquico pode ser implementado, pois o paciente se restringe somente a enviar um comando e supervisionar se o mesmo está sendo executado (KIBERD et al., 1995; KIBERD & EVANS, 1997). Assim, o nível de informações que o paciente envia à prótese é muito baixo, o que facilita o uso desse tipo de equipamento.

O nível de consciência necessário para o funcionamento da prótese é executado pelo processador que controla todas as ações da prótese. Nesse sentido as malhas de controle formadas usando um microcontrolador são similares à resposta espinal de baixo nível do sistema natural. O sistema artificial de controle pode ter um esquema de controle hierárquico como é o sistema natural (CHAPPELL et al., 1991).

A combinação de um único canal de entrada de comando com as informações de sensores na prótese, responsável por permitir realizar o controle de vários DOF, é conhecida como “Southampton Adaptative Manipulation Scheme” (SAMS) (KIBERD

& EVANS, 1997). A sua atuação está relacionada ao controle dos movimentos dos dedos com o auxílio dos sensores de deslizamento e força. Por outro lado, a mão humana é uma importante fonte de entrada sensorial e o sistema de controle do corpo inclui, por exemplo, malhas de controle de posição e força. Muitas das entradas sensoriais e realimentação proprioceptiva são perdidas na amputação e projetistas de próteses mioelétricas têm sido singularmente infelizes em sua restauração (SCOTT & PARKER, 1988).

Outro ponto de descontentamento dos pacientes, e que também é um fator de rejeição, é a ausência de informações do ambiente para o paciente. Por exemplo, o paciente ao agarrar um objeto não sabe a quantidade de força empregada sobre o mesmo. Neste aspecto pouca informação é disponível.

2.2 A Mão humana

Presente em praticamente todas as atividades do homem, a mão humana é um órgão que se caracteriza por sua enorme versatilidade. Isso se deve principalmente às suas características mecânicas e construtivas. É o órgão motor mais importante, destinado a realizar tarefas extremamente complexas (CUNHA, 2002).

Além das características como órgão motor ou eferente, ou seja, é capaz de realizar movimentos, ela é um órgão que pode captar informações táteis do ambiente. Isso a torna também um órgão aferente, ou seja, capaz de receber informações do ambiente. Isso porque em sua superfície estão espalhados diversos receptores, que desempenham a função de sensores capazes de informar as condições em torno da mão. Essas são informações, por exemplo, de temperatura, força, posição, pressão e umidade. A mão humana é o principal órgão para a recepção e reação a estímulos táteis. Essa capacidade de percepção orienta as diversas funções manuais (BANKS, 2001). Trata-se de um órgão de extrema complexidade, devido a sua grande destreza e os milhares biosensores, sendo cerca de 17000 mecanorreceptores, divididos entre receptores de movimentos através da pele, pressão e vibração (LIU et al., 1995). Sua ausência resulta em uma grande perda para a pessoa, que passa a ter que utilizar o membro residual, parte do antebraço ou braço que permaneceu ou os membros inferiores para desempenhar suas atividades cotidianas.

A mão somente pode desempenhar sua correta função se as características de órgão eferente e aferente atuam juntas.

Sua estrutura é composta por 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos e uma série de tendões ativados por músculos presentes no antebraço (CUNHA, 2002). Na figura 2.1 é mostrada a estrutura óssea da mão humana.

FIGURA 2.1 - Estrutura óssea da mão humana de um adulto, adaptado de ROSHEIN (1988)

Esse conjunto todo confere à mão um total de 23 DOF, onde o polegar possui 5 DOF, os outros dedos 4 DOF cada um e a palma da mão possui 2 DOF (CUNHA, 2001). Isso a torna um órgão de extrema destreza, capaz de realizar inúmeros movimentos e assumir diversas formas. De modo simplificado os dedos realizam os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução. No movimento de flexão as falanges do dedo se curvam em direção à palma da mão; ao contrário, é o movimento de extensão. O movimento de adução aproxima os dedos uns dos outros, e abdução os separa. No caso do dedo polegar, esse movimento aproxima o dedo para junto da palma da mão e abdução o contrário. A figura 2.2 mostra todos esses movimentos dos dedos. Isso confere capacidade de manusear objetos de diferentes formas, além de se acomodar à forma do objeto quando do ato de agarrá-lo.

Para as diversas formas de objetos, a mão assume diversas formas, de modo a segurar esses objetos. Essas formas são chamadas de funções estáticas da mão. São padrões de agarrar os diferentes tipos de objetos. Na tabela 2.1 são mostradas as diversas funções da mão segundo BOCCOLINI (1990); TUBIANA (1981).

FIGURA 2.2 - Movimentos de adução, abdução, flexão – extensão do dedo polegar e adução – abdução do dedo polegar, adaptado de ROSHEIN (1994)

TABELA 2.1 - Funções estáticas da mão

Funções	Configuração	Objetos
Pinça de força	Polegar em oposição ao indicador e parte das falanges distais em contato	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão e lâminas
Pinça de precisão	Polegar em oposição ao indicador com as pontas dos dedos entre si	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão e lâminas
Pinças tridigitais	Polegar em oposição aos dedos indicador e médio com as pontas dos dedos em contato entre si	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão
Garra composta	O polegar em abdução com sua polpa em contato com a região da face média do dedo indicador.	Esferas, cilindros, troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos de pequena dimensão e principalmente lâminas

Garra de força	Os quatro últimos dedos envolvem o objeto e o polegar em oposição mantém a garra fechada	Esferas, cilindros, troncos de cones e paralelepípedos que tem pelo menos uma dimensão maior que a mão
Garra em gancho	Semelhante à garra de força, mas o sentido da força aplicada pelo objeto é axial ao braço	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças
Garra palmar	Semelhante à pinça tridigital, porém todos os dedos envolvem o objeto pressionando-o contra a palma da mão	Esferas, paralelepípedos, troncos de cones e cilindros que se restringem aos limites da mão

FIGURA 2.3 : Da esquerda para a direita, as três formas de pinça conforme descritas na tabela 2.1: força, precisão e tridigital (CUNHA, 1999)

FIGURA 2.4: Da esquerda para a direita, as formas de garra descritas na tabela 2.1: composta, força, gancho e palmar (CUNHA, 1999)

Pessoas que por motivo de acidente de trabalho, acidentes de trânsito ou outros, sofreram a perda parcial ou total desse órgão, ou mesmo pessoas com má formação congênita, têm uma grande dificuldade de realizar tais tarefas básicas. Esse é o motivo

da existência das próteses para membros superiores. Elas tentam preencher a falta desse órgão, para que o paciente volte a desempenhar suas atividades cotidianas, seja no trabalho, em casa ou no lazer.

2.3 Próteses para membros superiores

As próteses para membros superiores têm o papel de reintegrar o paciente à sociedade, de modo que ele possa voltar a realizar suas atividades normalmente. Isso significa dar maior autonomia ao paciente para que ele possa ganhar em qualidade de vida.

Há diversos tipos de próteses para membros superiores, onde cada paciente utiliza a que melhor se adapta às suas necessidades diárias, de modo que ela possa ser o mais funcional possível para aquele indivíduo e também possa ser acessível financeiramente.

Devido a grande quantidade de tipos de próteses existentes, é necessário classificá-las e assim melhor apresentar o assunto. Uma forma de classificar os diferentes tipos de próteses para membros superiores está na forma de energia utilizada para possibilitar seus movimentos, quando essas são funcionais e não somente estéticas.

De início, as próteses podem ser divididas em dois grandes grupos. Elas podem ser ativas ou passivas, o que significa dizer que elas têm ou não capacidade de realizar movimentos. As próteses ativas são todas aquelas que realizam movimentos e as passivas são aquelas puramente estéticas ou funcionais.

As próteses passivas estéticas somente possuem o aspecto de uma mão normal. Já as passivas, mas funcionais, podem servir como ferramentas, onde no lugar da mão pode se ter uma ferramenta como um gancho ou um martelo.

Dentre as próteses ativas, tem-se outra divisão. Elas podem ser ativas por força externa, ativas por força própria, ou uma união dessas duas formas, que são as chamadas próteses híbridas. As próteses ativas por força própria utilizam a força ou movimento do paciente para gerar outro movimento. Sistemas de cabos são ligados a uma determinada parte do corpo do paciente e assim, com a movimentação dessa parte, transmitem-se movimentos através dos cabos à prótese. Quando os cabos são ligados a partes do próprio membro lesionado, são chamadas de ativas por força própria com fonte direta, e quando os cabos são ligados a outras partes do corpo que não as

lesionadas, são chamadas de ativas por força própria com fonte indireta. As próteses híbridas combinam elementos das próteses ativas por força própria com elementos das próteses ativas por força externa, no caso as comandadas por sinais mioelétricos, mostrada mais à frente.

Já as próteses ativas por força externa, possuem um reservatório de energia para geração dos movimentos, que podem ser baterias ou cilindros para acúmulo de gás comprimido. O cilindro com gás fornece energia para a movimentação dos atuadores pneumáticos que movimentam os mecanismos da prótese, mas tem o inconveniente de gerar elevado ruído durante o funcionamento.

Dentre as próteses ativas por força externa que utilizam energia elétrica para geração dos movimentos, pode-se dividi-las com relação à forma de comandá-las. Esses comandos representam a vontade do usuário no desempenho de determinada ação da prótese como órgão artificial.

Pode-se ter o comando por meio de chaves para ligar e desligar o atuador da prótese. Outra forma é por meio dos sinais miocinemétricos, que representam proporcionalmente a variação do volume muscular do membro residual, onde ao se contrair um músculo, um sinal elétrico proporcional é gerado e enviado à prótese para comandá-la. Por fim, os sinais mioelétricos, sinais elétricos provenientes do sistema nervoso central e enviados aos músculos para comandá-los, são usados para comandar a prótese.

Na figura 2.5, adaptação a partir de (BLOHMKE, 1994), estão agrupados os vários tipos de próteses segundo a fonte de energia utilizada.

FIGURA 2.5 - Próteses segundo a fonte de energia utilizada

As próteses ativas por força externa possuem uma grande semelhança com membros naturais. Para o desenvolvimento de próteses antropomórficas, capazes de realizar várias funções de uma mão natural, multifunção, e capazes de reconhecer os comandos do usuário para realizar determinada tarefa, as próteses mioelétricas possuem grande potencial.

2.3.1 Próteses ativas por força externa – Mioelétrica

Essas próteses são comandadas por meio dos SME. Esses sinais são provenientes do sistema nervoso e enviados aos músculos para comandá-los. No caso da mão humana, aos músculos que movimentam os tendões para que ela execute os movimentos e funções desejadas pelo paciente.

O estudo desses sinais representa outra atividade de pesquisa, e por isso não será abordado nesse trabalho. Esses sinais somente serão citados como uma representação dos comandos do paciente para a prótese, de modo a representar sua vontade para comandar as ações da prótese.

Essas próteses se assemelham muito com o membro normal, pois a forma de comandar a mão natural e a prótese mioelétrica é a mesma, por meio dos sinais mioelétricos. No caso da prótese mioelétrica, os sinais são enviados aos músculos do

membro residual. Esses sinais esboçam a vontade do paciente na realização de determinada tarefa da prótese.

Esses sinais são captados por eletrodos na superfície da pele e são devidamente processados, de modo a servirem para comandar a prótese.

Logo, essas próteses possuem uma grande semelhança com a mão natural, além de sinalizar um grande potencial para o desenvolvimento de prótese antropomórfica e multifunção, pois seus movimentos são provenientes de atuadores que associados aos mecanismos geram os movimentos da prótese.

Essas próteses operam de modo a facilitar os comandos por parte dos pacientes, pois podem possuir um certo grau de independência nas suas ações, bastando somente um comando do paciente para a prótese executar todas as ações. São as chamadas próteses inteligentes.

2.4 Requisitos de projeto

Para o desenvolvimento de próteses para membros superiores ativas por força externa é necessária a observação de alguns requisitos de projeto. Devido o grande número de componentes integrantes que devem ser acomodados, deve-se observar com atenção a sua utilização, de modo a garantir o funcionamento correto da prótese. Dentre os componentes da prótese pode-se destacar os sensores, atuadores e mecanismos.

Para esses componentes observam-se requisitos em comum, tais como:

- § Tamanho reduzido
- § Massa reduzida
- § Flexibilidade e Aplicabilidade
- § Custo

Devido o pequeno espaço interno das próteses, o tamanho reduzido dos componentes, juntamente com a flexibilidade dos mesmos, facilita a disposição e união entre os componentes no interior da prótese.

A fim de evitar possível desconforto ao paciente por ter que sustentar a prótese, a massa reduzida dos componentes é muito importante para garantir uma prótese leve.

O custo da prótese é um fator de extrema importância, uma vez que as próteses mioelétricas possuem elevado custo, o que também é um dos limitantes ao uso desse dispositivo.

Há outros requisitos de projeto que são específicos a cada componente, e são mostrados e discutidos nos capítulos seguintes.

2.5 Movimentos antropomórficos

As próteses antropomórficas são chamadas assim por terem movimentos parecidos com os de uma mão natural ao se agarrar um objeto. Uma forma de obter esses movimentos é observar os movimentos executados por uma mão natural na realização de determinada tarefa e então copiá-los.

Da observação para a sua efetiva utilização é necessária uma representação matemática desse movimento, o que torna possível a sua reprodução no dedo artificial.

Para esse trabalho, devido à necessidade de reprodução dos movimentos antropomórficos, é necessário um mecanismo que seja capaz disso. No capítulo 4 sobre mecanismos é apresentada uma analogia entre o dedo de uma mão natural e o dedo artificial.

Os movimentos realizados por um dedo de uma mão natural podem ser descritos como uma composição dos movimentos de cada uma das falanges desse dedo.

Esse movimento está relacionado à variação angular de cada uma das falanges do dedo, medida nas articulações do mesmo, conforme mostra a figura 2.6.

FIGURA 2.6 - Ângulos das juntas do dedo artificial e referência (CUNHA, 2002)

Tomando-se a execução contínua de uma função da mão, para cada instante as articulações irão assumir uma posição angular diferente. Essas variações angulares podem ser expressas na forma das Equações Interfalangeanas.

Para o funcionamento de uma prótese antropomórfica multifunção, os movimentos executados por essa prótese devem ser os mais próximos dos realizados por uma mão natural. Não somente a execução dos movimentos de flexão e extensão, mas também os movimentos relativos às funções que a mão executa.

Do trabalho de CUNHA (1999), tomou-se essas equações parametrizadas em função de instantes de tempo (t). Nessas equações não foi levado em consideração o tempo da execução dos movimentos, e sim intervalos espaçados igualmente para cada posição angular descrita pela articulação.

De posse dessas equações, pode-se reproduzir esses movimentos em um dedo artificial, dotado de juntas análogas às articulações que foram observadas no dedo natural, tratando-se de uma aproximação dos movimentos naturais em um dedo artificial.

Para esse projeto uma função da mão será testada, a função de garra de força. Isso também servirá para testar a plataforma de controle para a verificação do desempenho da mesma.

Como as equações foram parametrizadas, assumiu-se um intervalo e tempo para substituir os parâmetros t por um intervalo de tempo condizente com a realidade. Adotou-se um tempo de 0,9 segundos para a execução do movimento total de flexão de um dedo. Com isso, e a partir das equações interfalangeanas parametrizadas, pode-se obter as equações interfalangeanas em função do tempo.

Tomando-se como base o dedo indicador na execução de flexão total utilizando a função de garra de força, adotou-se um tempo total (T_t). Os intervalos relativos às posições angulares das equações interfalangeanas paramétricas foram substituídos pelo valor T_t dividido pelo número de intervalos. Sendo cada intervalo igualmente espaçado, o instante de tempo para cada um deles fica assim:

$$T_i = \frac{T_t}{N} \cdot i \quad (2.1)$$

onde T_i = valor de tempo para cada instante i , N = o número de instantes, Tt = tempo total.

A utilização de um determinado tempo representa na verdade a velocidade com que esse dedo vai executar o movimento, pois esse tempo será utilizado para indicar a posição angular em cada junta.

Abaixo tem-se a tabela 2.2 com os valores obtidos dos ângulos, em graus, de cada uma das articulações de um dedo natural na execução do movimento ao longo do tempo, em segundos. Nela estão representados os ângulos relativos à função de garra de força do dedo indicador. Para a função de garra de força, os dados também estão apresentados nessa tabela com os valores dos ângulos em função de instantes (parametrização). Em seguida é apresentada a figura 2.7 com a posição angular das juntas do dedo indicador na execução de uma garra de força.

TABELA 2.2 – Garra de força, CUNHA (1999)

instante	θ_1	θ_2	θ_3
1	87,9	-1	-0
2	85	-5,5	-4,4
3	82,8	-12	-8,5
4	79,5	-22,3	-16
5	72,5	-30,1	-13,1
6	66,9	-37,4	-28,5
7	61,1	-49,5	-34,7
8	59	-61	-43,2
9	55,4	-73,4	-50
10	43,1	-92	-57,8
11	17,5	-100,5	-72,5
12	10	-102,2	-80

FIGURA 2.7 - Posição angular das juntas do dedo indicador x tempo, durante a execução de uma garra de força

A partir desses valores, os movimentos de cada uma das articulações de um dedo natural podem ser reproduzidos no dedo artificial, de modo antropomórfico. Uma vez as equações obtidas para um determinado tempo, essas equações passam a representar as equações de posição de cada junta do dedo ao longo do tempo.

Com isso, essas equações serão implementadas na plataforma de controle, de modo que ela possa gerenciar os movimentos do dedo artificial, juntamente com os sinais de posição oriundos dos sensores de posição.

Como os atuadores empregados nesse trabalho apresentam sua própria realimentação de posição, auto-posicionamento, a presença dos sensores de posição, a princípio, não se faz necessária.

Devido o trabalho ter um caráter de implementação e integração dos vários sensores que compõe uma prótese multifunção antropomórfica, os sensores de posição serão utilizados como um parâmetro de comparação para o posicionamento dos servomotores R/C.

Os servomotores R/C são motores com auto-posicionamento do eixo de saída, onde utilizam um potenciômetro para indicação da posição e possuem um controle para o posicionamento. Tal componente será mais detalhado no capítulo sobre atuadores.

Os sinais dos sensores de posição serão analisados para comparação com os sinais enviados aos servomotores R/C e assim testar o funcionamento do mecanismo empregado na prótese.

Em trabalhos futuros, o uso dos sensores de posição será de grande importância para os projetos de próteses para membros superiores. Isso porque a realimentação de posição será de extrema importância, caso outro tipo de atuador, sem auto-posicionamento, seja utilizado.

2.6 Controle Hierárquico

Controle hierárquico consiste em um tipo de configuração ou arquitetura de controle e é caracterizado por um sistema dividido em níveis. Cada nível é composto por vários controladores, possuindo cada nível uma capacidade de decisão.

Junto ao objeto a ser controlado, no nível mais inferior, existem os sensores e atuadores. Estes recebem as informações e as enviam a outros níveis mais acima daquele. Para os atuadores, as ações de controle vêm de um nível também mais acima.

Acima do nível dos sensores e atuadores existe uma outra camada que coordena e controla o primeiro nível. Essa estrutura se repete até o último nível. É esse nível que controla todos os outros níveis, além de exercer a ação de supervisão do processo como um todo e recebe o “status” dos controladores.

Esse tipo de arquitetura tem como vantagem em relação à utilização de apenas um único controlador, poder utilizar controladores com menor capacidade para toda a tarefa. Outra vantagem é a utilização de programas não tão complexos para a execução do controle, pois o mesmo é executado por vários controladores. Deve-se destacar também como vantagem, no caso de ocorrer uma falha em algum componente do sistema, que não há a interrupção total do controle, somente daquele ponto com problema.

Assim, no sistema natural humano, o controle das ações dos membros superiores pode ser entendido a partir do conceito de controle hierárquico. Isso porque o sistema natural utiliza a estrutura de controle hierárquico para controlar os movimentos e ações dos membros superiores.

De forma simplificada, a recepção, envio e o processamento de informações do organismo humano é feito pelo cérebro. Essas informações são vindas dos diversos

biosensores presentes no organismo por meio das células nervosas, que constituem os nervos. Essas informações chegam até o cérebro e lá são processadas e as devidas decisões são tomadas. Assim há a geração do comando para corrigir a ação causadora de tal estímulo. Esse comando vai até o músculo para a execução da ação. Todo esse processo, recepção do estímulo, processamento das informações e envio do comando para execução do controle, demanda um determinado tempo para ser executado.

Essa é a razão para o projeto hierárquico, pois a malha de realimentação do nível mais alto pode responder de forma mais lenta que a malha de controle de um nível inferior. Os músculos e órgãos sensores de cada dedo formam uma malha de reflexo espinhal de baixo nível. Essa malha de baixo nível responde mais rapidamente a distúrbios que a malha superior, pois executa um atalho pelo sensor motor sem viajar ao cérebro de volta (MURRAY et al., 1993).

Isso ocorre em situações onde o tempo de execução de uma ação necessita ser reduzido, assim há o processamento em um nível inferior, mais próximo ao ponto onde deve ocorrer a ação de controle. Assim o caminho percorrido pelo estímulo e envio da ação de controle são reduzidos, sendo o processamento da informação realizado naquele nível de controle.

Um exemplo disso é o arco reflexo, onde ao se “estimular” uma determinada região do corpo, logo aquela região responde ao agente causador daquele “estímulo”.

Portanto, há a execução de uma ação de controle sem a intervenção do cérebro. Essa ação ocorre no nível mais inferior com relação ao cérebro, próxima ao local da ocorrência do estímulo.

A partir desse conceito e tomando-se como base a analogia com uma estrutura hierárquica de controle, pode-se utilizar esse conceito em uma prótese para membros superiores.

Devido a dificuldade de criação de canais de comunicação para recebimento e envio de uma grande quantidade de informações por parte do cérebro, tais informações são processadas e as ações de controle são enviadas. Além disso, há a dificuldade de organizar os estímulos para envio ao cérebro e também as ações de controle para movimentar a prótese.

Com isso, transferindo-se o processamento de grande parte das informações ao nível mais inferior, para um “controlador”, isso representa uma grande facilidade para o usuário no controle da prótese. O mesmo irá somente enviar os comandos à prótese e as

ações serão executas de forma inconsciente pelo “controlador”. Tal ação pode ser interrompida a qualquer momento e por meio de um comando, como uma nova ação ser iniciada.

A partir dessa informação a utilização de tal esquema se faz útil para o controle de uma prótese para membros superiores. Pois a execução de ações complexas, como realização de movimentos do dedo, independentes dos comandos do cérebro, além de grande importância, facilitam o projeto da prótese e a sua utilização.

Isso viabiliza o uso de próteses multifunção, antropomórfica com realimentação de força e temperatura. Uma vez que as informações dos sensores são enviadas ao usuário, ele é capaz de tomar as devidas decisões.

No capítulo seguinte são apresentados e discutidos os atuadores responsáveis pelos movimentos do dedo artificial. Faz parte dessa apresentação os atuadores utilizados em próteses para membros superiores e também diversos tipos de atuadores, ainda em fase de testes, para esse tipo de órgão artificial.

Capítulo 3

ATUADORES

Neste capítulo são apresentados os diversos tipos de atuadores existentes comercialmente ou em fase de pesquisa, com destaque para o atuador utilizado nesse projeto. São discutidos os requisitos de projeto de próteses com relação aos atuadores.

3.1 Considerações gerais

Os atuadores são os elementos responsáveis pela conversão de um determinado tipo de energia em outro tipo de energia. Por exemplo, elétrica em mecânica (movimento) ou elétrica em térmica. Para o caso das próteses ativas por força externa, há dois tipos de fontes de energia externa para suprimento dos atuadores; uma fonte que utiliza energia armazenada em cilindros de gás comprimido e a energia armazenada em baterias elétricas.

As próteses que utilizam gás comprimido como fonte de energia podem gerar elevado ruído de funcionamento com as descargas de gás. Um trabalho realizado por (SCHULZ et al., 2001) mostra que esse tipo de prótese pode ser bastante leve e possuir grande mobilidade, devido ao uso de um sistema de acionamento das falanges.

Nesse trabalho as próteses que utilizam baterias serão estudadas com mais profundidade, de acordo com os objetivos e requisitos do trabalho descritos na introdução para a construção de uma prótese antropomórfica multifunção.

Neste trabalho não foram levados em consideração o desempenho e autonomia dos diferentes tipos de baterias existentes. Fica o estudo das baterias como uma

investigação futura para o desenvolvimento de próteses ativas por força externa. Os atuadores foram escolhidos levando-se em conta o consumo de energia, como um requisito de projeto, além dos outros requisitos mostrados.

A escolha dos atuadores respeitou os mais importantes requisitos de projeto, de modo a facilitar o desenvolvimento de próteses para membros superiores ativas por força externa. Os requisitos de projeto utilizados nesse trabalho para a escolha dos atuadores são todos os listados no capítulo 2 e mais os requisitos específicos para atuadores:

§ Histerese e Repetibilidade

§ Consumo de energia

§ Frequência de funcionamento

§ Eficiência

§ Densidade de potência

Com uma baixa histerese, garante-se que a trajetória do dedo se mantenha o mais constante possível. Os atuadores são os maiores consumidores de energia na prótese, o que pode prejudicar a autonomia da mesma, sendo o baixo consumo de energia, correspondente ao uso de baterias mais leves e menores, o que beneficia o paciente.

Como frequência de funcionamento, entende-se o número de repetições de movimentos que esse atuador pode realizar em determinado instante de tempo, o que reflete sua velocidade, que é transmitida ao mecanismo, mostrado no capítulo 4.

Densidade de potência é a relação entre potência/volume do atuador. Uma elevada densidade de potência significa atuadores pequenos com capacidade de realização de elevada força.

A perfeita adequação desses requisitos à prótese e aos demais componentes, visa resultar em um projeto capaz de atender as necessidades dos pacientes. A fim de se atender esses requisitos de projeto, alguns atuadores foram estudados e analisados.

Além dos atuadores usados na geração dos movimentos da prótese, existem os atuadores usados na geração das ações proprioceptivas de força e temperatura. Eles têm a função de transmitir ao paciente sensações ausentes devido a amputação do membro superior, isso torna o sistema (prótese + usuário) um sistema de realimentação em malha fechada, que por sua vez é uma tentativa de tornar a prótese um componente aferente.

Devido o grande número de atuadores existentes, pode-se dividir os atuadores responsáveis pelos movimentos em dois grupos: atuadores convencionais e não-convencionais.

3.2 Atuadores convencionais

Os atuadores convencionais são aqueles cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno eletromagnético. São eles os motores elétricos, podendo ser os micromotores DC, servomotores R/C e os músculos artificiais.

Os micromotores DC são bem conhecidos. Usados em próteses em sua forma miniaturizada, eles são divididos em micromotores DC Coreless e micromotores DC Brushless.

Micromotores DC Coreless: Eles apresentam um núcleo oco no qual a armadura (bobina) é fixada, formando um cilindro oco, e um estator feito de imã permanente. O comutador mecânico e as escovas são feitos de ligas metálicas especiais. O conjunto de escovas requer manutenção, pois possuem problemas de desgaste. Estes motores possuem altas rotações e baixo torque e devem ser acoplados a um redutor para aumentar seu torque e reduzir a velocidade de saída do mecanismo de atuação.

Micromotores DC Brushless: Ao contrário dos micromotores DC Coreless, o imã permanente é localizado no rotor, a bobina da armadura é localizada no estator, e nenhuma escova é necessária para acionar o rotor. Eles são também motores de alta rotação e baixo torque, requerendo redutores para acionar o mecanismo para movimento. Estes modelos de motores são menores e mais compactos que os micromotores DC Coreless, o que facilita para ajustá-los dentro da cavidade da prótese.

CARROZZA et al. (2000) reporta ao uso de micromotores DC bidirecional brushless acoplados a redutores planetários, que são conectados a uma transmissão tipo parafuso – porca, isto é, converte movimento rotacional em linear, na qual são usados para acionar o micromecanismo de um dedo relatado em seu trabalho e apresentado no capítulo 4. O conjunto motor-redutor-transmissão é também pequeno para permitir ser integrado dentro da estrutura da mão protética, a palma da mão e a falange proximal, aumentando o número de juntas ativas e interferindo somente muito pouco no espaço interno da prótese. Esse tipo de construção é muito compacto, apesar da inércia poder aumentar devido a presença do conjunto motor-redutor-transmissão na falange do dedo.

Além disso, os pequenos motores provêem pequeno torque ao dedo, com somente um pequeno incremento de força e baixa velocidade de movimentação, bem como ruído, que é aparentemente não conveniente para os pacientes (CARROZZA et al., 2000).

Servomotores R/C: Estes consistem de um micromotor DC, um redutor e um sistema de controle, e é caracterizado por sua capacidade de posicionar seu eixo de saída precisamente. O sistema de redução dá ao servomotor R/C um razoável torque de saída. Acoplado a esse sistema, está o sistema de controle, responsável pela manutenção da posição angular do eixo, o que significa a posição de um sensor diretamente conectado ao eixo de saída, na qual fornece a informação do posicionamento angular do eixo. O eixo assume diferentes posições em resposta ao sinal de comando representado por uma série de pulsos com período bem definido e a largura de pulso variando dentro de valores limites na qual cada valor define uma posição angular do eixo de saída.

3.3 Atuadores não-convencionais

Já os atuadores não-convencionais são aqueles cujo princípio de funcionamento está baseado em fenômenos ligados a mudanças na estrutura atômica do material. Dentre esse grupo de atuadores destaca-se os Ultrasonic Motors (USM), que utilizam o fenômeno piezelétrico, Shape Memory Alloy (SMA) que alteram sua estrutura cristalina e os polímeros gel, que mudam sua estrutura molecular diante de determinados tipos de estímulos, como elétrico ou químico.

Os atuadores não-convencionais representam uma classe de atuadores com uma grande densidade de potência, tamanho e massa reduzidos e muitos outros requisitos, mas o seu grande problema reside no alto custo de aquisição, implementação e desenvolvimento de sistemas de acionamento mais complexos.

A correta adequação entre um atuador e um mecanismo, que será apresentado posteriormente, irá garantir o funcionamento correto da prótese na geração dos movimentos antropomórficos e das funções da prótese.

Motor piezelétrico: Os atuadores cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno piezelétrico têm em comum uma alta relação peso / potência. Uma construção comum deste atuador é representada por um estator ativo e um rotor passivo, onde o estator ao sofrer uma diferença de potencial se deforma linearmente para frente e

sua extremidade força o rotor a se movimentar, girando ao redor de seu eixo devido ao 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. Estes atuadores possuem tamanho reduzido para um grande torque de saída quando comparados aos motores eletromagnéticos, mas são de difícil construção e custo relativamente elevado (CUNHA, 1999). Outro exemplo são os (USM), que usam vibrações mecânicas na região ultra-sônica (acima de 20 kHz) como fonte de acionamento (SASHIDA et al., 1993). Trabalham baseados na geração de propagação de ondas em um disco ou anel elástico, composto de material piezelétrico, 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), que por sua vez está acoplado ao eixo de saída do motor.

As características mais relevantes nesse motor são sua alta densidade de potência, alto torque e baixa velocidade, funcionamento silencioso, não geração de campos magnéticos, uma rápida resposta, baixa inércia, boas características de controle na partida e parada, máxima eficiência com alto torque, alto torque para tensão igual a 0V e operação em campos magnéticos. Existem algumas desvantagens, dentre elas pode-se citar a necessidade de uma alta frequência da fonte de energia, curto tempo de vida devido ao atrito das superfícies de contato, variação de velocidade, pequena eficiência com relação aos motores eletromagnéticos e alto custo de fabricação devido ao número reduzidos de fabricantes (PONS et al., 2000).

As ligas com memória de forma (SMA) são ligas metálicas e caracterizam-se por assumir fases ou formas diversas sob temperaturas diferentes, podendo ser deformada facilmente à temperatura ambiente (CUNHA, 1999). Estas ligas apresentam memória de forma, ou seja, são capazes de retornar a uma forma pré-determinada quando aquecidas (TINI ALLOY COMPANY, 2000).

Dentre as vantagens que essa liga apresenta pode-se citar sua utilização na forma de fios, boa relação resistência/peso, elevada relação força/área, o que possibilita utilizar esse material em uma prótese para membros superiores substituindo motores com menor massa e preço, facilitar o controle e desenvolver elevada força para agarrar objetos. Mas existem algumas desvantagens ao se utilizá-la, como: 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 e baixo ciclo de vida. Em seu estudo, DELAURENTIS et al. (2000) apresenta um dedo com 4 DOF construído em alumínio e utilizando fios de Nitinol (NiTi), com 150 microns de diâmetro para a movimentação dos segmentos desse dedo, que será apresentado no capítulo sobre mecanismos.

O polímero gel contrátil representa outro método de atuação alternativo, sendo composto por material capaz de sofrer razoável deformação mediante a aplicação de um estímulo externo, como térmico, químico ou elétrico. Uma propriedade comum em todos estes polímeros é importante para projeto de atuadores é sua habilidade única para sofrer mudança abrupta no volume (BROCK, 1991). Há vários tipos de polímeros gel, diferenciados por suas composições e tipos de estímulos usado na contração, podendo-se citar como exemplo três desses polímeros: o PAA (Poli – ácido acrílico) estimulado pelo potencial hidrogeniônico ou pH, o NIPA (N-isopropilacrilamida) estimulado pela temperatura e o PAM (Poli – acrilamida) estimulado por um campo elétrico (BROCK, 1991).

Devido a essas características, o polímero gel pode destacar-se em aplicações de robótica e reabilitação por ocupar um espaço reduzido e possuir pouca massa, podendo tornar essa estrutura mais compacta, leve e com um grande número de juntas ativas, aumentando assim o número de DOF da prótese.

No trabalho realizado por SAKAMOTO et al. (1994), o objetivo foi desenvolver e utilizar material polimérico contrátil, polímero gel do tipo (PAM), para movimentação das juntas da prótese de mão, capaz de substituir motores com menor massa e preço, sendo o ideal desenvolver um “músculo artificial” controlado por sinais elétricos e biocompatível para implantes, correspondendo a uma forma de atuador que pode substituir ou auxiliar um músculo natural em suas funções.

3.4 Atuadores - Projeto

Neste tópico são apresentados os atuadores utilizados nesse projeto, incluindo os atuadores relacionados aos movimentos do dedo artificial e atuadores relacionados às ações proprioceptivas.

3.4.1 Atuador – Movimento

Para esse projeto, onde um dedo com 3 DOF foi utilizado, adotou-se três servomotores R/C para possibilitar a análise do mecanismo e a geração dos movimentos antropomórficos. Essa escolha residiu na facilidade de acionamento desse atuador, sua característica de posicionamento do eixo de saída, obtendo-se assim uma medição indireta da posição dos mecanismos movimentados e também serviu como um teste para os mecanismos na execução dos movimentos do dedo artificial, na realização das funções da mão, como a função de garra de força. Os servomotores R/C utilizados são da marca Hitec e modelo HS 422, para implementação do protótipo de um dedo artificial.

Os servomotores R/C são constituídos por um motor DC, um circuito de controle e um sensor de posição potenciométrico, constituindo assim um sistema de malha fechada, onde o circuito de controle recebe o sinal de referência, largura de pulso, e compara com o sinal de posição lido pelo sensor potenciométrico, fechando assim a malha de controle de posição sobre o motor.

Os servomotores são alimentados com uma tensão de 5V e comandados por meio do envio de sinais pulsados com período e largura de pulso bem definidos. O período do pulso utilizado para o comando foi de 122,5 Hz e a largura de pulso variando de aproximadamente 0,8 ms a 2,2 ms, o que corresponde a uma variação angular de aproximadamente 180 graus.

Os servomotores R/C assumem para cada largura de pulso enviada uma posição angular do eixo de saída, o que pode ser utilizado na geração dos movimentos e conseqüente obtenção indireta das posições assumidas pelo dedo artificial.

Na figura 3.1 é apresentado o esquema de um servomotor R/C.

FIGURA 3.1 - Servomotor R/C

3.4.2 Atuador – Força (Propriocepção)

Para a propriocepção de força, a solução mais adequada para esse trabalho é a proposta por CUNHA (2002). Trata-se da utilização de um micromotor DC acoplado a uma bomba pneumática. Esse dispositivo infla um tubo flexível, devido ao aumento da pressão. A força aplicada sobre o objeto pode ser proporcional à pressão exercida no tubo, e essa é transmitida ao paciente. Essa força transmitida ao paciente representa a força exercida sobre o objeto pelo dedo artificial.

Ao se utilizar esses dispositivos, o usuário vai aprender a decodificar os níveis de força exercidos sobre sua pele, e determinar a quantidade de força que está fazendo. Na figura 3.2 é apresentado o atuador proprioceptivo proposto no trabalho de CUNHA (2002).

FIGURA 3.2 - Atuador proprioceptivo de força

3.4.3 Atuador – Temperatura (Propriocepção)

Na propriocepção de temperatura será usado um atuador para geração de sensações térmicas, seja ela quente ou fria. Esse atuador é um módulo baseado no Efeito Peltier. O seu funcionamento consiste na passagem de uma corrente elétrica através da junção de dois materiais semicondutores. Conforme o sentido da corrente esse módulo terá uma face fria e a outra quente, e vice versa.

Essa característica possibilita a criação de sensações térmicas ao paciente, relativas ao objeto manipulado. Ou seja, com esse atuador é possível se reproduzir a temperatura do objeto que o paciente esta manipulando por meio de estímulos térmicos, quentes ou frios, diretamente sobre a pele do paciente. Isso informará o paciente o atual estado do objeto.

A quantificação da temperatura do objeto é feita pelo sensor de temperatura. Na figura 3.3 é mostrado o módulo de Efeito Peltier.

FIGURA 3.3 - Módulo de Efeito Peltier

O paciente irá aprender a decodificar a informação de temperatura enviada pelo módulo de Efeito Peltier, que informa a temperatura dos objetos manipulados. Essa é uma tentativa de devolver a capacidade de sensação térmica do ambiente, perdida junto com o membro.

O capítulo seguinte mostra os diversos mecanismos e seus princípios de funcionamento, bem como os requisitos para se obter um bom desempenho associado aos atuadores.

Capítulo 4

MECANISMOS

Neste capítulo são mostrados os requisitos para a escolha dos mecanismos, os vários tipos de mecanismos em estudo e também alguns mecanismos de manipuladores robóticos. É mostrado com destaque, o mecanismo empregado nesse trabalho, o dedo artificial, suas características construtivas e seu funcionamento.

4.1 Considerações gerais

Os mecanismos são os componentes utilizados para dar condições à prótese executar movimentos. Junto a eles estão os atuadores, responsáveis pela geração dos movimentos. Os mecanismos convertem esses movimentos em ações organizadas segundo as necessidades da prótese, para movimentar os dedos que a constituem. Dessa forma, com os mecanismos há uma tentativa de se gerar movimentos úteis aos pacientes.

Dentre o grupo dos mecanismos, deve-se destacar os mecanismos que constituem manipuladores robóticos. Eles servem de subsídio no desenvolvimento de próteses para membros superiores e vice-versa, uma vez que ambos os ramos de pesquisa, Engenharia de Reabilitação e Robótica, têm seus projetos muitas vezes inspirados em membros superiores humanos, devido suas características inigualáveis de extrema destreza.

Há diversos tipos de mecanismos com diferentes níveis de complexidade, tanto de funcionamento quanto construtivos. Para este trabalho, vários mecanismos foram analisados, não somente os mecanismos em estudo, mas também o comercial, levando-

se em consideração os critérios de projeto de próteses para membros superiores, conforme descrito no capítulo 2.

Para o projeto de próteses, os mecanismos devem respeitar além, dos requisitos descritos no capítulo 2, outros requisitos, tais como eficiência e antropomorfismo.

A eficiência está relacionada ao desempenho de sua função, ou seja, realização dos movimentos impostos ao mecanismo. Já o antropomorfismo, é a característica que o mecanismo assume quando consegue executar movimentos semelhantes aos executados por uma mão natural. Essa característica é de especial importância para este trabalho, pois tanto a geração de movimentos antropomórficos quanto a execução das funções da mão dependem de mecanismos antropomórficos.

Esses mecanismos possuem uma grande proximidade com manipuladores robóticos antropomórficos. Por isso, alguns mecanismos de manipuladores robóticos são apresentados nesse trabalho.

Para este trabalho, vários mecanismos foram estudados, levando-se em consideração os critérios de projeto de próteses para membros superiores, conforme descrito no capítulo 2. Para efeito de estudo, pode-se dividi-los em dois grupos, os mecanismos acionados por transmissão direta e os acionados por cabos.

4.2 Transmissão direta

Esses mecanismos possuem o atuador transmitindo movimentos diretamente ao mecanismo. Os mecanismos de transmissão direta são: Pinça Planar, Slider Crank, Mão robótica acionada por SMA, Mecanismo de acomodação e o Mecanismo de transmissão Múltipla (MTM).

4.2.1. Pinça planar

As próteses mioelétricas para membros superiores comerciais possuem uma grande simplificação em seu mecanismo. Utilizam uma transmissão direta, que movimenta uma articulação do tipo pinça planar. Isso lhe confere 1 DOF, o que restringe o movimento dessa prótese, pois seu movimento se resume em abrir ou fechar uma pinça (CHAPPELL et al., 1991). Uma haste da pinça planar é composta por um

polegar e a outra é composta pelos dedos indicador e médio, que são uma única peça. Trata-se de um mecanismo simples, do ponto de vista do funcionamento e construtivo.

4.2.2 Slider Crank

O mecanismo (Slider Crank) ou Manivela Deslizante, tratado no trabalho de CARROZZA et al. (2000), compreende um mecanismo acionado por um atuador linear, onde este movimento é usado para acionar diretamente as juntas de um dedo artificial com três “falanges”. Neste dedo, a junta metacarpofalangeana e a junta interfalangeana proximal possuem cada uma um atuador linear e um mecanismo Slider Crank, com dimensões diferentes, enquanto a junta interfalangeana distal tem sua força de acionamento transmitida por meio de uma ligação à junta interfalangeana proximal (CARROZZA et al., 2000). Esse mecanismo juntamente com o atuador linear, possui dimensões bastante reduzidas a fim de ser acomodado na palma e na falange proximal, obtendo-se pequeno tamanho e redução de massa. Isso possibilita um aumento do número de DOF e conseqüente aumento da mobilidade da prótese, proporcionando uma melhora na área de contato entre as falanges e o objeto durante a tarefa de agarrar (CARROZZA et al., 2000).

4.2.3 Mão robótica acionada por SMA

Em seu trabalho, DELAURENTIS et al. (2000) mostra o desenvolvimento de uma mão com 4 dedos e 14 DOF baseada na anatomia da mão humana. É apresentado o protótipo de um dedo artificial com 4 DOF, no qual utiliza SMA como um músculo artificial para movimentar as juntas. Os segmentos do protótipo foram feitos de tubos de alumínio, para promover um dedo leve. Ligando os segmentos há pinos de suportes, que são presos pelo lado de dentro dos tubos e conferem movimento de revolução ao segmento seguinte sobre o pino de revolução, além de servir como canais para os cabos de SMA através do dedo. No segmento mais próximo da palma há uma junta que permite que o dedo realize os movimentos de adução e abdução.

Esse tipo de construção se mostra bastante leve, com elevado grau de antropomorfismo, apresentando os mesmos DOF de um dedo humano e compacto devido ao uso de SMA na forma de fios.

4.2.4 Mecanismo de acomodação (MA)

Esse é um mecanismo que move um dedo com 3 DOF movimentados por tendões que exercem tração direta nas juntas do dedo. O mecanismo consiste basicamente de um motor, um redutor, um sistema que converte movimento rotacional em linear e duas hastes na qual os “tendões” são fixados. Quando o motor gira em uma direção, uma das hastes move as juntas para produzir o movimento de flexão nos segmentos do dedo na qual a outra haste acompanha o movimento. Entretanto, quando o motor gira em direção oposta, a haste que acompanha o movimento de flexão conduz o movimento inverso, isto é, extensão, na qual a haste que produziu o movimento de flexão acompanha o movimento de extensão.

O uso de um motor para mover um dedo com 3 DOF oferece a vantagem de permitir que todos esses componentes sejam pequenos e, assim, se ajustar dentro da cavidade protética. Entretanto, esse mecanismo tem como desvantagem impedir o movimento do dedo de assumir a configuração própria que a mão deve ter (PORFÍRIO et al., 1992).

4.3 Transmissão por cabos

Dentre os mecanismos que utilizam a transmissão por cabos, pode-se destacar: Utah / MIT, Stanford / JPL, Deutsches Zentrum für Luft-und Raumfahrt (DLR), Mecanismo múltiplo de transmissão (MMT) e CTArm1.

4.3.1 Mecanismo da Utah / MIT

Esse projeto foi desenvolvido para auxiliar no estudo de máquinas com destreza. Essa mão robótica é composta de três dedos e um polegar; cada dedo contém 4 juntas (JACOBSEN et al., 1986). Fabricada em alumínio, a mão possui 16 DOF e, com um par de tendões para cada dedo, a mão tem um total de 32 tendões para seu movimento. Os tendões, na qual são fixados os segmentos (falanges distal, medial e proximal), move o segmento quando tração é aplicada. Os tendões são feitos de fibras de polímeros, onde há as fibras que suportam tensão e as fibras cruzadas. Esse conjunto, revestido por uma

bainha, suporta tensão de flexão e torção, que são as cargas requeridas para ativar o segmento (JACOBSEN et al., 1984). Cada junta é equipada com dois tendões que trabalham antagonicamente. A mão e o punho têm 184 polias de baixo atrito para habilitar os tendões deslizarem (JACOBSEN et al., 1986).

4.3.2 Mecanismo da Stanford / JPL

Esse é um projeto não-antropomórfico com 3 dedos, que são idênticos e orientados com dois dedos e um polegar em oposição. O projeto da junta de revolução permite ambos os dedos flexionarem e extenderem.

As falanges proximal e medial podem se mover ± 90 graus, enquanto a falange distal pode se mover ± 135 graus. A parte estrutural do dedo é feita de alumínio e sua massa total é de 1,1Kg. As juntas são acionadas de forma remota por motores e cabos de aço encapados com Teflon, que podem ser chamados de “tendões”.

Esses tendões passivos, na forma de 4 cabos de controle para cada dedo, são movidos por servomotores DC separadamente da mão. A modularidade dos dedos facilita a construção. Entretanto, eles têm pequena destreza porque os eixos das juntas não se cruzam uns com os outros (LOUCKS et al., 1987).

4.3.3 Mecanismo do Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR)

Trata-se de uma mão robótica ágil com 4 dedos, caracterizada por um projeto semi-antropomórfico (BUTTERFASS et al., 1998). Os dedos são todos idênticos e altamente modulares, dispostos em uma configuração de três opostos a um polegar, com um total de 12 DOF, i.e., 3 DOF ativos para cada dedo. Cada dedo tem duas unidades independentes: a unidade da junta na base, com 2 DOF, e a unidade da falange proximal, com um atuador para as duas juntas, a medial e a distal.

A unidade na base trabalha como uma junta Cardan e é movida por dois atuadores lineares. Os movimentos dos atuadores lineares são transmitidos para a junta na base por meio de tendões de polietileno.

Um terceiro atuador é inserido na falange proximal para mover a falange medial, na qual é acoplada a falange distal. Esse acoplamento é feito por meio de um par de polias juntas ao tendão. O atuador linear é inserido em série com o tendão da junta

medial; então, uma ponta do tendão fixada na polia puxa a junta medial e a outra empurra o tendão, movendo a junta medial.

4.3.4 Mecanismo múltiplo de transmissão (MMT)

O MMT aciona vários cabos por meio de polias, ao mesmo tempo ou independentemente um do outro, possibilitando a movimentação de cada segmento de um dedo artificial. O MMT é constituído por um motor ligado a um redutor, um sistema de acoplamento eixo-polia e um sistema de bloqueio. As polias são ligadas ao eixo de saída do moto-redutor, mas desacopladas desse eixo, sendo o sistema de acoplamento o responsável pela união entre polia e eixo permitindo que o moto-redutor tracione os cabos. Após o movimento do segmento de dedo até a posição desejada, o sistema de bloqueio mantém 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 novamente à atuação do sistema de bloqueio.

4.3.5 Mecanismo CTArm 1

O mecanismo proposto por (MA et al., 1993), chamado CT Arm tipo 1 ou 2, é composto por polias que juntamente com os cabos permitem o acionamento dos diversos segmentos. O número de cabos para um mecanismo de n DOF pode ser igual a n , onde cada motor pode movimentar um cabo e conseqüentemente 1 DOF, reduzindo a quantidade de força de tração nos cabos.

4.4 Mecanismo usado no projeto

Nesse trabalho irá se utilizar o dedo artificial desenvolvido no LABCIBER, com base nos conceitos do mecanismo CTArm 1. Esse mecanismo é composto por vários segmentos unidos por juntas. Cada junta desse mecanismo permite que a estrutura tenha 1 DOF. Trata-se de um mecanismo de elevada mobilidade devido ao seu grande número

de DOF. Esse mecanismo apresenta um baixo custo de fabricação devido à facilidade de construção e materiais que podem ser empregados.

Tal mecanismo pode representar bem um dedo de uma mão natural por ser composto de segmentos unidos por juntas. A partir desse mecanismo e de modo simplificado, analogamente os segmentos representam as falanges de um dedo humano (distal, medial e proximal), as juntas representam as articulações desse dedo e os cabos os tendões. A figura 4.1 ilustra o dedo artificial, mecanismo CTArm 1, desenvolvido no LABCIBER.

FIGURA 4.1 - Dedo LABCIBER - CTARM 1 juntamente com os atuadores

Cada uma das juntas possui 1 DOF, e o dedo todo utilizado nesse trabalho possui 3 DOF. Nesse estudo, onde somente um dedo será utilizado, os 3 DOF serão testados por meio dos movimentos e uma análise do desempenho será feita. Esse mecanismo é acoplado aos atuadores, de modo a se obter uma união correta, o que melhora o desempenho da prótese. Isso gera melhoria na qualidade do funcionamento, aumento da capacidade de geração de movimentos antropomórficos e capacidade de realização de funções da mão na execução de tarefas cotidianas.

Para esse trabalho, a configuração utilizada possui as três juntas do dedo artificial com movimentos independentes. Tomando-se como base o movimento do dedo

artificial, a junta distal tem somente uma polia ligada a ela; já a junta medial possui duas polias, sendo uma ligada a ela e a outra para auxílio ao movimento do cabo para a polia da junta distal, e assim esse sistema se repete para a falange proximal.

Completando o conjunto de componentes de uma prótese para membros superiores, estão os sensores. No capítulo seguinte são mostrados todos os sensores empregados no presente trabalho.

Capítulo 5

SENSORES

Neste capítulo são apresentados todos os sensores utilizados no trabalho, de modo a mostrar o princípio de funcionamento de cada um, a forma como são implementados no dedo artificial e a utilização dos mesmos para o propósito de realização de movimentos antropomórficos.

5.1 Considerações gerais

Os sensores são utilizados para monitorar as ações do dedo artificial, tais como movimentação, controle de força, a temperatura dos objetos, a força exercida pelo dedo sobre os objetos manipulados, propriocepção e auxiliando no processo de realimentação do sistema de controle da prótese. Todos esses sensores são ligados à plataforma de controle, de modo que as informações são todas monitoradas pela unidade de processamento.

Dentre os sensores utilizados destacam-se os sensores de força, posição, temperatura e deslizamento.

Para o desenvolvimento da prótese deve-se observar requisitos necessários ao atendimento do bom funcionamento da prótese para membros superiores. Como dito no capítulo 2, as próteses para membros superiores, para atender os requisitos de tamanho e massa, devem ter seus componentes agregados de forma compacta, de modo a maximizar o espaço interno.

Um estudo comparativo foi feito para determinação dos sensores mais adequados para incorporar uma prótese e atender os requisitos de projeto. Esse estudo foi realizado com base em diversos trabalhos científicos publicados em revistas e periódicos, tratando do uso e das características dos diversos sensores, além do princípio de funcionamento, utilização e custo.

Os requisitos necessários utilizados como base nesses trabalhos são:

§ Tamanho reduzido

§ Massa reduzida

§ Baixa histerese

§ Flexibilidade

§ Média precisão

§ Baixo custo

5.2 Sensor de força

Os sensores de força são responsáveis por quantificar a força exercida pelo dedo na manipulação de objetos. Esse tipo de informação é de extrema importância, pois está diretamente ligada a quase todas as ações do dedo artificial e consequentemente da prótese para membros superiores. Essa quantificação dá suporte ao envio de informações relativas à força que o dedo exerce sobre um objeto. O paciente recebe o sinal de realimentação de força durante a tarefa de o dedo segurar um objeto. Essa informação é enviada à unidade de processamento para análise e verificação das informações e consequente tomada de decisões. Dentre essas decisões tem-se a execução da realimentação para a própria unidade de processamento e a realimentação proprioceptiva de força. A realimentação de força para a unidade de processamento é usada no incremento de força do dedo ao segurar um objeto. A realimentação proprioceptiva de força é feita no próprio usuário por meio de estímulos cutâneos, de modo a gerar propriocepção artificial. Com essa informação, o usuário pode quantificar o quanto está desprendendo de força para segurar um objeto.

São diversos os tipos de sensores de força existentes, mas com base no trabalho (DEL CURA et al., 2001), o Force Sensitive Resistor (FSR) é o mais adequado para uso em próteses, pois atende satisfatoriamente os requisitos descritos.

Seu funcionamento é baseado no fenômeno da piezoresistividade, que indica uma dependência da resistividade do material a uma deformação mecânica, no caso, um filme de polímero condutivo. Sua resistência varia inversamente com a força aplicada, onde sua resistência sofre um decréscimo com o aumento da força.

O FSR é formado por dois filmes de polímeros. Em um deles é depositado um padrão de condutividade, na forma de um conjunto de eletrodos interdigitais. No outro é depositado um polímero semicondutivo (LIU et al., 1995). Esses dois filmes são unidos, de forma que o material resistivo seja o caminho entre os eletrodos do outro filme.

A figura 5.1 mostra o FSR e suas partes distribuídas em camadas.

FIGURA 5.1 - O FSR e suas camadas e simbologia.

O FSR possui uma resposta a uma carga aplicada que pode ser aproximada por três regiões de operação: chave, log/log e linear (LIU et al., 1995). Na região de chave, quando está sem carga sua resistência é muito grande, o que caracteriza uma chave aberta. Quando uma pequena carga é imposta ao FSR, a resistência cai. Na região log/log a resistência em função da força aplicada pode se expressa por:

$$R_{FSR} = \frac{k}{F} \quad (5.1)$$

Na equação 5.1, R_{FSR} representa a resistência apresentada pelo sensor, k é a constante de proporcionalidade e F é a força aplicada sobre o sensor. Para cargas maiores, a mudança na resistência é menor e aproximadamente linear com a força aplicada.

Para o caso desse trabalho, o sensor FSR será instalado na ponta do dedo artificial ou na superfície do segmento análogo à falange distal do dedo natural.

O sinal gerado pelo FSR é devidamente condicionado para ser enviado à unidade de processamento que irá quantificá-lo e assim gerar os comandos necessários, como geração das ações proprioceptivas. A informação da força ao usuário torna a prótese um órgão aferente, capaz de integrar a prótese ao ambiente, de modo a fornecer as informações do ambiente ao usuário. Isso integra o usuário ao ambiente, de modo a segurar objetos com melhor destreza, através da sensação de força gerada, o que pode evitar possíveis acidentes na manipulação de objetos frágeis.

FIGURA 5.2 – FSR: A: modelo 402 (diâmetro = 12,7mm) e B: modelo 400 (diâmetro de 5mm), usado no projeto (CUNHA, 2002)

5.3 Sensor de posição

Os sensores de posição são os responsáveis pela informação da posição dos segmentos (falanges) constituintes do dedo da prótese. Essas informações são de extrema importância tanto no monitoramento dos movimentos da prótese durante a execução de um movimento de flexão ou extensão do dedo, quanto no posicionamento

das falanges quando da escolha de um determinado tipo de função da prótese de mão. Para cada função da prótese, as juntas dos dedos da prótese assumem posições distintas, o que torna imprescindível o uso de sensores de posição na medição da variação angular. Para o caso desse trabalho, os atuadores utilizados na geração dos movimentos, possuem a característica de auto posicionamento. Por esse motivo se faz desnecessário para o controle o uso dos sinais dos sensores de posição. Porém, em caso de troca do servomotor R/C por outro tipo de atuador, a realimentação de posição é necessária.

Dentre os diversos sensores de posição, os mais adequados à tarefa são os sensores baseados em fibras ópticas. O funcionamento da fibra óptica na medição das variações angulares consiste na observação da variação da intensidade de luz transmitida. Conforme a fibra é movimentada, há alteração no índice de refração da mesma, e assim alteração na intensidade da luz.

Para o projeto foram utilizados dois sensores, onde cada um gera um sinal analógico proveniente de um circuito acoplado ao próprio sensor, onde são feitos os ajustes de “offset” e ganho. Esse sinal é enviado à unidade de processamento e digitalizado para uso como sinal de realimentação para o controle da posição das juntas. A figura 5.3 mostra o sensor de posição angular, onde a longa haste é a fibra óptica.

FIGURA 5.3 - Sensor de posição angular (CUNHA, 2002)

5.4 Sensor de temperatura

O sensor de temperatura tem a função de registrar a temperatura dos objetos em contato com a prótese. Essa informação promove duas ações importantes.

Primeiro, fornecer dados para o controle da prótese na realimentação proprioceptiva. Informar à unidade de processamento a temperatura, que posteriormente irá informar o usuário, através de estímulos térmicos, propriocepção térmica, sobre a

pele na região do membro residual. Trata-se de propriocepção artificial, de modo a tornar a prótese um instrumento aferente, pois interage com o ambiente onde está, informando o usuário sobre a temperatura do objeto manipulado, o que promove a interação do usuário com o ambiente.

A segunda é informar a unidade de processamento sobre a temperatura do objeto para que esta analise o risco dessa temperatura. Com essa informação, a prótese pode assumir determinados posicionamentos, como estender todos os dedos.

Novamente, com base nos requisitos de projeto das próteses, utilizou-se um sensor resistivo, termistor, do tipo Negative Temperature Constant (NTC). É um sensor constituído por material semicondutor, que apresenta um decréscimo em sua resistência ao se aumentar a temperatura. O termistor utilizado nesse trabalho foi da Betatherm, modelo 2,2K3A359I, cuja resistência interna a 25°C é de 2252 Ω , com uma tolerância de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ de 0 °C a 70°C, faixa de operação de -55°C a $+150^\circ\text{C}$ (BETATHERM IRELAND LTD, 2000). A figura 5.4 mostra o termistor empregado.

FIGURA 5.4 - Termistor da Betatherm, modelo 2,2K3A359I (CUNHA, 2002)

Uma outra alternativa de baixo custo para medição de temperatura, são os materiais condutores (metais), ou o chamado Resistance Temperature Detector (RTD), porém não foram utilizados no trabalho. Materiais comuns para RTD's são, por exemplo, o Cobre, a Platina e o Níquel. O funcionamento desses elementos sensores

consiste na variação de sua resistência ôhmica com o aumento da temperatura, sendo o aumento da resistência ôhmica proporcional com o aumento da temperatura.

Como integrante do grupo da Platina, tem-se o chamado, comercialmente, Pt100, onde a sua resistência ôhmica é de aproximadamente 100Ω a 0°C . Trata-se do elemento sensor mais utilizado para medição de temperaturas até 650°C . A sua relação temperatura x resistência é linear.

Devido às características desse elemento sensor, também é necessário uma fonte de tensão, assim como a utilizada para o termistor, como descrito nesse capítulo.

5.5 Sensor de deslizamento

Os sensores de deslizamento são os responsáveis pela detecção do escorregamento dos objetos seguros pelo dedo artificial. Seu uso é importante, pois indica a presença de deslizamento do objeto. Isso é uma necessidade para garantir que objetos seguros pela prótese não sejam soltos, causando algum tipo de dano ao usuário ou ao objeto.

Para esse trabalho, um sensor piezelétrico foi utilizado devido seu reduzido tamanho. Seu funcionamento está baseado no fenômeno piezelétrico, onde uma deformação no material gera uma tensão proporcional a essa deformação.

Quando o objeto em contato com o sensor sofre um deslizamento, uma vibração mecânica é gerada, e assim pequenas tensões surgem em decorrência do fenômeno piezelétrico. Nesse caso o sensor é capaz de registrá-la, e isso é traduzido como um escorregamento do objeto.

Essa informação é de extrema importância no momento de se segurar um objeto, pois é um sinal de alerta para que mais força seja aplicada sobre o objeto caso ele esteja deslizando, ou para que o sistema permaneça com a força aplicada sobre o objeto para mantê-lo seguro.

O sinal gerado pelo sensor, por ser proporcional à deformação do material e a velocidade com que o objeto escorrega, trata-se de um sinal de elevada frequência. Nesse estudo não será levado em conta a análise desse sinal, o que pode ser um trabalho futuro. Do sinal gerado pelo sensor, somente a informação deslizou ou não deslizou será utilizada. Para isso deve-se condicioná-lo de modo a gerar tensões admissíveis para a unidade de processamento. A figura 5.5 mostra o sensor de deslizamento já acondicionado ao dedo artificial.

FIGURA 5.5 - Sensor de deslizamento agregado à ponta da falange distal do dedo artificial

Paralelamente às ações comandadas mediante os sinais do sensor de força, o sensor de deslizamento também interage na situação onde o dedo segura um objeto. Isso é devido a necessidade de evitar o escorregamento dos objetos. Nesta circunstância, há necessidade de um acréscimo na força exercida pelo dedo sobre os objetos e consequentemente um novo nível de força é utilizado e informado ao usuário.

No capítulo seguinte é mostrado a metodologia e o desenvolvimento do trabalho, onde são apresentados a plataforma de controle, o atuador, o mecanismo, o sensor e a programação relativa ao funcionamento adequado do dedo artificial.

Capítulo 6

METODOLOGIA E IMPLEMENTAÇÃO

Neste capítulo é discutida a implementação da plataforma de controle para o dedo artificial utilizando um microcontrolador e demais componentes eletrônicos. Junto a isso, também é mostrada a adequação e utilização dos vários sensores, e o respectivo condicionamento dos sinais. Os atuadores empregados no trabalho foram testados para o correto funcionamento em conjunto com o mecanismo do dedo artificial. São apresentados o software usado na programação da plataforma e o procedimento utilizado no desenvolvimento da programação segundo a estratégia de controle das ações do dedo para o seu correto funcionamento.

6.1 Análise das Necessidades da Prótese

Nesse projeto foi adotado um determinado número de entradas e saídas, relativas aos sensores e atuadores, para a unidade de processamento, na execução das tarefas do dedo artificial composto por 3 DOF.

Para o projeto total da plataforma de controle (hardware) estimou-se as seguintes necessidades:

- §2 sensores de posição

- §1 sensor de força

- §1 sensor de temperatura

- §1 sensor de deslizamento

- §Acionamento de 3 servomotores R/C

§Programação via cabo

§Envio e recepção de informações via porta serial

Essas são as necessidades básicas para o funcionamento do dedo artificial, onde os dois sensores de posição monitoram as juntas proximal e medial; o sensor de força e temperatura são instalados na falange medial, bem como o sensor de deslizamento é fixado na falange distal, mas em sua lateral.

A fim de deixar o projeto da plataforma com maior capacidade com relação à aquisição de variáveis, utilizou-se todas as entradas do conversor analógico-digital (ADC) para leituras dos sensores. Logo, a capacidade máxima passa para 4 sensores de posição, 2 de força, 2 de temperatura. Há ainda os 2 sensores de deslizamento. Para esse sinal são utilizadas duas entradas digitais da plataforma. No total são 10 entradas para todos sensores, sendo que 8 delas utilizam todas as entradas do ADC. Para o possível acionamento de todos os atuadores para uma prótese completa, pode-se adicionar um circuito multiplexador. Assim é possível, por exemplo, dobrar a capacidade de acionamento, passando de 3 para 6 atuadores.

A fim de atender às necessidades de projeto da plataforma de controle, foi escolhido um microcontrolador para o processamento de todas as informações enviadas ou emitidas pela plataforma.

6.2 Plataforma de controle – Hardware

Esse projeto conta com somente um dedo para a implementação do hardware e demais componentes.

A plataforma de controle representa um sistema capaz de gerenciar todas as ações do dedo, conforme mostrado no capítulo 1, sem a intervenção do paciente. Ele somente expressa a sua vontade ao sistema e esse executa todas as ações, ou mesmo sem a vontade do paciente, algumas ações são executadas de modo a garantir a integridade do dedo.

Logo, a plataforma de controle foi desenvolvida de modo a sustentar o nível inconsciente de decisões do dedo. Isso garante um funcionamento complexo e dá capacidade ao dedo realizar muitas atividades ao mesmo tempo. Estas atividades são executadas mediante a decisão do paciente por meio dos sinais mioelétricos para

comandar o dedo, vindos de um sistema de aquisição e tratamento dos sinais mioelétricos.

Assim como os outros componentes constituintes da prótese, a plataforma de controle deve respeitar os requisitos de projeto, pois será agregada junto com os demais componentes na prótese.

A plataforma de controle envolvida nesse projeto compreende uma unidade de processamento, um sistema de condicionamento de sinais dos sensores e um sistema de acionamento dos atuadores.

A unidade de processamento é a responsável pelo gerenciamento de todas as informações envolvidas no funcionamento da prótese. Essas informações são oriundas dos diversos sensores envolvidos e também é responsável pelo gerenciamento de todas as ordens aos diversos atuadores e dispositivos presentes na prótese.

Devido ao espaço limitado da prótese, o hardware foi projetado para se adequar ao espaço disponível. Para projeto e desenvolvimento do hardware, os componentes utilizados devem ser de tamanho reduzido, e isso se conseguiu utilizando tecnologia Surface Mount Device (SMD). Outro ponto importante no projeto, foi a utilização de fontes separadas, onde o sistema de acionamento possui uma fonte de 5V, independente da fonte para o restante da plataforma, a fim de evitar possíveis danos e ruídos, principalmente para o sistema de condicionamento.

Outra necessidade desse projeto foi o sistema poder ser programado via PC de forma fácil e rápida, o que possibilita a unidade de processamento poder ser reprogramada sem alterar a montagem da prótese para remoção de componentes para inserção de novos códigos.

6.2.1 Unidade de processamento

A chamada unidade de processamento, nesse caso, é composta por um microcontrolador, um timer programável e uma interface serial.

Escolheu-se o microcontrolador da marca Atmel modelo ATMEGA103. Sua escolha se deve ao fato de possuir um tamanho reduzido, facilidade de programação e sua elevada capacidade de memória para armazenamento dos códigos de programação, além de cumprir os requisitos de número de entradas e saídas.

Como se trata de um sistema de gerenciamento, onde não há uma alta demanda de carga de processamento, devido a não necessidade de posicionamento preciso e o tempo de execução dos comandos não ser muito pequeno, o microcontrolador escolhido é de 8 bits. Esse microcontrolador possui 6 portas, cada uma contendo 8 pinos. Duas dessas portas são unidirecionais, sendo uma de entrada, que corresponde ao ADC, com resolução de 10 bits. A outra porta unidirecional é de saída, que também pode servir para endereçar memória SRAM externa. As outras 4 portas são todas bidirecionais. O microcontrolador apresenta ainda 3 saídas com modulação por largura de pulso - Pulse Width Modulation (PWM), sendo duas de 8 bits e uma de 16 bits (Atmel Corporation, 2001).

Devido a necessidade de aumentar a precisão na geração de pulsos quadrados para acionamento dos atuadores através de PWM, um timer programável foi utilizado para integrar a unidade de processamento. Trata-se de um timer modelo 82C53, com 3 contadores, resolução de 16 bits e frequência máxima de trabalho de 8 MHz. Isso possibilitou a plataforma de controle gerar, por meio do timer programável, 3 saídas PWM para controle dos servomotores R/C. Essa configuração permite que sejam utilizadas as duas saídas PWM restantes do microcontrolador, pois uma é utilizada para o timer programável.

Outro item presente na unidade de processamento é a interface para comunicação serial. Ela serve como um canal de comunicação entre a plataforma de controle e o PC. O monitoramento e possíveis testes do código de programação são feitos por meio dessa via de comunicação.

Para a programação da unidade de processamento, foi necessário um cabo de programação conectado à porta paralela do PC. O cabo é composto basicamente por um circuito integrado 3-state tipo 74HC244. Sua construção seguiu o modelo descrito pelo fabricante do microcontrolador Atmel.

6.2.2 Condicionamento dos sinais

O condicionamento de sinal é a forma de se adequar um sinal elétrico a uma determinada faixa de operação, de modo que seja possível se efetuar uma melhor leitura por meio do elemento sensor. O condicionamento do sinal se faz necessário para

melhorar a precisão das medidas e a adequação do sinal ao equipamento que irá ler esse sinal.

Devido a necessidade de aumento do range de tensão para o ADC do microcontrolador, empregou-se amplificadores operacionais como diferenciais com um determinado ganho.

6.2.2.1 Sensor de posição

Nesse trabalho é utilizado um transdutor de posição, conforme apresentado no capítulo 5, onde o elemento sensor é uma fibra óptica. Esse equipamento é fabricado pela Measurand Inc., modelo S720.

Esse transdutor pode ser alimentado com uma tensão de 3 a 15V. Nesse trabalho a tensão de alimentação é de 5V. O sinal fornecido pelo transdutor se apresenta como variações de nível de tensão conforme há deflexão no elemento sensor, a fibra óptica, e não ultrapassam a tensão de alimentação.

O sinal é adquirido diretamente pela plataforma de controle, onde somente um capacitor é utilizado na saída do transdutor, a fim de se minimizar ruídos de tensão no sinal. Assim, utilizou-se entre a saída do sinal do sensor e o pino terra um capacitor de 10nF, conforme orientação do fabricante.

Para sua utilização, foi observada a corrente e tensão máxima admitida pela entrada do ADC da unidade de processamento. A figura 6.1 mostra essa configuração.

A eliminação total do ruído só é conseguida com o uso de um filtro mais refinado. A inclusão desse circuito adicional para filtragem do sinal fica comprometida pelo espaço reduzido, e por isso não foi implementado.

FIGURA 6.1 - Montagem do sensor de posição com fibra óptica

6.2.2.2 Sensor de força

O sensor de força utilizado nesse trabalho, conforme apresentado no capítulo 5, foi o FSR, modelo 400. O circuito implementado para o condicionamento do sinal do sensor de força é parte integrante da plataforma de controle, e constituído por um divisor de tensão e um circuito diferencial ativo.

O circuito subtrator foi utilizado, devido à necessidade de se adequar o sinal do sensor de força, de forma que ele tivesse uma maior variação de tensão, e assim o ADC fosse utilizado da melhor forma, o que aumenta a precisão do sistema.

Nessa implementação, levou-se em consideração novamente a corrente e tensão máxima que as entradas do ADC podem suportar e também a máxima corrente através do sensor de força.

O amplificador operacional utilizado foi o LM324. Esse amplificador pode ser alimentado com uma tensão de 3 a 32V, ou ter uma alimentação simétrica. Para adequação ao projeto e minimização dos componentes de hardware, essa foi a opção.

Esse amplificador não possui ajuste de “offset”; logo, nessa configuração, as entradas do amplificador devem ser reduzidas ao máximo, de modo a minimizar o *Fator de Rejeição em Modo Comum (RRCM)*.

A figura 6.2 mostra o circuito condicionador do sinal do sensor de força.

FIGURA 6.2 - Circuito de condicionamento do sinal do sensor de força

6.2.2.3 Sensor de temperatura

O sensor empregado nesse trabalho foi o termistor da marca Betatherm, modelo 2,2K3A359I.

Para este sensor, o circuito de condicionamento do sinal integrante da plataforma de controle emprega um divisor de tensão e um circuito diferencial.

Isso também é necessário para adequar o sinal do sensor de temperatura, de modo que o ADC seja utilizado de forma correta, e assim aumentar a precisão do sistema.

Mais uma vez, a corrente máxima das entradas do ADC foi levada em consideração e também a corrente máxima e tensão através do sensor, de modo que não haja o efeito de auto-aquecimento, onde o sensor de temperatura passa a se comportar como um resistor e começa a dissipar calor, o que altera a medida da temperatura.

O amplificador operacional utilizado foi o LM324, o mesmo utilizado para o condicionamento do sensor de força.

Esse amplificador não possui ajuste de “offset”; logo, nessa configuração as entradas do amplificador devem ser reduzidas ao máximo, de modo a reduzir o RRCM. A figura 6.3 mostra o circuito de condicionamento de sinal do sensor de temperatura.

FIGURA 6.3 - Circuito de condicionamento do sinal do sensor de temperatura

6.2.2.4 Sensor de deslizamento

O sensor de deslizamento utilizado neste trabalho é compreendido por uma fina camada de material piezelétrico depositado sobre a superfície de uma fina lâmina de metal. Esse é um dispositivo usado em diversos equipamentos para geração de sons,

como alarmes em aparelhos eletrônicos ou em relógios digitais. Tal dispositivo possui um baixo custo, e por isso foi escolhido o elemento sensor na detecção de deslizamentos.

Para a utilização desse componente, um circuito condicionador de sinal foi montado, e como os outros circuitos, também será parte integrante da plataforma de controle.

Trata-se de um circuito retificador de precisão juntamente com um comparador, pois os sinais gerados pelo sensor piezoelétrico possuem pequena amplitude. A figura 6.4 mostra o conjunto retificador de precisão e comparador.

FIGURA 6.4 - Circuito condicionador do sinal do sensor de deslizamento

6.2.3 Acionamento dos atuadores

6.2.3.1 Atuador – Movimento

Para o acionamento dos atuadores foram utilizados acopladores ópticos como forma de isolamento de possíveis problemas que podem ocorrer com a outra fonte de energia utilizada pelos atuadores, a fim manter a integridade da unidade de processamento.

Ligado aos acopladores ópticos está o “driver” de potência para o acionamento dos atuadores. O “driver” para os servomotores R/C possui uma fonte VCC2 independente da fonte da unidade de processamento.

A figura 6.5 mostra o driver para acionamento de um servomotor R/C, com uma fonte independente para os servomotores R/C, juntamente com os acopladores ópticos para interfaceamento com a unidade de processamento.

FIGURA 6.5 - Driver para acionamento do servomotor R/C

Na figura 6.6 é apresentado um protótipo da plataforma de controle, desenvolvido em Protoboard, onde estão os circuitos de condicionamento dos sinais e o driver para acionamento dos servomotores R/C.

FIGURA 6.6 - Protótipo inicial da plataforma de controle

6.2.3.2 Atuador - Propriocepção térmica

Para o acionamento e controle de módulos termelétricos, como os módulos de Efeito Peltier, uma forma comum de topologia é o controle analógico. Esse tipo de controlador acoplado ao módulo por meio de um transistor, varia a energia no módulo.

Isso gera grande quantidade calor a ser dissipado pelo driver de controle analógico, o que requer grandes dissipadores e até ventilação forçada.

Outra forma de controle de módulos termelétricos é a utilização do controle por PWM, modo utilizado há muito tempo para controle de módulos termelétricos.

Essa técnica é feita aplicando-se potência ao módulo termelétrico, de forma a ligá-lo e desligá-lo, por meio de transistor. Esse tipo de acionamento requer equipamentos menores em relação ao acionamento analógico. Com relação ao trabalho desenvolvido, tem-se o uso do PWM como uma forma mais adequada ao acionamento de módulos termelétricos devido o menor espaço utilizado pelo driver de acionamento e menor dissipação de energia.

Para tal fato deve-se atentar para um ponto importante, a frequência do PWM. Sinais de frequências menores causam maior variação de temperatura no módulo, uma vez que é dado mais tempo para o equilíbrio da temperatura durante o período ligado e o período desligado. Ao contrário, altas frequências do sinal de PWM produzem uma temperatura do módulo mais constante.

Mudanças abruptas no fornecimento de potência ao módulo, podem prejudicar o funcionamento do mesmo. Pois ocorre o processo de fadiga das junções soldadas. Esse processo acarreta um aumento na resistência elétrica do módulo. Em estudo realizado por (NAGY et al., 1996), variou-se a frequência do sinal de PWM de 0,1Hz a 10KHz. Com isso obteve-se uma pequena variação da resistência do módulo da ordem de no máximo 4%. Isso mostra que os efeitos da frequência do sinal de PWM sobre o módulo são desprezíveis.

Para o trabalho em questão, adotou-se o acionamento do módulo por meio de PWM, devido o menor tamanho e custo do driver. O driver foi implementado levando-se em consideração a corrente máxima através do módulo. Foi ainda implementado um sistema para inversão da corrente enviada ao módulo, de modo a se obter tanto o efeito térmico de aquecimento e resfriamento.

A figura 6.7 mostra o driver de acionamento para o módulo de Efeito Peltier.

FIGURA 6.7 - Desenho esquemático do driver para acionamento do módulo de Efeito Peltier

Complementado, tem-se a figura 6.8 que mostra o esquema geral da Plataforma de controle na sua forma final. Como todos os componentes da prótese, a Plataforma de controle também deve respeitar as dimensões internas da prótese.

Nessa disposição a Plataforma de controle se apresenta em três camadas, onde a camada superior é a Unidade de condicionamento, a camada intermediária a Unidade de processamento e a camada inferior a Unidade de acionamento. O Efeito disso é a diminuição do tamanho da Plataforma de controle. Essa disposição da Plataforma de controle também é um sistema modular, o que possibilita possíveis alterações nas Unidades de condicionamento de sinais e acionamento dos motores, sem a necessidade de alterar a Unidade de processamento.

FIGURA 6.8 - Esquema da Plataforma de controle e suas Unidades

6.3. Plataforma de controle – Software

6.3.1. Programação

O gerenciamento de todas as funções da unidade de processamento são regidas por um programa específico, desenvolvido para atender as necessidades desse projeto, como o gerenciamento da aquisição dos sinais dos diversos sensores, envio de comando aos atuadores (movimento e propriocepção) de modo a gerar todas as ações para o dedo propostas nesse projeto.

O processo de programação da plataforma compreende o desenvolvimento do programa, sua compilação e envio desse código para a memória da unidade de processamento.

Para realizar todas essas tarefas, o software CodeVision foi empregado. Trata-se de um ambiente de desenvolvimento integrado (Integrated Development Environment - IDE), composto por um compilador em linguagem C, um programador e um terminal para comunicação serial com a plataforma de controle, disponível gratuitamente na Internet, mas em uma versão limitada.

Para o desenvolvimento do software de gerenciamento da plataforma de controle, optou-se pela linguagem C. Isso se deve a maior facilidade no desenvolvimento de programas que envolvem muitas rotinas de gerenciamento de ações, conversão de dados, geração de PWM e comunicação serial. Apesar do código final ser maior que um código desenvolvido diretamente em linguagem de máquina, Assembly, o microcontrolador possui um grande espaço de memória Flash para armazenamento do código. Isso também facilita o desenvolvimento do programa, devido a maior facilidade de “enxergar” as rotinas do programa e também há um ganho de tempo no desenvolvimento dos programas.

Após o código compilado, um arquivo hexadecimal (.hex) é gerado, e então com o uso do programador esses arquivos são passados para a plataforma de controle, via o cabo de programação, de modo a carregá-la com o código de funcionamento.

A fim de uma possível comunicação entre a plataforma de controle e o PC, usando o CodeVision, é possível realizar a comunicação via porta serial.

Para o final do projeto, no lugar do CodeVision, será empregado o software AVRGCC, compilador distribuído gratuitamente via Internet.

Para a programação da plataforma será utilizado o programador AVRISP, também distribuído gratuitamente via Internet, pelo próprio fabricante do microcontrolador utilizado nesse projeto.

Com a finalidade de monitoramento e verificação da programação, será utilizado um programa em Turbo C, de modo a realizar uma eventual comunicação com a plataforma de controle via porta serial.

O uso de todas essas ferramentas gratuitas favorece a redução de custo no desenvolvimento de uma plataforma de controle para próteses inteligentes para membros superiores.

6.3.2 Funcionamento geral do programa

As necessidades da prótese residem na execução dos comandos enviados pelo paciente por meio dos SME. Eles representam a vontade do paciente na execução de determinada tarefa, que pode ser a extensão do dedo artificial.

Como dito anteriormente, esse projeto conta com somente um dedo artificial, pois o estudo é o mesmo para todos os outros dedos da prótese. Logo, o programa é feito para um dedo, e em trabalhos futuros, no desenvolvimento completo da prótese inteligente para membros superiores, ele pode ser utilizado, bastando a inclusão de cada uma das rotinas para cada dedo da prótese.

A estratégia de controle está intimamente relacionada aos diversos componentes da prótese que serão utilizados para tornar o funcionamento desse equipamento próximo ao de uma mão natural.

Conforme KIBERD et al. (1995) e KIBERD et al. (1997), é possível notar nesses dois trabalhos que a estratégia de controle adotada na fase inicial assume uma força de aperto do tipo precisão. Esses trabalhos ainda apresentam realimentação de deslizamento, necessário para evitar que o objeto deslize. São sistemas que não possuem realimentação proprioceptiva. Já o sistema tratado nesse trabalho apresenta a característica de realizar realimentação proprioceptiva de força e temperatura; logo, existem mais componentes a serem controlados. Isso requer uma estratégia de controle diferente das outras existentes.

Na revisão bibliográfica desse trabalho, pouca informação relativa à estratégia de controle que apresentasse realimentação proprioceptiva foi encontrada.

Logo, é proposta uma estratégia de controle que inclua, além da geração dos movimentos, a realimentação proprioceptiva. Tal proposta realiza a integração de todos os componentes descritos para a plataforma de controle.

Essa estratégia apresenta uma característica em comum com as estratégias desenvolvidas por KIBERD et al. (1995) e KIBERD et al. (1997), com relação ao aperto de precisão e à ação de incrementar a força para se evitar o deslizamento. Isso tudo realizado mediante a utilização de sensores de força para detectar o toque do dedo sobre o objeto e sensores de deslizamento, para informar a ocorrência de deslizamento.

A estratégia de controle será a responsável por integrar todos os componentes em um modo de funcionamento para garantir que o dedo execute corretamente todos os comandos enviados pelo paciente.

Essa estratégia difere da outra proposta de controle de uma prótese, devido o sistema em questão se tratar de um sistema que interage com o paciente, não somente por meio da realimentação visual de posição do dedo, mas por meio das sensações criadas para informar o paciente de determinadas condições que se encontra o objeto.

Trata-se de uma estrutura de controle que possui um sistema com realimentação tanto para a plataforma de controle quanto para o próprio paciente, onde, com base nessas informações, é possível tomar decisões, por exemplo, sobre as ações de uma prótese. Para o gerenciamento dessa estrutura de controle, a estratégia de controle será responsável por várias decisões. Essas decisões são relativas aos movimentos executados pelo dedo, aquisição das informações de todos os sensores e geração das ações proprioceptivas de força e temperatura.

Logo, os movimentos do dedo artificial são gerados a partir dos atuadores, que transferem movimento para o dedo. Associado a isso, estão os sensores de força, responsáveis inicialmente por detectar se o dedo tocou o objeto e depois quantificar a força exercida. Os sensores de deslizamento também interagem nesse ponto, onde detectam se houve deslizamento do objeto, e assim mais força deve ser aplicada ao objeto. Finalizando, o sensor de temperatura quantifica a temperatura do objeto e essa informação é passada ao paciente.

A estratégia de controle compreende as ações executadas pelo dedo artificial na realização de várias tarefas a ele imposto. De modo a facilitar a explicação, pode-se dividir a estratégia de controle em duas partes distintas e apresentá-las inicialmente de forma simplificada.

A primeira parte é relativa aos movimentos do dedo, onde há uma malha de realimentação de posição, por meio dos sensores de posição. Os atuadores são acionados de modo que as juntas do dedo cumpram trajetórias pré-definidas a partir das equações interfalangeanas.

A partir de um comando de movimentação enviado ao dedo, os atuadores são acionados e a trajetória passa a ser executada. Isso ocorre até o dedo tocar no objeto. Nesse ponto, é verificado se há escorregamento do objeto por meio do sensor de deslizamento. Caso haja, os atuadores são acionados de modo a aumentar a força que o dedo exerce sobre o objeto. Esse comportamento se repete até que o movimento entre dedo e objeto cesse, ou haja um comando para que o dedo solte completamente o objeto.

A outra parte é relativa às ações proprioceptivas de força e temperatura, onde os sinais são adquiridos e comparados com valores de referência para essas grandezas são tomadas ações para a geração dos estímulos proprioceptivos. A figura 6.9 apresenta a estrutura de controle na sua forma simplificada proposta para o sistema desenvolvido, incluindo a realimentação proprioceptiva.

FIGURA 6.9 - Estratégia de controle, na sua forma simplificada, do dedo artificial e realimentação proprioceptiva.

Com o intuito de detalhar o funcionamento de tal estratégia, cada um dos blocos apresentados no fluxograma da figura 6.9 é apresentado e explicado de forma individual.

Começando com o bloco “geração de estímulos proprioceptivos”, ele será detalhado de modo a se mostrar a estrutura de controle.

O monitoramento da força e temperatura é feito sobre o dedo, onde esses valores são passados ao paciente na forma de sensações proprioceptivas por meio de estimulação sobre a pele. Isso é feito utilizando os atuadores responsáveis pela propriocepção, descritos no capítulo 3.

Há uma verificação constante da situação externa à prótese, onde os sinais dos sensores são lidos periodicamente. A partir desses sinais, surgem os comandos para geração de ações proprioceptivas para o correto funcionamento do dedo.

A figura 6.10 mostra o detalhamento desse bloco.

FIGURA 6.10 - Bloco que representa a estratégia de controle das ações proprioceptivas

Tomando-se o bloco de decisão “SME – Movimento ?” e bloco de comando “executa movimento” da figura 6.9, tem-se a estratégia de controle com mais detalhes do seu funcionamento presentes na figura 6.11.

FIGURA 6.11 - Fluxograma do funcionamento da prótese, com relação aos movimentos

Com base na figura 6.11, que apresenta todos os passos a seguir descritos, ao se escolher uma dessas funções, os atuadores devem posicionar as falanges dos dedos, mediante a informação dos sensores de posição e executar o movimento de flexão até o objeto ser seguro. Uma vez seguro, caso não haja outro comando, a posição das falanges se mantém. Tomando-se o bloco de decisão “ $F \leq 0,1$ ”, que representam uma força mínima de aperto, entram em ação os sensores de força para informar se houve contato do dedo com o objeto e a força exercida. O bloco “Desliza” executa a verificação se o objeto está deslizando, por meio do sensor de deslizamento. Caso ele esteja deslizando, o que significa que o objeto pode cair, um comando será enviado ao atuador para aumentar a força e evitar o deslizamento do objeto. O bloco “ $\theta = 0$ ” verifica se o dedo já foi totalmente estendido, ou seja, voltou a sua posição inicial.

Outro caso é a temperatura do objeto, que pode estar elevada e vir a danificar o revestimento externo da prótese ou até mesmo a prótese. Nesse caso, pode-se ter um arco reflexo que faça a prótese abrir todos os seus dedos como uma atitude do ser humano, mas deve-se ter em mente que em determinados casos pode ser necessário manter a prótese de modo que ela permaneça segurando o objeto. Esse é um ponto a ser discutido, pois iria necessitar de mais um nível de decisão para o usuário, o que pode tornar a prótese de difícil controle por parte do paciente.

O fluxograma mostra a estrutura do funcionamento do dedo na execução das diferentes funções e posterior movimentos de flexão e extensão dos dedos.

O funcionamento do dedo é esquematizado, com os pontos de decisão e malhas de repetição para execução das tarefas.

Os valores θ_1 , θ_2 , θ_3 representam os valores dos ângulos das juntas do dedo artificial; α_1 , α_2 e α_3 são os valores de incremento dos ângulos das juntas do dedo, segundo as equações interfalangeanas, e $\delta\alpha_1$, $\delta\alpha_2$ e $\delta\alpha_3$ são os valores de incremento para a geração de uma força mínima durante a tarefa de manter um objeto seguro.

Para este trabalho foi escolhida, como teste da plataforma de controle, a representação do movimento de flexão do dedo indicador na realização da função de garra em gancho. A representação gráfica das equações interfalangeanas desse movimento são mostradas no gráfico da figura 6.12. Essa representação leva em consideração um tempo de 0,9 segundos para a execução total do movimento de flexão do dedo artificial.

FIGURA 6.12 – Representação das posições angulares das juntas do dedo artificial ao longo do tempo, na execução do movimento de garra de força

A partir da Figura 6.12 foram obtidas as equações interfalangeanas, em função do tempo, do dedo indicador na execução do movimento de garra em gancho:

$$\theta_1 = -43,97824.t^3 + 64,21911.t^2 - 32,11033.t + 90,3228 \quad (6.1)$$

$$\theta_2 = 201,80653.t^3 - 188,84033.t^2 - 101,94522.t + 0,83902 \quad (6.2)$$

$$\theta_3 = 236,49961.t^3 - 269,08508.t^2 - 25,29565.t - 2,45888 \quad (6.3)$$

Devido à polia do eixo de saída do servomotor R/C ter um diâmetro maior que a polia presente na junta do dedo para movimentação do segmento do mesmo, uma correção se fez necessária. Essa correção consiste na adequação do comando enviado ao atuador corresponder exatamente ao deslocamento do segmento do dedo. A figura 6.13 mostra a transmissão por cabos entre a polia do servomotor R/C e as polia do segmento do dedo.

FIGURA 6.13 – Transmissão via cabo para o acionamento do segmento do dedo

Da figura 6.13 tirou-se a relação para correção do movimento do segmento do dedo, conforme representa a equação 6.4.

$$\theta = \beta \cdot \frac{\phi_1}{\phi_2} \quad (6.4)$$

onde θ é o deslocamento angular da polia do segmento do dedo, β é o deslocamento angular da polia do eixo de saída do servomotor R/C e ϕ_1 e ϕ_2 são respectivamente os diâmetros da polia do eixo de saída do servomotor e o diâmetro da polia do segmento do dedo. Para $\phi_1 = 22\text{mm}$ e $\phi_2 = 8\text{mm}$, a equação 6.5 fica:

$$\theta = 2,75 \cdot \beta \quad (6.5)$$

Logo, essa relação irá corrigir os valores dos comandos enviados aos atuadores de modo que a movimentação do segmento do dedo artificial seja correto. Essa correção reside no programa, algoritmo de controle, como um ajuste. Os valores descritos pelas equações interfalangeanas são ajustados de modo que cada junta do dedo artificial assuma corretamente os valores dos ângulos na execução de determinado movimento.

No capítulo seguinte são apresentados os resultados relativos à plataforma de controle, ao atuador, sensores e mecanismo.

Capítulo 7

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados dos diversos módulos integrantes do acionamento da prótese estudados neste trabalho. Primeiramente, será apresentada a curva que relaciona o sinal de comando para o servomotor R/C e o posicionamento obtido pelo seu eixo de saída. Serão apresentadas também as respostas dos sensores de força, temperatura e posição em relação aos estímulos externos. Estes resultados são de grande importância para o desenvolvimento final do projeto, devido às informações relativas às curvas de calibração e curvas características dos componentes, que irão integrar o programa de gerenciamento e controle das ações do dedo. São apresentados também os esquemas eletrônicos das unidades de condicionamento de sinais, processamento e acionamento, bem como o “layout” final de cada uma das unidades.

7.1 Servomotores R/C

De acordo com as necessidades e características deste trabalho, o atuador selecionado para geração de movimentos do dedo artificial foi o servomotor R/C, da empresa Hitec, modelo HS-422.

O ensaio relativo a este módulo visa a obtenção da relação entre a largura de pulso enviada ao servomotor R/C e a posição angular assumida pelo eixo de saída do servomotor R/C. Suas características básicas são mostradas na Tabela 7.1.

TABELA 7.1 – Características básicas do servomotor R/C Hitec modelo HS-422 (Hitec RCD USA, Inc)

Tensão de operação	4,8 a 6,0 V
Velocidade de operação (4,8V)	0,21seg/60°
Torque estacionário (4,8V)	3,3kg.cm
Largura de banda morta	8μseg

Para se obter a relação entre a largura de pulso enviada ao servomotor R/C e a posição angular do seu eixo de saída, o servomotor R/C, alimentado com uma tensão de 5V, foi acoplado ao protótipo da plataforma de controle, que por sua vez estava acoplada a um PC de 100MHz. A plataforma de controle se comunica com o servomotor R/C por meio do driver de acionamento da Figura 6.5. Desta forma é possível enviar comandos à plataforma de controle via teclado, onde um programa para geração da largura dos pulsos foi utilizado. Assim, pode-se incrementar e decrementar o valor da largura de pulso e medi-la por meio de um osciloscópio e por meio de uma escala graduada em graus, medir-se a posição angular do eixo de saída do servomotor R/C. Esse procedimento foi realizado três vezes, e os resultados dispostos nos gráfico representam valores médios. Na verificação dos valores da largura de pulso foi utilizado um osciloscópio da marca HP, modelo 54601 A 100MHz, e assim levantou-se a curva de posição angular do eixo de saída do servomotor R/C em relação à largura de pulso enviada para comandá-lo. O resultado deste ensaio é a curva mostrada na figura 7.1.

FIGURA 7.1 - Posição angular do eixo de saída x Largura de pulso

A partir dos pontos do gráfico da figura 7.1, obteve-se, por meio de interpolação linear, a seguinte equação descritiva do gráfico da figura 7.1:

$$\beta = 0,0088.Lp + 0,75449 \quad (7.1)$$

onde β representa a posição angular do eixo de saída em graus e Lp a largura de pulso em ms enviada ao servomotor R/C.

A curva apresentada na figura 7.1 e sua respectiva interpolação na equação 7.1, mostra o comportamento do servomotor R/C. Para a medição dos ângulos foi adotada como referência um movimento anti-horário do eixo de saída do servomotor R/C, assumindo-se a posição inicial como 0° e a posição final como 180° .

7.2 Sensor de força

O sensor de força utilizado nesse projeto foi o FSR modelo 400, conforme especificado no capítulo 6 e condicionado pelo circuito da figura 6.2.

Nesse caso, o objetivo do ensaio será obter a curva característica desse elemento sensor e a partir dela obter a curva do sinal já condicionado e a respectiva equação que relaciona a força aplicada e a tensão fornecida. Este sensor apresenta as seguintes características, conforme mostra a tabela 7.2.

TABELA 7.2 – Características do FSR usado no trabalho (Interlink Electronics, 2004)

Sensibilidade de força	30g a 10kg
Sensibilidade de pressão	0,03kg/cm ² a 10kg/cm ²
Máxima corrente	1mA/cm ² para força aplicada
Sensibilidade a ruído e a vibração	Não afetado significativamente
Tempo de resposta	1 a 2mseg. (mecânico)

Utilizando-se o FSR da Interlink Electronics, modelo 400, foi levantada a curva de Força aplicada x Resistência. Essa curva foi obtida por meio de um medidor de força marca Shimpo, modelo DFS-100 e um multímetro Tektronics, modelo DMM 157.

Sobre o FSR foi aplicada uma força gradual, começando com total ausência de força até uma força de 20N. Com isso, obteve-se a curva prática desse modelo de

componente, cujo comportamento é semelhante à curva descrita no capítulo 5. O levantamento dessa curva se fez necessária para a determinação do circuito divisor de tensão, e assim atender a especificação quanto à corrente máxima através do FSR.

Nesse experimento, a força foi aplicada em toda a área útil do sensor. No gráfico da figura 7.2, pode-se observar a curva de Força aplicada x Resistência do FSR. Para a obtenção desse gráfico, quatro ensaios foram feitos. Os ensaios consistiram de aplicação de valores crescentes de força, de modo a se ter os valores de resistência correspondentes. Logo, no gráfico da figura 7.2, os pontos negros são os valores médios medidos para uma determinada força aplicada sobre o sensor. Já as barras verticais em vermelho, representam o desvio padrão.

FIGURA 7.2 - Resistência elétrica do FSR x Força aplicada

Para a medição da força por meio da leitura de uma tensão, um circuito condicionador de sinal foi montado após o divisor de tensão.

Em função dos valores dos resistores, de modo a se respeitar a corrente máxima através do FSR, obteve-se a curva de tensão de saída do sensor x força aplicada sobre o mesmo. Essa curva é restrita a uma faixa de força, de 0 a aproximadamente 2 N. Esse valor de força é o valor máximo estimado a ser aplicado pelo dedo artificial sobre um objeto. Logo, essa faixa de valores de força representa uma parte do comportamento do sensor de força.

Dentro da faixa de força estimada para operação do dedo para esse projeto, que vai até 2N, a curva se apresenta de forma linear. Por interpolação, obteve-se a curva que representa o comportamento do FSR para uma força de até 2N. Na figura 7.3 é mostrada a curva obtida.

FIGURA 7.3 - Tensão de saída do sensor de força x Força aplicada sobre toda a superfície do FSR

$$V_{FSR} = 1,77665 \cdot F_{FSR} - 0,1233 \quad (7.2)$$

V_{FSR} representa a tensão no FSR após a saída do circuito de condicionamento, e F_{FSR} a força aplicada em N. Na prática, o termo independente da equação 7.2 foi desconsiderado.

Por meio da curva, o ponto de força nula indica uma tensão nula. Nesse ponto o FSR se comporta como um isolante; logo, ele se comporta como uma chave aberta, por isso não há tensão no circuito condicionador de sinal.

Essa curva será utilizada pela plataforma de controle, para quantificar a força exercida pelo dedo artificial e também servir de base para o envio da sensação proprioceptiva de força.

7.3 Sensor de temperatura

Conforme mostrado no capítulo 5, o sensor de temperatura que se mostrou mais adequado ao trabalho, foi o termistor. Suas características são mostradas na tabela 7.3.

TABELA 7.3 – Dados do Termistor utilizado (BETATHERM)

Temperatura de atuação	–80°C à 150°C
Tolerância	± 0,1°C de 0°C a 70°C

Com esse experimento, deseja-se obter a curva que relaciona a resistência do termistor com a temperatura. Isso é de grande importância para a o uso adequado do divisor de tensão, de modo a se obter a curva de tensão x temperatura. Para isso, procedeu-se inicialmente o ensaio para medição da resistência elétrica do sensor de temperatura, onde por meio de um módulo de Efeito Peltier acoplado a uma fonte de corrente Tektronix modelo PS 280, pôde-se submeter o sensor a uma temperatura de 0 a 60° C.

Utilizando-se um termômetro digital Minipa modelo MT-520 e um Multímetro digital Tektronix, modelo DMM 157, levantou-se a curva desse termistor, como mostra a figura 7.4. O termistor usado nesse experimento é da marca Betatherm e modelo 2,2K3A589I.

No gráfico da figura 7.4 é apresentada a curva teórica do termistor utilizado no experimento. Essa curva foi obtida a partir do modelo matemático do termistor e os correspondentes parâmetros, fornecidos pelo fabricante.

Para a obtenção dos gráficos das figuras 7.4 e 7.5, foram feitos quatro ensaios para cada um dos gráficos. Os ensaios para obtenção do gráfico da figura 7.4 consistiram da aplicação de valores crescentes de temperatura, de modo a se ter os valores de resistência correspondentes. Na figura 7.4, os pontos negros representam os valores médios de resistência medidos para uma determinada faixa de temperatura aplicada sobre o sensor. As barras verticais em vermelho representam o desvio padrão. Os pontos azuis são os valores teóricos obtidos a partir do modelo matemático do sensor, conforme equação 7.3

$$R = R_0 \cdot e^{B(1/T - 1/T_0)} \quad (7.3)$$

onde R é a resistência em ohms, R_0 a resistência em ohms relativa á temperatura T_0 , T a temperatura que se encontra o termistor e β a constante do termistor. Ambas as temperaturas são em Kelvin e os valores de R_0 , T_0 e β são mostrados no capítulo 5.

Os ensaios para a obtenção do gráfico da figura 7.5, consistiram da aplicação de valores crescentes de temperatura, de modo a se ter os valores de tensão correspondentes, vindos do circuito de condicionamento, apresentado na figura 6.3. Na figura 7.5, os pontos negros são os valores médios de tensão medidos para uma faixa de temperatura aplicada sobre o sensor, e as barras verticais em vermelho representam o desvio padrão.

Novamente, a curva desse sensor foi levantada de modo a se obter um valor para o divisor de tensão adequado às especificações do termistor.

FIGURA 7.4 - Resistência elétrica do termistor x Temperatura. Curva teórica e prática

Para a aquisição do sinal, um divisor de tensão e um condicionador de sinal foram implementados, como mostrado no capítulo 6. Respeitando-se o limite máximo de potência dissipada pelo termistor, $P_{max} \leq 100\mu W$, utilizou-se um resistor de $100K\Omega$. Isso é de grande importância para evitar o efeito de auto-aquecimento, onde o termistor passa a se comportar como um resistor e dissipar calor, com isso os valores das medidas não correspondem à realidade.

Com esse circuito, pode-se obter a curva de tensão de saída do sensor de temperatura x temperatura. A figura 7.5 mostra o gráfico da tensão x temperatura.

Do gráfico da figura 7.5, obteve-se a equação 7.4, que mostra de modo aproximado o comportamento da tensão em relação à temperatura.

$$V_{\text{termistor}} = 3,16 - 3,13964 \cdot e^{\frac{-T_{\text{termistor}}}{19,73279}} \quad (7.4)$$

onde $V_{\text{termistor}}$ representa a tensão através do termistor e $T_{\text{termistor}}$ a temperatura sobre ele.

FIGURA 7.5 - Tensão de saída do termistor x Temperatura

Essa curva representa a calibração do sensor, onde a temperatura variou de 0°C até 60°C. Essa faixa de temperatura foi adotada como a mais usual dentre as faixas presentes nas tarefas diárias de um paciente.

A curva se apresenta como uma exponencial crescente, onde conforme a temperatura aumenta, há uma diminuição da variação da tensão de saída do sensor de temperatura, pois a variação da resistência do termistor, nessa faixa, não possui uma grande variação também, como mostra a figura 7.4. Devido a necessidade de minimização da quantidade de componentes eletrônicos na plataforma de controle, um circuito capaz de linearizar a curva mostrada na figura 7.5 não foi implementado.

Esses dados serão utilizados na forma de tabela pela plataforma de controle para determinação correta da leitura do sensor de temperatura. A partir dessa informação, ela

irá determinar e enviar o comando relativo à temperatura medida ao atuador térmico, para transmissão de informações proprioceptivas de temperatura ao paciente.

7.4 Sensor de posição angular

Nesse projeto, a quantificação da posição angular das juntas do dedo será feita por sensores que utilizam fibra óptica, conforme mostrado no capítulo 5. Esses sensores contam com grandes vantagens, dentre elas o pequeno tamanho da fibra, capaz de medir deslocamentos angulares das juntas do dedo sem ocupar o espaço de outros componentes. A tabela 7.4 traz algumas das características mais relevantes desse sensor.

TABELA 7.4 – Características do sensor de posição (Mesurand Inc. 2000)

Temperatura de funcionamento	-40°C a 70°C
Fundo de escala	±1 V para 90°
Resolução	0,05°

Para esse sensor, realizou-se o ensaio somente para se obter a relação entre a posição angular medida pela fibra óptica e a tensão gerada.

Para o projeto do dedo, dois sensores foram utilizados; logo, levantou-se duas curvas de Tensão (V) x Ângulo de curvatura (graus), uma para a junta proximal e outra para junta medial, como mostra a figura 7.6 e 7.7 respectivamente.

Para a obtenção dos gráficos das figuras 7.6 e 7.7, foram feitos três ensaios para cada um dos sensores. Os ensaios para obtenção dos gráficos das figuras 7.6 e 7.7 consistiram da aplicação de valores crescentes de posição angular, de modo a se ter os valores de tensão correspondentes. Os pontos representam os valores médios de tensão medidos para uma determinada faixa de ângulos. As barras verticais em vermelho representam o desvio padrão.

A partir do gráfico da figura 7.6, obteve-se por interpolação polinomial a seguinte curva:

$$V_{PosiçãoJP} = -4,431.10^{-5}.a^3 + 0,00283.a^2 - 0,116.a + 5,405 \quad (7.5)$$

Sendo $V_{Posi\tilde{c}a\ JP}$ a variável que representa a tensão, em Volts, relativa à posição angular da junta proximal do dedo, e a representa o ângulo de curvatura, em graus, assumido pelo dedo artificial.

FIGURA 7.6 – Ângulo de curvatura da junta proximal x Tensão de saída do sensor

FIGURA 7.7 – Ângulo de curvatura da junta medial x Tensão de saída do sensor

A partir do gráfico da figura 7.7, também obteve-se por interpolação polinomial a seguinte curva relativa à junta medial:

$$V_{Posi\tilde{c}a\ JM} = -6,467.10^{-6}.a^3 - 3,761.10^{-4}.a^2 + 0,005.a + 3,35 \quad (7.6)$$

Sendo $V_{PosiçãoJM}$ a variável que representa a tensão, em volts, relativa à posição angular da junta medial do dedo, e α representa o ângulo de curvatura, em graus, assumido pelo dedo artificial.

Essas curvas também são utilizadas pela plataforma de controle, como parâmetro, tanto como sinal de realimentação de posição, quanto como comparação das posições assumidas pelas juntas do dedo na realização dos movimentos antropomórficos. Essas medidas serão avaliadas em comparação com o posicionamento indireto realizado pelos servomotores R/C, conforme foi descrito no capítulo 6.

7.5 Sensor de deslizamento

O sensor utilizado no projeto foi o sensor baseado no efeito piezelétrico. Mais especificamente, trata-se de uma pastilha de material piezelétrico depositada sobre uma fina chapa de metal, como mostrado no capítulo 6. Sua grande vantagem está no pequeno tamanho e forma, pois trata-se de uma placa onde está depositado o material piezelétrico. Outra grande vantagem é seu reduzido custo, o que é um fator importante no projeto.

Com esse ensaio deseja-se obter o sinal referente a um objeto deslizando, de modo a se verificar o sinal gerado. A partir disso, desenvolver um sistema de condicionamento de sinal, de modo a obter informações claras desse sensor para uso na plataforma de controle.

O ensaio consiste em submeter o sensor de deslizamento ao contato com um objeto, de modo que o mesmo deslize sobre o sensor. A partir disso verificar o sinal gerado, e assim proceder ao condicionamento do mesmo.

A figura 7.8 mostra o sinal, já condicionado pelo circuito da figura 6.5 do capítulo 6, para a plataforma de controle, durante a detecção de deslizamento.

A partir do sinal condicionado, pode-se observar que a ausência de deslizamento mantém o sinal constante em 5V, nível lógico alto. Quando da ocorrência de deslizamento, o sinal é comutado para 0V, nível lógico baixo. Portanto, esse sinal será utilizado para informar à plataforma o momento de aplicar mais força sobre o objeto seguro.

FIGURA 7.8 - Sinal condicionado, proveniente do sensor de deslizamento para informar a Unidade de processamento

7.6 Movimentos Antropomórficos

Com base nos conceitos apresentados no capítulo 2 sobre movimentos antropomórficos, tem-se de modo teórico os ângulos relativos às juntas do dedo artificial. Estes valores estão registrados no gráfico da figura 2.7. Nesse gráfico estão os pontos assumidos ao longo de um movimento normal do dedo, caso nenhum objeto seja seguro. Os valores dos ângulos estão diretamente ligados ao sistema de referência para medição dos mesmos, que difere da referência assumida para os ângulos relativos ao ensaio realizado para o servomotor R/C. Para o eixo das ordenadas, uma base de tempo pode ser assumida, o que representa na verdade a velocidade de movimentação.

A partir do conceito da estratégia de controle para o dedo artificial apresentado no capítulo 6, juntamente com o conceito acima, obteve-se os ângulos das juntas do dedo artificial, relativos aos movimentos com incremento de posição angular. Esses são os movimentos executados quando do toque em um objeto. Nesse gráfico estão os pontos assumidos ao longo de um movimento normal de segurar um objeto, o que representa um ajuste fino.

FIGURA 7.9 – Ângulos relativos ao movimento fino das articulações do dedo artificial na execução de uma garra de força

A escala horizontal representa os instantes para a ocorrência de cada ângulo da articulação. Esse valor pode ser alterado, o que representa que o movimento do dedo pode ser mais rápido ou mais lento.

O ajuste fino se caracteriza por utilizar ângulos intermediários aos apresentados no gráfico da figura 2.7. Esses ângulos foram obtidos por meio de interpolação linear entre os valores inicialmente usados para realizar o movimento sem a presença de objetos sobre o dedo, de modo a garantir que o movimento continue o mesmo, apesar do dedo estar segurando um objeto.

7.7 Unidades de condicionamento, processamento e acionamento

Seguindo os conceitos apresentados no capítulo 2 e necessidades relativas ao trabalho proposto, desenvolveu-se a seguinte proposta de uma plataforma de controle.

Essa proposta se baseia na divisão da plataforma em três partes, sendo elas a Unidade de Condicionamento de sinais, Processamento e Acionamento. Essa divisão possibilita a redução do tamanho do conjunto, pois o mesmo é montado sobrepondo as unidades uma sobre as outras. Isso também torna o sistema modular, sendo possível a substituição de qualquer unidade sem alterar as outras unidades. Dessa forma há também uma maior facilidade na manutenção do conjunto.

Outro aspecto de destaque é a possibilidade de alteração em separado das unidades, caso ela seja necessária, mediante utilização de outros sensores ou elementos finais de controle que necessitem outro tipo de condicionamento ou acionamento.

O diagrama eletrônico das Unidades de condicionamento, processamento e acionamento são mostrados nas figuras 7.10, 7.11 e 7.12, respectivamente.

A Unidade de condicionamento de sinais possui três conectores, sendo o conector CON_M_5 para recepção dos sinais dos sensores e os outros dois para conexão à Unidade de processamento, onde através do conector CON_M_7 são enviados os sinais condicionados à Unidade de processamento e o conector CON_M_6 recebe tensão de alimentação da Unidade de processamento.

A Unidade de processamento possui o conector CON_F_5 para os sinais condicionados da Unidade de condicionamento, o conector CON_F_6 para alimentação da Unidade de condicionamento. A Unidade de acionamento, possui o conector CON_F_8 para envio dos comandos aos “drivers” e o conector CON_F_9 que é a alimentação da Unidade de acionamento. Para programação e comunicação serial os conectores são respectivamente o CON_M_2 e o CON_M_3. Além dos conectores, a Unidade de processamento também possui dois botões de pulso, um para reset geral do Microcontrolador, CH3, e outro para teste diversos do sistema, CH2. Há ainda uma chave, CH1, para seleção entre programação e comunicação serial.

Já a Unidade de acionamento possui também três conectores que são ligados à Unidade de processamento, onde o conector CON_M_8 recebe os sinais de comando da Unidade de processamento e os conectores, respectivamente, CON_M_9 e CON_M_10 recebem a alimentação da fonte da Unidade de processamento e para alimentação dos servomotores R/C, a tensão vem de uma outra fonte.

FIGURA 7.10 – Diagrama do projeto eletrônico da Unidade de condicionamento de sinais

FIGURA 7.11 – Diagrama do projeto eletrônico da Unidade de processamento

FIGURA 7.12 – Diagrama do projeto eletrônico da Unidade de acionamento

O layout de circuito impresso para cada um desses diagramas eletrônicos também é apresentado nas figuras 7.13, 7.14, 7.15 e 7.16 respectivamente.

Essas figuras apresentam o projeto da placa de circuito impresso, forma e disposição dos componentes de cada uma das unidades para a execução da Plataforma de controle. Tomou-se como base a redução do espaço físico da Plataforma de controle, o que implica na redução de todo o conjunto. Para as Unidades de condicionamento e acionamento adotou-se placas retangulares com medidas de 30,0mm de largura por 60,0mm de comprimento. Para essas placas os componentes eletrônicos foram alocados em somente um dos lados da mesma. Para a Unidade de processamento também se adotou forma retangular, onde a largura é de 35,0mm e o comprimento de 70,0mm. Nessa Unidade a disposição dos componentes ocupou ambas as faces da placa. Isso proporcionou redução do espaço da mesma e conseqüente redução no conjunto.

FIGURA 7.13 – Diagrama do layout final da Unidade de condicionamento de sinais. As dimensões são em mm

FIGURA 7.14 – Diagrama do layout final da Unidade de processamento – face superior (TOP). As dimensões são em mm

FIGURA 7.15 – Diagrama do layout final da Unidade de processamento – face inferior (BOTTOM). As dimensões são em mm

FIGURA 7.16 – Diagrama do layout final da Unidade de acionamento. As dimensões são em mm

Nesse capítulo foram apresentados os diversos componentes da prótese e os respectivos ensaios. Os componentes se apresentaram de modo satisfatório durante os ensaios, de acordo com o modo proposto a serem utilizados pela Plataforma de controle. Os resultados também se mostraram satisfatórios, pois os valores obtidos e expressos nos gráficos, ficaram dentro da faixa de utilização. Isso é de grande importância para a plataforma de controle, pois são utilizados pelo programa para controle do dedo e ações proprioceptivas. Assim, pôde-se obter informações de modo a condicionar os sinais de maneira adequada para a Plataforma de controle.

Foi apresentado também o projeto da Plataforma de controle, diagrama do esquema eletrônico e layout de cada uma das unidades, observando-se todas as características necessárias, como dimensões reduzidas e funcionalidade.

No capítulo seguinte são feitas as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 8

CONCLUSÕES

Tomando-se os objetivos apresentados no capítulo 1, o estudo e desenvolvimento de uma plataforma eletrônica de controle foi realizado e os resultados se mostraram satisfatórios considerando-se esta proposta inicial. A plataforma proposta foi inicialmente desenvolvida em bancada utilizando-se protoboard, o qual apresentou-se adequado ao estudo de cada um dos sensores e atuadores utilizados no trabalho.

A plataforma de controle foi idealizada de modo a gerenciar todos os componentes da prótese por meio de um programa. Em sua forma inicial, o protótipo, se mostrou adequado ao estudo dos diversos componentes e módulos necessários à prótese.

Neste trabalho, segundo os parâmetros para o projeto de prótese, investigou-se diversas possibilidades em termos dos componentes necessários na implementação do dedo artificial. Os componentes foram analisados em função de suas características, e os mais adequados foram escolhidos e adquiridos para o projeto. A partir disso os testes foram realizados de modo que os sensores, bem como os módulos de acionamento fossem integrados à plataforma de controle conforme o trabalho proposto.

Cada um dos módulos ou unidades foi estudada e testada em separado, demonstrando adequação as ações propostas para o controle de um dedo para uma prótese antropomórfica. Com relação aos módulos, também foi observada a interação dos mesmos com o usuário em relação as ações proprioceptivas de força e temperatura.

Um ponto de grande importância no presente trabalho foi a estratégia de controle desenvolvida. Trata-se de uma metodologia que alia simplicidade no funcionamento, objetivando ao máximo manter as características e ações próprias de uma mão natural, dentro da proposta do trabalho. A estratégia inclui não somente o gerenciamento total da

prótese, mas engloba os movimentos antropomórficos e as ações proprioceptivas, de grande valor nesse estudo. Isso proporciona ao paciente melhores condições para utilização do equipamento e melhor interação com o ambiente.

Outro ponto de elevada importância nesse trabalho e que foi demonstrado até o final, é a possibilidade de se construir uma Plataforma de controle com dimensões e volume reduzidos, a fim de integrar uma prótese antropomórfica. Aliado a isso, também foi mostrada a possibilidade de realizar tal projeto a um custo reduzido, devido a otimização na execução dos movimentos e ações, o que também tem contribuição direta pela adequação do hardware. Tudo isso implementando características importantes à prótese, de modo a deixá-la o mais antropomórfica possível. É importante lembrar que nesse estudo não foi ressaltado o custo de componentes certificados para uso em equipamentos médicos. A utilização de tais componentes eleva o custo de produção desses equipamentos.

Com relação ao consumo de energia, esse é um tópico importante para próteses ativas por força externa. Tal matéria não foi abordada nesse estudo, sendo objeto de pesquisa para futuros trabalhos de otimização de uma prótese antropomórfica.

O presente trabalho de pesquisa também teve como resultado a apresentação de trabalhos em congressos nacionais e internacionais, tendo ainda gerado uma publicação internacional na revista Artificial Organs. Este artigo se encontra no Apêndice B.

8.1 Trabalhos futuros

Esse trabalho, no seu sentido mais amplo, visou auxiliar no desenvolvimento de uma prótese para membros superiores. Para isso pode contar com a substituição dos atuadores, servomotores R/C, por outros tipos de motores elétricos mais compactos, tipo micromotores CC. Isso demanda um estudo para a adequação dos mesmos aos mecanismos e também à forma de acionamento dos mesmos.

De posse das informações obtidas nesse trabalho, relativas a somente um dedo artificial, acrescenta-se que todo esse estudo pode ser expandido. Essa expansão significa, gerar a partir do estudo sobre um dedo artificial, a utilização do programa de gerenciamento para implementar os demais dedos de uma prótese para membros superiores. Tal utilização implica em um aumento do código fonte relativo ao

gerenciamento da Plataforma de controle. Essa nova situação é suportada pela Plataforma de controle, em específico pelo Microcontrolador adotado, onde grande parte do potencial de memória e processamento estão disponíveis.

Sugere-se ainda a implementação da plataforma baseada em outro microcontrolador, o qual tornou-se disponível após o início deste trabalho, que é o MSP 430F149 da empresa Texas Instruments. Este dispositivo apresenta características dos módulos de interface semelhantes ao ATMEGA 103 utilizado, com a vantagem de ser um componente de extremo baixo consumo de energia e custo reduzido. Esta é uma característica de grande interesse no desenvolvimento de próteses como a estudada neste trabalho.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ATMEL CORPORATION (2001) Manufacturer of advanced semiconductors. Disponível em: <<http://www.atmel.com/>> Acesso em: 12 de abr. de 2001.

BANKS, J. L. (2001). Design and Control of an Antropomorphic Robotic Finger with Multi-Point Tactile Sensation. Disponível em <<http://www.ai.mit.edu/people/jessical/proposal2.ps>> Acesso em: 23 fev. 2002.

BETATHERM IRELAND LTD. (2000). Betatherm Manufacturer of Negative Temperature Coefficient (NTC) thermistors, Ireland, USA. Disponível em: <<http://www.betatherm.com/producaold.htm>> Acesso em: 31 dez. 2001.

BLOHMKE, F. (1994). Compêndia 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. (1991). Review of Artificial Muscle based on Contractile Polymers. A.I.Memo No. 1330. November 1991. Disponível em: <<http://www.ai.mit.edu/projects/muscle/pubs.html>> Acesso em: 06 fev. 2001.

BUTTERFASS, J.; HIRZINGER, G.; KNOCH, S.; LIU, H. (1998). DLR's Multisensory Articulated Hand Part I: Hard- and Software Architecture. Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Robotics & Automation. Leuven , Belgiun – May 1998.

CARROZZA, M.C. et al. (2000). An Actator System for a Novel Biomechatronic Prosthetic Hand. In: Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp276-280.

CHAPPELL, P.H., KYBERD, P.J. (1991). Prehensile Control of a Hand Prosthesis by a Microcontroller. J. Biomed. Eng. Vol. 13, p. 363 – 362.

CUNHA, F.L. (1999). Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores. Vitória. 143p. Dissertação (Mestrado) - Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo.

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

de Doutorado – Departamento de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.

DELAURENTIS, K.J. E. MAVROIDIS, C. (2000). Development of a Shape Memory Alloy Actuated Hand. In: Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp281-284.

DEL CURA, V. O.; CUNHA, F.L.; AGUIAR, M.L.; CLIQUET JR., A. (2003) Study of the Different Types of Actuators and Mechanisms for Upper Limb Prostheses. Artificial Organs v.27, n.6, pp 507 – 516.

HITEC RCD USA, INC (2002). Datasheet HS-422. Disponível em: <http://www.hitecrd.com/product_fs.htm> Acesso em 01 de Jul. de 2004.

INTERLINK ELETRONICS, (2004). FSR Especifications. Disponível em: <<http://www.interlinkelec.com/support/faqs/page11.htm>> Acesso em 05 de Abr. de 2002.

JACOBSEN, S. C.; IVERSEN, E.K.; KNUTTI, D.F. JOHNSON, R.T.; BIGGERS, K.B. (1986). Design of the UTAH/M.I.T. Dextrous Hand. CH2282-2/86/000/1520\$01.00 IEEE, pp 1520 - 1532.

JACOBSEN, S. C.; WOOD, J.E.; KNUTTI, D.F.; BIGGERS, K.B. (1984). The UTAH/M.I.T. Dextrous Hand: Work in Progress. The International Journal of Robotics Research. v.3., n.4. pp 21-49.

KIBERD, P.J.; HOLLAND, O.E.; CHAPPELL, P.H.; SMITH, S.; TREGIDGO, R.; BAGWELL, P.J.; SNAITH, M. (1995). MARCUS: A Two Degree of Freedom Hand Prosthesis with Hierarchical Grip Control. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering. v. 3. , n.1., March 1995.

KIBERD, P.J.; EVANS M. (1997). Intelligent Control of a Prosthesis Hand. In: International Conference Proceedings. Disponível em: <<http://www.bath.ac.uk/bime/icorproc/kyberd.pdf>> Acesso em: 12 nov. 2002.

LIGHT, C.M.; CHAPPELL, P.H. (2000). Development of a Lightweight and Adaptable Multiple-Axes Hand Prosthesis. Medical Engineering & Physics. v. 22, p 679-684.

LIU, H.; MEUSEL, P.; HIRZINGER; G. (1995). A Tactile Sensing System for the DLR Three-Finger Robot Hand. In 5th International Symposium on Measurement and Control in Robotics. Slovakia – Smolenice – June 12-16 1995. pp. 91-96.

LOUCKS, C.S.; JOHNSON, V.J.; BOISSIERE, P.T.; STARR, G.P.; STEELE, J.P.H. (1987). Modeling and Control of the Stanford/JPL Hand. IEEE CH2413-3/87/000/0573\$01.00, p 573-578.

MA, S., HIROSE, S.; YOSHINADA, H. (1993). Design and Experiments for a Coupled Tendon-Driven Manipulator. IEEE Control Systems, February, p.30-36.

MEASURAND, INC. (2002). Datasheet S720 Miniature Joint Angle ShapeSensor™ . Disponível em: <<http://www.measurand.com/products/ShapeSensor.html>> Acesso em: 10 de Mai. de 2002.

MURRAY, R.M., LI, Z., SASTRY, S.S.(1993). A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation. CRC Press.

NAGY, M.J., ROMAN, S.J. (1996). “The Effect of Pulse Width Modulation (PWM) Frequency on the Reliability of Thermoelectric Modules”. TE Technology, Inc. Disponível em: <<http://www.tetech.com/publications/pubs/ICT99MJN.pdf>> Acesso em: 08 de nov. de 2002.

PONS, J.L.; RODRÍGUEZ, H.; DUARTE, A.; JIMÉNEZ, A.R.; LUYCKX, I.; REYNARTS, D.; CERES, R.; VAN BRUSSEL, H. (2000). High Torque Ultrasonic Motors for Hand prosthetics: Current Status and Trends. In: Actuator 2000, 7th International Conference on New Actuators, 19 – 21 June, Bremen, Germany, pp285-288.

PORFÍRIO, R.S; WOOD, G.A; CLIQUET, JR. A. (1992) Myoelectric Hand Prosthesis with Accomodation Device for Grasping. In: VI Mediterranean Conference on Medical Biological Engineering. International Federation for Medical and Biological Engineering, Capri. 1992: 1301 – 4,

ROSHEIN, M.E. (1988) Robot Wrist Actuators. John Wiley & Sons

ROSHEIN, M.E. (1994) Robot Evolution: The Development of Anthrobotics. John Wiley & Sons

SAKAMOTO, M.Y., DUEK, E.A.R., ZAVAGLIA, C.A.C., CLIQUET JR, A., 1994, ”A Myoelectric Hand Prosthesis Driven By Polymers”, Resumo apresentado no World Congress on Medical Phisycs and Biomedical Engineering Rio de Janeiro, Brazil-1994.

SASHIDA, T.; KENJO, T. (1993). An Introduction to Ultrasonic Motors. Clarendon Press. Oxford. Cap 1, p.1-24.

SCHULLZ, S.; PYLATIUC, C.; BRETTHAUER (2001). A New Ultralight Antropomorfic Hand. In: Proceedings of the 2001 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Seoul, Corea – May 2001.

SCOTT, R.N.; PARKER, P.A. (1988). Myoelectric Prostheses: State of the Art. In: Jornal of Medical Engineering & Technology. v. 12. , n. 4., July/August 1988. P-143-151.

TINI ALLOY COMPANY. (2000). Introduction to Shape Memory Alloys. Disponível em: <<http://www.sma-mems.com/intro.htm>> Acesso em: 07 fev. 2001.

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

APÊNDICE A

LAYOUT DAS PLACAS DE CIRCUITOS ELETRÔNICOS

A1 - Trilhas e footprint da placa de circuito da Unidade de condicionamento. Face superior (TOP)

A2 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de condicionamento. Face inferior (BOTTOM)

A3 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de processamento. Face superior (TOP)

A4 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de processamento. Face inferior (BOTTOM)

A5 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de acionamento. Face superior (TOP)

A6 - Trilhas e footprint da placa de circuito Unidade de acionamento. Face superior (TOP)

APÊNDICE B

TRABALHO PUBLICADO