

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DEDO ROBÓTICO ACIONADO
POR ATUADOR DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA**

André Fellipe Cavalcante Silva

Campina Grande – PB

Dezembro/2011

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DEDO ROBÓTICO ACIONADO
POR ATUADOR DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA**

André Fellipe Cavalcante Silva

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
como requisito parcial à obtenção do título
de MESTRE EM ENGENHARIA
MECÂNICA

Orientadores: Dr. Cícero da Rocha Souto
Dr. Carlos José de Araújo

Agência Financiadora: CAPES

CAMPINA GRANDE
Dezembro/2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCG

S586d Silva, André Fellipe Cavalcante.
Desenvolvimento de um dedo robótico acionado por atuador de liga
Com memória de forma/André Fellipe Cavalcante Silva. – Campina
Grande, 2011.
110f.: il.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade
Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia.
Orientadores: Prof. Dr. Cícero da Rocha Souto e Prof. Dr. Carlos
José de Araújo
Referências.

1. Dedo Robótico. 2. Liga com Memória de forma. 3. Mecatrônica.

CDU 004.896(043)

Desenvolvimento de um Dedo Robótico Acionado por Atuador de Liga com
Memória de Forma

André Fellipe Cavalcante Silva

Dissertação Aprovada em 23/12/2011 pela banca examinadora constituída dos
seguintes membros:



Dr. Cicero da Rocha Souto
Orientador
PPGEM/UFCG – DEE/CT/UFPB



Dr. Carlos José de Araújo
Orientador
PPGEM/UFCG



Dr. Neilor Cesar dos Santos
Examinador Interno
PPGEM/UFCG – IFPB



Dr. Simplicio Arnaud da Silva
Examinador Externo
DEE/CT/UFPB

DEDICATÓRIA

A minha noiva Juliana Rocha que durante este período de estudo esteve presente me apoiando em todos os momentos, assim como a meus pais por todo o incentivo para encarar esta jornada.

CURRICULUM VITAE DO CANDIDATO

- Tecnólogo em Automação Industrial pelo Instituto Federal da Paraíba IFPB (2010).
- Técnico em Manutenção de Equipamentos Mecânicos pelo Instituto Federal da Paraíba IFPB (2008).

Desenvolvimento de um Dedo Robótico Acionado por Atuador de Liga com
Memória de Forma

André Fellipe Cavalcante Silva

Dissertação Aprovada em 23/12/2011 pela banca examinadora constituída dos
seguintes membros:

Dr. Cícero da Rocha Souto
Orientador
PPGEM/UFCG – DEE/CT/UFPB

Dr. Carlos José de Araújo
Orientador
PPGEM/UFCG

Dr. Neilor Cesar dos Santos
Examinador Interno
PPGEM/UFCG – IFPB

Dr. Simplicio Arnaud da Silva
Examinador Externo
DEE/CT/UFPB

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por me conceder a capacidade necessária para realização deste projeto, assim como a oportunidade que Ele me proporcionou de desfrutar das amizades formadas durante a realização deste trabalho.

Agradeço ao professor Dr. Cícero da Rocha Souto pelo efetivo acompanhamento durante todo o trabalho e pela sua paciência em debater minuciosamente alguns assuntos para dirimir por completo todas as dúvidas que surgiam no decorrer do projeto.

Ao professor Dr. Carlos José de Araújo por toda a confiança depositada em me aceitar como seu orientando, assim como por toda ajuda prestada na solução de problemas acadêmicos e pessoais.

Ao professor Dr. Neilor Cesar dos Santos que sempre acompanhou e me orientou na minha vida acadêmica e que realizou esta ponte com a Universidade Federal de Campina Grande (UFCG).

Ao doutorando Alexsandro José Virginio dos Santos e o graduando Adriano Nogueira pelo apoio no desenvolvimento inicial do processamento de imagens, assim como pelos momentos de debates que serviram para o meu crescimento profissional.

Aos meus pais que sempre me apoiaram e me incentivaram para concretização deste sonho. De forma especial, agradeço a minha noiva, Juliana Rocha, que compreendeu os momentos de ausência devido a necessidade demasiada da minha permanência no laboratório e por sua disposição de encarar alguns fins de semana dentro do laboratório comigo.

A todos os integrantes do Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da UFCG, especialmente a Angelo Emiliavaca, Kleberton Rostand, Maurílio Beltrão e Zoroastro Torres pois sempre se dispuseram a contribuir com este trabalho. Enfim, a todos que de forma direta ou indireta me auxiliaram para que fosse possível a concretização deste trabalho.

Ao CNPq pelo financiamento do projeto relativo ao INCT de Estruturas Inteligentes em Engenharia (Processo 574001/2008-5) no qual esta pesquisa se insere e a CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

*“Se consegui enxergar mais longe é porque
estava apoiado sobre ombros de gigantes”.*

Isaac Newton

DESENVOLVIMENTO DE UM DEDO ROBÓTICO ACIONADO POR ATUADOR DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA

RESUMO

Este trabalho está fundamentado em estudos que comprovam o grande índice de rejeição por parte de pessoas amputadas ao utilizarem próteses de membros superiores devido a problemas diversos, tais como: peso, ruído elevado e falta de antropomorfismo. Nesse contexto, nesta dissertação é apresentado o desenvolvimento de um dedo robótico cujo acionamento é realizado por atuadores não convencionais, constituídos de fios de uma Liga com Memória de Forma (LMF). A estrutura mecânica do dedo robótico foi projetada em programa computacional CAD e posteriormente fabricada em polímero ABS por meio de prototipagem rápida usando uma impressora tridimensional. O projeto foi totalmente baseado nas características fisiológicas do dedo humano, no que diz respeito às proporções dimensionais e aos ângulos formados pelas falanges. A atuação do dedo ocorre pela inserção de fios finos de uma LMF de Ni-Ti dispostos na parte inferior da estrutura do dedo, os quais, ao serem ativados por aquecimento resistivo via efeito Joule, contraem-se realizando o movimento de flexão. Foi desenvolvido um sistema mecânico para acondicionar os fios de LMF de forma compacta na base do dedo evitando a necessidade da criação de um antebraço para acomodar os atuadores. Foram usados anéis ortodônticos de borracha na parte superior do dedo para realizar o movimento de extensão, de modo que o retorno do dedo ocorre de forma passiva. Para monitorar os ângulos formados por cada falange foi implementado um sistema de captura e aquisição de imagens que, por meio de processamento, foi capaz de calcular os ângulos formados sem a necessidade de instalação de sensores de rotação nas falanges, levando a redução de peso e volume do protótipo. Para esse sistema de visão artificial foi utilizada uma câmera simples juntamente com uma técnica de controle baseado em lógica *fuzzy* que se mostraram extremamente eficiente no monitoramento da posição do dedo robótico.

DEVELOPMENT OF A ROBOTIC FINGER POWERED BY SHAPE MEMORY ALLOY ACTUATOR

ABSTRACT

This work is based on studies that demonstrate the high rate of rejection by amputees to use prosthetic upper limbs due to various problems, such as weight, high noise and lack of anthropomorphism. In this context, this paper presents the development of a robotic finger whose activation is performed by non-conventional actuators, which consist of Shape Memory Alloy (SMA) wires. The mechanical structure of the robotic finger was designed using a CAD computer program and then manufactured in ABS polymer through the technique of rapid prototyping. The project was entirely based on physiological characteristics of the human finger, and the proportions and the angles formed by the phalanges. The activation of the finger is realized by inserting a Ni-Ti SMA thin wire arranged at the bottom of the structure of the finger. When activated by resistive heating through Joule effect, the SMA wire contract and realize the flexion movement. It was developed a mechanical system so that the SMA wires stay compact at the base of the finger, thus there was no need for the creation of a forearm to accommodate the actuators. Orthodontic rubber bands were used on the top of the finger to hold the extension movement. In other words, the return of the finger occurs passively. To monitor the angles formed by each phalanx, a system of image acquisition and processing was implemented. This system was able to calculate the angles without the need for installation of rotation sensors, leading to weight and volume reduction of the prototype. This artificial vision system, that uses a simple camera with a control technique based on fuzzy logic, proved to be extremely efficient in monitoring the position of the robotic finger.

PUBLICAÇÃO

RODRIGUES, L.F.A.; SANTOS, A.G.; SILVA, A.F.C.; DE ARAÚJO, C.J.; SOUTO, C.R. Simulation of strain hysteresis loops in shape memory alloy actuators using neural networks. PROCEEDINGS OF COBEM 2011, 21ST BRAZILIAN CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, **Anais...** Natal - RN. Outubro, 2011.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
1.1 OBJETIVOS	22
1.1.1 Objetivo Geral.....	22
1.1.1 Objetivos Específicos	22
1.2 JUSTIFICATIVA	23
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	24
2.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A MÃO HUMANA	24
2.2 REABILITAÇÃO ROBÓTICA	28
2.3 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES	31
2.3.1 Classificação das Próteses para Membros Superiores	32
2.4 ATUADORES.....	36
2.4.1 Atuadores Convencionais.....	36
2.4.1.1 Micromotores CC	36
2.4.1.2 Micromotores <i>Brushless</i>	37
2.4.1.3 Motores de Passo	38
2.4.1.4 Micro Bomba.....	38
2.4.2 Atuadores Não Convencionais	40
2.4.2.1 Atuador Piezoelétrico	40
2.4.2.2 Motores Ultra-Sônicos (USM)	41
2.4.2.3 Polímero Gel Contráctil	42
2.4.2.4 Ligas com Memória de Forma	43
2.5 PRÓTESES COM ACIONAMENTO POR LMF	46
3 MATERIAIS E MÉTODOS	57
3.1 CONCEPÇÃO E DESENVOLVIMENTO DA PARTE FÍSICA.....	58
3.1.1 Desenvolvimento em Ambiente CAD – Protótipo Virtual	58
3.1.2 Confeccção por Meio de Prototipagem Rápida – Protótipo Físico.....	60

3.1.3 Tratamento e Treinamento dos Fios de LMF.....	61
3.1.4 Estimação do Comprimento dos Fios de LMF.....	62
3.2. DESENVOLVIMENTO DOS CIRCUITOS E MONTAGEM DAS PLACAS ELETRÔNICAS	63
3.3 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE CONTROLE E AQUISIÇÃO.....	67
3.3.1. Sistema de Controle	67
3.3.2 Sistema de Aquisição	72
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	76
4.1 CARACTERIZAÇÃO TERMOMECÂNICA DO ATUADOR	76
4.2 TESTES DE ACIONAMENTO E CONTROLE DO DEDO ROBÓTICO.....	80
4.2.1 Falange Proximal.....	80
4.2.2 Falange Medial	86
4.2.3 Falange Distal.....	91
4.2.4 Dedo Completo.....	95
4.2.5 Comportamento da Corrente Elétrica no Controle <i>Fuzzy</i>	98
5 CONCLUSÃO	101
6 SUGESTÃO PARA PESQUISAS FUTURAS	102
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Ângulos formados pelas articulações dos dedos (Bundhoo <i>et al</i> , 2008).....	28
Tabela 2 – Valores desejados x valores obtidos no trabalho de Bundhoo <i>et al</i> (2008).....	51
Tabela 3 – Comprimento e ângulo das falanges propostos para o dedo robótico.	58
Tabela 4 – Tabela do comprimento dos fios atuadores.....	63
Tabela 5 – Tabela verdade.....	65
Tabela 6 – Base de regras aplicada ao controle <i>fuzzy</i> do dedo robótico.	70
Tabela 7 – Resultados obtidos do controle para a falange proximal.....	83
Tabela 8 – Resultados obtidos do controle para a falange medial.....	89
Tabela 9 – Resultados obtidos do controle para a falange distal.....	93

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Ossos da mão – visão dorsal (Adaptado de De Camargo, 2008). ...	25
Figura 2 – Segmento de reta para definição da proporção de áurea.	26
Figura 3 – Ilustração da vista lateral de um dedo, com os tendões flexores e extensores (<i>The Visual Dictionary</i> , 2010).....	28
Figura 4 – Mão artificial em aço projetada por Amboise Pare (Wigley, 1991)..	31
Figura 5 – Exemplos de próteses passivas. a) Prótese Passiva para Trabalho (Emat, 2006; Ipo, 2005 <i>apud</i> DE Camargo, 2008), b) Próteses Estética de Mão em PVC (Garrido, 2008).....	33
Figura 6 – Exemplos de próteses ativas por força própria. a) Gancho aberto via tirante torácico (Ottobock, 2011). b) Prótese com mão incompleta (Carvalho, 2004).....	34
Figura 7 – Prótese ativa comandada por sinais mioelétricos (Farías <i>et al</i> , 2009).	35
Figura 8 – Classificação das próteses segundo a fonte de energia utilizada. ...	35
Figura 9 - Micromotores e redutores usados em próteses. a) Motor com torque de 21,45 mN.m e velocidade de 5500 rpm; redutor de 199,3:1; b) Motor com torque de 0,769 mN.m e velocidade de 11693 rpm; redutor de 12:8:1; c) Motor com torque de 1,52 mNm e velocidade de 12300 rpm; redutor de 7:2:1 (Cunha, 2002). d) Estrutura interna do motor CC.	37
Figura 10 – Micro compressor e micro músculo artificial (Cunha, 2002).....	39
Figura 11 – Atuador piezoelétrico do tipo motor rotativo (Piezomotor, 2011)...	40
Figura 12 – Ilustração do princípio de funcionamento de um motor ultra-sônico (Projecto, 2011).....	41
Figura 13 – Mão robótica atuada por motores ultra-sônicos (Yamano e Maeno, 2005).	42
Figura 14 – Ilustração esquemática da transformação de fase de uma LMF (Júnior e Rade, 2004).....	45
Figura 15 – Ilustração esquemática de curvas tensão – deformação típicas de LMF. (a) Super-elasticidade; (b) Efeito de memória de forma devido a presença de deformação residual (Júnior e Rade, 2004).	45

Figura 16 – Duas falanges do dedo polegar com as respectivas molas de torção para retorno do movimento (Kady e Taher, 2011).....	49
Figura 17 – Protótipo do dedo atuado por seis Miga Motors (Bundhoo <i>et al</i> , 2008).....	49
Figura 18 – Detalhe do protótipo do dedo artificial construído por meio de prototipagem rápida e acionado por Miga Motors de LMF (Bundhoo <i>et al</i> , 2008).	50
Figura 19 – Modelo em CAD de uma prótese de dedo para criança acionada por LMF (Bundhoo e Park, 2005).....	51
Figura 20 – Protótipo de dedo artificial acionado por motores lineares de LMF (Miga Motors) (Ko <i>et al</i> , 2011).....	52
Figura 21 – Resposta experimental da articulação MCP do protótipo da Figura 20 (Ko <i>et al</i> , 2011).....	53
Figura 22 – Protótipo de mão robótica acionada com micro-molas de LMF. a) Vista geral. b) Protótipo segurando um CD (Farías <i>et al</i> , 2009).....	54
Figura 23 – Modelos de próteses com acionamento por fios de LMF inseridos no antebraço. (a) Andrianesis e Tzes, 2008 e (b), (c) e (d) Andrianesis <i>et al</i> , 2010.	55
Figura 24 – Fluxograma da metodologia empregada durante a realização do trabalho.	57
Figura 25 – Protótipo do dedo robótico concebido em ambiente CAD CATIA V5. a) Indicação dos fixadores dos anéis de borracha. b) Indicação dos guias dos fios de LMF pelas setas. c) Dedo totalmente flexionado	59
Figura 26 – Sistema de acomodação dos fios de LMF desenvolvido em ambiente CAD.	60
Figura 27 – Partes da estrutura física do protótipo impressos em polímero ABS. a) Sistema de acomodação dos fios de LMF. b) Dedo robótico instalado no sistema de acomodação.	61
Figura 28 – Ensaio virtual para medição do comprimento necessário de fio LMF.	62
Figura 28 – Diagrama esquemático da montagem experimental concebida para os testes do dedo robótico.	63
Figura 29 – Esquema de conexões na interface elétrica para acionamento do dedo robótico.....	64

Figura 30 – Circuito mux/demux para multiplexar o sinal proveniente da placa de aquisição NI – 6009.....	65
Figura 31 – Esquema elétrico do circuito de potência.....	66
Figura 32 - Arquitetura de um controlador <i>fuzzy</i> baseado em regras.....	68
Figura 33 - Diagrama em blocos do controlador <i>fuzzy</i> para o dedo robótico. ..	69
Figura 34 - Funções de pertinência <i>fuzzy</i> adotadas para cada variável definida.	71
Figura 35 – Superfície de controle <i>fuzzy</i>	72
Figura 36 – Exemplos de protótipos de dedos instrumentados com sensores convencionais. a) Dedo desenvolvido por Ko <i>et al</i> , 2011 e b) Dedo desenvolvido por Bundhoo <i>et al</i> , 2011.	72
Figura 37 – Diagrama em blocos simplificado do sistema de visão computacional para o dedo robótico.	73
Figura 38 – Sistema de visão computacional para controle de posição do dedo robótico.	74
Figura 39 – Esquema de aquisição dos dados pela câmera.....	74
Figura 40 – Curva de DSC obtida para o fio atuador de Ni-Ti.....	76
Figura 41 – Curva da temperatura do fio atuador de Ni-Ti em função da corrente elétrica de ativação.	77
Figura 42 – Ensaio de tração no fio de Ni-Ti com 0.31mm de diâmetro.....	78
Figura 43 – Ativação e resposta do fio Ni-Ti após treinamento. a) Curva da corrente em função do tempo. b) Curva de deslocamento em função do tempo. c) Curva de deslocamento do fio Ni-Ti submetido a uma carga de 200 MPa em função da corrente elétrica.	79
Figura 44 – Ativação e resposta da falange proximal em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,9 A. b) Resposta angular em função do tempo.	80
Figura 45 – Ativação e resposta da falange proximal em malha aberta para o dedo desenvolvido por Bundhoo <i>et al</i> (2008). a) Degrau de corrente de 0,8 A. b) Resposta angular em função do tempo.	81
Figura 46 – Controle da falange proximal em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	82
Figura 47 – Imagens do posicionamento da falange proximal para cada ângulo de referência da Figura 46.	83

Figura 48 – Sistema de resfriamento dos fios LMF.....	84
Figura 49 – Controle da falange proximal em malha fechada com resfriamento forçado. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	85
Figura 50 – Ativação e resposta da falange medial em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,9 A. b) Resposta angular em função do tempo.	86
Figura 51 - Ativação e resposta da falange medial em malha aberta para o dedo desenvolvido por Bundhoo <i>et al</i> (2008). a) Degrau de corrente de 0,8 A. b) Resposta angular em função do tempo.	87
Figura 52 - Controle da falange medial em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	88
Figura 53 – Imagens do posicionamento da falange medial para cada ângulo de referência da Figura 52.	89
Figura 54 - Controle da falange medial em malha fechada com resfriamento forçado. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	90
Figura 55 – Ativação e resposta da falange distal em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,9 A. b) Resposta angular em função do tempo.	91
Figura 56 - Controle da falange distal em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	92
Tomando como intervalo I da Figura 56 o período compreendido entre 15° - 45°, a falange distal do dedo atingiu a referência em um tempo igual a 5,49 segundos e manteve uma média de erro em regime permanente de 0,43°. O intervalo II, definido como 45° - 30°, foi atingido o ângulo desejado em 6,56 segundos com uma média de erro de aproximadamente 0,91°. O intervalo III, na faixa 30° - 70°, o tempo gasto para atingir a referência foi de 7,19 segundos com uma média de erro de 0,63°. Por último, para o intervalo IV compreendido na faixa 70° - 55°, foi obtido o ângulo desejado em um intervalo de tempo de 8,88 segundos e com uma média de erro de 0,35°.....	92
Figura 57 - Imagens do posicionamento da falange distal para cada ângulo de referência.	93
Figura 58 - Controle da falange distal em malha fechada com resfriamento forçado. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	94

Figura 59 – Atuadores montados no sistema de polias. a) Fios de LMF tensionados na posição inicial. b) Fio da falange medial com folga (indicada pela seta) durante acionamento elétrico da falange proximal.	95
Figura 60 - Acionamento das falanges proximal e medial para uma corrente de 0,9 A. a) Falange proximal. b) Falange medial.....	96
Figura 61 – Resposta angular do dedo robótico ao acionamento de todas as falanges simultaneamente.....	97
Figura 62 – Imagem capturada pela câmera para o acionamento simultâneo das 3 falanges.	97
Figura 63 – Ativação da falange medial para uma sequencia de duas posições. a) Ângulo de referência. b) Saída defuzzificada. c) Corrente no atuador.....	99
Figura 63 – Ativação da falange medial para uma sequencia de quatro posições. (a) Ângulo de referência. (b) Saída defuzzificada. (c) Corrente no atuador.	100

SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

BLCC	Brushless Direct Current
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CC	Corrente Contínua
CO₂	Dióxido de Carbono
DIP	Distal Interfalangeana
DOF	Degree Of Freedom
DSC	Differential Scanning Calorimeter
LMF	Liga com Memória de Forma
KHz	Quilohertz
MCP	Metacarpo Falangeana
mN.m	MiliNewton vezes Metro
MDF	Modelagem por Deposição Fundida
MPa	Mega Pascal
NIPA	N-isopropilacrilamida
PAA	Poli – Ácido – Acrílico
PAM	Poli – Acrilamida
PIP	Proximal Interfalangeana
PVC	Policloreto de Vinila
RPM	Rotação por Minuto
RVDT	Rotary Variable Differential Transformer
SME	Shape Memory Effect
USM	Ultrasonic Motors
ϕ	Phi

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas duas décadas, o desenvolvimento de materiais inteligentes capazes de serem utilizados como atuadores compactos, potentes e leves, têm se tornado o centro de investigação de muitas instituições científicas e de vários grupos de pesquisa em todo o mundo. Esses materiais especiais podem ser usados em diversas áreas da vida moderna, trazendo consigo seus benefícios e custos agregados. No caso específico da área de Engenharia de Reabilitação, tais materiais estão sempre em evidência na busca de solucionar problemas bastante específicos que sempre necessitam de soluções mais sofisticadas e que normalmente exigem atuadores convencionais bastante complexos para o desenvolvimento de projetos cada vez mais arrojados.

Pode-se definir engenharia de reabilitação como a aplicação de métodos de engenharia e de ciências exatas no desenvolvimento, projeto e construção de sistemas, equipamentos e dispositivos que auxiliam a recuperação de alguma habilidade perdida devido a acidente, enfermidade ou defeito congênito. Esta área está contida no âmbito da engenharia biomédica como uma de suas subdivisões.

A engenharia de reabilitação concentra-se basicamente na pesquisa e produção de equipamentos voltados para a reabilitação e atua de forma multidisciplinar junto a unidades de terapia, ortopedia e neurologia. Os recentes avanços em diversos campos, tais como novos materiais, inteligência artificial, mecatrônica, microtecnologia, nanotecnologia, entre outros, aliados a necessidade de fornecer uma maior reintegração a sociedade de pessoas com algum tipo de deficiência física, vem criando novas perspectivas nesta área de atuação (ANTÔNIO, 2004). Essa área inclui uma variedade grande de sistemas, variando de simples ferramentas adaptativas dos mecanismos micro controlados até aos sistemas mais complexos, como próteses para membros superiores e órteses para membros inferiores. O desenvolvimento de próteses para membros superiores é uma linha de pesquisa bastante complexa da engenharia de reabilitação pelo fato de se localizar nos membros superiores uma das partes mais complexas dos seres humanos, a mão.

A mão humana é um órgão presente em quase todas as atividades do ser humano, desde tarefas complexas como manusear grandes máquinas até tarefas bastante simples como se alimentar. Tanto uma tarefa quanto a outra, a mão é capaz de realizar com exatidão e destreza. A falta deste órgão pode ocorrer por acidente ou má formação congênita e isto acarreta grandes dificuldades para as pessoas. Apesar da primeira prótese para membro superior datar de aproximadamente 200 A.C., foi nas últimas décadas, com o auxílio da engenharia de reabilitação e outras áreas afins, que se encontraram soluções mais confortáveis e funcionais para os usuários.

As próteses para membros superiores atenuam os problemas encontrados pelas pessoas amputadas, pois são órgãos artificiais que substituem o membro ausente. Assim, se constituem em uma ferramenta de auxílio a essas pessoas para melhorar suas condições de vida, principalmente na execução das tarefas do dia a dia, além de contribuir com o fator “aparência”. Estas ferramentas também contribuem para dar maior autonomia ao paciente e assim aumentar sua qualidade de vida (DEL CURA, 2005).

Entretanto, mesmo com a intenção de ajudar o paciente e com os avanços dos materiais, da eletrônica, entre outros, existe grande rejeição por parte dos usuários para utilização das próteses. Isso ocorre principalmente devido a existência de ruídos, peso elevado, falta de antropomorfismo, baixa agilidade e alto custo de aquisição e manutenção. Para minimizar estes problemas, engenheiros e pesquisadores têm tentado inserir nas próteses tecnologias de atuadores não convencionais, em especial aquelas baseadas em materiais inteligentes, como as Ligas com Memória de Forma (LMF).

As LMF são ligas metálicas especiais que possuem a propriedade de serem termicamente ativas, ou seja, ao estímulo térmico respondem com uma deformação e/ou tensão mecânica. Esta característica é conhecida como “efeito memória”. Não obstante a área de engenharia de reabilitação, outras áreas têm sido beneficiadas com as pesquisas em LMF, pois estes materiais podem permitir: controle de posição (LIMA *et al*, 2007), mudança de formas (SONG e MA, 2007; SOFLA *et al*, 2010), aplicações aeroespaciais (LAGOUDAS, 2009), além de soluções para problemas relacionados a biomedicina (MACHADO e SAVI, 2003) e muitas outras.

A utilização destes materiais com respostas eletromecânicas aliada com a implementação de técnicas de controle tem permitido a criação de estruturas inteligentes capazes de solucionar diversos problemas na área da robótica e mecatrônica em geral. Ao contrário dos sistemas convencionais de mecanismos que envolvem servomotores e servoválvulas hidráulicas, os mecanismos de atuação com materiais inteligentes possuem as seguintes características intrínsecas: transmissão direta de força/torque, *design* simples e um baixo consumo de energia (CHOI, 2006). Os fenômenos de efeito memória de forma simples ou duplo apresentados por estas ligas metálicas especiais podem gerar forças de recuperação intensas associadas a deslocamentos importantes (trabalho mecânico) fazendo com que estes materiais se tornem atuadores termomecânicos. A capacidade que esses materiais possuem tem despertado o interesse em utilizá-los em áreas bastante específicas onde se necessita de pouco ruído de acionamento, leveza e algum tipo de força ou trabalho mecânico.

Neste cenário, a proposta de estudar a utilização de atuadores de LMF para elaboração de próteses que possibilitem futuramente um maior grau de reabilitação aos pacientes que sofreram perdas de seus membros, além de se caracterizar como uma contribuição científica e tecnológica importante, pode levar a uma melhor qualidade de vida e uma maior independência em suas atividades diárias, o que aumentaria sua auto-estima e abriria novos horizontes para sua reintegração à sociedade.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Esta pesquisa tem por objetivo geral realizar o desenvolvimento de um protótipo de dedo robótico com características antropomórficas, sem a integração de motores e sensores convencionais na sua estrutura mecânica, empregando atuadores de uma LMF Ni-Ti na forma de fios finos e um sistema de visão artificial composto de uma câmera para captação das posições do dedo em função da ativação por aquecimento resistivo.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Projetar um protótipo de dedo biométrico com 3 graus de liberdade e 3 movimentos ativos, ou seja, cada falange deve possuir seu movimento independente;
- Construir um protótipo em polímero rígido ABS por meio de prototipagem rápida usando uma impressora tridimensional;
- Selecionar, treinar e implantar fios de LMF na estrutura mecânica para que atuem como tendões flexores no dedo robótico, devendo o movimento do tendão extensor ser realizado por anéis de borracha;
- Implementar um sistema de aquisição de imagem para captar a posição do dedo considerando o movimento de cada falange;
- Implementar um sistema eletrônico e computacional para o acionamento e controle do dedo robótico.

1.2 JUSTIFICATIVA

O protótipo de um dedo biométrico com atuação por fios de LMF surge principalmente da necessidade de redução de peso e de ruído detectada nas próteses de mão atuais. Verifica-se que os mecanismos de atuação convencionais dos modelos de próteses existentes as tornam com um peso desconfortável para sua utilização, além do efeito psicológico negativo causado pelo ruído destes mecanismos. Adicionalmente, existe também uma questão de estética, ou seja, as medidas antropométricas geralmente não podem ser obedecidas devido à presença de motores elétricos e outros atuadores convencionais.

Conforme mencionado anteriormente, as LMF vêm se destacando por suas propriedades termomecânicas de geração de força e/ou deformação em função da temperatura. Para estes materiais gerarem forças, e conseqüentemente funcionarem como tendões artificiais, basta apenas a sua obtenção na forma de fios finos e a aplicação de um campo de temperatura para promover sua transformação de fase, a qual ocorre de maneira bastante silenciosa. A introdução das LMF como atuadores em aplicações de reabilitação robótica pode originar estruturas que possuem um baixo volume e baixo peso aliados a uma boa resistência mecânica.

Nesse contexto, a utilização de fios finos de LMF possibilita simular o comportamento dos tendões que se movimentam devido ao aquecimento por passagem de corrente elétrica (efeito Joule), podendo levar a simplificação do sistema mecânico, principalmente se for acompanhada da eliminação dos sensores de rotação (potenciômetros, *encoders*) responsáveis pelas medidas de posição da estrutura móvel, como previsto neste trabalho.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A MÃO HUMANA

A mão humana pode ser considerada um dos órgãos de maior importância para o ser humano. Além das características como órgão motor ou eferente, ou seja, é capaz de realizar movimentos, possui uma grande maleabilidade e também o poder de captar informações táteis do ambiente. Essa característica também a torna um órgão aferente, ou seja, capaz de receber informações do ambiente. Isso se deve ao fato de que na superfície da mão estão espalhados diversos receptores, que desempenham a função de sensores capazes de informar as condições de contato agindo na mão. Tais informações são, por exemplo: temperatura, força, posição, pressão e umidade.

Antigos filósofos como Anaxágoras (500-428 A.C.) e Aristóteles (384-322 A.C.) já debatiam a respeito da relação entre a mão e a mente humana, pois tanto uma como outra fornecem características ao ser humano que o diferencia dos outros animais. As pautas dos debates eram, principalmente, filosofar se foi por causa da habilidade de manipulação da mão que o ser humano se tornou inteligente, ou o contrário. Alguns autores, conforme descrito por Albuquerque (2007), afirmam ser a mão humana uma das partes mais evoluídas do corpo humano, capaz de interagir, de forma versátil, com o meio ambiente, por meio de movimentos, de sensações de tato, de controle de forças e outras habilidades. Essa capacidade de percepção ocorre devido aos milhares de biosensores, sendo cerca de 17000 mecanoreceptores, divididos entre receptores de movimentos por meio da pele, pressão e vibração (LIU *et al. apud* DEL CURA 2005). A mão localiza-se na parte extrema que finaliza cada membro superior, fato este que possibilita a manipulação de objetos distantes. Além disso, a presença de um dedo oponível (polegar), ou seja, capaz de colocar a ponta em contato com qualquer outro dedo e posicionado ligeiramente afastado dos restantes, permite ao homem manusear objetos de diferentes tamanhos com grande eficácia, precisão e força (DE CAMARGO, 2008).

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

A mão humana é dividida em dedos, os quais por sua vez são subdivididos em falanges. As falanges são constituídas por ossos que formam os dedos, sendo que o polegar é formado apenas por duas falanges (proximal e distal) e os demais dedos por três (proximal, medial e distal). Cada falange tem uma base proximalmente, uma cabeça distalmente e um corpo entre a base e a cabeça. Com relação às dimensões, as falanges proximais possuem o maior comprimento, as mediais são de tamanho intermediário e as distais são menores. Pode-se observar a constituição óssea da mão humana por meio da visão dorsal mostrada na Figura 1.

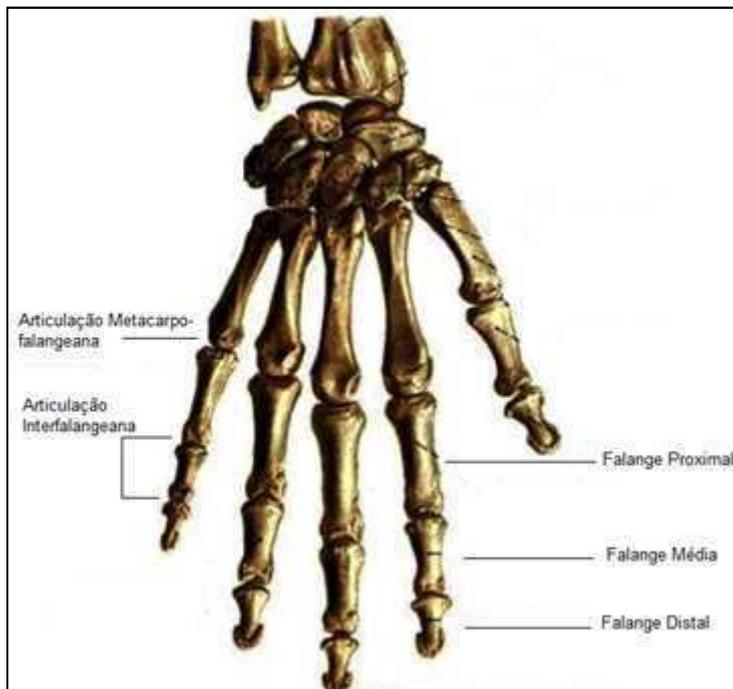


Figura 1 – Ossos da mão – visão dorsal (Adaptado de De Camargo, 2008).

A dimensão das falanges humanas é mais uma obra da natureza que obedece a uma regra geométrica especial denominada de proporção de áurea

(FREITAS, 2008). A proporção de áurea, também conhecida como número de ouro, pode ser definida como a mais harmoniosa forma de dividir em duas partes qualquer segmento de reta, ou seja, numericamente é um valor que se aproxima de 1,618.

Para demonstrar essa proporção, considera-se um segmento de reta AC e colocando um ponto B mais próximo de A, de forma que a razão do segmento AB para BC seja igual à razão do segmento BC para AC, conforme a Figura 2.

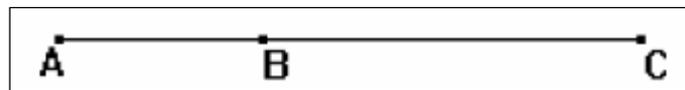


Figura 2 – Segmento de reta para definição da proporção de áurea.

A razão entre os comprimentos desses segmentos denomina-se seção de áurea, logo:

$$\frac{(AB)}{(BC)} = \frac{(BC)}{(AC)}$$

Para se definir o número de ouro, faz-se a seguinte manipulação matemática:

$$AB = y$$

$$BC = x$$

$$AC = x + y$$

Por definição, o número de ouro vai ser a razão entre x e y:

$$\frac{y}{x} = \frac{x}{(x + y)}$$

Substituindo y por 1 tem-se:

$$\frac{1}{x} = \frac{x}{(x + 1)}$$

Multiplicando ambos os lados por $x(x + 1)$, obtêm-se:

$$x^2 - x - 1 = 0$$

Resolvendo esta equação quadrática, obtêm-se as seguintes soluções:

$$x_1 = \frac{(1 + \sqrt{5})}{2}$$

$$x_2 = \frac{(1 - \sqrt{5})}{2}$$

Desprezando a segunda raiz, x_2 , devido não existir valor negativo para o comprimento de um segmento, o valor encontrado para o número de ouro, Φ (*Phi*), é:

$$\Phi = \frac{(1 + \sqrt{5})}{2} \cong 1,618$$

Segundo Belussi *et al* (2005), a origem desse número perde-se na antiguidade. Estudos comprovam que as pirâmides de Gizé foram construídas tendo em conta a razão áurea: a razão entre a altura de uma face e a metade do lado da base da grande pirâmide é igual ao número de ouro. As falanges humanas seguem a seguinte proporção: dividindo-se a falange medial pela falange distal, assim como a falange proximal pela falange medial têm-se a razão de áurea, ou seja, $\Phi = 1,618$.

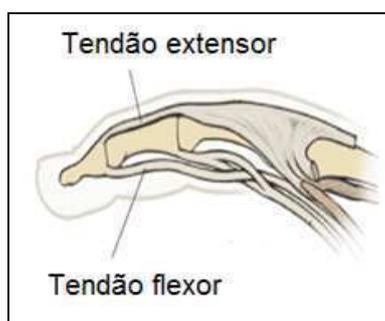
Além das falanges, o dedo possui três articulações, conforme ilustra a Figura 1, exceto o polegar. Essas articulações são responsáveis pela realização do movimento das falanges juntamente com os tendões. As articulações das falanges possuem uma angulação que limitam o seu movimento. Segundo Bundhoo *et al* (2008) a mão de um adulto possui os ângulos mostrados na Tabela 1.

Tabela 1 – Ângulos formados pelas articulações dos dedos (Bundhoo *et al*, 2008).

Falange	Articulação	Ângulo (°)
Proximal	MCP	90
Medial	PIP	100-110
Distal	DIP	80

A articulação que se localiza próxima do osso do metacarpo é denominada metacarpo falangeana (MCP – *Metacarpophalangeal*). A que está entre a falange proximal e medial denomina-se de proximal inter-falangeana (PIP – *Proximal interphalangeal*) e a que se localiza na extremidade, entre a falange medial e distal, recebe o nome de distal inter-falangeana (DIP – *Distal interphalangeal*).

Outro elemento importante presente nas mãos são os tendões. Os tendões são as partes não contráteis que estão localizados nas extremidades dos músculos, geralmente unindo os ossos aos músculos, em forma de cordão, por vezes redondo e mais frequentemente achatados. A Figura 3 ilustra um dedo humano típico, com o tendão flexor e o extensor.

Figura 3 – Ilustração da vista lateral de um dedo, com os tendões flexores e extensores (*The Visual Dictionary*, 2010).

Os tendões são estruturas fibrosas, com a função de manter o equilíbrio estático e dinâmico do corpo, por meio da transmissão do exercício muscular aos ossos e articulações. O tendão flexor é responsável pelo fechamento do dedo e tendão extensor pela abertura.

2.2 REABILITAÇÃO ROBÓTICA

Segundo Hillman (1998) (*apud* TEJIMA, 2000), reabilitação robótica pode ser definida como a aplicação de tecnologias para reabilitar as

necessidades de pessoas com deficiência, assim como no auxílio das pessoas idosas. Esta definição pode se estender quando se inclui os robôs que possuem finalidades de reabilitações profissionais, fins terapêuticos e entretenimento (KARGOV, 2007).

As reabilitações robóticas no princípio tinham como principal objetivo restaurar as funções motoras perdidas, assim como auxiliar o tratamento de pessoas com deficiências ou pessoas incapacitadas de se locomoverem. A primeira tentativa de produzir sistemas robóticos com essa finalidade teve início no final dos anos 60 e início dos anos 70. Praticamente todos os esforços iniciais falharam em atingir o estado de produção, basicamente pela rejeição dos prováveis usuários aos *designs* desenvolvidos, principalmente nas áreas de interface homem-máquina, e aos altos custos dos protótipos desenvolvidos (PRIOR e WARNER, 1990). Entretanto, pesquisas recentes têm mostrado o aumento significativo das possibilidades de uso das tecnologias robóticas na área de reabilitação (TERAUCHÍ *et al*, 2006).

Milhares de robôs são utilizados na produção de produtos manufaturados mundialmente. Entretanto, praticamente apenas centenas de reabilitações robóticas são utilizadas por pessoas com algum tipo de deficiência. Isto indica que o sucesso das reabilitações robóticas não pode ser obtido apenas com o uso de tecnologias de robôs industriais. Existe uma série de fatores preponderantes que tornam inviáveis o uso destes robôs. O custo e a manutenção vêm em primeiro lugar como sendo os maiores problemas enfrentados por parte dos usuários (TEJIMA, 2000). Logo em seguida, tem-se a problemática da interface homem-máquina, ou seja, a interface mecânica de uma prótese é a parte que permite o encaixe da prótese com o membro amputado. Essa interface é importante porque pode ser motivo de rejeição da peça, por motivo físico, biológico ou psicológico. Fisicamente, a rejeição ocorre quando a prótese se torna insuportável devido ao atrito com o corpo, ao peso ou ao acúmulo de calor. Psicologicamente, isso ocorre quando seu portador a considera inadmissível e nega, conscientemente, que a prótese pertence ao seu corpo, geralmente por influência familiar ou do meio social. Biologicamente, quando o próprio corpo combate a parte em contato com a prótese, manifestando-se na forma de alergia (KASSAB, 2001). Outro agravante é que as reabilitações robóticas são utilizadas, em alguns casos, por

peças com problemas mentais e físicos e isto pode ser suscetível a originar alguns acidentes. Para evitar danos ao usuário, as reabilitações robóticas estão sendo desenvolvidas para operar com baixas energias. Isso significa que esses equipamentos só podem trabalhar com pesos leves e movimentam-se muito lentamente. Consequentemente, as tarefas que são desenvolvidas são muito limitadas (TEJIMA, 2000).

Visando a solução de parte dos problemas acima descritos, pesquisadores nos últimos 20 anos promoveram um crescimento significativo na área de reabilitação robótica devido aos avanços da ciência dos materiais, assim como a miniaturização dos componentes eletrônicos, facilitando com isto a construção de próteses mais confortáveis (BUNDHOO *et al*, 2008; ANDRIANESIS e TZES, 2008; FARÍAS *et al*, 2009).

Alguns materiais atualmente pesquisados apresentam características importantes para serem utilizados como atuadores em próteses robóticas. Como exemplo tem-se: polímeros eletroativos (PRADO, 2008) e as ligas com memória de forma (DE LAURENTIS e MAVROIDIS, 2002; LOH, YOKOI e ARAI, 2005; FARÍAS *et al*, 2009; ANDRIANESIS e TZES, 2008; BUNDHOO *et al*, 2008). As características especiais de atuação destes materiais serão detalhadas no próximo tópico.

As reabilitações com auxílio de robôs se tornam bastante atraentes, pois quando comparados com métodos convencionais de reabilitação, os pacientes desenvolvem melhores resultados em menos tempo, como comprovaram engenheiros holandeses com desenvolvimento de um robô de reabilitação de movimentos dos braços e ombros por pacientes que sofreram derrame cerebral (ROBÓTICA, 2009).

A quantidade de modelos de próteses robóticas, utilizando tecnologias com materiais avançados, ainda é bastante limitada quando comparada com os modelos convencionais de atuação. Porém, este quadro tende a se inverter devido aos usuários exigirem cada vez mais das próteses biométricas, e isto se torna possível com a utilização de materiais avançados.

Em vista da agilidade de uma mão natural, pode-se assumir que existem muitos problemas para o desenvolvimento de mãos artificiais, tais como: agilidade, controlabilidade, geometria e funcionalidade da mão,

desenvolvimento e localização dos sensores, a comunicação entre todos os sensores e a necessidade de atuadores com melhor desempenho.

2.3 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES

A perda de um membro ou parte dele é um fato que sempre esteve presente na humanidade, e por causa disto o homem desde a antiguidade tentou desenvolver diferentes maneiras de substituí-los. Nesse contexto, pode-se definir prótese como sendo um dispositivo artificial que tem por objetivo a substituição de membros ausentes ou má formação congênita, ressaltando como principal objetivo a reintegração do paciente a sociedade, de modo que possa voltar a realizar suas atividades normalmente. As referências mais antigas sobre próteses datam aproximadamente de 500 A.C., em que esculturas e desenhos em mosaicos e cerâmicas ilustram pessoas com pilões de madeiras em substituição a suas pernas. Aproximadamente entre os séculos XV e XVI surgiram às primeiras construções de próteses para membros superiores. Inventores como Ambroise Paré e Leonardo da Vinci, projetaram e construíram próteses muito complexas (considerando as limitações tecnológicas da época) e bastante funcionais (BOCCOLINI, 2000), como ilustra a Figura 4.

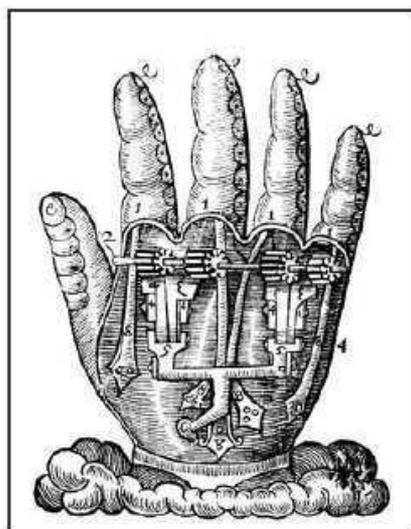


Figura 4 – Mão artificial em aço projetada por Amboise Pare (Wigley, 1991).

Após o término da Segunda Guerra Mundial (1939-1945), em que ocorreram milhares de mutilações, diversos estudos foram iniciados para o desenvolvimento de próteses melhores e mais funcionais. Com isso, atualmente existe uma diversidade de tipos e modelos de próteses, entretanto nem todas completamente funcionais e antropomórficas.

Estima-se que o maior número de amputados esteja nos Estados Unidos, onde uma entre 300 pessoas sofreu algum tipo de perda e 23% dos casos são traumas nos membros superiores (DE LAURENTIS e MAVROIDIS, 2002). Pesquisas mostram que de 30 a 50% dos amputados preferem não usar, ou utilizam de forma esporádica, as próteses devido a problemas relacionados com a não reprodução das características antropomórficas, tais como aspecto estético, movimento e sensibilidade, e a grande dificuldade do controle e treinamento para sua utilização, aliados a ruídos de acionamentos e pesos elevados. Estes são os principais fatores que contribuem para a rejeição das próteses pelos usuários. Desta forma, para se projetar esses dispositivos é necessário deter um bom conhecimento sobre a anatomia dos órgãos que se deseja substituir, definindo como requisitos de projeto características como movimentos similares, tamanho, forma, aspecto estético, além de tentar reproduzir funções inerentes à mesma, como no caso de membros superiores e respostas táteis (DE CAMARGO, 2008).

2.3.1 Classificação das Próteses para Membros Superiores

Devido à grande quantidade de próteses existentes, se faz necessário uma classificação para uma melhor abordagem do assunto. Uma das formas de classificar os diferentes tipos de próteses para membros superiores está na forma de energia utilizada para realizar os movimentos, quando essas são funcionais e não somente estéticas.

A princípio, as próteses podem ser divididas em dois grandes grupos, podendo ser ativas ou passivas, significando que têm ou não capacidade de realizar movimentos. Assim, as próteses ativas são todas aquelas que realizam movimentos e as passivas são aquelas puramente estéticas ou funcionais.

As próteses passivas são dispositivos estáticos que não possuem articulações ou mecanismos, e desse modo, não realizam movimentos. Pode-

se dividir esse grupo em duas categorias: próteses estéticas e passivas para trabalho, conforme mostra a Figura 5. As próteses estéticas, são dispositivos que imitam com grande eficiência o aspecto estético da mão humana (Figura 5b), entretanto, não possuem o funcionalismo inerente à mesma. O objetivo de tais próteses é de restabelecer o aspecto externo do corpo do paciente. Já as próteses passivas para trabalhos, apesar de serem dispositivos estáticos, são de grande funcionalismo, pois geralmente possuem uma ferramenta na extremidade mais distal, como por exemplo um gancho ou martelo (Figura 5a), servindo para auxiliar o paciente a executar seu trabalho (BOCCOLINI, 1990).

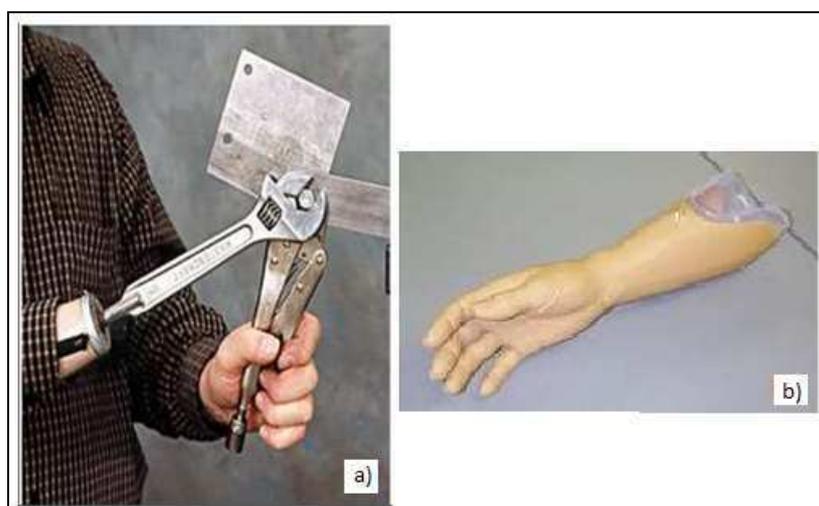


Figura 5 – Exemplos de próteses passivas. a) Prótese Passiva para Trabalho (Emat, 2006; Ipo, 2005 *apud* DE Camargo, 2008), b) Próteses Estética de Mão em PVC (Garrido, 2008).

As próteses ativas, ao contrário das passivas, são caracterizadas pela mobilidade e movimento de suas partes, podendo ser controladas de alguma forma pelo paciente. As próteses ativas são divididas da seguinte forma: ativa por força externa, força própria, ou a união dessas duas formas, que são as chamadas próteses híbridas. As próteses acionadas por força própria do paciente, conhecidas também como próteses ativas por tração, têm os movimentos das juntas efetuados por intermédio de cabos ou tirantes. A Figura 6 apresenta exemplos deste tipo de prótese.

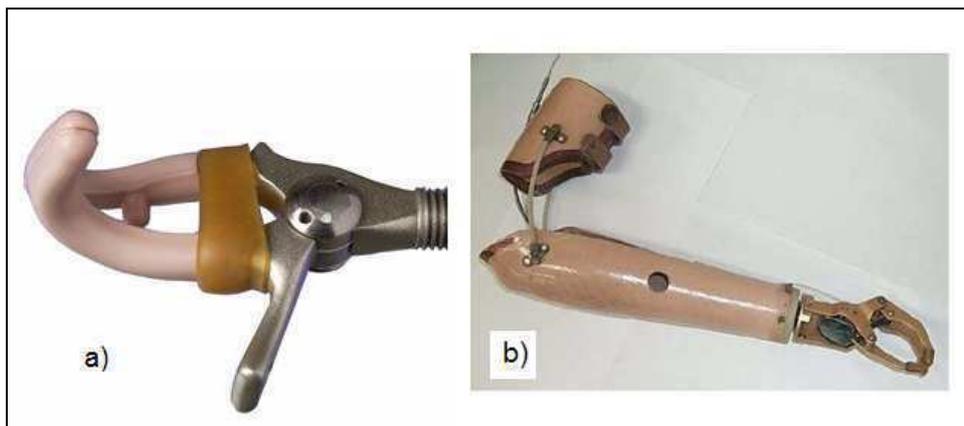


Figura 6 – Exemplos de próteses ativas por força própria. a) Gancho aberto via tirante torácico (Ottobock, 2011). b) Prótese com mão incompleta (Carvalho, 2004).

Esse tipo de prótese aplica-se em praticamente todos os níveis de amputação, entretanto existe uma dificuldade maior de adaptação para pacientes com cotos proximais. Uma grande desvantagem está na necessidade do paciente ter que realizar um treinamento intenso para a utilização deste dispositivo, pois os movimentos de acionamento não são naturais e intuitivos (CUNHA, 1999). Além disso, esse tipo de prótese requer grande concentração e esforço do amputado, o que posteriormente poderá causar fadiga muscular durante o uso e perda de interesse por parte do paciente.

As próteses ativas acionadas por forças externas podem ser subdivididas em pneumáticas e elétricas. As próteses pneumáticas são acionadas por meio de um reservatório de gás comprimido ou CO₂, geralmente localizado na região das axilas e que aciona atuadores pneumáticos fazendo o dispositivo executar determinado movimento. O controle deste tipo de prótese é feito por meio de válvulas comandadas por contração muscular do coto. Os principais motivos de rejeição deste dispositivo são o alto ruído de funcionamento, seu peso elevado, pouca autonomia, além de não se ter controle de força.

Dentre as próteses ativas por forças externas que utilizam energia elétrica para geração dos movimentos, existe uma divisão com relação à forma de comandá-las. Os 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 e a

outra forma é por meio dos sinais mioelétricos. A Figura 7 apresenta um modelo desta prótese acionada por comandos mioelétricos.



Figura 7 – Prótese ativa comandada por sinais mioelétricos (Farías *et al*, 2009).

O princípio básico de funcionamento desta prótese da Figura 7 ocorre pela inserção de eletrodos na região em que ocorreu a amputação do paciente. Os eletrodos captam os impulsos provenientes do cérebro e amplificam estes sinais para enviar a informação aos motores responsáveis pela abertura e fechamento da mão.

A Figura 8 apresenta um diagrama geral onde se apresentam os vários tipos de próteses conforme a fonte de energia utilizada.

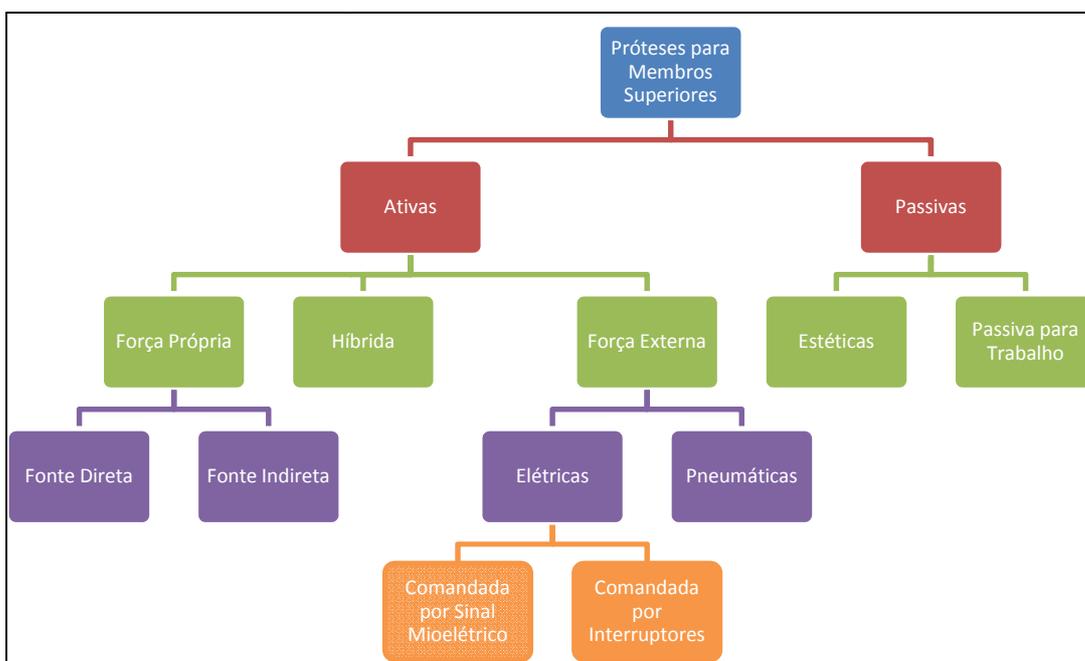


Figura 8 – Classificação das próteses segundo a fonte de energia utilizada.

Para o desenvolvimento de próteses antropomórficas, capazes de realizar várias funções de uma mão natural, as que mais se aproximam deste tipo são as próteses ativas por forças externas.

2.4 ATUADORES

Os elementos responsáveis pela conversão de um determinado tipo de energia em outro podem ser denominados de atuadores. Por exemplo, a conversão de energia elétrica em mecânica (movimento) ou elétrica em térmica. Existem vários tipos de atuadores, muitos deles encontrados comercialmente, outros em fase de pesquisa. Compostos por motores ou materiais ativos, pode-se classificá-los de acordo com o princípio de funcionamento empregado na geração do movimento, seja ele linear ou rotacional, em atuadores convencionais e não-convencionais.

Os atuadores convencionais estão compreendidos em um grupo cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno eletromagnético, tendo como base os motores de corrente contínua (CC). Por outro lado, os atuadores não-convencionais utilizam como princípio de funcionamento os fenômenos ligados diretamente à estrutura atômica do material, como certas propriedades de algumas ligas metálicas, materiais piezelétricos e compostos químicos do tipo polímero gel (CUNHA, 2002).

2.4.1 Atuadores Convencionais

2.4.1.1 Micromotores CC

Os micromotores CC são os motores mais empregados em próteses, principalmente nas próteses comerciais. Esses motores possuem alta rotação e reduzido torque e necessitam ser acoplados a um redutor para aumento do torque e diminuição da velocidade de saída para acionamento do mecanismo. A Figura 9 mostra, através de uma fotografia, alguns motores CC tipicamente empregados como atuadores em próteses. O relativo tamanho reduzido desses motores e dos redutores facilita a acomodação deles em próteses, sendo

possível acomodar vários conjuntos motor/redutor para se obter um maior número de juntas ativas na prótese.



Figura 9 - Micromotores e redutores usados em próteses. a) Motor com torque de 21,45 mN.m e velocidade de 5500 rpm; redutor de 199,3:1; b) Motor com torque de 0,769 mN.m e velocidade de 11693 rpm; redutor de 12:8:1; c) Motor com torque de 1,52 mNm e velocidade de 12300 rpm; redutor de 7:2:1 (Cunha, 2002). d) Estrutura interna do motor CC.

2.4.1.2 Micromotores *Brushless*

Este tipo de motor foi desenvolvido para aplicações de alto desempenho em que se necessita de extrema vida útil. Este motor agrega as vantagens da tecnologia de rotor sem núcleo e do sistema de comutação eletrônica. Por meio de sensores, um circuito eletrônico analisa a posição do rotor em relação às espiras e processa a comutação das mesmas. Sem a presença de escovas, a vida útil do motor fica limitada somente à vida dos rolamentos, superando em muito a vida útil dos motores com escovas. Sua faixa de velocidade varia de 0 a 60.000 rpm, com características de torque, corrente e velocidade totalmente linear. Como esses motores possuem alta rotação e baixo torque, se faz necessário também o uso de redutores para a movimentação dos mecanismos (MARTE, 2011).

Os micromotores CC mais compactos ainda são maiores que esses tipos de motores, o que facilita a acomodação dentro da cavidade protética. A principal diferença entre eles é a função de comutação, não realizada mecanicamente, mas realizada por uma chave eletrônica, livre de manutenção.

2.4.1.3 Motores de Passo

No motor de passo é aplicada uma sequência de pulsos elétricos sobre uma série de eletroímãs dispostos sobre o estator, fazendo o rotor produzir incrementos angulares, conhecidos como passos. Neste caso não se utilizam escovas ou comutadores. O número de pulsos e a cadência com que estes pulsos são aplicados controlam a posição e a velocidade do motor, respectivamente. Os motores de passo são caracterizados pelo torque que produzem e por sua habilidade de poder manter o eixo em uma posição mantendo o torque, sem estar em movimento.

O controle computadorizado de motores de passo é uma das formas mais versáteis de sistemas de posicionamento, particularmente quando controlado digitalmente como parte de um servo sistema. Os motores de passo são usados em *scanners* planos, impressoras, injeção eletrônica nos automóveis e muitos outros dispositivos. A desvantagem desse tipo de motor, quando aplicado em próteses para membros superiores, é seu peso e tamanho elevado. Entretanto, com o desenvolvimento de novos dispositivos mais leves e menores, estes motores também vêm podendo ser aplicados neste tipo de projeto (DE CAMARGO, 2008).

2.4.1.4 Micro Bomba

A micro bomba é um tipo de atuador que utiliza a energia hidráulica por meio da transferência de energia mecânica gerada por um micromotor CC a um fluido usando um pistão e cilindro, de modo a gerar uma força hidráulica, elevando a pressão deste fluido e assim movimentando um dispositivo hidráulico. Os autores LEE e SHIMOYAMA (2000) (*apud* DE VOLDER e REYNAERTS, 2011) utilizaram em um trabalho sobre desenvolvimento de um micro músculo artificial de borracha, uma micro bomba para fornecer força hidráulica ao sistema, conforme ilustra a Figura 10.

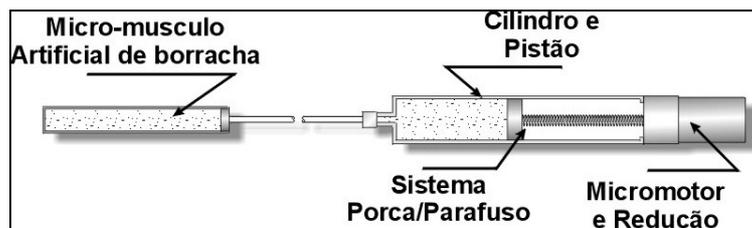


Figura 10 – Micro compressor e micro músculo artificial (Cunha, 2002).

A micro bomba consiste de um conjunto cilindro-pistão, um sistema parafuso-porca e um micromotor CC acoplado a um redutor, que pode gerar 0,6 MPa de pressão hidráulica ao comprimir o líquido dentro do cilindro. O sistema parafuso-porca é o responsável pela conversão do movimento de rotação do motor-redutor em movimento linear do pistão dentro do cilindro, podendo-se então controlar a pressão hidráulica e o deslocamento do micro músculo artificial de borracha por meio da tensão aplicada ao motor.

LEE e SHIMOYAMA (2000) (*apud* DE VOLDER e REYNAERTS, 2011) criaram um micro músculo artificial hidráulico chamado “*Mckibben artificial muscle*”, o qual é leve e capaz de realizar movimentos suaves. O micro músculo artificial caracteriza-se por ser uma estrutura tubular de borracha, o qual é controlado e atuado pela força hidráulica gerada por um micro compressor hidráulico, podendo não somente realizar a contração como um músculo normal, mas também proporcionando grande força. O músculo pode também ser utilizado como um sensor de pressão, por causa da característica da pressão interna, a qual muda de acordo com a carga aplicada externamente.

Esse sistema pode ser leve o suficiente para ser acomodado em uma prótese, permitindo o acionamento de algumas juntas sem o comprometimento do espaço interno utilizado para acomodação dos circuitos de controle e da fonte de energia elétrica. Também é possível construir um sistema de controle compacto para o músculo artificial de borracha sem o uso de grandes equipamentos de controle como válvulas eletromagnéticas, além da utilização da força hidráulica nos músculos artificiais apresentar grandes vantagens como: necessidade de pequeno fluxo; o limiar de movimento pode ser ajustado; alta eficiência de força; o fluido de atuação pode ser reciclado; a saída de força pode ser amplificada e possui pequeno *overshoot* (LEE e SHIMOYAMA, 2000, *apud* DE VOLDER e REYNAERTS, 2011).

2.4.2 Atuadores Não Convencionais

2.4.2.1 Atuador Piezoelétrico

O fenômeno da piezoelectricidade ocorre em certos materiais que se tornam eletricamente polarizados quando uma deformação mecânica é aplicada. Quando uma força que provoca deformação é aplicada neste tipo de material, um campo elétrico é gerado. Invertendo-se o sinal da força a direção do campo gerado é invertida. As tensões mecânicas podem polarizar um cristal deslocando a posição relativa de seus íons, desde que o cristal não apresente centro de simetria. Os materiais piezoelétricos (PZT) são utilizados como transdutores, que são componentes que convertem energia elétrica em deformação mecânica e vice-versa (PADILHA, 2000).

Os atuadores cujo princípio de funcionamento está baseado no fenômeno piezoelétrico, têm em comum uma alta densidade de potência, o que os capacita a serem atuadores de pequeno porte e reduzida massa, mas com uma alta capacidade de força, e conseqüentemente de torque.

A necessidade de se obter atuadores compactos e leves para próteses de membros superiores faz dos motores piezoelétricos rotativos um tipo de construção que pode ser usada nestes casos. A Figura 11 apresenta um exemplo de motor piezoelétrico rotativo.



Figura 11 – Atuador piezoelétrico do tipo motor rotativo (Piezomotor, 2011).

Este tipo de atuador pode ser encontrado, por exemplo, em lentes com foco automático de câmeras fotográficas, devido a sua excelente repetibilidade e precisão. Motores piezoelétricos, ao contrário dos eletromagnéticos convencionais, giram a baixas velocidades e com grandes torques. Isto

significa que estes motores possuem um baixo consumo energético, além de serem compactos e leves.

2.4.2.2 Motores Ultra-Sônicos (USM)

Os motores ultra-sônicos (USM – *Ultrasonic Motors*) usam vibrações mecânicas na região ultra-sônica, acima de 20 kHz, como fonte para seu acionamento. O funcionamento destes motores baseia-se na geração de forças de origem mecânica que estão associadas à deformação elástica do estator. Ao excitarem-se os elementos PZT que estão colocados ao longo de uma face do anel estatórico, gera-se uma onda viajante que se propaga circularmente ao longo do estator. Existindo uma pressão entre as cristas da onda viajante e o rotor, este é forçado a mover-se devido aos pontos de contatos entre rotor e estator. A Figura 12 ilustra o princípio do funcionamento de um USM.

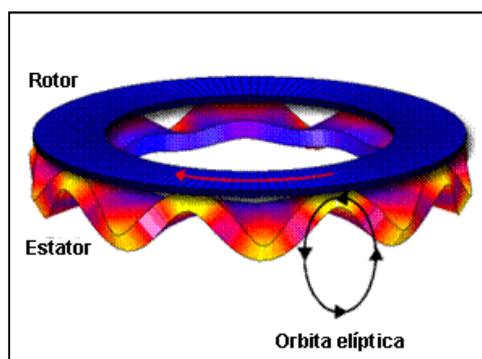


Figura 12 – Ilustração do princípio de funcionamento de um motor ultra-sônico (Projecto, 2011).

Para se obter a órbita elíptica visualizada na Figura 12, aplicam-se duas ondas estacionárias defasadas de 90° . O rotor é acionado em sentido contrário ao da propagação da onda elástica do estator, sendo a velocidade do rotor muito menor do que a velocidade de propagação da onda elástica viajante. Desta forma, estes motores são dispositivos caracterizados por baixa velocidade.

YAMANO e MAENO (2005) empregaram estes motores ultra-sônicos e elementos elásticos para desenvolver uma mão robótica com 5 dedos e a mesma quantidade de DOF de uma mão humana, como se pode visualizar na Figura 13.

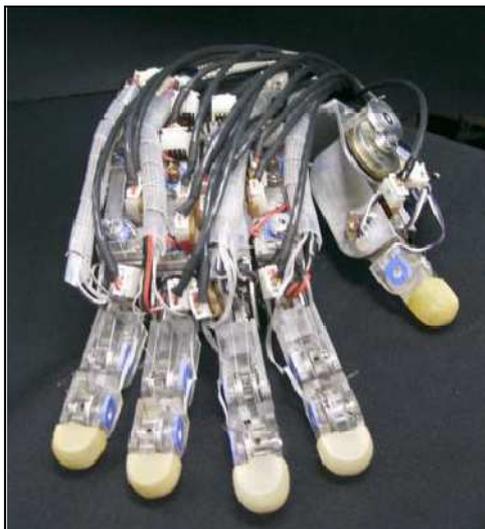


Figura 13 – Mão robótica atuada por motores ultra-sônicos (Yamano e Maeno, 2005).

Em virtude do princípio de funcionamento desse tipo de motor, possivelmente as mais relevantes vantagens são sua alta densidade de potência, alto torque e baixa velocidade, funcionamento silencioso, não geração de campos magnéticos e rápida resposta. Além destas, a inércia do motor pode ser muito pequena, apresentando também boas características de controle na partida e parada, máxima eficiência com alto torque e possibilidade de operação na presença de campos magnéticos.

2.4.2.3 Polímero Gel Contráctil

Os polímeros eletroativos apresentam características de gel, sobre o qual é depositada uma película de metal nobre, em ambas as superfícies, que são utilizadas como eletrodos no acionamento (SHAHINPOOR e KIM, 2005). Este atuador é composto por material capaz de sofrer razoável deformação mediante a aplicação de um estímulo externo, de temperatura, químico ou elétrico. Uma propriedade do gel bastante importante para projeto de atuadores é sua habilidade única para sofrer mudança abrupta de volume.

Existem vários tipos de polímeros gel diferenciados pela sua composição e tipo de estímulo usado na contração, podendo-se citar como exemplo três desses polímeros: o PAA (Poli-ácido acrílico) estimulado pelo pH, o NIPA (N-isopropilacrilamida) estimulado pela temperatura e o PAM (Poli – acrilamida) estimulado por um campo elétrico.

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

O polímero gel como atuador representa uma alternativa para a implementação de próteses para membros superiores mais ágeis e com um maior número de DOF, apresentando uma elevada redução da massa, além de possuir facilidade de controle, mostrando-se uma alternativa com elevado potencial na construção de próteses de mão, devido à grande semelhança em aspectos importantes com um músculo natural, tais como frequência de funcionamento, eficiência, tensão máxima, relação energia/área e potência/volume (DE CAMARGO, 2008).

2.4.2.4 Ligas com Memória de Forma

Os primeiros relatos sobre a descoberta do fenômeno de efeito memória de forma em metais datam da década de 30, quando A. Olander descobriu o comportamento pseudo-elástico da liga Au-Cd (Fernandes, 2006). Na década de 60 foi descoberto pelo Laboratório de Material Bélico Naval dos Estados Unidos, o grande potencial do efeito memória de forma em uma liga equiatômica de Ni-Ti (nomeada de NITINOL), surgindo a partir daí várias aplicações práticas. Estas ligas metálicas especiais são internacionalmente conhecidas como *Shape Memory Alloys* (SMA).

Desde então, pesquisas vêm sendo desenvolvidas principalmente com ligas de Ni-Ti, incorporando com outros metais como terceiro elemento, no caso o Cu, Pt, Fe, Hf, Nb e outros, que possibilitam o aumento ou diminuição das temperaturas de transformação de fase, assim como permitindo modificar a histerese térmica associada à mudança de forma do material.

Conforme já mencionado, as LMF são ligas metálicas que demonstram a capacidade de recuperar a sua forma original após uma deformação “pseudoplástica”, ou desenvolver forças consideráveis de restituição ao restringir a sua recuperação, após a imposição de um campo de temperatura

e/ou de tensões, por meio de transformações de fase induzidas no material (OTSUKA; WAYMAN, 1998). Estas ligas possuem a capacidade de desenvolver deformações relativamente grandes, em torno de 8 %, sem apresentar deformações plásticas irreversíveis.

As LMF, geralmente, apresentam duas fases, com estruturas cristalográficas distintas e, conseqüentemente, suas propriedades também são diferentes. A fase de temperatura alta, mais quente, denomina-se austenita e a fase de temperatura baixa, mais fria, chama-se martensita (LAGOUDAS, 2008). As transformações das estruturas cristalinas (martensita-austenita e austenita-martensita) não acontecem por difusão de átomos, mas por deformação na rede cristalina por cisalhamento, envolvendo pequenos deslocamentos atômicos. Esta transformação denomina-se de transformação martensítica. A reversibilidade causada por estas transformações termoelásticas é a causa básica para o comportamento de memória de forma. Este fenômeno é conhecido como Efeito de Memória de Forma (*Shape Memory Effect - SME*) e ocorre devido a pequenos deslocamentos na estrutura cristalina do material devido a deformação imposta e variação da temperatura entre as duas fases.

Resfriando uma LMF que se encontra na fase austenítica, ocorre uma transformação gradual para a fase martensítica. Diferentes variantes de martensita são obtidas durante o processo de resfriamento. A transformação da austenita para martensita (e a transformação inversa obtida por aquecimento) é progressiva e uma importante variável de estado é a fração de martensita ξ ($0 \leq \xi \leq 1$), onde $\xi = 1$ e $\xi = 0$ correspondem à fase completamente martensítica e completamente austenítica, respectivamente. São associadas à variável de estado ξ quatro valores de temperatura, denotadas por M_f , M_s , A_s , A_f , que caracterizam a finalização da transformação martensítica, inicialização da transformação martensítica, inicialização da transformação austenítica e finalização da transformação austenítica, respectivamente. Uma representação esquemática do fenômeno de transformação de fase durante o resfriamento e aquecimento de uma LMF sem tensões mecânicas externamente aplicadas é apresentada na Figura 14 (JÚNIOR e RADE, 2004). A diferença em temperatura entre as curvas de aquecimento e resfriamento da Figura 14 representa a histerese da transformação.

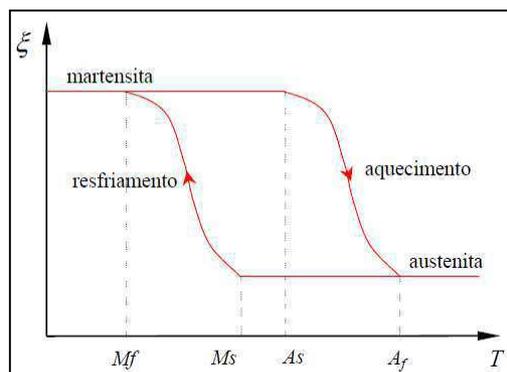


Figura 14 – Ilustração esquemática da transformação de fase de uma LMF (Júnior e Rade, 2004).

Quando uma LMF é submetida a um carregamento mecânico em temperaturas superiores a A_f ($\xi = 0$, austenita), o resultado é o surgimento de uma fase martensita instável e, a esta temperatura, quando ocorre o descarregamento, a sua deformação pode ser completamente restituída. As curvas tensão-deformação do ciclo de carregamento-descarregamento têm a característica de ciclos de histerese, como mostrado na Figura 15(a) e o comportamento é classificado como superelasticidade. Em contrapartida, se o carregamento é realizado a uma temperatura abaixo de M_f ($\xi = 1$, martensita), uma grande deformação residual ϵ_r permanece após o descarregamento, conforme mostrado na Figura 15(b). Esta deformação pode ser recuperada quando a LMF for submetida a um aquecimento, fazendo aparecer o fenômeno de memória de forma.

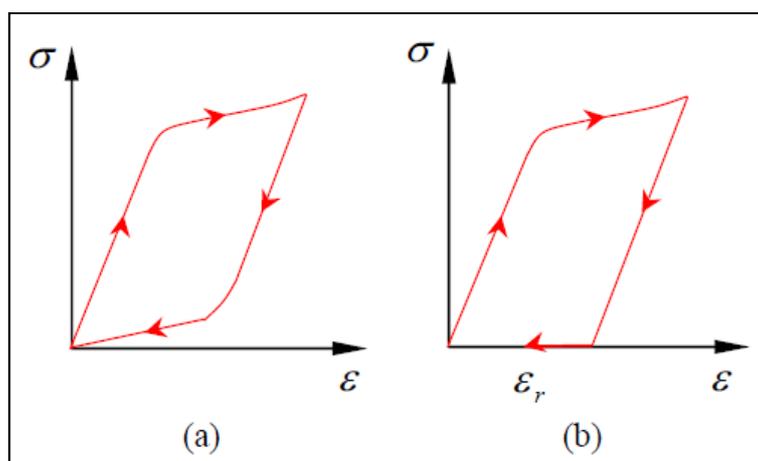


Figura 15 – Ilustração esquemática de curvas tensão – deformação típicas de LMF. (a) Superelasticidade; (b) Efeito de memória de forma devido a presença de deformação residual (Júnior e Rade, 2004).

Esses fenômenos possuem também uma classificação quanto ao seu tipo de memória, ou seja: efeito memória de forma simples ("*one-way shape memory effect*") e efeito memória de forma duplo ("*two-way shape memory effect*") (LAGOUDAS, 2008).

As LMF são intrinsecamente consideradas como atuadores não convencionais. Esses atuadores geralmente são utilizados na forma de fios finos que podem ser aquecidos por meio da passagem de corrente elétrica (efeito Joule).

Dentre as vantagens que as LMF apresentam, é possível citar: fabricação na forma de fios, boa relação resistência/peso (peso reduzido) e elevada relação força/área, o que possibilita utilizar esse material em próteses para membros superiores substituindo motores elétricos, com a vantagem de obter menor massa e desenvolver elevada força para agarrar objetos. Entretanto, existem algumas desvantagens quando as LMF são usadas como atuadores para próteses: as altas temperaturas empregadas (variam de 55 °C a 100 °C) para ativar o material, 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 contração e expansão (entre 2 a 4%), o que significa que para uma grande deformação é necessário um grande comprimento do fio LMF (CUNHA, 2002). Como exemplo e considerando essas vantagens e desvantagens, De Laurentis *et al.* (2000) apresentaram um dedo artificial com 4 DOF construído em alumínio e utilizando fios de LMF Nitinol (Ni-Ti) com 150 microns de diâmetro para a movimentação dos segmentos desse dedo.

2.5 PRÓTESES COM ACIONAMENTO POR LMF

A mão humana representa um grande desafio para a área de reabilitação robótica devido à sua grande flexibilidade, destreza e, por consequência, grande potencialidade e variedade de aplicações. Quando se pensa em termos de interação homem-máquina e no uso de mãos artificiais como próteses, surgem novos desafios como conforto, facilidade de uso e integração.

Em 1834, Charles Bell (BELL, 1834) escreveu: “temos que admitir que está na mão humana à consumação da perfeição de um instrumento”. Visando implementar estas características intrínsecas da mão humana nas garras robóticas e próteses de mão é que pesquisadores têm desenvolvido diversos trabalhos na busca de solucionar problemas relacionados ao projeto. Alguns exemplos de trabalhos realizados com esta finalidade estão enumerados abaixo (Thayer e Priya, 2011).

- I- Mão Gifu III – Prótese de mão com 5 dedos, 16 DOF e com sistema de atuação por servo-motores;
- II- Mão Utah/MIT – Prótese com 3 dedos e um polegar que utilizam 32 atuadores pneumáticos e um sistema de cabos. Foi utilizado um sistema complexo de sensores acoplados com uma câmera para determinar a trajetória;
- III- Mão DIST – Esta prótese utiliza cabos *Bowden* para realizar a atuação de 4 dedos, possuindo ao todo 16 DOF com 20 motores *brushless* de corrente contínua. Esta mão possui sensores de força nas pontas dos dedos, articulações móveis e um sensor de borracha que aumenta significativamente a sensibilidade;
- IV- Mão DLR – Esta prótese possui 16 DOF com 4 dedos acionados por 13 motores BLCC e com movimentos em duas articulações distais por mecanismo de quatro barras. Além disso, a prótese contém 90 sensores para monitorar alguns parâmetros;
- V- RCH -1 – Esta é uma prótese muito leve com apenas 320 gramas e possui também 16 DOF. Também possui um sistema de cabos e polias que permite o controle de 5 dedos com 6 motores BLCC;
- VI- Prótese *Blackfinger* – Esta é uma prótese um pouco robusta, com 31 cilindros pneumáticos que controlam 23 DOF imitando toda a estrutura esquelética da mão humana;
- VII- Mão *Shadow* – Esta prótese utiliza 20 músculos de ar com um fluido ativo. Possui 5 dedos com um total de 21 DOF e 2 DOF no pulso. Esta é uma das próteses de mão mais ágeis por causa da estrutura da palma da mão;

- VIII- Mão *Robonaut* – Desenvolvida pela Nasa, utiliza 14 motores BLCC que controlam 14 DOF. Possui 2 dedos com apenas um grau de liberdade para realizar o movimento de garra, o que reduz o número de motores, e 3 dedos com 3 DOF para realizar o movimento de manipulação. Com 42 sensores integrados, esta é uma ferramenta bastante robusta para tarefas no espaço.

Entretanto, os modelos de mãos robóticas acima citados utilizam sistemas convencionais de atuadores, os quais possuem alguns problemas inerentes, citados na seção anterior, que restringem o seu uso. Uma alternativa encontrada para solucionar estes problemas, e que vem sendo muito explorada, são as estruturas baseadas em materiais inteligentes, em especial as ligas com memória de forma. Com capacidade de gerar força e deslocamento, fios finos de LMF com diâmetros inferiores a 0,5 mm têm sido utilizados como músculos artificiais com o objetivo de substituir os motores e atuadores pneumáticos. De acordo com Terauchi *et al* (2006), é possível realizar a mudança dos ângulos das articulações dos dedos da mão por meio da inserção de micro fios de LMF juntamente com o auxílio de um controle de corrente elétrica.

Em 1984, foi desenvolvida uma mão que utilizava fios de LMF para abertura e fechamento dos dedos. Com um peso de 4,5 Kg e 0,7 metros de comprimento de atuador, o que incluía o antebraço, esta mão foi denominada de Hitachi e possuía 4 dedos, sendo um deles o polegar. Possíveis aplicações para esta prótese incluíam o trabalho de manutenção em ambientes hostis, micro-manipuladores médicos e operações submarinas. Logo em seguida, em 1989, foi desenvolvida a mão datilológica pela Oaktree Automation. Esta mão possuía um antebraço que armazenava os fios de LMF em paralelo, os quais geravam flexão e extensão assim como adução e abdução antagonicamente. Esta mão serve como auxílio na comunicação de indivíduos cegos-surdos (GILBERTSON, 1994 *apud* DE LAURENTIS e MAVROIDS 2002).

Muito recentemente, Kady e Taher (2011) desenvolveram uma prótese de mão antropomórfica utilizando fios de LMF para efetuar o movimento de flexão e molas de torção para realizar o retorno das falanges para posição

inicial. A Figura 16 mostra uma ilustração de apenas um dedo da prótese desenvolvida por Kady e Taher (2011).

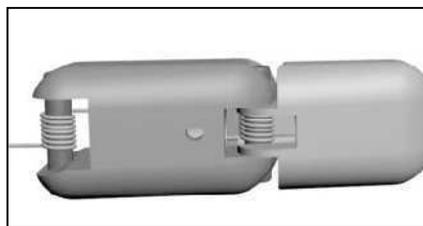


Figura 16 – Duas falanges do dedo polegar com as respectivas molas de torção para retorno do movimento (Kady e Taher, 2011).

Foram utilizados 250 mm de fio de LMF para realizar um movimento de flexão. O diâmetro do fio utilizado foi de 150 μm para obter um resfriamento mais rápido, que dura cerca de 1,2 s. Um fio com este diâmetro exerce uma força que não é capaz de realizar o movimento completo desejado. Para corrigir esse problema, foi desenvolvido um sistema para passar oito fios em paralelo de modo a obter uma multiplicação das forças. O tempo de resposta obtido foi de 0,5 s, tempo para total fechamento foi de 2 s e o tempo de abertura foi de 4 s.

Bundhoo *et al* (2008) desenvolveram uma prótese antropomórfica de um dedo acionada por motores especiais, os Miga Motors. Estes motores possuem em seu interior um enrolamento de fio de LMF capaz de realizar, dependendo do modelo, deslocamentos da ordem de 9,5 mm com uma força de saída de até 22 N e tempo de atuação de 50 ms (MIGAONE, 2010). Na Figura 17 é possível identificar os seis Miga Motors utilizados por Bundhoo *et al* (2008).

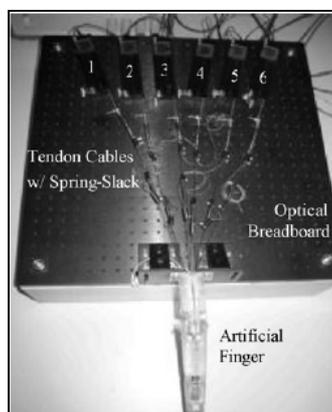


Figura 17 – Protótipo do dedo atuado por seis Miga Motors (Bundhoo *et al*, 2008).

Este tipo de atuador tem uma grande desvantagem associada ao tempo relativamente longo de resfriamento, pois o mesmo encontra-se dentro de um encapsulamento e isto dificulta a transferência de calor, fazendo com que seu tempo de retorno seja bastante lento.

O protótipo desenvolvido por Bundhoo *et al* (2008) foi baseado em todas características fisiológicas de um dedo humano. O protótipo era capaz de realizar os movimento de flexão, extensão, adução e abdução, possuindo 4 DOF, sendo 3 ativos e um passivo. Os movimentos ativos são: 2 DOF na articulação MCP, para realização do movimento de adução/abdução e flexão/extensão, 1 DOF na articulação PIP, para realização do movimento de flexão/extensão. A articulação DIP possui um movimento passivo com relação à articulação PIP.

Os movimentos que seriam realizados por cada junta foram descritos pelos autores como: 40° para adução/abdução e 90° para flexão/extensão para junta MCP. A junta PIP realizaria 110° e a DIP 80° ambos para flexão/extensão. A posição inicial do protótipo seria a posição de repouso do dedo humano, isto significa que a junta MCP está a 40° flexionada com relação à base palmar e a PIP com 20° flexionada com relação ao plano da falange anterior, conforme pode ser visto na Figura 18.

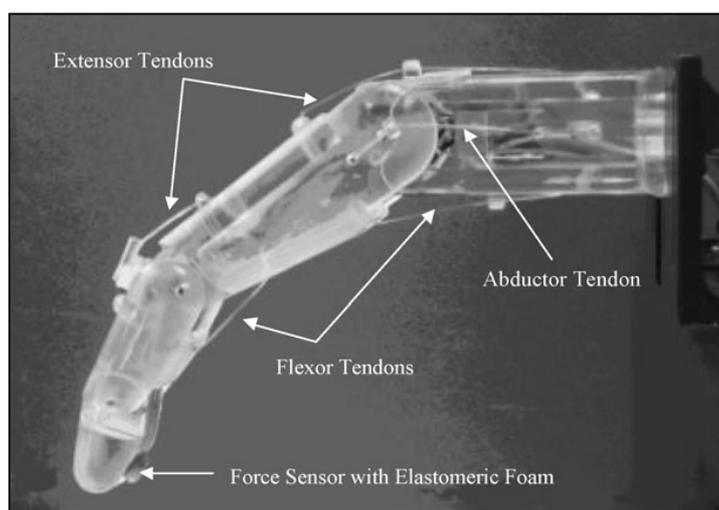


Figura 18 – Detalhe do protótipo do dedo artificial construído por meio de prototipagem rápida e acionado por Miga Motors de LMF (Bundhoo *et al*, 2008).

Além da realização dos movimentos descritos, os autores instalaram um sensor na ponta do dedo para medir a força aplicada. Os resultados obtidos para os movimentos não foram muito satisfatórios, conforme mostra a Tabela 2.

Tabela 2 – Valores desejados x valores obtidos no trabalho de Bundhoo *et al* (2008).

Valores Desejados	Valores Obtidos
50° Flexão/ -40° Extensão – MCP	+/- 20° Flexão / Extensão – MCP
+/-20° Adução / Abdução – MCP	+/- 15° Adução / Abdução - MCP
80° Flexão / -20° Extensão – PIP	25° Flexão / -15° Extensão

Em outro trabalho, Bundhoo e Park (2005) desenvolveram um dedo artificial acionado por fios de LMF fixados no protótipo para simular os tendões naturais, conforme mostrado na Figura 19. O foco deste trabalho foi o desenvolvimento de próteses para crianças. As dimensões do dedo foram: falange proximal – 34 mm, falange medial – 22,50 mm e falange distal – 18 mm.

Para simular o movimento biaxial da junta MCP, os autores inseriram uma junta universal e juntas de revolução nas articulações PIP e DIP, como mostra a Figura 19. Foi desenvolvido um sistema de atuação híbrido, onde as juntas MCP e PIP são ativas e a junta DIP é passiva juntamente com PIP por meio de um mecanismo de polias não mostrado na figura.

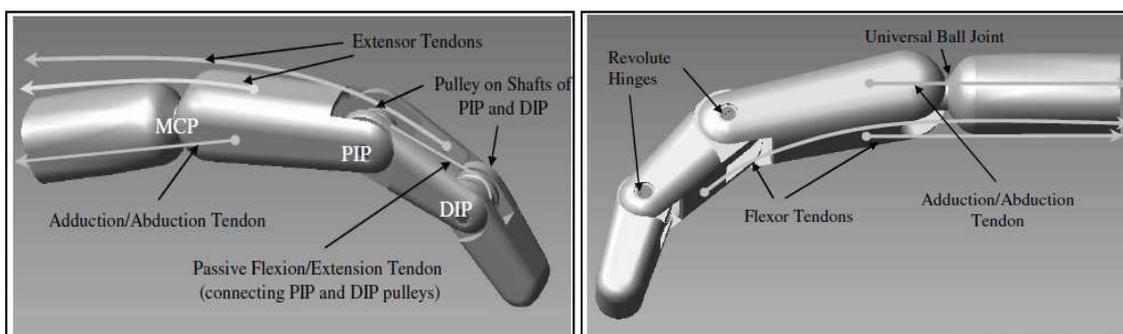


Figura 19 – Modelo em CAD de uma prótese de dedo para criança acionada por LMF (Bundhoo e Park, 2005).

Os autores utilizaram fios de LMF com diâmetro de 0,582 mm para realizar os movimentos de flexão e adução/abdução da junta MCP e para flexão da junta PIP foi usado um fio com diâmetro 0,689 mm. Os ângulos propostos pelos autores foram de 20° para adução/abdução e 90° para flexão

da junta MCP. Para as juntas PIP e DIP foram estabelecidos ângulos de 100° e 80° , respectivamente. Os comprimentos de fios de LMF necessários para realizarem tais movimentos foram: 95,3 mm, 418 mm, 632,3 mm para adução/abdução, flexão MCP e flexão PIP, respectivamente.

KO *et al* (2011) desenvolveram um dedo robótico fabricado por prototipagem rápida e acionado por seis motores Miga Motors para realizar os movimentos de flexão e extensão das articulações MCP/PIP e o movimento de adução e abdução da articulação MCP.

Os motores lineares de LMF foram conectados a cada articulação por cabos que devido aos movimentos antagônicos necessitaram da implantação de um elemento elástico para que não causasse rompimento no cabo em detrimento de seu oposito ter sido acionado. Para solucionar tal problema foi inserida uma mola tipo *slack* com uma quantidade de cabo previamente calculada para que não houvesse rompimento no cabo. Este sistema pode ser visto com mais detalhes na Figura 20.

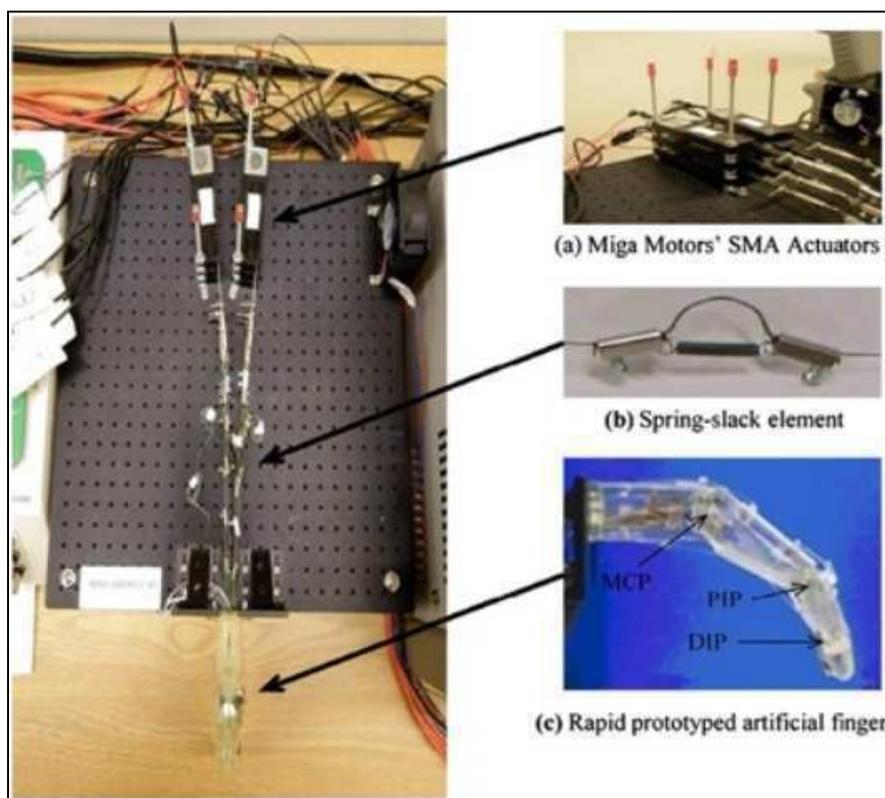


Figura 20 – Protótipo de dedo artificial acionado por motores lineares de LMF (Miga Motors) (Ko *et al*, 2011).

Neste trabalho, os autores controlaram os ângulos formados por cada articulação por meio de dois controladores: *fuzzy* PWM-PID e um PWM-PID. As respostas foram coletadas e feitas algumas correções que permitiram constatar que o controle efetuado por lógica *fuzzy* foi mais eficiente. Na Figura 21, para o percurso compreendido de -35° a -50° o PWM-PID atingiu a referência em 5,7s enquanto o *fuzzy* PWM-PID atingiu a referência em 2,6s, correspondendo a 54% de redução no tempo. Além disso, o PWM-PID manteve um erro de $0,97^\circ$ enquanto que o *fuzzy* PWM-PID foi de apenas $0,08^\circ$, correspondendo a 91,8% de redução.

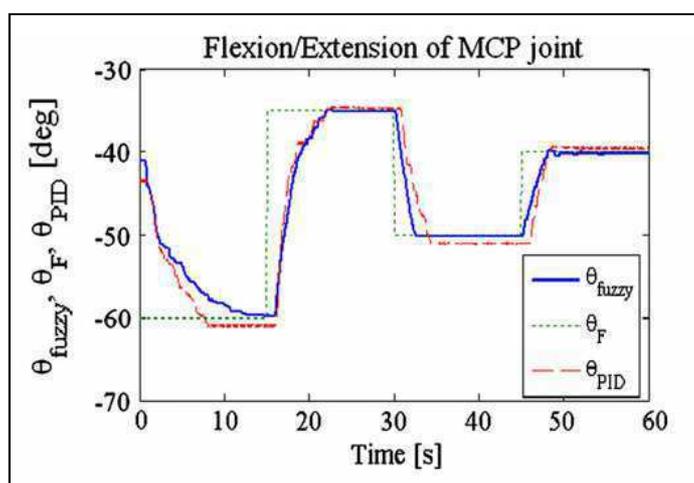


Figura 21 – Resposta experimental da articulação MCP do protótipo da Figura 20 (Ko *et al*, 2011).

Terauchí *et al* (2006) desenvolveram um dedo robótico para deficientes surdo-cegos se comunicarem por meio da datilologia. A datilologia é a soletração de uma palavra utilizando o alfabeto manual de libras (SINAIS, 2011). Com uso do dicionário eletrônico da língua de sinais, foi possível saber o ângulo de cada junta. Os pesquisadores utilizaram um motor CC para acionar a primeira articulação e fios de LMF para ativar a segunda e terceira articulação. Com a configuração mecânica adotada no trabalho, o fio de LMF ao se contrair gerava um torque no dedo capaz de rotacioná-lo. Este dedo foi projetado para realizar 90° em todas as suas articulações. Para ativação do protótipo, foi desenvolvido um circuito de potência juntamente com um controlador de corrente. O protótipo foi instrumentado para que houvesse um

controle de posição nas falanges, tendo sido comprovada a eficácia da utilização de fios de LMF para mudar os ângulos das falanges.

Fárias *et al* (2009) desenvolveram uma mão com 4 dedos, sendo um deles o polegar e com ativação por micro-molas de LMF. A mão possui 3 DOF por dedo e 2 DOF no polegar. Para realizar os movimentos de flexão e extensão foram inseridas 22 micro-molas de LMF, sendo 6 para cada dedo e 4 para o polegar. As articulações foram projetadas para realizar um ângulo de 90°. A Figura 22 mostra o protótipo concebido por estes autores.

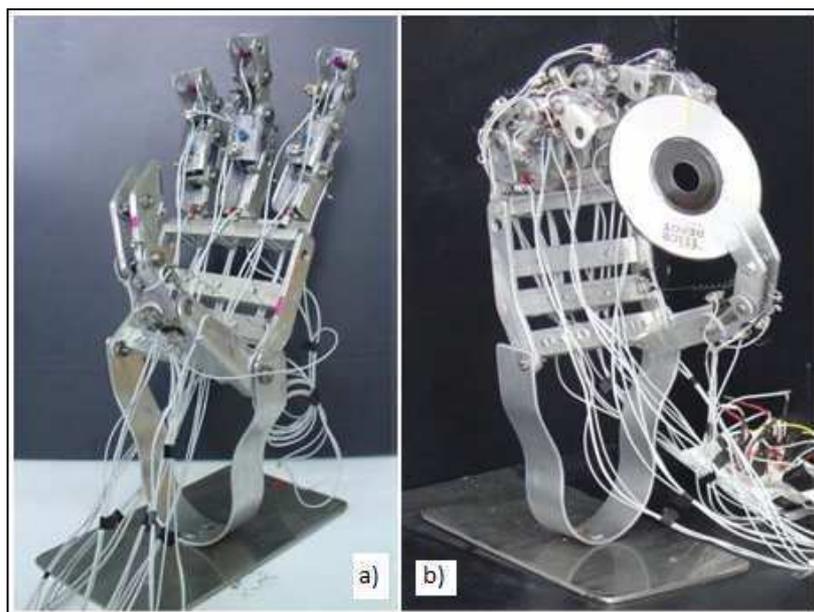


Figura 22 – Protótipo de mão robótica acionada com micro-molas de LMF. a) Vista geral. b) Protótipo segurando um CD (Fárias *et al*, 2009).

A estrutura da mão foi desenvolvida totalmente em alumínio e nas juntas foi utilizado um tipo de plástico com rigidez elevada. As dimensões do protótipo seguiram a da mão de um adulto e o peso de cada dedo foi de 35g, enquanto a estrutura completa ficou com 600g. Foram realizados ensaios de DSC (*Differential Scanning Calorimeter*) nas micro-molas que revelaram a temperatura de ativação (austenita final) situada em torno de 65 °C, enquanto que o completo retorno (martensita final) foi verificado a 36 °C. Foi utilizado um circuito eletrônico para ativação das micro-molas, interligado com um computador que por meio de um programa específico transmite as posições desejadas em ângulos para cada junta. Uma desvantagem em se utilizar micro-molas de LMF como atuadores é que a força que a mão poderá exercer para

segurar alguns objetos mais robustos fica comprometida, por ser de baixa intensidade.

Andrianesis e Tzes (2008) desenvolveram uma prótese de mão completa com 16 DOF. Esta prótese realiza um movimento de 90° tanto para a articulação MCP como para a articulação DIP e para o polegar um ângulo de 50° de flexão e 80° de adução. Os atuadores utilizados são fios LMF de $200\mu\text{m}$ de diâmetro. Uma das desvantagens de se utilizar fios de LMF, como atuadores, é a necessidade de se trabalhar com grandes comprimentos de fio para se realizar movimentos consideráveis.

Muitos protótipos de próteses de dedos e mãos que foram realizados nos últimos anos com inserção de fios de LMF como atuadores (LOH, YOKOI e ARAI, 2005; ANDRIANESIS e TZES, 2008; DE LAURENTIS e MAVROIDS, 2002) consideravam a inclusão do antebraço para obtenção de espaço físico para acomodação dos fios de LMF. A Figura 23 mostra exemplos de próteses desenvolvidas com essa premissa de utilização do antebraço para acomodar os fios atuadores.

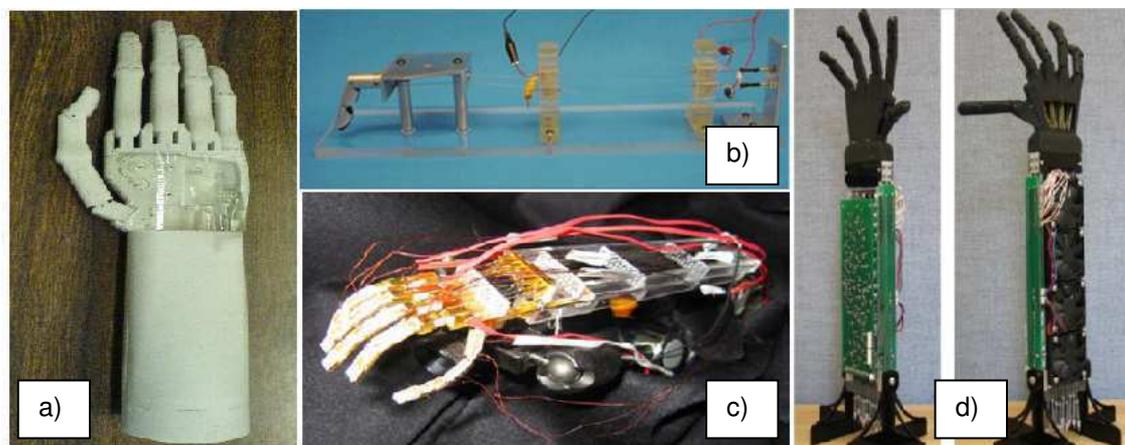


Figura 23 – Modelos de próteses com acionamento por fios de LMF inseridos no antebraço. (a) Andrianesis e Tzes, 2008 e (b), (c) e (d) Andrianesis *et al*, 2010.

Todas as partes da prótese mostrada na Figura 23(a) foram projetadas utilizando uma ferramenta de CAD/CAM. A prótese foi fabricada por meio de prototipagem rápida utilizando duas técnicas: a SLS (*Selective Laser Sintering*) para construção de quase toda a mão, menos a parte superior da palma, que foi construída utilizando o método SLA (*Stereolithography*). Para este modelo foi concebido apenas o projeto da estrutura, enquanto a montagem da parte

mecânica e elétrica ainda encontra-se em estudo para poder ser concluída. Os autores pretendem na próxima etapa empregar diferentes estratégias de controle para sua ativação, incluindo os sinais mioelétricos.

Os estudos sobre próteses para mão e dedo com acionamento por LMF descritos nesta seção apresentam uma grande limitação quanto ao armazenamento dos atuadores, no caso os fios de LMF. Por isto, o estudo voltado para novas formas de compactação dos mecanismos que armazenam os fios de LMF como atuadores para próteses se tornam bastante importante.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório Multidisciplinar de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) da UAEM/CCT/UFCG em parceria com o DEE/CT/UFPB.

Em princípio foi desenvolvido um modelo de dedo com 3 DOF usando uma ferramenta computacional de CAD tendo por base a fisiologia humana. Logo em seguida foi realizada a preparação dos fios de LMF que foram utilizados como atuadores do dedo (tendões). Posteriormente o protótipo do dedo concebido em ambiente CAD foi fabricado com polímero ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*) em uma impressora de prototipagem rápida. Por fim, foi desenvolvido um sistema de controle inteligente baseado em lógica *fuzzy* para possibilitar um posicionamento com precisão dos ângulos formados por cada falange do protótipo de dedo.

A metodologia utilizada neste trabalho está resumida no fluxograma mostrado na Figura 24, no qual é possível distinguir as três etapas seguidas para o completo desenvolvimento deste trabalho.

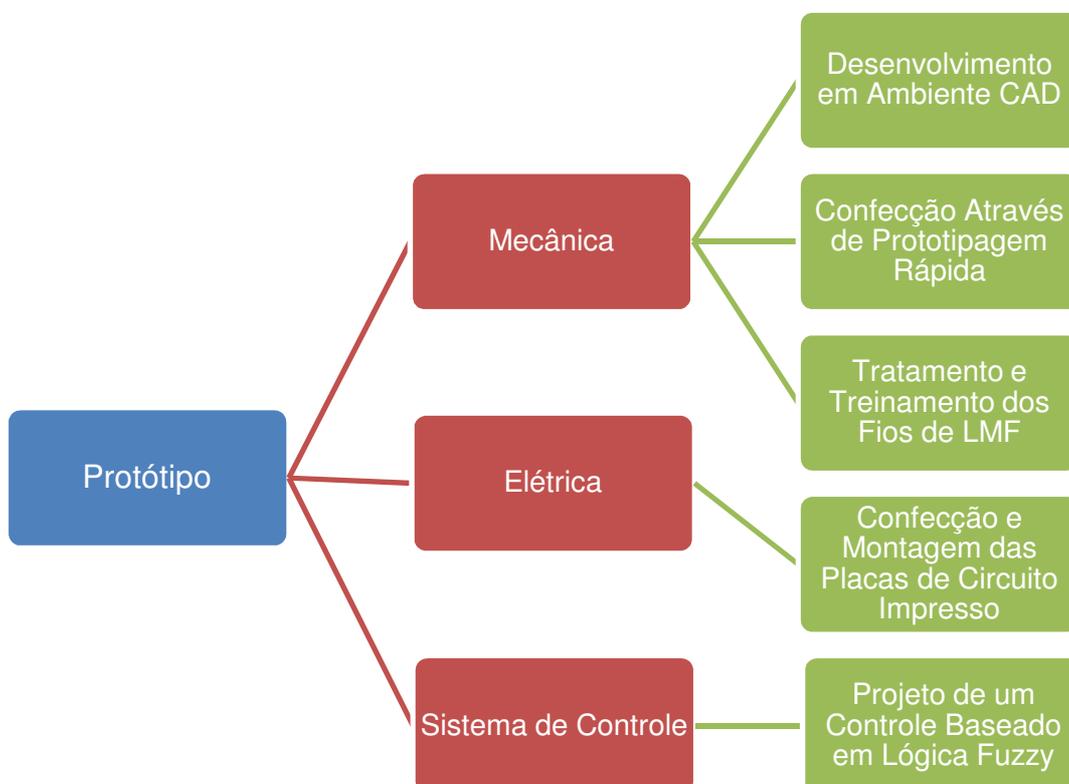


Figura 24 – Fluxograma da metodologia empregada durante a realização do trabalho.

3.1 CONCEPÇÃO E DESENVOLVIMENTO DA PARTE FÍSICA

Nesta etapa foi realizada a concepção do dedo, o modelo tridimensional por meio de um programa CAD (CATIA V5, versão demo) e a preparação dos fios de LMF.

3.1.1 Desenvolvimento em Ambiente CAD – Protótipo Virtual

O foco deste trabalho esteve no desenvolvimento de um dedo robótico de 3 DOF e características fisiológicas semelhantes à de um dedo humano. Com isto, foi concebido um modelo com as medidas das falanges e os ângulos formados pelas juntas do dedo de um adulto típico. Estes valores estão listados na Tabela 3.

Tabela 3 – Comprimento e ângulo das falanges propostos para o dedo robótico.

Falange / Junta	Comprimento	Ângulo
Proximal / MCP	44,8 mm	90°
Medial / PIP	26,2 mm	100°
Distal / DIP	17,7 mm	80°

Foi definido que o dedo deve ser atuado por fios de LMF para efetuar o movimento de flexão, devendo o seu retorno para a posição inicial efetuado por anéis de borracha dispostos em diferentes trechos de cada falange. Na posição de repouso, o dedo está ligeiramente flexionado formando um ângulo de 40° referente à falange proximal e a sua base e 20° entre a falange medial e a falange proximal. Medidas goniométricas em um dedo humano foram realizadas por Bundhoo *et al* (2008) para comprovar os ângulos supracitados.

Na Figura 25 é mostrado o protótipo do dedo que foi projetado com auxílio do programa de CAD CATIA V5 (versão demo). Este programa dispõe de ferramenta para uma simulação prévia quanto aos ângulos formados por cada falange. Esta simulação se faz necessária, pois é possível identificar algumas interferências antes da impressão tridimensional da estrutura física concebida. Na Figura 25(a) é possível visualizar, pelas setas em amarelo, os suportes previstos para fixação dos anéis de borracha, que são responsáveis pelo movimento de extensão. Na Figura 25(b) são indicados de forma

semelhante os guias para cada fio de LMF de cada falange e na Figura 25(c) é possível visualizar o dedo completamente flexionado.

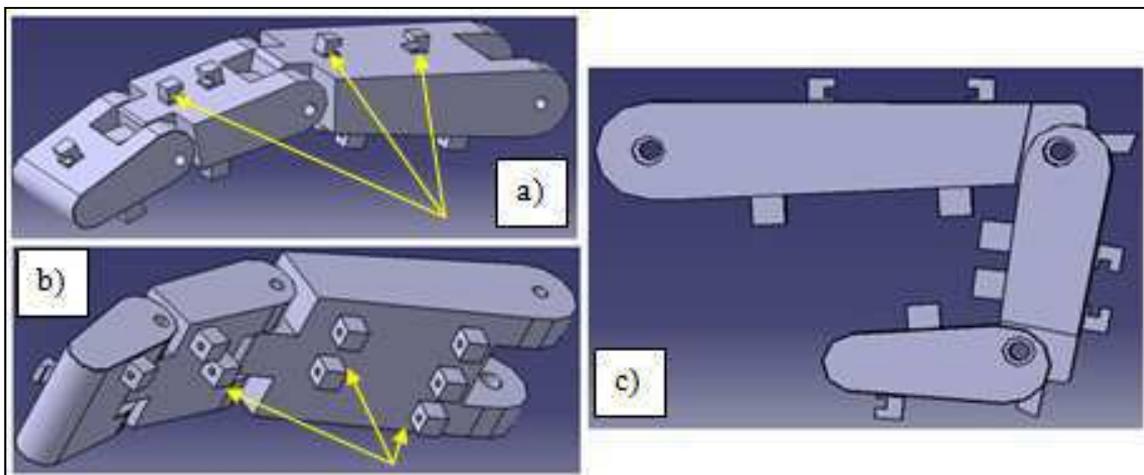


Figura 25 – Protótipo do dedo robótico concebido em ambiente CAD CATIA V5. a) Indicação dos fixadores dos anéis de borracha. b) Indicação dos guias dos fios de LMF pelas setas. c) Dedo totalmente flexionado

Conforme já visto anteriormente, os protótipos de próteses de mão que utilizam fios de LMF como atuadores necessitam de um comprimento relativamente grande de fio para realizar o movimento desejado e com isto se utiliza frequentemente o antebraço para acomodar estes atuadores. Para solucionar tal problema, neste trabalho foi projetado um sistema compacto que se utiliza de polias para enrolamento dos fios atuadores de LMF. Este sistema foi projetado para que seja possível instalá-lo na palma da mão. Com dimensões de 100 mm x 40 mm foi possível subdividir este dispositivo em três compartimentos que são suficientes para enrolar de forma condensada aproximadamente 1000 mm de fio atuador.

Este mecanismo foi desenvolvido com sua estrutura física criada em ambiente computacional CAD para confecção em plástico ABS e as polias foram fabricadas em Teflon. Na Figura 26 é apresentado o sistema de enrolamento de fios desenvolvido para este trabalho, no qual se acopla a estrutura de dedo apresentada na Figura 25. Nessa figura não são mostradas as polias de teflon.

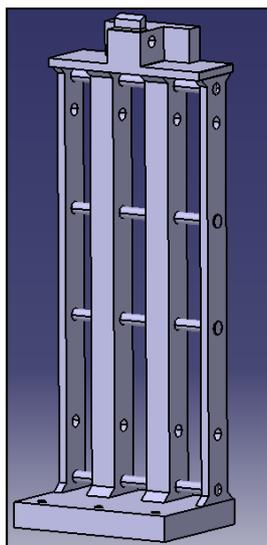


Figura 26 – Sistema de acomodação dos fios de LMF desenvolvido em ambiente CAD.

Após serem realizados todos os testes quanto à funcionalidade das articulações do dedo e também quanto ao mecanismo de atuação, o desenho foi transferido para a máquina de prototipagem rápida.

3.1.2 Confeção por Meio de Prototipagem Rápida – Protótipo Físico

Para confecção do protótipo correspondente a união das partes apresentadas nas Figuras 25 e 26, foi adotado o método de fabricação por prototipagem rápida. Este método possibilita uma boa exatidão na construção do protótipo, tendo em vista as pequenas dimensões das peças, além de maior velocidade de fabricação comparativamente às técnicas convencionais de usinagem.

O tipo de prototipagem utilizado foi o MDF (Modelagem por Deposição Fundida). A tecnologia MDF envolve o aquecimento de um filamento de polímero de termoplástico, no caso o ABS, desenrolado de um rolo e provê o material a um bico de extrusão. A máquina de prototipagem utilizada na confecção do dedo foi a *Dimension Elite Printer*. Na Figura 27 são apresentadas as partes das Figuras 25 e 26 impressas com o equipamento mencionado.

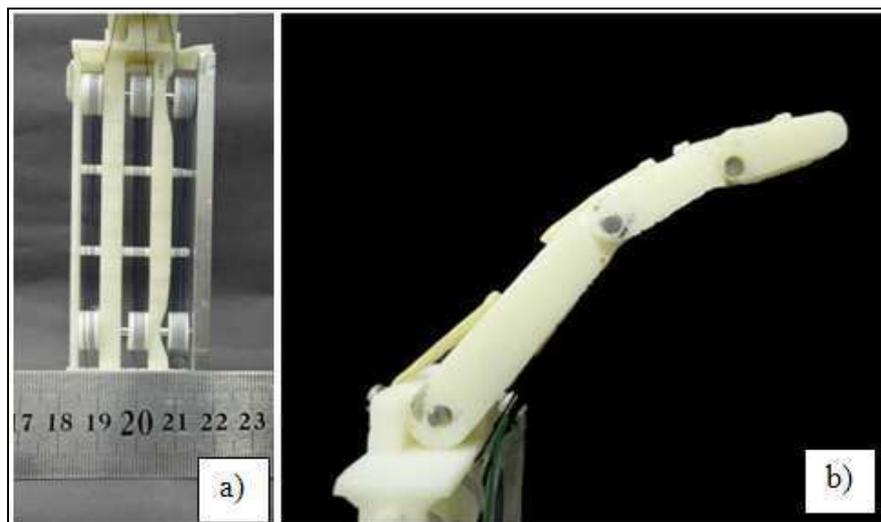


Figura 27 – Partes da estrutura física do protótipo impressos em polímero ABS. a) Sistema de acomodação dos fios de LMF. b) Dedo robótico instalado no sistema de acomodação.

Na Figura 27(a) é apresentado o sistema de enrolamento dos fios de LMF montado com as polias de teflon e os fios de LMF enquanto a Figura 27(b) mostra uma fotografia do protótipo do dedo robótico.

3.1.3 Tratamento e Treinamento dos Fios de LMF

Os fios da LMF Ni-Ti foram fornecidos pela empresa alemã *Memory-Metalle*, no estado bruto de trabalho a frio, com diâmetro de 0,31 mm. Esse material é denominado pela empresa de liga H. Os fios foram recozidos por 20 minutos a 450 °C em forno elétrico, seguido de resfriamento a temperatura ambiente. Este tratamento térmico elimina parte do encruamento e promove a liberação da transformação martensítica reversível que é responsável pelo aparecimento do fenômeno de memória de forma nos fios Ni-Ti. Após esse tratamento, as temperaturas de transformação de fase desses fios foram determinadas utilizando um calorímetro DSC da marca TA Instruments, modelo Q20.

Após o tratamento térmico, os fios Ni-Ti passaram por um processo de treinamento para o surgimento do fenômeno de memória de forma de duplo sentido, que leva a uma auto-contracção do fio durante o aquecimento. O treinamento consiste em submeter o comprimento total de fio Ni-Ti a diversos ciclos térmicos sobre carregamento mecânico constante (peso) para que ocorra a introdução de defeitos microestruturais que induzem concentrações de

tensões e o conseqüente aparecimento do efeito memória de duplo sentido (contração durante aquecimento e expansão durante resfriamento). Para determinar a carga a ser utilizada durante o treinamento, foi realizado um ensaio de tração em uma amostra do fio Ni-Ti usando uma máquina universal de ensaios da marca Instron, modelo 5582. Após o treinamento, o fio foi submetido a uma análise para verificação do percentual de contração. Para tanto, foi utilizada uma bancada experimental desenvolvida durante o trabalho de Rodrigues (2011).

3.1.4 Estimação do Comprimento dos Fios de LMF

Para realizar movimentos semelhantes aos ângulos das falanges humanas, fez-se necessário um comprimento relativamente grande de fios de LMF. Para calcular o comprimento necessário do atuador tomou-se o protótipo em ambiente virtual na posição inicial com um fio completamente esticado e em seguida flexionou-se o dedo para medir a diferença entre os comprimentos. Na Figura 28 é apresentado o esquema adotado para medição usando o programa CATIA.

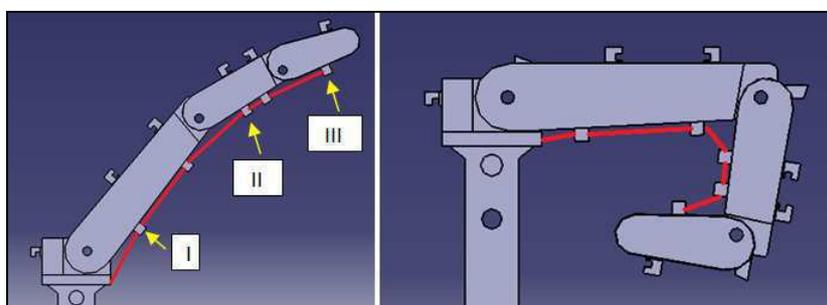


Figura 28 – Ensaio virtual para medição do comprimento necessário de fio LMF.

Os pontos (I), (II) e (III) indicados na Figura 28 representam os pontos de fixação da falange proximal, medial e distal, respectivamente. Foi estudada qual a melhor localização dos pontos de fixação para os fios de LMF e verificou-se que quanto mais próximo do ponto de rotação melhor seria seu desempenho. Na Tabela 4 é possível verificar os comprimentos de fios medidos e os comprimentos de fios utilizados.

Tabela 4 – Tabela do comprimento dos fios atuadores.

Falange	Estendido (mm)	Flexionado (mm)	Diferença Est. – Flex. (mm)	Fio Calc. (mm)	Fio Real (mm)	Diferença Real – Calc. (mm)
Proximal	27,8	17,4	10,4	415,1	680,0	264,9
Medial	61,4	46,5	14,9	594,5	887,0	292,5
Distal	81,1	55,2	25,8	1033,0	1065,0	32,0

O comprimento teórico de fio foi calculado adotando um percentual de contração do atuador da ordem de 2,5%. É possível verificar na Tabela 4 que existe uma diferença entre o comprimento de fio calculado e o comprimento real. Essa diferença foi atribuída a perdas que ocorrem principalmente no sistema de polias.

3.2. DESENVOLVIMENTO DOS CIRCUITOS E MONTAGEM DAS PLACAS ELETRÔNICAS

Para uma melhor compreensão e descrição desta etapa, apresenta-se na Figura 28 um diagrama esquemático simplificado de todo o sistema experimental montado para os testes do dedo robótico.

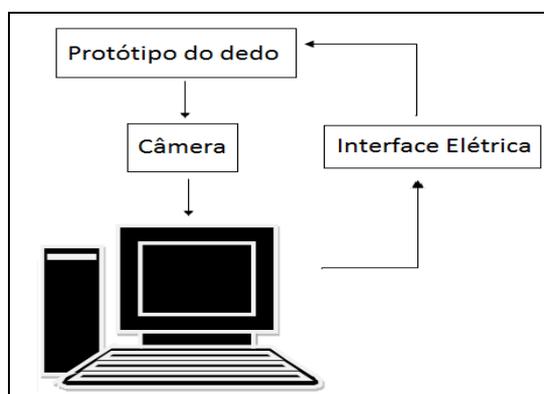


Figura 28 – Diagrama esquemático da montagem experimental concebida para os testes do dedo robótico.

O item do diagrama mostrado na Figura 28 a ser explorado neste tópico será a Interface Elétrica. Essa interface se subdivide em pelo menos três partes principais:

- 1) A comunicação entre o computador e o protótipo;
- 2) Um circuito multiplexador necessário para o envio de sinais para cada falange do dedo de forma simultânea;

- 3) Três circuitos de potência necessários para fornecer as correntes para cada atuador LMF.

Estas partes podem ser visualizadas na Figura 29.

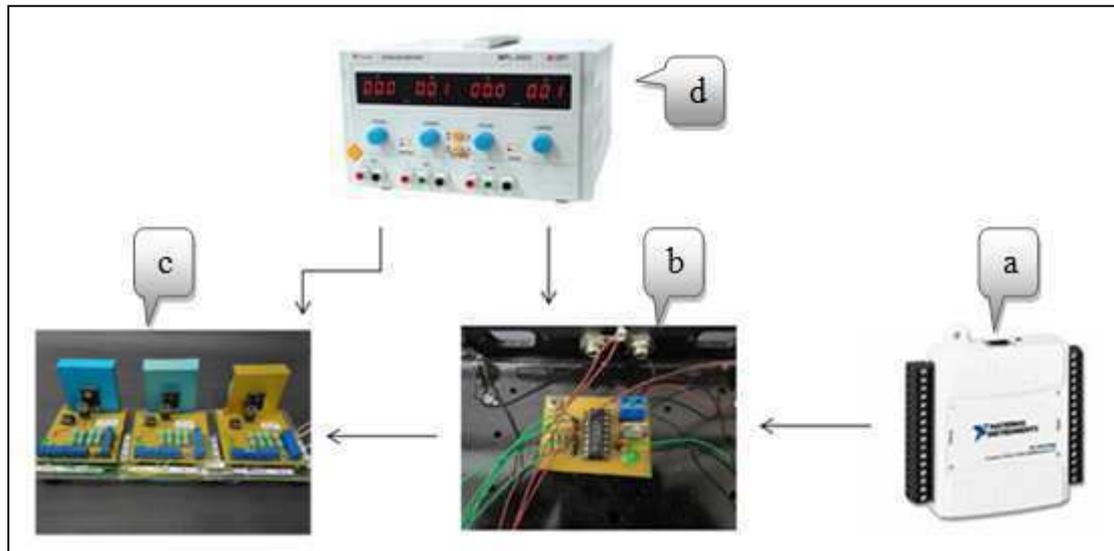


Figura 29 – Esquema de conexões na interface elétrica para acionamento do dedo robótico.

A comunicação entre o computador e o protótipo foi realizada por meio de uma placa de aquisição e controle da *National Instruments* (NI – 6009), indicada na Figura 29(a). A placa se comunica com o computador por meio de uma porta USB. Este modelo possui apenas duas saídas analógicas, o que para este sistema gerou uma incapacidade de comunicação com as três falanges de forma simultânea. Para solucionar tal problema, desenvolveu-se um circuito para multiplexar o sinal proveniente da placa de aquisição, apresentado na Figura 29(b). O esquema elétrico desse circuito multiplexador é apresentado na Figura 30.

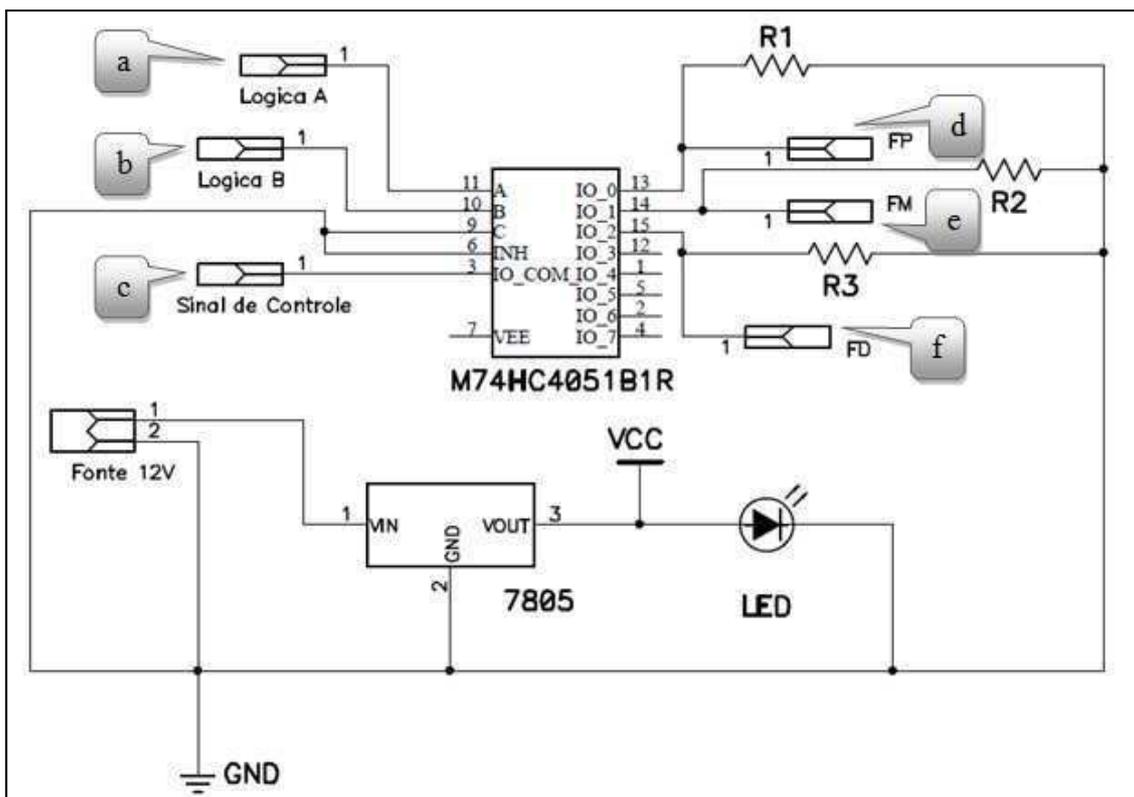


Figura 30 – Circuito mux/demux para multiplexar o sinal proveniente da placa de aquisição NI – 6009.

O *datasheet* do circuito integrado (CI) 74HC4051 usado no diagrama mostrado na Figura 30 apresenta a tabela verdade a qual pode ser resumida para a aplicação do projeto conforme mostra a Tabela 5.

Tabela 5 – Tabela verdade		
Entradas		Saída
A	B	Falange
0	0	FP
0	1	FM
1	0	FD

As lógicas A e B, definidas pelas letras (a) e (b), respectivamente, na Figura 30, são as responsáveis pela transferência do Sinal de Controle (c) para as saídas FP (Falange Proximal), FM (Falange Medial) e FD (Falange Distal) correspondentes as letras (d), (e) e (f), respectivamente. A origem do sinal de controle é da placa de aquisição que comanda as saídas do circuito de potência apresentado na Figura 29(c).

Conforme fora mencionado anteriormente, que a ativação dos fios de LMF acontece pelo aquecimento resistivo causado pela passagem de corrente elétrica, ou seja, por Efeito Joule, fez-se necessário o desenvolvimento de um circuito de potência para realizar uma amplificação no sinal de controle. A Figura 31 apresenta o esquema elétrico desse circuito de potência, que é uma fonte de corrente controlável.

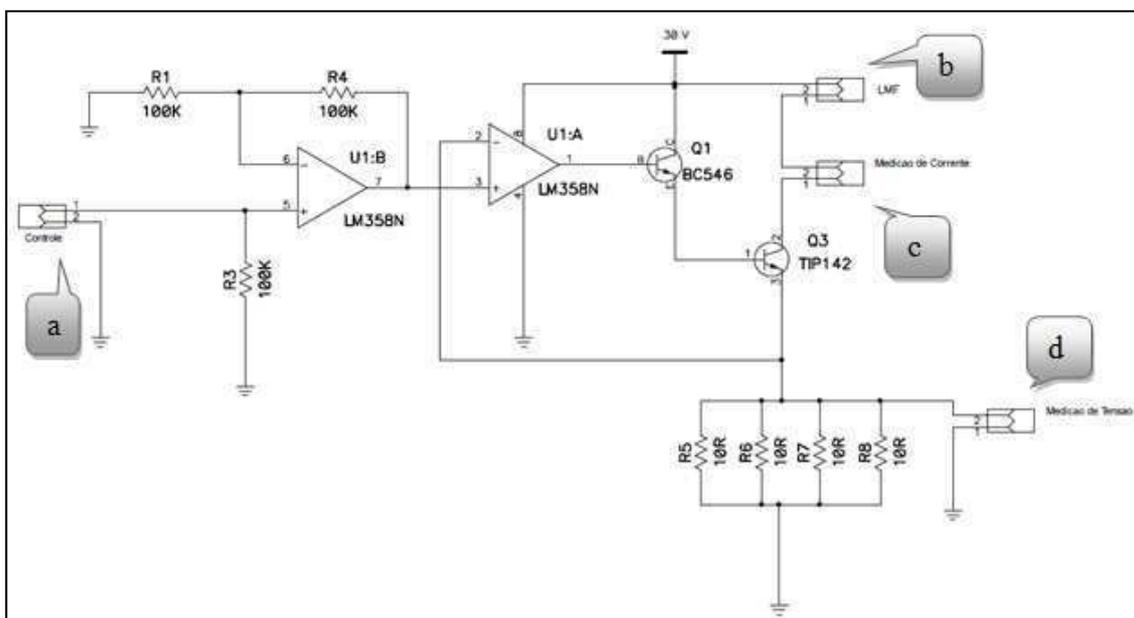


Figura 31 – Esquema elétrico do circuito de potência.

Na Figura 31, a letra (a) identifica a entrada do Sinal de Controle proveniente da saída do circuito do multiplexador, o qual se deseja que seja amplificado. A saída do circuito é identificada pela letra (b), ou seja, no borne denominado LMF é plugado o atuador, que no caso é o fio de LMF. As letras (c) e (d) representam os pontos de monitoramento da corrente e tensão do atuador, respectivamente.

O circuito mostrado na Figura 31 foi multiplicado por 3, ou seja, um circuito para cada fio LMF responsável pelo movimento de flexão de cada falange, como pode ser visto na Figura 29(c). Para suprir a tensão necessária para o circuito multiplexador e os três circuitos de potência, foi utilizada uma fonte controlada de tensão contínua, apresentada na Figura 29(d).

3.3 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE CONTROLE E AQUISIÇÃO

Este tópico está subdividido no controle baseado em lógica *fuzzy* e o sistema de aquisição de dados via câmera.

3.3.1. Sistema de Controle

O controle aplicado ao dedo robótico acionado por fios de LMF foi fundamentado na teoria de controladores *fuzzy*. Usando essa teoria em controladores é possível controlar uma planta não-linear sem que se conheça seu modelo matemático, mas pela extração do conhecimento de um especialista no controle do processo.

A estrutura de um controlador *fuzzy*, baseado em regras, pode ser dividida nas seguintes etapas:

- Fuzzificação;
- Inferência;
- Base de regras;
- Defuzzificação.

A fuzzificação representa a transformação que ocorre do domínio do mundo real, que usa números reais (valores mensurados nos sensores), para o domínio *fuzzy*, que usa números *fuzzy*. Após essa transformação, um conjunto de inferências é utilizado para as tomadas de decisões. A função da base de regras é representar de maneira estruturada a ação de controle, baseado em um conhecimento prévio do sistema, em termos linguísticos do tipo:

SE <condições> **ENTÃO**<conclusão>

A parcela SE de uma regra contém uma ou mais condições relacionadas ao estado do processo, chamadas antecedentes, formando uma premissa. A parcela ENTÃO contém uma ou mais ações de controle, chamadas consequente. A arquitetura do controlador *fuzzy* supracitado é apresentado na Figura 32.

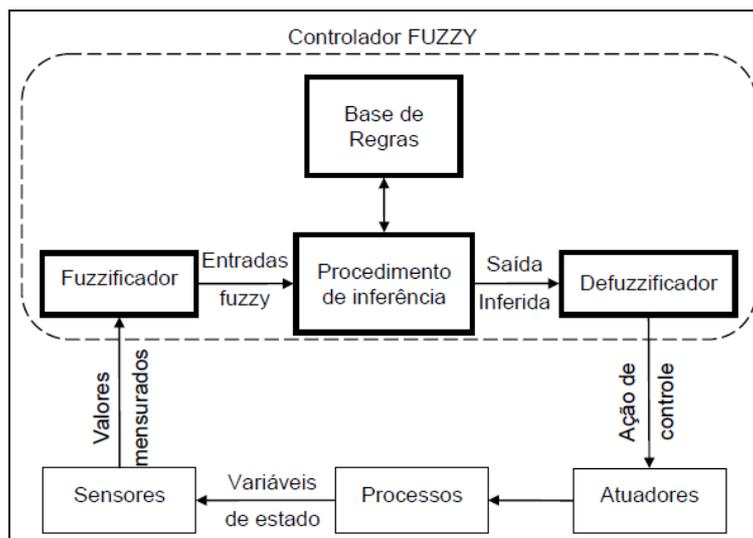


Figura 32 - Arquitetura de um controlador *fuzzy* baseado em regras.

A utilização da técnica de controle baseado em lógica *fuzzy* para controlar o dedo robótico foi motivada por algumas características desta tecnologia, tais como: (I) formulação natural e intuitiva por tentar imitar o comportamento de um operador humano; (II) não se faz necessário um conhecimento detalhado dos elementos do processo a ser controlado (planta, sensores, atuadores, etc.); (III) aplica-se a sistemas lineares e não-lineares e por fim (IV) é de rápida implementação e de baixo custo, além de apresentar características de robustez às incertezas ou variações paramétricas (SIMÕES e SHAW, 2007).

A ferramenta computacional utilizada para o projeto do controlador *fuzzy* foi o programa MATLAB (2008). Este *software* disponibiliza algumas bibliotecas especializadas, denominadas de *Toolboxes*, que facilitam a resolução de problemas em áreas específicas, como por exemplo: processamento de sinais, sistemas de controle, entre outros. Entre suas bibliotecas específicas, existe uma chamada de *Fuzzy Logic Toolbox* a qual permite de maneira gráfica a construção e efetiva implementação no MATLAB.

O diagrama em blocos para o controlador *fuzzy* aplicado ao dedo robótico deste trabalho é apresentado na Figura 33. O diagrama compara o ângulo de referência (θ_r) com o ângulo medido (θ_m), gerando com isto um sinal de erro (ER_θ) e a variação do erro (ΔER_θ). Na saída o controlador fornece uma variação de tensão para o fio de LMF proporcional ao erro.

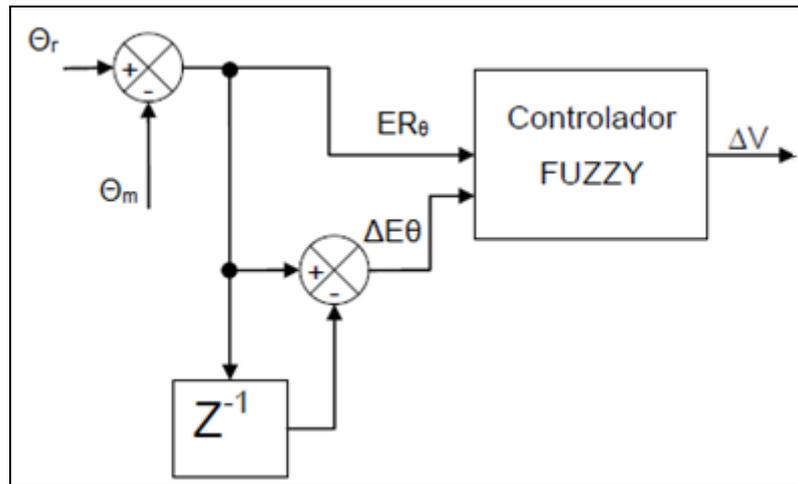


Figura 33 - Diagrama em blocos do controlador *fuzzy* para o dedo robótico.

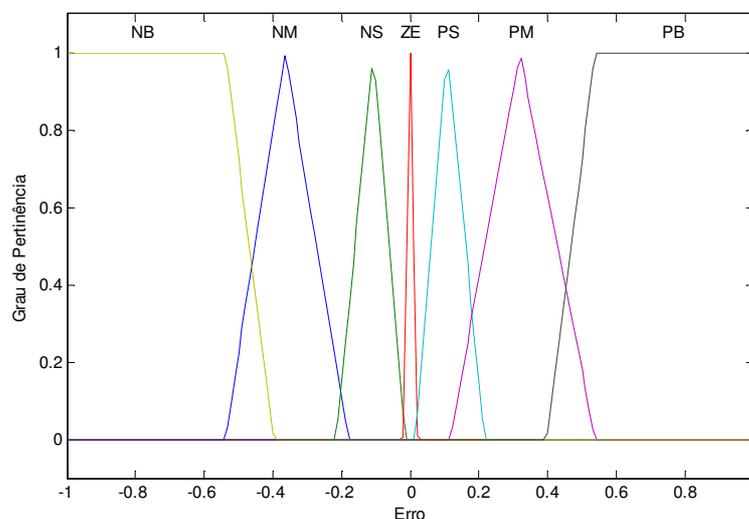
Para o projeto do controlador *fuzzy* se tomou como variáveis de entrada do sistema o erro entre a posição de referência e a posição real assumida pelo dedo, (ER), e a taxa de variação do erro, ΔER . Como variável de saída foi adotada a tensão elétrica que excita o amplificador de corrente que faz aquecer o fio de LMF (V). Além disso, assumiu-se que os conjuntos *fuzzy* para estas variáveis ER e ΔER são representados por sete qualificadores linguísticos: NB – negativo grande, NM – negativo médio, NS – negativo pequeno, ZE - zero, PS – positivo pequeno, PM – positivo médio e PB – positivo grande. Para a variável de saída do controlador, ΔV , assumiu-se nove termos lingüísticos: NVB - negativo muito grande, NB – negativo grande, NM – negativo médio, NS – negativo pequeno, ZE - zero, PS – positivo pequeno, PM – positivo médio, PB – positivo grande e PVB - positivo muito grande, totalizando quarenta e nove possíveis combinações.

O método *fuzzy* adotado foi o MAMDANI, a escolha por este método se deu pela sua grande aplicação e sua facilidade de uso. Para desenvolver a base de regras, tomou-se como ponto de partida uma tabela encontrada na literatura (SIMÕES e SHAW, 2007) e foram realizados alguns ajustes. A base de regra resultante pode ser visualizada na Tabela 6.

Tabela 6 – Base de regras aplicada ao controle *fuzzy* do dedo robótico.

		Erro						
		NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
Variação do erro	NB	NVB	NVB	NVB	NB	NM	NS	ZE
	NM	NVB	NVB	NB	NM	NS	NS	NM
	NS	NVB	NB	NM	NS	NM	NS	NM
	ZE	NB	ZE	ZE	PS	PS	NS	PS
	OS	PM	PB	PS	PM	PM	PB	PVB
	PM	PB	ZE	PS	PM	PVB	PVB	PVB
	PB	ZE	PS	PM	PB	PVB	PVB	PVB

As funções de pertinência do sistema de controle *fuzzy* representam os aspectos fundamentais de todas as ações teóricas e práticas. Uma função de pertinência é uma função numérica, gráfica ou tabulada, que atribui valores de pertinência *fuzzy* para valores discretos de uma variável, em seu universo de discurso (SIMÕES e SHAW, 2007). Faz-se necessário definir o formato de cada função de pertinência para cada variável do sistema, levando-se em conta o contexto em que serão utilizadas na representação das variáveis linguísticas. Neste sentido, o formato adotado da função deve ser escolhido com base no conhecimento do processo que se quer estudar. No projeto deste controlador foram utilizadas para as variáveis de entrada cinco funções triangulares e duas trapezoidais e para a variável de saída sete triangulares e duas trapezoidais, como podem ser observadas na Figura 34. Estas funções foram adotadas devido a um conhecimento prévio do sistema.



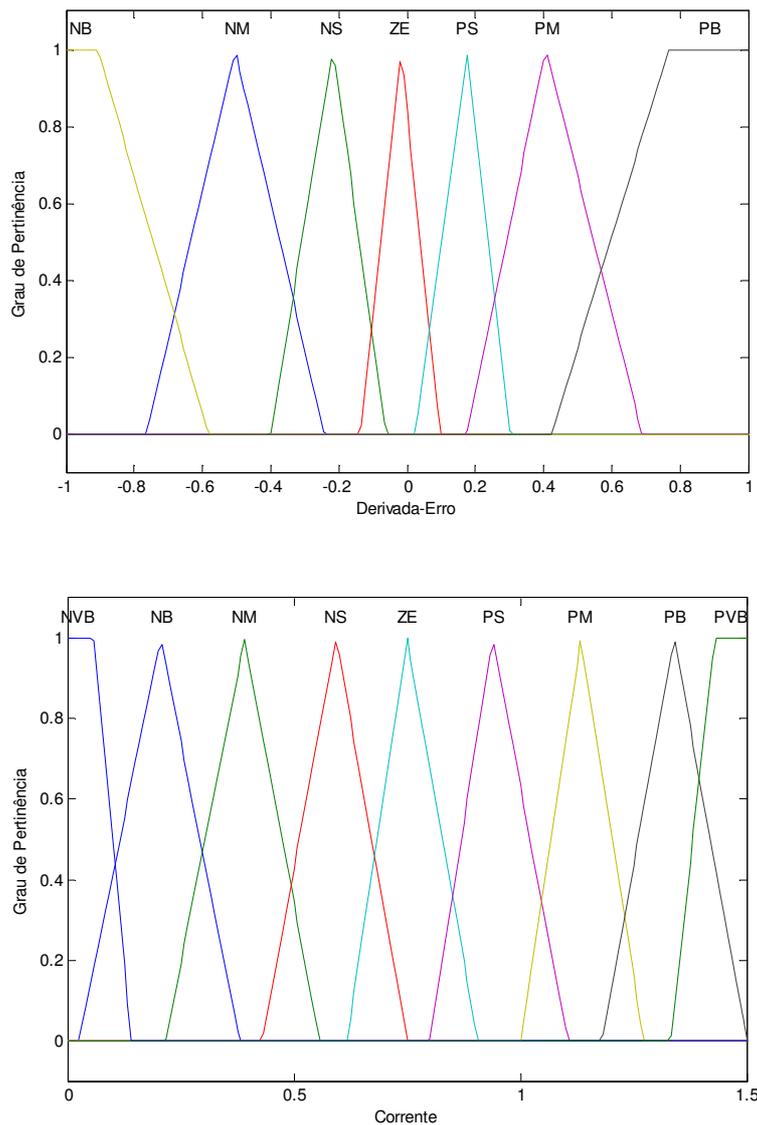


Figura 34 - Funções de pertinência *fuzzy* adotadas para cada variável definida.

O mapa de regras mostrado na Tabela 5 faz referência a uma matriz associativa, a qual dependendo da combinação das entradas tem-se uma saída, ou de posse de uma saída pode-se determinar suas entradas. Essa matriz pode ser melhor compreendida com uma representação gráfica tridimensional, como pode ser visto na Figura 35.

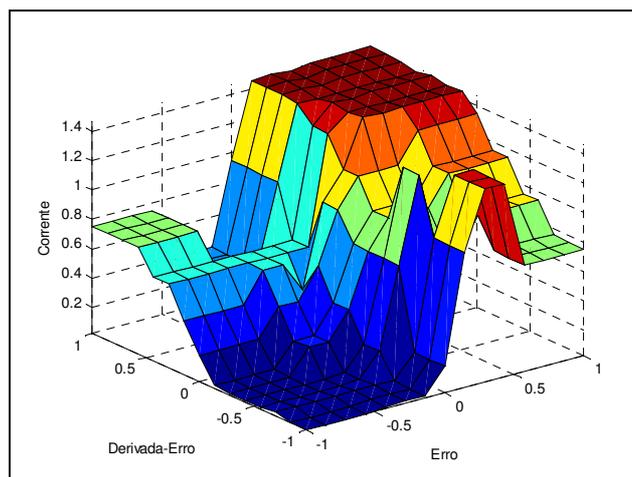


Figura 35 – Superfície de controle *fuzzy*.

O eixo vertical representa a saída (ΔV) do controlador e os dois eixos horizontais representam as entradas (ER e ΔER).

3.3.2 Sistema de Aquisição

Sensores convencionais como *encoders*, potenciômetros rotativos, transformador diferencial de variações rotativas (RVDT - *Rotary Variable Differential Transformer*), entre outros, são utilizados frequentemente com objetivo de mensurar variações de ângulos. Entretanto, para determinadas aplicações específicas, estes tipos de sensores tornam-se inviáveis devido ao seu volume. Um dos casos em que se necessita de componentes eletro-eletrônicos e mecânicos de dimensões bastante pequenas é, por exemplo, a construção de próteses. Na Figura 36 são apresentados dois protótipos de dedos instrumentados com sensores deste tipo.

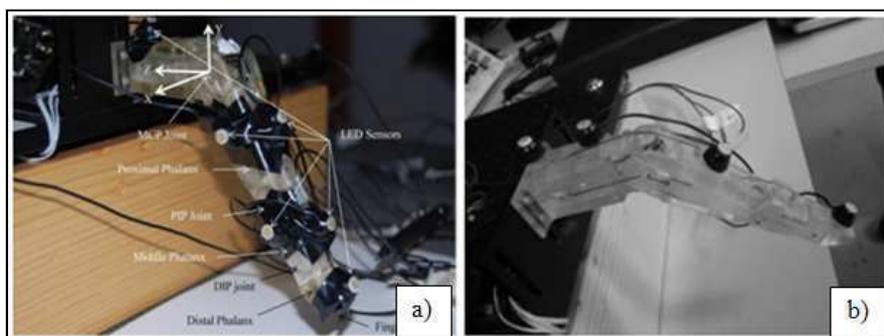


Figura 36 – Exemplos de protótipos de dedos instrumentados com sensores convencionais. a) Dedo desenvolvido por Ko *et al*, 2011 e b) Dedo desenvolvido por Bundhoo *et al*, 2011.

É possível notar o excessivo volume que os protótipos acima adquirem quando se monitora as articulações dos dedos por sensores convencionais.

Nesse contexto, foi estabelecida para este trabalho a semelhança do protótipo com a de um dedo humano. Assim sendo, optou-se por realizar uma medição sem contato dos ângulos formados por cada falange. Assim, a técnica adotada para realizar tais foi à visão computacional, através da captura sequencial de imagens.

Esta tecnologia tem como objetivo tomar decisões a partir da extração de informações do mundo real por meio de imagens. Um sistema de visão computacional é basicamente composto por uma câmera e um programa para processamento das imagens. A utilização da visão computacional em um determinado processo obedece algumas etapas como: aquisição da imagem, segmentação, extração de características, classificação e reconhecimento, e decisão (COSTA, 2011). Sistemas de visão são largamente aplicados na realização de medições sem contato. Por meio de imagens os sistemas verificam as dimensões dos produtos e realizam medições de componentes distintos do produto. Mesmo em situações complexas estes sistemas apresentam um alto desempenho.

As etapas envolvidas no projeto, com relação à visão computacional, encontram-se definidas no esquema da Figura 37.

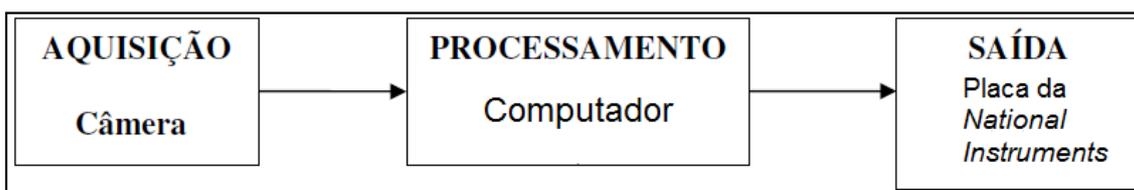


Figura 37 – Diagrama em blocos simplificado do sistema de visão computacional para o dedo robótico.

A câmera utilizada neste trabalho para fazer a captura dos pontos previamente determinados foi uma câmera da *Microsoft*, modelo *Lifecam VX-800*. A Figura 38 apresenta as coordenadas de referência de cada falange do dedo (Figura 38a) e a câmera posicionada para o início do processo de aquisição (Figura 38b).

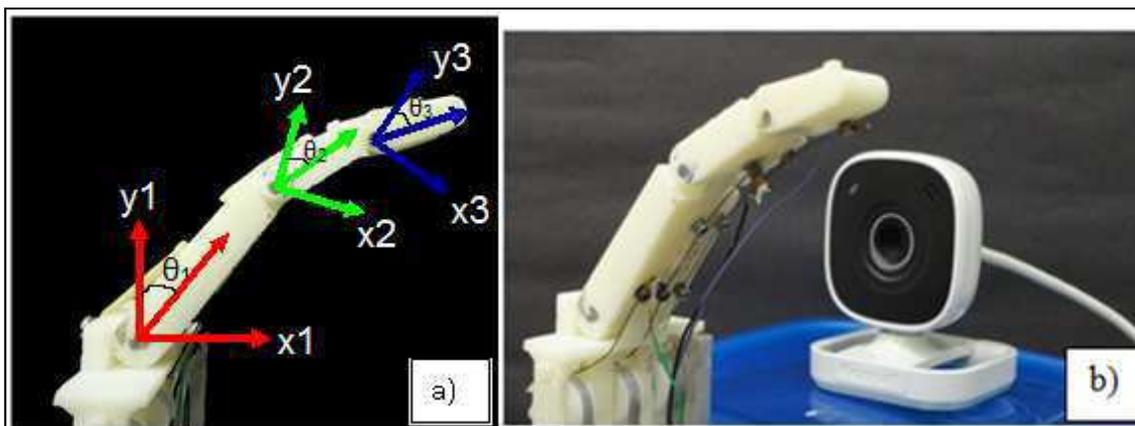


Figura 38 – Sistema de visão computacional para controle de posição do dedo robótico.

O protótipo do dedo possui três articulações que foram projetadas para efetuarem um movimento angular semelhante ao de um dedo humano. Na Figura 38(a) são apresentados os três ângulos formados por cada articulação na sua posição de repouso, que são: $\theta_1 = 40^\circ$, $\theta_2 = 20^\circ$ e $\theta_3 = 15^\circ$, respectivamente a falange proximal (FP), falange medial (FM) e falange distal (FD).

A câmera, mostrada na Figura 38(b), capta o movimento realizado por cada articulação e por meio do processamento da imagem é possível calcular o ângulo formado por cada falange. Os pontos determinados como referências, com adesivos vermelhos mostrados na Figura 39(a), foram instalados nos centros de rotação de cada articulação.

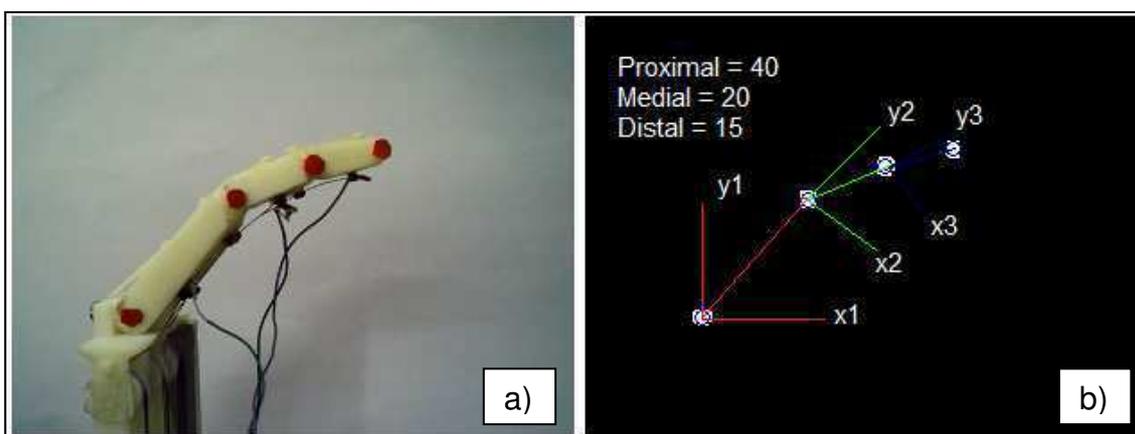


Figura 39 – Esquema de aquisição dos dados pela câmera.

Após a captura da imagem uma rotina de processamento no computador trata os dados obtidos pela câmera e identifica cada centróide dos

pontos marcados como referência, conforme apresentado na Figura 39(b). Os ângulos formados por cada falange foi calculado com relação ao eixo y. O protótipo do dedo foi simulado previamente em ambiente computacional antes da sua fabricação, como descrito no tópico 3.1.1., e com isto tornou-se possível o ajuste do sistema de aquisição devido a garantia de cada ângulo formado. O código-fonte de captura e de processamento de imagens escrito para MATLAB, desenvolvido neste trabalho, encontra-se no apêndice A.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 CARACTERIZAÇÃO TERMOMECÂNICA DO ATUADOR

Quando se trabalha com atuadores de LMF é necessário, primeiramente, determinar as temperaturas de ativação do fenômeno de memória de forma para poder se projetar o atuador. Conforme mencionado anteriormente, o fio de LMF Ni-Ti, utilizado neste trabalho, foi caracterizado termicamente pela técnica de DSC (Calorimetria Diferencial de Varredura) para identificação das temperaturas de transformação de fase. Na Figura 40 é apresentado o resultado deste ensaio.

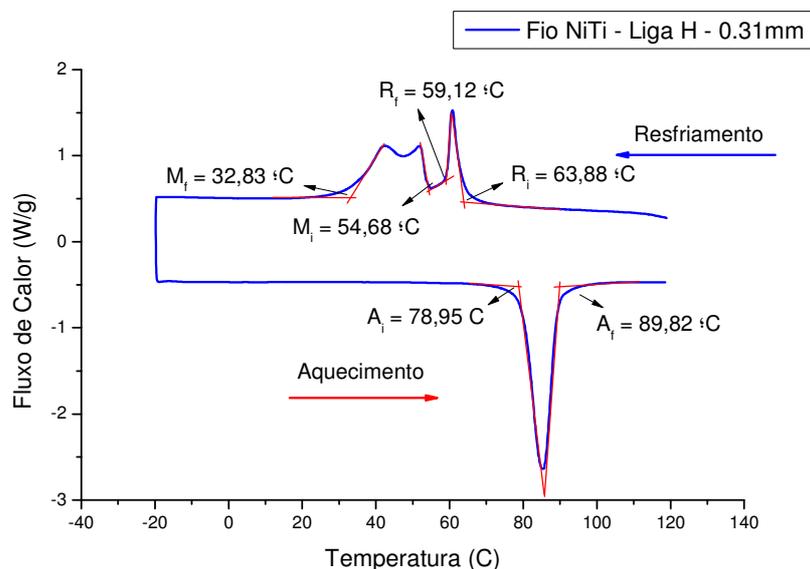


Figura 40 – Curva de DSC obtida para o fio atuador de Ni-Ti.

Verificou-se que a transformação de fase do fio durante o resfriamento ocorre em duas etapas. Na primeira etapa, que ocorre aproximadamente entre $64 \text{ } ^\circ\text{C}$ e $59 \text{ } ^\circ\text{C}$ (R_i e R_f), forma-se a estrutura martensítica conhecida por fase R (Romboédrica) e continuando o resfriamento entre $55 \text{ } ^\circ\text{C}$ e $33 \text{ } ^\circ\text{C}$ (M_i e M_f) essa estrutura se transforma na fase martensita monoclinica (LAGOUDAS, 2008). As temperaturas importantes que a Figura 40 apresenta para o projeto do dedo robótico são: $A_i = 79 \text{ } ^\circ\text{C}$, $A_f = 90 \text{ } ^\circ\text{C}$ e $M_f = 33 \text{ } ^\circ\text{C}$. A determinação destas temperaturas se faz necessária para assegurar que o calor gerado pela passagem de corrente elétrica seja suficiente para atingir a temperatura final de

ativação, no caso A_f , e que na temperatura ambiente ($25\text{ }^\circ\text{C}$) o material se encontra totalmente em sua fase martensítica. Assim, para este projeto utilizou-se um fio atuador com a temperatura M_f acima da temperatura ambiente garantindo que o material volte ao seu estado inicial sem a necessidade de refrigeração.

Para verificar a temperatura que seria atingida no fio de Ni-Ti ao se fazer passar uma corrente elétrica controlada, foi soldado um micro termopar tipo K na superfície do atuador. Durante o ensaio foi feita uma variação de corrente de 0 a 900 mA. Na Figura 41 é apresentada a curva obtida para a evolução da temperatura em função da corrente elétrica.

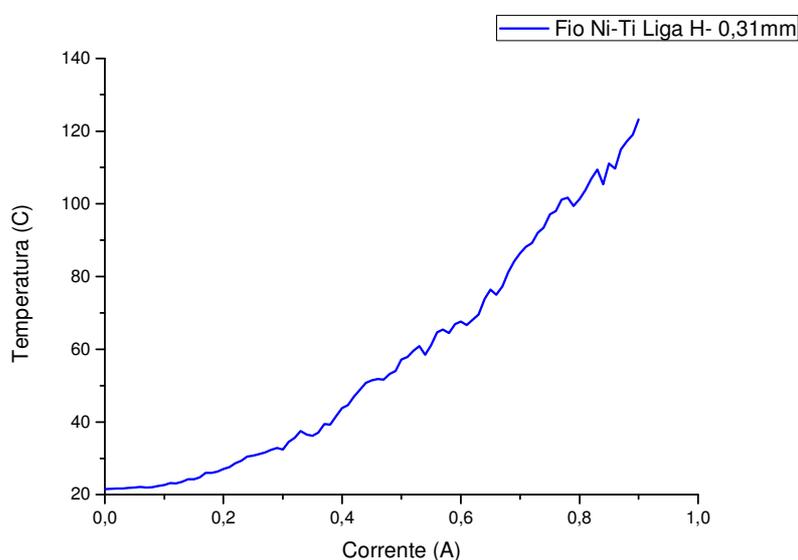


Figura 41 – Curva da temperatura do fio atuador de Ni-Ti em função da corrente elétrica de ativação.

Observa-se que com uma corrente elétrica de 900 mA é possível atingir uma temperatura no fio da ordem de $120\text{ }^\circ\text{C}$, superior a temperatura final de contração do fio LMF Ni-Ti ($A_f = 90\text{ }^\circ\text{C}$). Com isto é possível afirmar que o material ao ser submetido a uma corrente desta ordem de grandeza encontrar-se-á totalmente em sua fase austenítica.

O fio atuador foi submetido também a um processo de treinamento para o surgimento do fenômeno de memória de forma em duplo sentido. Para este treinamento, descrito na seção 3.1.3, necessita-se determinar a tensão mecânica que deve ser aplicada no fio atuador à temperatura ambiente (abaixo

de $M_f = 33 \text{ }^\circ\text{C}$), para o completo alinhamento das variantes de martensita. Na Figura 42 é mostrado o resultado do ensaio de tração realizado no fio.

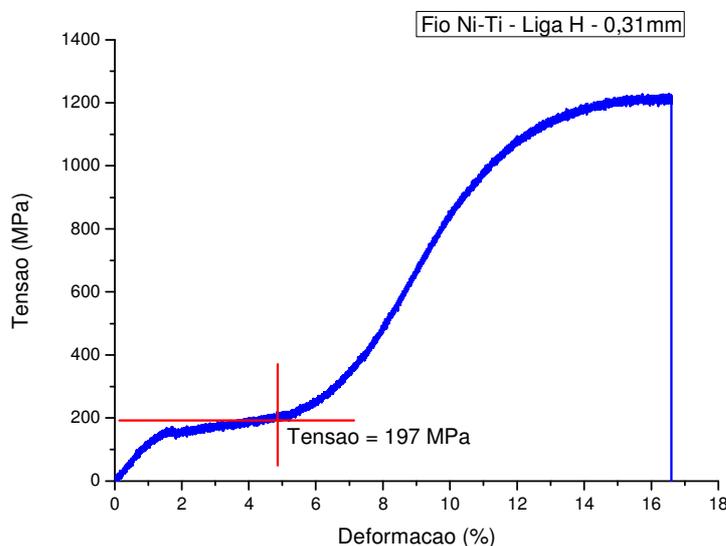


Figura 42 – Ensaio de tração no fio de Ni-Ti com 0.31mm de diâmetro.

A região caracterizada pela reorientação das martensitas é identificada na Figura 42 pela formação de um patamar de tensão situado próximo de 195 MPa. A tensão mecânica determinada para realização do treinamento do fio atuador foi, portanto, de 200 MPa.

Logo após o treinamento correspondente a realização de 1000 ciclos de aquecimento e resfriamento resistivo sob 200 MPa, o atuador foi caracterizado para verificação do percentual de contração que o fio é capaz de fornecer. Para realização deste ensaio, tomou-se uma amostra do fio LMF com comprimento de 84,30 mm que foi instalada em uma bancada experimental devidamente instrumentada para mensurar o deslocamento cíclico efetuado pelo fio durante aquecimento resistivo e resfriamento (RODRIGUES *et al*, 2011). A Figura 43 apresenta os resultados deste ensaio.

Na Figura 43 são apresentados cinco ciclos de deslocamento do atuador. A Figura 43(a) apresenta o gráfico da corrente elétrica (forma triangular) aplicada no atuador em função do tempo. Na Figura 43(b) tem-se o deslocamento obtido em função tempo e por último, na Figura 43(c), visualiza-se um comportamento característico de atuadores LMF, caracterizado por uma histerese em temperatura (corrente elétrica x deslocamento mecânico). O fio

atuador treinado apresentou um efeito de memória de forma duplo, sob carga de 200 MPa, da ordem de 2,5%.

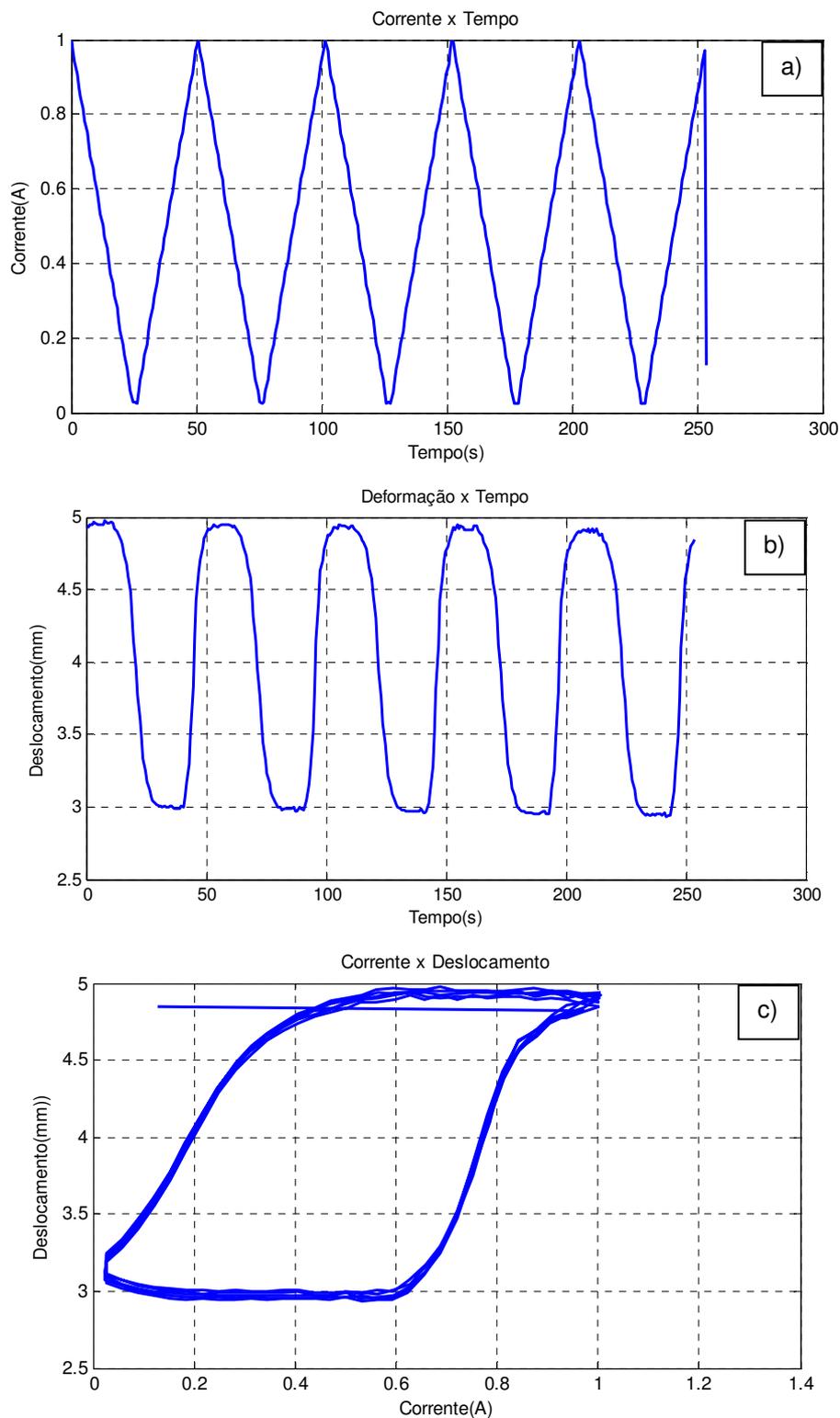


Figura 43 – Ativação e resposta do fio Ni-Ti após treinamento. a) Curva da corrente em função do tempo. b) Curva de deslocamento em função do tempo. c) Curva de deslocamento do fio Ni-Ti submetido a uma carga de 200 MPa em função da corrente elétrica.

4.2 TESTES DE ACIONAMENTO E CONTROLE DO DEDO ROBÓTICO

O protótipo de dedo construído neste trabalho possui três falanges ativas e independentes, para as quais se faz necessário a realização de testes de controle individualmente em cada falange e também no conjunto, ou seja, quando o acionamento ocorrer nas três falanges simultaneamente. Vale ressaltar que todos os ensaios foram realizados com o protótipo do dedo em sua posição de repouso, ou seja, $FP = 40^\circ$, $FM = 20^\circ$ e $FD = 15^\circ$.

4.2.1 Falange Proximal

O primeiro teste realizado na falange proximal correspondeu a verificação do ângulo máximo possível de ser obtido, projetado para ser de 90° quando submetido a uma corrente elétrica fixa e sem aplicação de qualquer controle (malha aberta). O resultado obtido pode ser visualizado na Figura 44.

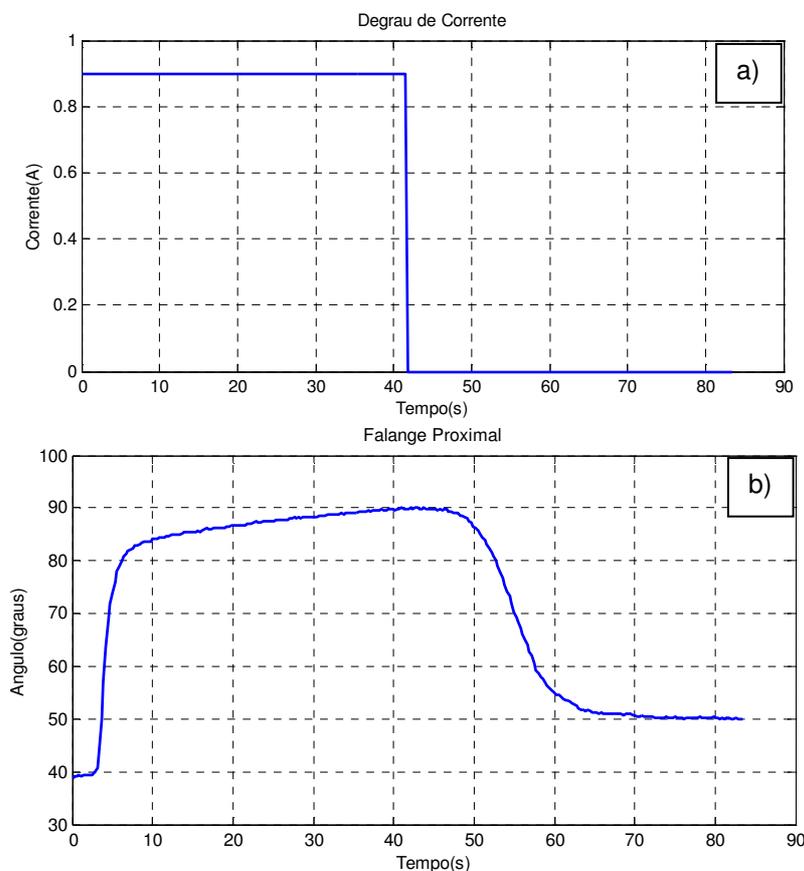


Figura 44 – Ativação e resposta da falange proximal em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,9 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo obtido pela falange proximal com a ativação em malha aberta foi de 90° em um tempo de aproximadamente 40 segundos. Nesse aspecto, é possível fazer uma comparação com o trabalho de Bundhoo *et al* (2008), o qual definiu a posição inicial e final conforme a fisiologia humana, isto é, 40° inicialmente e 90° na posição final, e efetuou o acionamento da falange por motores ativados por fio de LMF (Miga Motors). Contudo, o resultado obtido por esses autores correspondeu a um ângulo de aproximadamente 57° em um tempo de 50 segundos, conforme pode ser visualizado na Figura 45.

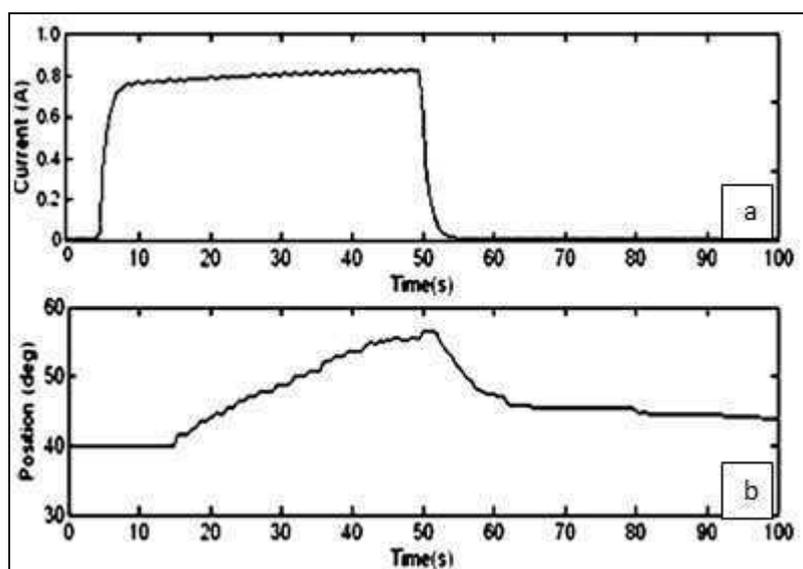


Figura 45 – Ativação e resposta da falange proximal em malha aberta para o dedo desenvolvido por Bundhoo *et al* (2008). a) Degrau de corrente de 0,8 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O protótipo apresentado por Bundhoo *et al* (2008) tinha como objetivo um ângulo máximo para falange proximal de 90° , porém o resultado apresentado na Figura 45 revela uma diferença expressiva, de aproximadamente 32° . Este desempenho não satisfatório foi atribuído ao mau dimensionamento do motor LMF. Após a retirada da corrente elétrica de ativação, observa-se nas Figuras 44 e 45 a presença de um ângulo residual em seu estado final, proveniente da existência de atrito entre as partes móveis do dedo, para ambos os projetos.

Após a verificação da capacidade da falange proximal em atingir o ângulo máximo de projeto em malha aberta, instalou-se o sistema de visão computacional baseado na câmera, para fechar a malha do controle e assim

poder realizá-lo por meio da técnica *fuzzy*. O resultado obtido pelo controle pode ser observado na Figura 46.

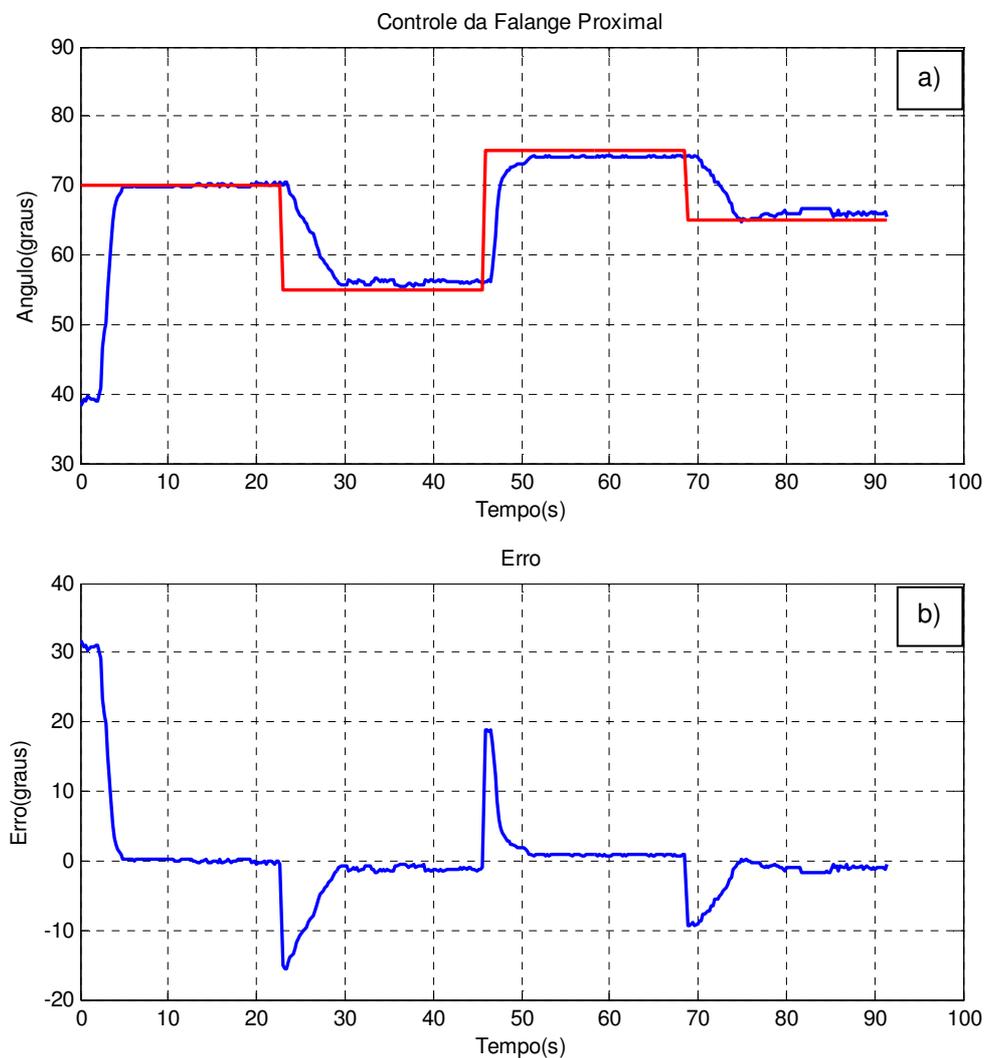


Figura 46 – Controle da falange proximal em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle fuzzy

Na Figura 47 são apresentadas as imagens captadas pela câmera para cada posição de referência (Figura 46) no momento em que o resultado obtido encontrava-se estabilizado.

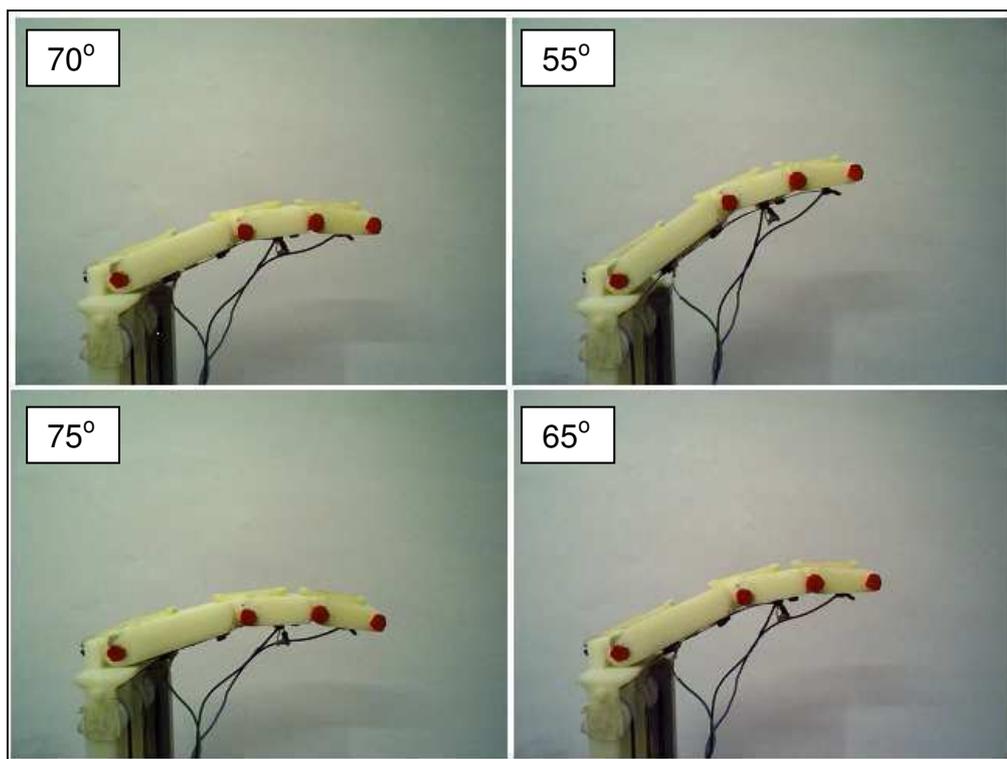


Figura 47 – Imagens do posicionamento da falange proximal para cada ângulo de referência da Figura 46.

Conforme mencionado anteriormente, na Figura 46 são apresentados alguns ângulos de referência (linha vermelha) impostos para a falange proximal e os ângulos respectivamente medidos (linha azul), e o gráfico de erro calculado para cada intervalo (Figura 46b). A sequência de ângulos de referência pode ser subdividida em: I) $40^\circ - 70^\circ$, II) $70^\circ - 55^\circ$, III) $55^\circ - 75^\circ$ e IV) $75^\circ - 65^\circ$. Na Tabela 7 é possível verificar os resultados obtidos para cada intervalo.

Tabela 7 – Resultados obtidos do controle para a falange proximal.

Intervalos (grau)	Tempo de Estabilização (s)	Erro em Regime Permanente (grau)
40 – 70	4,8	0,21
70 – 55	6,8	0,69
55 – 75	5,5	0,7
75 – 65	5,7	0,96

É possível observar que nos intervalos II e IV existe uma dificuldade natural para o protótipo atingir os valores de referência devido à necessidade

de resfriamento mais rápido do atuador LMF. Logo, na tentativa de melhor analisar este problema, foi instalado um sistema de refrigeração forçada, conforme pode ser visualizado na Figura 48. O sistema de resfriamento, que consiste de um mini ventilador, foi montado a uma distância de 50 mm dos fios atuadores e possui dimensões de 60 mm x 60 mm x 10 mm, gerando um fluxo de ar de aproximadamente $0,011 \text{ m}^3/\text{s}$.

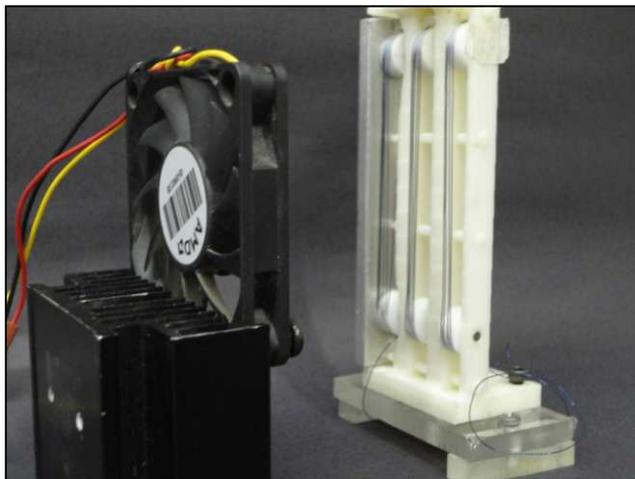


Figura 48 – Sistema de resfriamento dos fios LMF.

O sistema de resfriamento é acionado quando se finaliza os intervalos I e III, e desligado quando o dedo atinge o ângulo desejado. Este procedimento acelerou a troca de calor entre o conjunto de fios LMF e o ambiente devido à passagem do fluxo de ar sobre os fios.

Com a montagem da Figura 48 realizou-se um novo experimento adotando as mesmas posições de referência descritas na Figura 46, aplicando o procedimento de resfriamento forçado. A Figura 49 apresenta o resultado obtido.

Nos intervalos II e IV, Figura 49, é possível perceber uma melhora significativa obtida com a aplicação do sistema de resfriamento forçado. Enquanto que no experimento sem resfriamento o dedo robótico no intervalo II levou aproximadamente 6,8 segundos para atingir o ângulo desejado, quando submetido ao resfriamento este mesmo intervalo foi realizado em apenas 1,91 segundos, correspondendo a uma redução no tempo de aproximadamente 3,6 vezes. Já para o intervalo IV, o sistema sem resfriamento despendeu 5,7 segundos para atingir a estabilização, enquanto que com resfriamento o dedo

realiza o mesmo intervalo em um espaço de tempo de apenas 1,28 segundos, correspondendo a uma redução de um fator 4,4. Entretanto, com a presença do resfriamento no intervalo IV houve um pequeno sobressinal de $1,5^\circ$, que foi ocasionado pelo processo de resfriamento brusco imposto ao atuador LMF.

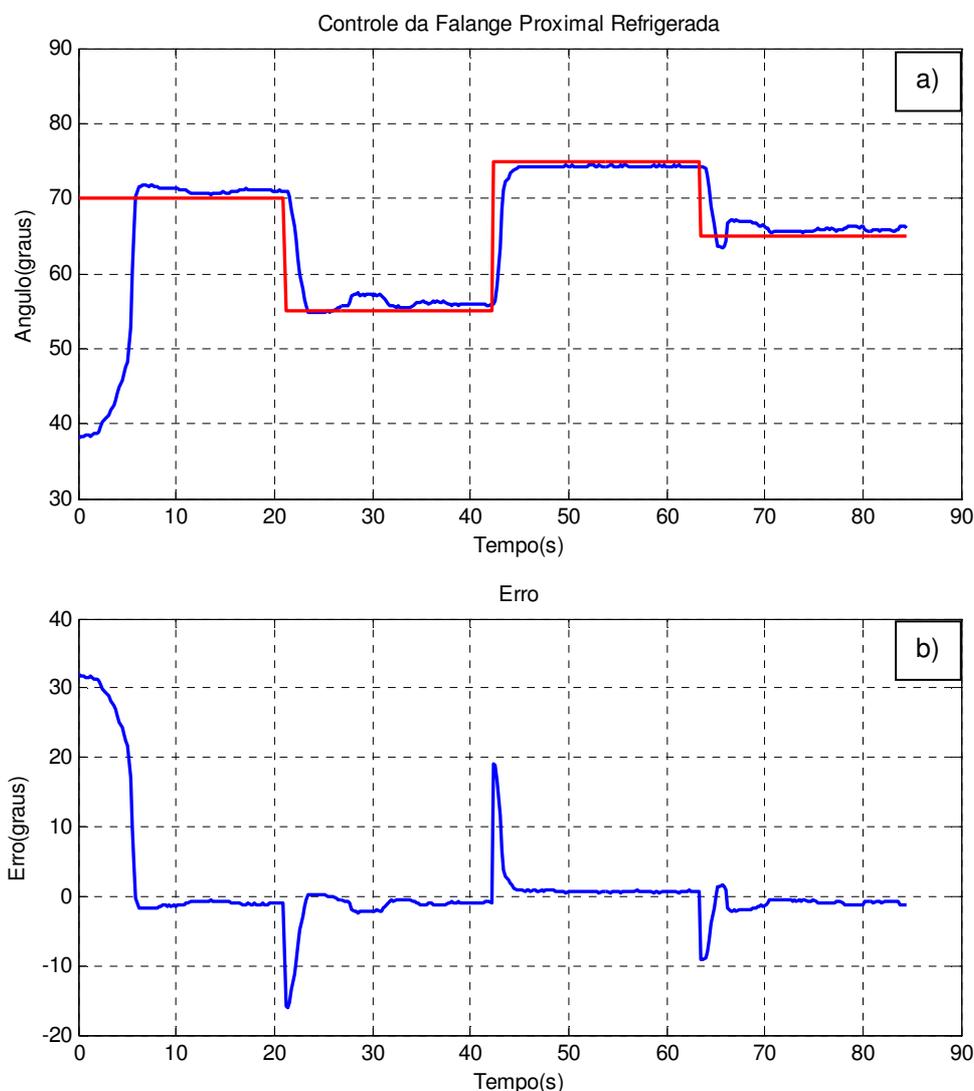


Figura 49 – Controle da falange proximal em malha fechada com resfriamento forçado. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*.

No trabalho realizado por Ko *et al* (2011), uma comparação entre controlador *fuzzy* PWM-PID e um outro PWM-PID, para controle de um dedo robótico (Figura 21), demonstrou uma média de erro de $0,08^\circ$ para o controlador *fuzzy* PWM-PID e uma média de erro de $0,97^\circ$ para o controlador PWM-PID. Os autores deste trabalho instalaram potenciômetros em cada

articulação das falanges (Figura 36) e com isto obtiveram uma resolução maior para medição dos ângulos.

Como já foi mencionando anteriormente que o sensor utilizado para a medição dos ângulos formados pelas falanges neste trabalho foi uma câmera, tem-se a vantagem de não precisar inserir nenhum sensor físico, reduzindo o volume do protótipo. Entretanto, uma desvantagem que este método apresentou foi uma variação de erro de medida da ordem de $\pm 0,3^\circ$, que foi superior aquele obtido por Ko *et al* (2011).

4.2.2 Falange Medial

Foram realizados testes em malha aberta com a falange medial para verificação do ângulo máximo possível de ser obtido. Vale ressaltar que, para esta falange, o ângulo máximo desejado é de 100° . Na Figura 50 é apresentado o resultado obtido para este teste.

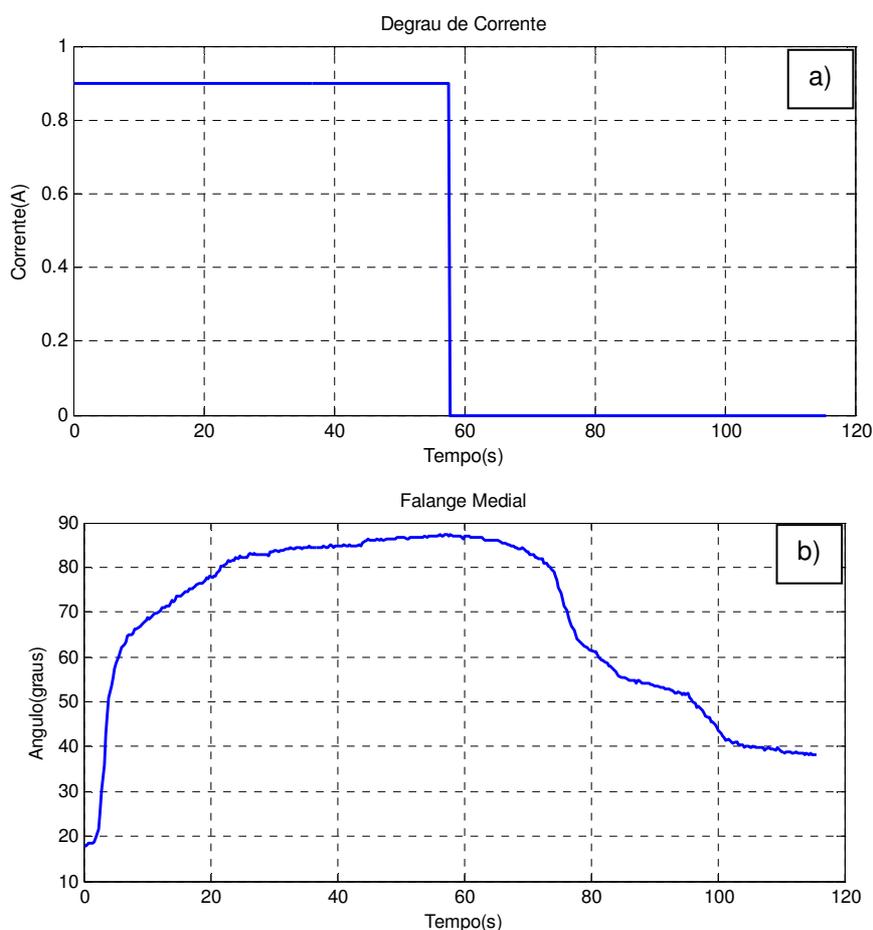


Figura 50 – Ativação e resposta da falange medial em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,9 A. b) Resposta angular em função do tempo.

Observa-se que para esta falange o ângulo máximo obtido foi de aproximadamente 89° , gerando com isso uma diferença de aproximadamente 11° com relação ao ângulo de projeto, correspondente a 100° . Este desempenho inferior ao desejado ocorreu devido a problemas mecânicos que surgiram na montagem do dedo, impossibilitando seu movimento completo até o ângulo máximo. Entretanto, este resultado foi melhor do que aquele obtido por De laurentis *et al* (2000), que conseguiram atingir um ângulo máximo para a falange medial de apenas 73° . Já no trabalho de Bundhoo *et al* (2008), o resultado alcançado para esta falange em malha aberta pode ser visualizado na Figura 51.

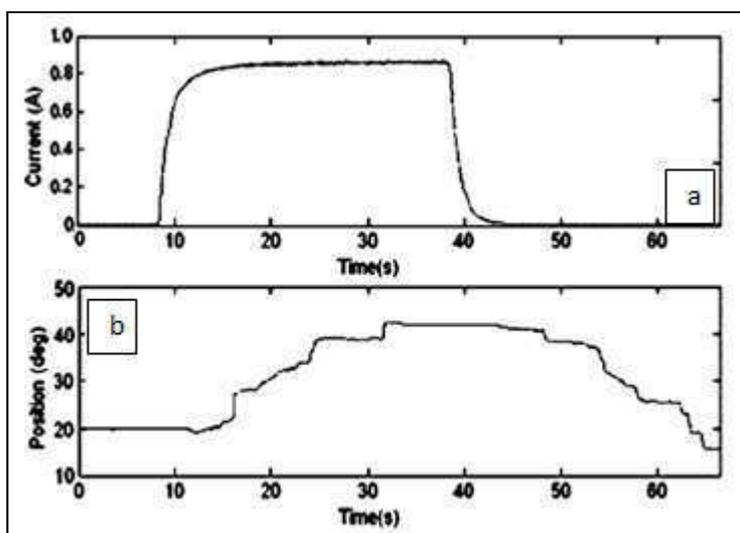


Figura 51 - Ativação e resposta da falange medial em malha aberta para o dedo desenvolvido por Bundhoo *et al* (2008). a) Degrau de corrente de 0,8 A. b) Resposta angular em função do tempo.

Nota-se na Figura 51 que o ângulo máximo atingido pela falange medial foi de aproximadamente 40° em um intervalo de tempo de 40 segundos. Assim, o dedo de Bundhoo *et al* (2008) apresentou uma diferença para o ângulo de projeto de aproximadamente 60° .

Depois de verificado o ângulo máximo atingido pela falange medial do dedo desenvolvido neste trabalho em malha aberta, fechou-se a malha usando ciclos de posições angulares pré-determinadas como referência. Com o erro correspondente a diferença entre ângulo desejado e o ângulo medido, e sua primeira derivada, colocou-se como entradas do controlador *fuzzy* e a resposta apresentada na Figura 52 foi obtida. A figura revela que para esta falange foi

imposta uma sequência de ângulos que pode ser subdividida nos seguintes intervalos: I) 20° - 50° , II) 50° - 30° , III) 30° - 70° e por último IV) 70° - 40° .

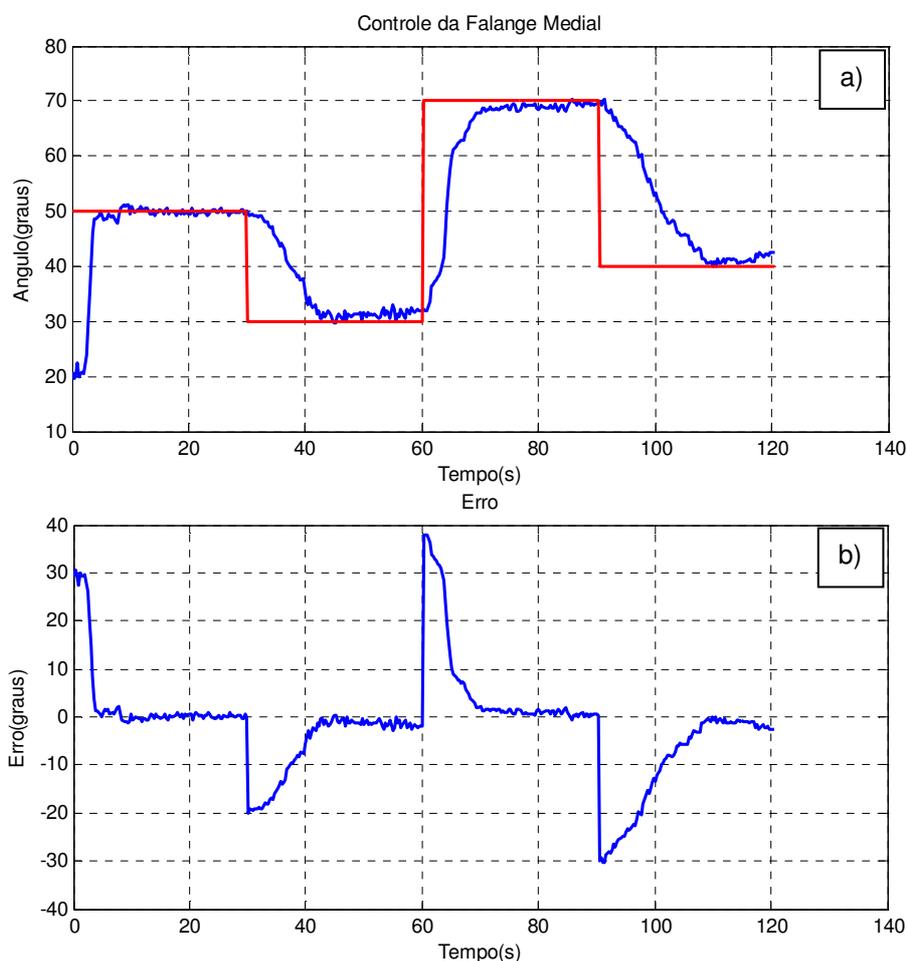


Figura 52 - Controle da falange medial em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*.

Na Figura 53 são apresentadas as imagens obtidas pela câmera para cada ângulo de referência no momento em que a falange medial encontrava-se com a posição estabilizada.

No intervalo I da Figura 52, o dedo atingiu a referência de 50° em um intervalo de tempo de 4,5 segundos, com um erro médio de $0,2^{\circ}$. Para o intervalo II, foi necessário um tempo de 12,37 segundos para atingir a referência com uma média de erro de $1,1^{\circ}$. É possível perceber a diferença de tempo para o dedo atingir a referência entre o intervalo I e II. Esta diferença ocorre devido à dificuldade que o sistema de fios LMF tem para trocar calor com o ambiente. Para o intervalo III, o dedo alcançou a referência em um tempo de aproximadamente 10,68 segundos com uma média de erro em

regime permanente de $0,34^\circ$. Por último, no intervalo IV, o dedo alcançou o ângulo desejado em 17,47 segundos com uma média de erro de aproximadamente $0,67^\circ$.

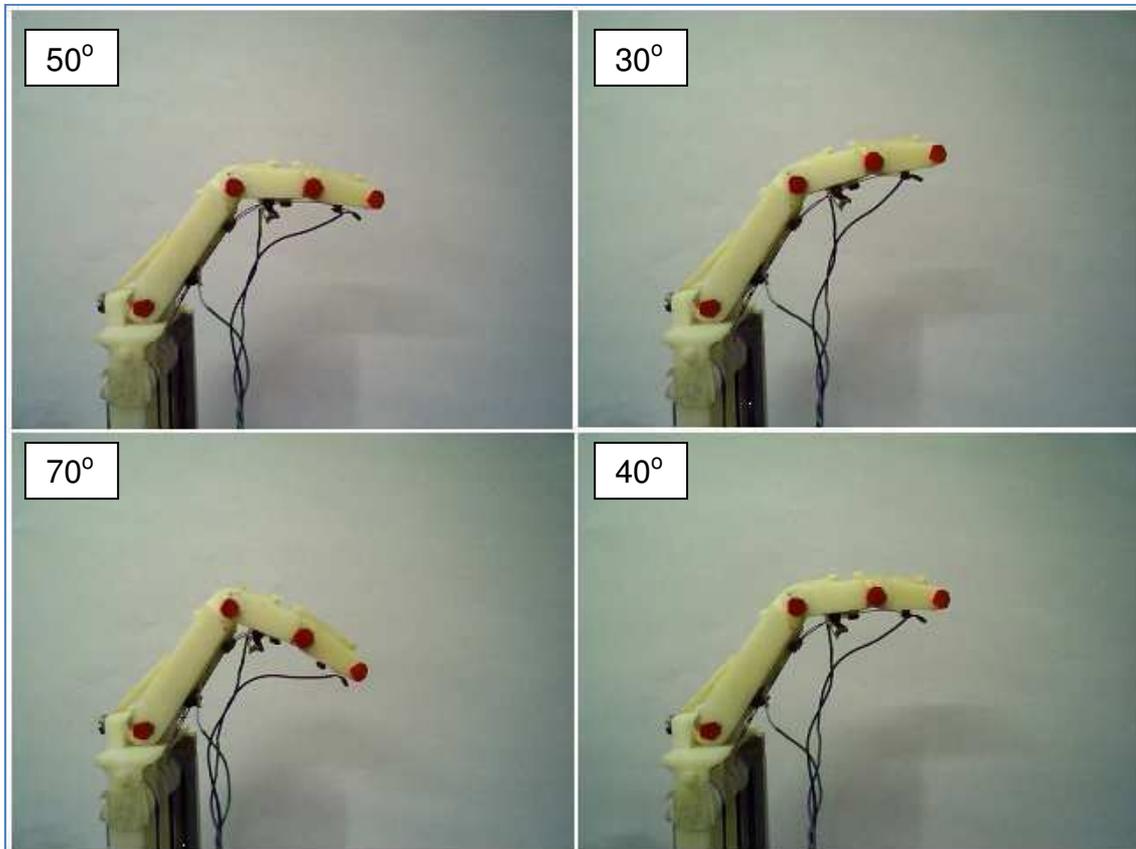


Figura 53 – Imagens do posicionamento da falange medial para cada ângulo de referência da Figura 52.

Os resultados encontrados para a falange medial podem ser visualizados de forma resumida na Tabela 8.

Tabela 8 – Resultados obtidos do controle para a falange medial.

Intervalos (grau)	Tempo de Estabilização (s)	Erro em Regime Permanente (grau)
20 – 50	4,5	0,2
50 – 30	12,37	1,1
30 – 70	10,68	0,34
70 – 40	17,47	0,67

De forma semelhante ao caso anterior, foram atribuídas as LMF referências e efetuado o ensaio com resfriamento forçado nos intervalos II e IV

para verificar a capacidade do dedo em atingir o ângulo desejado mais rapidamente. Na Figura 54 é apresentado o resultado obtido para este caso.

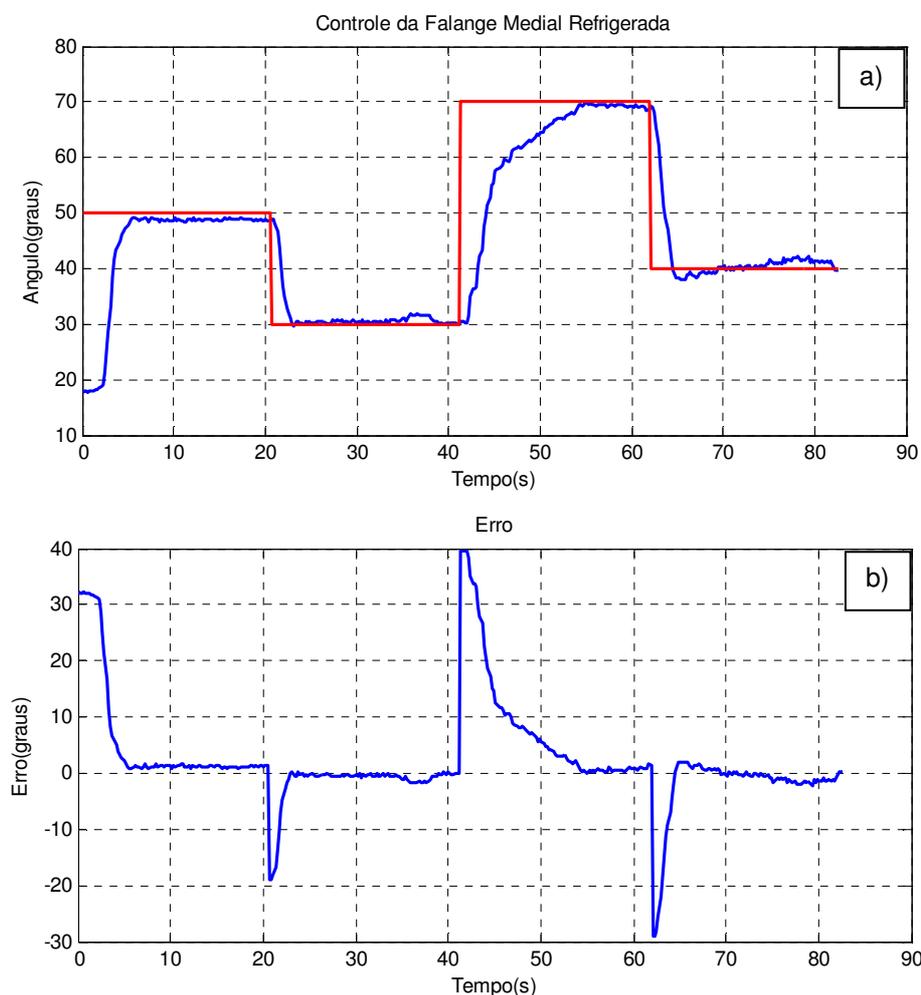


Figura 54 - Controle da falange medial em malha fechada com resfriamento forçado. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*.

Observa-se na Figura 54 a significativa melhoria de desempenho mostrada pela falange medial com resfriamento forçado nos dois pontos críticos. No intervalo II mostrado na Figura 52 o dedo passou aproximadamente 12,37 segundos para atingir o valor desejado, entretanto com o sistema de resfriamento (Figura 54) o dedo atingiu a mesma referência em um intervalo de tempo de apenas 2,48 segundos, garantindo com isto uma redução de tempo de um fator 5. Para o intervalo IV, o dedo sem resfriamento demorou aproximadamente 17,47 segundos para atingir o valor desejado e com resfriamento este valor foi reduzido para 2,49 segundos. Neste intervalo obteve-se uma redução no tempo de 7 vezes para o dedo atingir o ângulo desejado.

4.2.3 Falange Distal

De forma semelhante, todos os ensaios realizados nas duas falanges anteriores foram aplicados também para a falange distal. Foi realizado o primeiro teste para analisar o ângulo máximo atingido por essa falange com o sistema em malha aberta, lembrando-se que o ângulo máximo desejado foi de 80° . O resultado obtido neste experimento pode ser visualizado na Figura 55.

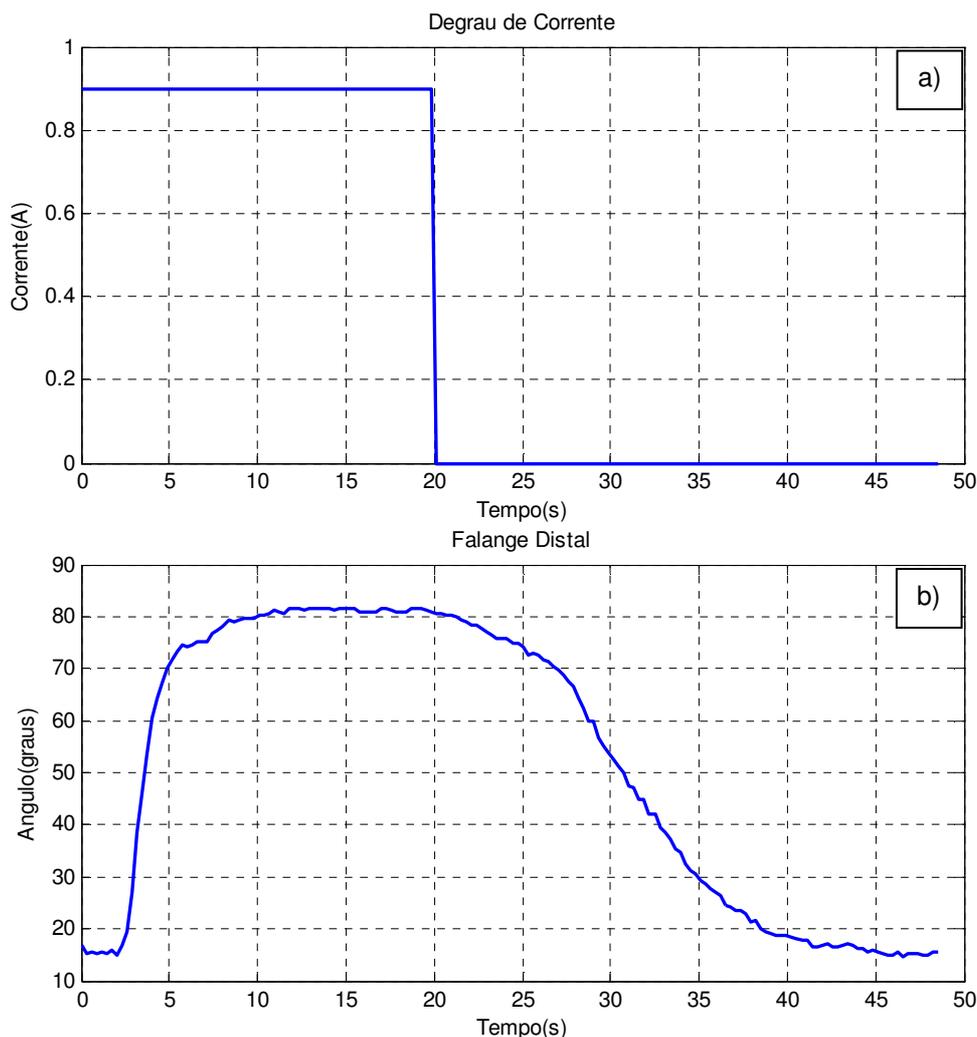


Figura 55 – Ativação e resposta da falange distal em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,9 A. b) Resposta angular em função do tempo.

É possível observar na Figura 55 que um degrau de corrente de 0,9 A, com duração de 20 segundos, foi suficiente para levar a falange distal a atingir o ângulo desejado de 80° . Percebe-se, também, que o tempo de subida é de aproximadamente 8 segundos, e quando a corrente é cessada a falange necessita de 20 segundos para retornar a posição inicial. A base de regras

empregada no controlador *fuzzy* desta falange foi a mesma utilizada na falange anterior. Para analisar o desempenho desse controlador foram impostos quatro ângulos de referência para a falange distal. Na Figura 56 é apresentado o resultado obtido no experimento em que foram definidos como valores de referência as seguintes posições: 45° , 30° , 70° e 55° .

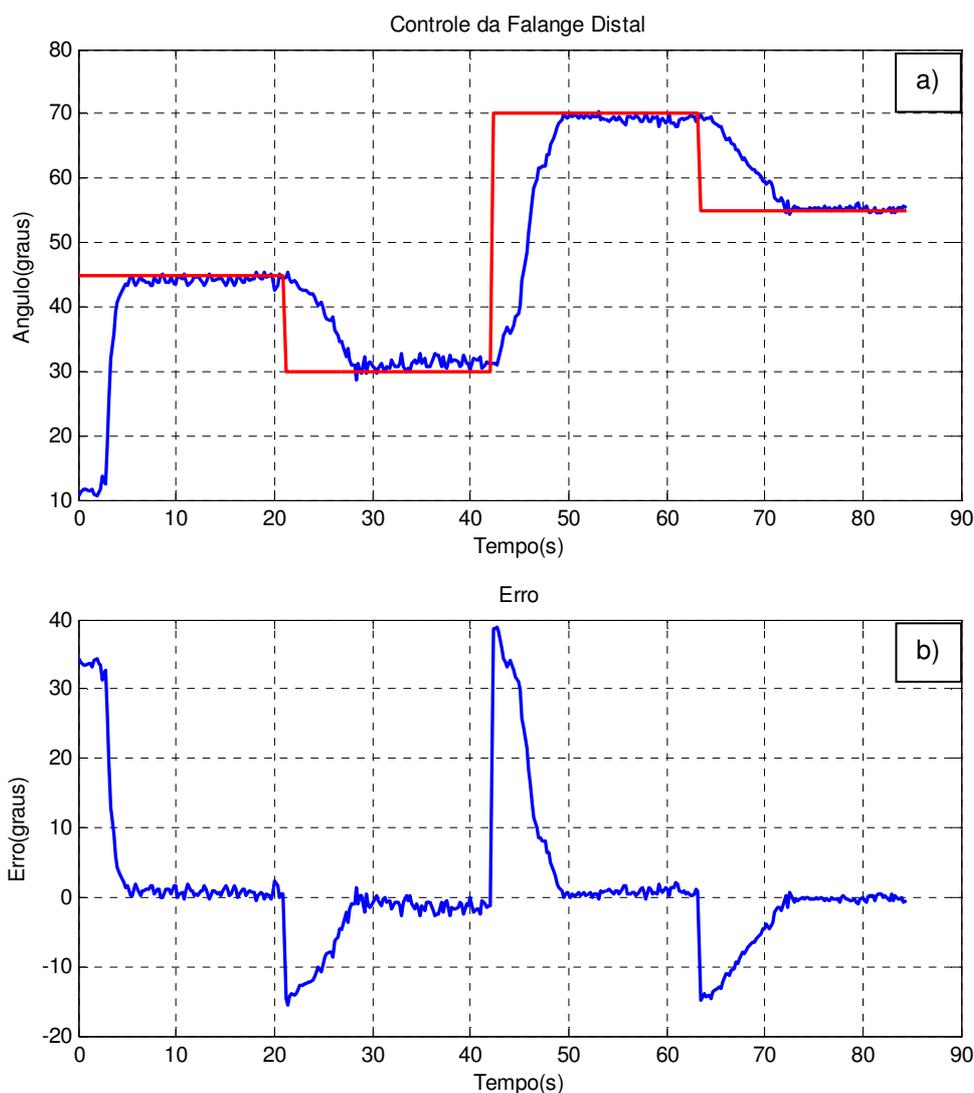


Figura 56 - Controle da falange distal em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

Na Figura 57 são apresentadas as imagens capturadas pela câmera para a falange distal quando a mesma estava estabilizada nas posições indicadas como referência.

Tomando como intervalo I da Figura 56 o período compreendido entre 15° - 45° , a falange distal do dedo atingiu a referência em um tempo igual a 5,49 segundos e manteve uma média de erro em regime permanente de $0,43^\circ$.

O intervalo II, definido como $45^\circ - 30^\circ$, foi atingido o ângulo desejado em 6,56 segundos com uma média de erro de aproximadamente $0,91^\circ$. O intervalo III, na faixa $30^\circ - 70^\circ$, o tempo gasto para atingir a referência foi de 7,19 segundos com uma média de erro de $0,63^\circ$. Por último, para o intervalo IV compreendido na faixa $70^\circ - 55^\circ$, foi obtido o ângulo desejado em um intervalo de tempo de 8,88 segundos e com uma média de erro de $0,35^\circ$.

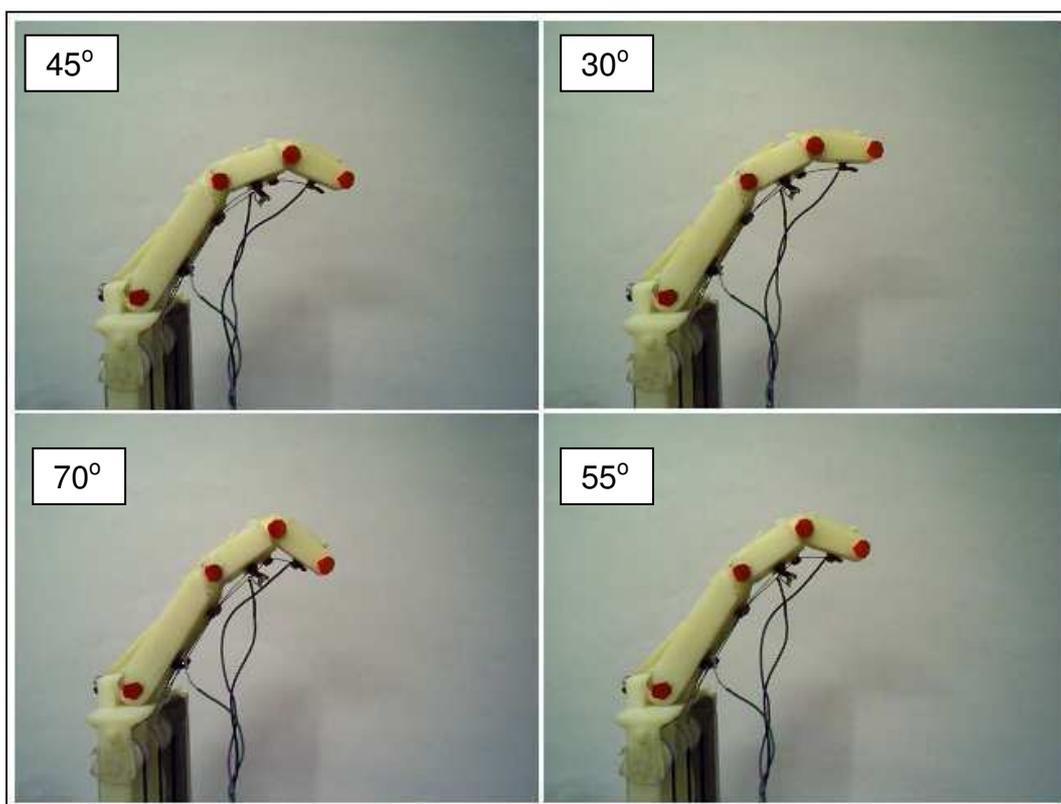


Figura 57 - Imagens do posicionamento da falange distal para cada ângulo de referência.

Os resultados encontrados para falange distal podem ser visualizados de forma resumida na Tabela 9.

Tabela 9 – Resultados obtidos do controle para a falange distal.

Intervalos (grau)	Tempo de Estabilização (s)	Erro em Regime Permanente (grau)
15 – 45	5,49	0,43
45 – 30	6,56	0,91
30 – 70	7,19	0,63
70 – 55	8,88	0,35

Como já foi explicado na seção anterior, a dificuldade que o atuador LMF tem em perder calor para o ambiente, repetiu-se neste experimento com os mesmos ângulos de referência e acionou-se o mini ventilador nos intervalos II e IV para acelerar o processo de resfriamento. O resultado obtido do experimento com resfriamento é mostrado na Figura 58.

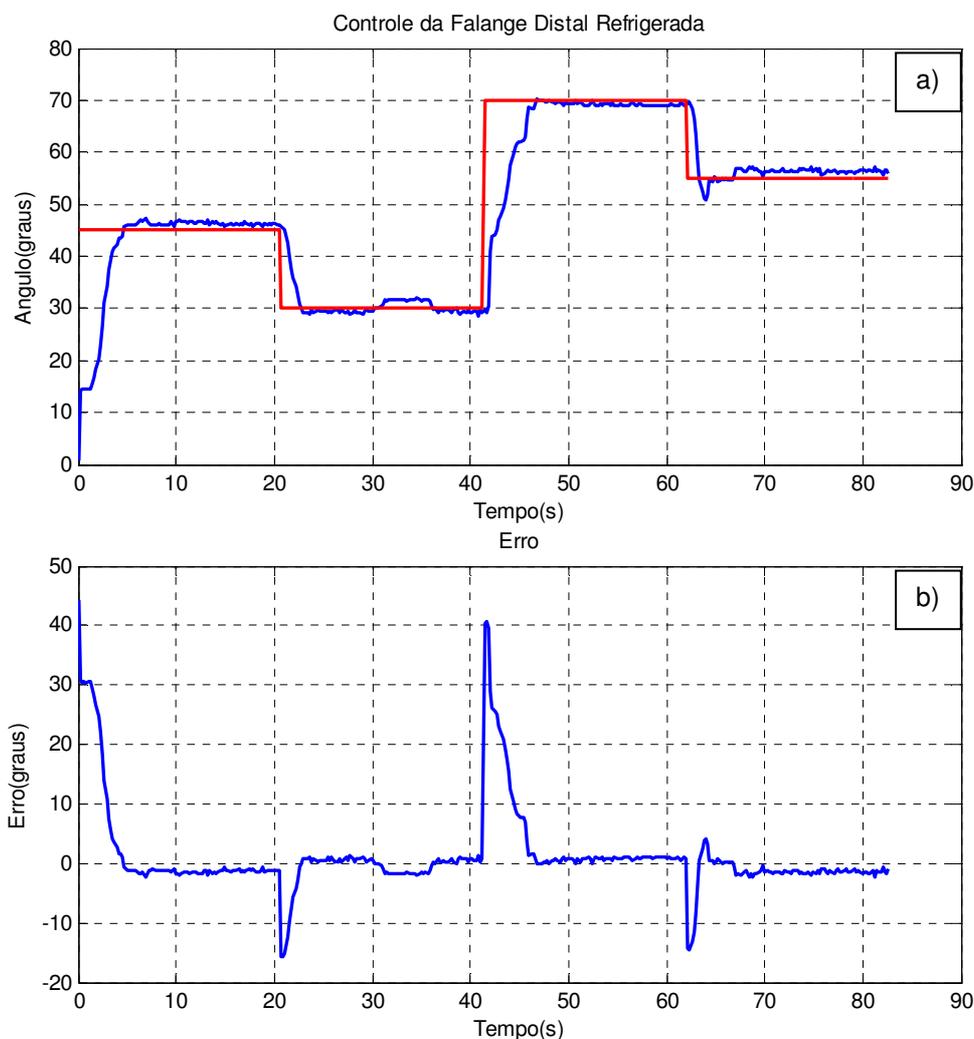


Figura 58 - Controle da falange distal em malha fechada com resfriamento forçado. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*.

De acordo com a Figura 58, o tempo necessário para o protótipo atingir o ângulo desejado com resfriamento forçado foi de 2,07 segundos, representando com isto uma redução de um fator 7 com relação ao tempo gasto anteriormente. Já para o intervalo IV, a falange distal chegou ao ângulo de referência em um tempo próximo de 1 segundo, correspondendo a uma redução no tempo da ordem de 9 vezes. O sistema de resfriamento é acionado ao término do intervalo I e III e desligado quando a falange distal atinge o valor

desejado. Mesmo com o fluxo de ar sendo cessado abruptamente quando o dedo atinge o ângulo desejado, a inércia térmica do fio LMF não permite que a falange permaneça na posição desejada, causando um pequeno sobresinal que neste caso foi de 2,5°.

4.2.4 Dedo completo

Depois de realizados todos os testes com as falanges do dedo robótico individualmente para certificação da capacidade de cada uma em atingir o ângulo desejado de projeto, assim como para validação de cada controlador, realizou-se os experimentos para verificação dos resultados quando o acionamento é realizado de forma simultânea.

Quando as três falanges foram solicitadas em conjunto constatou-se um problema mecânico referente ao surgimento de uma folga nos fios atuadores LMF, impossibilitando que o dedo efetue o seu completo fechamento. Esta folga pode ser visualizada na Figura 59.

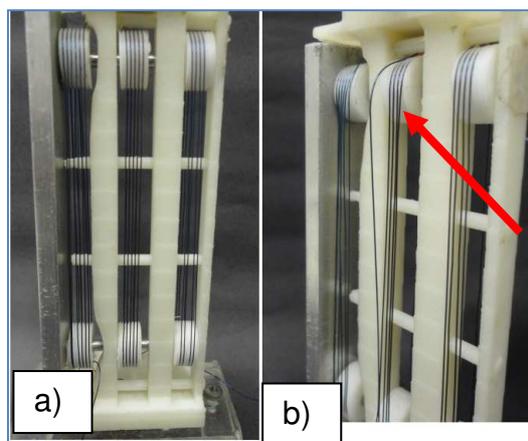


Figura 59 – Atuadores montados no sistema de polias. a) Fios de LMF tensionados na posição inicial. b) Fio da falange medial com folga (indicada pela seta) durante acionamento elétrico da falange proximal.

Este problema ocorreu devido à passagem dos fios de LMF das falanges medial e distal por toda a parte posterior do dedo. Com isso, quando a falange proximal é solicitada, ocorre um afrouxamento dos fios das falanges superiores. Como os atuadores são fixados e tensionados no seu estado inicial, para garantir uma melhor resposta de contração dos fios, qualquer modificação que viesse a comprometer este arranjo causava uma resposta inadequada do

atuador, tendo em vista que os fios de LMF respondem de forma mais apropriada quando se encontram sob carregamento. Para verificação deste problema, foi realizado um teste entre duas falanges, proximal e medial. Para tanto, submeteu-se o fio responsável pelo movimento de flexão da falange medial a uma corrente elétrica de 0,9 A e posteriormente fez-se passar a mesma corrente elétrica no fio da falange proximal a fim de averiguar se a falange medial permaneceria em sua posição quando acionada a falange proximal. O resultado deste ensaio pode ser visualizado na Figura 60.

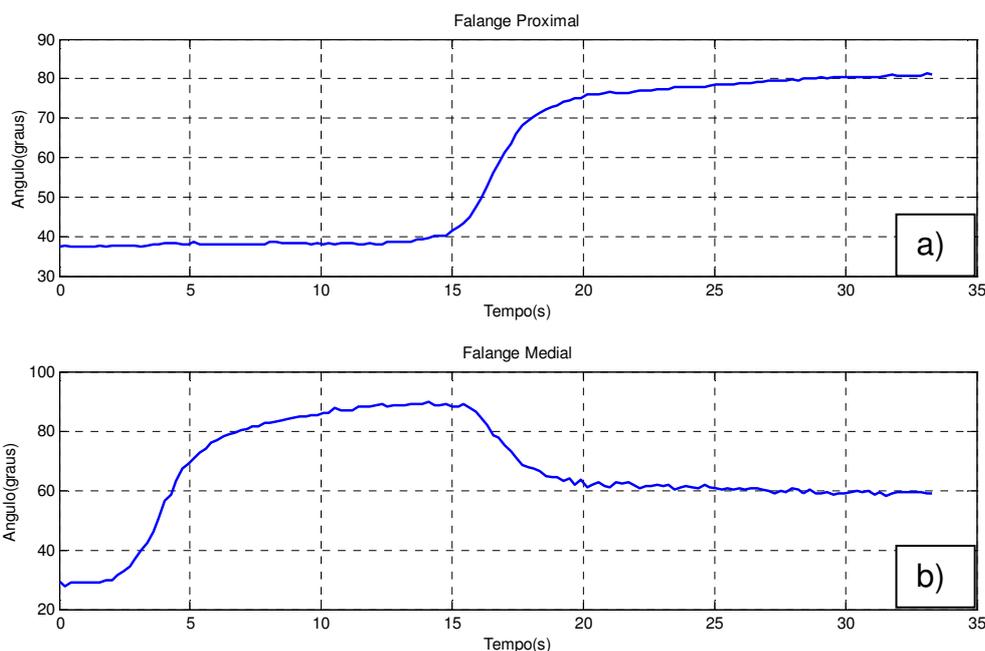


Figura 60 - Acionamento das falanges proximal e medial para uma corrente de 0,9 A. a) Falange proximal. b) Falange medial.

A sequência de ativação para este experimento foi realizada na seguinte ordem: durante 15 segundos foi aplicada uma corrente de 0,9 A na falange medial e em seguida aplicou-se essa mesma corrente na falange proximal de forma simultânea com a medial durante mais 15 segundos. É fácil observar na Figura 60 a dependência de uma falange em relação a outra, pois quando a falange proximal, na Figura 60(a), é acionada existe uma redução no ângulo da falange medial da Figura 60(b), que neste caso foi de 30° , decorrente da folga que surge no atuador LMF da falange medial, comprometendo o seu desempenho.

Na tentativa de resolver este problema desenvolveram-se outros sistemas em paralelo para tentar reduzir a folga nos atuadores, mas não foi possível eliminá-la por completo. Desta forma, o posicionamento do dedo com o acionamento das três falanges ficou comprometido. O ângulo máximo obtido por cada falange com acionamento simultâneo pode ser visualizado na Figura 61.

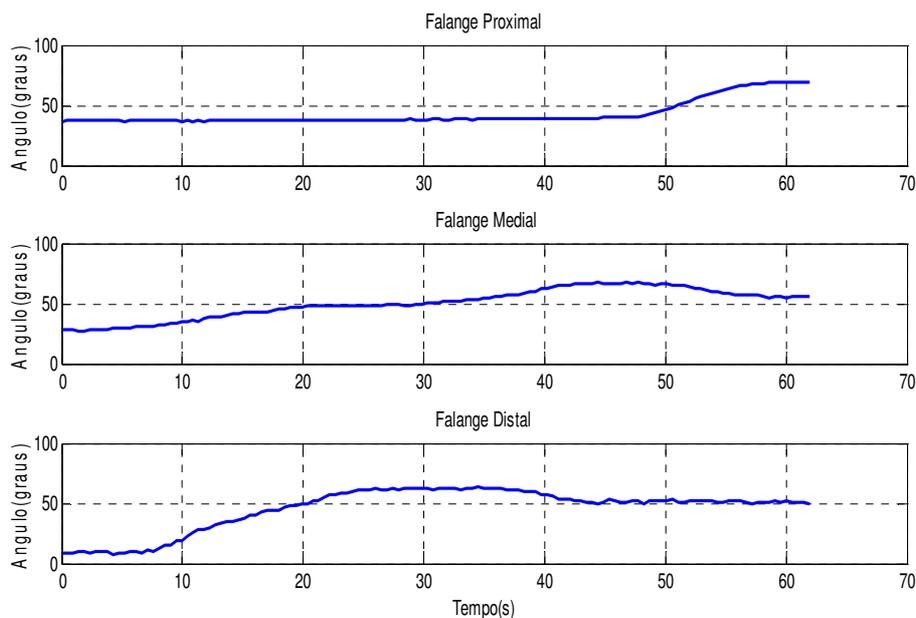


Figura 61 – Resposta angular do dedo robótico ao acionamento de todas as falanges simultaneamente.

A Figura 62 apresenta a imagem capturada pela câmera quando o dedo atingiu sua posição máxima de flexão com o acionamento de todas as falanges simultaneamente. Essa figura corresponde aos ângulos apresentados na Figura 61.

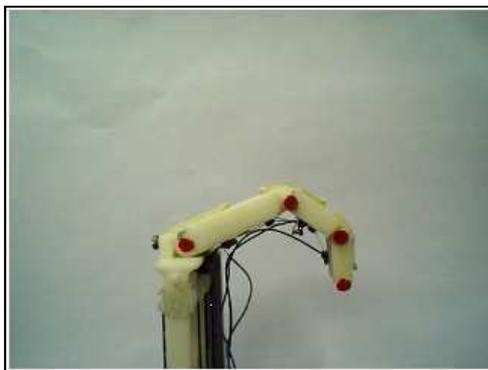


Figura 62 – Imagem capturada pela câmera para o acionamento simultâneo das 3 falanges.

O acionamento ocorreu de forma seqüenciada, ou seja, primeiro foi ativada a falange distal, em seguida a falange medial e por último a falange proximal. Esta seqüência foi adotada na tentativa de reduzir o problema originado com a folga dos atuadores. Na Figura 61 é possível observar que a falange distal atinge o ângulo de $63,13^\circ$, entretanto quando a falange medial atinge o seu máximo, $66,5^\circ$, existe uma redução no ângulo da falange distal de 20,5%, resultando em um ângulo final de $50,2^\circ$. Logo em seguida, quando a falange proximal é acionada, chegando próximo dos 70° , ocorre também uma redução na falange medial de 16,4%, resultando em um ângulo de $55,6^\circ$.

4.2.5 Comportamento da corrente elétrica no controle *fuzzy*

Durante a aplicação do controlador *fuzzy*, verificou-se também o comportamento real do perfil de corrente elétrica durante a ativação do dedo. Os resultados apresentados de corrente elétrica comparativamente a referência se restringiram apenas a alguns movimentos do dedo, uma vez que o foco principal esteve no controle de posição das falanges.

No primeiro experimento, cujos resultados são mostrados na Figura 63, a falange medial foi submetida a duas referências: ângulo máximo de 89° e em seguida 20° , que é a posição inicial (Fig. 63a). A Figura 63(b) apresenta o comportamento da variável de controle, ou seja, a saída defuzzificada do controlador, enquanto a Figura 63(c) mostra a corrente elétrica de aquecimento do tendão (fio LMF). Comparando-se os dois comportamentos constata-se que a corrente elétrica acompanha a variável de controle como previsto, apesar de a corrente elétrica sofrer variação ao longo do tempo. A corrente varia de 0,5 A a 0,9 A para a posição de 89° , e de 0 A a 0,15 A para a posição inicial de 20° .

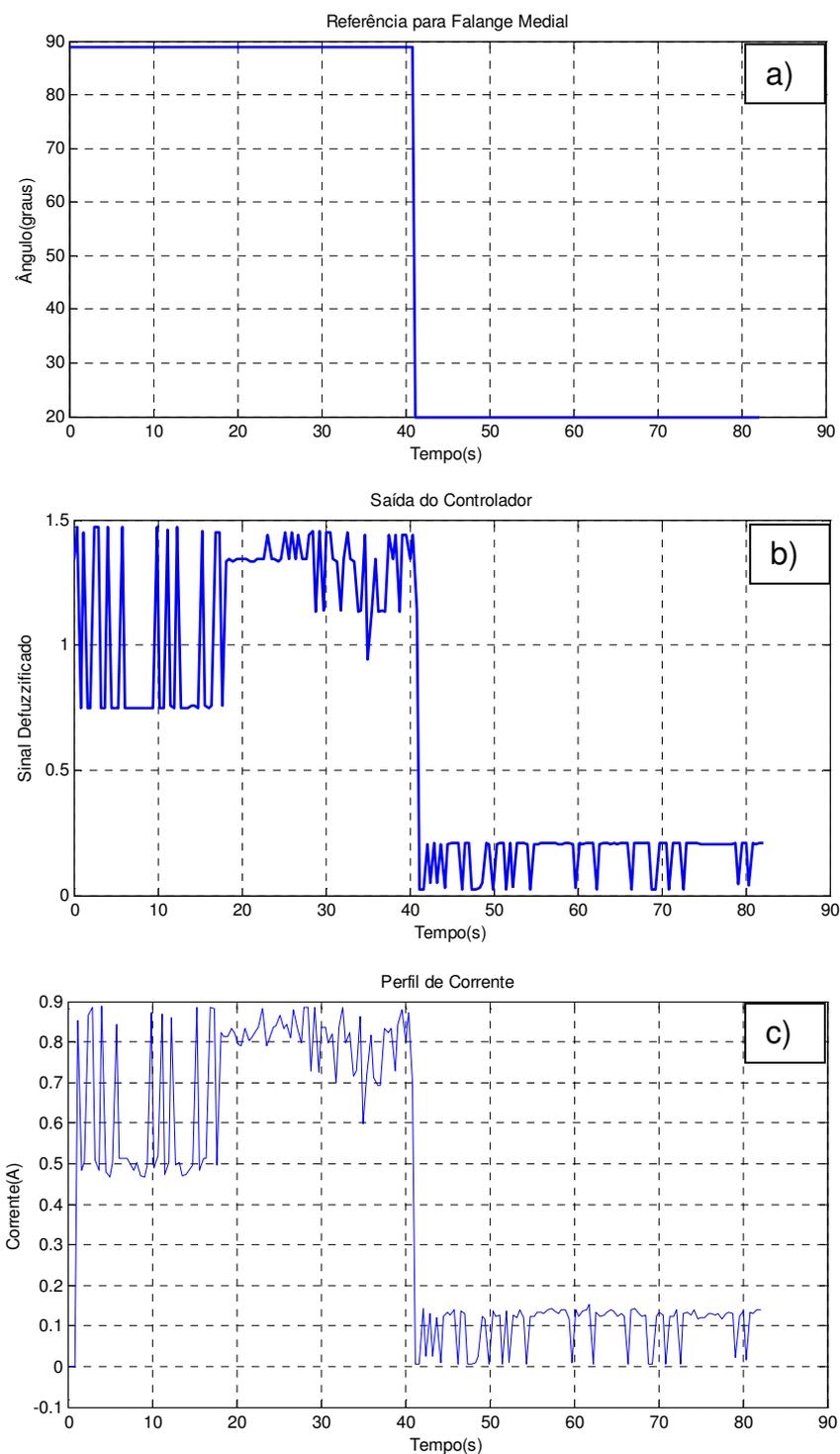


Figura 63 – Ativação da falange medial para uma sequencia de duas posições. a) Ângulo de referência. b) Saída defuzzificada. c) Corrente no atuador.

No segundo experimento foi imposta outra sequência de posições para a mesma falange medial, conforme mostra a Figura 64. Na Figura 64(a) apresenta-se o gráfico de posições e na Figura 64(b) o comportamento da variável de controle, ou seja, a saída defuzzificada do controlador. Já na Figura 64(c) verifica-se o perfil real da corrente elétrica de aquecimento do fio LMF. De

forma semelhante à análise anterior, observa-se a semelhança entre a variável de controle e o sinal de corrente de aplicada no fio de LMF, porém com uma amplitude maior de variação da corrente elétrica de ativação.

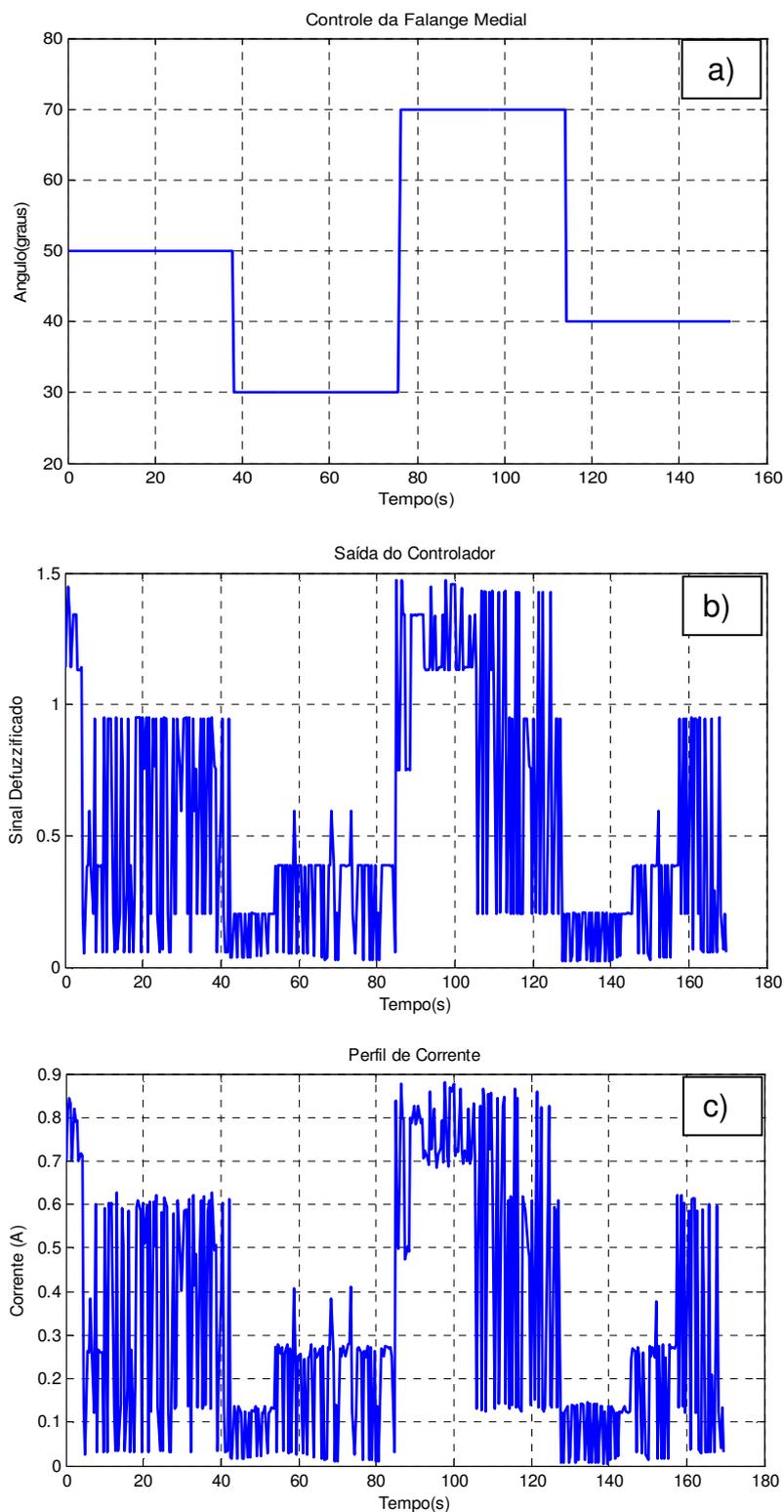


Figura 63 – Ativação da falange medial para uma sequência de quatro posições. (a) Ângulo de referência. (b) Saída defuzzificada. (c) Corrente no atuador.

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi estudada a capacidade de fios finos de LMF para realização do movimento de flexão em um protótipo antropomórfico de dedo robótico. No desenvolvimento desse protótipo aplicou-se uma técnica de controle baseada em lógica *fuzzy*, para efetuar o posicionamento angular do dedo, juntamente com uma técnica de medição sem contato baseada em visão computacional para realizar a captura dos ângulos formados por cada falange.

Com base nos resultados obtidos é possível concluir que fios de LMF podem ser utilizados como atuadores para realização de movimentos das articulações do dedo sem a necessidade de emprego da parte referente ao antebraço, como normalmente se observa na literatura internacional. As falanges proximal e distal efetuaram os movimentos angulares desejados. Por outro lado, apenas a falange medial apresentou uma diferença de 11° , inferior ao ângulo máximo de projeto.

Além de um sistema de atuação de forma não convencional, foi desenvolvido também um sistema mecânico capaz de acomodar os fios de LMF de forma condensada, que pode ser instalado na palma da mão. Contudo, devido ao sistema de polias usado para acomodar os fios atuadores surgiu um problema de folga que impossibilitou o fechamento completo do dedo robótico. Com o mecanismo desenvolvido não foi possível solucionar este problema completamente.

Assim como na forma de atuação, foi também utilizado um método não convencional para captura dos ângulos formados pelas falanges. O método adotado consistiu de uma medição sem contato, efetuado por uma câmera simples e de baixo custo. Os resultados obtidos por este método mostraram-se bastante satisfatórios e eficientes, contribuindo para uma redução considerável do volume do protótipo.

Finalmente, constatou-se que o desempenho geral de acionamento do dedo projetado neste trabalho foi superior aquele verificado para a maioria dos protótipos encontrados na literatura internacional que também utilizam atuadores do tipo fios finos de LMF.

6 SUGESTÃO PARA PESQUISAS FUTURAS

Com base nos resultados obtidos neste trabalho, sugerem-se como pesquisas futuras as seguintes opções:

- Desenvolvimento de um protótipo de mão acionada por atuadores de LMF;
- Desenvolver um sistema mecânico capaz de acomodar os fios de LMF de forma condensada baseado na proposta deste trabalho, mas que seja capaz de eliminar a folga dos atuadores das falanges que não estão sendo acionadas;
- Estudar a viabilidade da utilização do fio de LMF como atuador e sensor, para com isto não haver a necessidade de nenhum elemento externo para monitorar o posicionamento dos ângulos formados pelas falanges.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBUQUERQUE, A.R.L.. **Aplicações de Hardware-In-The Loop no Desenvolvimento de uma Mão Robótica**. 2007. 173 f. Tese (Doutorado) – Curso de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

ANDRIANESIS, K.; TZES, A. Design of an anthropomorphic prosthetic hand driven by shape memory alloy actuators. **Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics**. Scottsdale, AZ, USA, October 19-22, 2008

ANDRIANESIS, K.; KOVEOS Y.; NIKOLAKOPOULOS G.; TZES, A. Experimental Study of a Shape Memory Alloy Actuation System for a Novel Prosthetic Hand. In: Corneliu Cismasiu. **Shape Memory Alloys**. Croatia, Ed. Sciyo, 2010. ISBN 978-953-307-106-0

ANTÔNIO, A.M. **A bioengenharia no Brasil, século XX: Estado da Arte**. 2004. 140 f. Dissertação (Mestrado) – Interunidade em Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2004.

BELL, C. **The Hand; Its Mechanism and Vital Endowments as Evincing Design**. London: William Pickering, 1834. 382p.

BELUSSI, G. M.; GERALDINI, D. A.; PRADO, E. A.; BARISON, M. B. **O Número de Ouro**. In: XXI Semana da Matemática, 2005, Londrina. Anais da XXI Semana da Matemática, 2005. Disponível em: <http://www.cipedya.com/doc/102005>. Acesso em: 20 Setembro de 2010.

BOCCOLINI, F. **Reabilitação – Amputados – Amputações – Próteses**. 2a ed. , São Paulo, Robe Editora, 2000.

BUNDHOO, V.; HASLAM, E.; BIRCH, B.; PARK, E.J. A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: design and evaluation. **Robotica**, p.1-16, 2008.

BUNDHOO, V.; PARK, E.J. Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands. **Conference International on Advanced Robotics**. July 18-25, 2005.

CARVALHO, G. L. **Proposta de um Método de Projeto de Próteses de Membros Superiores com a Utilização da Engenharia e Análise do Valor**, Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, 2004.

CHOI, S. Position control of a single-link mechanism activated by shape memory alloy springs: experimental results. **Smart Materials and Structures**, v. 15, p.51-58, 2006.

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

CUNHA, F. L.; **Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores: um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores**, Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica – Automação) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, 2002.

COSTA, B. P.; LETA, F. R.; 2011. **A Medição por Imagem em Precisão Subpixel**. II Congresso Internacional de Metrologia Mecânica, Natal, RN.

DE CAMARGO, D.R. **Desenvolvimento do Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores**. 2008. 186 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

DE FREITAS, F. M, **A Proporção Áurea e Curiosidades Históricas Ligadas ao Desenvolvimento da Ciência**. Belo Horizonte, editora Memória Gráfica, 2008.

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

DE VOLDER, M., REYNAERTS, D. Pneumatic and hydraulic microactuators: a review. **Journal of Micromechanics and Microengineering**. v. 20, pp.18, 2010.

DEL CURA, V.O. **Acionamento e Controle de Dedo de uma Prótese para Membro Superior com Realimentação Proprioceptiva de Força e Temperatura**. 2005. 102 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Engenharia Elétrica, Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

FARÍAS, V.; SOLIS, L.; MELÉNDEZ, L.; GARCÍA, C.; VELÁZQUEZ, R. **A Four-Fingered Robot Hand with Shape Memory Alloys**. IEEE AFRICON, 23 – 25 set. 2009, Kenya, 2009.

FERNANDES, F. M. B. **Ligas com Memória de Forma**. Departamento de Ciência dos Materiais / CENIMAT, Universidade Nova de Lisboa, 2006.

GARRIDO, B.M. **Controle de um Motor de Corrente Contínua para uso em Órteses e Próteses**. 2008. 72 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

JÚNIOR, V. S.; RADE, D. A. **Fundamentos e Aplicações de Materiais Inteligentes**, In: 3º Congresso Temático de Aplicações de Dinâmica e Controle da Sociedade Brasileira de Matemática Aplicada e Computacional (SBMAC), Campus de Ilha Solteira, Brasil, 2004.

KADY, A. E.; TAHER, M. F. A shape memory alloy actuated anthropomorphic prosthetic hand: initial experiments. **Middle East Conference on Biomedical Engineering**. February 21-24, 2011.

KARGOV, A.; IVLEV, O.; PYLATIUK, C.; ASFOUR, T.; SCHULZ, S.; GRASER, A.; DILLMANN, R.; BRETTHAUER, G. Applications of a Fluidic Artificial Hand in the Field of Rehabilitation. **Rehabilitation Robotics**. Vienna: I-tech Education And Publishing, 2007.

KASSAB, A. Amenizando transtornos: Engenharia Mecânica da Unicamp apresenta projetos de próteses para facilitar a vida de 2,5 milhões de mutilados brasileiros. **Jornal da Unicamp**, n. 161, Setembro 2001.

KO, J.; JUN, M. B.; GILARDI, G.; HASLAM, E.; PARK, E.J. Fuzzy PWM-PID control of cocontracting antagonistic shape memory alloy muscle pairs in an artificial finger. **Mechatronics**, v.21, p.1190-1202, 2011.

LAGOUDAS, D. C. **Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications**. Texas: Springer, 2008. 446 p.

LIMA, W. M.; DE ARAÚJO, C. J.; VALENZUELA, W. A. V.; NETO, J. S. R. Deformation control of a flexible beam under low frequency loading using Ni-Ti-Cu SMA wire actuator. In: **International Congress of Mechanical Engineering**, 2007, Brasília. Abcm, 2007.

LOH, C. S.; YOKOI, H.; ARAI, T.. New Shape Memory Alloy Actuator: Design and Application in the Prosthetic Hand. In: **Engineering in Medicine and Biology Annual Conference**, 2005, Shanghai. Shanghai: IEEE, 2005. p. 6900 - 6903.

MACHADO, L.G; SAVI, M.A. Modeling and simulation of a shape memory release device for aerospace applications. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 36, p.683-691, Jun. 2003.

MARTE BALANÇAS E APARELHOS DE PRECISÃO LTDA – BRASIL; **Minimotor (Suíça)**. Disponível em: <http://www.martebal.com.br/minipro.html>. Acesso em 05 de Dezembro de 2011.

MIGAONE. **Application Notes**. Disponível em: <http://www.migamotors.com/Media/MigaOne-App-Notes.pdf>. Acesso em 11 de Junho de 2011.

OTTOBOCK; **Ganchos**. Disponível em: http://www.ottobock.com.br/cps/rde/xchg/ob_br_pt/hs.xsl/3732.html. Acesso em 05 de Dezembro de 2011.

OTSUKA, K., WAYMAN, C.M., **Shape Memory Materials**, 1ª ed. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1998, 284 p.

PADILHA, Angelo Fernando. **Materiais de Engenharia: Microestrutura e Propriedades**. Hemus, 2000. 343 p.

PIEZOMOTOR. **Manual do Motor Piezo Legs Rotary 80 Nmm**, 2011.

PRADO, A. R. **Músculos Artificiais Baseados em Polímeros Eletroativos Aplicados à Robótica de Reabilitação**. 2008. 114f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2008.

PRIOR, S. D.; WARNER, P. R. A review of world rehabilitation robotic research. I.E.E. **Coloquium on High-Tech Help for the Handicapped**, p. 1_3, 1990.

PROJECTO. **Princípio de Funcionamento de um Motor Ultra-sônico**. Disponível em: <http://www-seme.dee.fct.unl.pt/Piezo/Funcion.htm>. Acesso em 06 de Dezembro de 2011.

ROBÓTICA. **Robôs de Reabilitação Reinventam a Fisioterapia**. Disponível em: <http://www.inovacaotecnologica.com.br/noticias/noticia.php?artigo=robos-de-reabilitacao-reinventam-a-fisioterapia>. Acesso em 15 de março de 2011.

RODRIGUES, L.F.A. **Identificação da Histerese Térmica de Atuadores de Ligas com Memória de Forma Usando Redes Neurais Artificiais**. 2011. 119 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2011.

RODRIGUES, L.F.A.; SANTOS, A.G.; SILVA, A.F.C.; DE ARAÚJO, C.J.; SOUTO, C.R. Simulation of strain hysteresis loops in shape memory alloy actuators using neural networks. **PROCEEDINGS OF COBEM 2011, 21ST International Congress of Mechanical Engineering**. Natal - RN. Outubro, 2011.

SHAHINPOOR, M.; KIM, K. J. (2005). Ionic polymer–metal composites: IV. Industrial and medical applications. **Smart Materials and Structures**, 14(1), 197-214.

SIMÕES, M. G.; SHAW, I. S. **Controle e Modelagem Fuzzy**. 2^o Edição. ed. São Paulo: Blucher, 2007. ISBN 978-85-212-0416-9.

SINAIS. **Linguagens e Códigos**. Disponível em: http://www.girafamania.com.br/girafas/lingua_sinais.html. Acesso em 27 de Junho de 2011.

SONG, G.; MA, N. Robust control of a shape memory alloy wire actuated flap. **Smart Materials Structures**, v. 16, p. 51-57, April 2007.

SOFLA, A. Y. N.; MEGUID, S. A.; TAN, K. T.; YEO, W. K. Shape morphing of aircraft wing: Status and challenges. **Materials and Design: ELSEVIER**, v. 31, p.1284-1292, 2010.

TEJIMA, Noriyuki. Rehabilitation robotics: a review. **Advanced Robotics**, Nairobi, p.551-564, 2000.

TERAUCHÍ, M.; ZENBA, K.; SHIMADA, A.; FUJITA, M. Controller design on the fingerspelling robot hand using shape memory alloy. **SICE – ICASE International Joint Conference**, Bexco – Busan – Korea – 2006.

THAYER, N., PRIYA, S. Design and implementation of a dexterous anthropomorphic robotic typing (DART) hand. **Smart Materials and Structures**. V. 20, 12p, February 2011.

THE VISUAL DICTIONARY. **Finger**. Disponível em: http://www.infovisual.info/03/028_en.html. Acesso em: 05 de Setembro de 2010.

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

YAMANO, I.; MAENO, T. Five-fingered Robot Hand using Ultrasonic Motors and Elastic Elements. **International Conference on Robotics and Automation**, IEEE Barcelona, Espanha 2005.

APÊNDICE A

Código-fonte do processamento de imagem para MATLAB

```

vid=videoinput('winvideo',1,'YUY2_320x240');
set(vid,'ReturneCColorSpace','rgb');
triggerconfig(vid, 'manual');
start(vid)

for i=1:250
tic;
%% Videoinput abre a câmera sendo necessário especificar o tipo
%% (winvideo), qual o dispositivo (1) e o tamanho da imagem
(YUY2_640x480).
%% Este formato (YUY2) está como default e necessita ser convertido
para
%% RGB. Para visualizar estas configurações utilize a função
imaqtool.

%preview(vid);
    foto1=getsnapshot(vid); % Captura a imagem.
%imshow(foto1);

%% A imagem capturada vem no formato de YUY2 e
%% necessita ser convertida para RGB.

    %foto1 = YUY2toRGB(foto1);
    %imshow(foto1); % A foto1 já convertida para RGB.

%% A cor definida no vetor abaixo será a capturada pela câmera (RGB).
    if i==1
        cor = [80 20 0];
    else
        cor = [105 10 10];
    end
    cor_foto = [0 0 0];

%% Este for é responsável por comparar o vetor cor (valores
desejados)
%% com o vetor cor_foto (valores que são da imagem capturada) para
tornar
%% a área desejada com nível branco (255) e a não desejada preta (0).

for k=1:240
    for y=1:320
        cor_foto = [foto1(k,y,1) foto1(k,y,2) foto1(k,y,3)];
        if(compara_cor(cor, cor_foto))
            foto1(k,y,1)=255;
            foto1(k,y,2)=255;
            foto1(k,y,3)=255;
        else
            foto1(k,y,1)=0;
            foto1(k,y,2)=0;
            foto1(k,y,3)=0;
        end
    end
end
end

```

```

end
% % Depois da imagem separada apresenta-se alguns ruídos que são
retirados
% % com a função imerode e logo em seguida dilatados com a função
imdilate
% % para aumentar a visualização.

    SE = strel('rectangle',[5 5]);
    foto2 = imerode(foto1, SE);
    Ia = imdilate(foto2, SE);
    I = Ia(:,:,1);
    BW = I > 0;
    L = bwlabel(BW(:,:,1));
%figure, imshow(label2rgb(L));
%title('Label Matrix')

% % Encontra os centróides da imagem dilatada.

    s = regionprops(L, I, {'Centroid'});
%figure, imshow(I);

xd=s(3).Centroid(1);
yd=s(3).Centroid(2);
xm=s(2).Centroid(1);
ym=s(2).Centroid(2);
bp = (ym-yd)/(xd-xm);
tan=atan(bp)*57.3;
tm=(90 - tan)-42;

% Controle
ad = 90;
erm=ad-tm; %Erro
e(i)=erm; % Erro medido
t1=toc;

if i==1
    de=0;
    fz % controle fuzzy
    else
    de=(erm-e(i-1))/t1; %Derivada do erro
        if de<-1
            de=-1;
        elseif de>1
            de=1;
        else
            de;
        end
    fz
end

adi(i)=ad; %Ajuste para plotar o angulo desejado
a(i)=tm; %Angulo medido

% Comunicacao do matlab com a placa de aquisição

    dio = digitalio('nidaq','Dev1'); % inicializa a saida digital
    addline(dio,0:7,'out');% adiciona as 8 saidas digitais
    data = 0; % Valor desejado em sistema decimal
    putvalue(dio.Line(1:2),data) % Restringe apenas a dois bits
    vall = getvalue(dio);

```

```
ao = analogoutput('nidaq', 'Dev1'); % inicializa a saida analógica
adCChannel(ao,0); % cria a saida analógica no canal 0
set(ao,'SampleRate',150); % leitura da saida 150Hz
set(ao,'TriggerType','Immediate'); % inicializa automaticamente
cor=0.7;
putsample(ao, cor); % envia valores de 0 a 5 volts

Resultado = [i tm erm de t1 crm]
end

stop(vid)
delete(vid)
```