



Universidade Federal da Paraíba
Centro de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Mestrado - Doutorado

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE
UMA MÃO ROBÓTICA ACIONADA POR
ATUADORES DE LIGA COM MEMÓRIA DE
FORMA**

por

André Felliipe Cavalcante Silva

JOÃO PESSOA - PARAÍBA
AGOSTO DE 2015

ANDRÉ FELLIPE CAVALCANTE SILVA

**DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE
UMA MÃO ROBÓTICA ACIONADA POR
ATUADORES DE LIGA COM MEMÓRIA DE
FORMA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal da Paraíba, em cumprimento às exigências para obtenção do Grau de Doutor.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Simplício Arnaud da Silva

JOÃO PESSOA - PARAÍBA
AGOSTO, 2015

S586d Silva, André Fellipe Cavalcante.
Desenvolvimento e caracterização de uma mão robótica
acionada por atuadores de liga com memória de forma / André
Fellipe Cavalcante Silva.- João Pessoa, 2015.
120f.
Orientador: Simplício Arnaud da Silva
Tese (Doutorado) - UFPB/CT
1. Engenharia mecânica. 2. Mão robótica. 3. Liga com
Memória de Forma (LMF). 4. Programa computacional CAD.
5. Polímero ABS. 6. Músculo Artificial (MA).

UFPB/BC

CDU: 621(043)

**Desenvolvimento e caracterização de uma mão robótica acionada por
atuadores de liga com memória de forma**

André Fellipe Cavalcante Silva

Tese aprovada em 28/08/2015 pela banca examinadora constituída dos seguintes

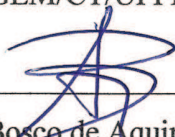
membros:



Dr. Simplicio Arnaud da Silva

Orientador

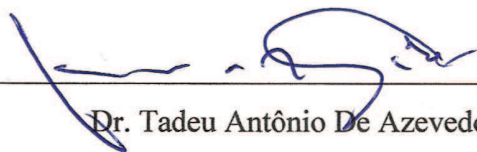
PPGEM/CT/UFPB



Dr. João Bosco de Aquino Silva

Examinador Interno

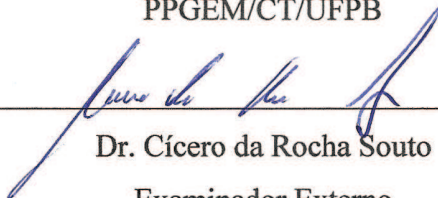
PPGEM/CT/UFPB



Dr. Tadeu Antônio De Azevedo Melo

Examinador Interno

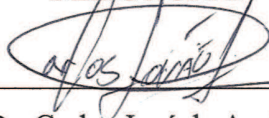
PPGEM/CT/UFPB



Dr. Cícero da Rocha Souto

Examinador Externo

DEE/CT/UFPB



Dr. Carlos José de Araújo

Examinador Externo

PPGEM/UFCG



Dr. Alberdan Santiago de Aquino

Examinador Externo

IFPB

DEDICATÓRIA

Ao meu pai Antônio Plácido de Araújo Silva (*in memoriam*), pois em vida sempre me deixou o seu exemplo de homem íntegro antes mesmo das suas palavras. A minha esposa Juliana Rocha que durante este período de estudo esteve presente me apoiando em todos os momentos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por ter me dado à capacidade de concluir mais uma etapa na minha vida, me proporcionado assim uma abertura no horizonte do meu conhecimento que será levado por toda a minha vida.

Agradeço ao professor Dr. Cícero da Rocha Souto pelo efetivo acompanhamento durante todo o trabalho, assim como sua total confiança em mim depositada e seu apoio nas horas difíceis que passei durante esta jornada não deixando permear em sua mente um só minuto que não lograríamos êxito com este trabalho. O meu mais sincero e verdadeiro obrigado.

Ao professor Dr. Simplício Arnaud da Silva por toda a confiança depositada em me aceitar como seu orientando, como também a sua ajuda prestada na solução de problemas acadêmicos.

Aos meus pais que sempre me apoiaram e me incentivaram para concretização deste sonho. De forma especial, agradeço a minha esposa, Juliana Rocha, que compreendeu os momentos de ausência devido à necessidade demasiada da minha permanência no laboratório.

Aos integrantes do Laboratório de Sistemas e Estruturas Ativas (LaSEA) e Laboratório de Instrumentação e Controle (LINC) da UFPB. Enfim, a todos que de forma direta ou indireta me auxiliaram para que fosse possível a concretização deste trabalho.

.

Suba o primeiro degrau com fé.
Não é necessário que você veja toda a escada.
Apenas dê o primeiro passo.

Martin Luther King

DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UMA MÃO ROBÓTICA ACIONADA POR ATUADORES 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, neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de uma mão robótica cujo acionamento é realizado por atuadores não convencionais, constituídos de fios de uma Liga com Memória de Forma (LMF). A estrutura mecânica da mão robótica foi projetada em programa computacional CAD e posteriormente fabricada em polímero ABS por meio de prototipagem rápida usando uma impressora tridimensional. O projeto foi concebido parcialmente com base nas características fisiológicas da mão humana, no que diz respeito principalmente aos ângulos formados pelas falanges dos dedos. Foi desenvolvido um sistema mecânico para acondicionar os fios finos de uma LMF de Ni-Ti de forma compacta denominado neste trabalho por Músculo Artificial (MA) o que facilitou a compactação dos fios de LMF. A atuação dos dedos ocorre pela ativação dos MA que estão conectados a cabos dispostos na parte inferior da estrutura dos dedos, os quais, ao serem ativados, realizam o movimento de flexão. O retorno de cada falange, ou seja, movimento de extensão dos dedos, ocorre de forma passiva. Foram instalados na parte superior das falanges elementos elásticos que são responsáveis por este movimento. Para monitorar os ângulos formados por cada falange foi utilizado um sensor do tipo resistivo que fica inserido dentro das falanges, variando sua resistência elétrica de acordo com a variação dos ângulos. Somado a este sistema, foi desenvolvido um controlador baseado em lógica fuzzy que se mostrou eficiente no monitoramento da posição dos dedos da mão robótica. Verificou-se que o desempenho da mão robótica pode ser considerado adequado, pois conseguiu atingir parcialmente os ângulos desejados de projeto.

DEVELOPMENT AND CHARACTERIZATION OF A ROBOTIC HAND POWERED BY SHAPE MEMORY ALLOY ACTUATORS

ABSTRACT

This work is based on studies that prove a great rejection rate by amputees on using 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 hand drive which is not realized by conventional actuators, constituted of wires of a shape memory alloy (SMA). The mechanical structure of the robot hand was designed in CAD software and subsequently manufactured with ABS polymer through rapid prototyping using a three-dimensional printer. The project was designed partially based on the physiological characteristics of the human hand, regarding especially to the angles formed by fingers' phalanges. A mechanical system was developed in order to compactly accommodate the thin wires of a NiTi SMA, known in this work as Artificial Muscle (AM) which made the compression of SMA wires easier. The performance (operation) of the fingers occurs by the AM activation that are connected to cables arranged in the lower part of the fingers' structure, which, when activated, perform the movement of flexion. The return of each phalanx, or extension movement of the fingers occurs passively. Elastic elements were installed in the upper part of the phalanges which are responsible for this movement. To monitor the angles formed by each phalanx was used a resistive type sensor that is inserted inside it, varying its electric resistance according to angle variation. On top of this system, a fuzzy logic based controller was developed and it proved to be effective on monitoring the position of the robotic hand's fingers. The performance of the robot hand can be considered appropriate, as it could partially achieve the desired angles based on the project design.

PUBLICAÇÕES GERADAS DURANTE A EXECUÇÃO DESTE TRABALHO

SILVA, A.F.C.; SOUTO, C.R.; SILVA, S.A; SANTOS, A.J.V.; TORQUATO FILHO, E. A. Application of Artificial Vision as Measurement Validation Tests on a Robotic Hand Driven by Shape- Memory Alloys. **IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference - I2MTC**, Pisa, Itália. 2015.

SANTOS, A.J.V.; SILVA, A.F.C.; SOUTO, C.R.; SILVA, S.A.; LIMA, A.M.M. Detecting Soil Parameters from a Small Tracked Vehicle. **IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference - I2MTC**, Pisa, Itália. 2015.

TORQUATO FILHO, E. A. ; SILVA, S. A. ; SOUTO, C. R. ; SILVA, A. F. C. Development of a Variable Inductor with a Memory Form. **The Mineral, Metal & Materials Society – TMS**, Miami, Estados Unidos, 2015.

DOS SANTOS, A. J. V.; SILVA, A. F. C.; SILVA, S. A.; SOUTO, C. R. Improving displacement measurement using real-time video camera applied to a robotic actuator. **3º Congresso Internacional de Metrologia Mecânica – CIMEC**, Gramado, Rio Grande do Sul, Brasil. 2014

DA SILVA, M. P. T.; EMILIAVACA, A.; LEMOS, E. P.; DE ARAÚJO, C. J.; SILVA, A. F. C. Fabricação e Caracterização de uma Viga Metamorfa de Silicone Ativada por Fios de Niti com Efeito de Memória de Forma. **VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica – CONEM**, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil, 2014.

SILVA, A.F.C.; SANTOS, A.J.V.; SOUTO, C.R.; ARAÚJO, C.J.; SILVA, S.A. Artificial Biometric Finger Driven by Shape-Memory Alloy Wires. **Artificial Organs**, v. 37, p. 965-72, 2013.

SILVA, A. F. C.; DOS SANTOS, A. J. V.; SILVA, S. A.; SOUTO, C. R.; DE ARAÚJO, C. J.; Development of a Fuzzy Controller Applied to Force and Displacement Control in a Shape Memory Alloy Actuator. **22nd International**

Congress of Mechanical Engineering – COBEM, Ribeirão Preto, São Paulo, Brazil.
2013

SILVA, A. F. C.; DOS SANTOS, A. J. V.; SOUTO, C. R.; DE ARAÚJO, C. J.; SILVA, S. A. Fuzzy Control System Applied to a Robotic Finger Actuated by Shape Memory Alloys. **Brazilian Congress of Automation – CBA**, Campina Grande, Paraíba, Brazil.
2012.

SILVA, A. F. C.; SOUTO, C. R.; DE ARAÚJO, C. J.; SILVA, S. A.; EMILIAVACA, A. Dedo Biométrico Artificial Acionado Por Liga Com Memória De Forma. **Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais – COLAOB**, Natal, Rio Grande do Norte, Brazil. 2012.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
1.1 OBJETIVOS.....	24
1.1.1 Objetivo Geral	24
1.1.1 Objetivos Específicos	24
1.2 JUSTIFICATIVA.....	25
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	26
2.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A MÃO HUMANA.....	26
2.2 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES.....	28
2.2.1 Classificação das Próteses para Membros Superiores.....	30
2.3 ATUADORES.....	34
2.3.1 Atuadores Convencionais.....	35
2.3.2 Atuadores Não Convencionais	42
2.4 PROTÓTIPOS DE DEDOS E MÃO COM ACIONAMENTO POR LMF.....	49
3 MATERIAIS E MÉTODOS	60
3.1 CONCEPÇÃO E DESENVOLVIMENTO DA PARTE FÍSICA.....	61
3.1.1 Desenvolvimento em Ambiente CAD – Protótipo Virtual	61
3.1.2 Fabricação por meio de Prototipagem Rápida – Protótipo Físico...	65
3.1.3 Tratamento e Treinamento dos Fios de LMF.....	66
3.2. DESENVOLVIMENTO DOS CIRCUITOS E MONTAGEM DAS PLACAS ELETRÔNICAS	68
3.3 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE CONTROLE.....	71
3.3.1. Sistema de Controle.....	71
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	77
4.1 CARACTERIZAÇÃO TERMOELÉTRICA DOS FIOS DE LMF	77
4.2 CARACTERIZAÇÃO ELETROMECHANICA DOS FIOS DE LMF....	78
4.3 CARACTERIZAÇÃO DOS MÚSCULOS ARTIFICIAIS (MA)	81

4.4 TESTE DE VALIDAÇÃO DO SENSOR.....	85
4.5 TESTES DE ACIONAMENTO DE CADA DEDO.....	87
4.5.1 Falange Proximal.....	87
4.5.2 Falange Medial	92
4.5 TESTES DE ACIONAMENTO E CONTROLE DA MÃO COMPLETA	99
5 CONCLUSÕES.....	104
5.1 TRABALHOS FUTUROS.....	105
6 REFERÊNCIAS	106

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Falanges e articulações da mão – visão dorsal (Adaptado de COSTA, 2013).....	27
Figura 2.2 – Ilustração da vista lateral de um dedo, com os tendões flexores e extensores (THE VISUAL DICTIONARY, 2010).	28
Figura 2.3 – Modelos antigos de próteses. a) Mão de ferro, 1580; b) Mão de ferro estilo armadura, século XVI; c) Mão de couro, século XIX. (PASSO FIRME, 2012).....	29
Figura 2.4 – Exemplos de próteses passivas. a) Prótese Passiva para Trabalho (Alpinista, 2011), b) Próteses Estética de Mão em PVC (COTEC, 2014).	31
Figura 2.5 – Exemplos de próteses ativas por força própria. a) Prótese Transumeral (COTEC, 2014). b) Gancho aberto via tirante torácico (OTTOBOCK, 2011).	32
Figura 2.6 – Exemplo de um protótipo de mão ativa por ar comprimido. (RAPHAEL, 2009).....	32
Figura 2.7 – Prótese ativa comandada por sinais mioelétricos (I-LIMB ULTRA, 2014).	33
Figura 2.8 – Classificação das próteses segundo a fonte de energia utilizada.	34
Figura 2.9 – a) Micromotores usados em próteses (TREFFER, 2014a), b) protótipo de uma mão acionada por motores CC (THAYER e PRIYA, 2011).	35
Figura 2.10 – Mão robótica Gifu II (KAWASAKI, KOMATSU, UCHIYAMA, 2002).	36
Figura 2.11 – Mão robótica HIRO III (ENDO <i>et al</i> , 2009).....	36
Figura 2.12 – Micromotores Brushless (TREFFER, 2014b).....	37
Figura 2.13 – Mão robótica DIST (GRAAL, 2014).	37
Figura 2.14 – Mão robótica DLR II (DLR, 2014).	38
Figura 2.15 – Motor de passo (MULTILOGICA, 2014).....	39
Figura 2.16 – Micro compressor e micro músculo artificial (CUNHA, 2002).	39
Figura 2.17 – Mão robótica Shadow. a) Músculo Pneumático, b) Mão segurando objetos delicados (BOGUE, 2012).....	41
Figura 2.18 – Mão robótica UTAH/MIT (ROBOTS, 2014).	41
Figura 2.19 – Mão robótica ZAR5 (BOBLAN e SCHULZ, 2010).	42
Figura 2.20 – Atuador piezoelétrico do tipo motor rotativo (JOHNSON, 2014).	43

Figura 2.21 a) Ilustração do princípio de funcionamento de um motor ultra-sônico (PROJECTO, 2011), b) Mão robótica atuada por motores ultra-sônicos (YAMANO e MAENO, 2005,)	44
Figura 2.22 - Evolução da fração de martensita com a temperatura M_f e A_f (CASTILHO e SILVA, 2011)	47
Figura 2.23 – 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).	48
Figura 2.24 – Modelo em CAD de uma prótese de dedo para criança acionada por LMF (Adaptada de Bundhoo e Park, 2005).	50
Figura 2.25 – Protótipo de dedo robótico (Terauchi, <i>et al</i> , 2006).	51
Figura 2.26 – Protótipo do dedo atuado por seis Miga Motors (Adaptado de Bundhoo <i>et al</i> , 2008).	52
Figura 2.27 – Detalhe do protótipo do dedo artificial construído por meio de prototipagem rápida e acionado por Miga Motors de LMF (Adaptado de Bundhoo <i>et al</i> , 2008).	53
Figura 2.28 – Protótipo de mão robótica (ANDRIANESIS e TZES, 2008).	53
Figura 2.29 – Protótipo de mão robótica acionada com micro-molas de LMF. a) Vista geral. b) Protótipo segurando uma garrafa (Farías <i>et al</i> , 2009).	54
Figura 2.30 – Protótipo de mão robótica (JUNG, BAE e MOON, 2011)	55
Figura 2.31 – Duas falanges do dedo polegar com as respectivas molas de torção para retorno do movimento (Kady e Taher, 2011).	56
Figura 2.32 – Protótipo de dedo artificial acionado por motores lineares de LMF (Miga Motors) (Adaptado de Ko <i>et al</i> , 2011).	57
Figura 2.33 – Resposta experimental da articulação MCP do protótipo da Figura 2.34 (Ko <i>et al</i> , 2011).	57
Figura 2.34 – Protótipo do dedo robótico com o sensor de posição (SILVA <i>et al</i> , 2012)	58
Figura 2.35 – Protótipo de mão robótica (LEE, OKAMOTO e MATSUBARA, 2012).	58
Figura 2.36 – Protótipo de mão robótica (ANDRIANESIS E TZES, 2014).	59
Figura 3.1 – Fluxograma da metodologia empregada durante a realização do trabalho.	61
Figura 3.2 – Posições angulares do dedo 4 e do polegar na posição de repouso.	62
Figura 3.3 – Protótipo da mão com indicação da nomenclatura de cada dedo e das falanges.	63

Figura 3.4 – Músculo Artificial desenvolvido para acomodar os fios de LMF.	64
Figura 3.5 – Músculo Artificial desativado e ativado.	64
Figura 3.6 – Montagem completa com os MA, o Antebraço e a Mão Robótica.....	65
Figura 3.7 – Partes da estrutura física do protótipo impressos em polímero ABS.....	66
Figura 3.8 – Ilustração do processo de treinamento dos fios de LMF (DA SILVA <i>et al</i> , 2014).....	67
Figura 3.9 – Bancada experimental para caracterização de deslocamento dos fios de LMF.....	68
Figura 3.10 – Bancada experimental concebida para os testes da mão robótica.....	69
Figura 3.11 – Esquema de conexões na interface elétrica para acionamento da mão robótica.	70
Figura 3.12 – Sensor utilizado no projeto da mão robótica. a) Flexsensor e b) Alocação do sensor na parte posterior do dedo.	71
Figura 3.13 - Arquitetura de um controlador <i>fuzzy</i> baseado em regras.	72
Figura 3.14 - Diagrama em blocos do controlador <i>fuzzy</i> aplicado em cada falange da mão robótica.	73
Figura 3.15 - Diagrama em blocos do controlador <i>fuzzy</i>	74
Figura 3.16 - Funções de pertinência <i>fuzzy</i> adotadas para as variáveis de entrada.	75
Figura 3.17 - Função de pertinência <i>fuzzy</i> adotada para a variável de saída.	76
Figura 4.1 – Curva de DSC obtida para o fio atuador de Ni-Ti.	77
Figura 4.3 – Ensaio de tração no fio de Ni-Ti com 0,31mm de diâmetro.	79
Figura 4.4 – 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.	80
Figura 4.5 – Resposta em força da ativação do fio de LMF em sistema livre. a) Degrau de corrente. b) Força gerada.	81
Figura 4.6 – Resposta em deslocamento da ativação do fio LMF no sistema livre. a) Degrau de corrente e b) Variação de comprimento (Δl).	82
Figura 4.7 – Resposta em força da ativação do fio de LMF no MA. a) Degrau de corrente e b) Força gerada.	83
Figura 4.8 – Resposta em deslocamento da ativação do fio LMF no MA. a) Degrau de corrente e b) Variação de comprimento (Δl).	83

Figura 4.9 – Comparativo do deslocamento do fio de LMF no sistema esticado e no MA.....	84
Figura 4.10 – Gráfico da força gerada no MA.	84
Figura 4.11 – Imagem do dispositivo acoplado com o goniômetro. a) Sensor na posição inicial. b) Sensor com 45°.....	85
Figura 4.12 – Curva de resposta do Flexsensor.....	86
Figura 4.13 – Comparação entre as medições do Flexsensor e de uma Câmera para uma falange proximal em malha aberta.....	86
Figura 4.14 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 1 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	88
Figura 4.15 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 2 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	88
Figura 4.16 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 3 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	89
Figura 4.17 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 4 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	89
Figura 4.18 – Controle da falange proximal do dedo 1 em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.	90
Figura 4.19 – Controle da falange proximal do dedo 2 em malha fechada . a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.	91
Figura 4.20 – Controle da falange proximal do dedo 3 em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.	91
Figura 4.21 – Controle da falange proximal do dedo 4 em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.	92
Figura 4.22 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 1 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	92
Figura 4.23 – Imagem lateral do protótipo com os tendões do dedo 1 e do polegar.....	93
Figura 4.24 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 2 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	94
Figura 4.25 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 3 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	94
Figura 4.26 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 4 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	95

Figura 4.27 – Ativação e resposta da falange medial do polegar em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.	95
Figura 4.28 – Controle da falange medial do dedo 1 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	96
Figura 4.29 – Controle da falange medial do dedo 2 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	97
Figura 4.30 – Controle da falange medial do dedo 3 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	97
Figura 4.31 – Controle da falange medial do dedo 4 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	98
Figura 4.32 – Controle da falange medial do polegar em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle <i>fuzzy</i>	98
Figura 4.33 – Acionamento da mão completa sem controle. a) Vista ventral da mão sem acionamento; b) Vista ventral da mão com acionamento; c) Vista lateral sem acionamento e d) Vista lateral com acionamento.....	99
Figura 4.34 – Acionamento de todas as falanges proximais para apenas uma referência.	100
Figura 4.35 – Acionamento de todas as falanges proximais. a) Posição inicial – 40° e b) Referência –50°.....	101
Figura 4.36 – Controle das falanges proximais em malha fechada para uma sequência de ângulos.....	101
Figura 4.37 – Acionamento de todas as falanges mediais para apenas uma referência.	102
Figura 4.38 – Acionamento de todas as falanges mediais. a) Posição inicial – 15° e b) Referência –25°.....	102
Figura 4.39 – Controle das falanges mediais em malha fechada para uma sequência de ângulos.....	103

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Ângulos formados pelas articulações dos dedos (NORKIN e LEVANGIE, 2005).....	27
Tabela 2.2 – Valores desejados x valores obtidos no trabalho de Bundhoo et al (2008).	53
Tabela 3.1 – Comprimento e ângulos das falanges propostos para os dedos da mão. ...	61
Tabela 3.2 – Comprimento e ângulo das falanges propostos para o polegar.	62
Tabela 3.3 – Base de regras aplicada ao controle <i>fuzzy</i> da mão robótica.	76

SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene
Af	Temperatura de Término da Transformação Austenítica
Ai	Temperatura de Início da Transformação Austenítica
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CC	Corrente Contínua
CI	Circuito Integrador
CO₂	Dióxido de Carbono
DIP	Distal Interphalangeal
DOF	Degree Of Freedom
DSC	Differential Scanning Calorimeter
EMF	Efeito Memória de Forma
EMFD	Efeito Memória de Forma Duplo
EMFS	Efeito Memória de Forma Simples
ER	Erro entre a Posição de Referência e a Posição Real
FM	Falange Medial
FMP	Falange Medial do Polegar
FP	Falange Proximal
GDL	Grau de Liberdade
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LMF	Liga com Memória de Forma
LVDT	Linear Variable Displacement Transducer
KHz	Quilohertz
MA	Músculo Artificial
MCP	Metacarpophalangeal
Mf	Temperatura de Término da Transformação Martensítica
Mi	Temperatura de Início da Transformação Martensítica
MDF	Modelagem por Deposição Fundida
MPa	Mega Pascal
NB	Negativo Grande
NI	National Instruments

NM	Negativo Médio
N/m	Newton por Metro
NS	Negativo Pequeno
NVB	Negativo Muito Grande
NIPA	N-isopropilacrilamida
PAA	Poli – Ácido – Acrílico
PAM	Poli – Acrilamida
PB	Positivo Grande
PID	Proporcional Integrador Derivativo
PIP	Proximal Interphalangeal
PM	Positivo Médio
PS	Positivo Pequeno
PVB	Positivo Muito Grande
PVC	Policloreto de Vinila
PZT	Piezoelétrico
PWM	Pulse Width Modulate
RNA	Redes Neurais Artificiais
RPM	Rotação por Minuto
SLA	Stereolithography
SLS	Selective Laser Sintering
SMA	Shape Memory Alloy
SME	Shape Memory Effect
TV	Tabela Verdade
USB	Universal Serial Bus
USM	Ultrasonic Motors
ZE	Zero
ΔER	Taxa de Variação do Erro
θ_{d1}	Ângulo entre a falange distal e a falange medial do dedo1
θ_{m1}	Ângulo entre a falange medial e a falange proximal do dedo1
θ_{pd}	Ângulo entre a falange distal e a falange medial do polegar
θ_{pm}	Ângulo entre a falange medial e a falange proximal do polegar
θ_{p1}	Ângulo entre a falange proximal a palma do dedo1
Φ	Phi

1 INTRODUÇÃO

A fabricação de próteses, denominada protetização, é uma técnica muito antiga, uma vez que a primeira prótese de membros superiores realmente funcional foi desenvolvida por volta de 200 A.C (CUNHA, 2002). Com o avanço tecnológico, foi possível a fabricação de próteses mais funcionais e leves, proporcionando ao amputado maior tolerância à sua utilização. Além disso, o desenvolvimento de materiais inteligentes capazes de serem utilizados como atuadores compactos, potentes e leves, tornaram-se o foco da pesquisa de algumas instituições científicas e de vários grupos de pesquisa em todo o mundo na tentativa de dirimir problemas relacionados com as próteses.

A área que busca unir os conhecimentos da ciência e da tecnologia para estudar os aspectos intrínsecos das próteses e suas implicações denomina-se engenharia de reabilitação. Esta tem por objetivo aplicar os métodos de engenharia e das 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. 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 (ANTONIO, 2004).

O estudo e 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 e um dos órgãos que possuem a maior área do cérebro dedicada a ela, a mão (GARRIDO, 2008).

A mão é um órgão destinado a captar informações do meio exterior, assim como, um órgão também responsável por execução de tarefas. Sua anatomia é muito especializada e adaptada a essas duas funções, pois estas são essenciais para o relacionamento do homem com o meio ambiente. O restante do membro superior serve como coadjuvante da mesma, sendo responsável pelo posicionamento dela no espaço de forma adequada para a tarefa a ser realizada (CUNHA, 2002).

A mão humana é um órgão presente em quase todas as atividades do ser humano, desde tarefas complexas como operar 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.

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 amputado e assim aumentar sua qualidade de vida (DEL CURA, 2005).

Entretanto, mesmo com a intenção de ajudar o amputado 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 (TAÍ E AHN, 2010), mudança de formas (ZHANG *et al*, 2014 e DONG, BOMING e JUN, 2008), aplicações aeroespaciais (LAGOUDAS, 2009), além de soluções para problemas relacionados com a medicina (VILLARINHO, 2010) e muitas outras.

A utilização desses 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 (SONG e MA, 2007 e SOFLA *et al*, 2010). 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 projetar e desenvolver um protótipo de uma mão robótica constituída de cinco dedos, sem a integração de motores convencionais na sua estrutura mecânica para atuação de seus movimentos, sendo estes motores, substituídos por atuadores de uma LMF de Ni-Ti na forma de fios finos ativados por aquecimento resistivo.

1.1.1 Objetivos Específicos

- Projetar um protótipo de uma mão com 13 graus de liberdade sendo 9 movimentos ativos, ou seja, falanges possuindo movimentos independentes e 4 falanges possuindo movimentos passivos;
- Construir o protótipo de uma mão 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 em cada dedo da mão robótica;
- Implementar um sistema eletrônico e computacional de aquisição e controle para o acionamento da mão robótica.

1.2 JUSTIFICATIVA

O protótipo de uma mão robótica com atuação por fios de LMF surge principalmente da necessidade de redução de peso e de ruído detectada nas próteses de mãos atualmente disponíveis. Verifica-se que os mecanismos de atuação convencionais dos modelos de próteses são desconfortáveis por serem relativamente pesados, além de afetarem psicologicamente o usuário devido o ruído causado pelos acionamentos. 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.

Em paralelo, 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 consequentemente funcionarem como tendões artificiais, basta apenas 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 permite simular o comportamento dos tendões com o movimento controlado pelo aquecimento provocado por passagem de corrente elétrica (efeito Joule). Isso pode levar a simplificação do sistema mecânico, principalmente se for acompanhado da eliminação dos sensores de rotação (potenciômetros, *encoders*) responsáveis pelas medições de posição da estrutura móvel.

Vale ressaltar que este trabalho é uma continuação de um projeto iniciado em 2011 concluído com um mestrado em 2013 com a concepção e caracterização de um dedo robótico. Diante dos resultados obtidos e dos problemas detectados, observou-se que havia a possibilidade e a necessidade de se estudar mais sobre o assunto com o objetivo de aprimorar o projeto do dedo, especialmente do atuador e, conceber uma mão robótica com características semelhantes à mão humana.

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, 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 condutor capaz de receber informações do ambiente e transmiti-las ao cérebro. 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 mecanorreceptores, divididos entre receptores de movimentos por meio da pele, pressão e vibração (LIU *et al.* *apud* DEL CURA 2005). A mão que finaliza cada membro superior possibilita a manipulação de objetos distantes. Além disso, o dedo oponível (polegar), posicionado ligeiramente afastado do restante, capaz de colocar a ponta em contato com qualquer outro dedo, permite ao homem manusear objetos de diferentes tamanhos com grande eficácia, exatidão 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 (GDL ou 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 GDL 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, SCHNEEBELI e DYNNIKOV, 2000).

A mão humana é dividida em dedos, que são subdivididos em falanges. As falanges são constituídas por ossos que formam os dedos, sendo 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 2.1.

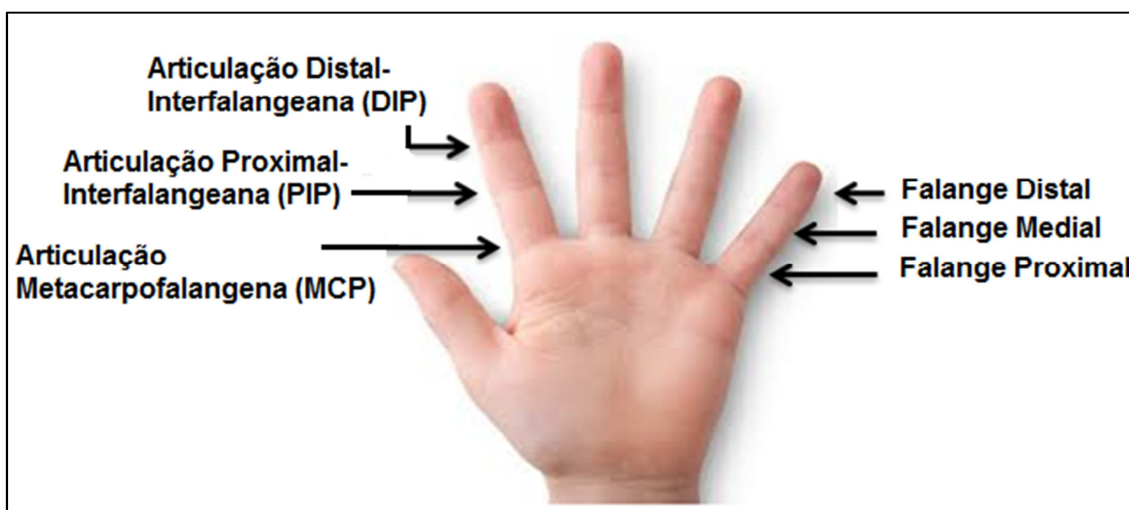


Figura 2.1 – Falanges e articulações da mão – visão dorsal (Adaptado de COSTA, 2013).

Além das falanges, o dedo possui três articulações, conforme ilustra a Figura 2.1, 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. De acordo com Norkin e Levangie, 2005, a mão de um adulto pode atingir com dimensões mostradas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Ângulos formados pelas articulações dos dedos (NORKIN e LEVANGIE, 2005).

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. Tendões são estruturas que continuam os músculos, fixando-se nos ossos, produzindo movimento com a sua contração. Os tendões flexores fletem fechando os dedos quando a mão está aberta e, dependendo do músculo e da função o tendão é forte e grosso. Os tendões extensores são responsáveis pela abertura dos dedos se localizando na parte superior. A medida que os tendões se aproxima da extremidade distal dos dedos tornam-se estruturas mais complexas, finas e delicadas (Ferreira, 2008). A Figura 2.2 ilustra um dedo humano típico, com o tendão flexor e o extensor.

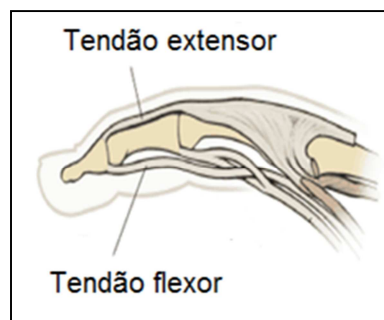


Figura 2.2 – Ilustração da vista lateral de um dedo, com os tendões flexores e extensores (THE VISUAL DICTIONARY, 2010).

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.

2.2 PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES

A perda de um membro ou parte dele é um fato que sempre esteve presente na humanidade, e por causa disso o homem desde a antiguidade tentou desenvolver diferentes maneiras de substituí-los. Entre os agentes causadores de amputação estão acidentes automobilísticos, tumores e traumatismos decorrentes de desastres naturais.

Acima dos 18 anos, uma importante causa de amputação passa a ser o acidente de trabalho, como por exemplo, em prensas de estamparia, máquinas transportadoras e maquinário agrícola. As doenças são responsáveis por apenas 6% de todas as amputações dos braços, (KOTTKE e LEHMANN (1994) *apud* CARVALHO, 2004).

Uma área que se dedica ao estudo da reintegração de membros artificiais em humanos é a Engenharia de Reabilitação. 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.

No contexto da reabilitação surgem as próteses que pode ser definida 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 2000 A.C. onde foram mencionadas a existência de mãos artificiais em múmias egípcias. No século XVI, surgiram os chamados pilões geralmente feitos em madeira e os únicos suportes para o corpo. Em 1858 foi desenterrada uma prótese de madeira com bronze possivelmente do ano 300 A.C. Ambroise Paré e Leonardo da Vinci se tornaram dois marcos no desenho de próteses e, os mecanismos de movimento de dedos, travas de joelhos e outros artifícios foram minuciosamente desenhados em suas obras. (BAHIANA, 2011). É apresentado na Figura 2.3 algumas destas invenções.

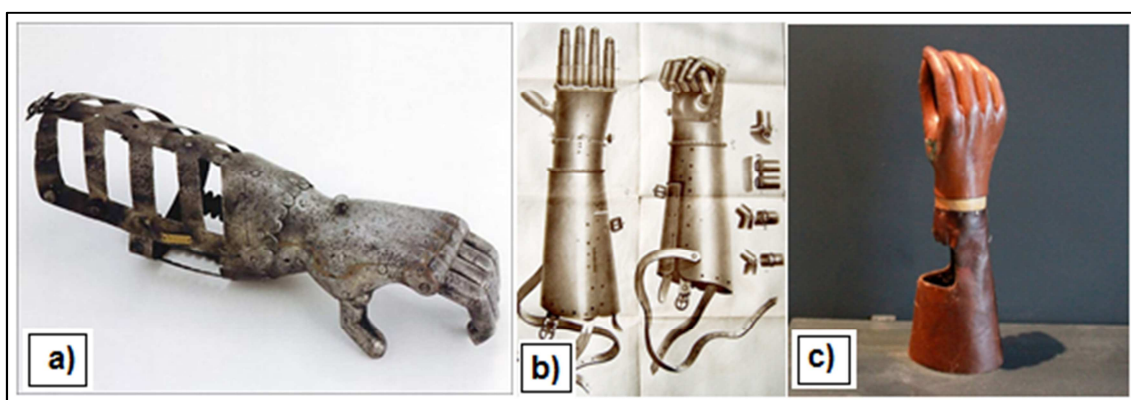


Figura 2.3 – Modelos antigos de próteses. a) Mão de ferro, 1580; b) Mão de ferro estilo armadura, século XVI; c) Mão de couro, século XIX. (PASSO FIRME, 2012).

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.

Segundo dados contidos no Censo do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) de 2000, há no Brasil mais de 7.800.000 pessoas com deficiência motora e mais de 1.400.000 pessoas com deficiência física (os usuários de prótese estão entre esses últimos), sendo que existem no Brasil 24,5 milhões de pessoas com pelo menos uma deficiência, dentre as seguintes: visual, motora, auditiva, mental e física. Não se sabe quantos destes precisam e podem se beneficiar com uma prótese; nem quantos esperam em filas que se formam nas instituições que lidam com este tipo de problema e que podem durar anos (BIANCARELLI e COLUCCI, 2002).

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. Esse fato ocorre 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 isso ainda existe o ruído de acionamentos e pesos elevados das próteses. Dessa 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 e respostas táteis (DE CAMARGO, 2008).

2.2.1 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 é mostrado na Figura 2.4. As próteses estéticas, são dispositivos que imitam com grande eficiência o aspecto estético da mão humana (Figura 2.4b), 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, a ferramenta mostrada na Figura 2.4a que foi especialmente fabricada para auxiliar um alpinista nas suas atividades.

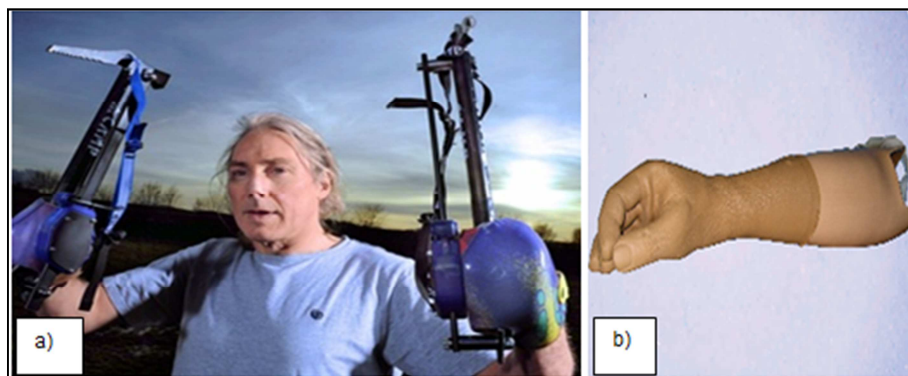


Figura 2.4 – Exemplos de próteses passivas. a) Prótese Passiva para Trabalho (Alpinista, 2011), b) Próteses Estética de Mão em PVC (COTEC, 2014).

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. Na Figura 2.5 são apresentados exemplos deste tipo de prótese.

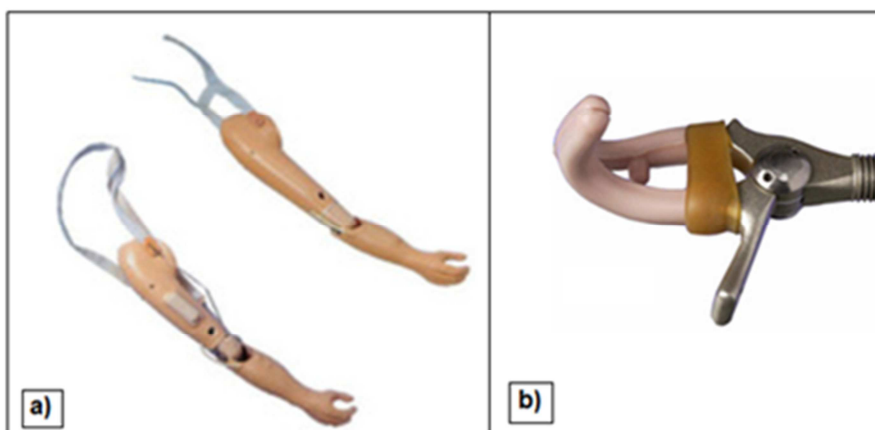


Figura 2.5 – Exemplos de próteses ativas por força própria. a) Prótese Transumeral (COTEC,2014). b) Gancho aberto via tirante torácico (OTTOBOCK, 2011).

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. Um protótipo desenvolvido pelos pesquisadores da Universidade da Virgínia, nos Estados Unidos, propôs um dispositivo bem mais simples, e nem por isso menos eficiente ou menos preciso, como é mostrado na imagem abaixo.

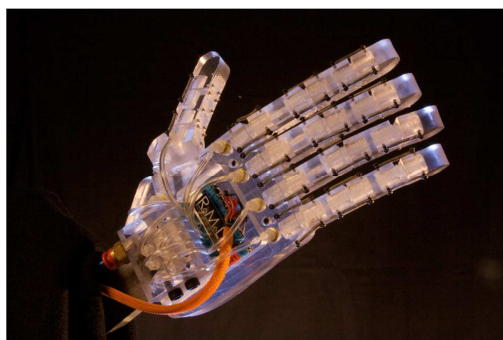


Figura 2.6 – Exemplo de um protótipo de mão ativa por ar comprimido. (RAPHAEL, 2009).

O controle deste tipo de prótese é feito por meio de válvulas comandadas por contrações musculares 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. Na Figura 2.7 está apresentado um modelo desta prótese acionada por comandos mioelétricos.

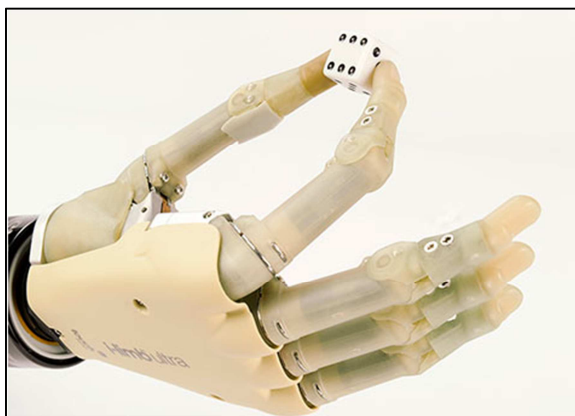


Figura 2.7 – Prótese ativa comandada por sinais mioelétricos (I-LIMB ULTRA, 2014).

O princípio básico de funcionamento desta prótese da Figura 2.7 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.

É apresentado na Figura 2.8 um diagrama geral onde se mostram os vários tipos de próteses conforme a fonte de energia utilizada.

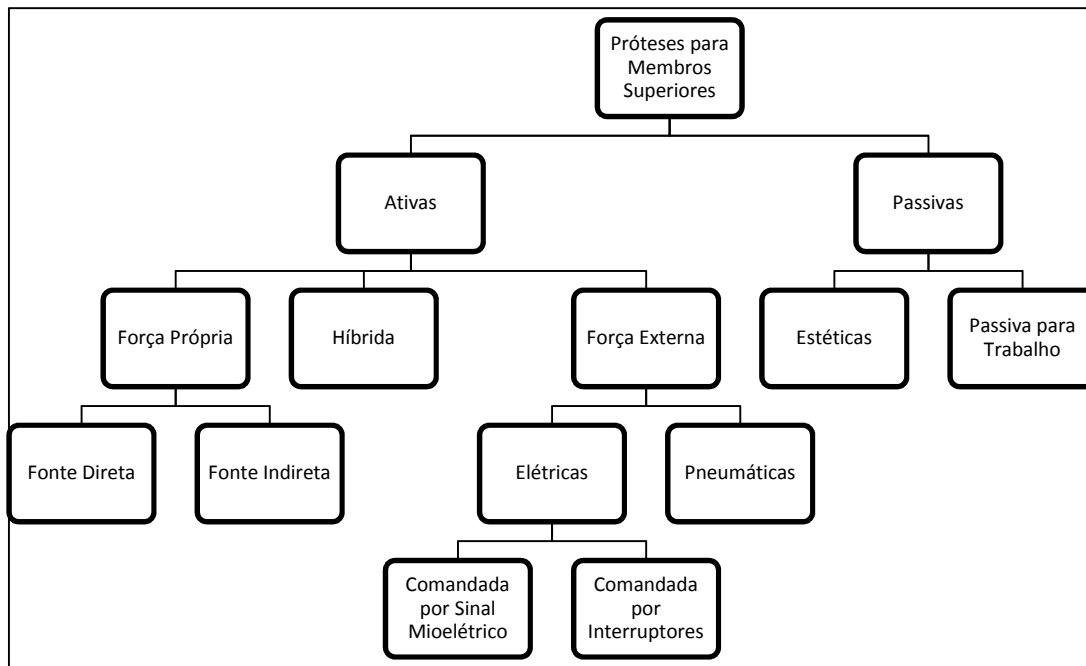


Figura 2.8 – Classificação das próteses segundo a fonte de energia utilizada.

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.

2.3 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 (SILVA, 2011).

2.3.1 Atuadores Convencionais

2.3.1.1 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.

É apresentado na Figura 2.9a, um exemplo de motor CC, tipicamente empregado como atuadores em próteses. O motor da Figura 2.9a, possui um diâmetro de 6 mm com uma potência de 0,3 watts (TREFFER, 2014a). 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. Na Figura 2.9b, é possível observar a mão que Thayer e Priya (2011) desenvolveram acionada por motores de corrente contínua.

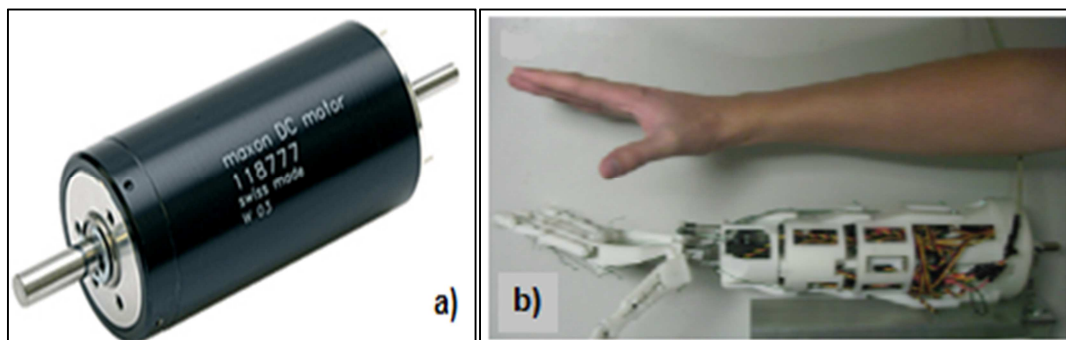


Figura 2.9 – a) Micromotores usados em próteses (TREFFER, 2014a), b) protótipo de uma mão acionada por motores CC (THAYER e PRIYA, 2011).

A Mão Gifu II é outro protótipo de mão desenvolvido com motores de corrente contínua, sendo estes com um sistema de controle embarcado, o qual recebe o nome de servo-motores. É apresentada na Figura 2.10 uma imagem deste protótipo.

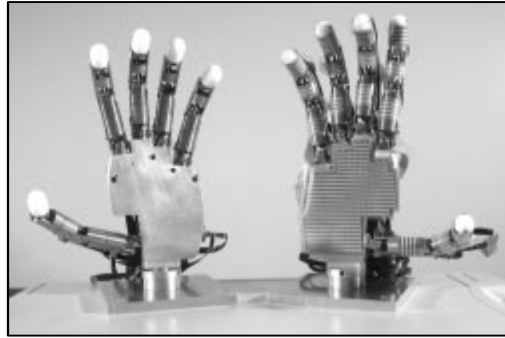


Figura 2.10 – Mão robótica Gifu II (KAWASAKI, KOMATSU, UCHIYAMA, 2002).

A Gifu II possui 5 dedos, com 20 articulações e um total de 16 GDL. Cada dedo possui 4 juntas e estes possuem três GDL, exceto o polegar que possui 1 GDL extra com o movimento sendo realizado por um mecanismo de quatro barras (RASAKATLA e KRISHNA, 2013)). Outro exemplo a ser mencionado é a mão HIRO III apresentada na Figura 2.11.

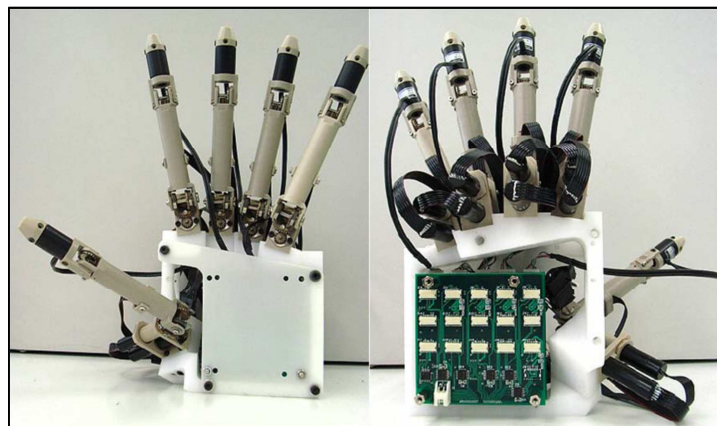


Figura 2.11 – Mão robótica HIRO III (ENDO *et al*, 2009).

Esta mão robótica possui 15 GDL e seu sistema de atuação é realizado por 15 servo-motores. Ela possui 15 encoders para efetuar um controle de precisão, assim como 5 sensores de força para identificar o aperto efetuado pela mão (ENDO *et al*, 2009).

2.3.1.2 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 (Rotação por Minuto), 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).



Figura 2.12 – Micromotores Brushless (TREFFER, 2014b)

Outra vantagem dos micromotores Brushless quando comparado aos micromotores CC é que eles com o mesmo tamanho possuem uma potência maior. O motor apresentado na Figura 2.12 possui 6 mm de diâmetro e uma potência de 1,2 watts. Isso representa uma diferença de 300 % do motor apresentado na Figura 2.9a. Além disso, estes motores possuem um baixíssimo nível de ruído, boa dissipação de calor e alta capacidade de sobrecarga (TREFFER, 2014b).

É possível encontrar na comunidade científica trabalhos relevantes sendo desenvolvido com mãos robóticas, com seus sistemas de atuação por motores *brushless*. Um exemplo é a mão robótica denominada DIST apresentada na Figura 2.13.

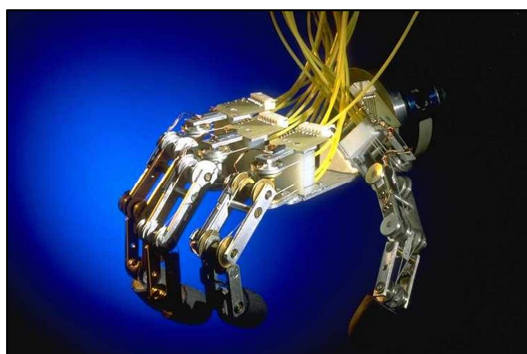


Figura 2.13 – Mão robótica DIST (GRAAL, 2014).

Esta mão utiliza cabos *Bowden* para realizar a atuação de 4 dedos, possuindo 16 GDL com 20 motores *brushless*. Esta mão possui sensores de força nas pontas dos dedos, articulações móveis e um sensor de borracha que aumenta significativamente a sensibilidade (CAFFAZ e CANNATA, 1998). Outro exemplo de mão robótica semelhante a mão DIST quanto ao acionamento, é apresentado na Figura 2.14.

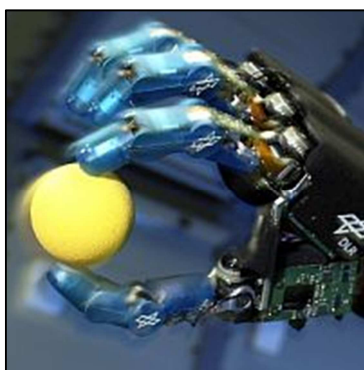


Figura 2.14 – Mão robótica DLR II (DLR, 2014).

Esta mão robótica denomina-se DLR II possui 13 GDL com 4 dedos acionados por 13 motores *brushless* e com movimentos em duas articulações distais por mecanismo de quatro barras (BORST *et al*, 2003).

2.3.1.3 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.

É apresentado na Figura 2.15 um modelo de motor de passo. 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).



Figura 2.15 – Motor de passo (MULTILOGICA, 2014)

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.

2.3.1.4 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 2.16.

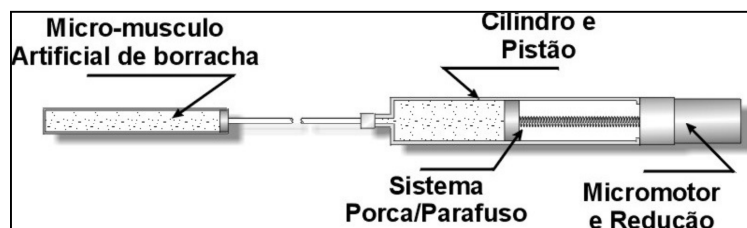


Figura 2.16 – Micro compressor e micro músculo artificial (CUNHA, 2002).

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 controlar a pressão hidráulica e o deslocamento do micro músculo artificial de borracha por meio da tensão aplicada ao motor.

Esse sistema pode ser leve o suficiente para ser acomodado em uma prótese, permitindo o acionamento de algumas juntas sem o comprometimento do espaço interno utilizado para acomodação dos circuitos de controle e da fonte 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 fluído 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).

2.3.1.5 McKibben – Pneumático

Em contraste com os cilindros pneumáticos convencionais que são amplamente utilizados em robôs e outros produtos de automação, os músculos artificiais são inovações mais recentes. Apesar de terem sido originalmente desenvolvido sob o nome de “McKibben *Artificial Muscles*” na década de 1950 destinado a uso em próteses, foi só em 1980 que este atuador, com o apoio da empresa Bridgestone, ganhou uma repercussão maior com os projetos comerciais desenvolvidos com o nome “*Rubbertuators*” (BOGUE, 2012).

Os músculos artificiais pneumáticos são sistemas que apresentam contração quando submetidos à pressão de gás. Estes atuadores possuem uma fibra entrelaçada em forma helicoidal, com uma angulação θ em relação ao eixo axial (SUGIMOTO, NANIWA, OSUKA, 2010).

Os músculos pneumáticos geralmente operam a pressões baixas, aproximadamente quatro bar ou menos. Eles se contraem cerca de 40-50 % quando acionados e pode gerar forças significativas, como por exemplo: um músculo artificial de 30 milímetros de diâmetro acionado com uma pressão de 3,5 Bar consegue erguer uma massa de 35 kg. O uso destes atuadores têm se tornado crescente em aplicações robóticas e principalmente em robôs tipos humanoides (BOGUE, 2012).

A Shadow Robot Company é uma empresa Inglesa especializada em manipuladores robóticos. Foi criada em 1988 e recentemente se especializou em tecnologias robóticas para humanoides. Na Figura 2.17b é apresentada uma mão robótica que possui 40 músculos pneumáticos, 24 articulações e 20 graus de liberdade desenvolvida pela empresa com atuadores pneumáticos (Figura 2.17a).

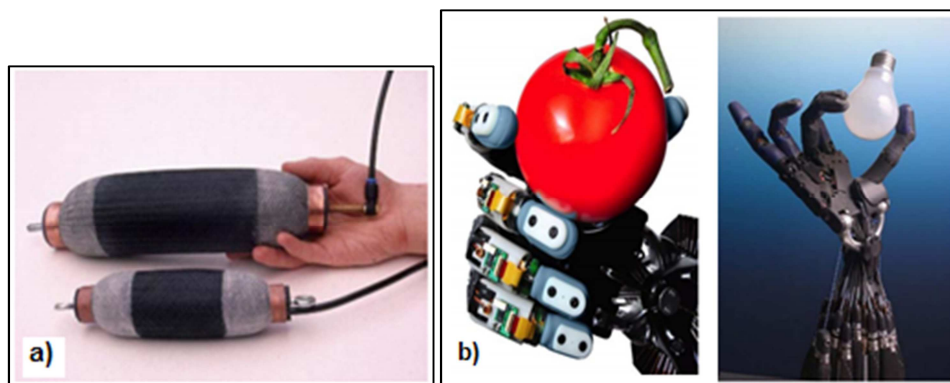


Figura 2.17 – Mão robótica Shadow. a) Músculo Pneumático, b) Mão segurando objetos delicados (BOGUE, 2012).

A mão apresentada acima possui sensores que possibilitam a utilização com objetos frágeis e sensíveis. Um problema que os pesquisadores enfrentam com estes músculos é o fato deles não serem lineares, o que dificulta bastante o seu controle (BOGUE, 2012). Outra mão robótica desenvolvida com músculos pneumáticos é apresentado na Figura 2.18.



Figura 2.18 – Mão robótica UTAH/MIT (ROBOTS, 2014).

A mão apresentada na Figura 2.18 chama-se UTAH/MIT. Ela possui 4 dedos com um total de 16 GDL. Para efetuar o acionamento desta mão robótica, são utilizados 32 atuadores pneumáticos e um sistema de cabos (THAYER E PRIYA, 2011). Mais

recentemente, Boblan e Shulz (2010) desenvolveram também uma mão que é acionada por atuadores pneumáticos. É apresentada na Figura 2.19 uma imagem da mão ZAR5.

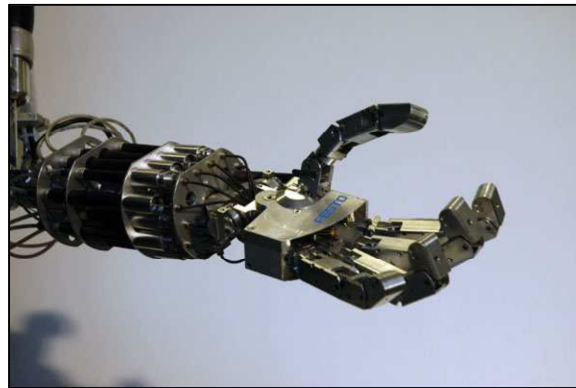


Figura 2.19 – Mão robótica ZAR5 (BOBLAN e SCHULZ, 2010).

A mão robótica ZAR5 possui 4 dedos com três articulações em cada dedo, totalizando 12 GDL. Ela é acionada por 12 pequenos músculos pneumáticos da empresa Festo (BOBLAN e SCHULZ, 2010).

2.3.2 Atuadores Não Convencionais

2.3.2.1 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. Os materiais piezoelétricos (PZT) são utilizados como transdutores que convertem energia de deformação mecânica em energia elétrica ou energia elétrica em deformação mecânica (PADILHA, 2000).

Os motores piezoelétricos se baseiam na deformação causada em materiais específicos quando submetidos a uma tensão elétrica. Normalmente, são usadas cerâmicas que podem suportar tensões bastante elevadas e que são fáceis de serem produzidas, além de terem um custo relativamente baixo.

Montando-se as cerâmicas de modo que as deformações possam ser usadas para transferir a força mecânica gerada para um dispositivo mecânico externo, podem ser construídos motores piezoelétricos com tempos de resposta mais rápidos, parada

instantânea sem oscilação, excelente relação peso/potência e tamanho menor que os equivalentes eletromagnéticos.

A necessidade de se obter atuadores compactos e leves para próteses de membros superiores faz dos motores piezelétricos rotativos um tipo de construção que pode ser usada nestes casos. A Figura 2.20 apresenta um exemplo de motor piezelétrico rotativo.



Figura 2.20 – Atuador piezoelétrico do tipo motor rotativo (JOHNSON, 2014).

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. Outra categoria de atuador piezelétrico são os motores ultra-sônicos (USM – *Ultrasonic Motor*).

Os motores USM 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 ser excitados os elementos piezoelétricos que estão colocados ao longo de uma face do anel estatórico, é gerado uma onda que se propaga circularmente ao longo do estator. Existindo uma pressão entre as cristas da onda e o rotor, este é forçado a mover-se devido aos pontos de contatos entre rotor e estator. A Figura 2.21a ilustra o princípio do funcionamento de um USM.

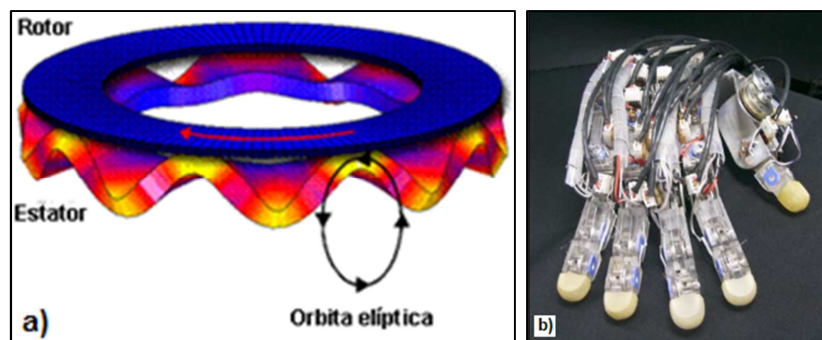


Figura 2.21 a) Ilustração do princípio de funcionamento de um motor ultra-sônico (PROJECTO, 2011), b) Mão robótica atuada por motores ultra-sônicos (YAMANO e MAENO, 2005,)

Para se obter a órbita elíptica visualizada na Figura 2.21a, 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. 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 GDL de uma mão humana, como se pode visualizar na Figura 2.21b.

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 silenciosos e rápida resposta (YAMANO, TAKEMURA e MAENO, 2003). 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.

2.3.2.2 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 que consegue suporta razoável deformação mecânica, campo de temperatura, ataque químico e campo elétrico. Uma propriedade do gel bastante importante para projeto de atuadores é sua capacidade para sofrer mudanças abruptas de volumes.

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 de juntas ativas, aumentando assim o número de GDL 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 GDL. Pois, apresenta redução da massa se comparado com outros e facilidade na atuação do controle. Sendo assim, se mostra 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 de ativação, relação energia/área e potência/volume (DE CAMARGO, 2008).

Recentemente, Mattar (2011), desenvolveu um sistema de controle baseado em Redes Neurais Artificiais (RNA) para controlar uma mão robótica com quatro dedos que foi acionada por um elastômero dielétrico.

2.3.2.3 Ligas com Memória de Forma (LMF)

Em 1938, Arne Olander foi o primeiro a observar o efeito memória de forma em ligas metálicas, quando Greninger, da Universidade de Havard, e Mooradian, do Massachusetts Institute of Technology, descobriram que a martensita, transformação resultante de um movimento coordenado e/ou cooperativo entre os átomos, esse efeito, apresentado no bronze, pode ser induzido por tensão mecânica e depois desaparecer com o aquecimento (OTSUKA & WAYMAN, 1998; RYHANEN, 1999). Mas foi somente após a década de 1960 que apareceram pesquisas avançadas realizadas no campo das ligas com memória de forma, ou como são conhecidas internacionalmente por *Shape Memory Alloys* (SMA). Em 1962, Buehler e seus colegas de trabalho, no Laboratório Naval de Ordnance, nos Estados Unidos, descobriram o efeito da memória

de forma em uma liga de Níquel Titânio (NiTi) que ficou conhecida como Nitinol, como uma referência às iniciais do laboratório.

Desde então, pesquisas vêm sendo desenvolvidas com ligas de Ni-Ti, incorporando outros metais como terceiro elemento, no caso o Cu, Pt, Fe, Hf, Nb e outros. Essa mistura que possibilita o aumento ou diminuição das temperaturas de transformação de fase, assim como permite modificar a histerese térmica associada à mudança de forma do material (FERNANDES, 2006).

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). Essas ligas possuem a capacidade de desenvolver deformações relativamente grandes, em torno de 8 %, sem apresentar deformações plásticas irreversíveis.

As fases mais comuns presentes nas LMF são austenita e martensita. Essas fases possuem estruturas cristalográficas distintas e, conseqüentemente, suas propriedades também são diferentes. A fase de temperatura alta, mais quente, denomina-se austenita. A Austenita é estável somente em temperaturas acima dessa fase, tendo uma única variante com uma estrutura de corpo-centrado. A Martensita (M), fase fria, é induzida pela tensão ou pela temperatura, nela a liga é facilmente deformada (LAGOUDAS, 2008). Dependendo do tipo de transformação experimentado por estas ligas, a estrutura cristalina na fase martensita pode ser monoclinica ou ortorrômbica (OTSUKA & REN, 1999).

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 (EMF ou *Shape Memory Effect - SME*) e ocorre devido a pequenos deslocamentos na estrutura cristalina do material pela deformação imposta e variação da temperatura entre as duas fases. O EMF pode ser definido como a capacidade de um material, após ter sido deformado plasticamente em seu estado martensítico, voltar ao estado ou forma

original através de aquecimento a temperaturas superiores à temperatura de transformação martensítica.

Na Figura 2.22 é mostrado a relação da fração martensítica versus a temperatura no estado livre de tensões. Durante o aquecimento o material percorre a curva superior. Quando a temperatura A_i é atingida, tem-se o início da formação da austenita. A transformação continua até atingir 100% de austenita em A_f . No resfriamento o material percorre a parte inferior da curva da Figura 2.22. Para temperaturas abaixo de M_i começa a formação de martensita até atingir a temperatura M_f , quando a constituição do material é 100% martensítica. As mudanças que ocorrem nas estruturas cristalinas das LMF estão relacionadas diretamente com a dissipação de energia devido aos choques de discordância e à criação de defeitos cristalinos. Como resultado tem-se um ciclo de histerese na temperatura, como observado na curva da Figura 2.22.

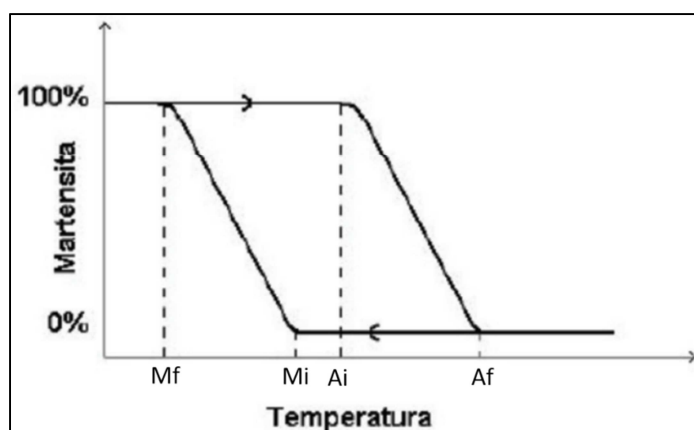


Figura 2.22 - Evolução da fração de martensita com a temperatura M_f e A_f (CASTILHO e SILVA, 2011)

As temperaturas de transformação de fase são características de cada liga, e variam em função da composição química e de tratamentos térmicos (OTSUKA & REN, 1999). Essa reversão de sentido cria um ciclo de histerese e a sua caracterização varia entre cada liga em função da sua composição química e de tratamentos térmicos.

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 2.23(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 2.23(b). Esta deformação pode ser recuperada quando a LMF for submetida a um aquecimento, fazendo aparecer o fenômeno de memória de forma.

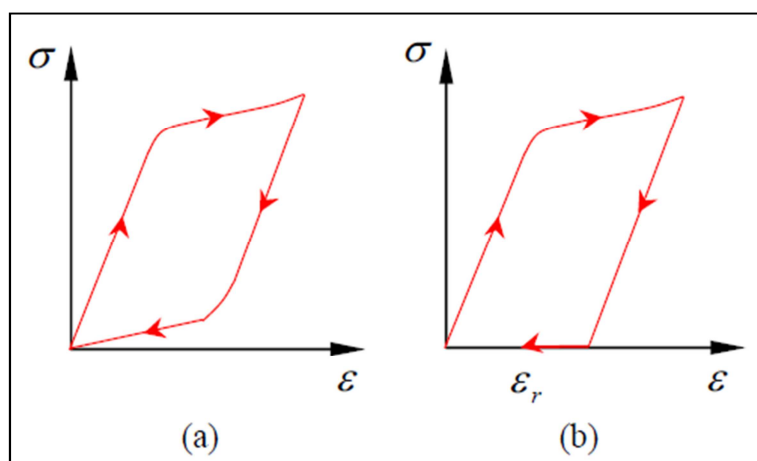


Figura 2.23 – Ilustração esquemática de curvas tensão – deformação típicas de LMF. (a) Super-elasticidade; (b) Efeito de memória de forma devido a presença de deformação residual (Júnior e Rade, 2004).

Esses fenômenos possuem também uma classificação quanto ao seu tipo de memória, ou seja: Efeito Memória de Forma Simples (EFMS ou *one-way shape memory effect*) e Efeito Memória de Forma Duplo (EFMD ou *two-way shape memory effect*) (LAGOUDAS, 2008).

As LMF são intrinsecamente consideradas como atuadores não convencionais. Esses atuadores podem ser 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 de

fio de LMF (CUNHA, SCHNEEBELI e DYNNIKOV, 2002). Como exemplo e considerando essas vantagens e desvantagens, De Laurentis e Mavroids (2002) apresentaram um dedo artificial com 4 GDL construído em alumínio e utilizando fios de LMF Nitinol (Ni-Ti) com 150 μ m de diâmetro para a movimentação dos segmentos desse dedo.

2.4 PROTÓTIPOS DE DEDOS E MÃO 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 modelos de mãos robóticas que utilizam sistemas convencionais de atuadores, os quais possuem alguns problemas inerentes que restringem o seu uso. Uma alternativa encontrada para solucionar esses 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 elétricos 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 serviu como auxílio na comunicação de indivíduos cegos-surdos (GILBERTSON, 1994 *apud* DE LAURENTIS e MAVROIDS 2002).

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 2.24. 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 2.24. 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.

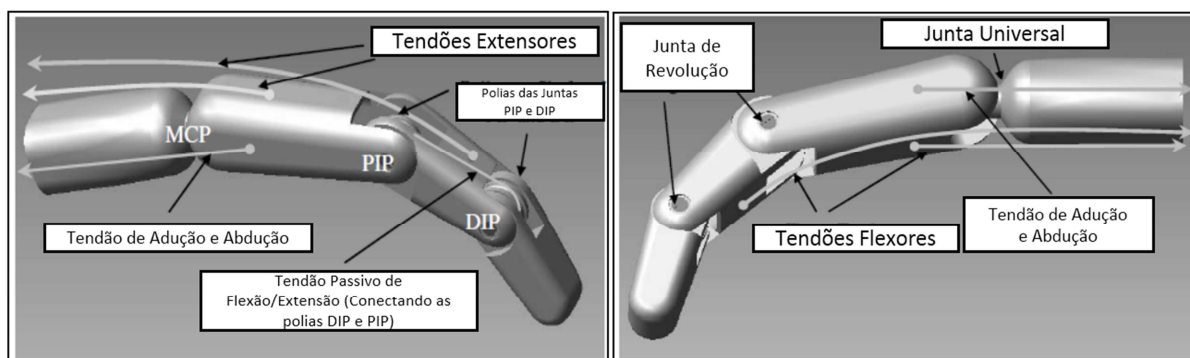


Figura 2.24 – Modelo em CAD de uma prótese de dedo para criança acionada por LMF (Adaptada de Bundhoo e Park, 2005).

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 0,69 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.

Terauchi *et al* (2006) desenvolveram um dedo robótico para deficientes surdo-cegos se comunicarem por meio da datilologia que 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. É apresentado na Figura 2.25 o modelo desenvolvido por Terauchi *et al*, (2006).

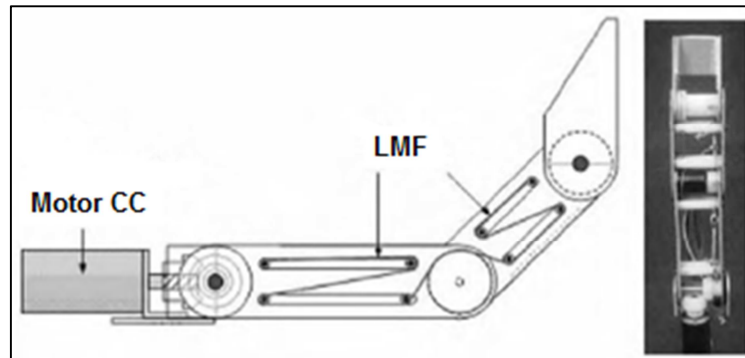


Figura 2.25 – Protótipo de dedo robótico (Terauchi, *et al*, 2006).

Com a configuração mecânica adotada na Figura 2.25, 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.

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 2.26 é possível identificar os seis Miga Motors utilizados por Bundhoo *et al* (2008).

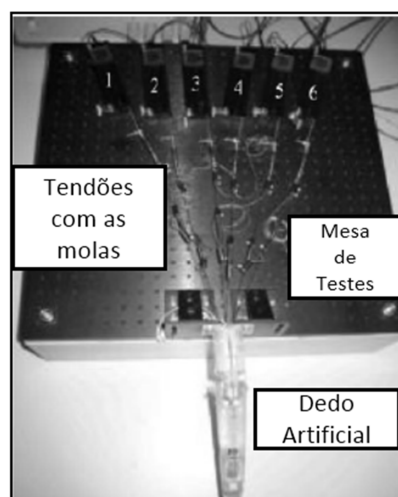


Figura 2.26 – Protótipo do dedo atuado por seis Miga Motors (Adaptado de Bundhoo *et al*, 2008).

Este tipo de atuador tem uma grande desvantagem, 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 associado ao tempo relativamente longo de resfriamento.

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 GDL, sendo 3 ativos e um passivo. Os movimentos ativos são: 2 GDL na articulação MCP, para realização do movimento de adução/abdução e flexão/extensão, 1 GDL 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 2.27.

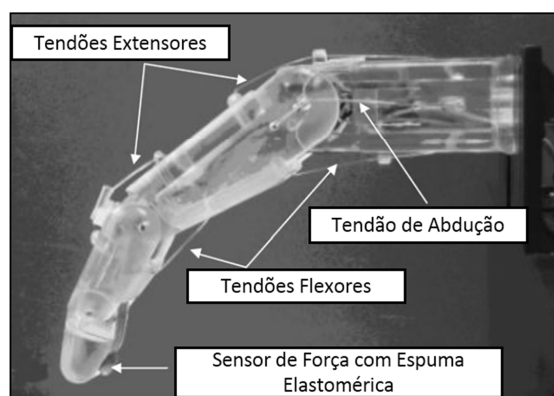


Figura 2.27 – Detalhe do protótipo do dedo artificial construído por meio de prototipagem rápida e acionado por Miga Motors de LMF (Adaptado de Bundhoo *et al*, 2008).

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 2.2.

Tabela 2.2 – 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

Andrianesis e Tzes (2008) desenvolveram uma prótese de mão completa com 16 GDL. 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 0,20mm de diâmetro. É apresentado na Figura 2.28 uma imagem do protótipo desta mão robótica.

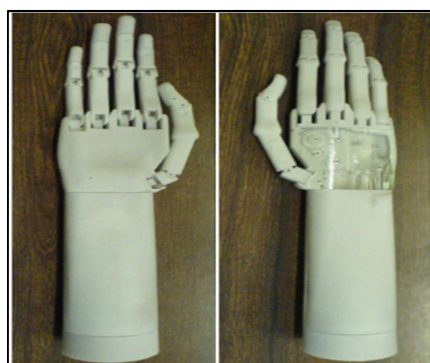


Figura 2.28 – Protótipo de mão robótica (ANDRIANESIS e TZES, 2008).

Todas as partes do protótipo mostradas na Figura 2.28 foram projetadas utilizando uma ferramenta de CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing). 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*). O antebraço do protótipo apresentado na Figura 2.28 foi desenvolvido apenas para comportar todo o mecanismo de atuação. Nele estão contidas as molas que fazem o movimento de extensão, assim como todo o arranjo mecânico para acomodar os fios de LMF. 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.

Farías *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 GDL por dedo e 2 GDL 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 2.29 mostra o protótipo concebido por estes autores.

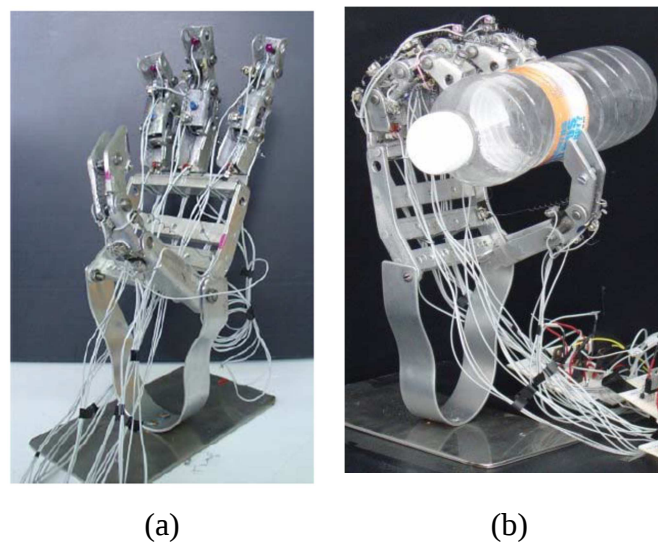


Figura 2.29 – Protótipo de mão robótica acionada com micro-molas de LMF. a) Vista geral. b) Protótipo segurando uma garrafa (Farías *et al*, 2009).

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 35 g, enquanto a estrutura completa ficou com 600 g. 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.

Jung, Bae e Moon (2011) desenvolveram um protótipo de mão robótica muito leve, 272 g, com 5 dedos e seis GDL. O movimento de flexão foi realizado por fios de LMF de 0,20 mm de diâmetro e o movimento de extensão por um mecanismo desenvolvido com molas na parte traseira do dedo. Foi verificado um percentual de contração dos fios de LMF empregado neste trabalho de 4.2 %. É apresentada na Figura 2.30 uma imagem do protótipo desenvolvido.

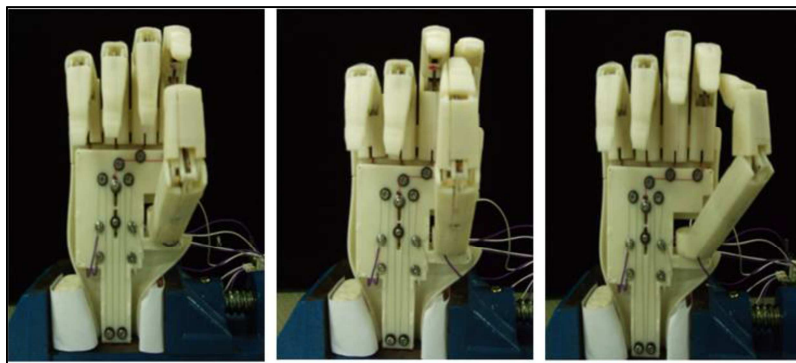


Figura 2.30 – Protótipo de mão robótica (JUNG, BAE e MOON, 2011)

Os comprimentos adotados para as falanges dos quatro dedos foram: 28 mm, 35 mm e 35 mm para as falanges distais, mediais e proximais respectivamente. O comprimento das falanges do polegar foi: 28 mm, 35 mm e 70mm para as falanges distal, proximal e para a base respectivamente. O dedo indicador conseguiu realizar um movimento angular de 30°, o dedo médio de 40°, o anelar de 80° e o dedo mínimo de 90°, além disso, o protótipo foi capaz de desempenhar uma força de aperto de 4,53 N (JUNG, BAE e MOON, 2011).

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 2.31 mostra uma ilustração de apenas um dedo da prótese desenvolvida por Kady e Taher (2011).

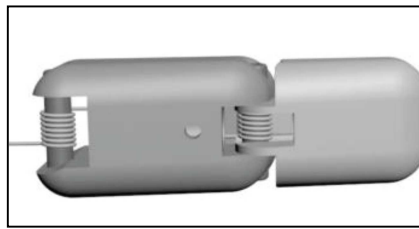


Figura 2.31 – Duas falanges do dedo polegar com as respectivas molas de torção para retorno do movimento (Kady e Taher, 2011).

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.

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 oposto 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 2.32.

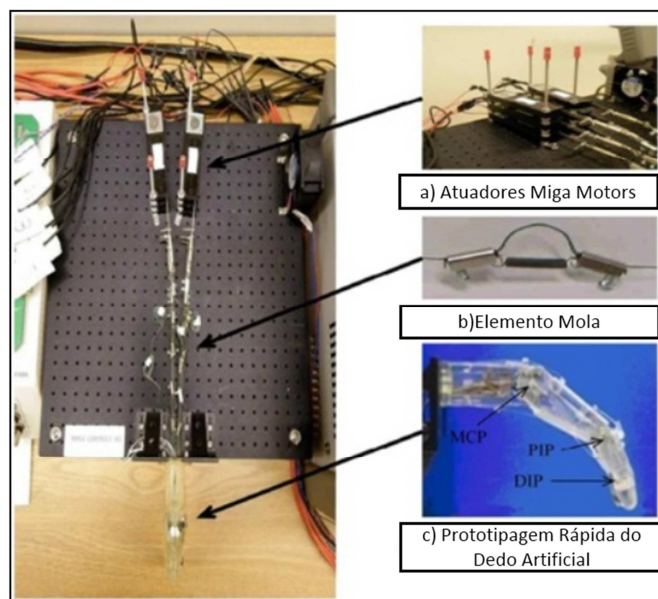


Figura 2.32 – Protótipo de dedo artificial acionado por motores lineares de LMF (Miga Motors) (Adaptado de Ko *et al*, 2011).

Neste trabalho, os autores controlaram os ângulos formados por cada articulação por meio de dois controladores: *fuzzy* PWM-PID (*Pulse Width Modulate* – Proporcional Integrador Derivativo) 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 2.33, para o percurso compreendido de -35° a -50° o PWM-PID atingiu a referência em 5,7 s enquanto o *fuzzy* PWM-PID atingiu a referência em 2,6 s, 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.

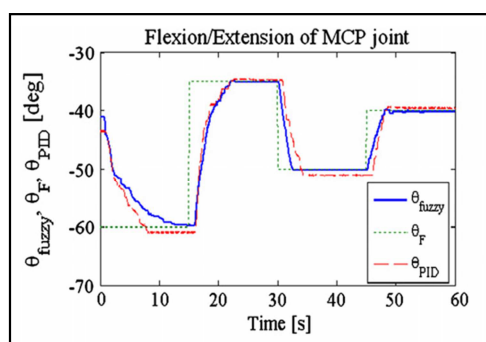


Figura 2.33 – Resposta experimental da articulação MCP do protótipo da Figura 2.34 (Ko *et al*, 2011).

Silva *et al* (2012) desenvolveram um protótipo de dedo robótico acionado por fios de LMF de diâmetro de 0,31 mm. O dedo foi fabricado por prototipagem rápida,

ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*), com 3 GDL. Na Figura 2.34 é apresentada uma imagem do protótipo.



Figura 2.34 – Protótipo do dedo robótico com o sensor de posição (SILVA *et al*, 2012)

O comprimento das falanges do protótipo do dedo foi: 44,8 mm, 26,2 mm, 17,7 mm para as falanges proximal, medial e distal respectivamente. O dedo conseguiu atingir 90° para a falange proximal, 100° para a falange medial e 80° para a falange distal. Foi desenvolvido um controlador baseado em lógica fuzzy juntamente com um sistema de processamento de imagem para calcular a posição de cada falange em tempo real (SILVA *et al*, 2012).

Recentemente, Lee, Okamoto e Matsubara (2012) desenvolveram um protótipo de mão robótica que possuem 5 dedos com três falanges. O polegar não possui nenhum movimento ativo, já os outros dedos eram constituídos de dois movimentos ativos e um movimento passivo, ou seja, as falanges distais e mediais estavam conectadas e as falanges proximais independentes. Com isto, se fez necessário apenas o uso de dois fios para seu acionamento. O retorno para a posição inicial foi realizado por meios de molas. É apresentado na Figura 2.35 este modelo desenvolvido.

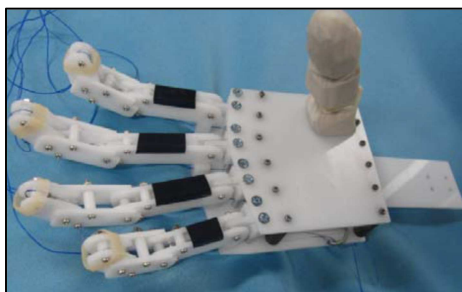


Figura 2.35 – Protótipo de mão robótica (LEE, OKAMOTO e MATSUBARA, 2012).

O diâmetro do fio utilizado para realizar a atuação dos dedos da prótese supracitada foi de 0,15 mm. Os autores não desenvolveram sistema de controle para esta

mão e também não relataram os ângulos propostos para o projeto e o ângulo que fora alcançado. O protótipo da mão foi capaz de segurar objetos de no máximo 5N.

Andrianesis e Tzes, depois de 6 anos de estudo (primeiro protótipo Figura 2.28), publicaram recentemente (2014) o protótipo completo de uma mão robótica acionada por fios de LMF. É apresentado na Figura 2.36 o modelo desenvolvido.

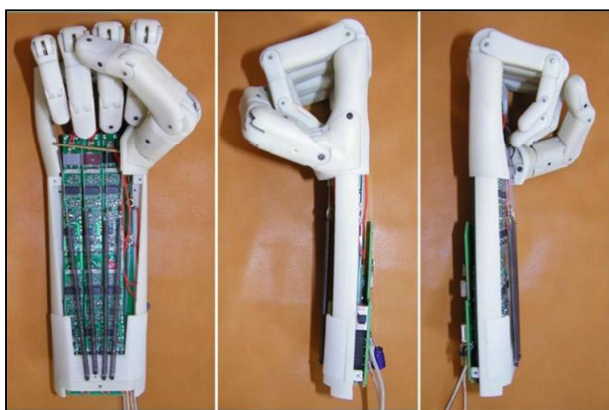


Figura 2.36 – Protótipo de mão robótica (ANDRIANESIS E TZES, 2014).

O modelo da figura acima possui 5 dedos com 15 GDL, sendo 11 GDL ativos e 4 passivos. O acionamento foi realizado por fios de LMF de 0,25 mm de diâmetro que foi capaz de gerar uma força de 4 N na extremidade dos dedos. Os autores não apresentaram os resultados com relação aos ângulos formados por cada falange ativada. Um dos problemas relatados pelos pesquisadores é o tempo de retorno do atuador, haja vista que a transferência de calor é feita de forma natural.

É possível perceber que os estudos sobre próteses para mãos e dedos com acionamento por LMF estão em crescente desenvolvimento e que têm despertado um interesse demasiado por parte da academia, devido à necessidade de se dirimir problemas encontrados nas próteses com acionamentos convencionais. É notório que surgem alguns problemas quando se inserem estes novos atuadores, como por exemplo: tempo de resposta, comprimento dos fios e etc. Com isto, alguns pesquisadores estão unindo esforços na tentativa de encontrar os melhores parâmetros para a utilização de LMF como atuadores de mãos robóticas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Instrumentação e Controle (LINC) DEM/CT/UFPB em parceria com o Laboratório de Sistemas e Estruturas Ativas (LaSEA) DEE/CT/UFPB.

Com base em resultados anteriores apresentados por Silva *et al* (2012), este trabalho foi desenvolvido com o objetivo de dirimir os problemas encontrados pelos autores com um protótipo de dedo robótico e consequentemente avançar para a construção da mão completa. Com isto, foi desenvolvido outro modelo de dedo com 3 GDL (2 GDL ativos e um 1 GDL passivo) em ambiente computacional de CAD. Posteriormente, o protótipo do dedo foi fabricado com polímero ABS em uma impressora de prototipagem rápida. Depois da impressão, verificou-se a funcionalidade de apenas um dedo para em seguida passar para a fabricação da mão completa.

Em seguida foi realizada a preparação dos fios de LMF que foram utilizados como atuadores dos dedos (tendões). Por fim, foi desenvolvido um sistema de controle inteligente baseado em lógica *fuzzy* para possibilitar um posicionamento com exatidão dos ângulos formados por cada falange do protótipo de dedo.

A metodologia utilizada neste trabalho está resumida no fluxograma mostrado na Figura 3.1, no qual é possível distinguir as três etapas seguidas para o completo desenvolvimento deste trabalho.

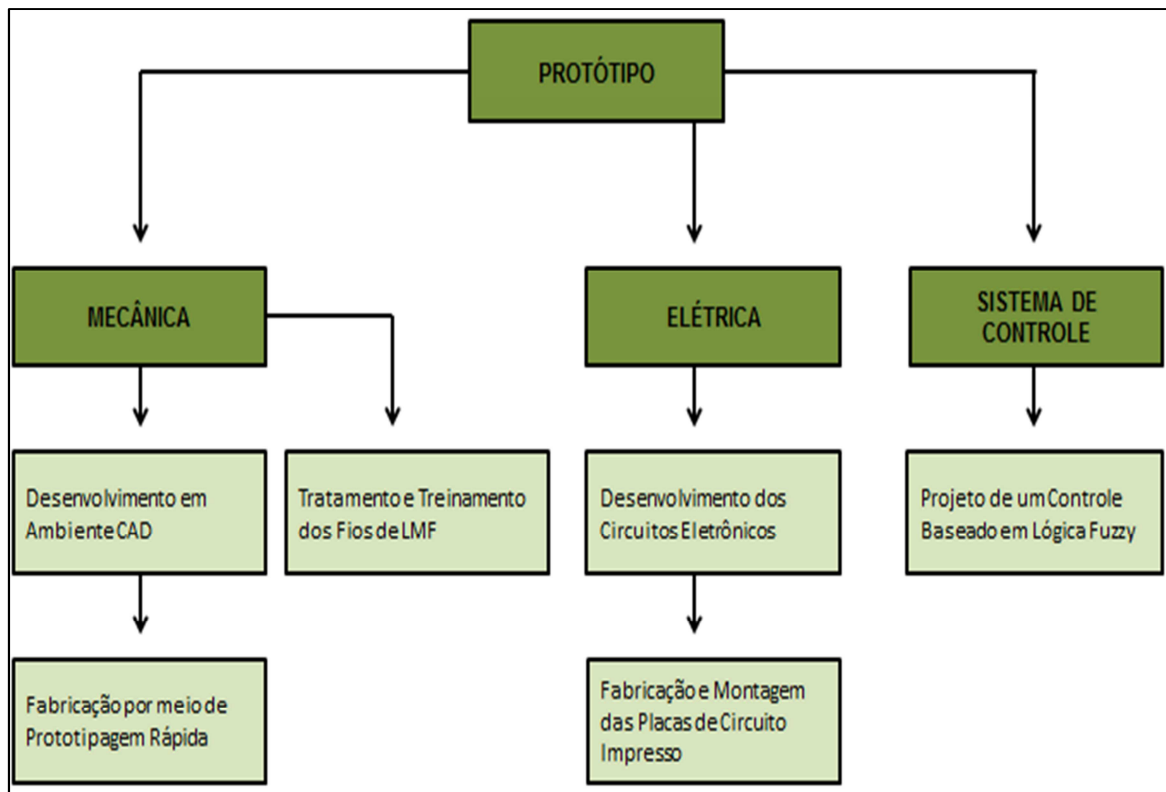


Figura 3.1 – Fluxograma da metodologia empregada durante a realização do trabalho.

3.1 CONCEPÇÃO E DESENVOLVIMENTO DA PARTE FÍSICA

Nesta etapa foi realizada a concepção da mão, 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 uma mão robótica com 13 GDL. A mão foi desenvolvida com 5 dedos, sendo 4 com 3 GDL e o polegar com 1 GDL. Na Tabela 3.1 são listados os valores das falanges e os ângulos dos 4 dedos.

Tabela 3.1 – Comprimento e ângulos das falanges propostos para os dedos da mão.

Falange / Junta	Comprimento	Ângulo
Proximal / MCP	50 mm	90°
Medial / PIP	40 mm	90°
Distal / DIP	40 mm	40°

Na Tabela 3.2 são apresentados os valores de cada falange e o ângulo do polegar.

Tabela 3.2 – Comprimento e ângulo das falanges propostos para o polegar.

Falange	Comprimento	Ângulo
Proximal	30 mm	---
Medial	30 mm	55°
Distal	40 mm	---

Foi definido que os dedos devem ser atuados por fios de LMF para efetuar o movimento de flexão, devendo o seu retorno para a posição inicial ser efetuado passivamente por anéis de borracha dispostos em diferentes regiões das falanges. Na posição de repouso, os dedos estão ligeiramente flexionados formando um ângulo de 40° (θ_{p4} – ângulo referente ao dedo 4) referente à falange proximal e a palma, 15° (θ_{m4}) entre a falange medial e a falange proximal e 15° (θ_{d4}) entre a falange distal e a falange medial. Já para o polegar, a falange medial encontra-se a 25° (θ_{pm} – ângulo referente ao polegar medial) flexionada com relação a falange proximal e 20° (θ_{pd} – ângulo polegar distal) entre a distal e medial. É apresentada na Figura 3.2 uma imagem com a disposição dos ângulos mencionados.

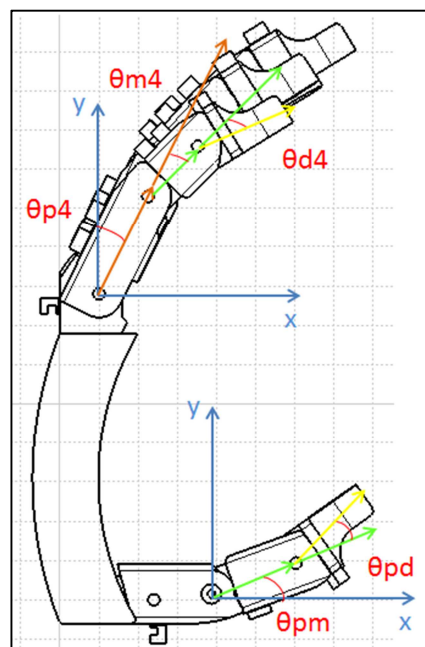


Figura 3.2 – Posições angulares do dedo 4 e do polegar na posição de repouso.

Na Figura 3.3 é mostrado o protótipo da mão que foi projetado com auxílio do programa de CAD CATIA V5. Este programa dispõe de ferramentas 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.

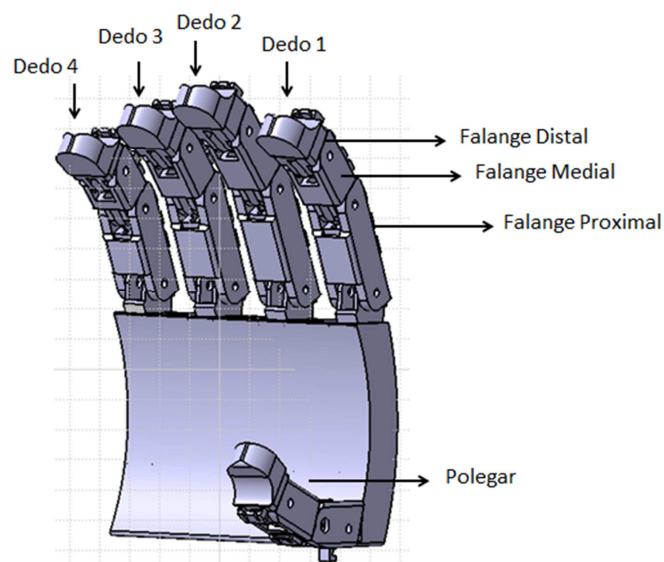


Figura 3.3 – Protótipo da mão com indicação da nomenclatura de cada dedo e das falanges.

É possível perceber, a partir da figura apresentada acima que o polegar fica na posição oponível aos demais dedos. Esta posição foi definida como forma de minimizar os 5 GDL existentes em um polegar humano. Com isto, o polegar deste trabalho possui apenas 1 GDL. No apêndice A foi apresentado uma vista explodida do protótipo para que seja possível ter uma visualização melhor de toda montagem da mão robótica.

Os protótipos de mão robótica que utilizam fios de LMF como atuadores necessitam de um comprimento relativamente grande do fio. A forma de acomodar estes atuadores sempre dificulta os pesquisadores que desejam trabalhar com LMF. Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de Músculo Artificial (MA) para acomodar os fios. Na Figura 3.4 é apresentado o MA desenvolvido.

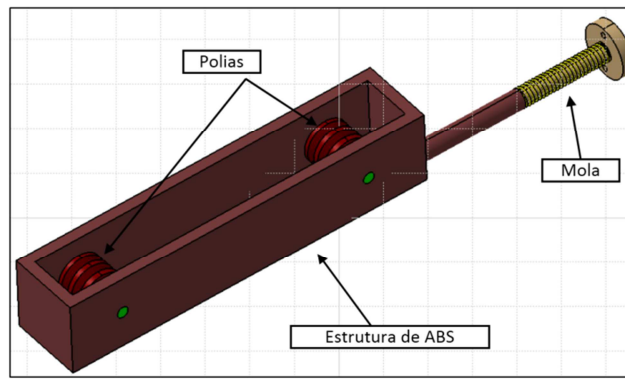


Figura 3.4 – Músculo Artificial desenvolvido para acomodar os fios de LMF.

No Apêndice B foi apresentado uma vista explodida do MA com todas as partes para uma melhor interpretação da sua montagem. É possível compactar um comprimento de até 1500 mm de fio de LMF com este dispositivo. O MA foi projetado com uma mola de compressão com rigidez de 47 N/m na parte superior para manter os fios de LMF sempre tensionados. Quando ativado, o fio de LMF gera uma força suficiente para deslocar o pino superior para baixo, realizando com isto, o deslocamento necessário para realizar o movimento angular das falanges. As polias que compõe o conjunto mecânico do MA, foram fabricadas de Teflon. Na Figura 3.5 é apresentada uma imagem do MA ativado e desativado.

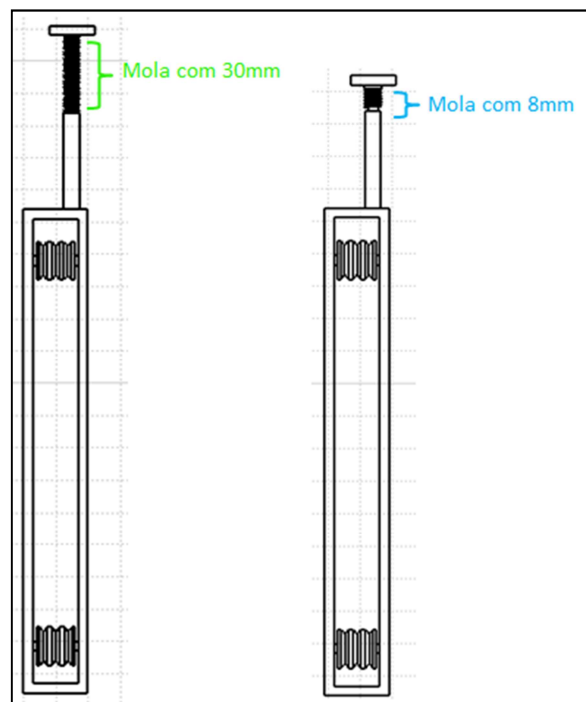


Figura 3.5 – Músculo Artificial desativado e ativado.

A partir da Figura 3.5 é possível perceber que com o MA desativado a mola fica distendida com 30 mm e com o fio de LMF ativado a mola fica com 8 mm. Foram fabricados 9 MA e armazenados no antebraço da mão robótica para atuação de todo os dedos. Na Figura 3.6 é apresentado o antebraço com os 9 MA que fica acoplado a mão robótica.

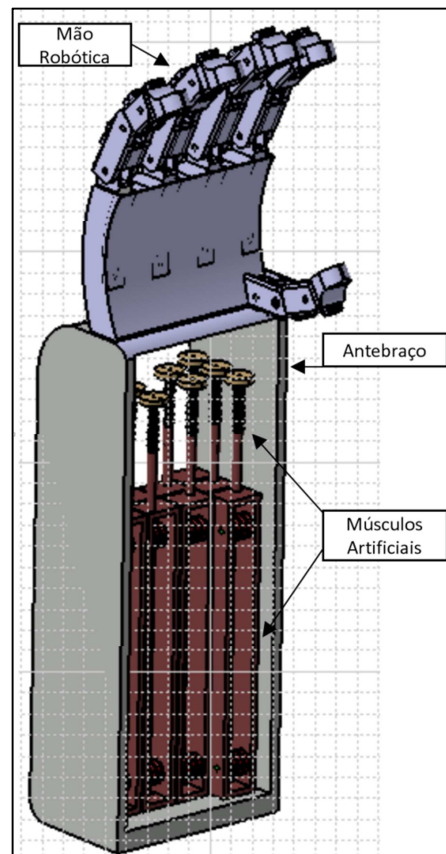


Figura 3.6 – Montagem completa com os MA, o Antebraço e a Mão Robótica.

No Apêndice C é apresentada uma vista explodida em perspectiva de toda a montagem para uma visualização mais clara do conjunto completo, ou seja, da mão robótica, os 9 MA e o antebraço. Após serem realizados todos os testes quanto à funcionalidade das articulações dos dedos e também quanto ao mecanismo de atuação, o desenho foi transferido para a máquina de prototipagem rápida.

3.1.2 Fabricação por meio de Prototipagem Rápida – Protótipo Físico

Para fabricação do protótipo da mão robótica, assim como os MA e a estrutura que serve de antebraço, 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 comparando-se com as técnicas convencionais de fabricação mecânica.

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 da mão robótica foi a *Dimension Elite Printer*. Na Figura 3.7, é apresentada a mão robótica, os MA assim como o antebraço impressos com o equipamento mencionado.

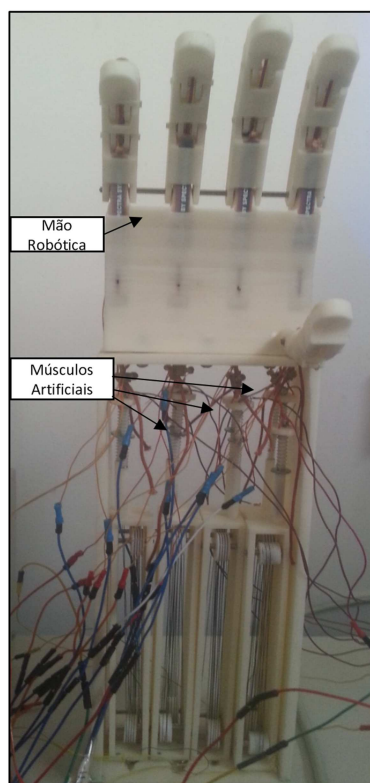


Figura 3.7 – Partes da estrutura física do protótipo impressos em polímero ABS.

Na Figura 3.7 é apresentada a mão robótica composta pela palma da mão com os dedos montados com pinos. Um pouco mais abaixo são mostrados os MA's com as polias de Teflon e os eixos todos integrado na estrutura que simula o antebraço.

3.1.3 Tratamento e Treinamento dos Fios de LMF

Os fios da LMF Ni-Ti usados como atuadores nos MA 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 e são destinados a

aplicações em atuadores. 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. Este treinamento está exemplificado na Figura 3.8.

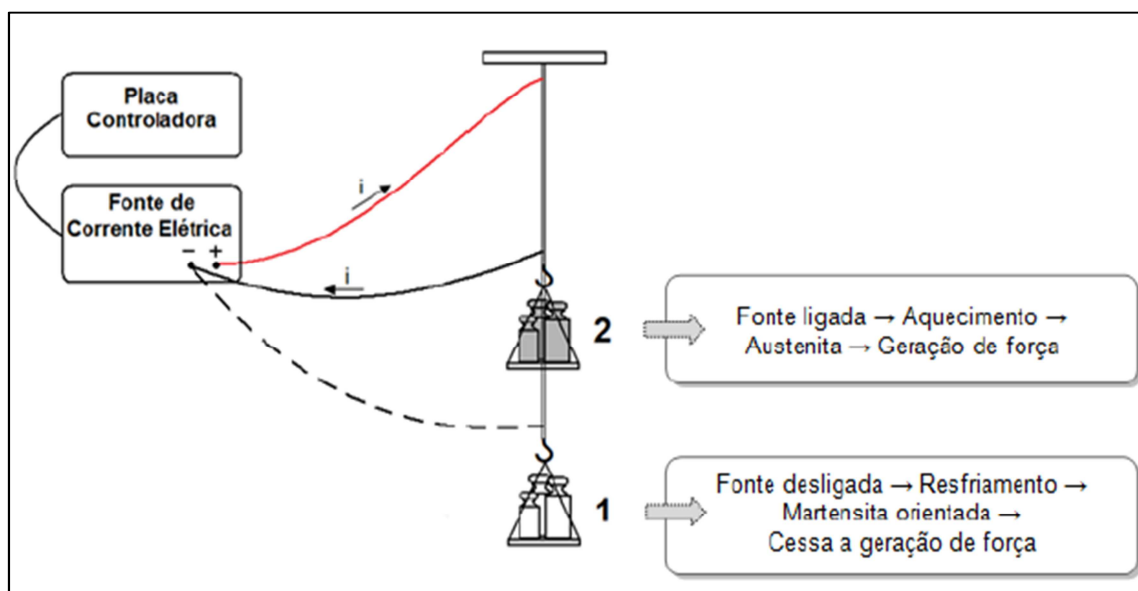


Figura 3.8 – Ilustração do processo de treinamento dos fios de LMF (DA SILVA *et al*, 2014).

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 tensões internas no material e o consequente 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 auto-contracção. Para tanto, foi utilizada uma bancada experimental desenvolvida durante o

trabalho de Farias *et al* (2012). Na Figura 3.9 é apresentada a bancada utilizada para este experimento.

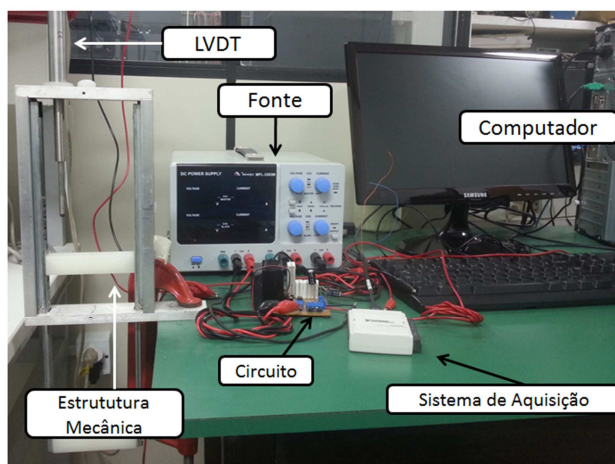


Figura 3.9 – Bancada experimental para caracterização de deslocamento dos fios de LMF.

A bancada apresentada na Figura 3.9 foi desenvolvida para determinação do comportamento de atuadores do tipo fios finos de LMF via ativação por passagem controlada de corrente elétrica (aquecimento por efeito Joule). O sistema é composto de um computador, uma placa de aquisição de dados NI – 6009, um circuito de potência (idêntico ao apresentado na Figura 3.10), uma fonte de tensão, uma estrutura mecânica para fixação de um fio de LMF tensionado por uma carga responsável pela reorientação das martensites, no caso 200 MPa sensor de deslocamento LVDT (*Linear Variable Displacement Transducer*). Nesta bancada o programa computacional Labview[®], com ferramentas do Matlab[®], processa a ativação do fio atuador de LMF através da placa de aquisição e controle de dados. De maneira simultânea, o programa coleta e armazena os dados de deslocamento do atuador de LMF.

3.2. DESENVOLVIMENTO DOS CIRCUITOS E MONTAGEM DAS PLACAS ELETRÔNICAS

Para uma melhor compreensão e descrição desta etapa, apresenta-se na Figura 3.10 uma imagem geral da bancada de experimentos utilizada para os testes da mão robótica.

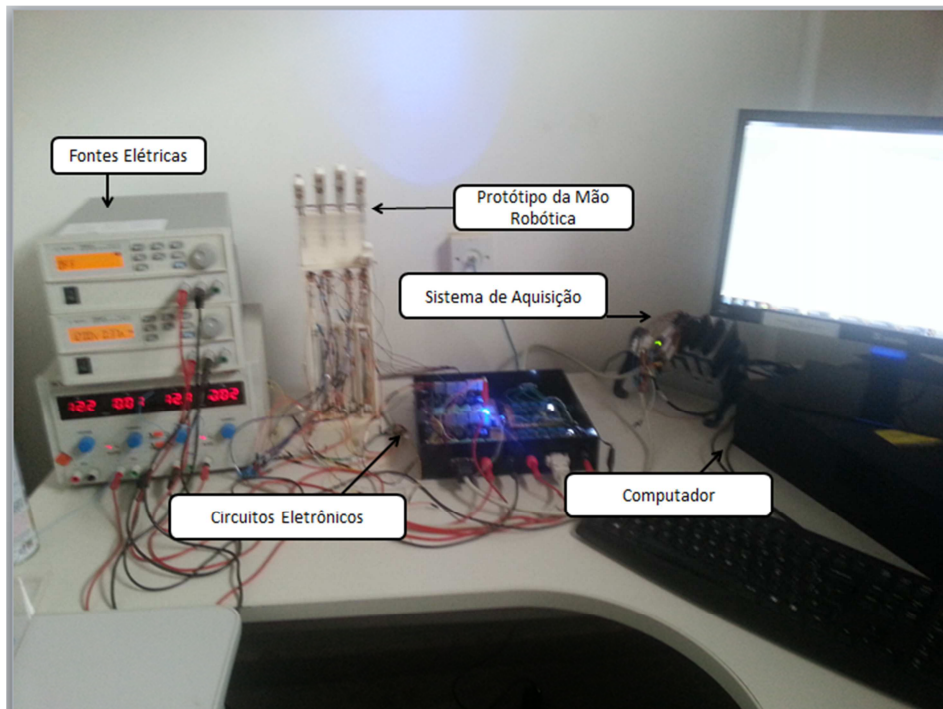


Figura 3.10 – Bancada experimental concebida para os testes da mão robótica.

O item do diagrama mostrado na Figura 3.10 a ser explorado neste tópico será a parte de Circuitos Eletrônicos, juntamente com o Sistema de Aquisição que pode ser denominado de Interface Elétrica. Essa interface se subdivide em três partes principais:

- 1) A comunicação entre o computador e o protótipo;
- 2) Uma placa com 9 circuitos de potência necessários para fornecer as correntes para cada atuador LMF;
- 3) Uma placa com 9 circuitos de instrumentação de cada falange.

Estas partes podem ser visualizadas na Figura 3.11.

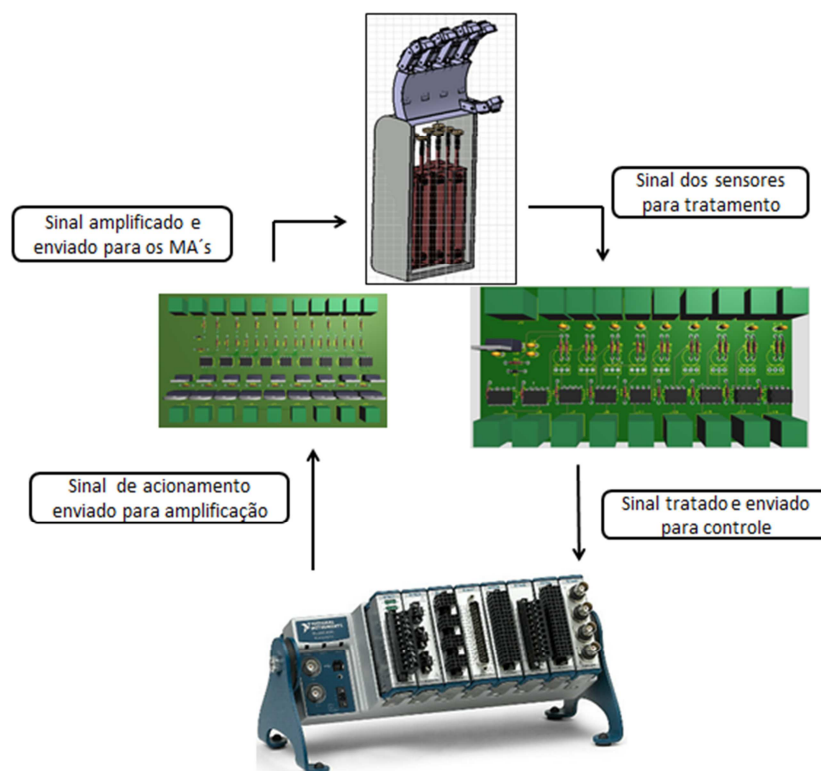


Figura 3.11 – Esquema de conexões na interface elétrica para acionamento da mão robótica.

A comunicação entre o computador e o protótipo foi realizada por meio de um sistema de aquisição e controle de dados da *National Instruments* (NI – cDAQ-9174), indicado na Figura 3.11. A placa se comunica com o computador por meio de uma porta USB. Este modelo suporta 4 slots de saída/entradas analógico-digitais. No projeto foi utilizado um slot de saída analógica e duas de entrada analógica.

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. Este circuito trata-se de uma fonte de corrente controlável. O esquema elétrico assim como, a lista de componentes encontra-se no Apêndice D.

Depois de o sinal ter sido enviado pelo circuito de potência, ele ativa os MA's, para realização do movimento das falanges. Com isto, os sensores detectam esta variação angular e enviam os sinais para serem tratados e posteriormente serem enviados por meio do sistema de aquisição para o computador. Os sensores utilizados neste trabalho foram às fitas resistivas Flexsensor que possuem a característica de variar sua resistência elétrica quando são submetidas a uma deformação. É apresentada na Figura 3.12 uma imagem do sensor e a sua alocação na mão robótica.

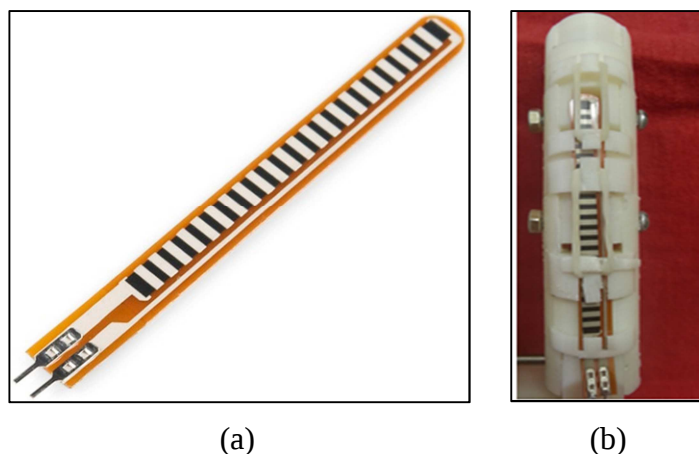


Figura 3.12 – Sensor utilizado no projeto da mão robótica. a) Flexsensor e b) Alocação do sensor na parte posterior do dedo.

A vantagem de se trabalhar com estes sensores está relacionada com o fato de seus tamanhos serem relativamente pequenos e a espessura extremamente fina. As dimensões dos Flexsensores são: 75 mm x 6,5 mm x 0,5 mm.

Para aquisição do sinal proveniente dos sensores, foi desenvolvido um circuito eletrônico específico. O sinal recebido é tratado e posteriormente enviado para a placa de aquisição. O esquema elétrico do circuito, assim como a lista de componentes, encontra-se no Apêndice E.

3.3 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE CONTROLE

Neste tópico será abordado todo o procedimento de controle baseado em lógica *fuzzy* que foi desenvolvido neste trabalho.

3.3.1. Sistema de Controle

O controle aplicado a mão robótica acionada 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* é apresentada na Figura 3.13.

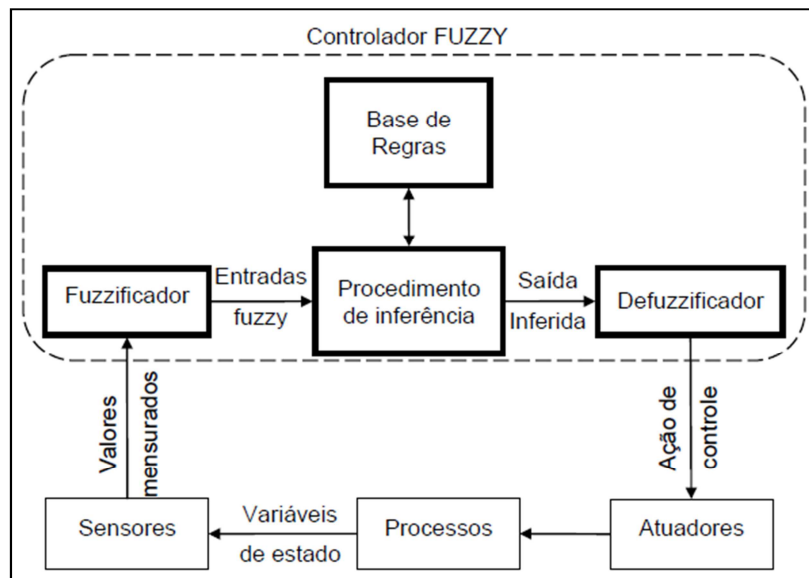


Figura 3.13 - Arquitetura de um controlador *fuzzy* baseado em regras.

A utilização da técnica de controle baseado em lógica *fuzzy* para controlar a mão robótica 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 a mão robótica deste trabalho é apresentado na Figura 3.14. 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.

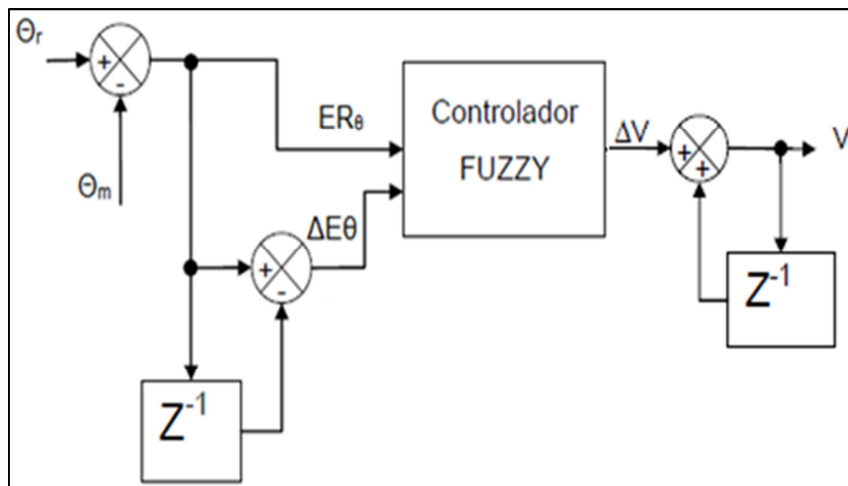


Figura 3.14 - Diagrama em blocos do controlador *fuzzy* aplicado em cada falange da mão robótica.

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 por cada falange, (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 linguísticos: 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. Na Figura 3.15 é apresentado um diagrama simplificado do processo de controle baseado na lógica *fuzzy* desenvolvido neste trabalho.

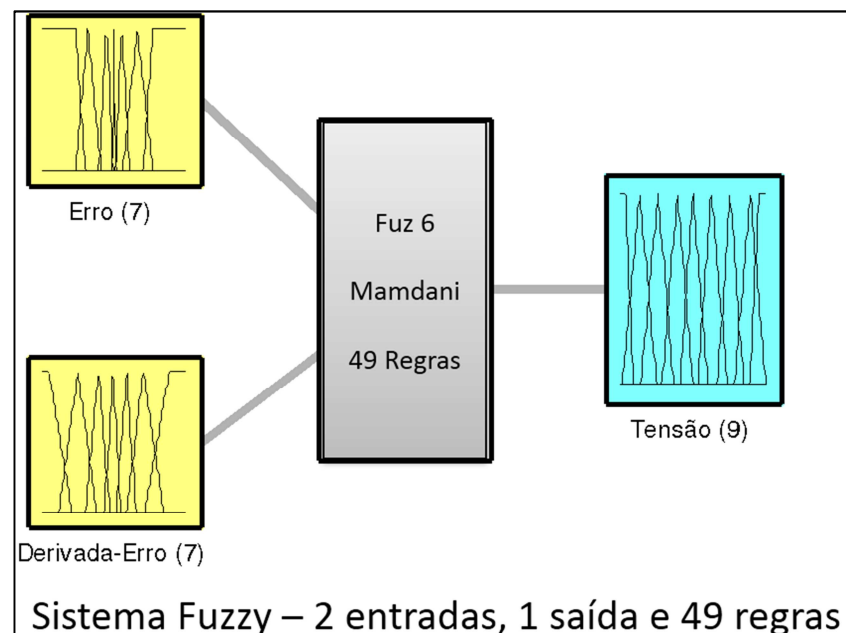


Figura 3.15 - Diagrama em blocos do controlador *fuzzy*.

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 como podem ser observadas na Figura 3.16. Estas funções foram adotadas devido a um conhecimento prévio do sistema.

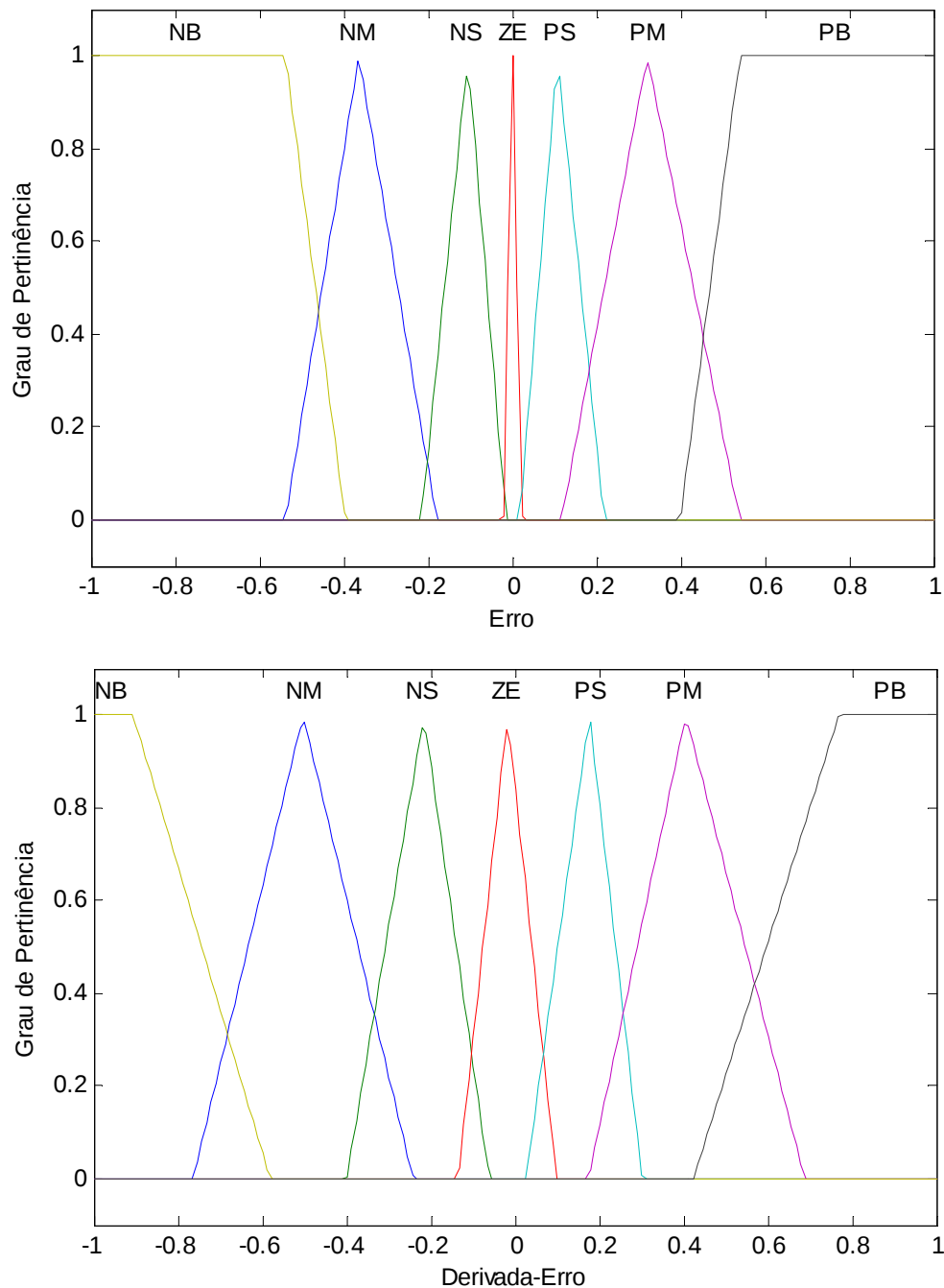


Figura 3.16 - Funções de pertinência *fuzzy* adotadas para as variáveis de entrada.

Já para a variável de saída foram adotadas sete funções triangulares e duas trapezoidais, como pode ser observado na Figura 3.17.

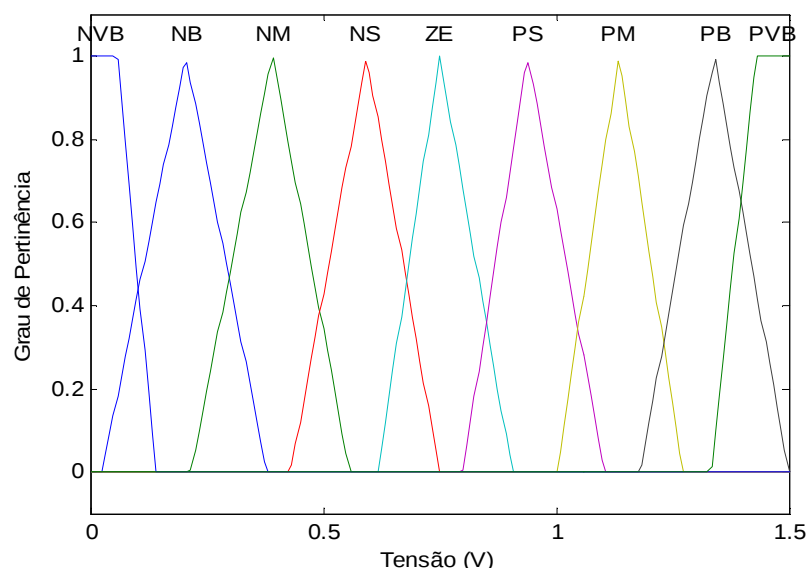


Figura 3.17 - Função de pertinência *fuzzy* adotada para a variável de saída.

O método *fuzzy* adotado foi o MAMDANI. A escolha deste método se deu pela sua grande aplicação e 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 3.3.

Tabela 3.3 – Base de regras aplicada ao controle *fuzzy* da mão robótica.

		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
	PS	PM	PB	PS	PM	PM	PB	PVB
	PM	PB	ZE	PS	PM	PVB	PVB	PVB
	PB	ZE	PS	PM	PB	PVB	PVB	PVB

O mapa de regras mostrado na Tabela 3.3 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. Após realizar a sintonia do controlador fuzzy, utilizando o sistema de desenvolvimento para algoritmos *Fuzzy Logic Toolbox* do Matlab, foram efetuados vários experimentos que estão abordados no capítulo seguinte.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste primeiro tópico serão abordados todos os ensaios realizados para caracterizar os fios de LMF, assim como os testes realizados para caracterizar os MA.

4.1 CARACTERIZAÇÃO TERMOELÉTRICA DOS FIOS DE LMF

Como o material empregado neste trabalho para a atuação da mão robótica, no caso LMF, é um material que possui sensibilidade a temperatura, faz-se necessário primeiramente determinar as temperaturas de ativação do fenômeno de memória de forma para poder se projetar o atuador. 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 4.1 é apresentado o resultado deste ensaio.

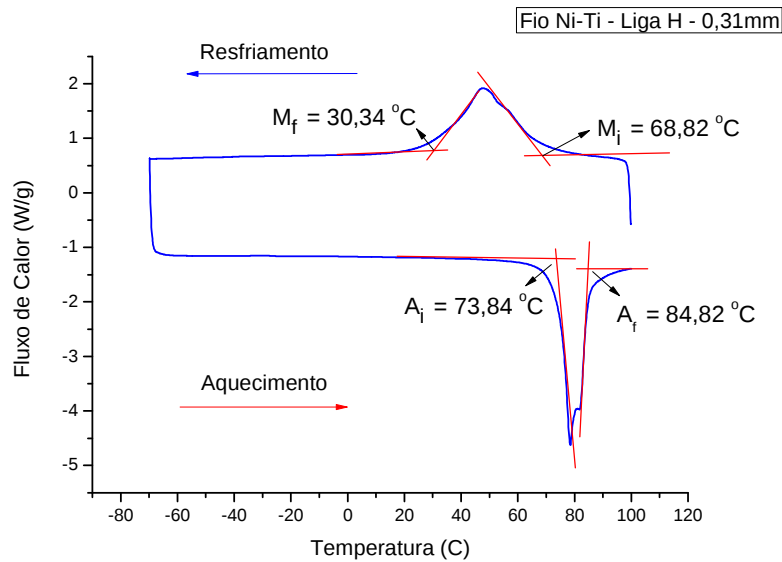


Figura 4.1 – Curva de DSC obtida para o fio atuador de Ni-Ti.

As temperaturas importantes que a Figura 4.1 apresenta para o projeto do atuador da mão robótica são: $A_f = 85^\circ\text{C}$ e $M_f = 30^\circ\text{C}$. 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

(fase quente), e que na temperatura ambiente (25 °C) o material se encontre totalmente na fase martensítica (fase fria). 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 forçada.

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 800 mA. Na Figura 4.2 é apresentado o resultado obtido por este ensaio.

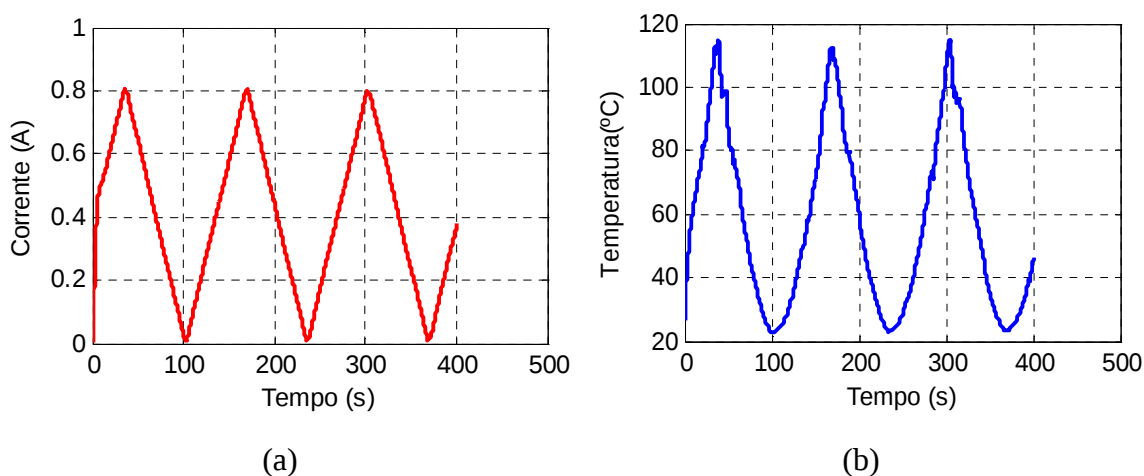


Figura 4.2 – Curva da temperatura do fio atuador de Ni-Ti em função da corrente elétrica de ativação.

Observa-se que com uma corrente elétrica de 800 mA é possível atingir uma temperatura no fio da ordem de 115 °C, superior a temperatura final de contração do fio LMF Ni-Ti ($A_f = 85$ °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. Percebe-se também que ao ser resfriado o fio atinge a temperatura ambiente de 25 °C, inferior a martensita final ($M_f = 31$ °C).

4.2 CARACTERIZAÇÃO ELETROMECÂNICA DOS FIOS DE LMF

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 $M_f = 31$ °C), para o completo

alinhamento das variantes de martensita. Na Figura 4.3 é mostrado o resultado do ensaio de tração realizado no fio.

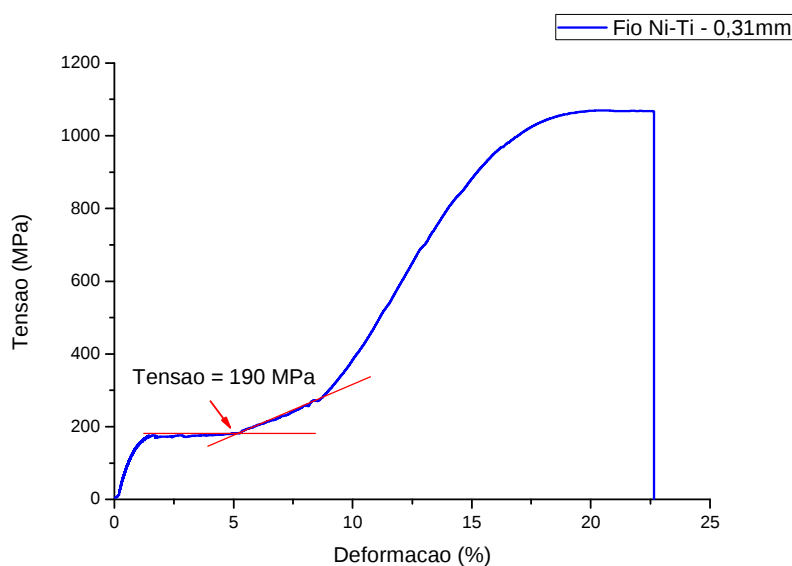


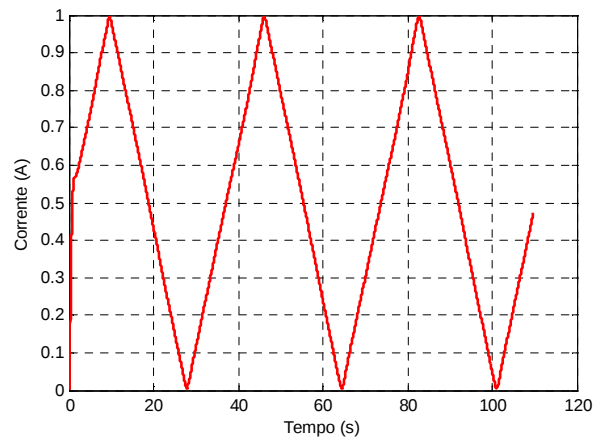
Figura 4.3 – Ensaio de tração no fio de Ni-Ti com 0,31mm de diâmetro.

A região caracterizada pela reorientação das variantes de martensita é identificada na Figura 4.3 pela formação de um patamar de tensão situado próximo de 190 MPa. A tensão mecânica determinada para realização do treinamento do fio atuador foi, portanto, de 200 MPa.

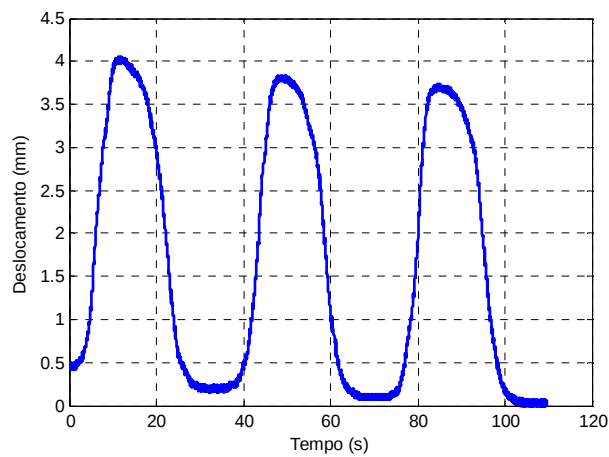
Logo após o treinamento com 1000 ciclos de aquecimento e resfriamento sob 200 MPa, o atuador foi caracterizado para verificação do percentual de auto-contração que o fio é capaz de fornecer. Para realização deste ensaio, tomou-se uma amostra do fio LMF com comprimento de 140 mm que foi instalada em uma bancada experimental apresentada na Figura 3.9

Foram realizados três ciclos de ativação na bancada para mensurar o deslocamento do fio de LMF. A Figura 4.4(a) apresenta o gráfico da corrente elétrica (forma triangular) aplicada no atuador em função do tempo. Na Figura 4.4(b) tem-se o deslocamento obtido em função tempo e por último, na Figura 4.4(c), visualiza-se um comportamento característico de atuadores LMF, caracterizado por uma histerese em temperatura (corrente elétrica x deslocamento mecânico). Com base no gráfico apresentado na Figura 4.4(b), realizou-se uma média dos valores obtidos de deslocamentos e o resultado apresentado foi de 3,85 mm. O comprimento do fio utilizado para realização do experimento foi de 140 mm. Com isto, o fio treinado

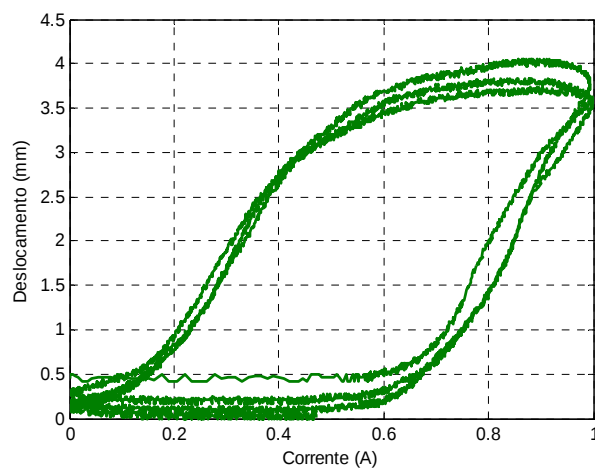
apresentou um efeito de memória de forma duplo, sob carga de 200 MPa, da ordem de 2,75 %.



(a)



(b)



(c)

Figura 4.4 – 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.

De posse de toda a caracterização do fio de LMF, partiu-se para caracterizar os MA quanto a força desempenhada e quanto ao atrito gerado por este mecanismo.

4.3 CARACTERIZAÇÃO DOS MÚSCULOS ARTIFICIAIS (MA)

Trabalhar com fios de LMF sempre requer uma habilidade de como acomodar os fios ou até mesmo de ser necessário a criação de mecanismos de compactação, tendo em vista que se necessita de comprimentos relativamente grandes que dificultam a sua alocação nos experimentos. Diante de tal problema, foi desenvolvido um sistema, que foi apresentado na seção 3.11, para compactar até 1500 mm de fio. Entretanto, com este dispositivo surge o problema de atrito gerado pelas polias.

Este atrito interfere no seu percentual de contração, assim como na geração de força. Foi realizado um experimento de forma a comparar os resultados do fio de LMF em um sistema livre e no sistema desenvolvido neste trabalho, no caso os MA. No sistema livre foram realizados dois experimentos, um para determinação da força gerada e o outro para medição do deslocamento efetuado. Instalou-se um comprimento de fio de 330 mm completamente esticado com uma das extremidades engastada e a outra extremidade acoplada a uma célula de carga. É apresentado na Figura 4.5 (a) um degrau de corrente que foi aplicado no fio de LMF. O objetivo deste ensaio foi analisar qual seria a carga máxima gerada pelo fio atuador.

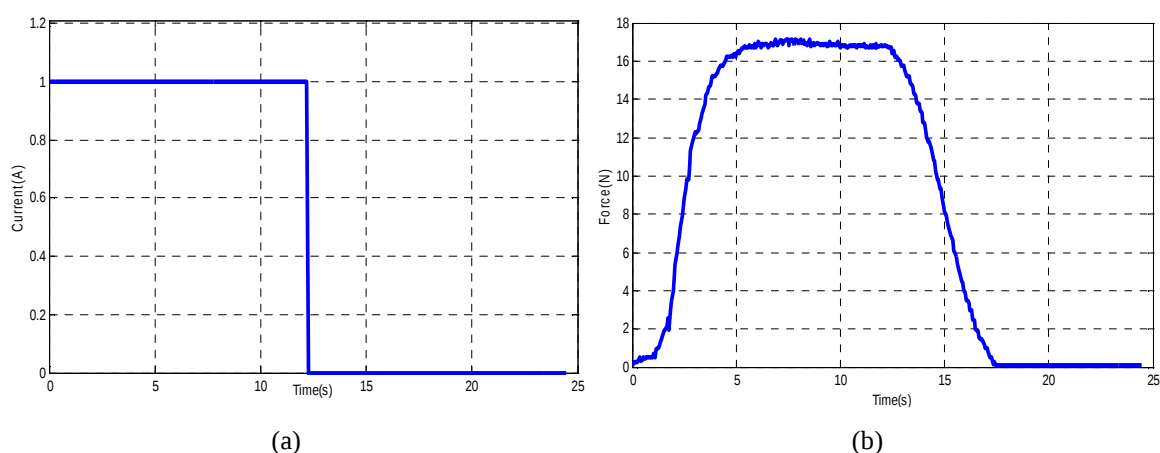


Figura 4.5 – Resposta em força da ativação do fio de LMF em sistema livre. a) Degrau de corrente. b) Força gerada.

É possível verificar na Figura 4.5(b) que a força gerada no fio atuador quando se restringe a sua extremidade, é da ordem de 17 N. Para verificação da variação do

comprimento (Δl) do fio atuador, uma extremidade ficou engastada e a outra extremidade ficou fixa a uma mola. Utilizou-se uma mola com a constante elástica pequena de 46 N/m para que a força de reação exercida fosse mínima, e com isto o atuador possa efetuar o máximo de deslocamento. Fixou-se um ponto na extremidade da mola e por meio de processamento de imagem conseguiu-se medir quanto este ponto se deslocava quando o fio era acionado. Foi aplicado novamente um degrau de corrente, Figura 4.6(a), e verificou-se o Δl efetuado pelo fio. Na figura abaixo é possível observar o resultado do ensaio.

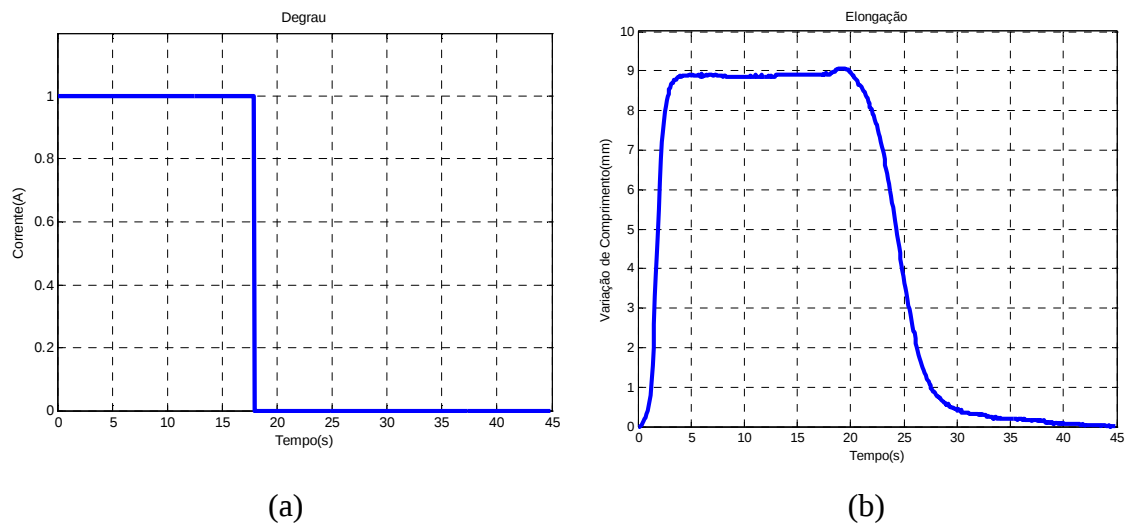


Figura 4.6 – Resposta em deslocamento da ativação do fio LMF no sistema livre. a) Degrau de corrente e b) Variação de comprimento (Δl).

Verificou-se que o fio de LMF no sistema livre, ou seja, completamente esticado, conseguiu atingir um Δl de 9 mm, isto representa uma contração de 2,7%. Em seguida, enrolou-se o fio de LMF no Músculo Artificial desenvolvido neste trabalho e aplicou-se a mesma metodologia empregada no sistema livre, ou seja, uma extremidade engastada e a outra extremidade acoplada na célula de carga. Na Figura 4.7(a) é apresentado um degrau de corrente que foi aplicado no sistema para identificação da maior força gerada.

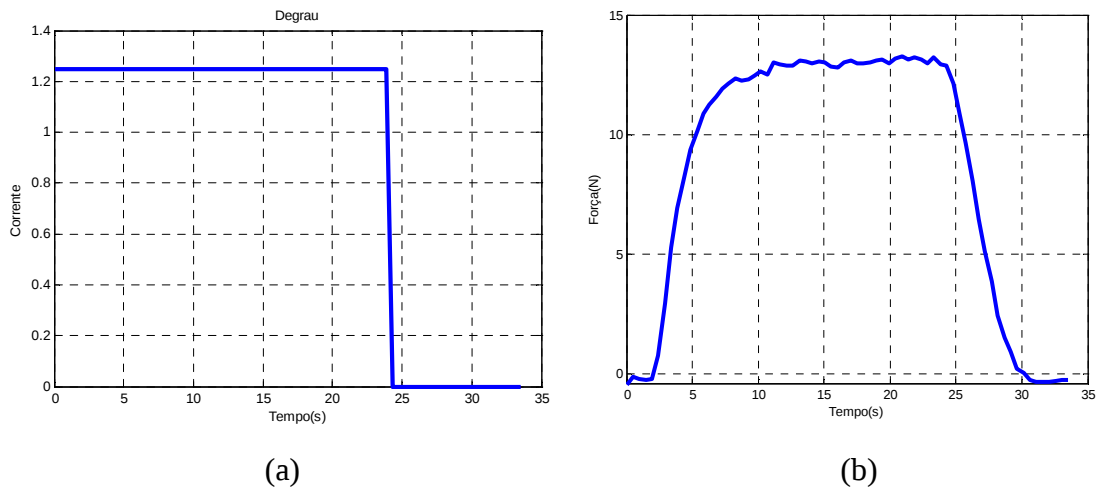


Figura 4.7 – Resposta em força da ativação do fio de LMF no MA. a) Degrau de corrente e b) Força gerada.

É possível verificar na Figura 4.7(b) que a força gerada no fio atuador quando se restringe a sua extremidade, é da ordem de 13 N. Para verificação do Δl , uma extremidade do fio atuador ficou engastada e a outra extremidade ficou presa a mesma mola utilizada no sistema livre. Aplicou-se novamente um degrau de corrente e verificou-se o seu deslocamento efetuado pelo fio. Na figura abaixo é possível observar o resultado do ensaio.

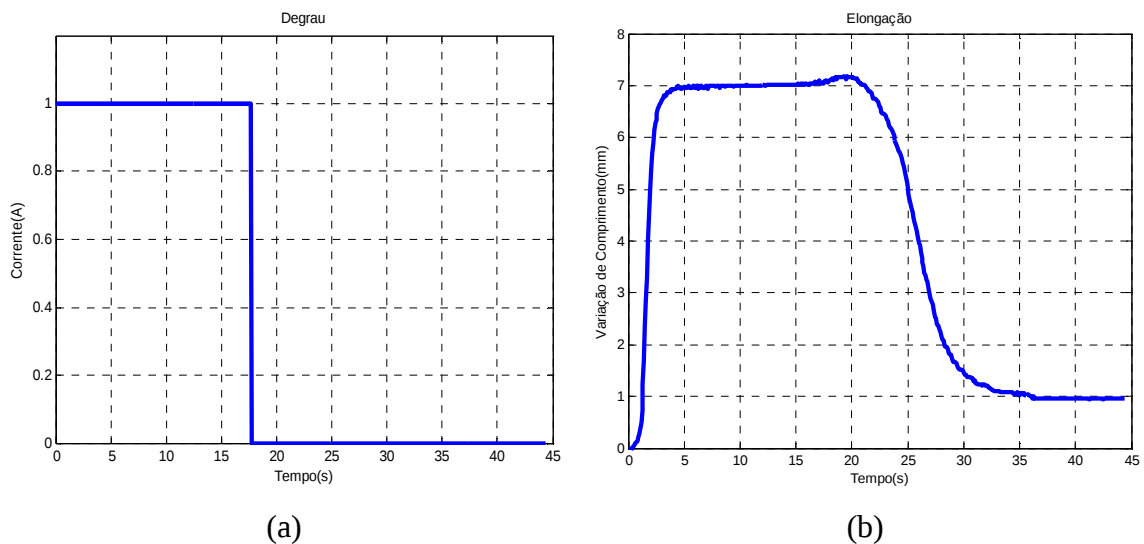


Figura 4.8 – Resposta em deslocamento da ativação do fio LMF no MA. a) Degrau de corrente e b) Variação de comprimento (Δl).

Verificou-se que o fio de LMF nas condições impostas do MA, conseguiu atingir um Δl de 7 mm, isto representa uma contração de 2,12%. É apresentado na Figura 4.9 um gráfico com a diferença entre o fio esticado e o MA.

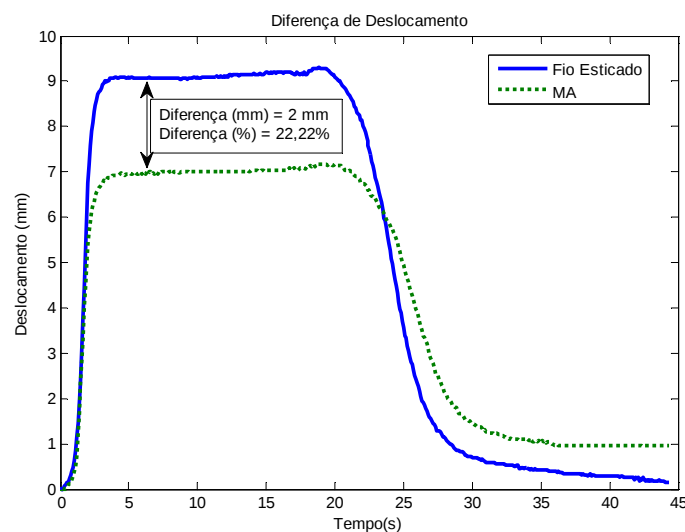


Figura 4.9 – Comparativo do deslocamento do fio de LMF no sistema esticado e no MA.

Com base no cálculo da constante elástica da mola, K , verificou-se qual seria a força que a mola estaria exercendo no sistema. O valor encontrado da força máxima foi de 0,33 N. Com objetivo de averiguar qual a magnitude do atrito gerado pelas polias no MA, realizou-se um ensaio com uma extremidade fixada na mola e a outra extremidade fixada na célula de carga. O resultado deste ensaio é apresentado na Figura 4.10.

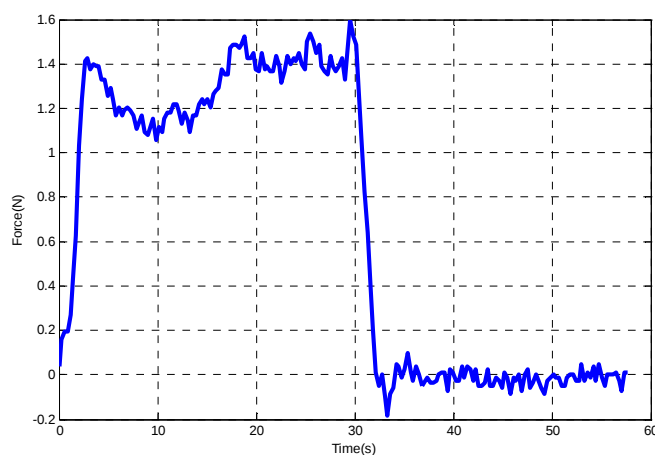


Figura 4.10 – Gráfico da força gerada no MA.

Como neste ensaio foi instalado a mola em uma das extremidades, o resultado previsto é que a célula de carga receberia a força elástica da mola, entretanto o atrito das polias mostrou-se bastante relevante. A força exercida pela mola foi de aproximadamente 0,33 N e a célula de carga capturou uma força de até 1,5 N, concluindo com isto que o sistema de bobina gera uma força de atrito de

aproximadamente 1,17 N. É possível visualizar na Figura 4.10 uma região de vale, próximo aos 10 s, e logo em seguida uma força crescente novamente. Isto ocorre devido ao deslizamento do fio dentro da polia, que em alguns instantes torna-se mais fácil e em outros mais difíceis.

4.4 TESTE DE VALIDAÇÃO DO SENSOR

Os sensores utilizados neste trabalho foram às fitas resistivas Flexsensor que possuem a característica de variar sua resistência elétrica quando são submetidas a uma deformação. Na Figura 3.11 foi apresentada uma imagem desses sensores.

Como forma de caracterizar o Flexsensor e verificar a curva de linearidade de sua resposta, montou-se uma bancada de testes que é possível ser visualizado na Figura 4.11.

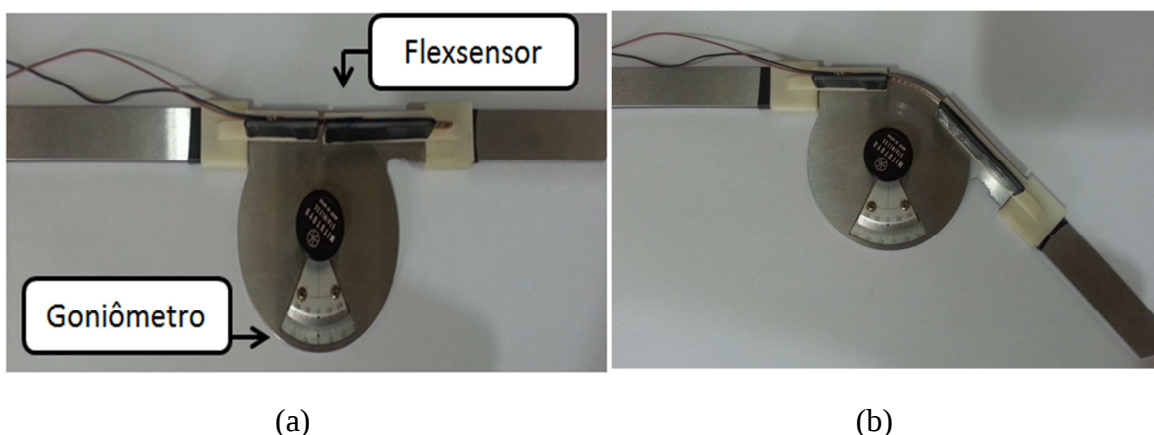


Figura 4.11 – Imagem do dispositivo acoplado com o goniômetro. a) Sensor na posição inicial. b) Sensor com 45°.

O experimento para identificar a curva de resposta do sensor foi realizado com uma variação de 0 a 60°. O sensor fica ligado a uma ponte de Wheatstone que nada mais é que um circuito sensível a pequenas variações de resistências e que pode ser facilmente implementado. Na Figura 4.12 pode ser visualizado a curva de resposta do sensor.

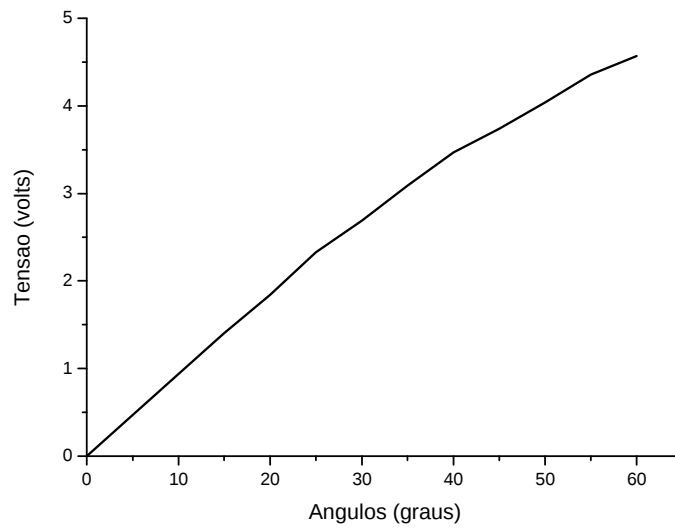


Figura 4.12 – Curva de resposta do Flexsensor.

Para validar os resultados que estavam sendo obtidos pelo Flexsensor, foi necessário comparar este método de medição com um método convencional, no caso, medição sem contato realizado por processamento de imagens. Para o processamento de imagem foi usado um sistema de visão computacional que foi composto por uma câmera e um programa para processamento das imagens. A escolha por este método deu-se devido a facilidade de implementação e por serem largamente aplicados na realização de medições sem contato. Mesmo em situações complexas estes sistemas apresentam um alto desempenho. Na Figura 4.13 é possível visualizar o resultado obtido.

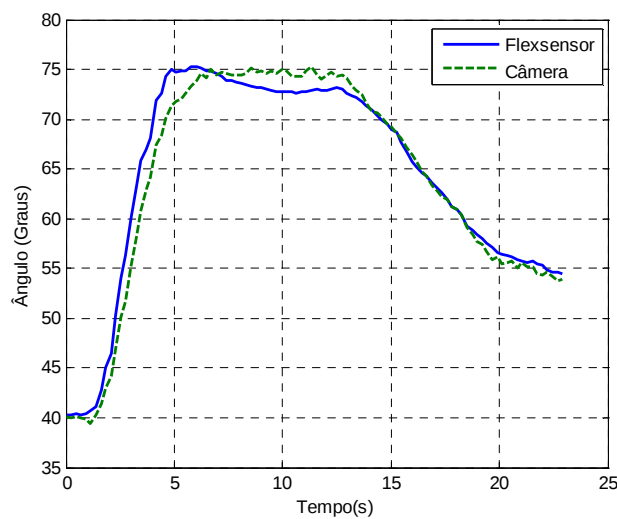


Figura 4.13 – Comparação entre as medições do Flexsensor e de uma Câmera para uma falange proximal em malha aberta.

É possível perceber que existe uma pequena diferença entre as duas medições. A máxima diferença encontrada foi de 2°. Esta pequena variação ocorreu apenas no período de estabilização superior da Figura 4.13. Isto possivelmente ocorreu devido ao Flexsensor está conectado diretamente ao dedo captando as pequenas variações de movimento, enquanto que com a câmera essas variações não são percebidas. A câmera utilizada neste trabalho para fazer a captura dos pontos previamente determinados foi uma câmera da *Microsoft*, modelo *Lifecam VX- 800*.

4.5 TESTES DE ACIONAMENTO DE CADA DEDO

Foram realizados testes de acionamento para cada dedo individualmente para posteriormente fazer o acionamento de toda a mão robótica. O protótipo de cada dedo construído neste trabalho possui três falanges, sendo duas ativas e uma passiva, exceto o polegar, 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 duas falanges simultaneamente. Vale ressaltar que todos os ensaios foram realizados com o protótipo dos dedos em sua posição de repouso, ou seja, Falange Proximal (FP) = 40°, Falange Medial (FM) = 15°, Falange Distal (FD) = 15° e para a Falange Medial Polegar (FMP) = 25°.

4.5.1 Falange Proximal

Foram realizados testes em cada falange proximal de cada dedo. O primeiro teste foi realizado no dedo 1 e 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 4.14.

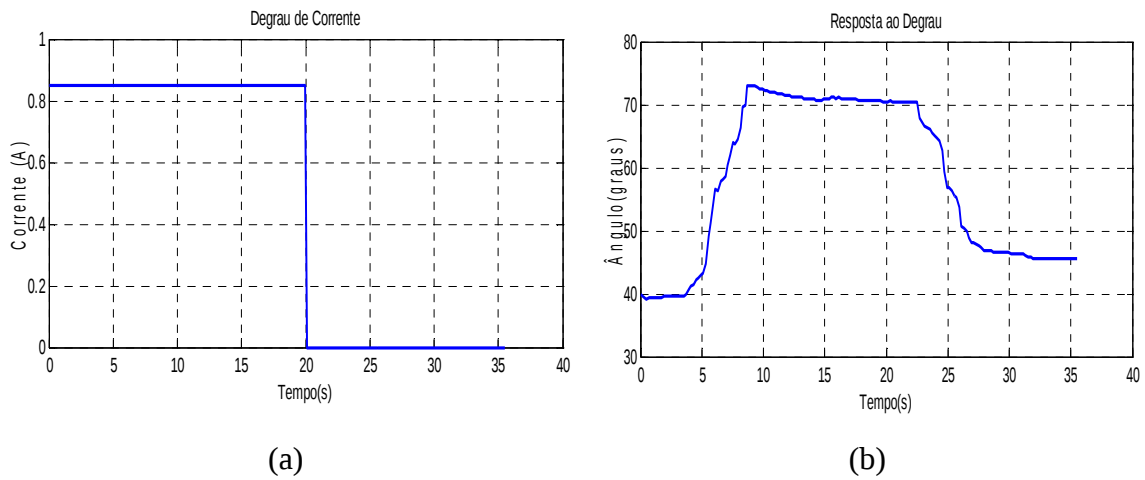


Figura 4.14 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 1 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange proximal do dedo 1 foi de 73° em aproximadamente 8 segundos. Em seguida foi realizado o acionamento para a falange proximal do dedo 2. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.15.

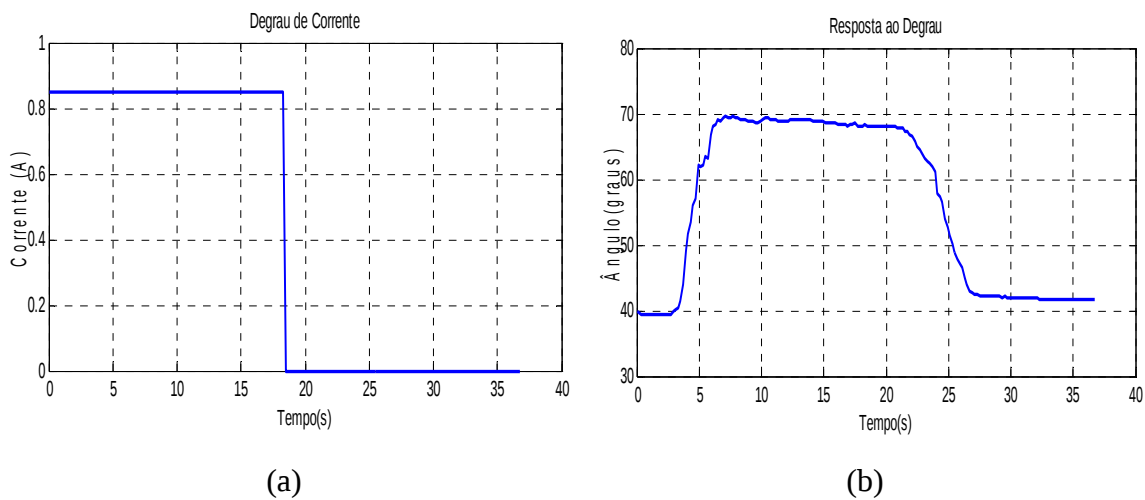


Figura 4.15 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 2 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange proximal do dedo 2 foi de 69° em 7 segundos. Em seguida foi realizado o acionamento para a falange proximal do dedo 3. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.16.

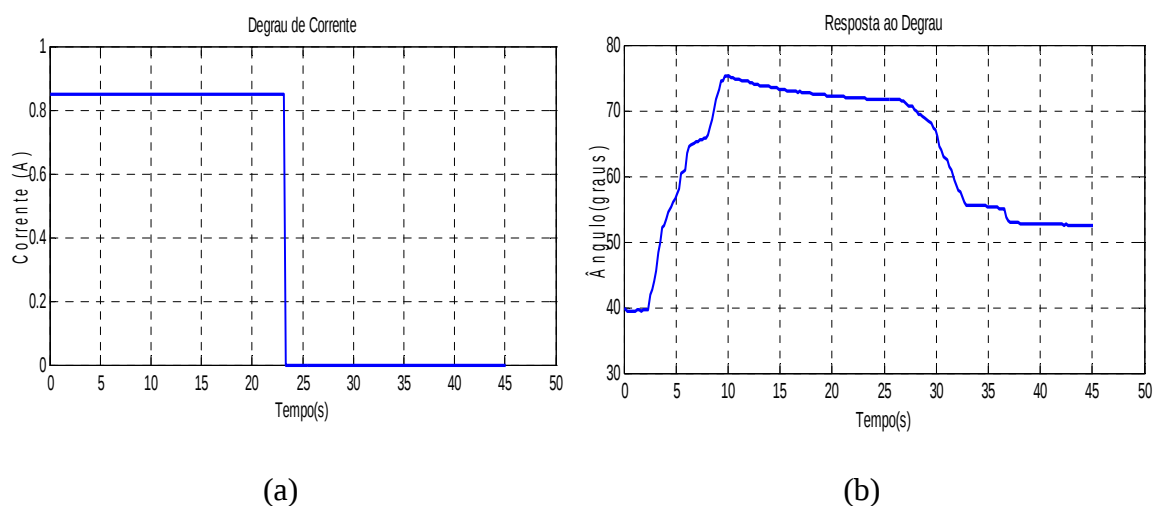


Figura 4.16 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 3 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange proximal do dedo 3 foi de 75° . Em seguida foi realizado o acionamento para a falange proximal do dedo 4. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.17.

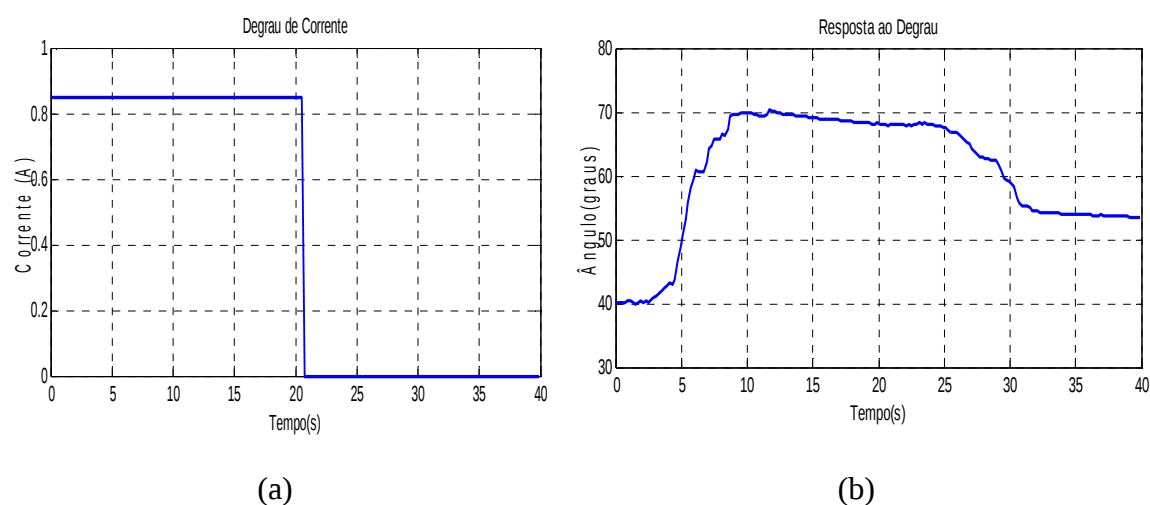


Figura 4.17 – Ativação e resposta da falange proximal do dedo 4 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange proximal do dedo 4 foi de 69° em um tempo 9 segundos. No ensaio de ativação da falange proximal todos os dedos apresentaram um ângulo residual no retorno. Esse fato ocorre devido à existência de atrito entre as partes móveis do dedo, assim como, atrito nas polias existente no músculo artificial.

Considerando que na literatura não foram encontrado resultados de ângulos formados pelas falanges de uma mão robótica acionadas por LMF, é possível comparar

os resultados obtidos com o de autores que desenvolveram apenas um dedo acionando por LMF. Por exemplo, os resultados apresentados por Bundhoo et al. (2008) e Ko et al. (2011) com relação aos ângulos das falanges proximais foram inferiores aos valores de ângulos apresentados neste trabalho.

Após a verificação da capacidade das falanges proximais em atingir o ângulo máximo em malha aberta, instalou-se o sensor, descrito na seção 3.2, para fechar a malha do controle e assim poder realizá-lo por meio da técnica *fuzzy*. Realizou-se testes para ativação de uma sequência de ângulos propostos para a falange proximal do dedo 1. O resultado obtido encontra-se apresentado na Figura 4.18.

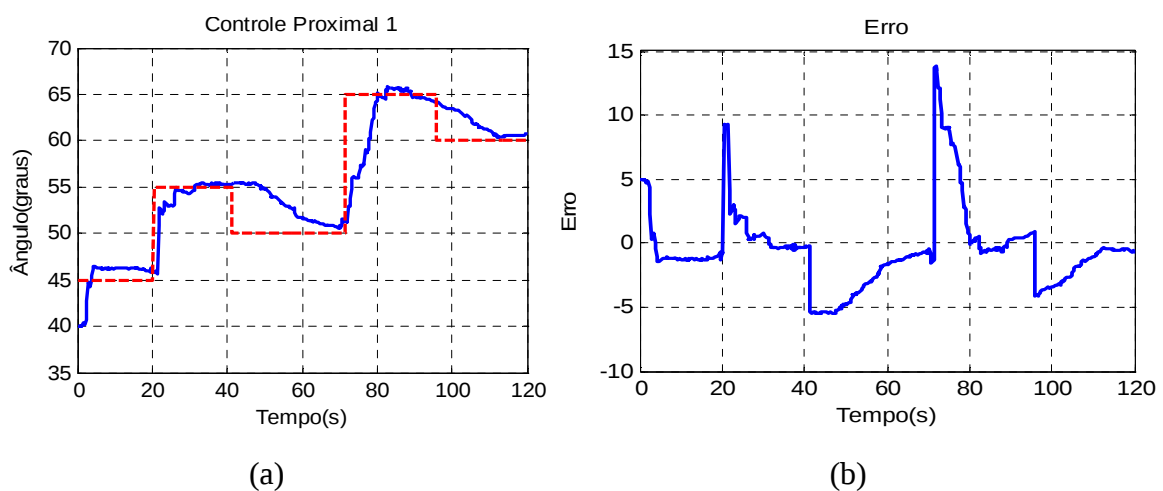


Figura 4.18 – Controle da falange proximal do dedo 1 em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.

Na Figura 4.18 são apresentados alguns ângulos de referência (linha tracejada - vermelha) impostos para a falange proximal e os ângulos respectivamente medidos (linha contínua - azul), e o gráfico de erro calculado para cada intervalo (Figura 4.18b). Neste ensaio, o maior erro medido foi de $1,2^\circ$ em regime permanente e o maior tempo de estabilização foi de 21 segundos. O mesmo teste foi realizado com a falange proximal do dedo 2 mudando apenas as referências. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.19.

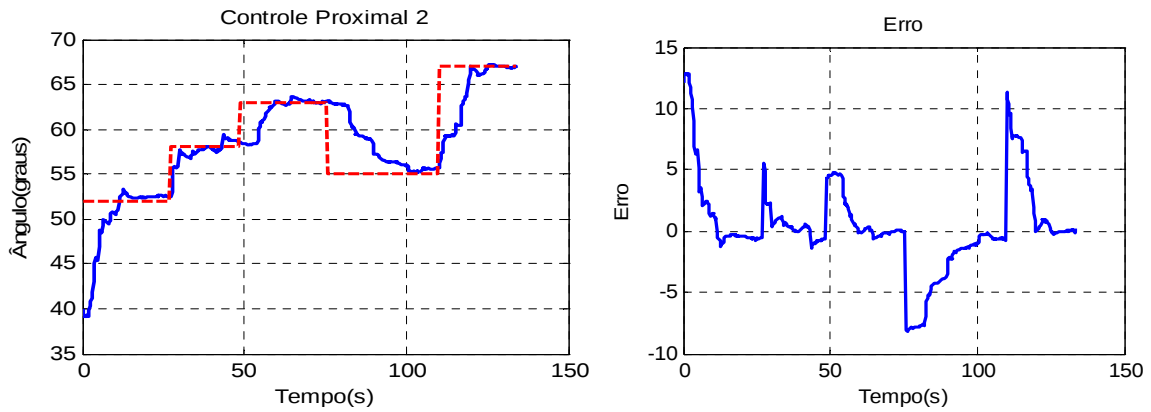


Figura 4.19 – Controle da falange proximal do dedo 2 em malha fechada . a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.

Vale ressaltar que que se faz necessário realizar testes individualmente para cada falange, pois cada dedo possui pequenas diferenças entre eles, seja nas dimensões, seja na alocação dos músculos artificiais, e com isto, é necessário averiguar cuidadosamente cada falange para posteriormente realizar pequenos ajustes no sistema de controle. Nesta falange, o maior erro foi de $0,8^\circ$ e maior tempo de estabilização foi de 25 segundos. Realizou-se o teste semelhante ao anterior na falange proximal do dedo 3, mudando apenas as referências. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.20.

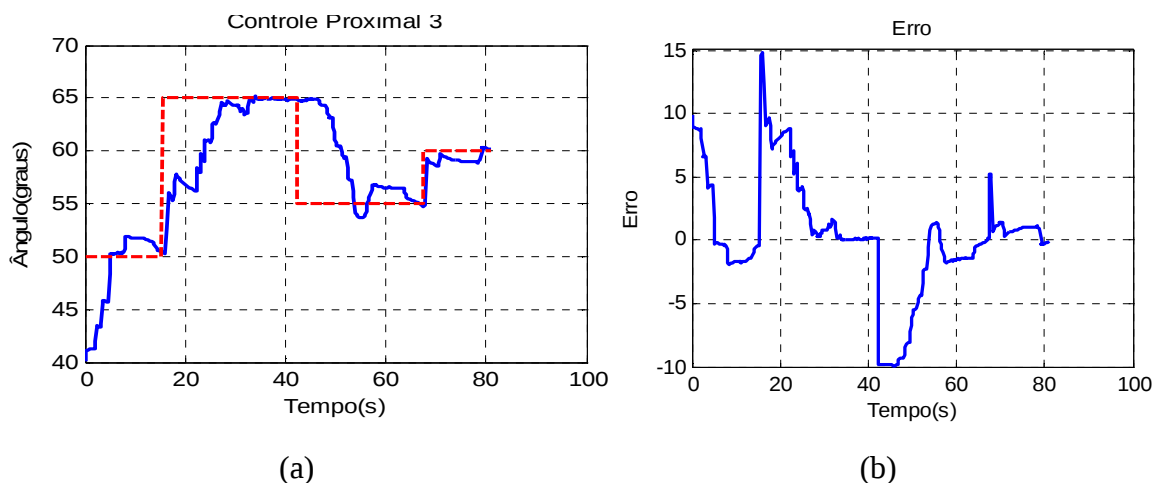


Figura 4.20 – Controle da falange proximal do dedo 3 em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.

Na falange proximal 3 observou-se que o maior erro foi de $1,7^\circ$ e o tempo máximo para estabilizar foi de 21 segundos. Por fim, foi realizado o teste na falange proximal do dedo 4. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.21.

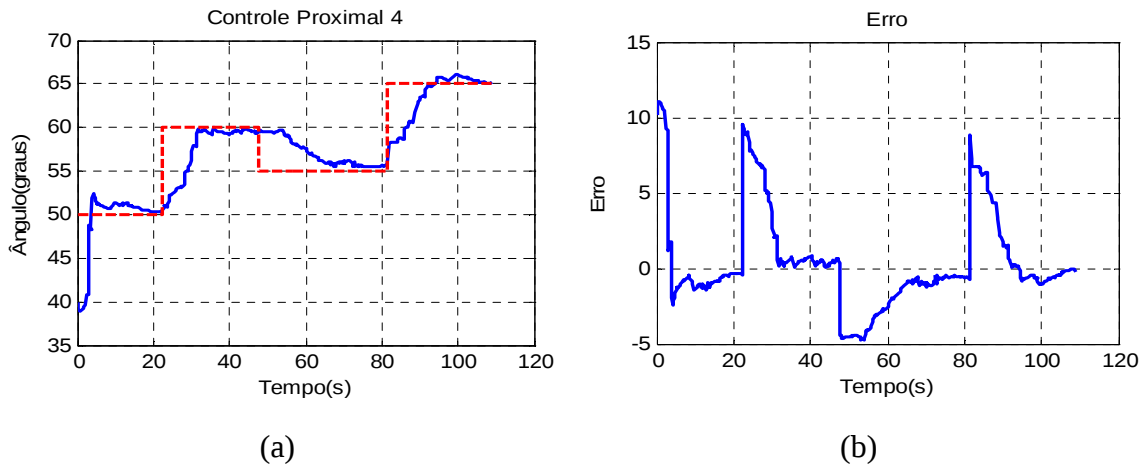


Figura 4.21 – Controle da falange proximal do dedo 4 em malha fechada. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro absoluto em graus.

Para esta última falange, foi verificado um erro máximo de $0,4^\circ$ e o maior tempo de estabilização de 22 segundos. É possível observar que os tempos de estabilização maiores ocorrem nos intervalos onde a falange necessita sair de um ângulo maior para uma referência menor, isto acontece devido à dificuldade de resfriamento natural que dos fios de LMF.

Após finalizados todos os testes nas falanges proximais, foram realizados testes para as falanges mediais.

4.5.2 Falange Medial

Foram realizados testes em malha aberta com a falange medial para verificação do ângulo máximo possível de ser obtido, no caso 90° . Na Figura 4.22 é apresentado o resultado obtido para este teste na falange medial do dedo 1.

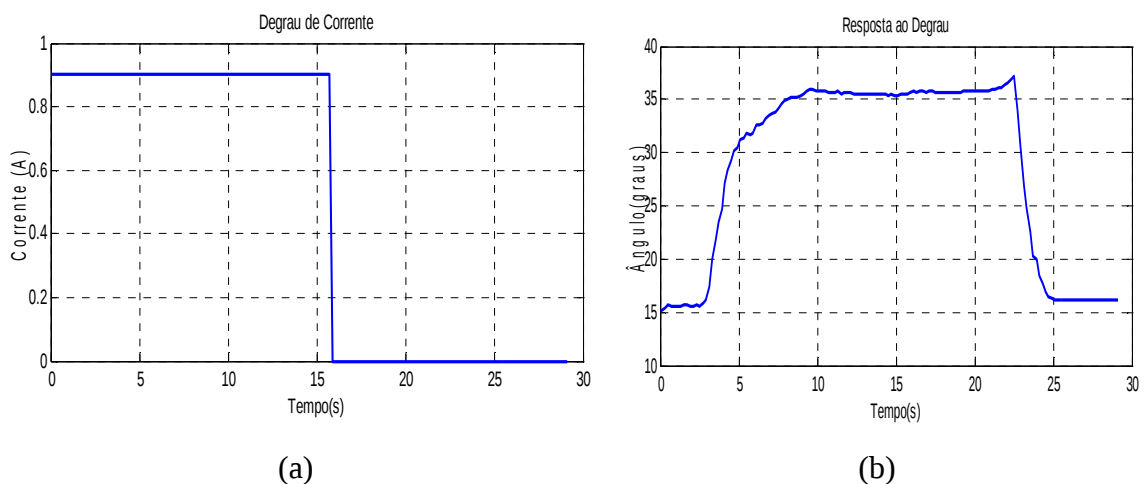


Figura 4.22 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 1 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange medial do dedo 1 foi de apenas 36° em um tempo aproximadamente de 10 segundos. A variação angular nesta falange foi bem reduzida devido ao aumento do desalinhamento entre o Músculo Artificial (MA) e o tendão a ser conectado. Na Figura 4.23 é possível visualizar a alocação destes músculos e seus respectivos tendões, tendo como siglas: Tpol (Tendão do polegar), Tm (Tendão da Falange Medial) e Tp (Tendão da Falange Proximal).

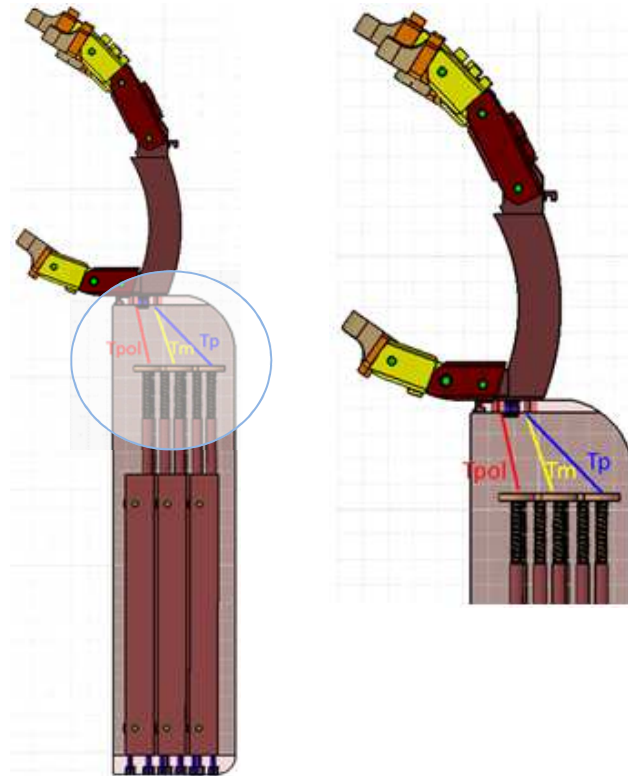


Figura 4.23 – Imagem lateral do protótipo com os tendões do dedo 1 e do polegar.

Para que pudesse ser colocado o MA responsável pelo movimento do polegar, foi necessário deslocar os dois MA's responsáveis pela falange medial e proximal do dedo 1. Com este deslocamento, o vetor responsável pela força transmitida no Tp sofreu uma decomposição e reduziu a força transmitida para a falange proximal.

Em seguida foi realizado o acionamento para a falange medial do dedo 2. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.24.

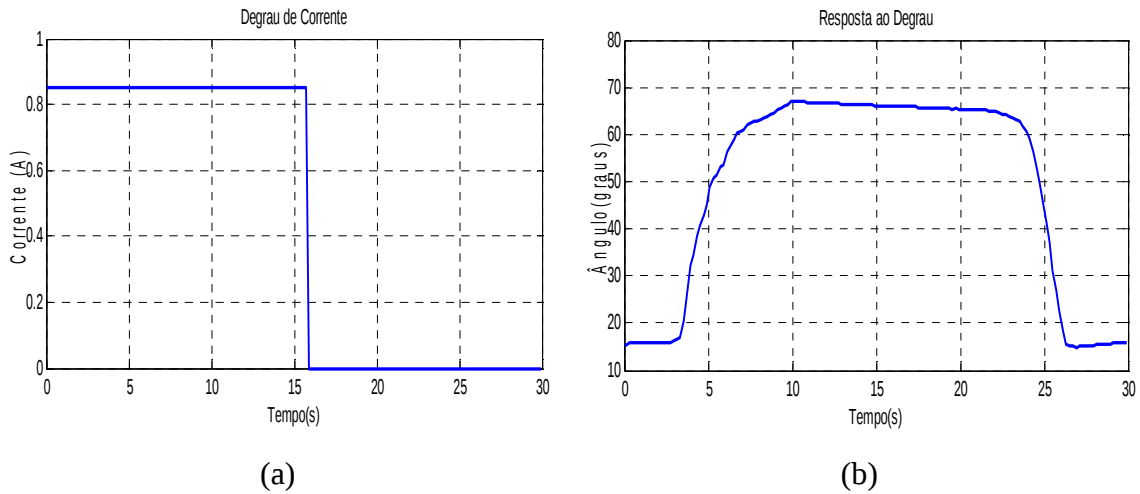


Figura 4.24 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 2 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange medial do dedo 2 foi de 68° em um tempo aproximadamente de 10 segundos. Em seguida foi realizado o acionamento para a falange medial do dedo 3. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.25.

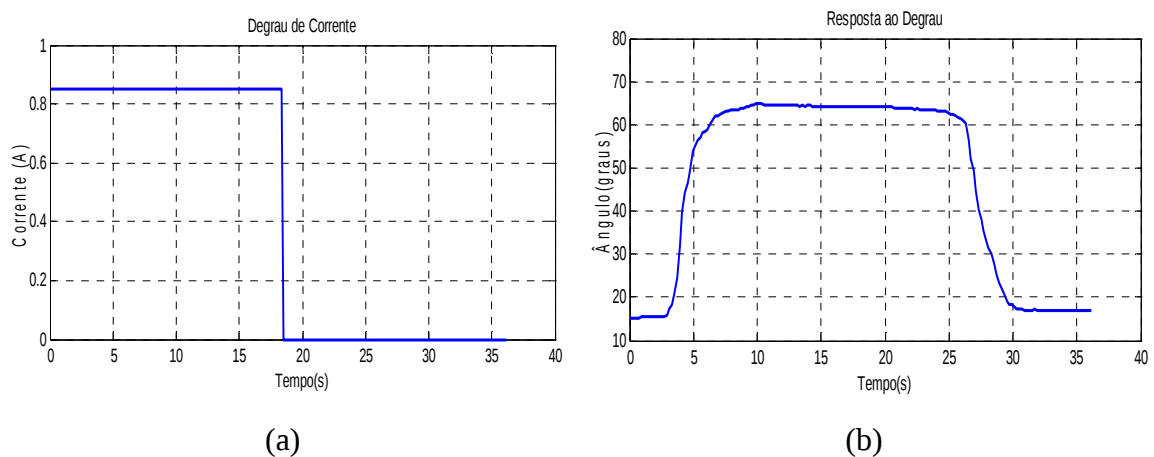


Figura 4.25 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 3 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange medial do dedo 3 foi de 65° em um tempo aproximadamente de 9 segundos. Em seguida foi realizado o acionamento para a falange medial do dedo 4. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.26.

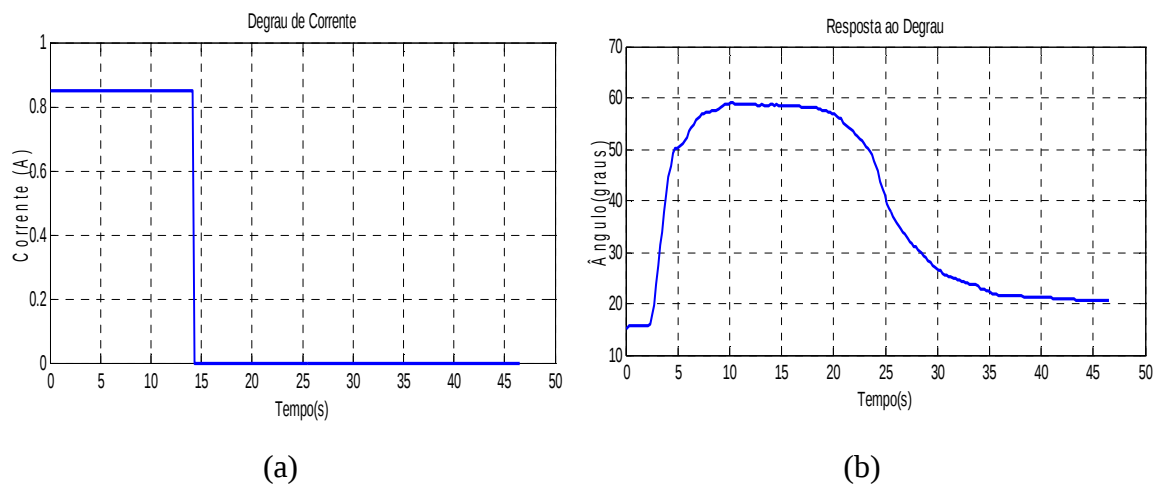


Figura 4.26 – Ativação e resposta da falange medial do dedo 4 em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange medial do dedo 4 foi de 59° em um tempo aproximadamente de 11 segundos. Em seguida foi realizado o acionamento para a falange medial do polegar. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.27.

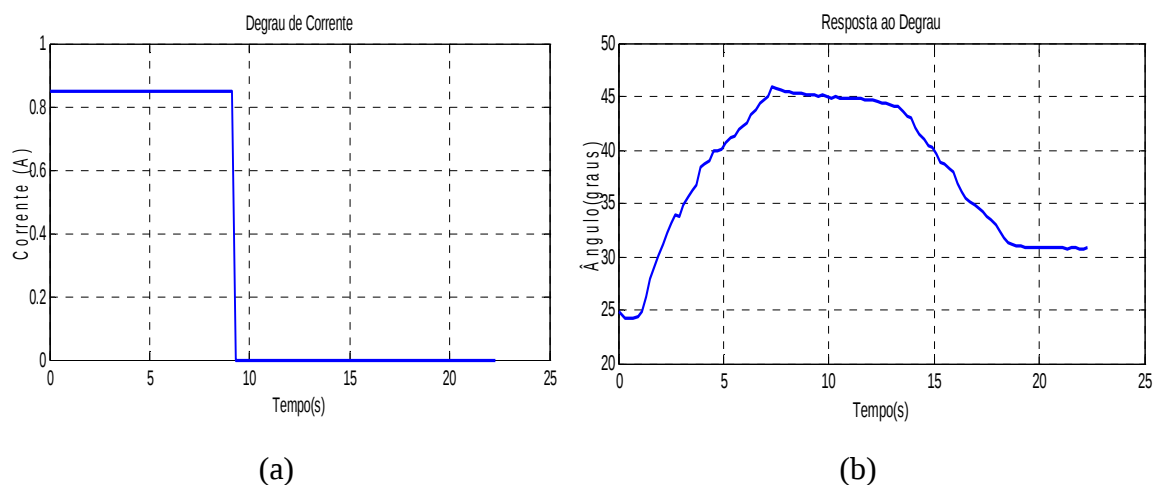


Figura 4.27 – Ativação e resposta da falange medial do polegar em malha aberta. a) Degrau de corrente de 0,85 A. b) Resposta angular em função do tempo.

O ângulo máximo alcançado em malha aberta na falange medial do polegar foi de 45° em um tempo aproximadamente de 10 segundos.

Nos ensaios de ativação da falange proximal e das falanges mediais dos dedos 1, 4 e polegar apresentaram ângulo residual no retorno. Todavia, os dois dedos 2 e 3 que tinham os MA's mais alinhados quanto ao tendão, retornaram completamente a posição inicial.

Compararam-se os resultados obtidos com aquelas disponíveis na literatura e foi possível perceber que os autores Jung, Bae e Moon (2011) obtiveram um resultado inferior ao deste trabalho para os dedos 1 e 2. Os autores Bundhoo et al. (2008) projetaram a falange medial para realizar o movimento até 100° e conseguiram 40° . Apenas a falange medial do dedo 1 deste trabalho realizou um movimento inferior ao de Bundhoo et al (2008). Quando se compara o tempo necessário para alcançar os valores máximos de ângulos das falanges, o protótipo desenvolvido nesta pesquisa consegue ser mais rápido em até 4 vezes quando comparados com trabalhos de Silva (2013) e 5 vezes com o trabalho de Bundhoo (2011).

Após a verificação da capacidade das falanges mediais em atingir o ângulo máximo em malha aberta, realizou-se o mesmo procedimento adotado para as falanges proximais quanto ao controle. Foi realizado testes para ativação de uma sequência de ângulos propostos para a falange medial do dedo 1. O resultado obtido encontra-se apresentado na Figura 4.28.

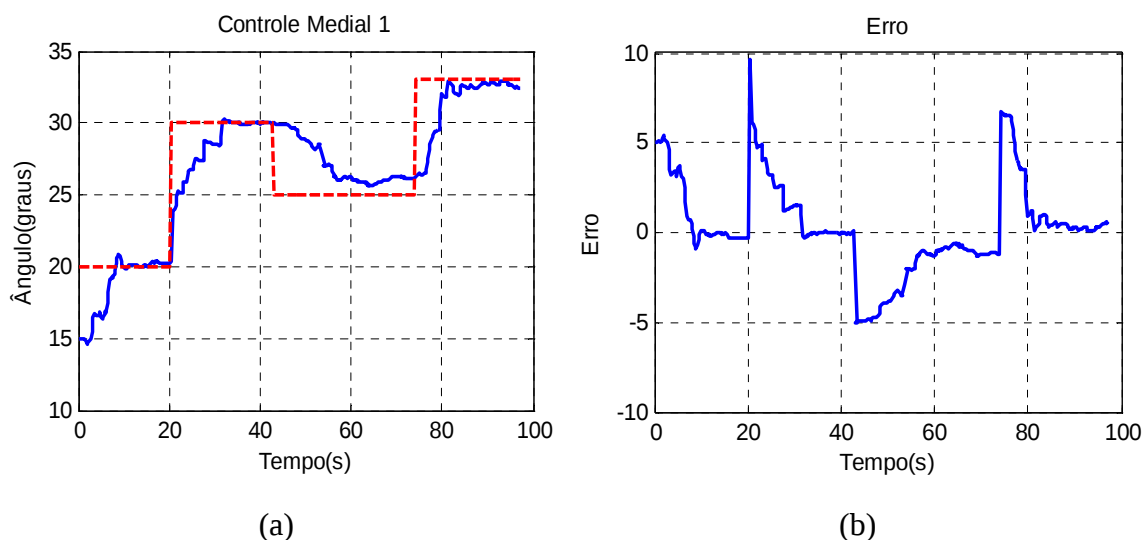


Figura 4.28 – Controle da falange medial do dedo 1 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

Conforme mencionado anteriormente, na Figura 4.28 são apresentados alguns ângulos de referência (linha tracejada - vermelha) impostos para a falange medial e os ângulos respectivamente medidos (linha contínua - azul), e o gráfico de erro calculado para cada intervalo (Figura 4.28b). Para esta falange, o erro máximo em regime permanente foi de $1,2^\circ$ e o maior tempo de estabilização foi de 20 segundos. Foi realizado o mesmo teste para a falange medial do dedo 2. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.29.

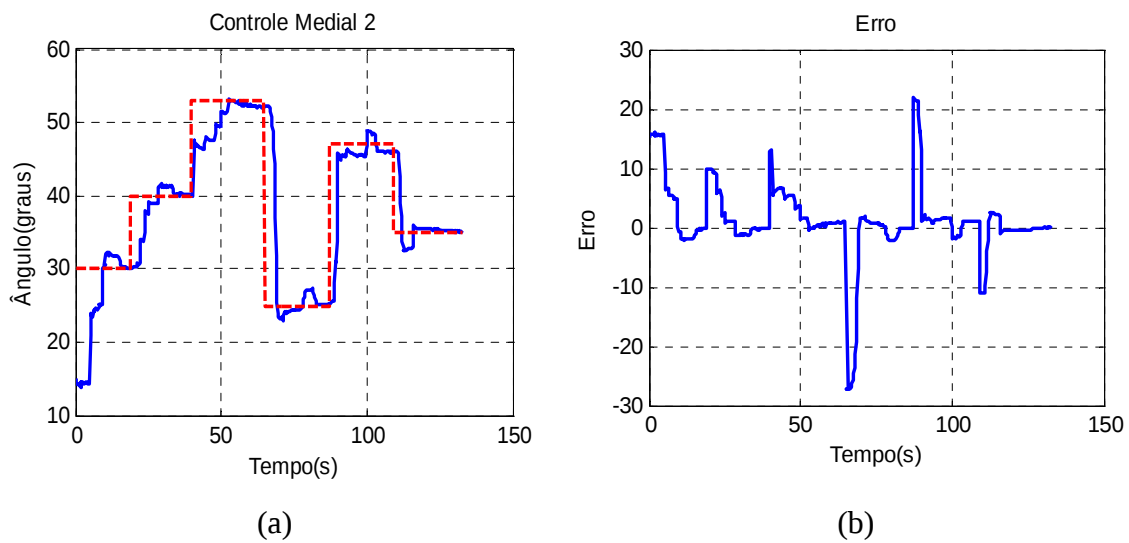


Figura 4.29 – Controle da falange medial do dedo 2 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

Para a falange medial do dedo 2, o maior tempo de estabilização foi de 15 segundos e um erro máximo em regime permanente de $0,9^\circ$. Semelhantemente a falange do dedo 2, foi realizado o mesmo teste para a falange medial do dedo 3 mudando apenas as referências. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.30.

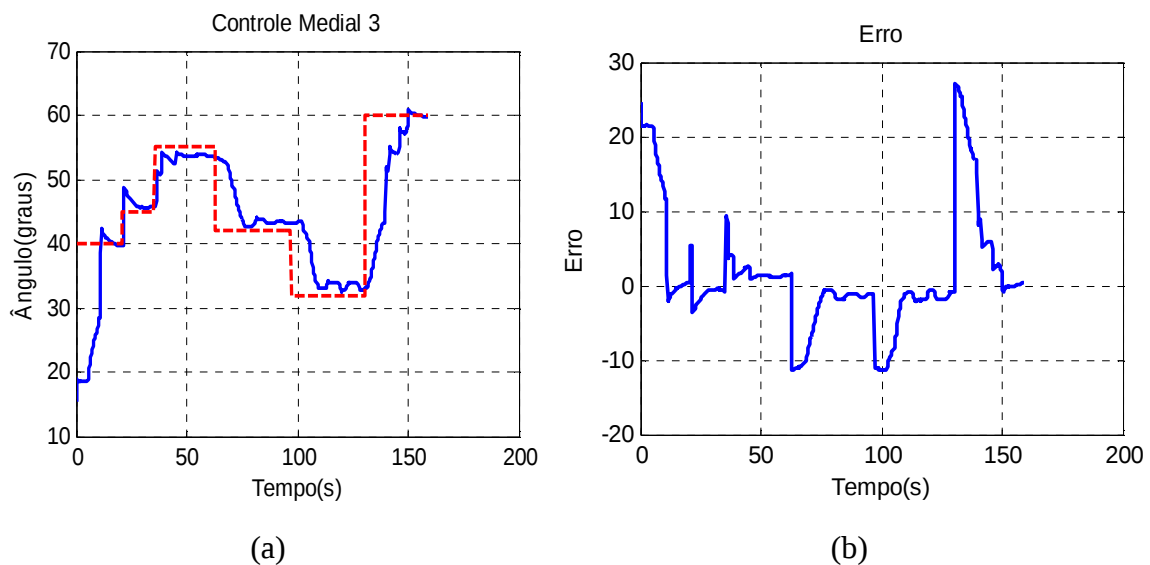


Figura 4.30 – Controle da falange medial do dedo 3 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

Para o teste anterior, obteve-se um erro máximo de $1,1^\circ$ em regime permanente e um tempo de estabilização maior de 19 segundos. Foi realizado o mesmo teste para a

falange medial do dedo 4 mudando apenas as referências. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.31.

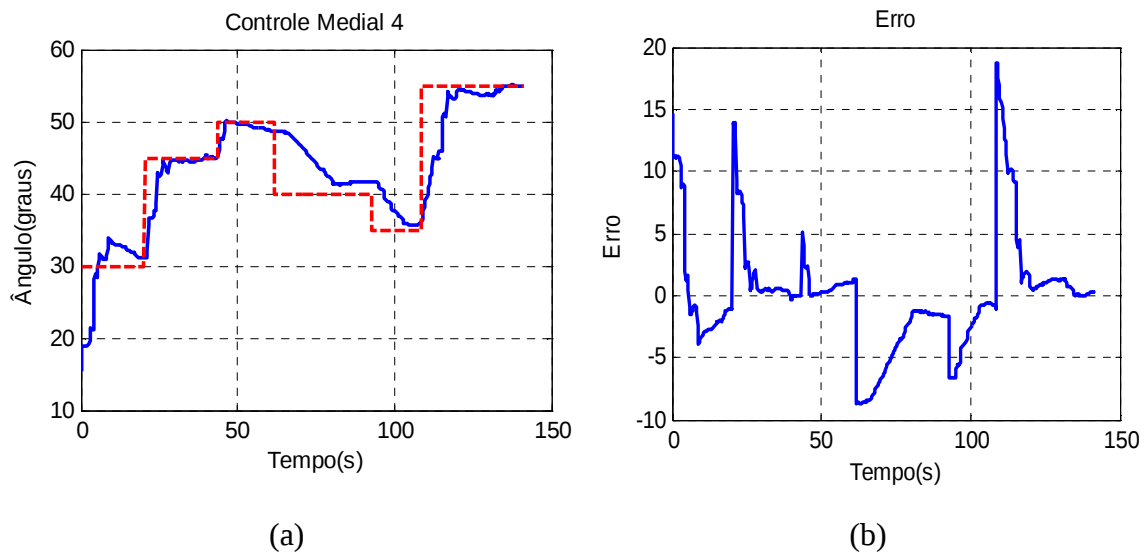


Figura 4.31 – Controle da falange medial do dedo 4 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

Para a falange medial do dedo 4, o erro máximo atingido em regime permanente foi de $1,7^\circ$ e o tempo maior de estabilização foi de 19 segundos. Por fim, foi realizado o teste para a falange medial do polegar. O resultado pode ser visualizado na Figura 4.32.

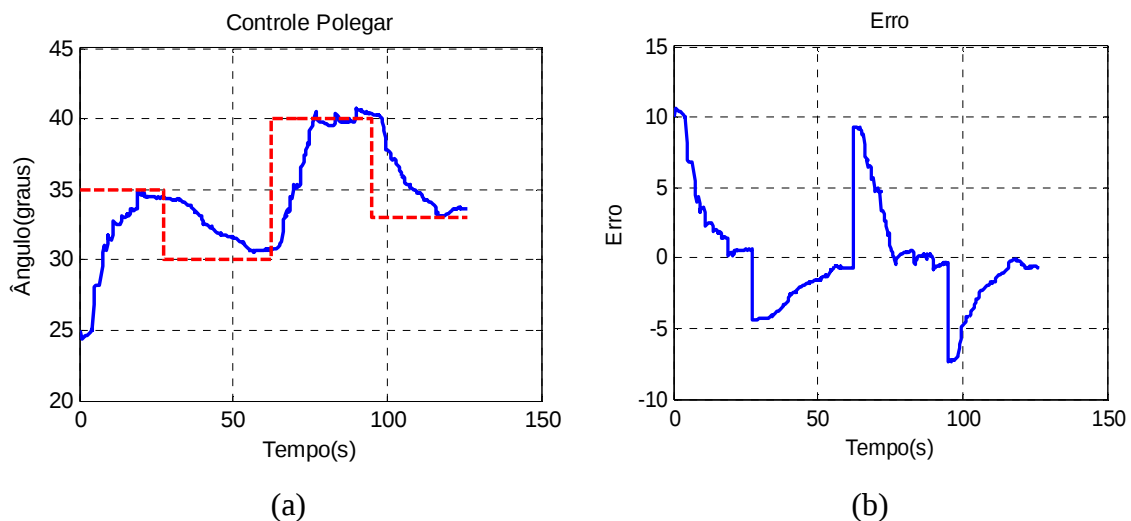


Figura 4.32 – Controle da falange medial do polegar em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

Para a falange medial do polegar o erro máximo em regime permanente foi de $0,5^\circ$ e o tempo maior de estabilização do controle foi de 27 segundos. É possível perceber um tempo relativamente alto para que o sinal se estabilize em todas as falanges. Entretanto, isto acontece nos intervalos aonde o fio necessita de resfriamento.

Depois de verificar o acionamento individual de cada falange e posteriormente fazer testes utilizando o sistema de controle desenvolvido, foi realizado o teste de acionamento da mão completa com os 9 músculos artificiais sendo ativados simultaneamente.

4.5 TESTES DE ACIONAMENTO E CONTROLE DA MÃO COMPLETA

Depois de efetuar o acionamento de cada falange individualmente, realizou-se o acionamento da mão completa. É possível visualizar na Figura 4.33 a imagem da mão com a posição final de todos os dedos.

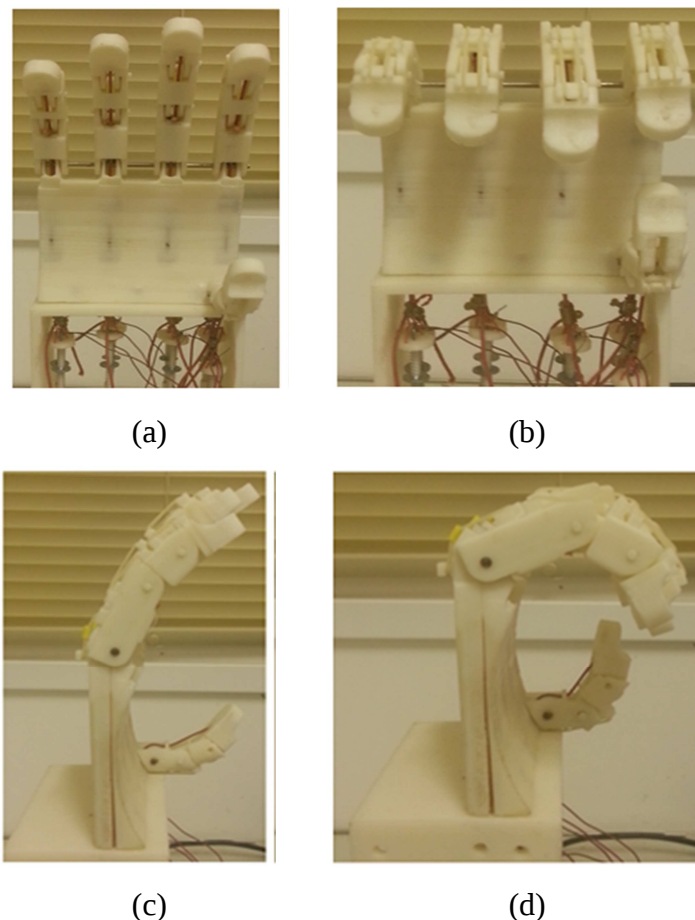


Figura 4.33 – Acionamento da mão completa sem controle. a) Vista ventral da mão sem acionamento; b) Vista ventral da mão com acionamento; c) Vista lateral sem acionamento e d) Vista lateral com acionamento.

O teste apresentado na figura acima foi realizado sem a alocação dos sensores. Submeteu-se todos os músculos artificiais, no caso os 9, a uma passagem de corrente elétrica de 0,85A. Depois de realizar os testes de controle nas falanges individualmente descritos nos tópicos 4.5.1 e 4.5.2, realizaram-se os testes em conjunto de todas as falanges.

Primeiramente o teste foi realizado com as falanges proximais e com apenas uma referência, linha contínua, que pode ser visualizada na Figura 4.34.

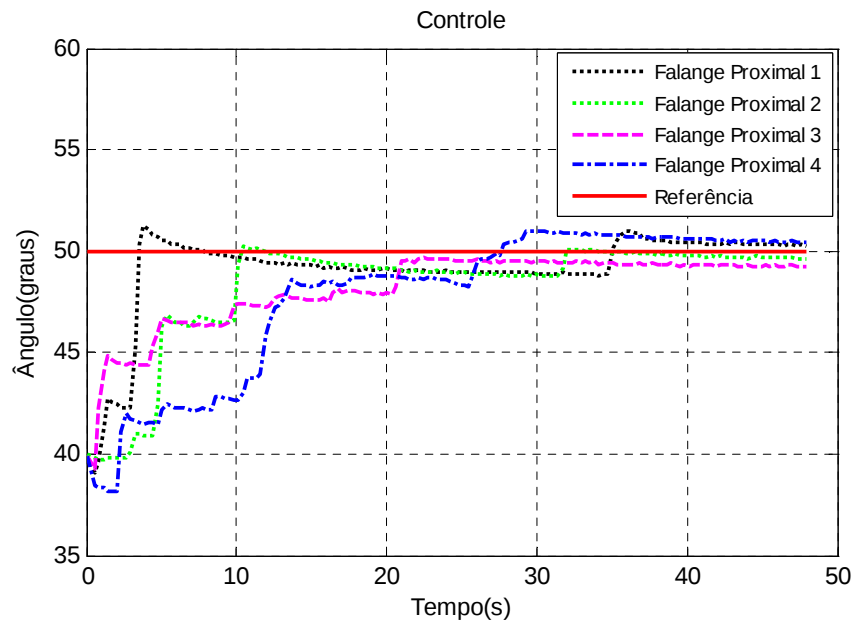


Figura 4.34 – Acionamento de todas as falanges proximais para apenas uma referência.

É possível perceber que o erro no regime permanente para todas as falanges, encontra-se na mesma faixa entre aproximadamente 1° e o tempo de estabilização ocorreu por volta de 20 segundos. Na Figura 4.35 é possível visualizar uma imagem do momento do ensaio.

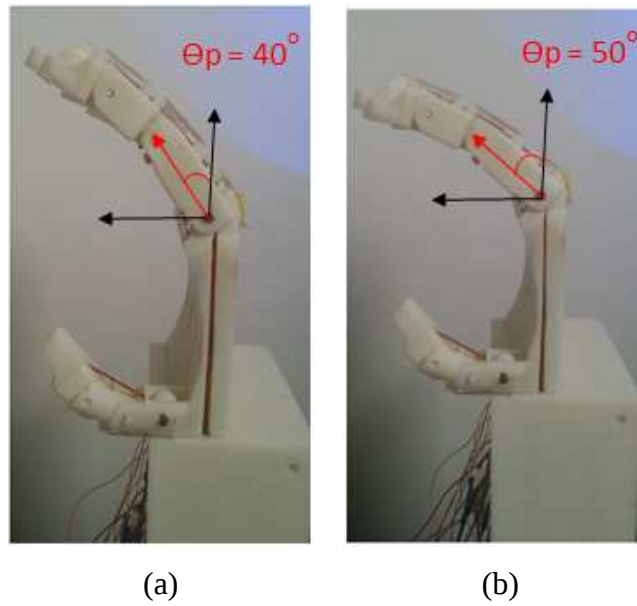


Figura 4.35 – Acionamento de todas as falanges proximais. a) Posição inicial – 40° e b) Referência – 50° .

Após verificação da resposta do controlador para uma referência de ângulo desejada realizou-se testes para ativação de uma sequência de ângulos propostos para todas as falanges proximais. Foi realizada uma sequência de ângulos de referência de 45° a 60° . O resultado obtido é apresentado na Figura 4.36.

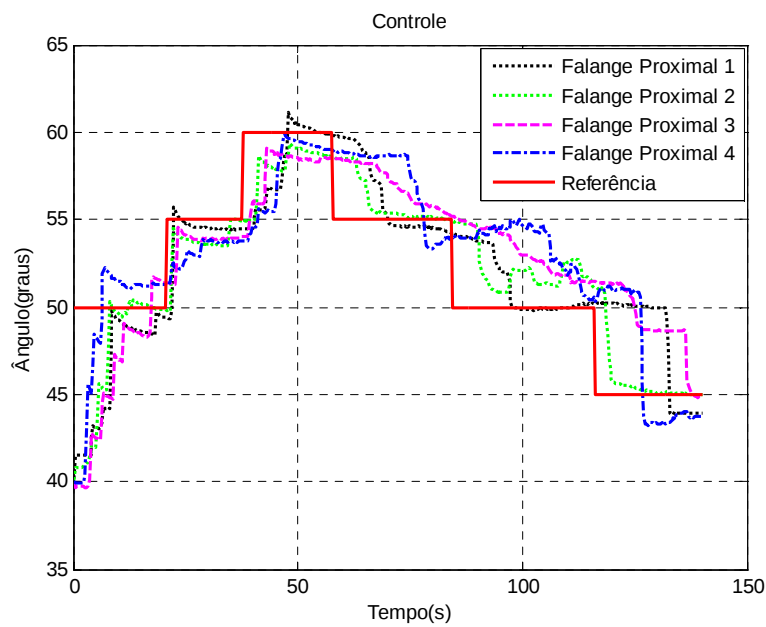


Figura 4.36 – Controle das falanges proximais em malha fechada para uma sequência de ângulos.

Para a sequência adotada acima, teve-se o maior erro em regime permanente da falange proximal 4 que foi de $1,7^\circ$. De forma semelhante, foi realizado o teste para todas

as falanges mediais com apenas uma referência, linha contínua, que pode ser visualizada na Figura 4.37.

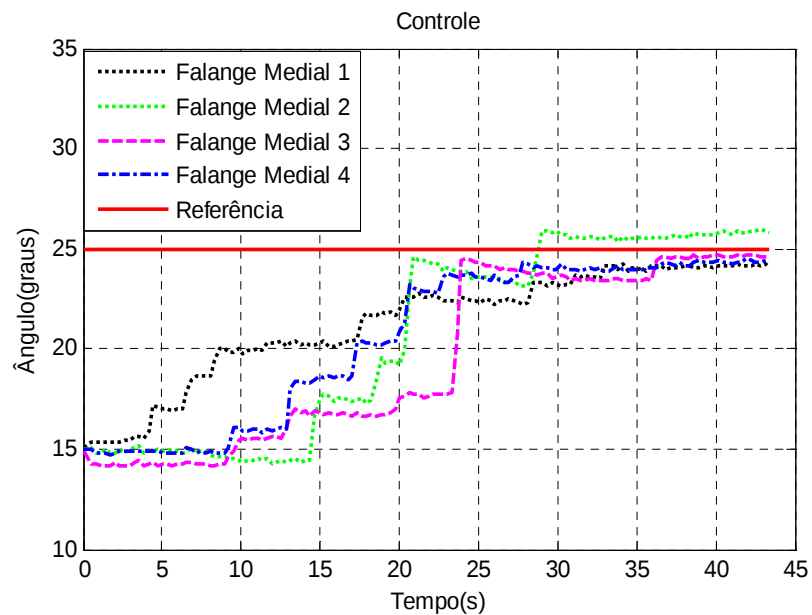


Figura 4.37 – Acionamento de todas as falanges mediais para apenas uma referência.

É possível perceber que o erro no regime permanente foi maior para a falange medial do dedo 2 ($1,5^\circ$) e para as falanges restantes, o erro ficou na mesma faixa da falange proximal (aproximadamente 1°). Na Figura 4.38 é possível visualizar uma imagem registrada do momento do ensaio.

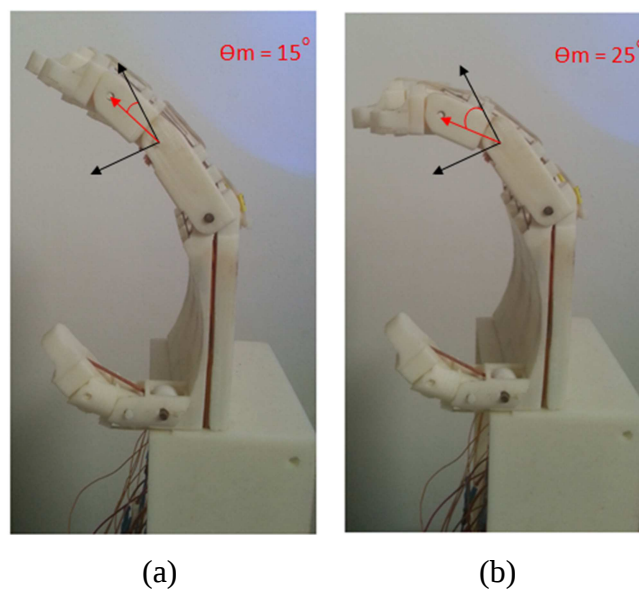


Figura 4.38 – Acionamento de todas as falanges mediais. a) Posição inicial – 15° e b) Referência – 25° .

Depois deste ensaio, realizou-se testes para ativação de uma sequência de ângulos propostos para todas as falanges mediais.

Devido a falange medial do dedo 1 ter alcançado o ângulo máximo na resposta ao degrau de 36°, conforme Figura 4.22, foi realizada uma sequência de ângulos de referência de 15° a 35°. O resultado obtido é apresentado na Figura 4.39.

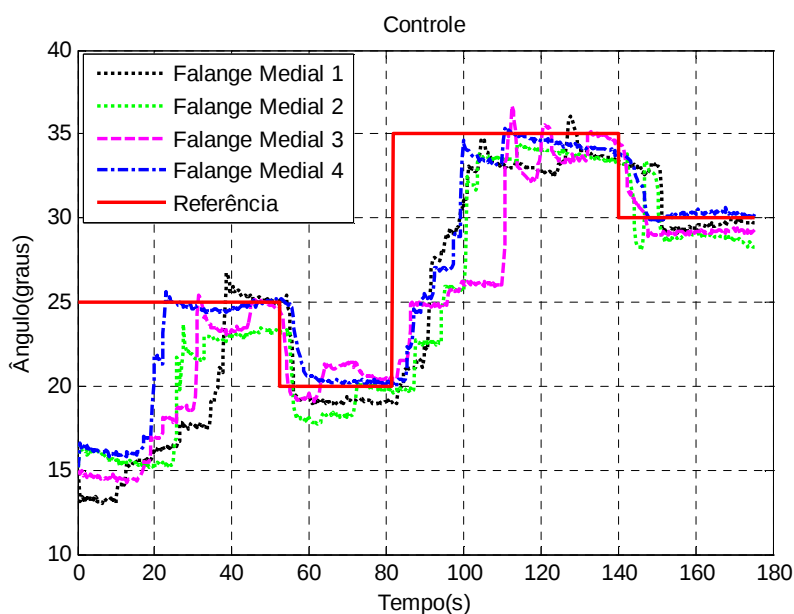


Figura 4.39 – Controle das falanges mediais em malha fechada para uma sequência de ângulos.

É possível visualizar na figura acima que as falanges acompanharam a trajetória imposta para cada momento, umas com um tempo mais rápido para alcançar a referência e outras um pouco mais lentas. Isto ocorreu principalmente devido ao atrito causado pela diferença de posicionamento dos músculos artificiais na base da mão. Entretanto, vários outros fatores contribuem para que essas diferenças aconteçam, como por exemplo, tamanhos diferentes de dedos, atritos das juntas diferentes, ou seja, a montagem da mão de modo geral. Na figura apresentada acima, teve-se o maior erro em regime permanente de 1,3° para a falange medial 2.

5 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um protótipo de uma mão robótica com 13 graus de liberdade, sendo 9 graus de liberdade ativos e 4 passivos. Todas as falanges foram acionadas por atuadores de ligas com memória de forma. A revisão na literatura realizada comprova que a aplicação de materiais inteligentes, no caso específico, as LMF, em aplicações de mãos robóticas, tem se tornado alvo de muita pesquisa na tentativa de dirimir os problemas encontrados com acionamentos convencionais. O projeto da mão robótica foi concebido em ambiente virtual e a sua fabricação foi realizada por meio de prototipagem rápida.

Uma problemática encontrada quando se trabalha com fios de LMF é a acomodação dos atuadores. Além de um sistema de atuação de forma não convencional, neste trabalho foi desenvolvido um Músculo Artificial para que de forma compacta pudesse acomodar até 1500 mm de fio. Foram realizados ensaios de geração de força e de deslocamento do MA. Uma dificuldade que surge com o MA é a geração de atrito causado pelas polias de seu sistema mecânico.

No desenvolvimento deste protótipo aplicou-se uma técnica de controle baseada em lógica *fuzzy*, para efetuar o posicionamento angular de cada falange. O erro máximo atingido pelo sistema em regime permanente foi de $1,7^\circ$.

Finalmente, constatou-se que os deslocamentos angulares realizados pelas falanges da mão robótica quando comparadas com alguns trabalhos realizados, quer seja de mão ou até mesmo de dedos robóticos, acionados por LMF, mostraram desempenho superior. Quanto ao tempo de resposta para atingir o valor máximo desejado de ângulo para cada falange, este protótipo mostrou-se superior aos encontrados na literatura internacional que também utilizam atuadores do tipo fios finos de LMF ou até mesmo os Miga Motors.

No entanto, quando se compara os resultados obtidos com tecnologias convencionais é possível perceber que os protótipos de mãos robóticas acionadas com motores, possuem respostas superiores.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

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

- Desenvolver um atuador mais compacto e com maior rendimento, ou seja, um Músculo Artificial que consiga transferir a máxima força gerada pelos fios de LMF para as falanges;
- Conceber um novo design para a mão robótica com a finalidade de diminuir os atritos entre as partes móveis, assim como também o atrito gerado pelo posicionamento dos Músculos Artificiais;
- Implementar sensores na ponta das falanges distais para que seja possível averiguar quanto de força está sendo aplicado no aperto dos dedos.

6 REFERÊNCIAS

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

ANDRIANESIS, K.; TZES, A. Development and Control of a Multifunctional Prosthetic Hand with Shape Memory Alloy Actuators. **Journal Intell Robot Syst**, May, 2014.

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.

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.

ALPINISTA, **Prótese com picareta**. Disponível em: <http://noticias.uol.com.br/ultimas-noticias/bbc/2011/04/20/proteses-com-picaretas-fazem-alpinista-amputado-voltar-a-escalar.htm>. Acesso em 27 de Fevereiro de 2014.

BAHIANA, Escola de Medicina e Saúde Pública. **O que a pintora Frida Kahlo, o atleta sul-africano Oscar Pistorius e o vilão Capitão Gancho têm em comum?** Disponível em: <http://www.isaudebahia.com.br/noticias/detalhe/noticia/o-que-a-pintora-frida-kahlo-o-atleta-sul-africano-oscar-pistorius-e-o-anti-herio-capitao-gancho-t/>. Acessado em 24 de Março de 2014.

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

BIANCARELLI, A.; COLUCCI, C. Governo tenta acabar com fila por prótese. **Folha de São Paulo** (Jornal). Reportagem publicada no Caderno “Campinas”, p. C4, 21 de agosto. 2002.

BOBLAN, I.; SCHULZ, A. A Humanoid Muscle Robot Torso with Biologically Inspired Construction. **41st International Symposium and Conference on Robotics (ROBOTIK)**. German, 2010.

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

BOGUE, R. "Artificial muscles and soft gripping: a review of technologies and applications", **Industrial Robot: An International Journal**, Vol. 39, pp.535 – 540, 2012.

BORST, C.; FISCHER, M.; HAIDACHER, S.; LIU, H.; HIRZINGER, G. DLR Hand II: Experiments and Experiences with an Anthropomorphic Hand. **Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics & Automation**. Taipei, Taiwan, September 14-19, 2003.

BUENO, R. **Principais causas associadas à não protetização segundo a percepção de pacientes amputados de membros superiores**. 2008. 18 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.

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**. 2004. 166f.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós- Graduação em Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, 2004.

CAFFAZ, A.; CANNATA, G. The Design and Development of the DIST-Hand Dextrous Gripper. **Proceedings of IEEE International Conference on Robotics & Automation Leuven**, Belgium, May 1998.

CASTILHO, W.S.; SILVA, E.P. Algumas Aplicações das Ligas com Memória de Forma-Shape Memory Alloys – SMA. **Sinergia**, v. 12, n. 1, p. 99-108, 2011.

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.

COSTA, J. **O que as linhas da palma de sua mão revelam sobre você?** Disponível em: <http://professorjosecosta.blogspot.com.br/2013/06/o-que-as-linhas-da-palma-de-sua-mao.html>. Acesso em 24 de Março de 2014.

COTEC, **Centro de ortopedia técnica**. Disponível em: <http://www.cotecbauru.com.br/site/proteses.superior.php>. Acesso em 27 de Fevereiro de 2014.

CUNHA, F. L.; **Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores**. 1999. 143f. 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**. 2002. 259f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica – Automação) – Programa de Pós- Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade de São Paulo, 2002.

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

DA SILVA, M. P. T.; EMILIAVACA, A.; LEMOS, E. P.; DE ARAÚJO, C. J.; SILVA, A. F. C. Fabricação e Caracterização de uma Viga Metamorfa de Silicose Ativada por Fios de Niti com Efeito de Memória de Forma. **VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica – CONEM**, Uberlândia, Minas Gerais, Brazil, 2014.

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.

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.

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

DLR, **DLR Hand II**. Disponível em: http://www.dlr.de/rm-neu/en/desktopdefault.aspx/tabid-3802/6102_read-8923/. Acesso em 06 de Maio de 2014.

DONG, Y.; BOMING, Z.; JUN, L. A changeable aerofoil actuated by shape memory alloy springs. **Materials Science and Engineering**, p. 243 – 250, 2008.

ENDO, T.; KAWASAKI, H.; MOURI, T.; DOI, Y.; YOSHIDA, T.; ISHIGURE, Y.; SHIMOMURA, H.; MATSUMURA, M.; KOKETSU, K. Five-Fingered Haptic Interface Robot: HIRO III. **Third Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems**. Salt Lake City, UT, USA, March 18-20, 2009.

FARIAS, J. S.; ALVES, D. N. L.; SOUTO, C. R.; SILVA, S. A.; DE ARAÚJO, C. J. Comportamento do Treinamento de Fios Atuadores com Memória De Forma Submetidos a Diferentes Amplitudes de Ondas de Corrente Elétrica. **VII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica – CONEM**, São Luís, Maranhão , Brasil. 2012

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.

FERREIRA, R. **Lesões nos Tendões Flexores**. Disponível em: <http://www.sosmaorecife.com.br/page18/page36/page33/page33.html>. Acesso em: 19 de Fevereiro de 2014.

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.

GRAAL, **Dist-Hand**. Disponível em: <http://www.graal.dist.unige.it/facilities/>. Acessado em 06 de maio de 2014.

I-LIMB ULTRA, **Touch Bionics**. Disponível em: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra#>. Acessado em 26 de Março de 2014.

JOHNSON, **Motores Piezoelétricos**. Disponível em <http://www.johnsonmotor.com/pt/industry-served/defense/hand-held/infrared-night-vision.html>. Acessado em 05 de Maio de 2014.

JUNG, S.; BAE, J.; MOON, I. Lightweight Prosthetic Hand with Five Fingers using SMA Actuator. **International Conference on Control, Automation and Systems**, Oct. 26-29, 2011 in KINTEX, Gyeonggi-do, Korea

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.

KAWASAKI, H.; KOMATSU, T.; UCHIYAMA, K. Dexterous Anthropomorphic Robot Hand With Distributed Tactile Sensor: Gifu Hand II. **IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS**, VOL. 7, NO. 3, SEPTEMBER 2002

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.

LEE, H. J.; OKAMOTO, S.; MATSUBARA, S. Development of Multi-Fingered Prosthetic Hand Using Shape Memory Alloy Type Artificial Muscle. **Computer Technology and Application**. N. 3, p. 477-484, 2012.

LEVANGIE, P. K.; NORKIN, C. C. **Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis**, 4rd ed. (F.A. David Company, Philadelphia, PA, 2005).

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.

MATTAR, E. A. Dexterous Robotics Hands : ANN Based Artificial Muscles Control. In: **UKSim 13th International Conference on Modelling and Simulation**, 2011.

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

MULTILOGICA, **Motor de passo bipolar 200 passos/volta 35x28mm 10V 500mA.** Disponível em <http://multilogica-shop.com/motor-de-passo-bipolar-200-passosvolta-35x28mm-10v-500ma>. Acessado em 02 de Maio de 2014.

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

OTSUKA, K.; REN, X. Recent developments in the research of shape memory alloys. **Intermetallics**, 7, pp. 511-528, 1999.

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.

PADILHA, A. F. **Materiais de Engenharia: Microestrutura e Propriedades.** Hemus, 2000. 343 p.

PASSO FIRME, **Próteses Vintage – A Ortopedia Técnica de Séculos Passados (Parte 3).** Disponível em: <http://passofirme.wordpress.com/2012/10/14/proteses-vintage-a-ortopedia-tecnica-de-seculos-passados-parte-3/>. Acessado em 25 de Março de 2014.

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

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.

RAPHAEL, **Robotic Hand Powered by Compressed Air and Rubber Bands.**

Disponível em:

http://www.medgadget.com/2009/05/robotic_hand_powered_by_compressed_air_and_rubber_bands.html. Acessado em 26 de Março de 2014.

RASAKATLA, S.; KRISHNA, K.M. RAMA-1 Highly Dexterous 48DOF Robotic Hand using magnetic spherical joints. **Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)**. Shenzhen, China, December 2013.

RYHANEN, J. **Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy**. 1999. 117f. Tese (Doutorado). Faculty of Medicine, Oulu University, Oulu, Finlandia, 1999.

ROBOTS, **Utah/M.I.T. Dexterous Hand close-up.** Disponível em: <http://www.computerhistory.org/collections/catalog/102693567>. Acessado em 06 de maio de 2014.

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

SILVA, A.F.C. **Desenvolvimento de um dedo robótico acionado por atuador de liga com memória de forma**. 2011. 111 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.

SILVA, A.F.C.; SANTOS, A.J.V.; SOUTO, C.R.; ARAÚJO, C.J.; SILVA, S.A. Artificial Biometric Finger Driven by Shape-Memory Alloy Wires. **Artificial Organs**, v. 37, p. 965-72, 2013.

SILVA, A. F. C.; DOS SANTOS, A. J. V.; SOUTO, C. R.; DE ARAÚJO, C. J.; SILVA, S. A. Fuzzy control system applied to a robotic finger actuated by shape memory alloys. **Brazilian Congress of Automation - CBA**, Campina Grande, Paraíba, Brazil. 2012.

SIMÕES, M. G.; SHAW, I. S. **Controle e Modelagem Fuzzy**. 2º 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.

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.

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

SUGIMOTO, Y.; NANIWA, K.; OSUKA, K. **Stability Analysis of Robot Motions driven by McKibben Pneumatic Actuator**. IEEE TAIPEI, 18 – 22 Oct.. 2010, Taiwan, 2010.

TAI, N. T.; AHNZ, K. K. Apply adaptative fuzzy sliding mode control to SMA actuator. **International Conference on Control, Automation and Systems**, 27-30 Oct. 2010, Kintex, Korea.

TEJIMA, N. 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.

TREFFER, **Maxon Motores DC.** Disponível em
<http://www.treffer.com.br/produtos/maxon/motoresdc.html#reprogram>. Acessado em 28 de Abril de 2014.

TREFFER, **Maxon Série EC.** Disponível em
<http://www.treffer.com.br/produtos/maxon/ec.html>. Acessado em 30 de Abril de 2014.

VILLARINHO, D. J. **Caracterização de uma liga NITI visando confecção e aplicação como material biomédico em órtese Grampo de Judet.** 2010. 125 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Engenharia Mecânica – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

YAMANO, I.; TAKEMURA, K. MAENO, T. Development of a Robot Finger for Five-fingered Hand using Ultrasonic Motors. **International Conference on Intelligent Robots and Systems**, IEEE Las Vegas, Estados Unidos 2003.

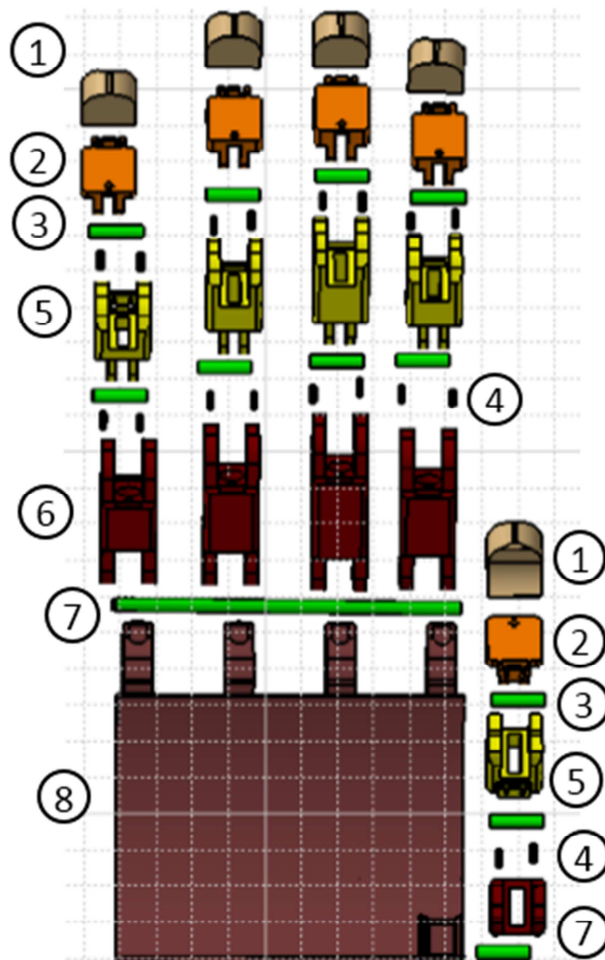
YAMANO, I.; MAENO, T. Five-fingered Robot Hand using Ultrasonic Motors and Elastic Elements. **International Conference on Robotics and Automation**, IEEE Barcelona, Espanha 2005.

ZHANG, S.; LIU, B.; WANG, L.; YAN, Q.; HUAT, K. L.; YANG, J. Design and Implementation of a Lightweight Bioinspired Pectoral Fin Driven by SMA. **Mechatronics**, V. PP, p.1-13, 2014.

ÍNDICE

APÊNDICE A

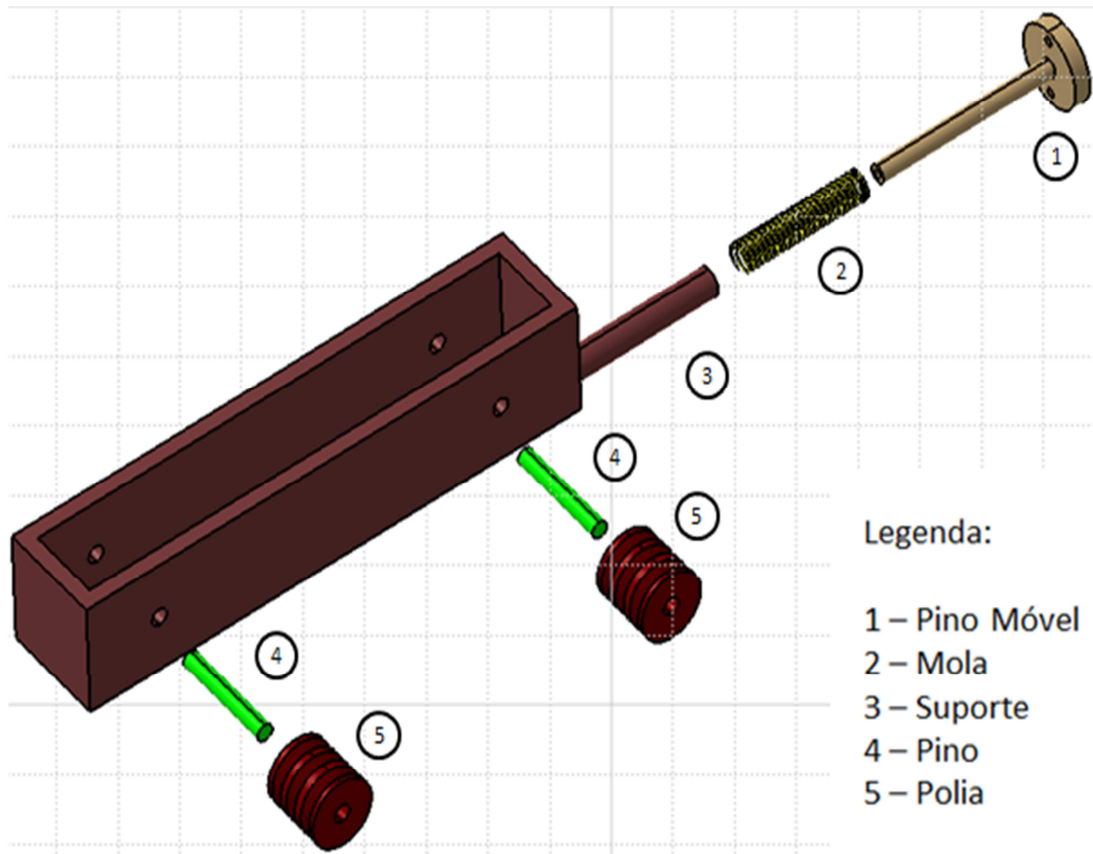
Vista Explodida da Mão Robótica



Legenda:

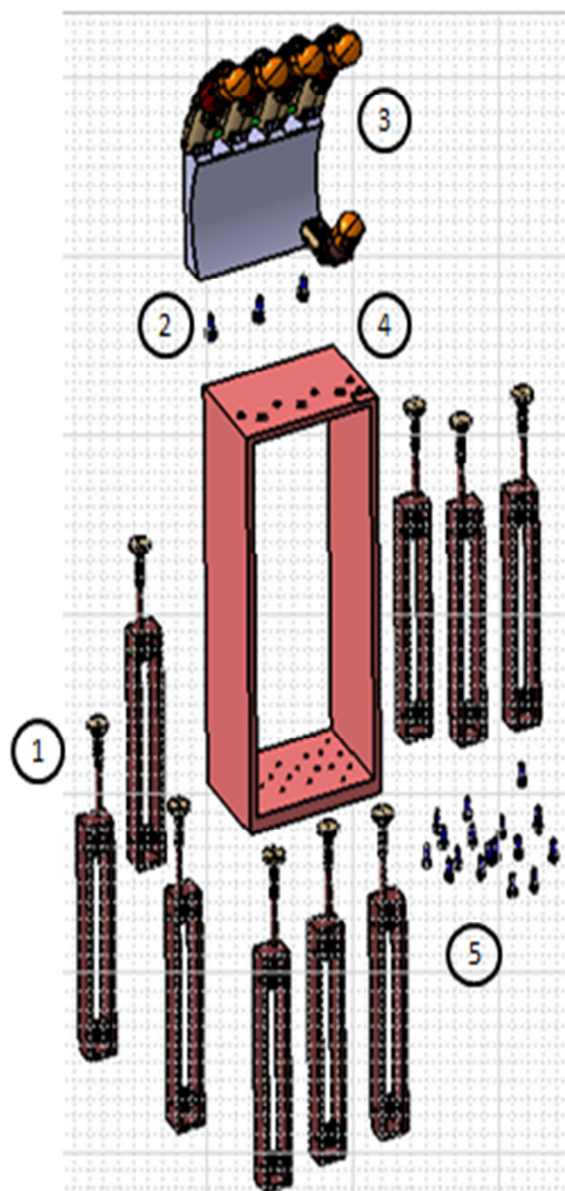
- 1) Unha
- 2) Falange Distal
- 3) Pino Inter Falange
- 4) Rolamentos
- 5) Falange Medial
- 6) Falange Proximal
- 7) Pino Base
- 8) Palma

APÊNDICE B
Vista Explodida do Músculo Artificial



APÊNDICE C

Vista Explodida do Conjunto Completo

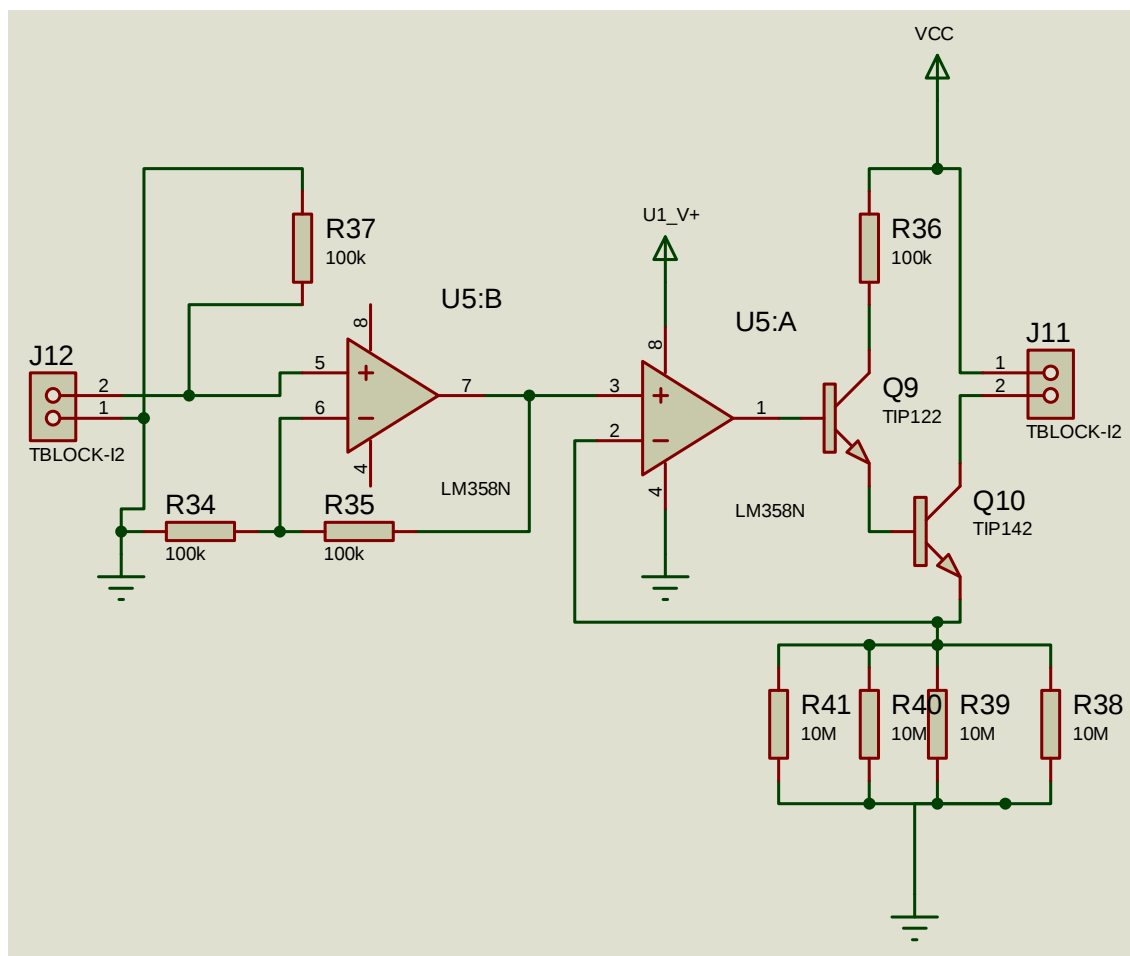


Legenda:

- 1 – Músculo Artificial
- 2 – Parafuso Allen Ø 4mm
- 3 – Protótipo da Mão
- 4 – Antebraço
- 5 – Parafuso Allen Ø 3mm

APÊNDICE D

Circuito de Potência



(OS RESISTORES R38, R39, R40 3 R41 SÃO DE 10 OHMS)

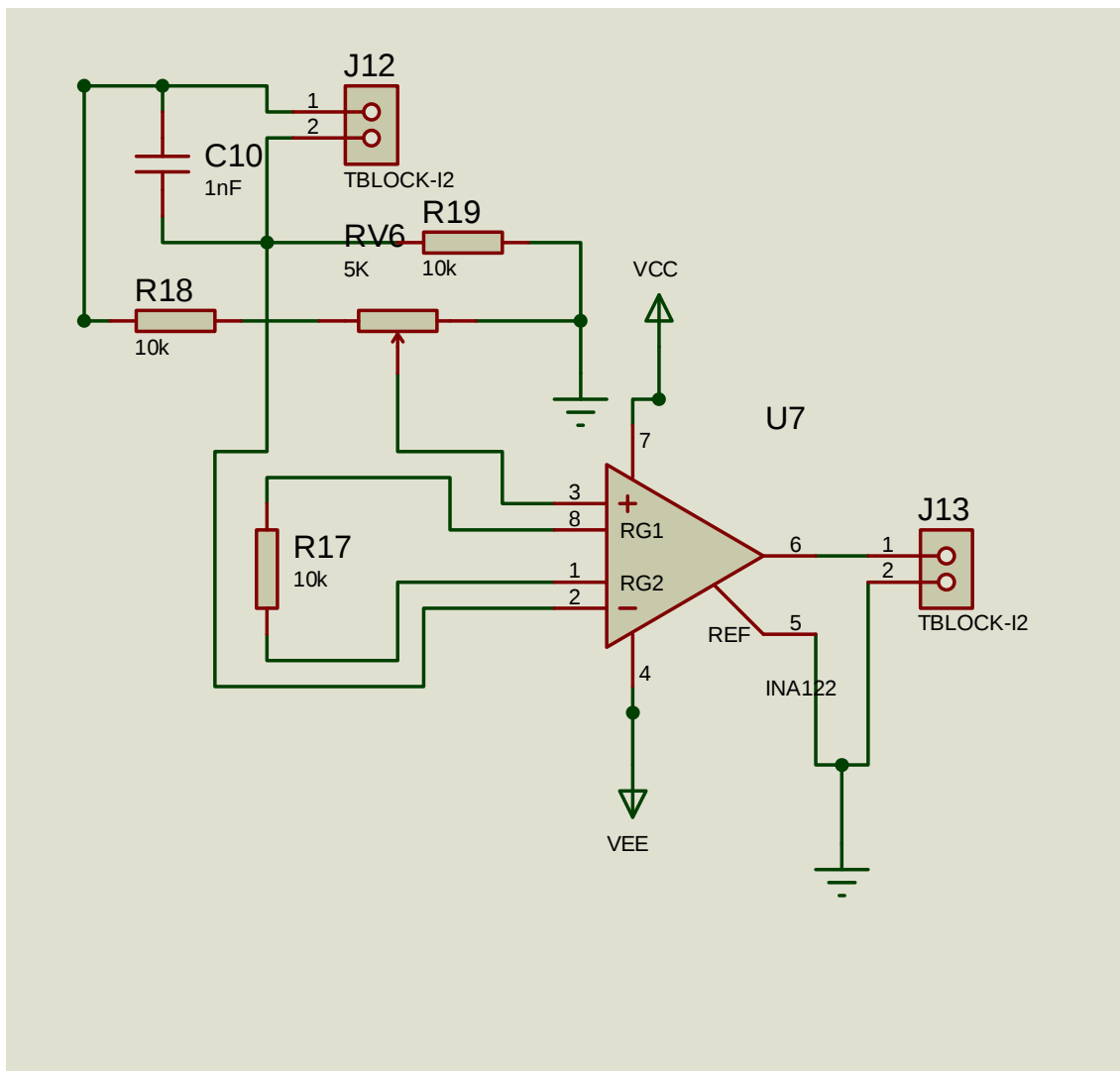
Para a ativação dos 9 Músculos Artificiais foram necessários a fabricação de 9 circuitos idênticos ao que está mostrado na figura acima.

A Lista de todos os componentes utilizado na fabricação desta placa segue abaixo:

- 72 resistores;
- 9 LM 358;
- 9 TIP 122;
- 9 TIP 142;
- 18 Bornes de 2 entradas.

APÊNDICE E

Circuito do Sensor



Foram desenvolvidos 9 circuitos idênticos ao mostrado na figura acima.

A Lista de todos os componentes utilizado na fabricação desta placa segue abaixo:

- 27 resistores;
- 9 Trimpots;
- 9 INA122;
- 18 Bornes de 2 entradas.