

SISTEMA DE CONTROLE *FUZZY* APLICADO A UMA MÃO ROBÓTICA ACIONADA POR LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA

ANDRÉ F.C. SILVA

*Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia da Paraíba – IFPB – Campus Cajazeiras
Rua José Antônio da Silva, 300, Bairro Jardim Oásis, CEP: 58.900-000, Cajazeiras - PB.
E-mails: andre.cavalcante@ifpb.edu.br*

ALEXSANDRO J.V. DOS SANTOS, CÍCERO R. SOUTO, SIMPLÍCIO A. SILVA, ABINADABE S. ANDRADE

*Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal da Paraíba
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal da Paraíba
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal da Paraíba
Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia da Paraíba – IFPB – Campus Cajazeiras*

*E-mails: ualexotan@gmail.com, cicerোসouto@ct.ufpb.br,
simplicioarnaud@gmail.com, abinadabesilvaandrade@gmail.com*

Abstract — This work is based on studies showing the high rate of rejection by amputated peoples using upper limb prosthesis 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 with 13 degree of freedom (DOF) driven by non-conventional actuators, consisting of Shape Memory Alloy (SMA) thin wires. To monitor and control the angles formed by each phalanx was used a bend sensor (Flexsensor). To perform the control of all phalanges, applied a fuzzy logic which was extremely effective.

Keywords — Fuzzy Logic, Shape Memory Alloy, Robotic Hand.

Resumo — Este trabalho está fundamentado em estudos que comprovam o grande índice de rejeição por parte de pessoas amputadas que utilizam próteses de membros superiores. Essa rejeição ocorre devido a problemas diversos, tais como: peso, ruído elevado e falta de antropomorfismo. Neste contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma mão robótica com 13 graus de liberdade (GDL) acionados por atuadores não convencionais, constituídos de fios finos de uma Liga com Memória de Forma (LMF). Para monitorar e controlar os ângulos formados por cada falange foram utilizados fitas resistivas (Flexsensor) como sensores. Para realização do controle de todas as falanges, aplicou-se uma técnica baseada em lógica *fuzzy* que mostrou-se bastante eficaz.

Palavras-chave — Lógica *Fuzzy*, Liga com Memória de Forma, Mão Robótica.

1 Introdução

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

Os projetos das próteses necessitam de uma grande quantidade de motores para que seja possível a replicação de todos os movimentos da mão humana. Entretanto, isto acarreta em um peso excessivo e um desconforto, assim como ruído elevado que contribui para rejeição por grande parte dos usuários.

Para minimizar estes problemas, 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) (Silva, 2013; Bundhoo, 2008; De Laurentis e Mavroidis, 2002; Bundhoo e Park, 2005; Ko et al, 2011, Farias et al, 2009; Andrianis e Tzes, 2008). 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” (Otsuka & Wayman, 1998; Lagoudas, 2008).

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.

Nesse contexto, o objetivo deste trabalho é implementar um sistema de controle baseado em lógica *fuzzy* para monitorar e controlar a posição de uma mão robótica acionado por passagem de corrente elétrica (efeito Joule) em fios de uma LMF de Ni-Ti.

2 Considerações Sobre a Mão Humana

A mão pode ser considerada um dos órgãos de maior importância para o ser humano. A habilidade característica que ela possui de mudar de forma e adaptar-se a diferentes tipos de objetos, se deve ao fato desse órgão possuir 23 graus de liberdade (GDL), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos dedos e mais dois para a palma da mão. A mão humana é dividida em dedos, os quais por sua vez são subdivididos em falanges. As falanges são constituídas por ossos que formam os dedos, sendo que o polegar é formado apenas por duas falanges (proximal e distal) e os demais dedos por três (proximal, medial e distal). Cada falange tem uma base proximalmente, uma cabeça distalmente e um corpo entre a base e a cabeça. Com relação às dimensões, as falanges proximais possuem o maior comprimento, as mediais são de tamanho intermediário e as distais são menores. A constituição óssea da mão humana, por meio de uma visão dorsal, é mostrada na Figura 1, que também ajuda a identificar as três falanges mencionadas anteriormente.



Figura 1 – Falanges e articulações da mão – visão dorsal (Adaptado de COSTA, 2014).

Além das falanges, o dedo possui três articulações, conforme ilustra a Figura 1, exceto o polegar.

Essas articulações são responsáveis pela realização do movimento das falanges juntamente com os tendões. As articulações das falanges possuem uma angulação que limitam o seu movimento. De acordo com Norkin e Levangie, 2005, estes ângulos são: 90°, 100° e 80° para as articulações MCP, PIP e DIP respectivamente.

3 Ligas com Memória de Forma (LMF)

As LMF são ligas metálicas que demonstram a capacidade de recuperar a sua forma original após aplicação de uma deformação “pseudoplástica” e imposição de um campo de temperatura e/ou de tensões. O fenômeno ocorre por meio de transformações de fase induzidas no material (Otsuka & Wayman, 1998). Estas ligas possuem a capacidade de desenvolver deformações relativamente grandes, em torno de 8 %, sem apresentar deformações plásticas irreversíveis.

As LMF, geralmente, apresentam duas fases, com estruturas cristalográficas distintas e, consequentemente, suas propriedades também são diferentes. A fase de temperatura alta, mais quente, denomina-se austenita e a fase de temperatura baixa, mais fria, chama-se martensita (Lagoudas, 2008). As transformações das estruturas cristalinas (martensita-austenita e austenita-martensita) não acontecem por difusão de átomos, mas por deformação na rede cristalina por cisalhamento, envolvendo pequenos deslocamentos atômicos. Esta transformação denomina-se de transformação martensítica. A reversibilidade causada por estas transformações termoelásticas é a causa básica para o comportamento de memória de forma.

Dentre as vantagens que as LMF apresentam, é possível citar: fabricação na forma de fios finos, acionamento elétrico, boa relação resistência/peso (peso reduzido) e elevada relação força/área. Essas características possibilitam 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, simulando a função dos tendões. Entretanto, existem algumas desvantagens quando as LMF são usadas como atuadores para próteses: as altas temperaturas empregadas (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 durante o resfriamento, baixa variação do fator de contração e expansão (entre 2 a 4%), significando que para um grande deslocamento pode ser necessário um grande comprimento de fio LMF.

4 Controle Fuzzy

O sistema de controle adotado neste trabalho 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 utilização da técnica de controle baseada em lógica *fuzzy* para controlar a mão robótica acionada por LMF 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).

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.

O método *fuzzy* adotado foi o MAMDANI. A escolha por este método se deu pela sua grande aplicação e sua facilidade de uso. Para desenvolver a base de regras, tomou-se como ponto de partida uma tabela típica encontrada na literatura (Simões e Shaw, 2007) e foram realizados alguns ajustes. A base de regra resultante pode ser visualizada na Tabela 1.

Tabela 1 – Base de regras aplicada ao controle *fuzzy* do dedo robótico.

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

As funções de pertinência do sistema de controle *fuzzy* representam os aspectos fundamentais de todas as ações teóricas e práticas. Uma função de pertinência é uma função numérica, gráfica ou tabulada, que atribui valores de pertinência *fuzzy* para valores discretos de uma variável, em seu universo de discurso (Simões e Shaw, 2007). Faz-se necessário definir o formato de cada função de pertinência para cada variável do sistema, levando-se em conta o contexto em que serão utilizadas na representação das variáveis linguísticas. Neste sentido, o formato adotado da função deve ser escolhido com base no conhecimento do processo que se quer estudar. No projeto deste controlador foram utilizadas para as variáveis de entrada cinco funções triangulares e duas trapezoidais e para a variável de saída sete triangulares e duas trapezoidais, como pode ser verificado na Figura 2.

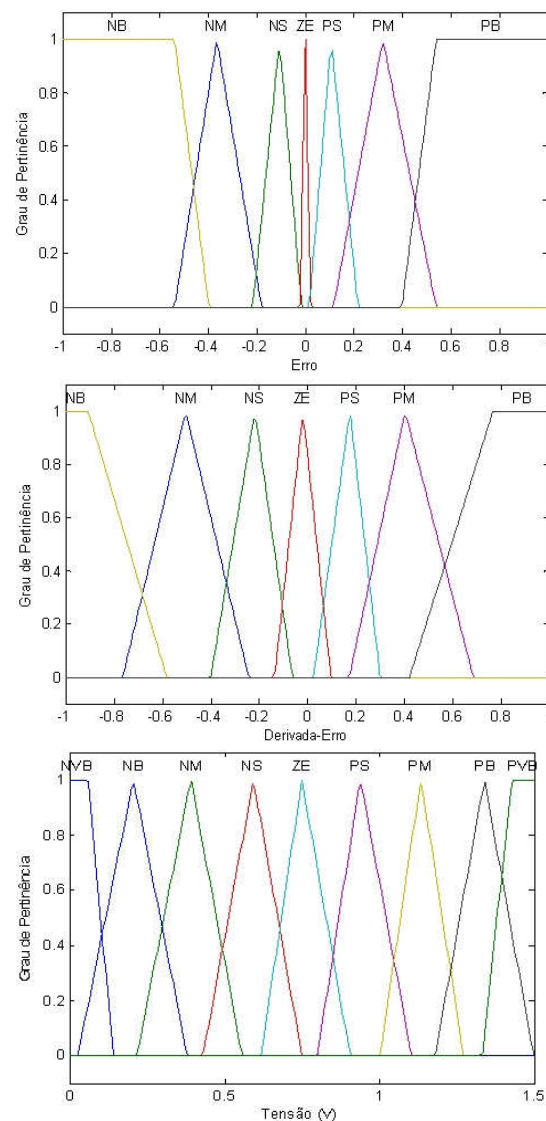


Figura 2 – Funções de pertinência *fuzzy* adotadas para cada variável definida.

5 Sistema de Aquisição

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.

Sensores convencionais como *encoders*, potenciômetros rotativos, transformador diferencial de variações rotativas (RVDT - *Rotary Variable Differential Transformer*), entre outros, são utilizados frequentemente com objetivo de medir variações de ângulos. Entretanto, para determinadas aplicações específicas, estes tipos de sensores tornam-se inviáveis devido ao seu volume e peso. Um dos casos em que se necessita de componentes eletroeletrônicos e mecânicos de dimensões bastante pequenas é, por exemplo, a construção de próteses. Esta é uma vantagem de se trabalhar com Flexsensores, pois os seus tamanhos são relativamente pequenos e a espessura extremamente fina. Suas dimensões são: 75 mm x 6,5 mm x 0,5 mm.

Para aquisição do sinal proveniente dos sensores, foi desenvolvido um circuito eletrônico. O sinal recebido é tratado e posteriormente enviado para a placa de aquisição.

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). 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 que possui 16 saídas analógicas e dois slots que possuem 8 entradas analógicas cada..

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.

Depois do sinal ter sido enviado pelo circuito de potência, ele ativa os Músculos Artificiais (MA), 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.

6 Resultados e Discussões

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°.

6.1 Falange Proximal

Foi desenvolvido um controle individual para cada falange de cada dedo, totalizando um sistema de controle que tinha por objetivo controlar 9 falanges. Realizou-se a priori os testes em cada falange proximal de cada dedo. Após a verificação da capacidade das falanges proximais em atingir o ângulo máximo em malha aberta, instalou-se o sensor, 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 3.

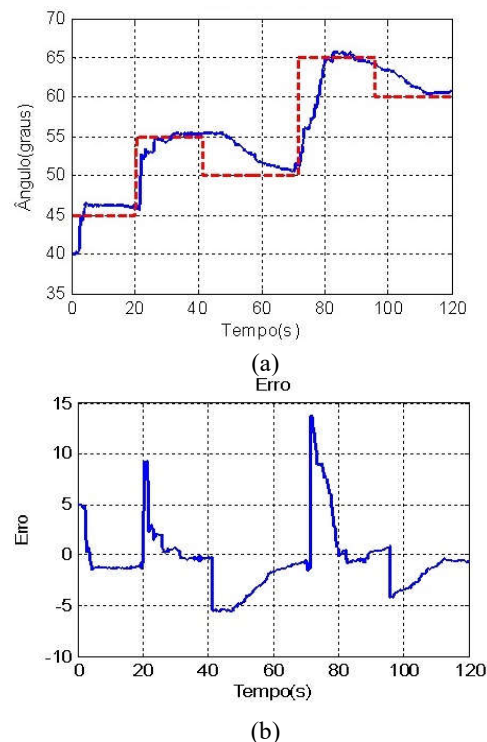


Figura 3 – Controle da falange proximal do dedo 1 em malha fechada para apenas uma referência. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*.

São apresentados na Figura 3 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 3b). Neste ensaio, o maior erro medido foi de 1,2° e o maior tempo de estabilização foi de 21 segundos. Todos os testes de controle foram realizados para todas as falanges proximais e obteve-se o maior erro em regime perma-

nente para o dedo 3, no caso $1,7^\circ$, e o menor foi de $0,4^\circ$ para o dedo 4.

6.2 Falange Medial

Foram realizados testes em malha aberta com a falange medial para verificação do ângulo máximo possível de ser obtido, no caso 90° . 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 de cada dedo. É apresentado na Figura 4 o resultado da Falange Medial do dedo 3.

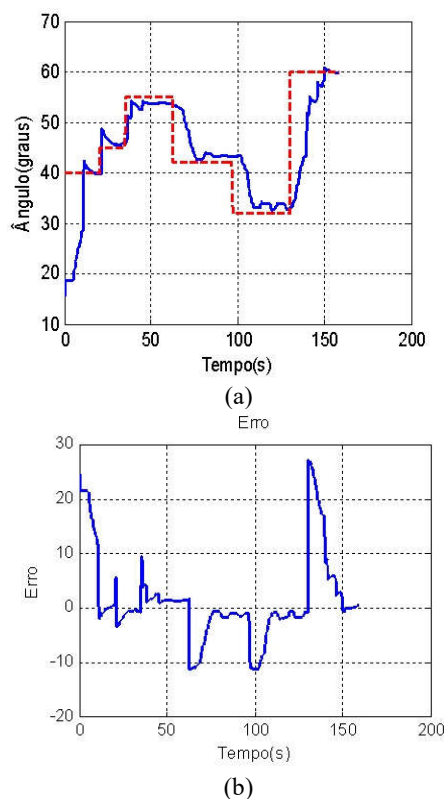


Figura 4 – Controle da falange medial do dedo 3 em malha fechada para uma sequência de ângulos. a) Ângulo desejado juntamente com o ângulo medido. b) Erro percentual do controle *fuzzy*

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.

6.3 Mão Completa

Depois de efetuar o acionamento de cada falange individualmente, realizou-se o acionamento da mão completa. É possível visualizar na Figura 5 a imagem da mão com a posição final de todos os dedos.

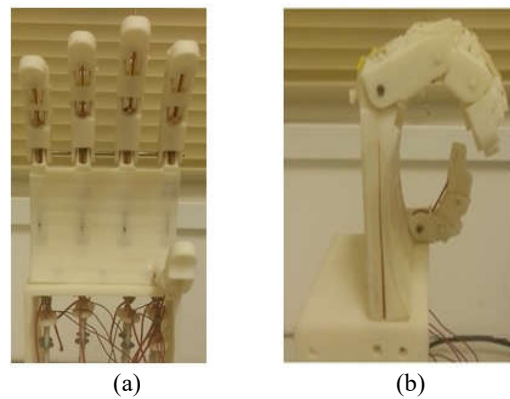


Figura 5 – Acionamento da mão completa sem controle. a) Vista ventral da mão sem acionamento; b) Vista lateral com acionamento.

O teste apresentado na figura 5 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 6.1 e 6.2, realizaram-se os testes em conjunto de todas as falanges.

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 6.

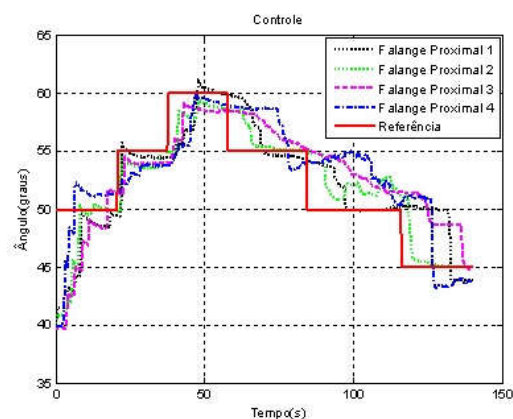


Figura 6 – Controle das falanges proximais em malha fechada para uma sequência de ângulos.

Para a sequência adotada 6, 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 para ativação de uma sequência de ângulos. Devido a falange medial do dedo 1 ter alcançado o ângulo máximo na resposta ao degrau de 36° , foi realizada uma sequência de ângulos de referência de 15° a 35° . O resultado obtido é apresentado na Figura 7.

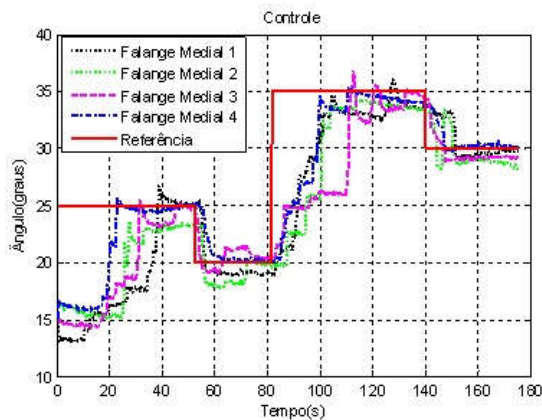


Figura 7 – Controle das falanges mediais em malha fechada para uma sequência de ângulos.

É possível visualizar na figura 7 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 7, teve-se o maior erro em regime permanente de $1,3^\circ$ para a falange medial 2.

7 Conclusão

Os resultados encontrados demonstraram que o controlador *fuzzy* associado ao sistema de medição adotado leva a erros máximos de posição em regime permanente da ordem de $1,7^\circ$, considerados aceitáveis nesse projeto. 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. Quanto à aplicação em pessoas, ainda necessita de evoluções nas LMF para que se possa ativá-lo com uma temperatura mais baixa, haja vista que neste trabalho, a temperatura de ativação fica em torno de 90° , inviabilizando a possibilidade de uso a curto prazo em seres humanos.

Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES pela concessão da bolsa de doutorado a ANDRÉ F.C. SILVA.

Referências Bibliográficas

- Andrianesis, K.; Tzes, A. (2008). Design of an anthropomorphic prosthetic hand driven by shape memory alloy actuators. Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. Scottsdale, AZ, USA, October 19-22.
- Bundhoo, V.; Haslam, E.; Birch, B.; Park, E.J. (2008). A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: design and evaluation. *Robotica*, p.1-16.
- Bundhoo, V.; Park, E.J. (2005). Design of an artificial muscle actuated finger towards biomimetic prosthetic hands. Conference International on Advanced Robotics. July 18-25.
- Choi, S. (2006). Position control of a single-link mechanism activated by shape memory alloy springs: experimental results. *Smart Materials and Structures*, v. 15, p.51-58.
- 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.
- De Laurentis, K.J.; Mavroidis, C. (2002). Mechanical design of a shape memory alloy actuated prosthetic hand. *Technology and Health Care* 10, 91-106.
- Fariás, V.; Solis, L.; Meléndez, L.; García, C.; Velázquez, R. (2009). A Four-Fingered Robot Hand with Shape Memory Alloys. *IEEE AFRICON-Kenya*.
- Ko, J.; Jun, M. B.; Gilardi, G.; Haslam, E.; Park, E.J. (2011). Fuzzy PWM-PID control of cocontracting antagonistic shape memory alloy muscle pairs in an artificial finger. *Mechatronics*, v.21, p.1190-1202.
- Lagoudas, D. C. (2008). *Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications*. Texas: Springer. 446 p.
- Levangie, P. K.; Norkin, C. C. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, 4rd ed. (F.A. Davis Company, Philadelphia, PA, 2005).
- Otsuka, K.; Wayman, C. M. (1998). *Shape Memory Materials*. Ed. Cambridge University Press, New York, USA.
- 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.
- Simões, M. G.; Shaw, I. S. (2007). *Controle e Modelagem Fuzzy*. 2ª Edição. ed. São Paulo: Blucher. ISBN 978-85-212-0416-9.
- The Visual Dictionary. (2010). Finger. Disponível em: http://www.infovisual.info/03/028_en.html. Acesso em: 05 de Setembro.