

Dedo robótico acionado por molas de liga com memória de forma

André Fellipe Cavalcante Silva ^[1], Emanuelle Tuanny Fiuza Avelino ^[2], Ane Marília dos Santos Nóbrega^[3] José Fernando De Moraes Firmino ^[4]

[1] andre.cavalcante@ifpb.edu.br. [2] emanuellefiuza@gmail.com. [3] anemarianobrega@gmail.com. [4] fernandopow_cz@hotmail.com. Instituto Federal da Paraíba – Campus Cajazeiras.

RESUMO

A reabilitação robótica vem recebendo destaque nos últimos anos por suas pesquisas relevantes na busca de dirimir problemas relacionados a pessoas que sofreram alguma amputação ou que necessitam melhorar suas capacidades motoras. Este trabalho apresenta o projeto de um dedo artificial, baseado parcialmente na fisiologia humana, na busca de contribuir para a solução de problemas citados por pesquisadores envolvidos com a reabilitação robótica, assim como por pacientes que necessitam de próteses convencionais. O protótipo desenvolvido foi fabricado em plástico ABS, usando uma impressora tridimensional de prototipagem rápida. O movimento de flexão do dedo foi realizado por molas de uma Liga com Memória de Forma (LMF) de Ni-Ti, ativados por aquecimento resistivo. Os testes realizados mostraram resultados relevantes aos encontrados na literatura internacional para dedos biométricos desenvolvidos com tecnologia semelhante, baseada em LMF.

Palavras-chave: Dedo artificial. Reabilitação robótica. Material inteligente. Ligas com memória de forma.

ABSTRACT

Robotic rehabilitation has been gaining prominence in recent years for its relevant research in the search to solve problems related to people who have suffered some amputation or who need to improve their motor skills. This work presents the design of an artificial finger based partially on human physiology, in the search of contributing to solve problems mentioned by researchers involved with robotic rehabilitation, as well as by patients who need conventional prostheses. The prototype developed was manufactured from ABS plastic using a three-dimensional rapid prototyping printer. The finger flexion was performed by Ni-Ti Shaped Memory Alloy (SMA) springs, activated by resistive heating. The tests performed showed results relevant to those found in the international literature for biometric fingers developed with similar technology, based on SMA.

Keywords: Artificial Finger. Rehabilitation Robotic. Smart Material. Shape Memory Alloy.

1 Introdução

Nas últimas duas décadas, o desenvolvimento de materiais inteligentes, capazes de serem utilizados como atuadores compactos, potentes e leves, têm se tornado o centro de investigação de muitas instituições científicas e de vários grupos de pesquisas em todo o mundo. Esses materiais especiais podem ser usados em diversas áreas da vida moderna, trazendo 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 singulares, que sempre necessitam de soluções mais sofisticadas e que normalmente exigem atuadores convencionais bastante complexos para o desenvolvimento de projetos cada vez mais arrojados.

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

A Engenharia de Reabilitação concentra-se basicamente na pesquisa e produção de equipamentos voltados para a reabilitação e atua de forma multidisciplinar junto a unidades de terapia, ortopedia e neurologia.

Os recentes avanços em diversos campos, tais como novos materiais, inteligência artificial, mecatrônica, microtecnologia, nanotecnologia, entre outros, aliam-se à necessidade de proporcionar uma maior reintegração de pessoas com algum tipo de deficiência física à sociedade, criando novas perspectivas nessa área de atuação.

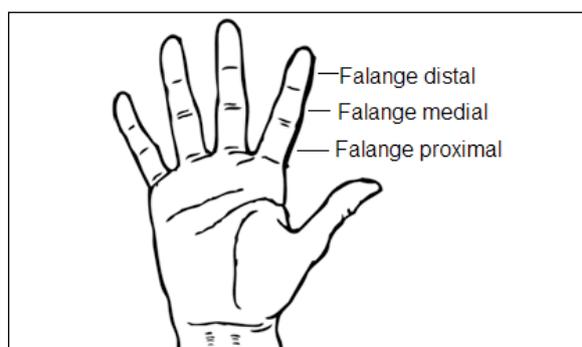
Essa área inclui uma variedade ampla de sistemas, variando de simples ferramentas adaptativas dos mecanismos micro controlados até os sistemas mais complexos como próteses para membros superiores e órteses para membros inferiores. O desenvolvimento de próteses para membros superiores é uma linha de pesquisa bastante complexa da Engenharia de Reabilitação, pelo fato de se localizar, nesses membros, uma das partes mais complexas dos seres humanos: a mão.

1.1 Mão humana

A mão pode ser considerada um dos mais importantes membros para o ser humano. Além de ser um membro- motor ou eferente, ou seja, que é capaz de realizar movimentos, possui uma grande maleabilidade e também o poder de captar informações táteis do ambiente. Essa característica também a torna um órgão aferente, ou seja, capaz de receber informações do ambiente. Isso se deve ao fato de que, na superfície da mão, estão espalhados diversos receptores, que desempenham a função de sensores capazes de informar as condições de contato agindo na mão. Tais informações são, por exemplo: temperatura, força, posição, pressão e umidade. A habilidade característica da mão de mudar de forma e adaptar-se a diferentes tipos de objetos se deve ao fato de esse membro possuir 23 graus de liberdade (DOF – *Degrees Of Freedom*), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos dedos e mais dois para a palma da mão. Esse grande número de DOF está relacionado aos 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos que fazem parte da mão e uma série de tendões ativados por músculos situados no antebraço (BUNDHOO; PARK, 2005).

A mão humana é dividida em dedos, os quais são subdivididos em falanges. As falanges são constituídas por ossos que formam os dedos. O dedo 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 tamanho, as mediais são de tamanho intermediário e as distais são menores. A Figura 1 apresenta o desenho esquemático de uma mão com suas falanges.

Figura 1 – Desenho esquemático da mão humana



Fonte: Autoria própria.

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

Tabela 1 – Ângulos formados pelas articulações dos dedos

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

Fonte: Bundhoo *et al.* (2008).

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).

1.2 Ligas com memória de forma

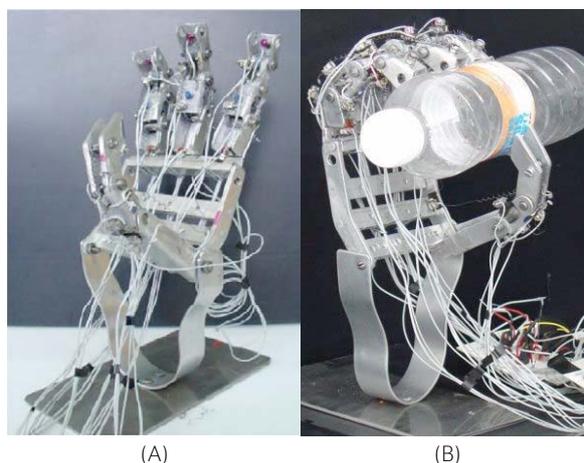
Um dos materiais inteligentes que vêm se destacando na área da reabilitação robótica são as Ligas com Memória de Forma (LMF). As LMF são ligas metálicas especiais que possuem a propriedade de serem termicamente ativas, ou seja, ao estímulo térmico respondem com uma deformação e ou tensão mecânica. Os fenômenos de efeito memória de forma simples ou dupla, 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 leveza, de algum tipo de força ou trabalho mecânico, mas que haja pouco ruído quando de seu acionamento. Além da área de Engenharia de Reabilitação, outras áreas também têm sido beneficiadas com as pesquisas em LMF, pois estes materiais podem permitir: controle de posição (LIMA *et al.*, 2007), mudanças de forma (SONG, MA, 2007; SOFLA *et al.*, 2010), aplicações

aeroespaciais (LAGOUDAS, 2009), além de soluções para problemas relacionados à Biomedicina (MACHADO; SAVI, 2003) entre muitas outras.

As pesquisas vêm sendo desenvolvidas principalmente com ligas de Ni-Ti, incorporando-se, eventualmente, outros metais como terceiro elemento (Cu, Pt, Fe, Hf, Nb e outros), possibilitando o aumento ou a diminuição das temperaturas de transformação, que definem a ativação do fenômeno de memória de forma.

As LMF são bastante utilizadas no formato de fios finos, que geralmente são aquecidas pela passagem de corrente elétrica (efeito Joule). Em 2009, Farias *et al.* desenvolveram uma mão com 4 dedos, sendo um deles o polegar, 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 os demais dedos e 4 para o polegar. As articulações foram projetadas para realizar um ângulo de 90°. É apresentado na Figura 3 o protótipo concebido por esses autores.

Figura 3 – Protótipo de mão robótica acionada com micro-molas de LMF. a) Vista geral. b) Protótipo segurando uma garrafa



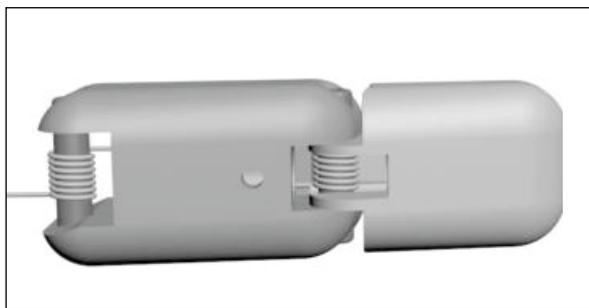
Fonte: Farias *et al.* (2009).

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; 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.

Em 2011, Kady e Taher 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 a posição inicial. É apresentada na Figura 4 uma ilustração das falanges de apenas um dedo da prótese, desenvolvida por Kady e Taher (2011).

Figura 4 – Duas falanges do dedo polegar com as respectivas molas de torção para retorno do movimento



Fonte: 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, o tempo para total fechamento foi de 2 s e o tempo de abertura foi de 4 s.

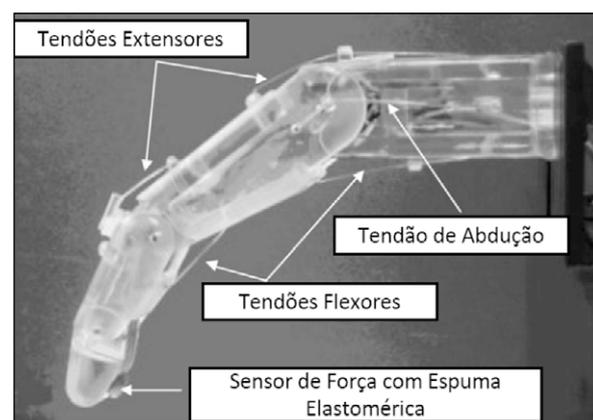
Bundhoo *et al.* (2008) desenvolveram uma prótese antropomórfica de um dedo acionada por motores especiais, os Miga Motors. Estes motores possuem, em seu interior, um enrolamento de fio de LMF capaz de realizar, dependendo do modelo, deslocamentos da ordem de 9,5 mm, com uma força de saída de até 22 N e tempo de atuação de 50 ms (MIGAONE, 2011)

Este tipo de atuador tem uma grande desvantagem, pois 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 as características fisiológicas de um dedo humano. O protótipo era capaz de realizar os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução, possuindo 4 graus de liberdade (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: para adução/abdução, 40° e para flexão/extensão para junta MCP, 90°. 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 5.

Figura 5 – Detalhe do protótipo do dedo artificial construído por meio de prototipagem rápida e acionado por Miga Motors de LMF



Fonte: 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.

Silva *et al.* (2013) 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 6, é apresentada uma imagem do protótipo.

Figura 6 – Protótipo do dedo robótico com o sensor de posição



Fonte: Silva et al., 2013.

O comprimento das falanges do protótipo do dedo foi de 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., 2013).

2 Metodologia

Este trabalho teve como principal objetivo o desenvolvimento de um dedo, assim como a aplicação das molas de LMF e, por fim, a aplicação de uma técnica de medição sem contatos, para obter os ângulos de cada falange.

As medidas do dedo estão representadas na Tabela 2.

Tabela 2 – Medidas do dedo

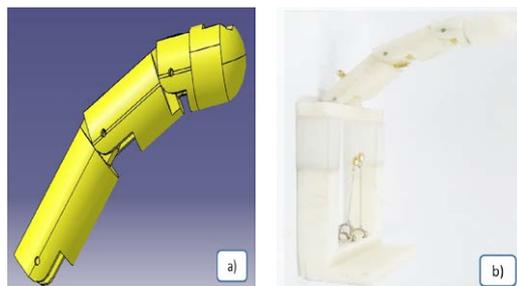
Falange	Comprimento (mm)	Ângulo (°)
Proximal	40	90
Medial	30	90
Distal	13	10

Fonte: Autoria própria.

O dedo possui três graus de liberdade, sendo dois ativos e um passivo, este último relativo à falange distal. Ele foi projetado em ambiente virtual, para

que fosse possível realizar simulação dos movimentos das articulações, assim como realizar pequenos ajustes e, posteriormente, ser enviado à impressora 3D. São apresentadas na Figura 7 imagens do dedo.

Figura 7 – Protótipo do dedo. a) Ambiente virtual e b) Impresso



Fonte: Autoria própria.

O software utilizado no projeto foi o CATIA versão demo, e a impressão foi realizada com uma parceria firmada com o Laboratório de Sistemas e Estruturas Ativas (LaSEA), localizado na Universidade Federal da Paraíba.

Conforme já mencionado, neste trabalho foram utilizadas micro-molas de LMF de NiTi, comercialmente disponíveis e geralmente utilizadas em aplicações ortodônticas de forma passiva. Uma fotografia destas micro-molas de NiTi pode ser observada na Figura 8.

Figura 8 – Micro mola de LMF NiTi empregada como atuador no protótipo desenvolvido



Fonte: Emiliavaca, 2016.

As molas de LMF da Figura 8 são micro-molas ortodônticas fechadas M15, fornecidas pela empresa Dental Morelli (São Paulo – SP). A especificação M15 corresponde à distância entre centros dos olhais (15mm), enquanto o comprimento útil da mola na verdade é de 10,2 mm.

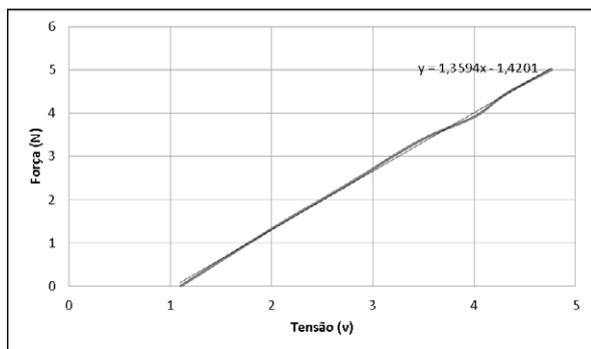
Para realizar a medição, foi utilizada uma câmera modelo *Microsoft Lifecam VX-800*. O objetivo de

não inserir nenhum sensor físico no protótipo foi tão somente reduzir o volume do protótipo. Para efetuar o processamento de imagens, foi utilizado o *software Labview 2014*. A câmera ficou posicionada de forma paralela e na mesma altura do dedo a uma distância de 200 mm.

3 Resultados e discussões

Foi realizado um ensaio de tração nas molas de LMF para caracterizar a sua deformação e estabelecer o ponto de trabalho ideal. Utilizou-se uma célula de carga de 5 N para realizar este experimento. A priori, foi caracterizada a célula para definir a reta que a caracteriza. Na Figura 9 é apresentado o resultado deste ensaio.

Figura 9 – Curva de caracterização da célula de carga



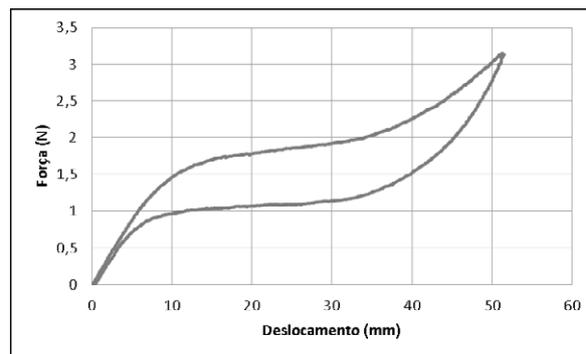
Fonte: Autoria própria.

É possível visualizar na Figura 9, conforme esperado, um comportamento linear característico de uma célula de carga. Em seguida, realizou-se o ensaio de tração para definir quais seriam a deformação e a localização dos pontos de fixação do atuador. O ensaio na mola foi realizado a uma temperatura ambiente (~27°C), deformando até 51 mm (500%). Para que o efeito de memória de forma possa ser observado, o atuador deve ser submetido a uma deformação inicial superior àquela correspondente à tensão de transformação da martensita induzida. O resultado deste ensaio de tração pode ser observado na Figura 10.

A força correspondente à tensão crítica de fim de transformação martensítica, que ocorre para uma deformação da ordem de 35 mm (350%), é próximo de 2 N. Considerando que o comprimento indeformado da mola é conhecido, este parâmetro define a distância mínima entre os pontos de fixação, para que as molas

venham a trabalhar no regime de efeito memória de forma (EMF).

Figura 10 – Ensaio de tração da mola de LMF



Fonte: Autoria própria.

Definida a distância mínima entre os pontos de fixação das molas, foram escolhidos estes pontos de forma a maximizar o EMF, combinando a deformação inicial (ponto de equilíbrio a 35 mm), deformação mínima (elemento ativado com contração a 30 mm) e deformação máxima (elemento desativado sob tração a 40 mm). Nestes pontos de fixação, as molas são parafusadas nos olhais e conectadas eletricamente entre si.

As molas foram colocadas em posições antagônicas, para que uma realizasse o movimento de flexão e a outra realizasse o movimento de extensão. É apresentada, na Figura 11, uma imagem das molas posicionadas para a falange proximal.

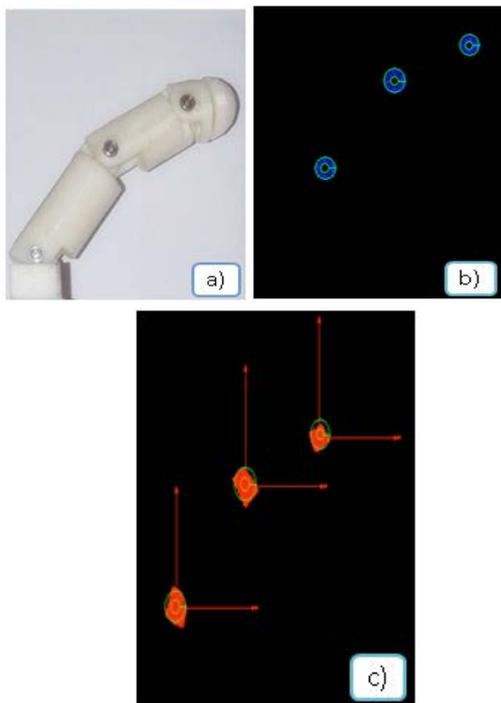
Figura 11 – Posicionamento das molas na base do dedo



Fonte: Autoria própria.

Uma vez posicionadas as molas, colocou-se a câmera na frente do dedo para que se pudessem capturar as imagens que seriam tratadas. Os pontos estabelecidos para calcular os ângulos foram os centros de cada junta, como pode ser visualizado na Figura 12.

Figura 12 – Sequência de imagens para o processamento



Fonte: Autoria própria.

Na Figura 12, em (a) é apresentada a imagem real capturada, logo em seguida, em (b), são definidos os pontos que se deseja que se tornem os centros para, por fim, (c), se calcularem os ângulos desejados.

É necessário realizar a caracterização termomecânica de atuadores de LMF, para determinar as temperaturas de transformação de fase e as suas características mecânicas em função da temperatura.

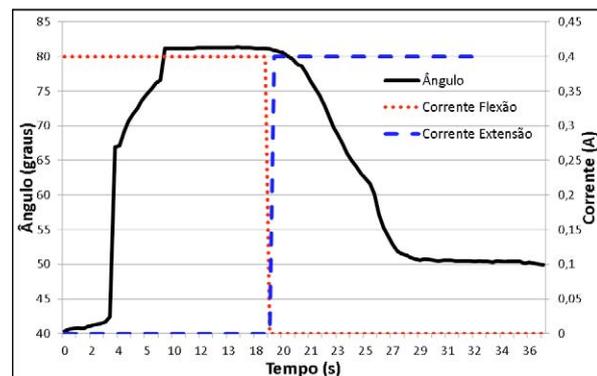
As temperaturas de transformação de fase são fundamentais para determinar qual a fase em que o atuador de LMF se encontra a uma determinada temperatura. Este é o parâmetro de projeto que define em qual faixa de temperatura o atuador deve trabalhar para que seja eficiente.

Um dos métodos mais utilizados para identificar as temperaturas de transformação de fase é a Calorimetria Diferencial de Varredura (DSC). Neste ensaio é medida a variação do fluxo de calor sobre uma amostra, permitindo identificar as temperaturas

de transformação de fase sob condição nula de carregamento mecânico. Emiliavaca (2016) realizou este experimento e identificou a temperatura de austenita final, próximo de 17°C, sem carregamento e em torno de 35°C, a mola deformada 400%.

Para verificação da capacidade máxima de deslocamento angular da falange proximal, assim como o tempo para alcançar o máximo ângulo e voltar à posição inicial, aplicou-se um degrau de corrente de 0,4A nas molas de LMF. A passagem dessa corrente pelas molas, por meio do fenômeno do efeito Joule, é capaz de aquecê-la e levá-la à temperatura desejada de austenita final, no caso, 35°C. O resultado deste experimento pode ser visualizado na Figura 13.

Figura 13 – Degrau de corrente x deslocamento angular



Fonte: Autoria própria.

A falange proximal alcançou um ângulo máximo de 83°. A linha pontilhada (vermelha) da Figura 8 representa a corrente aplicada na mola responsável pelo movimento de flexão. Uma vez cessada a passagem de corrente na mola de flexão, aplicou-se o mesmo degrau na mola responsável pelo movimento de extensão.

O dedo gastou 9 segundos para alcançar o patamar máximo, no caso 83°, e gastou 10 segundos para voltar a sua posição de repouso. Como é mais rápido absorver calor do que liberar, quando não há refrigeração forçada, logicamente, o tempo de retorno seria maior. É possível perceber que, no retorno do movimento, o dedo fica em uma posição diferente da que começou, no caso 40°. Isto se dá devido a uma série de atritos mecânicos que impedem que a mola tenha força suficiente para trazê-lo até sua posição inicial.

4 Conclusões

Neste trabalho foi estudada a capacidade de molas de LMF para a realização do movimento de flexão e extensão em um protótipo antropomórfico de dedo robótico. No desenvolvimento desse protótipo, aplicou-se uma técnica de medição sem contato, baseada em visão computacional, para realizar a captura dos ângulos formados pela falange proximal.

Com base nos resultados obtidos, é possível concluir que molas de LMF podem ser utilizadas como atuadores para realização de movimentos das articulações do dedo. A falange proximal apresentou uma diferença de 7°, inferior ao ângulo máximo de projeto.

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

REFERÊNCIAS

BUNDHOO, V. *et al.* 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. In: **ADVANCED ROBOTICS**, 2005. ICAR'05. **Proceedings...** 12th International Conference on. IEEE, 2005, p. 18-25.

EMILIAVACA, A. **Smart morphing wing**: um protótipo de asa adaptativa acionada por micromolas de liga com memória de forma. 2016. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande.

FARIAS, V. *et al.* A four-fingered robot hand with shape memory alloys. **Proceedings...** IEEE AFRICON, 23 – 25 set. 2009, Kenya, 2009.

KADY, A. E.; TAHER, M. F. A shape memory alloy actuated anthropomorphic prosthetic hand: initial experiments. In: **BIOMEDICAL ENGINEERING (MECBME)**, 1^{st.}, 2011, **Middle East Conference on. Proceedings...** IEEE, 2011., Feb. 2011. p. 21-24.

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

LIMA, W. M. *et al.* Deformation control of a flexible beam under low frequency loading using Ni-Ti-Cu SMA wire actuator. In: **INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING**, 2007, **Anais...** Brasilia: Abcm, 2007.

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

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

SILVA, A. F. C. *et al.* Artificial Biometric Finger Driven by Shape-Memory Alloy Wires. **Artificial Organs**, v. 37, p. 965-972, 2013.

SOFLA, A. Y. N. *et al.* 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, Apr. 2007.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao IFPB pela bolsa concedida no desenvolvimento do projeto.