

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

**DESENVOLVIMENTO DE UMA GARRA ROBÓTICA
UTILIZANDO MOLAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA
COMO ATUADOR**

por

Josué da Silva Souza

*Dissertação de mestrado apresentada à Universidade Federal da
Paraíba para obtenção do Grau de Mestre*

Josué da Silva Souza

**DESENVOLVIMENTO DE UMA GARRA ROBÓTICA
UTILIZANDO MOLAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA
COMO ATUADOR**

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

Orientador: Professor Dr. Cícero da Rocha Souto

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

S729d Souza, Josué da Silva.

DESENVOLVIMENTO DE UMA GARRA ROBÓTICA UTILIZANDO MOLAS
DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA COMO ATUADOR / Josué da
Silva Souza. - João Pessoa, 2018.
58 f. : il.

Orientação: Cícero da Rocha Souto.
Dissertação (Mestrado) - UFPB/CT.

1. Garra Robótica. 2. Molas de LMF. 3. Caracterização
Termomecânica. I. Souto, Cícero da Rocha. II. Título.

UFPB/BC

**DESENVOLVIMENTO DE UMA GARRA ROBÓTICA
UTILIZANDO MOLAS DE LIGA COM MEMÓRIA
DE FORMA COMO ATUADOR**

por

Josué da Silva Souza

Dissertação aprovada em 31 de julho de 2018


Prof. Dr. CÍCERO DA ROCHA SOUTO
Orientador – UFPB


Prof. Dr. SIMPLÍCIO ARNAUD DA SILVA
Examinador Interno - UFPB


Prof. Dr. ALEXSANDRO JOSÉ VIRGÍNIO DOS SANTOS
Examinador Externo – UFPB

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu Deus, pois sem ele nada disso seria possível. Sei que foi Ele que nos momentos difíceis não me deixou desistir dos meus sonhos e mesmo com toda a minha dificuldade Ele me capacitou para concluir mais uma etapa de minha vida.

Agradeço imensamente a minha esposa Genilma Oliveira Souza por ter ficado ao meu lado nos momentos mais difíceis dessa jornada e suportado meus estresses. Agradeço aos meus pais, minha irmã, por toda estrutura familiar e confiança. Sem eles, tudo seria mais difícil.

Agradeço aos meus amigos Lair e Elves que iniciaram comigo esta jornada e me ajudaram bastante durante toda a caminhada. Ao meu amigo João Antonio, pelo suporte técnico e ideias. Agradeço também a minha colega de laboratório Rebeca, que me ajudou bastante na etapa final.

Sou grato ao meu orientador, Cícero Souto, por toda a paciência, assistência, competência e dedicação ao que faz, me ajudando nas horas mais difíceis.

Agradeço também aos outros professores que de alguma forma contribuíram para essa formação e a CAPES pelo apoio financeiro durante o curso.

DESENVOLVIMENTO DE UMA GARRA ROBÓTICA UTILIZANDO MOLAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA COMO ATUADOR

RESUMO

O avanço científico e tecnológico proporcionou uma revolução em diversas áreas, entre elas encontra-se a engenharia de reabilitação, que se beneficiou dentre outras formas com a fabricação de próteses mais funcionais e leves. Entretanto, o número de rejeição de próteses por parte dos usuários para membros superiores é elevado. Os principais motivos para essa baixa aceitação está ligado diretamente a falta de antropomorfismo, peso elevado, existência de ruídos, baixa agilidade e alto custo de aquisição e manutenção. Neste contexto, este trabalho é apresentado o desenvolvimento de uma garra robótica utilizando molas de liga com memória de forma (LMF). A estrutura mecânica da garra robótica é constituída por dois dedos, o indicador com três graus de liberdade e um polegar estático em posição oponível para realização do movimento de pinçamento. O protótipo foi projetado em ambiente virtual CAD e fabricada em polímero ABS com características antropomórficas. Para acionamento da garra foi projetado um atuador com quatro molas de liga com memória de forma dispostas em paralelo fisicamente. O atuador precisou passar por um processo de caracterização termomecânica, para melhor compreensão de características como: corrente, temperatura, deslocamento, força, deformação e tempo. Para monitorar os ângulos formados no movimento do protótipo foi utilizada uma câmera.

Palavras chaves – Garra robótica, Molas de LMF, Caracterização termomecânica.

DEVELOPMENT OF A ROBOTIC CLAW USING SHAPE MEMORY ALLOY SPRINGS AS ACTUATOR

ABSTRACT

The scientific and technological advance provided a revolution in several areas, among them is the rehabilitation engineering, which has benefited among other forms with the manufacture of more functional and light prostheses. However, the number of prosthesis rejection by users to upper limbs is high. The main reasons for this low acceptance are directly related to the lack of anthropomorphism, high weight, existence of noise, low agility and high acquisition and maintenance costs. In this context, this work is presented the development of a robotic claw using shape memory alloy springs (LMF). The mechanical structure of the robotic claw consists of two fingers, the indicator with three degrees of freedom and a static thumb in opposable position to perform the clamping movement. The prototype was designed in a virtual CAD environment and made of ABS polymer with anthropomorphic characteristics. For actuation of the claw was designed an actuator with four shape memory alloy springs arranged in parallel physically. The actuator had to undergo a thermomechanical characterization process, to better understand the characteristics such as: current, temperature, displacement, force, deformation and time. To monitor the angles formed in the movement of the prototype a camera was used.

Keywords – Robotic claw, SMA springs, Thermomechanical characterization.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	1
APRESENTAÇÃO	1
1.1. INTRODUÇÃO	1
1.2. OBJETIVOS	3
1.2.1 <i>Objetivo Geral</i>	3
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	3
CAPÍTULO II	4
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
2.1. INTRODUÇÃO	4
2.2. CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS DA MÃO HUMANA	4
2.3. ATUADORES	7
2.3.1 <i>Atuadores Convencionais</i>	7
2.3.2 <i>Atuadores não Convencionais</i>	9
2.4. PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES	13
2.4.1 <i>Protótipos de Próteses Acionadas por LMF</i>	14
2.5. CONCLUSÃO	19
CAPÍTULO III	20
MATERIAIS E MÉTODOS	20
3.1. INTRODUÇÃO	20
3.2. ELABORAÇÃO DA GARRA ROBÓTICA	20
3.3. O ATUADOR	22
3.4. CARACTERIZAÇÃO DO ATUADOR	24
3.4.1 <i>Instrumentação do atuador</i>	25
3.5. INSTRUMENTAÇÃO DA GARRA ROBÓTICA	28
3.6. CONCLUSÃO	29
CAPÍTULO IV	30
RESULTADOS	30

4.1.	INTRODUÇÃO	30
4.2.	CARACTERIZAÇÃO TERMOMECÂNICA DO ATUADOR	30
4.2.1.	<i>Alongamento de 50%</i>	31
4.2.2.	<i>Alongamento de 100%</i>	32
4.2.3.	<i>Alongamento de 150%</i>	34
4.2.4.	<i>Deformação de 150%</i>	35
4.3.	TESTES DE ACIONAMENTO DA GARRA ROBÓTICA.....	36
4.3.1.	<i>Movimento do Tendão Flexor</i>	36
4.3.2.	<i>Movimento do Tendão Extensor</i>	38
4.3.3.	<i>Monitoração do deslocamento formado na movimentação da garra</i>	39
CAPÍTULO V		40
CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....		40
BIBLIOGRAFIA		42

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista Posterior da Mão Humana: Ossos e Articulações.	5
Figura 2 - Movimentos do polegar.	6
Figura 3 - Movimentos do polegar.	6
Figura 4 - Motor de Passo.....	7
Figura 5 - Servomotor.....	8
Figura 6 - Micromotor Brushless.....	9
Figura 7 - Micromotor CC.....	9
Figura 8 - Atuador Piezoelétrico NEWPORT.	10
Figura 9 - Características da LMF: (a) EMF e (b) Superelasticidade.....	12
Figura 10 - Representação de uma mão robótica em CAD.	14
Figura 11 - Roteamento de tendões no protótipo de dedo.	15
Figura 12 - Modelo em CAD de uma prótese de dedo para crianças acionada por LMF.....	15
Figura 13 - Protótipo de mão robótica.	16
Figura 14 - Fotografia do dedo biométrico com a câmera para medição dos ângulos.	17
Figura 15 - Protótipo de mão robótica.	18
Figura 16 - Mão robótica impressa em polímero ABS.....	18
Figura 17 - Protótipo do dedo: (a) Ambiente virtual e (b) Impresso em ABS.	19
Figura 18 - Protótipo de garra robótica: (a) em software CAD e (b) impresso em ABS.	21
Figura 19 - Protótipo do dedo: Vista em corte.	21
Figura 20 - Micro mola de LMF NiTi empregada como atuador no protótipo.	23
Figura 21 - Atuador com micro molas de LMF.....	23

Figura 22 - Plataforma de ensaios de tração.	24
Figura 23 - Fluxograma da instrumentação do atuador.	25
Figura 24 - Circuitos Eletrônicos: (a) Circuito condicionador de sinais para calibração da célula de carga e (b) Circuito amplificador de corrente.	27
Figura 25 – Ensaio de tração e deformação do atuador.	27
Figura 26 – Fluxograma de instrumentação da garra robótica.	28
Figura 27 – Movimentos da Garra: (a) Posição de repouso e (b) Atuador do tendão extensor ativado.	29
Figura 28 – Alongamento de 50%: (a) Δf X Tempo e (b) Temperatura X Tempo.	31
Figura 29 – Δf X Temperatura alongamento de 50%: (a) corrente de 218 mA e (b) Corrente de 253 mA.	32
Figura 30 – Alongamento de 100%: (a) Δf X Tempo e (b) Temperatura X Tempo.	33
Figura 31 – Δf X Temperatura alongamento de 100%.	33
Figura 32 – Alongamento de 150%: (a) Δf X Tempo e (b) Temperatura X Tempo.	34
Figura 33 – Δf X Temperatura alongamento de 100%.	35
Figura 34 – Força X deslocamento.	35
Figura 35– Deformação de 150%: (a) Força X tempo e (b) Temperatura X tempo.	36
Figura 36 – Sinal PWM Flexor: (a) Tensão e (b) Corrente.	37
Figura 37 – Movimento de Flexão: Corrente X Temperatura X tempo.	37
Figura 38 – Sinal PWM Extensor: (a) Tensão e (b) Corrente.	38
Figura 39 – Movimento de Extensão: Corrente X Temperatura X tempo.	38
Figura 40 – Imagens capturadas.	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1	Dimensões do dedo.....	16
Tabela 2.2	Comprimento e força de atuação para fios de LMF.....	16
Tabela 2.3	Comprimento e ângulos das falanges propostos para o dedo biométrico	17
Tabela 3.1	Comprimento e ângulo das falanges propostos para o indicador.....	22
Tabela 4.1	Força residual do atuador.....	31
Tabela 4.2	Alongamento de 50%.....	32
Tabela 4.3	Alongamento de 100%.....	34
Tabela 4.4	Alongamento de 150%.....	34

LISTA DE SÍMBOLOS

LMF – Liga de memória de forma

EMF – Efeito de memória de forma

F – Unidade internacional para força

Δf – Variação da força

NiTi – Níquel-Titânio

CuZn – Cobre-Zinco

CuAl – Cobre-Alumínio

Af – Austenita final

GDL – Grau de liberdade

CAD – Desenho assistido por computador

MA – Músculo artificial

ABS – Acrylonitrile Butadiene Styrene

AACD – Associação de Assistência à criança Deficiente

MCP – Metacarpo falangeana

DIP – Distal Inter falangeana

PIP – Proximal Inter falangeana

DAQ – Aquisição de dados

CAPÍTULO I

APRESENTAÇÃO

1.1. INTRODUÇÃO

A mão humana é um membro superior distal ao antebraço, formada ao redor do carpo, metacarpo e falanges que consiste em punho, palma, dorso da mão e dedos e é ricamente suprida por terminações sensitivas para tato, dor e temperatura, sendo essencial para autonomia nas tarefas cotidianas de um indivíduo (Moore, Dallkey & Agur, 2014). Sua flexibilidade e complexidade permitem desde a manipulação de simples objetos até a realização de tarefas mais complexas. A ausência de uma ou ambas as mãos, implica que o indivíduo enfrentará grandes dificuldades para realizar as tarefas mais simples. Desta forma, faz-se necessário buscar meios para auxiliar essas pessoas que passaram por traumas físicos. Logo, a engenharia de reabilitação é uma área da ciência biomédica que auxilia a combater traumas físicos provenientes de má formação congênita ou de amputação, proporcionando a tais indivíduos melhor qualidade de vida através da aplicação da ciência e tecnologia.

Nos últimos anos os avanços científicos e tecnológicos em novos materiais, inteligência artificial, mecatrônica, microtecnologia, nanotecnologia, entre outros, propuseram uma revolução em distintas áreas da engenharia, entre elas, está a engenharia de reabilitação, que beneficiou-se de tais avanços tecnológicos dentre outras formas com a fabricação de próteses mais funcionais e leves, proporcionando ao amputado maior tolerância à sua utilização e a recuperação total ou parcial das funcionalidades humanas. O

termo “funcionalidade humana” aponta para uma inter-relação entre as funções do corpo, a atividade individual e a participação na sociedade (STUCKI, REINHARDT, *et al.*, 2016).

O desenvolvimento de próteses para membros superiores é uma linha de pesquisa bastante complexa da engenharia de reabilitação pelo fato de se localizar nos membros superiores uma das partes mais complexas dos seres humanos e um dos órgãos que possuem a maior área do cérebro dedicada a ela, a mão (GARRIDO, 2008). Tal complexidade reflete diretamente no índice de aceitação dos usuários das próteses. Dados estimados obtidos na AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente) indicam que a taxa de rejeição das próteses de membros superiores atualmente pode chegar a 70%. Ou seja, 70% dos usuários ou abandonam ou passam a utilizar muito esporadicamente a sua prótese depois de certo tempo de uso (CARVALHO, 2004).

Os principais motivos para o índice de rejeição das próteses de membros superiores serem tão elevado por parte dos usuários estão ligado diretamente a falta de antropomorfismo, peso elevado, existência de ruídos, baixa agilidade e alto custo de aquisição e manutenção. Segundo HUNOLD et al. (2014) menos de 3% da população de pessoas amputadas que precisam de uma prótese de mão tem acesso a este tipo de prótese de alta tecnologia. Além disso, devido a fatores já mencionados, como, excesso de peso e a falta de adaptação por parte do usuário, 90% destes desistem de usar as próteses. Para minimizar estes problemas, cientistas e engenheiros 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 Ligas com Memória de Forma são um dos materiais inteligentes que vêm se destacando na área da reabilitação robótica. 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 simples ou dupla, apresentados por essas ligas metálicas especiais, podem gerar forças de recuperação intensas associadas a deslocamentos importantes (trabalho mecânico), fazendo com que estes materiais se tornem atuadores termomecânicos. Devido a capacidade que esses materiais possuem tem despertado o interesse em utilizá-los em áreas bastante específicas, como a engenharia de reabilitação, onde se necessita de leveza, força ou trabalho mecânico, mas que haja pouco ruído quando acionado (SILVA, AVELINO, *et al.*, 2017)

Este trabalho tem como proposta estudar a utilização de molas de LMF para elaboração de uma garra robótica com características antropomórficas constituídas por dois dedos, o indicador com três graus de liberdade e um polegar estático em posição oponível para realização do movimento de pinçamento, visando à elaboração de próteses mais leves que possibilitem um maior grau de reabilitação de pacientes que sofreram perdas de seus membros.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Realizar a construção de uma garra robótica utilizando como atuador molas de Liga com Memória de Forma.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Projetar um protótipo de garra robótica que apresente 3 graus de liberdade;
- Construir o protótipo de uma garra em polímero rígido ABS por meio de prototipagem rápida usando uma impressora tridimensional;
- Realizar a caracterização termomecânica do atuador de LMF;
- Treinar e implementar molas de LMF na estrutura mecânica para que atuem como tendão flexor e extensor no dedo da garra robótica;
- Implementar um sistema eletrônico e computacional de aquisição e controle para acionamento da mão robótica.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo será abordado inicialmente as características anatômicas da mão humana e os principais fatores para a baixa aceitação de próteses para membros superiores por parte dos usuários. Em seguida serão apresentados os atuadores convencionais mais comumente utilizados em próteses, e os atuadores não convencionais em especial as ligas com memória de forma. Por fim são apresentados alguns modelos de próteses robóticas que utilizam fios e/ou molas de liga com memória de forma.

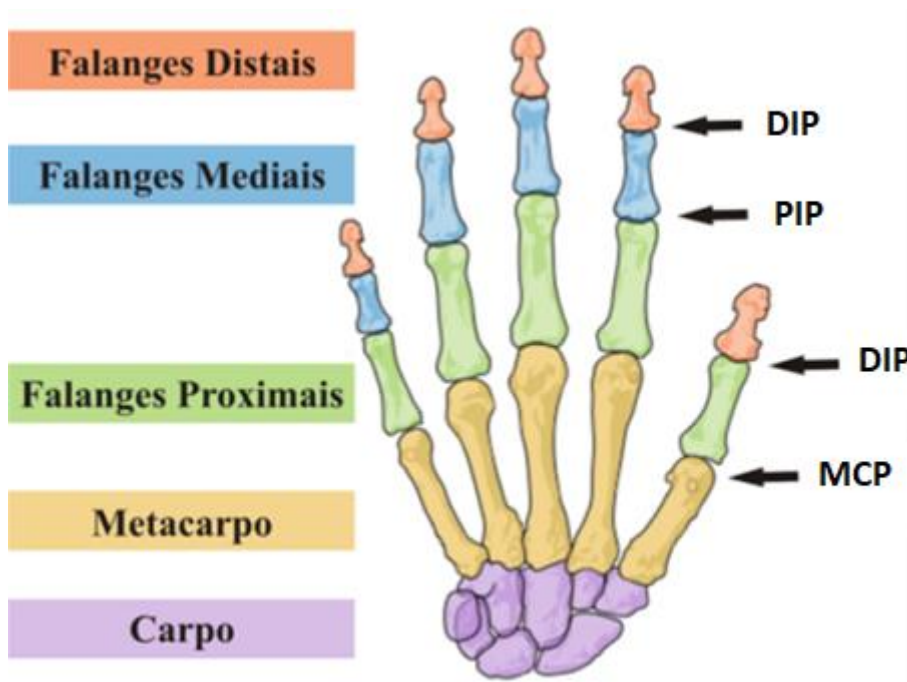
2.2. CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS DA MÃO HUMANA

A mão humana 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. Essas características 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: força, posição, temperatura, pressão e umidade. A habilidade característica da mão de mudar de forma e adaptar-se a diferentes tipos de objetos se deve ao fato desse membro

possuir 23 graus de liberdade (GDL), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros 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 nos antebraços (Bundhoo & Park, 2005).

Esse órgão é constituído de dedos, em que estes são compostos por articulações, falanges e tendões, responsáveis pelos movimentos. As falanges são formadas por ossos e definidas em termos de suas dimensões, classificadas como proximal, media e distal para todos os dedos com exceção do polegar que possui apenas as duas primeiras. Estes ossos são interligados por meio de articulações que são conhecidas por metacarpofalangeana (MCP), distal interfalangeana (DIP) e proximal interfalangeana (PIP), onde os ângulos formados por estas são limitados em torno de 90°. Os tendões são outras ferramentas importantes para o movimento dos dedos, os quais são compostos por fibras musculares e estão localizados entre os ossos e os músculos com funções de realizar juntamente com os dedos, movimentos de flexão e extensão (SOBRINHO, CUNHA, *et al.*, 2016). Na Figura 1 encontra-se a nomenclatura e divisão dos vinte e sete ossos e três partes (carpo, metacarpo e falanges) da mão humana.

Figura 1 - Vista Posterior da Mão Humana: Ossos e Articulações.



Fonte: Adaptado de (Oliveira, 2016).

Os principais movimentos dos dedos da mão podem ser divididos em flexão, extensão, abdução, adução, oposição e reposição (Furtado & Gonçalves, 2014). Mostrados na Figura 2 através da movimentação do polegar.

Figura 2 - Movimentos do polegar.



Fonte: (Moore, Dallkey, & Agur, 2014).

Os movimentos da mão realizam tarefas bem definidas e recebem nomes bem definidos e específicos de acordo com o movimento e aplicação, por exemplo, ao segurar um lápis é utilizada uma pressão com precisão no manuseio do objeto, assim, formando o movimento de pinçamento. Esses movimentos são descritos como posições funcionais da mão e podem ser vistas na Figura 3.

Figura 3 - Movimentos do polegar.



Fonte: (Moore, Dallkey, & Agur, 2014).

2.3. ATUADORES

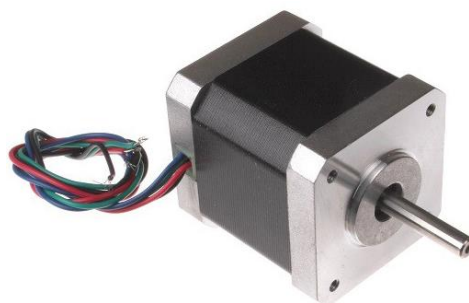
Os atuadores são elementos de trabalho, que se caracterizam por converter determinado tipo de energia em outro tipo de energia e convencionalmente podem ser motores ou cilindros pneumáticos ou hidráulicos. Entretanto, a necessidade de se ter atuadores compactos e leves em próteses para membros superiores fez com que surgissem diversos estudos voltados para atuadores não convencionais, cujo princípio de funcionamento está baseado em fenômenos ligados diretamente à estrutura atômica do material, como certas propriedades de algumas ligas metálicas, materiais piezoelétricos e compostos químicos do tipo polímero gel.

2.3.1. Atuadores Convencionais

2.3.1.1. Motor de Passo

O motor de passo é um dispositivo eletromecânico de corrente contínua que converte pulsos elétricos em movimentos mecânicos que geram variações angulares discretas. Esses deslocamentos angulares discretos são denominados de passos. A rotação e o sentido são determinados pela sequência dos pulsos nos terminais do motor, enquanto que a velocidade é determinada pela frequência destes pulsos (Tomei, 2014). A Figura 4 mostra uma imagem de um motor de passo.

Figura 4 - Motor de Passo.



Fonte: (Teixeira, 2015).

O motor de passo é um dispositivo que apresenta como principal característica, movimentos precisos. Por conta disso é amplamente usado em impressoras, scanners, câmeras de vídeo, brinquedos, na automação industrial e em robôs.

2.3.1.2. Servomotor

Servomotor é um dispositivo eletromecânico que possui uma parte fixa (estator) e outra móvel (rotor). O estator do Servomotor possui bastante semelhança ao de uma máquina elétrica convencional, porém com restrições quanto à alimentação. O rotor é composto por ímãs permanentes, os quais são posicionados alinhadamente sobre o rotor e com o controlador, ou gerador de sinais. Utilizando a tecnologia de ímãs permanentes, os servomotores podem proporcionar precisão e controle de velocidade e posição, sem contar na grande vantagem de ser possível controlar o torque no eixo, de forma constante e em larga faixa de rotação (Nogueira, 2016). Um exemplo de Servomotor é apresentado na Figura 5.

Figura 5 - Servomotor.



Fonte: (Multilógica-Shop, 2017).

O servomotor é alimentado com tensões de 5V e recebe um sinal no formato PWM (Pulse Width Modulation). O circuito de controle do Servomotor fica monitorando este sinal em intervalos de 20ms. Se neste intervalo de tempo, o controle detectar uma alteração na largura do sinal, ele altera a posição do eixo para que a sua posição coincida com o sinal recebido (Nogueira, 2016).

2.3.1.3. Micromotor Brushless

Brushless é um tipo de motor que apresenta alta eficiência, operação silenciosa, forma compacta e baixa manutenção, devido a estas características estão grande popularidade na robótica nos últimos anos (Spartano, 2006). Os motores Brushless não utilizam escovas para comutação, porém utilizam um dispositivo eletrônico que faz a

comutação baseando-se na posição do rotor através de um sensor de detecção de posição (Chowdhury, Chattopadhyay, & Roy, 2013). Na Figura 6, pode-se observar o motor Brushless.

Figura 6 - Micromotor Brushless.



Fonte: (MICROMO, 2017).

2.3.1.4. Micromotor CC

O micromotor CC é o atuador elétrico mais empregado em próteses, principalmente as comerciais. Estes motores possuem elevada rotação e baixo torque, logo, necessitam ser acoplados a um redutor para aumento do torque e diminuição da velocidade de saída do mecanismo de acionamento, sendo o conjunto comutador-escovas os mais sujeitos ao uso, requerendo manutenção constante, o que se torna um problema (PRADO, 2008). Na Figura 7 pode-se observar um modelo de micromotor cc.

Figura 7 - Micromotor CC.



Fonte: (Cremer, 2017).

2.3.2 Atuadores não Convencionais

2.3.2.1. Piezoelétrico

Os piezoelétricos são atuadores que se tornam eletricamente polarizados quando uma força é aplicada. Essa força cria um dipolo elétrico e a magnitude desse efeito é proporcional à força aplicada. Esse efeito é conhecido como piezoeletricidade. A expressão

piezo é uma derivação do grego que indica pressionar, logo, piezoeletricidade é a geração de eletricidade através de uma pressão mecânica (Santos, 2008). Os atuadores piezoelétricos apresentam uma elevada densidade de potência, o que os capacita a serem atuadores de pequeno porte e massa reduzida, mas com alto torque. A Figura 8 apresenta um atuador piezoelétrico rotativo que apresenta um movimento mínimo gradual de $5\mu\text{rad}$.

Figura 8 - Atuador Piezoelétrico NEWPORT.



Fonte: (Salvador, 2016).

A necessidade de se ter atuadores leves e compactos em próteses para membros superiores faz dos atuadores piezoelétricos rotativos um tipo de construção a ser analisada.

2.3.2.2. Polímeros Gel Contrátil

O polímero gel contrátil é um tipo de atuador que vem sendo bastante estudado, esse atuador é composto por material capaz de sofrer abrupta deformação volumétrica mediante a aplicação de um estímulo de temperatura, químico ou elétrico. Esse atuador se destaca em aplicações de membros artificiais por ocupar um espaço reduzido, possuir facilidade de controle e apresentar elevada redução de massa, aumentando a possibilidade de juntas ativas no membro e sendo considerado um músculo artificial, devido às semelhanças em aspectos funcionais importantes, logo, o polímero gel, mostra-se uma alternativa com elevado potencial na atuação de próteses para membros superiores (Thomazoni, 2015).

2.3.2.3. Liga com Memória de Forma

As ligas com memória de forma (LMF) são metais que “memorizam” a sua forma original, essas ligas começaram a ser estudadas no final da década de 1930, quando Arne

Olander observou o efeito memória de forma em ligas metálicas. Porém, foi somente em 1962, que o Laboratório Naval dos Estados Unidos descobriu o efeito da memória de forma em uma liga de níquel titânio (NiTi) que ficou conhecida como Nitinol.

As ligas com memória de forma possuem diferentes composições, destacando as ligas de níquel-titânio (NiTi), cobre-zinco (CuZn), cobre-alumínio (CuAl), ferro-mangans-silício (FeMnSi), entre outras. A liga de níquel-titânio tem sido a mais usada das LMF. O Nitinol possui vantajosas propriedades mecânicas, como elevada resistência à tração e deformação elástica, além da capacidade de recuperar sua forma através de transformação para a fase austenita. Outra vantagem da utilização das LMF, como atuadores termomecânicos, é devido ao seu baixo peso e elevada densidade energética, assim, um volume pequeno de material pode produzir uma significativa quantidade de trabalho através da mudança de temperatura. Entretanto, é importante descartar que o excessivo tempo necessário para realizar um ciclo de atuação e o crescimento da deformação residual durante esta ciclagem são desvantagens que inviabilizam o uso deste material em determinadas situações.

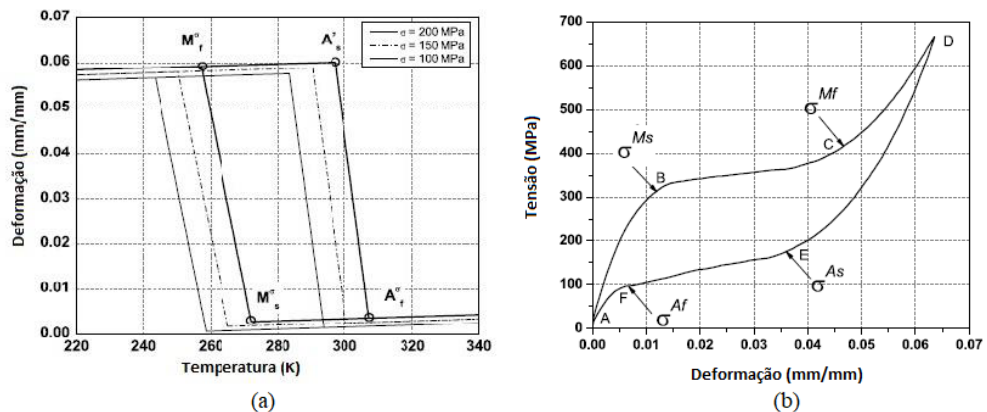
Os materiais que apresentam o efeito de memória de forma possuem várias aplicações em áreas como aeronáutica, medicina e robótica. Alguns exemplos incluem dispositivos de controle da vibração em estruturas de construção civil, que utilizam a capacidade das ligas de NiTi de dissipar energia através do ciclo de histerese que ocorre durante transformação de fase. Outros exemplos de aplicações seriam na odontologia como aparelho dentário e na robótica com os músculos artificiais. Essas e outras aplicações deram-se porque as LMF demonstraram duas características únicas: o efeito de memória de forma e a superelasticidade. Essas características ocorrem devido a uma mudança de fase sólida-sólida entre a martensita e austenita.

O termo efeito de memória de forma (EMF) é aplicado para uma classe de materiais quando o mesmo é deformado plasticamente em uma temperatura relativamente mais baixa, fazendo que a martensita maclada se torne não maclada, e, em seguida, é aquecido a uma temperatura em que ocorra a mudança de fase austenita e, conseqüentemente, a recuperação total ou parcial da deformação plástica aplicada.

Segundo SOBRINHO, CUNHA, et al (2016) a característica da superelasticidade das ligas com memória de forma é determinada pela capacidade destas sofrerem grandes

deformações dentro do regime elástico quando estão em temperaturas acima da temperatura final de austenita (A_f). Para SASHIHARA (2007) o efeito superelástico ocorre quando a martensita é induzida por uma tensão mecânica em temperaturas onde a austenita é normalmente estável, portanto ocorre a transformação reversa no descarregamento. NICOLAU (2016) descreve que na superelasticidade se um determinado carregamento mecânico é aplicado ao material que se apresenta na fase austenita, esta carga aplicada induz uma transformação para a fase martensita não maclada e causa uma elevada deformação. Quando este carregamento é retirado ocorre a transformação inversa para a fase austenita e o material recupera toda ou parcialmente a deformação induzida. Já SILVA (2015) descreve a superelasticidade como um comportamento que surge quando uma LMF é submetida a um carregamento mecânico em temperaturas superiores a austenita final, logo, 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. Na Figura 9 pode-se observar graficamente as características do EMF e da superelasticidade.

Figura 9 - Características da LMF: (a) EMF e (b) Superelasticidade.



Fonte: (Lagoudas, 2008).

Logo, a LMF é um atuador não convencional que se caracteriza por admitir fases ou formas sob temperaturas diferentes, podendo ser deformada à temperatura ambiente, e exibir memória de forma, ou seja, é capaz de retorna a uma forma pré-determinada quando aquecida. O aquecimento desse atuador é feito através de um controle de corrente elétrica que passa pelo material.

Dentre as vantagens que a LMF apresentam em relação aos atuadores convencionais, podem ser citadas: a redução de volume do dispositivo, menor ruído, fabricação na forma de fios e/ou molas e elevada força, o que viabiliza a utilização desse material em próteses. A principal desvantagem da LMF são os elevados níveis de temperatura empregados para o seu acionamento.

2.4. PRÓTESES PARA MEMBROS SUPERIORES

A amputação caracteriza-se pela retirada total ou parcial de um dos membros e é algo recorrente no Brasil e no mundo, segundo GOMES (2017) somente nos Estados Unidos o número de amputações de membros superiores e inferiores afetam 1,6 milhão de habitantes em decorrência de doenças como vasculares, diabetes, tumores e traumas nos ossos e articulações. CHE e ZHANG (2011) afirmam que na China existe mais de 24,12 milhões de cidadãos com deficiência física. Já no Brasil, o censo demográfico de 2010 indica que 23,09% da população brasileira apresenta algum tipo de deficiência. Neste censo, as deficiências foram divididas em visual (18,6%), auditiva (5,1%), motora (7%) e mental ou intelectual (1,4%).

Estudos realizados por AGNE, CASSOL, et al (2004) em parceria com o Hospital Universitário de Santa Maria, indicam como principais causas de amputações de seus pacientes são: por causa de enfermidades vasculares e/ou infecciosa (67,5%); por causas traumáticas (17,5%); por causas desconhecidas (12,4%); por causa de tumores (1,3%) e por causas congênitas (1,3%).

Estudos realizados por REIS, JÚNIO e CAMPOS (2012) em parceria com o Centro de Reabilitação e Readaptação Dr. Henrique Santillo, traçou-se o perfil epidemiológico de amputados de membros superiores e inferiores. Foram descritos que as amputações acontecem principalmente por doenças vasculares, acidentes automobilísticos, atropelamentos, acidentes com arma branca e acidentes de trabalho.

Segundo GOMES (2007), para cada nível de amputação deve-se ter uma prótese que atenda as necessidades do amputado.

As próteses são dispositivos que têm como função principal a melhoria das atividades da vida diária dos amputados. Esses dispositivos podem ser classificados de diversas formas, entretanto, pode-se classificar as próteses para membros superiores em

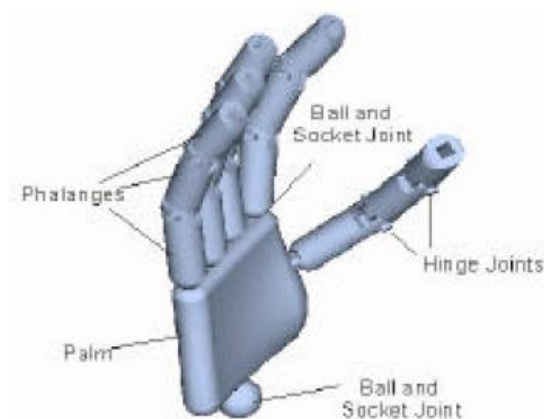
dois grupos: Ativa (são próteses que realizam movimentos) e Passivas (são próteses puramente estéticas). Devido a sua funcionalidade e integração com atuadores, neste trabalho, deu-se ênfase as próteses ativas para membros superiores.

O desenvolvimento de próteses robóticas para membros superiores sempre representou um grande desafio para a engenharia de reabilitação, pois estes dispositivos apresentam baixo antropomorfismo, conforto, facilidade de uso e integração. A utilização de atuadores convencionais corrobora para que as próteses apresentem tais características. Devido às vantagens de utilização de atuadores não convencionais principalmente a LMF em relação aos atuadores convencionais fez com que surgissem diversas pesquisas no campo da engenharia de reabilitação com materiais que apresentam características de memória de forma.

2.4.1 Protótipos de Próteses Acionadas por LMF

Com o objetivo de projetar membros artificiais leves, compactos e habilidosos, que imitasse a anatomia humana, DELAURENTIS, MAVROIDIS e PFEIFFER (2000), após, anos de estudos, publicaram o modelo de uma prótese de mão robótica (Figura 10) utilizando fios de LMF como músculo artificial. Esta prótese possuía 5 dedos e 14 GDL, sendo, 3 GDL em cada dedo.

Figura 10 - Representação de uma mão robótica em CAD.

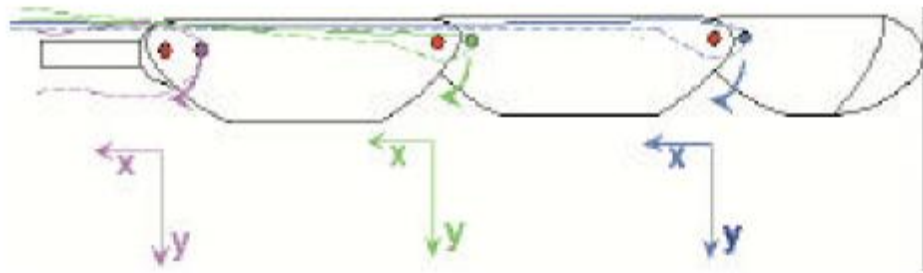


Fonte: (DeLaurentis, Mavroidis, & Pfeiffer, 2000).

Os movimentos de mão realizados pelo protótipo da Figura 10, são os movimentos de extensão e flexão. A atuação deste protótipo é feita por um conjunto de cabos dentro da estrutura dos dedos, ligados ao atuador de LMF em formato de fios de 0,15 mm. Na Figura

11 é apresentado o roteamento interno dos tendões no dedo. Uma característica importante para este design é que todos os cabos correm em cima das juntas, exceto para a junção mais próxima da palma.

Figura 11 - Roteamento de tendões no protótipo de dedo.

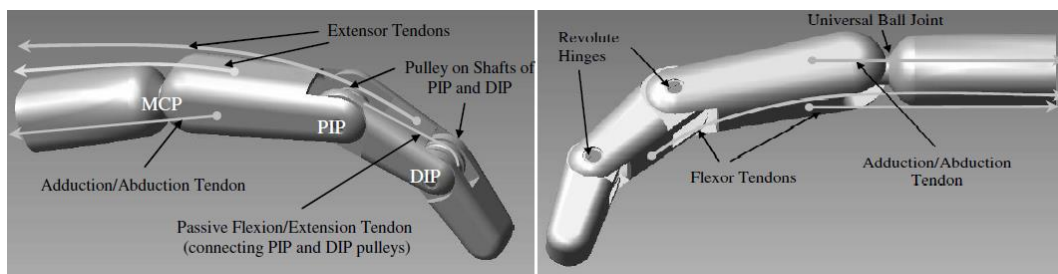


Fonte: (DELAURENTIS, MAVROIDIS e PFEIFFER, 2000).

Os resultados apresentados por (DELAURENTIS, MAVROIDIS e PFEIFFER, 2000) estimam que a força do dedo seja de aproximadamente 9,1 N e a potência elétrica máxima total para a mão é de 16,8 Watts.

Com a finalidade de desenvolver próteses para crianças BUNDHOO e PARK (2005), produziram um dedo artificial acionado por LMF fixados no protótipo para simular os tendões naturais, conforme mostrado na Figura 12. As dimensões do dedo são apresentadas na Tabela 2.1. O dedo proposto é um mecanismo de atuação híbrida com 4 GDL, onde as juntas MCP e PIP são ativas e a junta DIP e PIP são juntamente passivas por meio de polias.

Figura 12 - Modelo em CAD de uma prótese de dedo para crianças acionada por LMF.



Fonte: (Bundhoo & Park, 2005).

Tabela 2.1 – Dimensões do dedo.

Comprimento (mm)			Largura (mm)			Profundidade (mm)		
Proximal	Medial	Distal	MCP	PIP	DIP	MCP	PIP	DIP
34	22,5	18	15	14,25	12,5	15	13,13	10,38

Fonte: (Bundhoo & Park, 2005).

O dedo produzido por BUNDHOO e PARK, foi projetado para realizar quatro movimentos: flexão/extensão e adução/abdução. Utilizando fios de LMF com diâmetro de 0,582 mm foi realizado os movimentos de flexão e adução/abdução da junta MPC, já para o movimento de flexão da junta PIP foi usado um fio com diâmetro de 0,69 mm. Os ângulos propostos pelos autores foram de 90° para flexão/extensão e 20° para adução/abdução para a junta MCP, flexão/extensão de 100° na junta PIP e 80° na DIP. Os comprimentos de fios de LMF necessários para realizarem tais movimentos, assim, como a máxima força de atuação dos fios pode ser visto na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Comprimento e Força de Atuação para fios de LMF

Falange/Juntas	Diâmetro do fio de LMF (µm)	Comprimento do fio de LMF (mm)	Máxima força de atuação (N)
Adução/Abdução	582	95,3	35,2
Flexão MCP	582	418	35,2
Flexão PIP	689	632,3	49,3

Fonte: (Bundhoo & Park, 2005).

ANDRIANESIS e TZES (2008) desenvolveram uma mão com 5 dedos e 16 articulações, acionada por fios de LMF de 0,20 mm de diâmetro. Cada dedo possui 3 articulações que permitem os movimentos de flexão/extensão. O polegar também é composto por três articulações, mas apenas duas são responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão, a terceira articulação encontra-se mais próxima ao pulso, permitindo os movimentos de adução/abdução. Os ângulos realizados para tais movimentos são: 90° para as articulações MCP e DIP; 50° de flexão e 80° de adução para o polegar.

Figura 13 - Protótipo de mão robótica.



Fonte: (Andrianesis & Tzes, 2008).

O protótipo acima foi projetado utilizando uma ferramenta CAD (Computer Aided Design) e fabricada por meio de prototipagem rápida tridimensional.

SILVA, SOUTO, et al (2012) desenvolveram um protótipo de dedo robótico com 3 GDL e características fisiológicas semelhantes à de um dedo humano, Figura 14. O protótipo foi confeccionado em polímero ABS via prototipagem rápida e acionado por fios de LMF de Ni-Ti com 0,31 mm de diâmetro para realizar o movimento de flexão, o movimento de extensão foi efetuado por anéis ortodônticos de borracha.

Figura 14 - Fotografia do dedo biométrico com a câmera para medição dos ângulos.



Fonte: (Andrianesis & Tzes, 2008).

Foi desenvolvido um sistema de controle baseado em lógica fuzzy. A câmera foi utilizada como sensor de medição de ângulos formados por cada falange. As medidas de comprimento e ângulos formados pelas juntas estão listados na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Comprimento e ângulos das falanges propostos para o dedo biométrico.

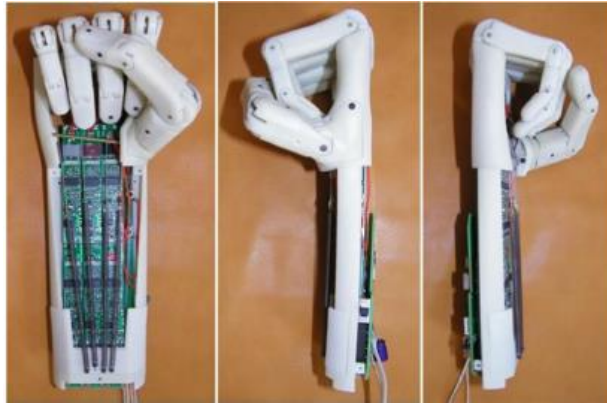
Falange/Juntas	Comprimento	Ângulo
Proximal/MCP	44,8 mm	90°
Medial/PIP	26,2 mm	100°
Distal/DIP	17,7 mm	80°

Fonte: (Silva, Souto, Araújo, Silva, & Emiliavaca, 2012).

O protótipo de dedo construído neste trabalho possui uma leve inclinação, formando as seguintes posições de repouso: falange proximal (FP) = 40°, falange medial (FM) = 20° e falange distal (FD) = 15°.

Em 2014, Andrianesis e Tzes, publicaram um protótipo completo de mão robótica acionada por fios de LMF de 0,25 mm de diâmetro que foi capaz de gerar uma força de 4N na extremidade dos dedos. O protótipo é constituído de 5 dedos e 15 GDL, sendo 11 GDL ativos (1 atuado e 10 subatuados) e 4 GDL passivos. O modelo desenvolvido pode ser visto na Figura 15.

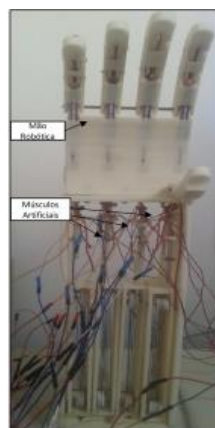
Figura 15 - Protótipo de mão robótica.



Fonte: (Andrianesis & Tzes, 2014).

SILVA (2015) desenvolveu a estrutura mecânica de uma mão robótica completa, Figura 16, o protótipo foi projetado em programa computacional CAD e posteriormente fabricado em polímero ABS por meio de prototipagem rápida usando uma impressora tridimensional. Foi desenvolvido um sistema mecânico para acondicionar os fios de LMF com diâmetro de 0,31 mm denominado de Músculo Artificial (MA), o que facilitou a compactação dos fios.

Figura 16 - Mão robótica impressa em polímero ABS.

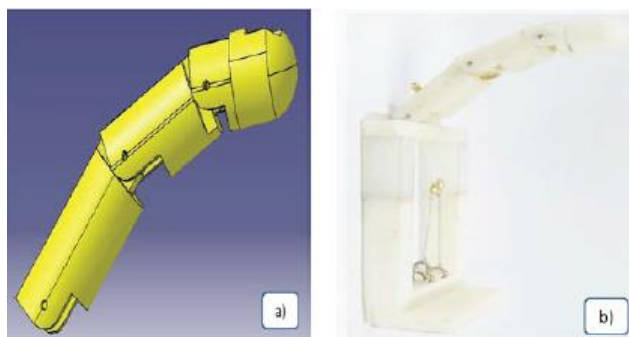


Fonte: (Silva, 2015).

O protótipo desenvolvido por SILVA apresenta 13 GDL, sendo 4 dedos com 3GDL e o polegar com 1 GDL. Os ângulos das falanges propostos para os dedos da mão são: 90° para MCP, 90° para PIP e 40° para DIP. Já para o polegar o ângulo proposto é de 55° para a falange medial.

Uma das desvantagens em utilizar fios de LMF, como atuadores, é a necessidade de um grande comprimento de fio necessário para criar movimentos significativos. Recentemente, SILVA, AVELINO, et al (2017) publicaram um protótipo de dedo robótico acionado por molas de LMF. O protótipo do dedo pode ser visto na Figura 17.

Figura 17 - Protótipo do dedo: (a) Ambiente virtual e (b) Impresso em ABS.



Fonte: (Silva, Avelino, Nóbrega, & Firmino, 2017).

O protótipo foi projetado em ambiente virtual CAD e posteriormente fabricado em polímero ABS. As molas de LMF utilizadas no protótipo são micro molas ortodônticas M15 (15 mm corresponde à distância entre os centros dos olhais), o comprimento útil da mola é de 10,2 mm.

O dedo possui 3 GDL, sendo dois ativos e um passivo. Os ângulos formados pelas falanges do dedo são: 90° para a proximal, 90° para a medial e 10° para a distal.

2.5. CONCLUSÃO

A utilização de LMF como atuador para próteses de membros superiores está crescendo, devido à necessidade de solucionar os problemas nas próteses que fazem uso de atuadores convencionais. Entretanto, até mesmo os materiais de LMF apresentam suas desvantagens, como a atualização de grande quantidade de fios de LMF para se obter pequenos movimentos. Logo, este trabalho visa contribuir com melhores parâmetros com a utilização de molas de LMF como atuadores de mãos robótica.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. INTRODUÇÃO

Os primeiros passos para o desenvolvimento deste trabalho foi compreender os problemas encontrados no trabalho de SILVA, SOUTO, et al (2012) com o desenvolvimento de um dedo robótico e posteriormente por SILVA (2015) com o desenvolvimento de uma mão robótica completa, dado que, este trabalho visa a construção de uma garra robótica com características antropomórficas, assim como os trabalhos citados. Logo, foi desenvolvido um modelo de dedo com 3 GDL em ambiente computacional e um polegar fixo em posição oponível para realização do movimento de pinçamento. Posteriormente, o protótipo foi fabricado em polímero ABS e verificado a sua funcionalidade. Paralelamente ao desenvolvimento e fabricação da garra robótica foi realizada a caracterização termoelétrica e eletromecânica do atuador de LMF.

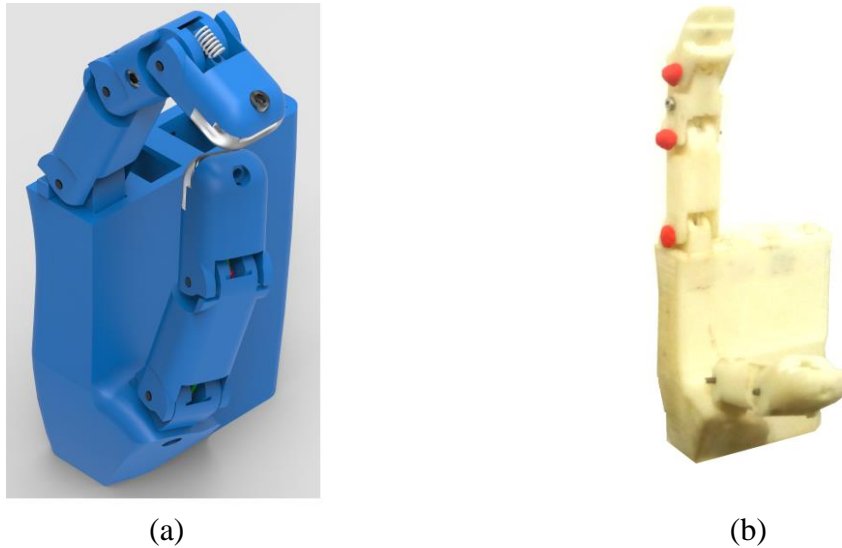
Os aspectos construtivos e de acionamento adotados na garra robótica e no atuador são discutidos com mais detalhes nas seções a seguir.

3.2. ELABORAÇÃO DA GARRA ROBÓTICA

O protótipo de garra robótica foi projetado em ambiente virtual CAD. O software utilizado no projeto foi o Autodesk Inventor 2015. O foco deste trabalho está no desenvolvimento de uma garra robótica utilizando molas de LMF como atuador

termomecânico, como pode ser visto na Figura 18. Logo, a garra foi desenvolvida com 2 dedos, sendo 1 com 3 GDL (dois ativos e um passivo) e o polegar, estático, em posição oponível.

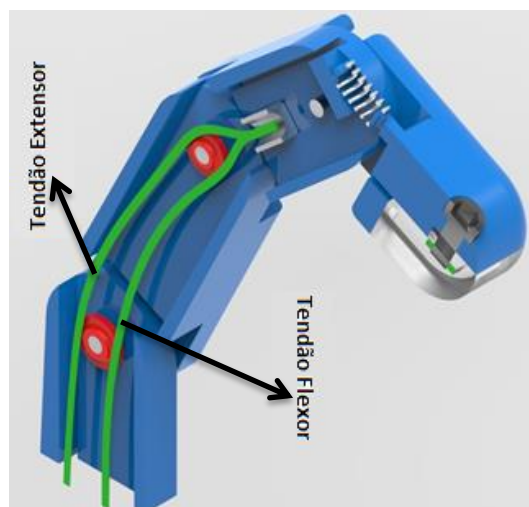
Figura 18 - Protótipo de garra robótica: (a) em software CAD e (b) impresso em ABS.



Fonte: Autoria Própria.

Os dedos possuem um mecanismo de polias que possibilita uma forma de movimentação ativa subatuada, assim, diminuído a quantidade de atuadores necessários no protótipo. Essa metodologia de subatuação foi utilizada no trabalho (Andrianesis & Tzes, 2014). Na Figura 19 é mostrada uma vista em corte do dedo.

Figura 19 - Protótipo do dedo: Vista em corte.



Fonte: Autoria Própria.

É possível perceber diante da Figura 19 que as articulações MCP e PIP possuem movimentação ativa, já a articulação DIP possui movimento passivo. A movimentação do dedo é realizada através de um par de tendões opostos: um para o movimento de flexão e o outro para o movimento de extensão, encaminhados sobre as polias de orientação. A mola disposta na articulação DIP faz com que a falange distal apresente uma leve inclinação, sua movimentação se dará quando a mesma entrar em contato com outro objeto, desta forma, contraindo a mola.

Na Tabela 3.1 são listados os valores de comprimentos e ângulos das falanges do dedo indicador.

Tabela 3.1 – Comprimento e ângulos das falanges propostos para o indicador

Falange/Juntas	Comprimento	Ângulo
Proximal/MCP	44 mm	90°
Medial/PIP	31 mm	90°
Distal/DIP	27 mm	90°

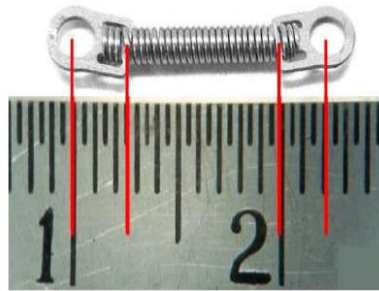
Fonte: Autoria Própria.

Foi definido que os movimentos de flexão e de extensão do dedo serão realizados por micro molas de LMF. Sendo o movimento de flexão realizado por uma micro mola de LMF e o movimento extensão realizado pelo atuador projetado para esta finalidade.

3.3. O ATUADOR

Os protótipos de mão robótica que utilizam fios de LMF como atuadores necessitam de um comprimento relativamente grande do fio. Neste trabalho é utilizado micro molas de LMF, comercialmente disponíveis e geralmente utilizadas em aplicações ortodônticas. As micro molas utilizadas são de NiTi M12, fornecidas pela empresa Dental Morelli. A especificação M12 corresponde à distância entre os centros dos olhais (12 mm), enquanto o comprimento útil da mola corresponde a 7,5 mm, como mostrado na Figura 20.

Figura 20 - Micro mola de LMF NiTi empregada como atuador no protótipo.



Fonte: (Sobrinho, et al., 2017).

Destaca-se que molas helicoidais são elementos de máquinas extensivamente utilizados em sistemas mecânicos sob tração, compressão ou torção, e suas características fundamentais são flexibilidade, aplicação controlada de força ou torque, ou ainda armazenamento e dissipação de energia. O funcionamento das molas obedece à Lei de Hooke. Segundo esta lei uma mola trabalha sob a ação de uma aplicação ou reconstituição de forças armazenadas na forma de energia elástica, tendo comportamento de deformação linearmente proporcional à força aplicada (Pires, Cardoso, & Holanda, 2016). Esta força proporcional que a mola é submetida é dada pela Eq. (3.1).

$$F = K * x \quad (3.1)$$

Já as molas de LMF se comportam de forma semelhante as molas convencionais quando utilizadas como elemento passivo na estrutura, exceto pelo seu comportamento não linear e histerético. Uma outra diferença fundamental é que molas de LMF podem trabalhar de forma ativa, modificando suas características estruturais através da alteração da rigidez ou geração de força e/ou deslocamento durante aquecimento (Emiliavaca, 2016).

Sabe-se por meio da Lei de Hooke que ao associar molas em paralelo a força equivalente corresponde ao somatório das forças exercidas por cada mola na associação. Logo, fazendo uso deste princípio, foi projetada uma base em ABS para fixar fisicamente 4 micro molas de LMF em paralelo, Figura 21.

Figura 21 - Atuador com micro molas de LMF.



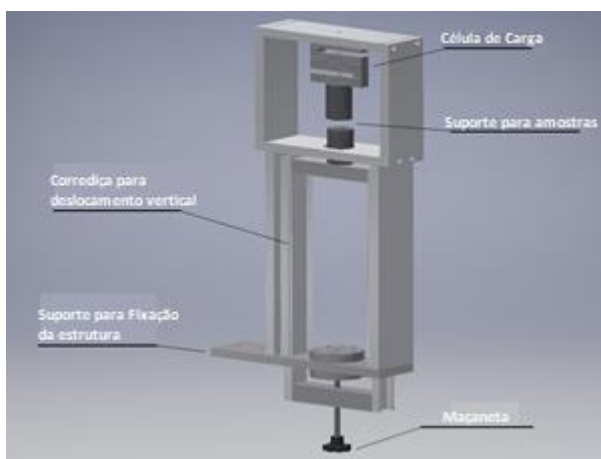
Fonte: Autoria Própria.

A disposição mecânica do atuador mostrado acima proporciona elevada deformação, elevada força exercida com uma menor ocupação de espaço, se comparado à utilização de fios de LMF.

3.4. CARACTERIZAÇÃO DO ATUADOR

Para analisar as características termomecânicas do atuador foi realizado ensaios de tração, utilizando a plataforma da Figura 22. Através desta plataforma de ensaios e auxílio da célula de carga (transdutor de força) e o termopar tipo K (sensor de temperatura) foi possível inquerir e relacionar propriedades como alongamento, corrente, temperatura, força e tempo. Tais propriedades são de fundamental importância para compreender o comportamento do atuador com molas de LMF.

Figura 22 - Plataforma de ensaios de tração.



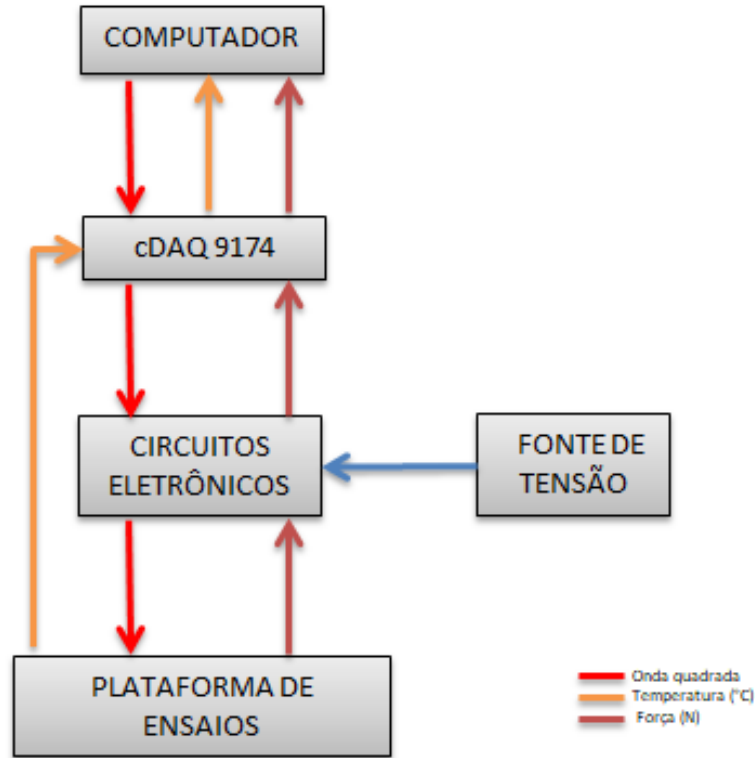
Fonte: Autoria Própria.

Para realização dos ensaios, o atuador sofreu alongamentos de 50%, 100% e 150% que corresponde aos comprimentos de 18 mm, 24 mm e 30 mm, respectivamente, e, em seguida foi aquecido por corrente elétrica fazendo que o atuador atingisse a temperatura de fase austenita. Os trabalhos de (Emiliavaca, 2016) e (Sobrinho, et al., 2017) indicam que a mola de LMF pode suportar um alongamento de até 500% de deformação reversível. Entretanto, como para movimentar o dedo do protótipo necessita-se apenas de 7 mm de deslocamento dos tendões flexor e/ou extensor, os ensaios de caracterização do atuador foram realizados até um alongamento de 150%.

3.4.1. Instrumentação do atuador

Para melhor compreensão e descrição das etapas de instrumentação, apresenta-se na Figura 23 um fluxograma do experimento realizado.

Figura 23 - Fluxograma da instrumentação do atuador.



Fonte: Autoria Própria.

Os processos mostrados na Figura 23 a serem explorados serão os que compreendem aos Circuitos Eletrônicos juntamente com o DAQ. Esses processos podem se subdividir em três partes principais:

- 1) Comunicação entre o computador e o protótipo;
- 2) Circuito de condicionamento de sinal para calibração da célula de carga;
- 3) Circuito de potência para fornecer corrente para o atuador.

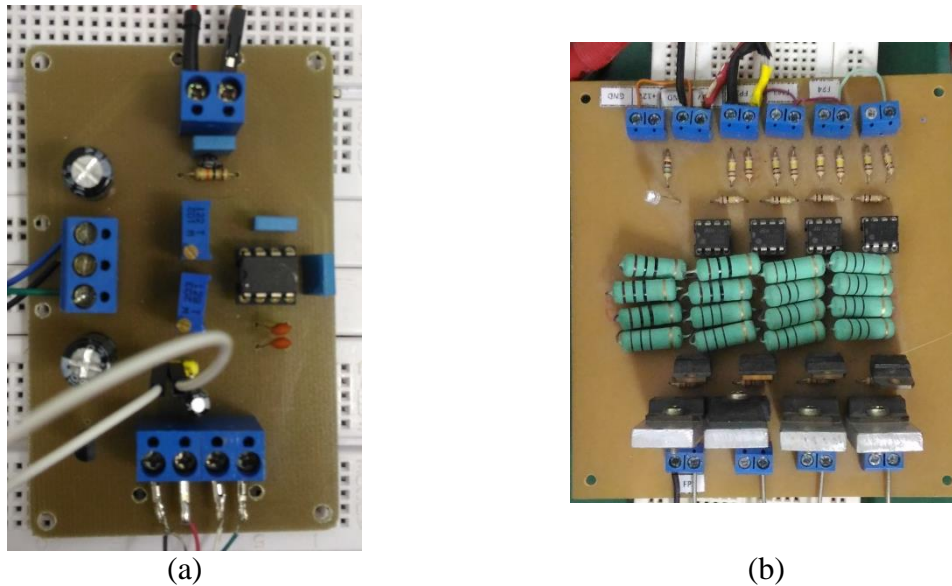
A comunicação entre o computador e o protótipo foi realizada com a interface NI cDAQ-9174 conectado por meio de uma porta USB. Este modelo suporta 4 módulos de entrada/saídas analógico-digitais. No experimento foi utilizado 3 módulos, sendo um módulo de saída analógica (NI 9263) e dois módulos de entrada analógica (NI 9201 e NI 9213).

A célula de carga é um transdutor que converte força mecânica em sinais elétricos. O transdutor utilizado foi do tipo S, modelo SCSA/ZL-5 que apresenta capacidade de medição até 5 Kgf e é alimentado por uma tensão de 10 Vcc. A conversão de força mecânica em sinais elétricos é executada por meio de extensômetros fixados na própria estrutura metálica da célula de carga. Tais mecanismos são bastante sensíveis à carga aplicada, logo, uma pequena deformação mecânica altera a resistência elétrica dos medidores de forma proporcional a carga, assim, alterando o sinal de tensão elétrica adquirido pelo DAQ. Para obter medições com a célula de carga, faz-se necessário a utilização de uma fonte de tensão para alimentar a célula, e um circuito condicionador de sinal Figura 24a, responsável pela amplificação da tensão com intuito de aumentar a resolução da medição, pois o sinal de tensão enviada pela célula é relativamente pequena. Foi realizada uma calibração na célula de carga para garantir que a mesma funcione de forma adequada, esse processo de calibração consiste em ajustar a tensão lida pelo módulo NI 9201 em 0 V quando não houver carga aplicada na célula e uma tensão de 10 V para a carga máxima que se deseja medir. O processo de calibração foi realizado aplicando carga com pesos conhecidos, assim, os resultados de tensão elétrica foram coletados através de um programa desenvolvido no LabVIEW, possibilitando converter a tensão elétrica em um valor de força Eq. (3.2).

$$Força = (1,9354 * Tensão) - 1,3711 \quad (3.2)$$

A ativação do atuador acontece por aquecimento resistivo causado pela passagem de corrente elétrica, ou seja, por Efeito Joule. Para gerar esse efeito no atuador, foi desenvolvido uma no LabVIEW que envia um sinal de onda quadrada do módulo NI 9263 para o circuito de potência, responsável por amplificar a corrente, logo, o circuito trata-se de uma fonte de corrente controlável Figura 24b.

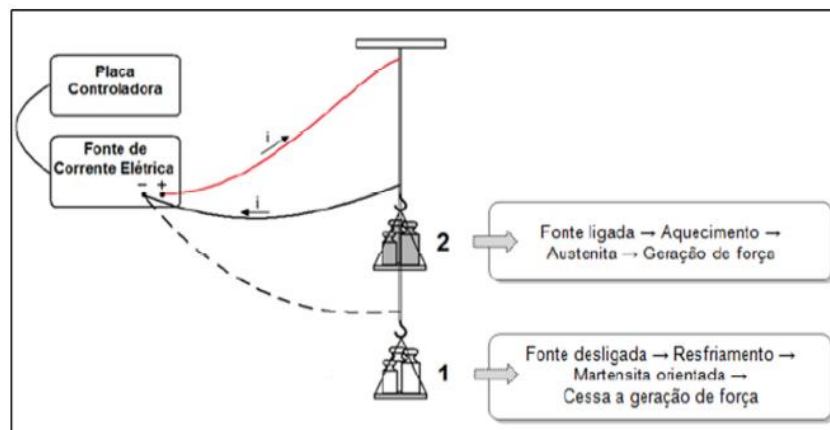
Figura 24 - Circuitos Eletrônicos: (a) Circuito condicionador de sinais para calibração da célula de carga e (b) Circuito amplificador de corrente.



Fonte: Autoria Própria.

Após a realização do experimento utilizando a plataforma da Figura 22, o atuador foi submetido a um processo de duplo sentido, que leva a uma auto contração, para observarmos o efeito de memória de forma. Esse processo pode ser exemplificado na Figura 25.

Figura 25 – Ensaio de tração e deformação do atuador.



Fonte: (SILVA, 2015).

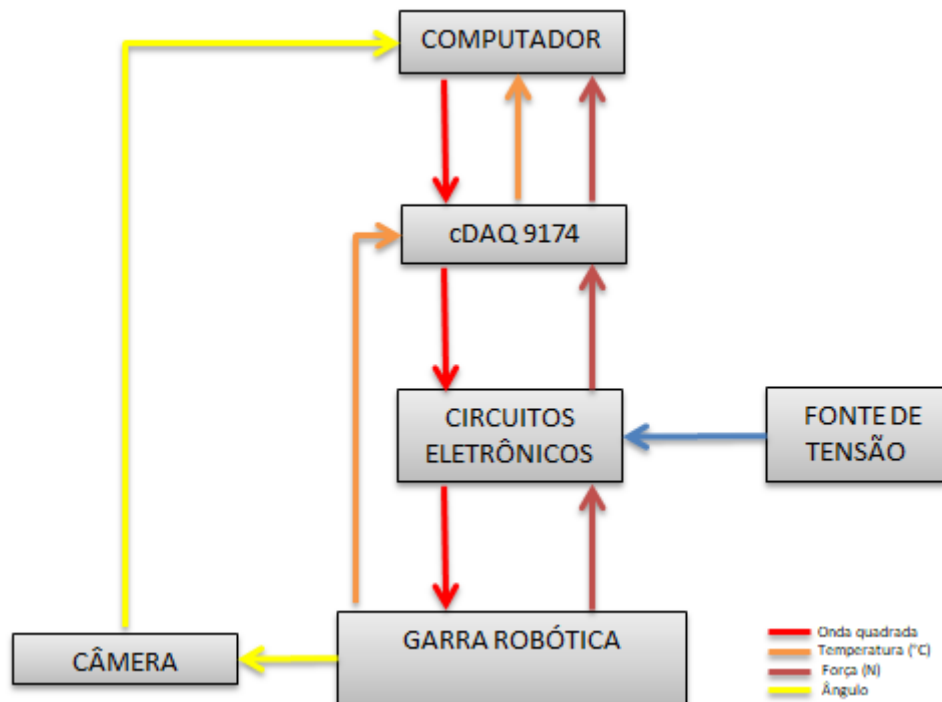
Esse processo ilustrado na Figura 25 consiste em aplicação de uma carga mecânica (peso), fazendo que o atuador sofra uma deformação, assim, possibilitando a análise da relação força X deslocamento. Para que o atuador volte a posição inicial é aplicado uma corrente elétrica para ativar o atuador por Efeito Joule, assim, o atuador sairá da posição 1

para a posição 2, quando a passagem de corrente elétrica for interrompida o atuador voltará para a posição 1. Esse ensaio possibilita relacionar informações como: deslocamento, deformação, força, corrente, temperatura e tempo. Tais informações são importantes para melhor compreensão do funcionamento do efeito de memória de forma do atuador. O deslocamento foi aferido utilizando um transdutor de deslocamento linear o LVDT.

3.5. INSTRUMENTAÇÃO DA GARRA ROBÓTICA

Para melhor compreensão dos processos executados na instrumentação da garra robótica, apresenta-se na Figura 26 um fluxograma.

Figura 26 – Fluxograma de instrumentação da garra robótica.



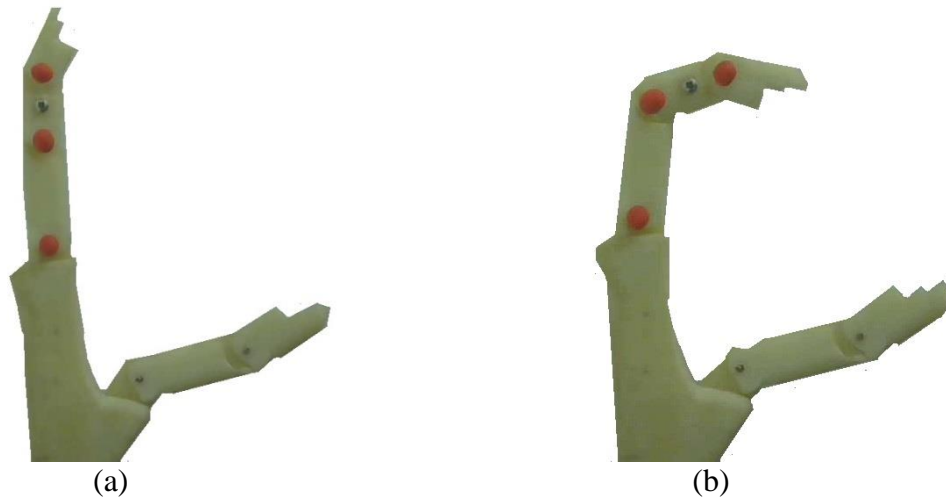
Fonte: Autoria Própria.

Os principais processos ilustrados na Figura 26 a serem analisados, compreendem aos Circuitos de Potência e a Câmera, pois os mesmos permitem a ativação do atuador e a observação dos ângulos formados pelas falanges.

Os movimentos de extensão e flexão da garra foram realizados pelo atuador da Figura 21 e pela mola da Figura 20, respectivamente. Inicialmente a garra encontra-se na posição de repouso, Figura 27a, após a ativação da mola por Efeito Joule o tendão flexor

exerce uma força fazendo que o dedo vá para a posição da Figura 27b. Para retornar à posição de repouso a mola é desativada e o atuador de LMF no tendão extensor é ativado.

Figura 27 – Movimentos da Garra: (a) Posição de repouso e (b) Atuador do tendão extensor ativado.



Fonte: Autoria Própria.

Os circuitos de potência consistem na mesma placa de circuito da Figura 24b. Tal circuito foi utilizado para acionar o atuador e a mola de LMF, por meio de um sinal de onda quadrada enviada do módulo NI 9263 a entrada do circuito de potência, que por sua vez, amplifica o sinal ativando os atuadores. Para capturar a temperatura dissipada nos atuadores foram utilizados termopares tipo K.

A câmera foi utilizada para medição dos ângulos formados pelas falanges, possibilitando a visualização e análise, entre, os ângulos esperados e os medidos. As amostras foram tratadas numa rotina programada no LabVIEW em conjunto com MatLab.

3.6. CONCLUSÃO

Todo o processo de desenvolvimento do protótipo de garra robótica levou em consideração as características antropomórficas da mão humana, fazendo que a garra apresentasse características semelhantes, com seus movimentos sendo realizados por um par de tendões conectados a atuadores de LMF. Os resultados obtidos com a caracterização do atuador e a movimentação da garra são abordados no próximo capítulo.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. INTRODUÇÃO

Inicialmente são abordados os resultados obtidos nos ensaios de caracterização do atuador de LMF disposto de quatro micro molas em paralelo, e após, os resultados adquiridos a partir da movimentação da garra. Todos os resultados são comparados com os apresentados na literatura.

4.2. CARACTERIZAÇÃO TERMOMECÂNICA DO ATUADOR

A caracterização termomecânica foi realizada por meio de ensaios de tração e deformação no atuador da Figura 21, gerando, assim, informações precisas sobre temperatura, corrente elétrica, deslocamento, deformação e tempo.

Ao ser alongado o atuador apresentou forças residuais distintas para os três níveis de alongamentos apresentados. Essa força residual é a força exercida pelo atuador apenas com o alongamento, e pode ser vista na Tabela 4.1

Tabela 4.1 – Força residual do atuador.

Alongamento	Força residual
50%	3,14 N
100%	6,06 N
150%	7,27 N

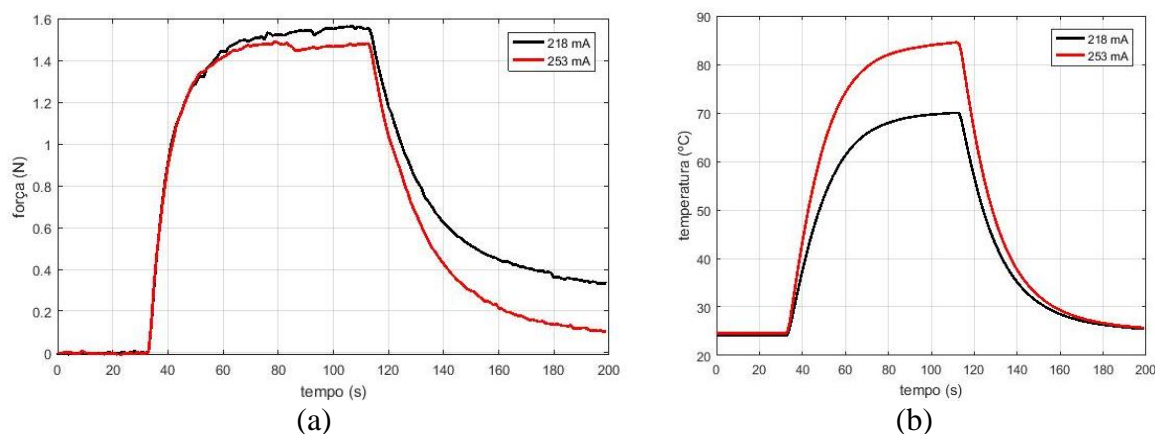
Fonte: Aatoria Própria.

Ao ser ativado por passagem de corrente elétrica a força exercida pelo atuador irá aumentar, a força final menos a força residual é chamada de variação da força (Δf). Para melhor compreensão, os resultados são analisados em função do alongamento de 50%, 100% e 150% do atuador utilizando a plataforma de ensaios de tração da Figura 22, e logo, após, em relação à deformação de 150% utilizando o processo apresentado na Figura 25.

4.2.1. Alongamento de 50%

Ao alongar o atuador em 50%, ele foi submetido a dois níveis de corrente elétrica e essa variação de corrente resultou em resultados distintos de Δf , tempo e temperatura, como se pode observar na Figura 28 e Figura 29.

Figura 28 – Alongamento de 50%: (a) Δf X Tempo e (b) Temperatura X Tempo.

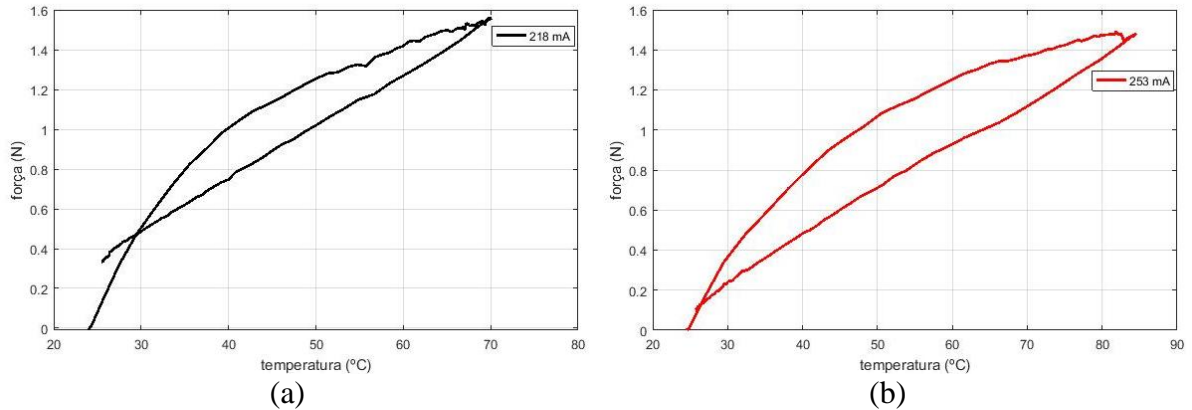


Fonte: Aatoria Própria.

Nas Figuras 28a e 28b pode-se observar que para diferentes degraus de correntes o atuador apresentou temperaturas bem distintas, entretanto, as Δf para os dois níveis de correntes estão próximos, isso ocorreu devido o pequeno alongamento exercido sobre a mola.

Na Figura 29, pode-se observar a relação entre variação da força e temperatura para os dois níveis de degrau de corrente aplicado.

Figura 29 – Δf X Temperatura alongamento de 50%: (a) corrente de 218 mA e (b) Corrente de 253 mA.



Fonte: Autoria Própria.

Na Tabela 4.2 pode-se observa os dados referentes a Δf e temperatura máxima para os diferentes níveis de degrau de corrente elétrica.

Tabela 4.2 – Alongamento de 50 %.

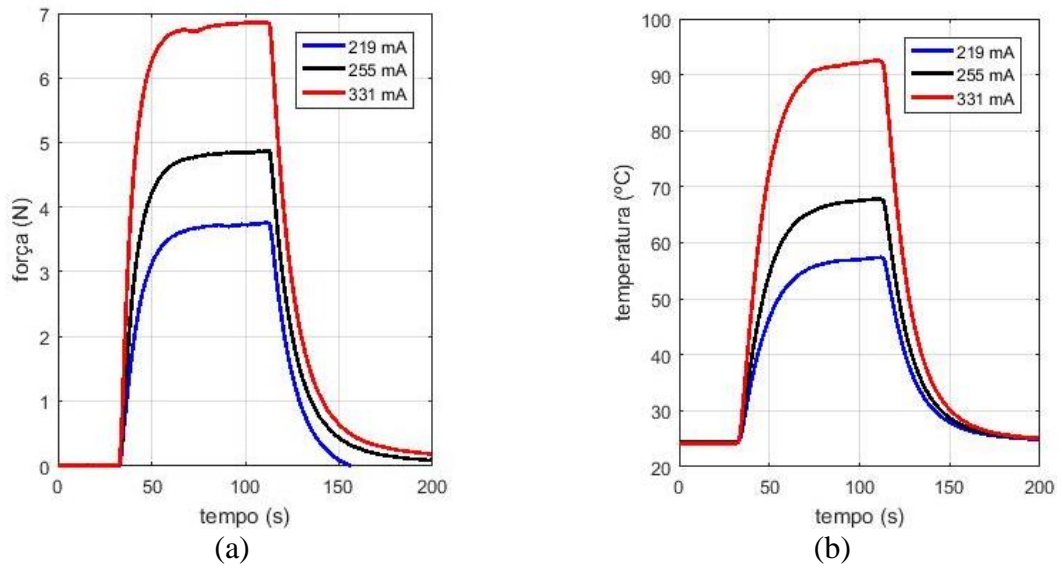
Corrente Elétrica	Temperatura	Δf
218 mA	70°C	1,588 N
253 mA	84,5°C	1,503 N

Fonte: Autoria Própria.

4.2.2. Alongamento de 100%

Ao alongar o atuador em 100%, o mesmo foi submetido a três níveis de degrau de correntes elétricas, assim proporcionando resultados distintos de Δf , tempo e temperatura, como se pode observar na Figura 30 e Figura 31.

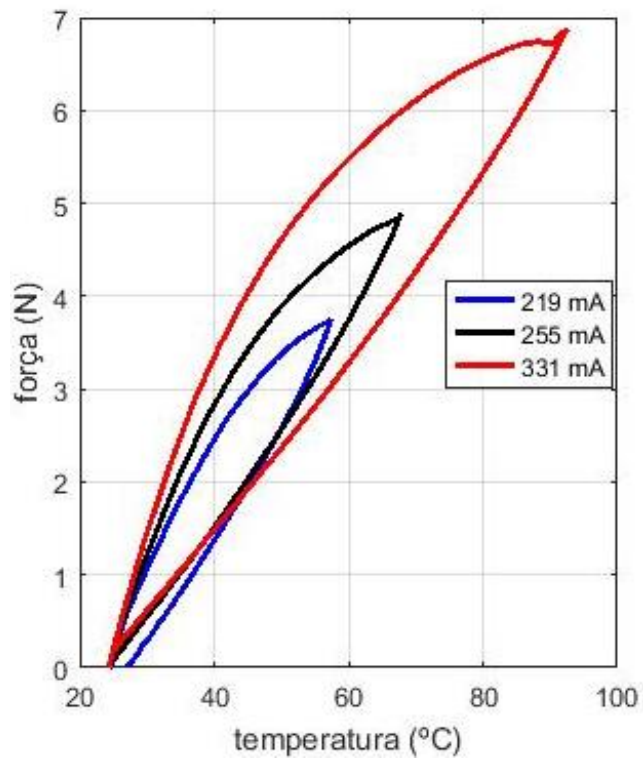
Figura 30 – Alongamento de 100%: (a) Δf X Tempo e (b) Temperatura X Tempo.



Fonte: Autoria Própria.

Pode-se observar na figura acima que para os três níveis de corrente o atuador apresentou temperaturas e Δf distintas, essa relação de Δf X temperatura pode ser melhor observado na Figura 31.

Figura 31 – Δf X Temperatura alongamento de 100%.



Fonte: Autoria Própria.

Na Tabela 4.3 pode-se observar os dados referentes a Δf e temperatura máxima para os diferentes níveis de degrau de corrente elétrica.

Tabela 4.3 – Alongamento de 100 %.

Corrente Elétrica	Temperatura	Δf
219 mA	57,4°C	3,977 N
255 mA	77,7°C	4,877 N
331 mA	92,5°C	6,871 N

Fonte: Autoria Própria.

4.2.3. Alongamento de 150%

Assim como no alongamento de 100%, o alongamento de 150% também foi submetido a três níveis de degraus de correntes elétricas.

Na Tabela 4.4 pode-se observar os dados referentes a Δf e temperatura máxima para os diferentes níveis de degrau de corrente elétrica.

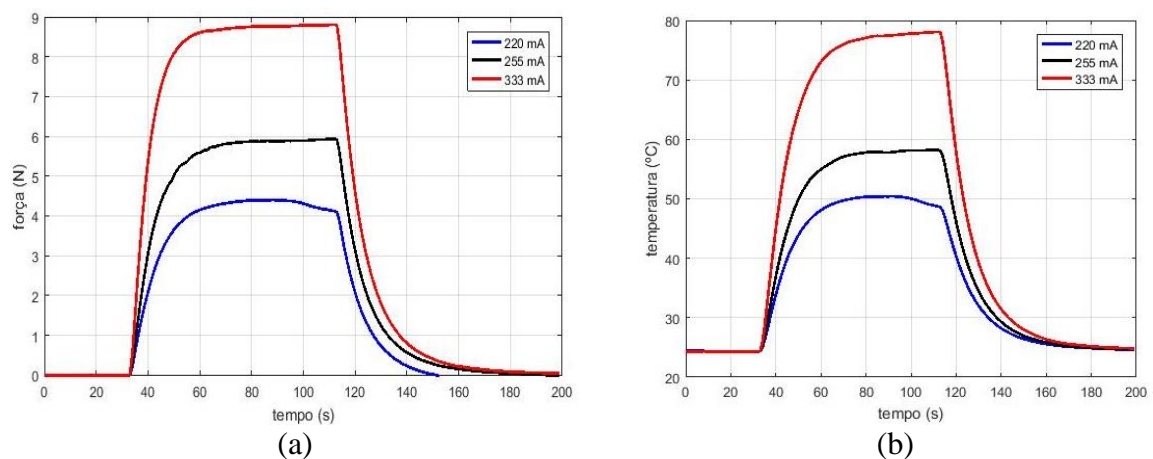
Tabela 4.4 – Alongamento de 150 %.

Corrente Elétrica	Temperatura	Δf
220 mA	50,4°C	4,618 N
255 mA	58,2°C	5,948 N
333 mA	78°C	8,819 N

Fonte: Autoria Própria.

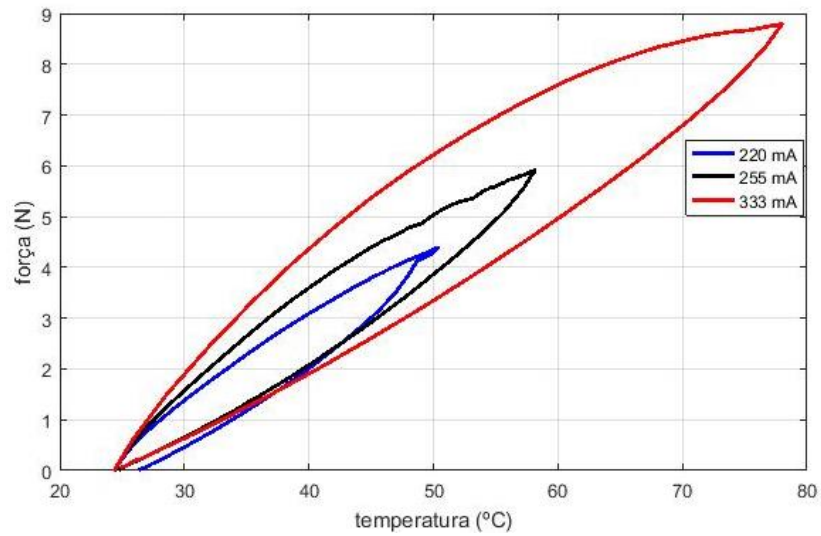
Os resultados podem ser vistos nas Figuras 32 e 33.

Figura 32 – Alongamento de 150%: (a) Δf X Tempo e (b) Temperatura X Tempo.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 33 – Δf X Temperatura alongamento de 100%.

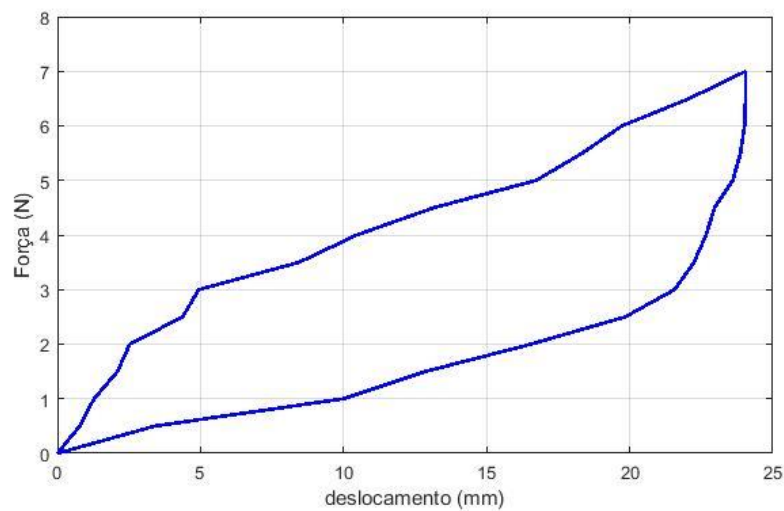


Fonte: Autoria Própria.

4.2.4. Deformação de 150%

O comportamento termomecânico do atuador pode ser observado através de ensaios de tração de duplo sentido, ao aplicamos carga e descarga até uma determinada deformação ou força, assim, o efeito memória de forma pode ser observado. O resultado deste ensaio pode ser observado na Figura 34.

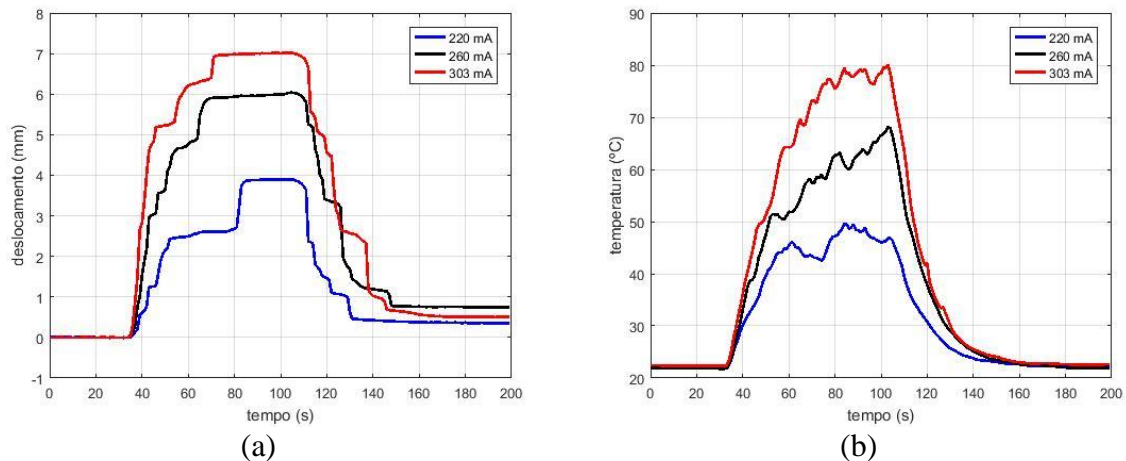
Figura 34 – Força X deslocamento.



Fonte: Autoria Própria.

Para verificar a capacidade de deslocamento linear do atuador, o mesmo foi deformado a 150% com uma carga de 5 N e submetido a três níveis de degraus de corrente. Na Figura 35 pode-se observar os resultados deste ensaio.

Figura 35– Deformação de 150%: (a) Força X tempo e (b) Temperatura X tempo.



Fonte: Autoria Própria.

Foi escolhida a deformação de 150%, pois para realizar o movimento do protótipo necessitasse de um deslocamento de 7 mm. Logo uma deformação de 150% é mais que o suficiente para acionar a garra robótica.

4.3. TESTES DE ACIONAMENTO DA GARRA ROBÓTICA

O acionamento da garra foi feito por meio do atuador com quatro micro molas fisicamente em paralelo utilizada para o movimento de extensão, já para o movimento de flexão foi utilizada apenas uma micro mola de LMF deformada a 300%.

Os acionamentos do tendão flexor e do tendão extensor passaram por ciclos de acionamentos e desligamentos, proporcionando movimentos a garra através da passagem de corrente pelos acionadores. Para melhor compreensão dos resultados, os mesmos são apresentados para movimentação do tendão flexor e para movimentação do tendão extensor.

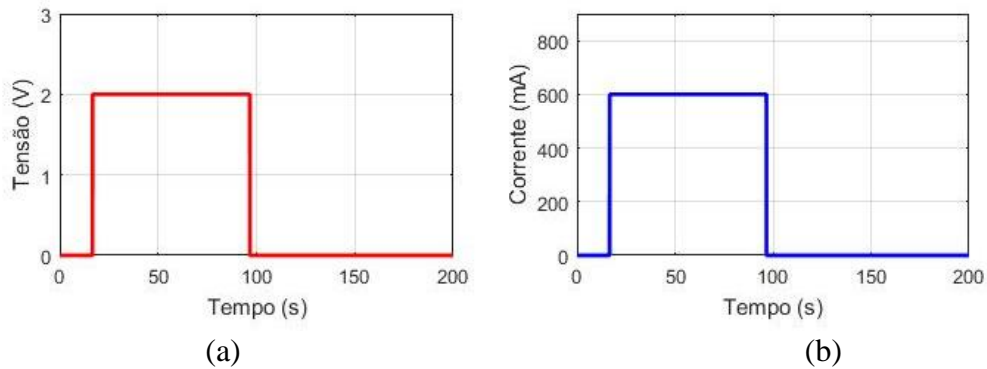
4.3.1. Movimento do Tendão Flexor

Para realizar o movimento de flexão foi utilizado uma micro mola M12 deformada em 300%, a esse nível de deformação (Emiliavaca, 2016) indica que a força residual da

mola é de aproximadamente 2,6 N e a variação da força de 1,5 N. Já o trabalho apresentado (Sobrinho, et al., 2017) indica que a força residual para mesma micro mola é de aproximadamente 2,2 N e a variação da força é de 1,6 N. Logo, estes parâmetros tornam a mola um dispositivo adequado de atuação para o tendão flexor.

Para gerar o movimento de flexão foi enviado um degrau de tensão elétrica do módulo NI 9263 para a entrada do circuito de potência, assim, gerando uma corrente elétrica de 600 mA para aquecer a mola por efeito resistivo. Na Figura 36 pode-se observar os sinais PWM de tensão e corrente.

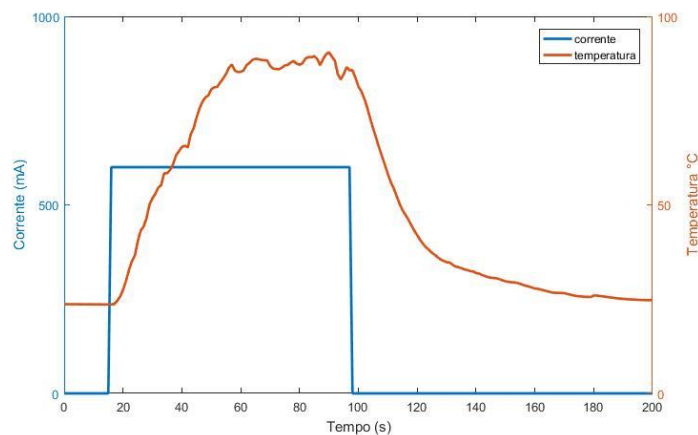
Figura 36 – Sinal PWM Flexor: (a) Tensão e (b) Corrente.



Fonte: Autoria Própria.

Na Figura 37 pode-se observar os efeitos causados pelo degrau de corrente em termos de temperatura e tempo no atuador.

Figura 37 – Movimento de Flexão: Corrente X Temperatura X tempo.



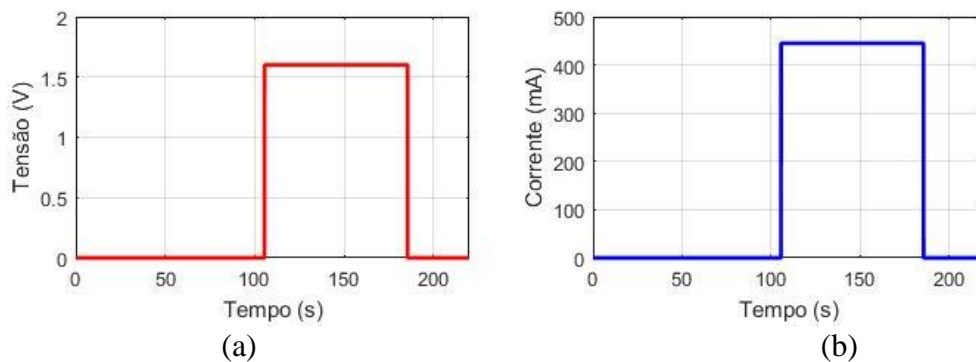
Fonte: Autoria Própria.

4.3.2. Movimento do Tendão Extensor

Para realizar o movimento de extensão foi utilizado o atuador caracterizado nas seções anteriores. O atuador foi deformado a 150% proporcionando uma variação de força no tendão extensor de aproximadamente 9 N e uma força residual de 7,27 N, o que faz desse atuador um excelente acionador do tendão extensor, pois o protótipo da garra impõe que uma força muito maior (aproximadamente 4 N) seja exercida para o movimento de extensão em relação ao movimento de flexão, onde a gravidade colabora para que uma menor força seja exercida pela mola.

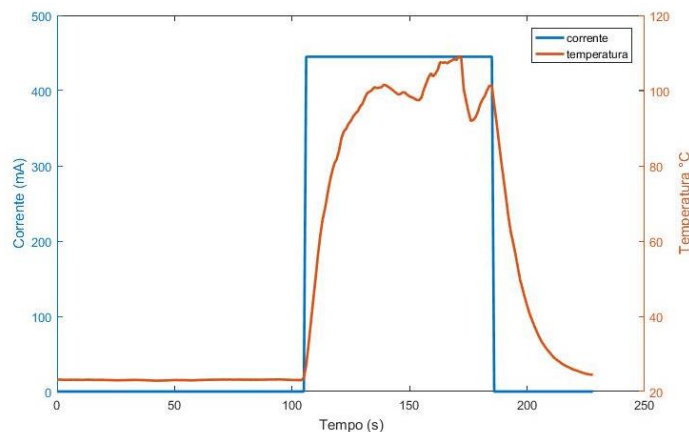
Após o desacionamento da mola responsável pelo movimento de flexão, foi aplicado um sinal PWM de tensão do módulo NI 9263 para uma entrada do circuito de potência, assim, gerando um degrau de corrente elétrica de 445 mA no atuador acionando o movimento de extensão. Na Figura 38 pode-se observar os sinais PWM de tensão e corrente. Já os efeitos dessa corrente elétrica podem ser observados na Figura 39.

Figura 38 – Sinal PWM Extensor: (a) Tensão e (b) Corrente.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 39 – Movimento de Extensão: Corrente X Temperatura X tempo.

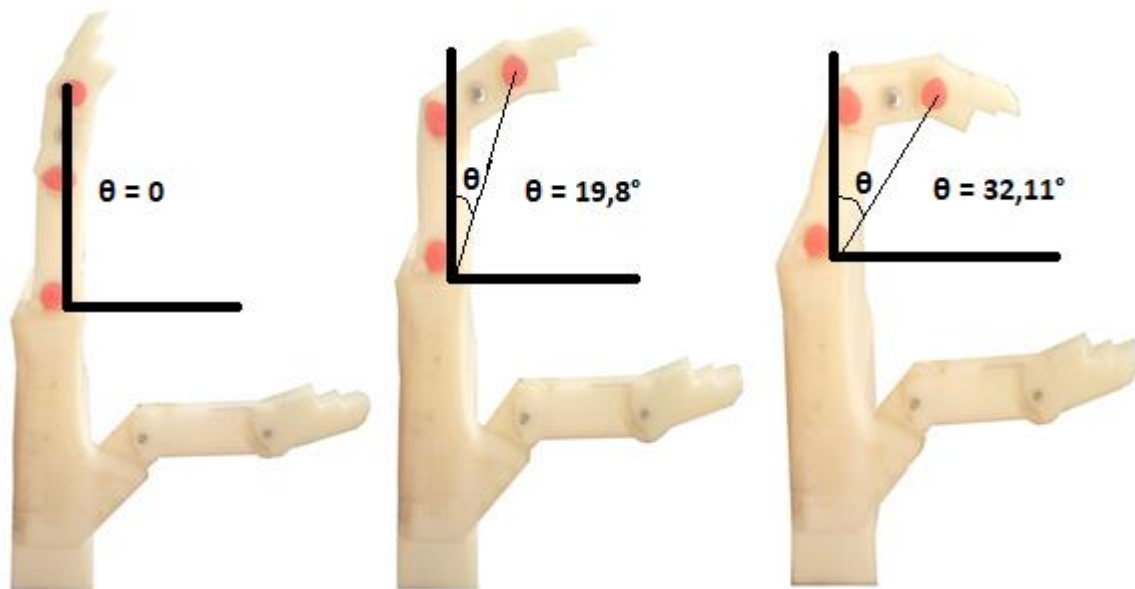


Fonte: Autoria Própria.

4.3.3. Monitoração do deslocamento formado na movimentação da garra

Para monitorar a posição inicial e final da garra foi utilizada uma câmera, assim, sendo possível monitorar os ângulos formados pelo deslocamento angular da garra. Como o acionamento da garra é através de dois tendões, basta acompanhar a movimentação de apenas umas das juntas Inter falangeanas, pois ao acionar um dos tendões todo o dedo irá se movimentar, assim, gerando sempre os mesmos ângulos. Neste trabalho observamos o deslocamento da junta DIP. Na Figura 40, pode-se observar a movimentação angular do dedo após ciclos acionamento da mola e do atuador de LMF.

Figura 40 – Imagens capturadas.



Fonte: Autoria Própria.

Com a câmera posicionada, foi-se capturada sequências de imagens da garra para processamento. Com auxílio do LabVIEW foi-se desenvolvido uma rotina de processamento de imagens, capaz de detectar a cor vermelha, assim, capturando a movimentação angular das juntas falangeanas marcadas com um ponto vermelho, como pode-se observar na Figura 40. As sequências de imagens capturadas pela câmera na Figura 40 nos indica que a junção DIP obteve uma movimentação angular de aproximadamente 32°.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados apresentados com a caracterização termomecânica do atuador de LMF demonstraram-se significativos, pois percebe-se que o alongamento e temperatura são diretamente proporcionais a força exercida pelo atuador, ou seja, ao alongar o atuador e aplicar diferentes níveis de corrente, a força irá crescer com o aumento dessa corrente. O mesmo acontece ao aplicarem-se os mesmo níveis de corrente para diferentes deformações, assim, quanto maior a deformação e o nível de corrente elétrica passando pelo atuador, maior será a força exercida pelo mesmo.

Ao comparar os trabalhos de (Emiliavaca, 2016) onde o autor faz a caracterização de uma micro mola M12 e obtém uma força máxima de aproximadamente 6 N com variação de força de 2 N para uma deformação de 500% e degrau de corrente de 400 mA, e de (Sobrinho, et al., 2017) onde os autores desenvolveram um motor termoelétrico com micro mola M12 e em sua caracterização obtiveram uma força máxima de aproximadamente 5,2 N com variação de força de 1,6 N e degrau de corrente de 400 mA, com os resultados da caracterização termomecânica do atuador apresentados nesse trabalho percebe-se que com o alongamento de 50% os resultados de força máxima e variação de força já se assemelham. Logo este atuador torna-se um dispositivo com características únicas de força e temperatura, tornando-se seu uso possível para aplicações em próteses, por ocupar pouco espaço e exercer forças superiores a utilização de fios de LMF.

A utilização do atuador de LMF para acionar o movimento de extensão do protótipo de garra robótica demonstrou-se eficaz, realizando movimentação angular de aproximadamente 32° como pode ser observado na Figura 40 com a sequência de imagens capturadas pela câmera.

Como perspectiva para trabalhos futuros planeja-se:

- Desenvolver um dispositivo de mão robótica com 5 dedos com juntas ativas e um braço robótico para acomodar todos dispositivos de atuação e sensoriamento (instrumentação);
- Controlar a força de agarramento da mão robótica;
- Controlar o movimento angular;
- Investigar possíveis aplicações com o atuador caracterizado neste trabalho.

BIBLIOGRAFIA

- Agne, J. E., Cassol, C. M., Bataglioni, D., & Ferreira, F. V. (2004). Limbs amputation causes identification in the University Hospital of Santa Maria. *Revista do Centro de Ciências da Saúde*, 30, 84-89.
- Andrianesis, K., & Tzes, A. (19-22 de Outubro de 2008). Design of an Anthropomorphic Prosthetic Hand Driven by Shape Memory Alloy Actuators. *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 517-522.
- Andrianesis, K., & Tzes, A. (25 de Maio de 2014). Development and Control of a Multifunctional Prosthetic Hand with Shape Memory Alloy Actuators.
- Bundhoo, V., & Park, E. J. (2005). Design of an artificial muscle actuated finger to wards biomimetic prosthetic hands. pp. 18-25.
- Bundhoo, V., & Park, E. J. (2005). Design of an Artificial Muscle Actuated Finger towards Biomimetic Prosthetic Hands. *Advanced Robotics, 2005. ICAR'05. Proceedings., 12th International Conference on. IEEE*, pp. 368-375.
- Bundhoo, V., Haslam, E., Birch, B., & Park, E. J. (2009). A shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, part I: design and evaluation . *Robotica*, pp. 131-146.
- Che, D., & Zhang, W. (2011). GCUA Humanoid Robotic Hand with Tendon Mechanisms and Its Upper Limb. *International Journal of Social Robotics*, 3(4), 395-404.
- Chowdhurya, D., Chattopadhyay, M., & Roy, P. (2013). Modelling and Simulation of Cost Effective Sensorless Drive for Brushless DC Motor. *Procedia Technology*, 10, 279-286.

- Cremer, D. (2017). *Micromotor Intra SL-30 - Gnatus*. Acesso em 22 de Setembro de 2017, disponível em Dental Cremer :
<https://www.dentalcremer.com.br/produto/855289/micromotor-intra-sl-30---gnatus>
- DeLaurentis, K., Mavroidis, C., & Pfeiffer, C. (Junho de 2000). DEVELOPMENT OF A SHAPE MEMORY ALLOY ACTUATED ROBOTIC HAND. *7th International Conference on New Actuators (ACTUATOR 2000)*, pp. 19-21.
- Furtado, L. S., & Gonçalves, R. S. (2014). PROTÓTIPO DA ESTRUTURA ROBÓTICA 3-RRR PARA REABILITAÇÃO DA MÃO HUMANA. *CBEB* , pp. 57-60.
- Gomes, J. G. (2017). *DIMENSIONAMENTO DOS ATUADORES DE UMA PRÓTESE DE MEMBROS SUPERIORES ENDOENERGÉTICA PARA AMPUTADOS TRANSMETACARPIANOS*. UNICAMP, Campinas.
- Lagoudas, D. C. (2008). Shape memory alloys: modeling and engineering applications. *Springer Science & Business Media*.
- Matsubara, S., Okamoto, S., & Lee, J. H. (Março de 2012). Prosthetic Hand Using Shape Memory Alloy Type Artificial Muscle.
- MICROMO. (2017). *Brushless DC Motors*. Acesso em 26 de Setembro de 2017, disponível em <https://www.micromo.com/brushless-dc-motors>
- Moore, K. L., Dallkey, A. F., & Agur, A. M. (2014). *Anatomia Orientada Para a Clínica (7ª ed.)*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Multilógica-Shop. (2017). *Servo motor contínuo SpringRC SM-S4303R (descontinuado)*. Acesso em 12 de 09 de 2017, disponível em Multilógica-Shop: <https://multilogica-shop.com/servo-motor-cont%C3%ADnuo-springrc-sm-s4303r>
- Nicolau, L. F. (2016). *SIMULAÇÃO DE ATUADORES TERMOMECÂNICOS UTILIZANDO MODELO CONSTITUTIVO PARA MATERIAIS DE MEMÓRIA DE FORMA*. UFPB, João Pessoa.
- Nogueira, L. d. (2016). *MÃO BIÔNICA MICROCONTROLADA*. CAMPOS DOS GOYTACAZES.
- Oliveira, B. R. (2016). *MODELAGEM E DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA REABILITAÇÃO DE DEDOS DA MÃO*. Catalão: UFG.

- Pfeiffer, C., DeLaurentis, K., & Mavroidis, C. (1999). Shape Memory Alloy Actuated Robot Prostheses: Initial Experiments. *Robotics and Automation*, 3, 2385-2391.
- Pires, K. L., Cardoso, K. R., & Holanda, R. V. (2016). PROJETO E CONSTRUÇÃO DE NEUTRALIZADOR DINÂMICO DE VIBRAÇÃO, UTILIZANDO MOLAS DE AÇO HELICOIDAIS. IX CONEM.
- PRADO, A. R. (2008). *MÚSCULOS ARTIFICIAIS BASEADOS EM POLÍMEROS ELETROATIVOS APLICADOS À ROBÓTICA DE REABILITAÇÃO*. UFES, Vitória.
- Reis, G. d., Júnior, A. J., & Campos, R. d. (2012). Perfil epidemiológico de amputados de membros superiores e inferiores atendidos em centro de referência. *Revista Eletrônica Saúde e Ciência*, 2(2), 52-62.
- Salvador, F. L. (2016). *Automatización de procesos de generación y medición de fases geométricas*. PUCP, Lima - Perú.
- Santos, H. F. (2008). *Controle de vibrações estruturais usando cerâmicas piezoelétricas em extensão e cisalhamento conectadas a circuitos híbridos ativo-passivos*. USP, São Carlos.
- Sashihara, E. M. (2007). *Produção da Liga Ni-Ti Com Efeito de Memória de Forma em Forno de Fusão por Feixe Eletrônico e sua Caracterização*. ITA, São José dos Campos.
- Silva, A. F. (2015). *DESENVOLVIMENTO E CARACTERIZAÇÃO DE UMA MÃO ROBÓTICA ACIONADA POR ATUADORES DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA*. UFPB, João Pessoa.
- Silva, A. F., Avelino, E. T., Nóbrega, A. M., & Firmino, J. F. (2017). Dedo robótico acionado por molas de liga com memória de forma. *Principia*, 60-67.
- Silva, A. F., Souto, C. d., Araújo, C. J., Silva, S. A., & Emiliavaca, A. (2012). Dedo Biométrico Artificial Acionado por Liga com Memória de Forma.
- Sobrinho, J. M., Catunda, S. Y., Cunha, M. F., Souto, C. d., Silva, S. A., & Santos, A. J. (2017). Electronic Instrumentation for the Characterization of a Rotary Thermoelectric Motor Driven by Shape Memory Alloy Springs. *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*.
- Sobrinho, J. M., Cunha, M. F., Souto, C. d., Santos, A. J., & Silva, S. A. (Maio de 2016). DESENVOLVIMENTO DE UMA GARRA ROBÓTICA ACIONADA COM ATUADORES DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA. CONEM.

- Spartano, M. A. (2006). *MOTORES DC BRUSHLESS: PRINCÍPIOS E APLICAÇÕES*. UNIVERSIDADE SÃO FRANCISCO, Campinas.
- Stucki, G., Reinhardt, J. D., Grimby, G., & Melvin, J. (2016). O desenvolvimento da “Pesquisa em Funcionalidade Humana e Reabilitação” a partir de uma perspectiva abrangente. *Acta fisiátrica*, 63-69.
- Teixeira, E. (2015). *Acionamento de Motor de Passo com MSP430*. Acesso em 11 de Setembro de 2017, disponível em EMBARCADOS: <https://www.embarcados.com.br/acionamento-de-motor-de-passo-com-msp430/>
- Thomazoni, L. (2015). *Análise e implementação de protótipo de mão robótica*. Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul.
- Tomei, G. P. (2014). Desenvolvimento de um Protótipo de um Robô de Cinemática Paralela do Tipo Delta Para Impressão Tridimensional de Peças. *Trabalho de Conclusão de Curso*.