



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

**DEDO ROBÓTICO ACIONADO POR ATUADOR
COMPOSTO POR MICROMOLAS DE LIGA COM
MEMÓRIA DE FORMA**

por

José Fernando de Moraes Firmino

*Dissertação de Mestrado apresentada à Universidade Federal da Paraíba
para obtenção do grau de Mestre.*

JOSÉ FERNANDO DE MORAIS FIRMINO

**DEDO ROBÓTICO ACIONADO POR ATUADOR
COMPOSTO POR MICROMOLAS DE LIGA COM
MEMÓRIA DE FORMA**

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

Orientador: Prof. Dr. Cícero da Rocha Souto

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

F525d Firmino, José Fernando de Moraes.

Dedo robótico acionado por atuador composto por micromolas de liga com memória de forma / José Fernando de Moraes Firmino. - João Pessoa, 2021.
80 f. : il.

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

1. Engenharia mecânica. 2. Dedo robótico. 3. Micromolas de LMF. 4. Atuadores compactos. 5. Engenharia de reabilitação. I. Souto, Cícero da Rocha. II. Título.

UFPB/BC

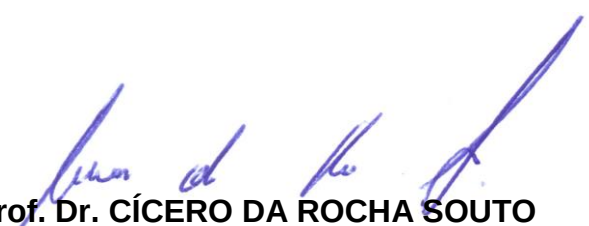
CDU 621(043)

DEDO ROBÓTICO ACIONADO POR ATUADOR COMPOSTO POR MICROMOLAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA

por

JOSÉ FERNANDO DE MORAIS FIRMINO

Dissertação aprovada em 29 de abril de 2021



Prof. Dr. CÍCERO DA ROCHA SOUTO
Orientador – UFPB



Prof. Dr. SIMPLICIO ARNAUD DA SILVA
Examinador Interno – UFPB



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

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa, Maria José da Silva de Moraes, por todo amor, carinho e compreensão a mim concedidos, tendo sido estes os principais combustíveis para que, assim, chegasse ao fim dessa jornada.

Também dedico ao Prof. Dr. André Felliipe Cavalcante Silva, por ter me incentivado a seguir o caminho da pesquisa científica e do desenvolvimento tecnológico.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, pela força, perseverança e capacidades concedidas para que eu chegasse ao fim dessa importante etapa em minha vida.

Ao meu orientador, o Prof. Dr. Cícero da Rocha Souto, por toda a atenção e presteza dedicada à produção deste trabalho. Tem sido uma honra, para mim, trabalharmos juntos.

Ao Dr. Henrique Martinni Ramos de Oliveira, que com sua grande experiência e conhecimento na área, me auxiliou, de maneira altruísta, na avaliação dos primeiros resultados desta pesquisa, concedendo-me indicações importantes para o prosseguimento do trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Sistemas e Estruturas Ativas (LaSEA), pelo apoio e companheirismo ao longo dessa jornada.

Ao laboratório Assert, em especial ao seu coordenador, o Prof. Me. Mateus Assis Maximo de Lima, por permitir, gentilmente, o uso de seus equipamentos para a realização de grande parte da prototipagem e ajustagem necessárias nesta pesquisa.

Ao FABLAB UFPB pelos serviços de prototipagem realizados neste trabalho.

À comunidade de desenvolvedores e apoiadores de softwares livres e projetos de código aberto, cujas ferramentas resultantes de seus esforços contínuos possibilitaram o desenvolvimento desta pesquisa da maneira como foi realizada.

À CAPES, pois o presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

E a todos aqueles, familiares e amigos, que contribuíram de alguma forma para que eu concluísse este trabalho.

DEDO ROBÓTICO ACIONADO POR ATUADOR COMPOSTO POR MICROMOLAS DE LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA

RESUMO

Neste trabalho é apresentado o desenvolvimento e a caracterização de um dedo robótico acionado por um mecanismo de movimentação composto por micromolas M12 de liga com memória de forma de níquel-titânio. Tal mecanismo foi elaborado de modo a permitir a realização dos movimentos de flexão e extensão das falanges do protótipo, fazendo o uso de dois pares antagônicos de molas de LMF, fixadas a uma pequena polia de ABS, centrada em um eixo, e ancoradas em uma base fabricada no mesmo polímero. Esse dispositivo foi caracterizado quanto à força e o deslocamento gerados com a ativação dos atuadores. O dedo robótico, que fora desenvolvido baseado nos resultados obtidos com os experimentos realizados no mecanismo e nos atributos antropomórficos da sua contraparte humana, também fora caracterizado quanto as angulações descritas pelos movimentos de suas falanges. Todo esse processo foi possível devido ao hardware eletrônico produzido para o acionamento dos atuadores, além de um conjunto de softwares, responsáveis pela aquisição e processamento dos dados, os quais foram armazenados e organizados numa análise detalhada dos resultados obtidos. Além disso, comparativos com outros trabalhos da área foram realizados, com o intuito de validar o protótipo elaborado neste estudo como sendo uma aplicação minimamente bem-sucedida de materiais de LMF no âmbito da engenharia de reabilitação. Os resultados obtidos mostraram que o dedo concebido foi capaz de formar três posições antropomórficas, cujas falanges descreveram ângulos muito próximos aos atingidos pelo dedo humano, além de fazê-lo de maneira mais rápida do que quase todos aqueles comparados. Dessa forma, ao serem considerados os objetivos e as características da pesquisa, as conclusões deste trabalho evidenciaram o seu êxito, podendo servir como base para a desenvolvimento de outros estudos correlatos no campo da engenharia de reabilitação.

Palavras-chave — Dedo robótico, micromolas de LMF, atuadores compactos, engenharia de reabilitação.

ROBOTIC FINGER DRIVEN BY AN ACTUATOR COMPOSED BY SHAPE MEMORY ALLOY MICRO-SPRINGS

ABSTRACT

In this work it is presented the development and characterization of a robotic finger driven by a movement mechanism composed by M12 shape memory alloy micro-springs. Such mechanism was designed to allow the flexion and extension movements of the prototype's phalanges, making use of two antagonistic pairs of SMA springs, fixed to a small ABS pulley, centered in a shaft, and anchored in a base produced in the same polymer. This device was characterized in terms of force and displacement generated with the triggering of the actuators. The robotic finger, that had been developed based on the results obtained with the experiments carried out on the mechanism and the anthropomorphic features of its human counterpart, it was also characterized in terms of angulations described by the movements of its phalanges. All this process was possible due to the electronic hardware, produced to drive the actuators, in addition to a group of developed software, responsible for the acquisition and processing of the data, which has been stored and organized in a detailed analyzes of the obtained results. In addition, comparisons with other works in the area were carried out, in order to validate the prototype elaborated in this study as being a minimally successful application of SMA materials, in the scope of rehabilitation engineering. The obtained results demonstrate that the conceived finger was able to form three anthropomorphic positions, whose phalanges described angles very close to those reached by the human finger, aside from doing it more quickly than almost all those compared. That way, when considering the objectives and characteristics of the research, the conclusions of this work evidenced its success, and can serve as a basis for the development of other related studies in the field of rehabilitation engineering.

Keywords — Robotic finger, SMA micro-springs, compact actuators, rehabilitation engineering.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos	2
1.1.1	Geral	2
1.1.2	Específicos	2
1.2	Organização do trabalho	2
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1	A mão humana	3
2.2	Ligas com memória de forma	6
2.3	Aplicação em dispositivos biomiméticos	9
3	MATERIAIS E MÉTODOS	17
3.1	Desenvolvimento do mecanismo de movimentação	18
3.1.1	Estrutura mecânica	18
3.1.2	Acionamento	23
3.1.3	Caracterização	26
3.2	Desenvolvimento do dedo robótico	32
3.2.1	Estrutura mecânica	32
3.2.2	Acionamento	36
3.2.3	Caracterização	37
3.3	Análise dos dados	39
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	40
4.1	Mecanismo de movimentação	40
4.1.1	Força	40
4.1.2	Deslocamento	43
4.2	Dedo Robótico	46
4.2.1	Primeira posição	46
4.2.2	Segunda posição	49
4.2.3	Terceira posição	52
4.3	Comparação dos resultados obtidos	56
5	CONCLUSÕES	59
5.1	Trabalhos futuros	60

REFERÊNCIAS	61
APÊNDICE A: CIRCUITO DE ACIONAMENTO	63
APÊNDICE B: ESQUEMÁTICO DA PCI DESENVOLVIDA	64
ANEXO A: CÓDIGO PARA CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA	65

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Visão dorsal da anatomia óssea da mão direita humana	3
Figura 2.2 – Posições funcionais da mão	4
Figura 2.3 – Representação dos tendões de um dedo humano	5
Figura 2.4 – Dados de tensão-deformação-temperatura que correspondem ao EMF . . .	7
Figura 2.5 – Ciclo de carregamento típico de uma LMF superelástica	8
Figura 2.6 – Esquemático do EMF criado pela reversão da martensita induzida por tensão	8
Figura 2.7 – Dedo robótico em movimento de flexão da falange proximal desenvolvido pelos autores	11
Figura 2.8 – Bancada experimental utilizada pelos autores	11
Figura 2.9 – Garra robótica desenvolvida pelos autores	12
Figura 2.10–Modelo protético usado e estrutura de atuação do dedo indicador desen- volvida pelos pesquisadores	14
Figura 2.11–Prótese robótica desenvolvida pelos pesquisadores	16
Figura 3.1 – Fluxograma da metodologia adotada no desenvolvimento do estudo . . .	18
Figura 3.2 – Dimensões, em mm, comuns às micromolas M12 utilizadas	19
Figura 3.3 – Ensaio mecânico de tração realizado na micromola M12 de LMF	20
Figura 3.4 – Vista explodida do mecanismo de atuação concebido	21
Figura 3.5 – Representação dos movimentos realizados pelo mecanismo, com a ativa- ção dos atuadores	21
Figura 3.6 – Mecanismo de atuação montado numa base para a realização de testes .	22
Figura 3.7 – Região para engaste dos tendões artificiais no mecanismo de atuação . .	23
Figura 3.8 – Esquemático usual de uma fonte de corrente controlada por tensão . . .	24
Figura 3.9 – Temperaturas de austenita final, para diferentes deformações, da micro- mola M12 de LMF	25
Figura 3.10–Bancada experimental para a caracterização da força gerada pelo aciona- mento do mecanismo	27
Figura 3.11–Esquematização da calibração da célula de carga	27
Figura 3.12–Bancada experimental para a calibração da célula de carga	28
Figura 3.13–Esquematização da bancada experimental para a caracterização do deslo- camento gerado pelo acionamento do mecanismo	30
Figura 3.14–Metodologia aplicada no processamento de imagens	31
Figura 3.15–Falanges do dedo robótico projetado	33
Figura 3.16–Vista explodida do dedo robótico	34

Figura 3.17–Vista explodida da base projetada	35
Figura 3.18–Dedo robótico montado na base	35
Figura 3.19–Placa de circuito impresso fabricada	36
Figura 3.20–Representação dos movimentos realizados pelo dedo robótico	37
Figura 3.21–Bancada experimental para a caracterização do dedo robótico	38
Figura 4.1 – Gráfico da Força e Corrente $\times$ Tempo	41
Figura 4.2 – Gráfico da Temperatura e Corrente $\times$ Tempo	41
Figura 4.3 – Gráfico da Temperatura $\times$ Tempo	42
Figura 4.4 – Gráfico da Força $\times$ Temperatura	43
Figura 4.5 – Gráfico do Ângulo e Corrente $\times$ Tempo	44
Figura 4.6 – Gráfico do Ângulo $\times$ Temperatura	44
Figura 4.7 – Gráfico do Deslocamento e Corrente $\times$ Tempo	45
Figura 4.8 – Gráfico do Deslocamento $\times$ Temperatura	46
Figura 4.9 – Movimentos realizados para a caracterização do dedo na primeira posição antropomórfica	47
Figura 4.10–Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange medial na primeira posição . . .	48
Figura 4.11–Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange distal na primeira posição . . .	48
Figura 4.12–Gráficos dos Degraus de Corrente $\times$ Tempo aplicados na primeira posição	49
Figura 4.13–Movimentos realizados para a caracterização do dedo na segunda posição antropomórfica	50
Figura 4.14–Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange proximal na segunda posição . . .	51
Figura 4.15–Gráficos dos Degraus de Corrente $\times$ Tempo aplicados na segunda posição	51
Figura 4.16–Movimentos realizados para a caracterização do dedo na terceira posição antropomórfica	52
Figura 4.17–Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange proximal na terceira posição . .	53
Figura 4.18–Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange medial na terceira posição . . .	54
Figura 4.19–Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange distal na terceira posição . . .	54
Figura 4.20–Gráficos dos Degraus de Corrente $\times$ Tempo aplicados na terceira posição	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Ângulos formados pelas articulações de um dedo humano	32
Tabela 3.2 – Comprimento médio, em mm, das falanges do dedo indicador humano .	33
Tabela 4.1 – Sumário dos resultados obtidos com a caracterização do dedo na primeira posição	49
Tabela 4.2 – Sumário dos resultados obtidos com a caracterização do dedo na segunda posição	52
Tabela 4.3 – Sumário dos resultados obtidos com a caracterização do dedo na terceira posição	55

LISTA DE SÍMBOLOS

ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CI	Circuito Integrado
CSV	<i>Comma-separated Values</i>
DIP	<i>Distal Interphalangeal</i>
EDA	<i>Electronic Design Automation</i>
EMF	Efeito Memória de Forma
EUA	Estados Unidos da América
FPS	<i>Frames Per Second</i>
GDL	Graus de Liberdade
IMREA	Instituto de Medicina Física e Reabilitação
LMF	Liga com Memória de Forma
MCP	<i>Metacarpophalangeal</i>
NiTi	Níquel-Titânio
OTA	<i>Operational Transconductance Amplifier</i>
PIP	<i>Proximal Interphalangeal</i>
PCI	Placa de Circuito Impresso
PWM	<i>Pulse-width Modulation</i>
SE	Superelasticidade
SUS	Sistema Único de Saúde
A	Amperes, unidade de corrente elétrica
A _f	Temperatura final de formação da austenita
Ah	Amperes-hora
Hz	Hertz, unidade de frequência
kg	Quilograma, unidade de massa
M _f	Temperatura final de formação da martensita
m	Metros, unidade de comprimento
mA	Unidade de miliamperes
mm	Unidade de milímetro
N	Newtons, unidade de força
px	Pixel, menor elemento de uma imagem
s	Segundos

V	Volts, unidade de tensão elétrica
W	Watts, unidade de potência
ΔS	Deslocamento linear
$\Delta\phi$	Deslocamento angular
μm	Unidade de micrometro
σMf	Martensita final induzida por tensão mecânica
°	Graus
°C	Graus Celsius
$\varnothing$	Diâmetro

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Sem dúvidas a mão humana é um órgão de imensa importância para o corpo e, conseqüentemente, para a qualidade de vida, já que com ela o ser humano é capaz de colher informações sensíveis do ambiente à sua volta por meio do tato, além de promover diversas ações e movimentos.

As funções da mão estão presente em quase todas as ações efetuadas pelo ser humano no seu cotidiano. Elas variam de atividades simples, como realizar preensões, transportes de objetos e alimentar-se, até complexas e minuciosas produções artístico-culturais. Diante disso, torna-se possível afirmar que quando o indivíduo perde este órgão de atributos tão intrincados, sofre com um considerável decréscimo nas suas capacidades. (SILVA, 2015).

A área da engenharia de reabilitação promove o uso dos fundamentos científicos e do emprego da tecnologia para replicar funções básicas e imprescindíveis de órgãos, como a mão, e aplicá-los na produção de dispositivos que auxiliem na recuperação de alguma habilidade motora comprometida ou perdida, como próteses. Segundo pesquisas, cerca de 1,3% da população nacional possui algum tipo de deficiência física, sendo que entre esses quase dois milhões e meio de indivíduos estão aqueles que perderam algum membro e que poderiam se beneficiar com o uso de dispositivos protéticos. (PNS, 2015).

Entretanto, outras pesquisas apontam que por volta de 30 a 50% dos amputados evitam o uso de próteses. A falta, ou a pouca fidedignidade, dos aspectos antropomórficos do membro protético, como aparência, movimentos efetuados e sensibilidade, além do peso elevado e ruídos produzidos, são algumas das características que afastam essa parcela do uso contínuo desses dispositivos. (SILVA, 2015).

Pensando nesta problemática, nos últimos anos, pesquisadores de todo o mundo têm encontrado nos materiais inteligentes, em especial nas ligas com memória de forma — LMF —, elementos atuadores capazes de reduzir o peso dos dispositivos, conceder maior maleabilidade, além de garantir uma geração satisfatória de força para a aplicação em próteses. (ANDRIANESIS; TZES, 2015).

Foi justamente fazendo o uso deste material que o presente trabalho alicerçou a sua

desenvolvimento. O foco no desenvolvimento de um dedo robótico que contenha as principais características antropomórficas, assim como capaz de mover-se de forma análoga ao de um humano, é a base fundamental para a produção de dispositivos protéticos que possam vir a suprir as necessidades da parcela de usuários resistentes ao uso das próteses atuais.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Geral

Projetar, desenvolver e caracterizar um protótipo de dedo robótico, contando com 3 graus de liberdade (GDL) ativos e com método de acionamento não-convencional, fazendo o uso de micromolas M12 de liga com memória de forma.

1.1.2 Específicos

- Elaborar algoritmos, baseados em relações matemáticas, capazes de descrever os fenômenos observados com a ativação dos atuadores de LMF;
- Atribuir ao projeto do dedo robótico, tanto quanto possível, características antropomórficas do dedo humano, detalhadas na literatura médica e especializada;
- Caracterizar o mecanismo de movimentação quanto a força gerada, temperatura de operação e deslocamento, angular e linear, assim como determinar as angulações formadas pelos movimentos das falanges do dedo robótico desenvolvido;
- Empreender comparações dos resultados obtidos com os de outros estudos da área.

1.2 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Além da presente divisão, o Capítulo 2 contém uma breve revisão bibliográfica a respeito dos temas abordados neste estudo, tentando trazer à luz da discussão assuntos pertinentes que justificaram a sua produção. Seguindo em uma relato mais elaborado, o Capítulo 3 inclui os materiais e métodos utilizados para o projeto e caracterização dos dispositivos que foram produzidos. No Capítulo 4 são listados os principais resultados obtidos neste trabalho, seguindo por devidas conclusões e sugestões para futuras pesquisas baseadas nesta, presentes no derradeiro Capítulo 5.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 A MÃO HUMANA

A mão humana é um dos mais importantes órgãos motores do corpo, também chamados de eferentes. Localizada na extremidade distal dos membros superiores, é capaz de prover uma série de funções, incluindo a captação de informações táteis do ambiente, a tornando também um órgão condutor, pois estas capturas são enviada ao cérebro. Ao todo, acrescidos daqueles pertencentes ao pulso, é composta por 27 ossos e 19 juntas. (LEVANGIE; NORKIN, 2011; SILVA, 2015).

A anatomia óssea típica de uma mão direita humana, em visão dorsal, pode ser observada na figura que segue:

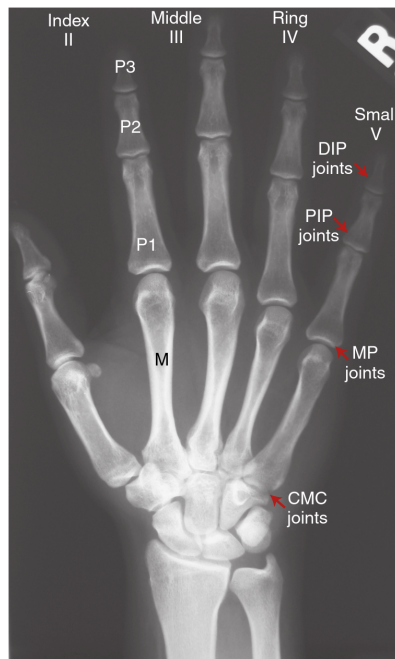


Figura 2.1 – Visão dorsal da anatomia óssea da mão direita humana. (LEVANGIE; NORKIN, 2011).

Segundo Levangie e Norkin (2011), embora as juntas do polegar sejam estruturalmente parecidas com as dos demais dedos, suas funções diferem significativamente. Devido a esse conjunto complexo de ossos e articulações, somados aos músculos, a mão humana

possui grande nível de maleabilidade e a capacidade de formar posturas que a permite realizar preensões de diferentes objetos. Nela estão distribuídos 23 graus de liberdade, sendo cinco para o polegar e mais quatro para os demais dedos. (SILVA, 2015).

Ao ser observada a Figura 2.1, percebe-se que os dedos são formados por falanges interconectadas por juntas comuns aos quatro deles, excluindo o polegar: a proximal, a mais longa e mais próxima da palma, conectada ao osso metacarpal pela articulação MCP (Metacarpofalangeana, na imagem apontada pela sigla MP); a medial, de extensão média e articulada pela junta PIP (Proximal-interfalangeana); e a distal, menor em comprimento, conectada à medial pela junta DIP (Distal-interfalangeana). O dedo oponível é formado apenas por duas falanges (proximal e distal).

Sendo assim, os dedos, com exceção do polegar, são articulados por essas três juntas, descrevendo angulações que auxiliam em diferentes tipos de preensões, ou garras, para a realização de atividades específicas presentes no cotidiano. Moore, Dalley II e Agur (2018) destacam que as funções essenciais da mão, que necessitam de especial atenção aos envolvidos em manter ou restaurar as suas atividades, são: a movimentação livre, a preensão de força, o manuseio de precisão e o pinçamento.

A figura que segue contém ilustrados alguns dos tipos de garra acima citados:

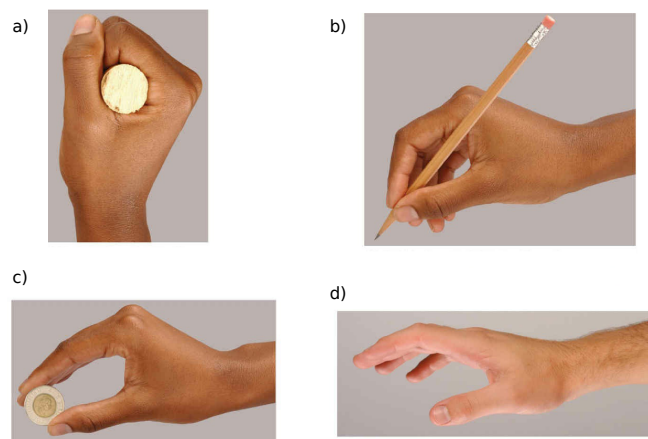


Figura 2.2 – Posições funcionais da mão. Onde: a) preensão de força; b) manuseio de precisão; c) pinçamento; e d) posição de repouso. Adaptado de Moore, Dalley II e Agur (2018).

É possível concluir, ao serem observadas as posições ilustradas na Figura 2.2, que (se for considerada a maneira natural de formá-las) as posições de precisão e pinçamento podem ser realizadas apenas utilizando o polegar e o dedo indicador. Além disso, a formação desses tipos de garra tornam-se possíveis graças às complexas e delicadas estruturas presentes nas partes dorsais e ventrais dos dedos: os tendões.

Os tendões são estruturas fibrosas, majoritariamente compostas por tecido conjuntivo,

cujas principais funções são conectar os músculos aos ossos, transmitindo força gerada por eles às ligações ósseas. Devido a isso, são essas estruturas que permitem a realização dos movimentos de flexão e extensão dos dedos, possibilitando a formação das diferentes posições assumidas pela mão para a efetuação de preensões específicas. (LEVANGIE; NORKIN, 2011).

A figura a seguir contém a representação de um dedo humano, em vista lateral, dispondo dos tendões extensores e flexores:

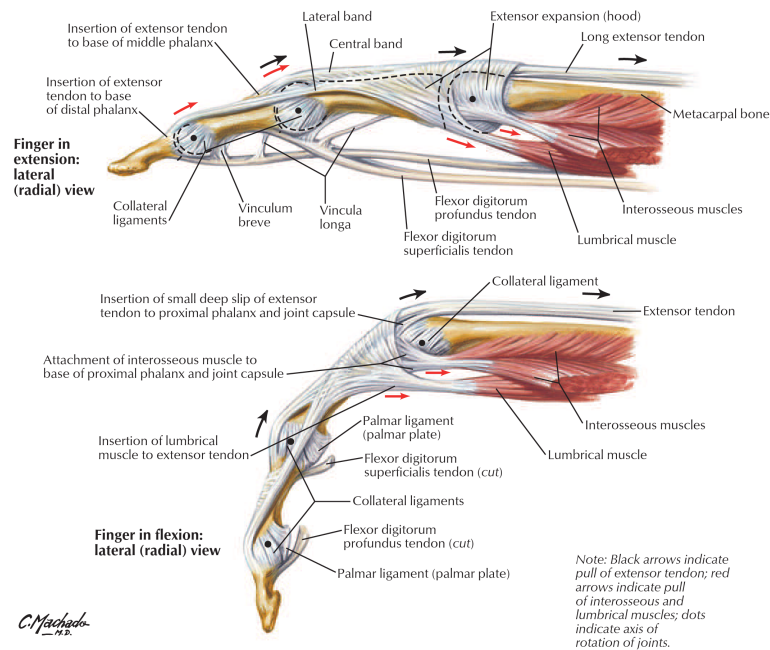


Figura 2.3 – Representação dos tendões de um dedo humano. (NETTER, 2018).

Considerando a localização das mãos no corpo humano, assim como a sua presença em quase todas as atividades cotidianas, incluindo na execução de trabalhos, estes órgãos são passíveis de acidentes e, conseqüentemente, amputações decorrentes por diversos fatores.

Um dos principais causadores da perda desses órgãos são os acidentes de trabalho. Em conferência, realizada no ano de 2015, o Coordenador de Normatização e Programas do Ministério do Trabalho afirmou que, entre os anos de 2012 e 2013, foram registradas quase doze amputações por dia devido a ocorrência de acidentes de trabalho, totalizando 13.724 amputações ocasionadas por acontecimentos dessa natureza. (VIEIRA, 2015).

Além disso, outros fatores implicam na necessidade da amputação de um ou mais membros de um paciente que se encontre na urgência do tratamento de diversas doenças ou condições. Os dados colhidos pelo Ministério da Saúde apontam a frequência e o principal causador dos procedimentos de amputação efetuados em hospitais públicos do Brasil. De acordo com informações fornecidas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) colhidas no ano de 2011, as principais delas, dos 49.165 procedimentos realizados (além das causas externas, onde incluem-se os acidentes — responsáveis por 33,1% das amputações), são doenças

infeciosas e parasitárias (17,9%), doenças do aparelho circulatório (16,1%) e o diabetes (13,6%). (BRASIL, 2014).

Certamente, considerando tudo o que fora exposto sobre a importância e as funções da mão humana, a perda desse órgão representa um considerável trauma na vida do paciente, além da privação de capacidades essenciais para o seu dia a dia.

Em estudo realizado com o objetivo de traçar o perfil social dos pacientes amputados em processo de reabilitação, atendidos no Instituto de Medicina Física e Reabilitação (IMREA) da cidade de São Paulo-SP, Lima, Correia e Salimene (2016) legitimam que os traumas causados pela amputação podem vir a ser amenizados se o paciente possuir acesso a elementos que possam vir a atenuar as incapacidades do indivíduo. Nesse contexto, as próteses para membros superiores podem ser úteis à reposição de funções perdidas da pessoa amputada, de modo que a permita realizar atividades corriqueiras.

No entanto, segundo pesquisas, de 30 a 50% de pessoas amputadas optam por não utilizar próteses, sendo mais comuns aquelas para membros superiores, já que as mais acessíveis costumam ser fabricadas desconsiderando características antropomórficas e antropométricas do membro perdido, além da dificuldade encontrada no treinamento do seu uso. Somado a isso, algumas ainda produzem considerável nível de ruído sonoro na atuação e possuem elevado peso. (SILVA, 2015).

Pensando em solucionar problemas relacionados ao peso, ruído e características antropomórficas de membros protéticos, pesquisadores ao redor do mundo têm aplicado materiais de ligas com memória de forma na produção de dispositivos biomiméticos, capazes de executar com determinada exatidão movimentos e funções de dedos e mãos humanas.

2.2 LIGAS COM MEMÓRIA DE FORMA

Ligas com memória de forma, ou LMF, são ligas metálicas que possuem a capacidade de desenvolver e recuperar consideráveis níveis de deformação, apresentando praticamente nenhuma deformação residual. Com isso, também são capazes de gerar força significativa, ao se restringir a sua recuperação, simplesmente promovendo o seu aquecimento ou a imposição de tensões, o que ocasiona transformações de fase induzidas no material. (EMILIAVACA, 2016; SILVA, 2015).

O fenômeno de transformação acima mencionado é chamado de efeito memória de forma (EMF). Materiais que apresentam esse efeito, dentro de uma faixa correlata de temperatura, possuem duas fases com diferentes características e propriedades: a martensita e a austenita. A primeira é presente em baixas temperaturas, enquanto a última forma-se em temperaturas mais altas. (SARMENTO, 2019).

É possível observar o EMF quando uma LMF sofre deformação considerável ainda

no estado martensítico (o que corresponde a cerca de 4 a 10%), que se mantém ao cessar o carregamento, aparentando ser uma deformação plástica. Ao aquecê-lo a uma temperatura superior àquela que corresponde à temperatura final de formação da austenita (A_f), o material passa por uma transformação de fase — martensita para austenita —, recuperando a deformação a qual foi submetido anteriormente. (EMILIAVACA, 2016).

Como afirmado por Lagoudas (2008), resfriar o material abaixo da temperatura final de formação da martensita (M_f) ocasionará uma nova transformação de fase — austenita para martensita —, sem nenhuma mudança de forma observada.

A figura abaixo contém a representação do ciclo termomecânico que descreve o EMF:

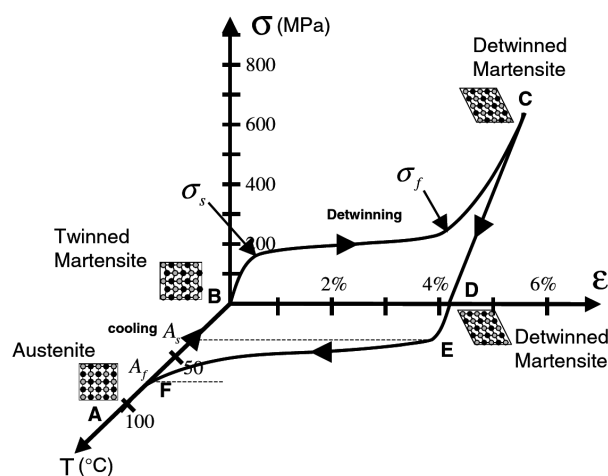


Figura 2.4 – Dados de tensão-deformação-temperatura que correspondem ao EMF. (LAGOUDAS, 2008).

Uma das LMF de maior popularidade é a liga formada por Níquel-Titânio, conhecida como nitinol (NiTi), estas capazes de recuperar deformações de até 8%, caracterizando-as como passíveis à aplicações de alto desempenho. Somado a isso, são apropriadas à grande geração de força, possuindo, também, considerável resistência mecânica e elevada capacidade de amortecimento. Por apresentar tais propriedades e características de atuação, essa família de materiais foi a melhor desenvolvida nas últimas décadas. (EMILIAVACA, 2016).

A nitinol foi descoberta pela equipe liderada por Buehler, ainda nos anos 60 do século passado, onde foi observado o EMF na referida liga metálica. O seu nome deriva da junção da composição do material (NiTi) com o local em que foi desenvolvida (*Naval Ordnance Laboratory*). (JANI et al., 2014).

Nesses materiais, além do EMF, quando a LMF está na fase austenítica e nele é aplicada uma tensão crescente, partindo de tal valor, é iniciada a transformação de fase para diferentes variantes de martensita até a obtenção de uma única, orientada à direção de carregamento. Esse fenômeno é denominado de pseudoelasticidade ou superelasticidade (SE). (EMILIAVACA, 2016).

Tal comportamento está associado com as transformações induzidas por tensão, o que ocasiona a geração de deformação sob carga, assim como a recuperação dessa deformação ao cessá-la, quando o material está a temperaturas mais altas do que a de A_f . (LAGOUDAS, 2008).

O comportamento típico em um ciclo de carregamento tensão-deformação de uma LMF, considerando o efeito superelástico pode ser visto na figura que segue:

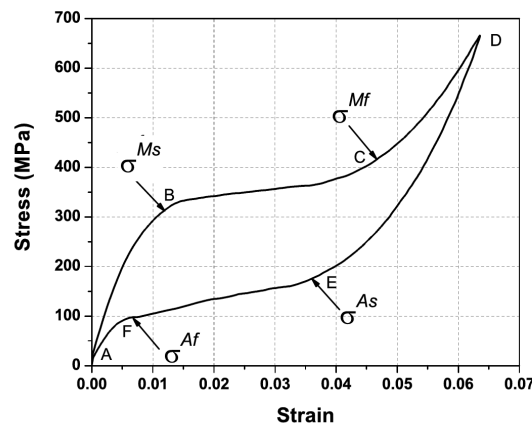


Figura 2.5 – Ciclo de carregamento típico de uma LMF superelástica. (LAGOUDAS, 2008).

Segundo Emiliavaca (2016) é possível, ainda, obter o EMF em uma liga com memória de forma inicialmente no estado austenítico na temperatura ambiente, nesse caso apresentando a superelasticidade. Sendo assim, ao deformar a LMF, esta sob estado nulo de tensões, será formada martensita induzida por tensão, tornando-se necessário para o reestabelecimento da condição de equilíbrio o alívio de carga (observado, então, o efeito superelástico) ou a promoção do aquecimento do material (provocando o surgimento do efeito memória de forma). Esse comportamento está esquematizado na figura que segue:

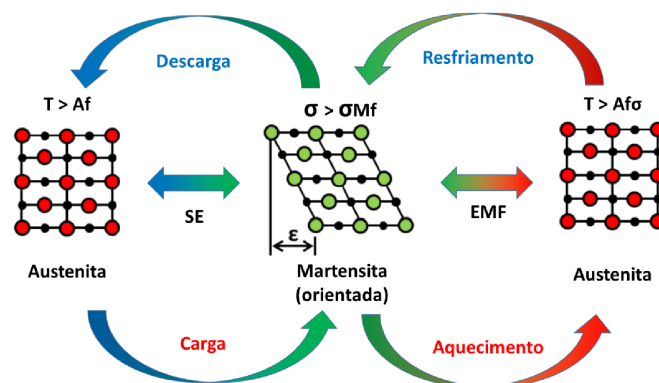


Figura 2.6 – Esquemático do EMF criado pela reversão da martensita induzida por tensão. (EMILIAVACA, 2016).

Seguindo o esquemático apresentado na Figura 2.6, ao ser mantida a carga e ao aquecer o material acima da nova temperatura crítica de transformação (que será maior), haverá a geração de um EMF sob carregamento e, conseqüentemente, a realização de trabalho mecânico. Essas características apresentadas, em especial o seu comportamento termomecânico, então, tornam os materiais de LMF excelentes candidatos à aplicações em métodos de atuação. (EMILIAVACA, 2016; LAGOUDAS, 2008).

De acordo Jani et al. (2014), pesquisas na área mostraram que atuadores de LMF são excelentes substitutos para os convencionais, como os pneumáticos, hidráulicos e os motores elétricos, devido às suas características acima explanadas. Isso implica na possibilidade da elaboração de dispositivos de atuação mais baratos e avançados, além de menos complexos, mantendo altas taxas de densidade de trabalho, sendo também, no caso das de NiTi, biocompatíveis.

Levando em consideração o exposto pelos autores supracitados, é possível enxergar um caminho alvissareiro na aplicação de tais materiais em pesquisas para o desenvolvimento de dispositivos bioinspirados ou biomiméticos, incluindo a elaboração de protótipos de próteses robóticas ativas. Pelo menos nas duas últimas décadas, trabalhos nesse sentido foram desenvolvidos, nos mais diferentes níveis, buscando uma implementação bem-sucedida de dispositivos atuadores compostos por LMF, objetivando o melhor aproveitamento de suas capacidades.

2.3 APLICAÇÃO EM DISPOSITIVOS BIOMIMÉTICOS

De acordo com Pons (2008), um dispositivo protético, ou uma prótese robótica, é um dispositivo eletromecânico especialmente projetado para substituir, por meio de um membro robótico vestível (ou, do inglês, *wearable*), a contraparte perdida da maneira mais próxima possível às suas funções originais.

Acrescentando à definição do autor, além das funções do membro perdido, dispositivos robóticos com a finalidade protética também podem ser projetados de modo a respeitar, tanto quanto possível, os aspectos antropomórficos da sua contraparte humana, buscando gerar um maior conforto ao usuário, no que diz respeito ao seu uso no dia a dia diante de outras pessoas. Dispositivos como esse são referidos como sendo biomiméticos, por objetivarem tanto a substituição funcional quanto estética do órgão.

Como acrescentado no subcapítulo anterior, o uso das LMF como atuadores não-convencionais de protótipos biomiméticos vêm sendo estudado continuamente nos últimos anos. Almejando trazer à luz da discussão um breve estado da arte, são apontadas nas próximas páginas algumas contribuições de relevância que nortearam, de alguma maneira, o desenvolvimento deste trabalho.

Silva et al. (2013) desenvolveram um dedo robótico a partir do aproveitamento das características puzantes dos materiais de LMF como dispositivos de atuação. Para isso os autores basearam-se nos aspectos antropométricos do dedo típico de um humano adulto para elaborar o design que viria a ser fabricado em polímero ABS, por meio de prototipagem rápida. O dispositivo foi atuado, fazendo-se uso do efeito Joule, por fios de LMF (NiTi) para realizar, assim, o movimento de flexão.

A extensão, neste caso o movimento de retorno à posição inicial, do dedo robótico fabricado por Silva et al. (2013) foi possível por meio do uso de anéis elásticos, de aplicação ortodôntica, distribuídos nas falanges, auxiliado pelo resfriamento natural da liga, após ser cessado a condução de corrente elétrica.

A posição inicial adotada pelos pesquisadores foi baseada em outros estudos, sendo que a falange proximal ficou angulada 40°, com relação a sua base vertical. Já a angulação entre a falange proximal e a medial ficou em 20°.

Para atingir significativos valores de deslocamento com a contração realizada pelos fios de LMF faz-se necessário usar grandes comprimentos de material. Tentando contornar essa desvantagem, os autores utilizaram, de forma bobinada, 680 mm para a falange proximal, 887 mm para a medial e 1065 mm de fio LMF, de $\varnothing 0,31$ mm, para a distal.

Os fios usados passaram por um processo de treinamento: depois de passar por um tratamento térmico de recozimento, os fios de LMF foram submetidos a cem ciclos térmicos, suportando uma carga mecânica constante. Este processo introduz defeitos microestruturais que induzem tensões internas responsáveis pelo EMF bidirecional.

O dispositivo desenvolvido por Silva et al. (2013) foi capaz de realizar o movimento de flexão e extensão como sua contraparte, assim como atingir angulações aproximadas àquelas alcançadas pelo dedo humano, num tempo de resposta menor do que outros trabalhos que utilizaram apenas materiais de LMF como atuadores.

De acordo com o estudo, os autores concluem que mesmo com os resultados promissores, devido ao fato da alta temperatura envolvida no processo de atuação dos fios de LMF (cerca de 90 °C), dispositivos como o desenvolvido ainda não podem ser utilizados como próteses robóticas.

Encontra-se ilustrado na figura abaixo o dedo desenvolvido pelos autores em movimento de flexão da falange proximal:

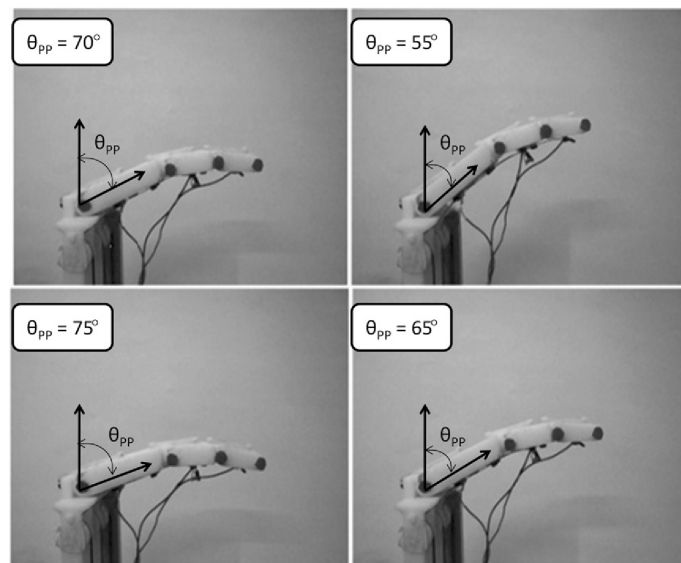


Figura 2.7 – Dedo robótico em movimento de flexão da falange proximal desenvolvido pelos autores. (SILVA et al., 2013).

Propondo uma abordagem diferente, Yang, Shi e Xie (2015) desenvolveram um protótipo de mão exoesquelética para a aplicação na reabilitação de pacientes amputados, utilizando molas de LMF como atuadores para os tendões. Embora não totalmente antropomórfico, o dispositivo foi projetado com a intenção de ser vestido por uma luva. Todo o aparato de atuação ficou contido no antebraço do protótipo, como pode ser observado na figura a seguir:

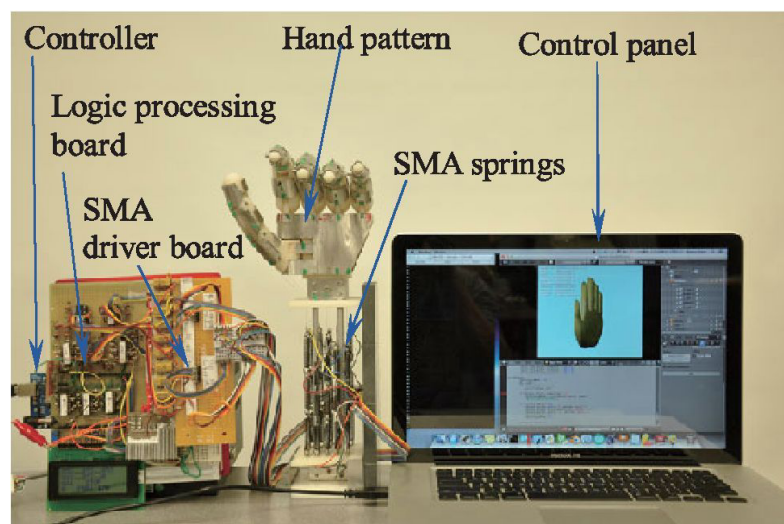


Figura 2.8 – Bancada experimental utilizada pelos autores. (YANG; SHI; XIE, 2015).

Os autores desenvolveram um método de acoplamento bidirecional para a flexão dos dedos, como fora denominado por eles, no qual as falanges são interconectadas por um sistema de acopladores e ao ser acionado um tendão artificial, extensor ou flexor, elas movem-se em conjunto.

A forma como a mão exoesquelética fora desenvolvida por Yang, Shi e Xie (2015) acabou por distanciá-la, em determinados aspectos antropomórficos, da mão humana, principalmente no que se encontra descrito na literatura quanto às angulações típicas descritas pelas falanges dos dedos e suas dimensões.

Entretanto, os autores concluem que o sistema de acoplamento bidirecional funcionou como fora intencionado, assim como os movimentos, experimentalmente medidos, de extensão e flexão das falanges ficaram próximos dos resultados simulados. Somado a isso, muito devido ao uso dos atuadores de LMF, o exoesqueleto produzido mostrou-se leve e compacto, mas foram sugeridos que arranjos mecânicos com as molas utilizadas fossem projetados para se atingir melhores resultados relacionados à força gerada (que ficou entre 1 e 1,5 N máximos) e tempo de atuação.

No trabalho de Simone, Rizzello e Seelecke (2017) encontra-se detalhado o desenvolvimento de uma garra robótica composta por três dedos (o indicador, o médio e o polegar), atuados de maneira ativa por fios de LMF de NiTi, contando com $\varnothing 0,1$ mm, que graças ao seu diâmetro reduzido pôde ser usado diretamente como os músculos/tendões artificiais das juntas projetadas.

Embora o protótipo desenvolvido pelos autores, mais precisamente a palma e o antebraço, não tenha sido projetado levando em consideração as características antropométricas da mão humana, as falanges dos dedos foram elaboradas de maneira análoga às estruturas ósseas das suas contrapartes.

Pode ser visto na figura a seguir o projeto e o protótipo desenvolvido por Simone, Rizzello e Seelecke (2017):

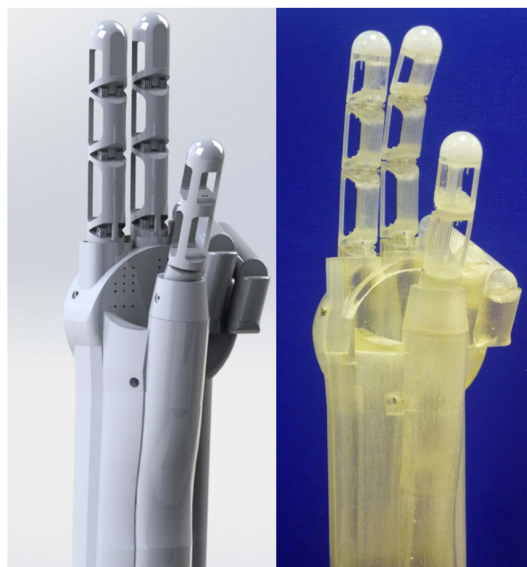


Figura 2.9 – Garra robótica desenvolvida pelos autores. (SIMONE; RIZZELLO; SEELECKE, 2017).

De um modo geral, o dispositivo desenvolvido pelos autores, apresentado na Figura 2.9, foi capaz de realizar preensões tridigitais de diversos objetos, com formas e tamanhos variados, de maneira satisfatória, mesmo que a força máxima gerada pela atuação das falanges tenha sido, inicialmente, de 1,4 N. O tempo de resposta do protótipo foi entre 1 e 1,5 s, de acordo com a entrada em rampa escolhida (segundo os autores) para assegurar condições de operação apropriadas para o material. Além disso, foi aplicada uma corrente de, no máximo, 0,2 A para a ativação dos atuadores.

Soriano-Heras et al. (2018) decidiram por utilizar um fio de LMF como atuador de seu protótipo de prótese ativa, embora tenham sido, apenas, alcançados os objetivos primários do projeto. Os autores conseguiram produzir um design modular para o dispositivo protético, sendo que seu dedo indicador fora acionado por um atuador de concepção diferenciada.

O atuador desenvolvido pelos autores acima citados consistiu de: uma base fabricada por meio de prototipagem rápida; uma viga de aço inoxidável; um fio de nitinol engastado por duas partes, também, de aço inox; duas peças impressas; e um parafuso com porca. Foi utilizado um fio de náilon na extremidade livre da viga, sendo este responsável por transmitir o deslocamento linear para o mecanismo.

A viga foi fixada em seis pontos ao fio de nitinol, sendo a primeira engastada, por si, à base plástica em apenas uma extremidade. Quando o fio de LMF aquece pelo efeito Joule, causa uma flexão na viga, o que, por sua vez, gera deslocamento e força. Isso faz com que a sua extremidade livre levante da base, ocasionando o acionamento no dedo robótico a ser controlado.

A corrente elétrica (por volta de 3 A) é transmitida por dois dos seis pontos de fixação da viga. A depender da seleção desses pontos, segundo os autores, é possível obter quinze diferentes posições do atuador.

O quantitativo de flexão da viga depende da compressão do fio de LMF, sendo que o máximo valor de curvatura da estrutura de inox se deu nos pontos extremos, devido às cinco seções do nitinol comprimir-se ao mesmo tempo. Os testes, de acordo com o estudo, foram executados nesta configuração.

Soriano-Heras et al. (2018) optaram por adaptar um modelo de prótese robótica de baixo custo e hardware livre, de nome *Hackberry*, para o desenvolvimento do protótipo testado em seu trabalho. Devido às características do modelo escolhido, o design do dispositivo não respeitou o antropomorfismo inerente à mão humana, concentrando-se assim, na caracterização do atuador desenvolvido.

Embora seja notável que o protótipo tenha sido capaz de reproduzir garras palmar 2-dedos (pinça), tendo o polegar da mão robótica imóvel e o indicador controlado, no resultado dos testes observou-se que a pressão na extremidade do dedo móvel é demasiadamente baixa,

o que impede que objetos mais pesados possam ser agarrados.

Está ilustrada na figura abaixo o modelo protético usado e o atuador desenvolvido pelos autores:

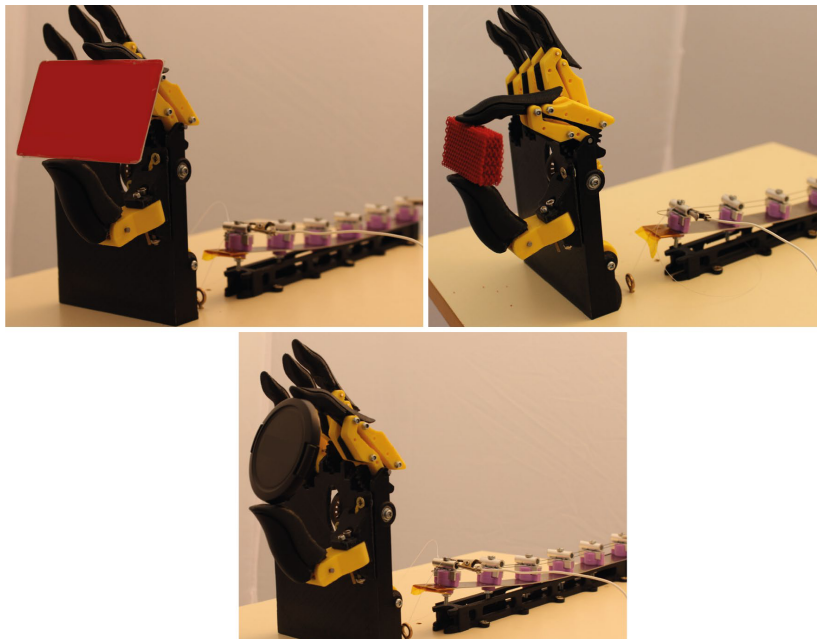


Figura 2.10 – Modelo protético usado e estrutura de atuação do dedo indicador desenvolvida pelos pesquisadores. (SORIANO-HERAS et al., 2018).

Andrianesis e Tzes (2015) deram um passo a mais, no que diz respeito a estética e funcionalidade, tendo em mente as necessidades dos usuários de próteses. O seu protótipo considerou as principais características da mão humana, no que diz respeito a juntas e musculaturas, tomando-as como base para o seu estudo de desenvolvimento, objetivando a produção de um dispositivo silencioso, leve, antropomórfico e de baixo custo.

Foram utilizadas, para o desenvolvimento do design que levou a prototipagem do dispositivo, medidas antropométricas comuns à, cerca de, 50% da população feminina dos EUA. Para que o protótipo fosse capaz de segurar objetos de uso corriqueiro, a distância entre as extremidades do dedo polegar e do indicador (conhecida também como abertura da mão) foi aumentada, aproximadamente, 35,8% do convencional. Essa peculiaridade também pode ser encontrada em modelos comerciais de próteses robóticas. (ANDRIANESIS; TZES, 2015).

Ainda sobre o design, devido à localização dos atuadores (no antebraço do dispositivo), fora aproveitado o espaço para serem reproduzidas, no projeto mecânico da prótese, as curvaturas inerentes à mão humana. Tal característica possibilitou um maior antropomorfismo ao protótipo, além de permitir a reprodução, mais fidedigna, dos diversos tipos de garras.

Foram selecionados como atuadores fios de LMF comerciais (Flexinol) de 0,25 mm

de diâmetro, porém, diferenciando-se de demais produções na área, foram colocados em formato de “N”, envoltos por uma capa de teflon (PTFE) e posicionados entre três PCIs de 0,8 mm de espessura, como estruturas de suporte. Nestas últimas, também, foram alocados os circuitos para acionamento do fio. Tal estrutura foi denominada pelos pesquisadores como unidade de atuação.

Como tendões artificiais foram utilizados, engastados à unidade de atuação por meio de fechos de pulseiras, fios de aço inoxidável cobertos por náilon. A estrutura compacta da unidade de atuação permitiu que (em 147 mm de comprimento e 10,5 mm de largura) o fio de LMF conseguisse gerar, cerca de, 18 N de força e, aproveitando-se dos métodos construtivos dos dedos robóticos, produzir deslocamento suficiente para o abrir da prótese.

Andrianesis e Tzes (2015) utilizaram-se de molas de extensão, pré-carregadas, de modo a manter sempre a mão robótica fechada. Essas molas exerciam 6,75 N, na posição de repouso, e 8,75 N quando os dedos estavam completamente abertos. A força medida nas extremidades dos dedos foi igual a 10,9 N (estendidos) e 29,6 N (completamente fechados), o que difere da alcançada pela mão humana (acima de 30 N), mas que, segundo os autores, mostra ser o suficiente para realizar funções cotidianas.

Os resultados dos testes no protótipo são promissores para a área de estudo: a prótese conseguiu reproduzir tipos de garra, além das mais comuns como esférica e cilíndrica (conhecidas como preensões de força — que possuem auxílio da palma), de precisão (palmar 2-dedos e pinçamento) e lateral. Outros dados relevantes são: o peso total do dispositivo (sem bateria) ficou em 0,31 kg, muito abaixo da média das próteses comerciais; não produzir ruídos; abre completamente em 1,6 s e fecha completamente em 2,1 s; e a carga máxima de aperto ficou entre 1,5 kg.

Embora o protótipo desenvolvido pelos pesquisadores tenha apresentado tamanhos avanços em diversos campos no uso de atuadores de LMF em próteses robóticas, o consumo de energia ainda mostra ser o principal problema. A potência máxima consumida ficou em 140 W e o típico consumo em torno de 50 W. Com o uso de uma bateria comum de 3 células, 11,1 V e 2,7 Ah, a prótese pode produzir mais de 300 tipos básicos de garra (com 35% delas sendo de força, 30% de precisão e 20% laterais, já que cada uma delas têm perfis de consumo diferentes).

A figura a seguir contém a ilustração do protótipo de prótese robótica ativa desenvolvida por Andrianesis e Tzes (2015):

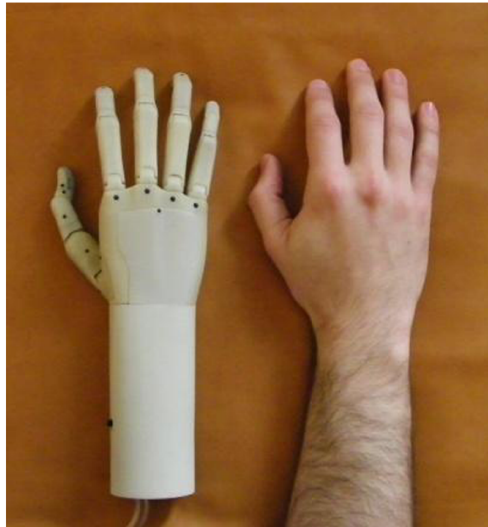


Figura 2.11 – Prótese robótica desenvolvida pelos pesquisadores. (ANDRIANESIS; TZES, 2015).

Além dos protótipos citados neste subcapítulo, resultados de outras pesquisas envolvendo o desenvolvimento de dispositivos biomiméticos, mais especificamente dedos robóticos (somados a uma mão completa), atuados por materiais de LMF serão listados e abordados nos Subcapítulos 3.3 e 4.3, respectivamente, no intuito de validar os resultados obtidos com a aplicação da metodologia de desenvolvimento descrita aqui. Os trabalhos para tal comparativo foram selecionados de acordo com as características antropométricas que foram levadas em consideração para a produção dos dedos, além da caracterização realizada quanto aos ângulos formados pelos movimentos de suas falanges.

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

Esta pesquisa foi baseada no projeto, desenvolvimento e caracterização de dois componentes mecânicos complementares: um mecanismo de atuação — movimentação efetiva — composto por atuadores de liga com memória de forma e um dedo robótico antropomórfico. Dessa forma, é possível subdividir este trabalho em três etapas principais:

1. Projeto, prototipação e caracterização do mecanismo utilizado para realizar a movimentação efetiva das falanges do dedo robótico;
2. Desenvolvimento, acionamento e caracterização do dedo robótico antropomórfico, baseado no atuador desenvolvido;
3. Processamento e análise dos dados obtidos nas etapas anteriores.

A primeira etapa, o desenvolvimento do mecanismo de atuação, pode ser considerada como fundamental, pois é nela que consta a aplicação do estudo realizado sobre atuadores compostos por ligas com memória de forma, o seu comportamento e a metodologia do aproveitamento de suas propriedades.

O desenvolvimento da etapa supramencionada se deu com a seleção do atuador mais adequado para a aplicação, o projeto e a prototipação de sua estrutura mecânica, a elaboração do circuito de acionamento e, finalmente, sua caracterização.

Já na segunda etapa, baseando-se nos resultados obtidos na conclusão da primeira, foi elaborado o dedo robótico com 3 GDL, todos ativos, cujas falanges são movidas unicamente pelo acionamento do mecanismo de atuação produzido anteriormente.

O desdobramento da etapa acima citada se deu com o projeto mecânico do dedo, em ambiente CAD, sua respectiva prototipação e ajustagem, seguidas pela elaboração do método de acionamento e a caracterização do seus movimentos.

Por fim, a terceira etapa consistiu no processamento dos dados e na análise dos resultados obtidos com as caracterizações, tendo como objetivo realizar uma comparação com as conclusões encontradas em outros trabalhos da área.

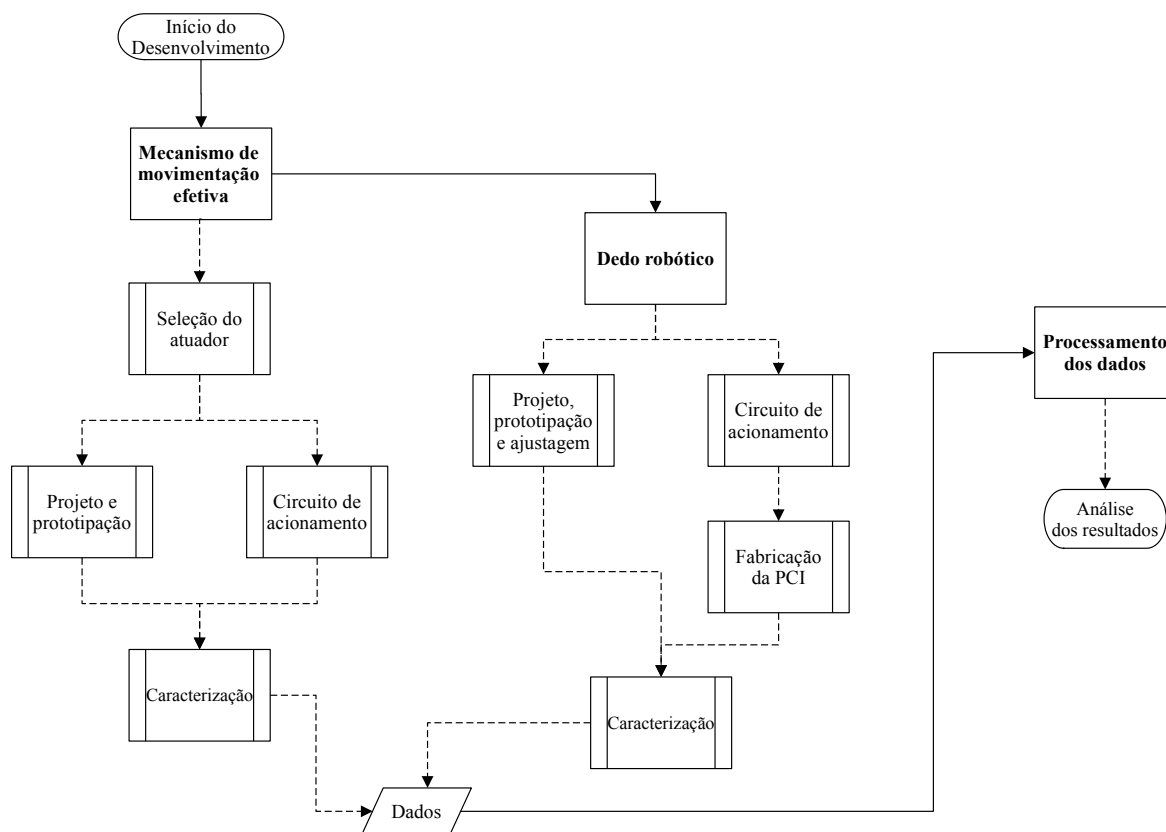


Figura 3.1 – Fluxograma da metodologia adotada no desenvolvimento do estudo.

O resumo da metodologia está esquematizado no fluxograma presente na Figura 3.1, onde torna-se possível uma clara identificação das etapas distintas de desenvolvimento do presente trabalho.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO MECANISMO DE MOVIMENTAÇÃO

Como mencionado anteriormente, nesta etapa foi desenvolvido o mecanismo responsável pela movimentação das falanges do dedo robótico. Todo o projeto mecânico foi realizado utilizando o software CAD *Autodesk® Inventor®* (versão estudante, 2019). Já os esquemáticos de circuitos eletrônicos foram produzidos fazendo uso do software EDA *KiCad* (software livre).

3.1.1 Estrutura mecânica

Para a concepção da estrutura mecânica do dispositivo de atuação das falanges, fez-se necessária uma pesquisa relacionada aos materiais de LMF, cujas características permitissem o aproveitamento de suas capacidades (a geração de força e deslocamento com o seu acionamento) inseridos numa estrutura compacta.

Nesse sentido, levando em consideração o propósito da aplicação, os estudos reali-

zados por Basilio Sobrinho et al. (2017) e Emiliavaca (2016), que não só efetuaram uma caracterização termomecânica dos materiais, como também conceberam estruturas e métodos de aplicação dos mesmos, foram norteadores para a seleção das micromolas helicoidais M12, de LMF de NiTi, como atuadores do mecanismo projetado.

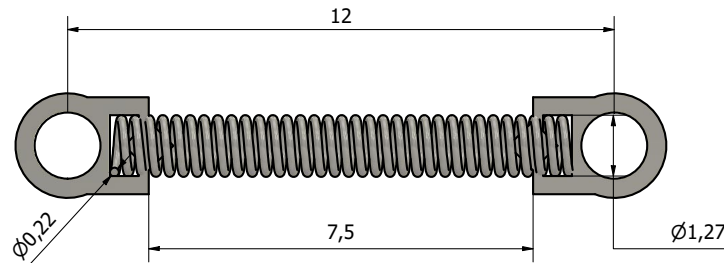


Figura 3.2 – Dimensões, em mm, comuns às micromolas M12 utilizadas.

Como consta ilustrado na Figura 3.2, estas micromolas fechadas, comerciais e de aplicação ortodôntica (fornecidas pela empresa Dental Morelli, de São Paulo-SP), possuem 12 mm entre os centros dos olhais para engaste. Entretanto, seu comprimento útil é de 7,5 mm. Elas possuem também, em média, 27 espiras ativas, 1,27 mm de diâmetro da mola e 0,22 mm de diâmetro do fio.

As referidas molas são, normalmente, utilizadas de forma passiva, trabalhando no regime superelástico e em temperatura ambiente, de modo a manter uma força aproximadamente constante durante o período de utilização em correções ortodônticas. A dimensão do diâmetro do fio desse elemento (correspondente a 220 μm) o caracteriza como uma micromola. (EMILIAVACA, 2016).

Um dos principais fatores que influenciaram na escolha desses materiais como atuadores está nas suas dimensões reduzidas, somado com a capacidade de se deformar, quando submetidas a um carregamento mecânico constante — formando martensita induzida por tensão —, de forma reversível, até 600% de seu comprimento inicial. Essa característica as permitem compor estruturas e dispositivos compactos, com massa reduzida. (BASILIO SOBRINHO et al., 2017).

Estas micromolas, se sujeitadas a um aquecimento superior a temperatura de austenita final (ocorrendo nova transformação de fase, retornando à fase austenítica), são capazes de gerar, por consequência, força e realização de trabalho. Dessa forma, é possível recuperar quase toda a deformação inicial ainda sob carga. (EMILIAVACA, 2016).

Muitos estudos na área da engenharia de reabilitação que envolveram a elaboração de atuadores compostos por materiais de LMF, os utilizaram em formas de fios finos de NiTi. Entretanto, uma desvantagem percebida nesta prática está no fato de que, para a geração de deslocamento significativo, são necessários longos comprimentos de fio e, com isso, arranjos mecânicos para condensar este volume requerido são imprescindíveis, como podem ser vistos

nos trabalhos de Silva (2015) e Andrianesis e Tzes (2015). De acordo com Emiliavaca et al. (2019), está em 5% o nível de deformação linear totalmente recuperável desses fios.

Como o mecanismo de movimentação, devido a sua aplicação, necessitou contar com as menores dimensões possíveis, mantendo o máximo de aproveitamento das capacidades inerentes dos atuadores selecionados, foi considerado o resultado do ensaio de tração da micromola, realizada por Basilio Sobrinho et al. (2017), afim de determinar o ponto onde ocorre a transformação de fase para martensita final induzida, também conhecido na literatura como ponto de equilíbrio.

O resultado da referida caracterização pode ser visto na figura que segue:

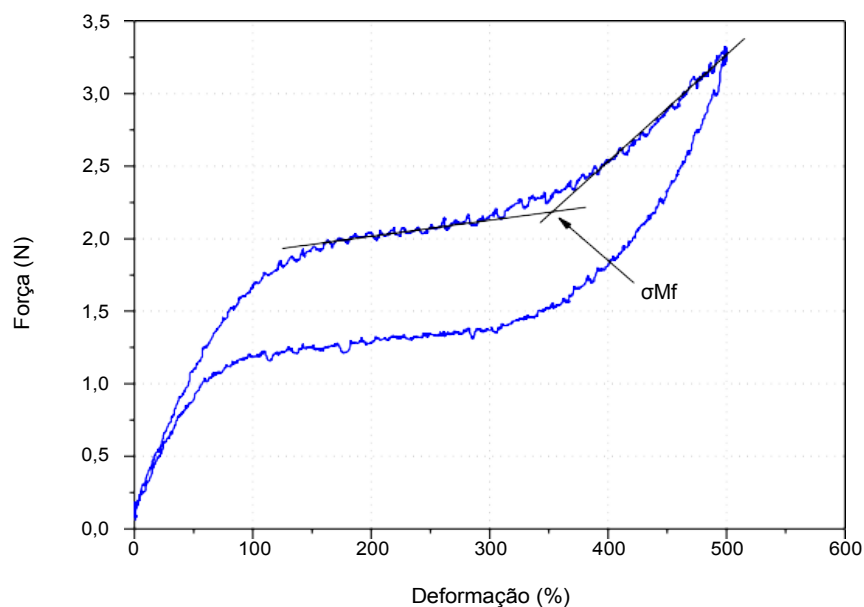


Figura 3.3 – Ensaio mecânico de tração realizado na micromola M12 de LMF. Traduzido de Basilio Sobrinho et al. (2017).

O gráfico ilustrado na Figura 3.3 nos permite observar que o ponto de equilíbrio (σ_{Mf} — martensita final induzida por tensão mecânica), para as micromolas M12 de LMF utilizadas neste trabalho, encontra-se em, aproximadamente, 350% de alongação, cerca de 38,25 mm de comprimento. (BASILIO SOBRINHO et al., 2017).

A determinação desse parâmetro foi fundamental para identificar os pontos de fixação dos atuadores no mecanismo, possibilitando, como afirmado por Silva et al. (2017) no seu trabalho, a maximização do EMF, de acordo com a combinação da deformação inicial (350%), da máxima (cerca de 400% de deformação) e da mínima (aproximadamente 300% de alongação) das micromolas inseridas no dispositivo projetado.

Dessa forma, tendo em mente as características levantadas pelos autores referenciados, foi concebido um mecanismo que conta com os elementos ilustrados na figura a seguir:

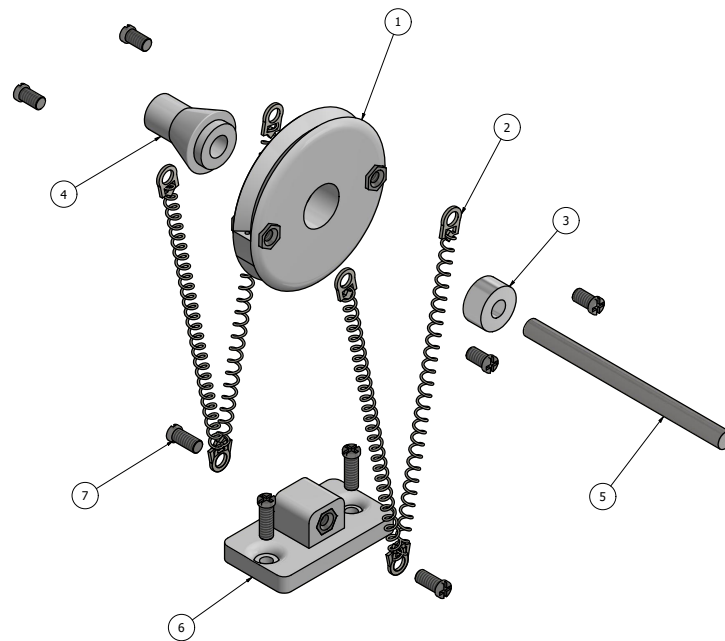


Figura 3.4 – Vista explodida do mecanismo de atuação concebido. Onde: 1. polia, em ABS, de $\varnothing 18$ mm e com quatro porcas M1.4 embutidas em sua estrutura; 2. micromolas M12 de LMF; 3. micro rolamento de esferas MR 52 ZZ; 4. espaçador, em ABS; 5. eixo, em aço, de $\varnothing 2$ mm; 6. âncora, em ABS, com duas porcas M1.4 embutidas; e 7. parafusos M1.4.

O dispositivo ilustrado na Figura 3.4 foi idealizado para permitir a atuação independente de cada par de molas, de modo a, por conseguinte, executar movimentos circulares em sentidos opostos. A representação desses movimentos pode ser vista na figura que segue:

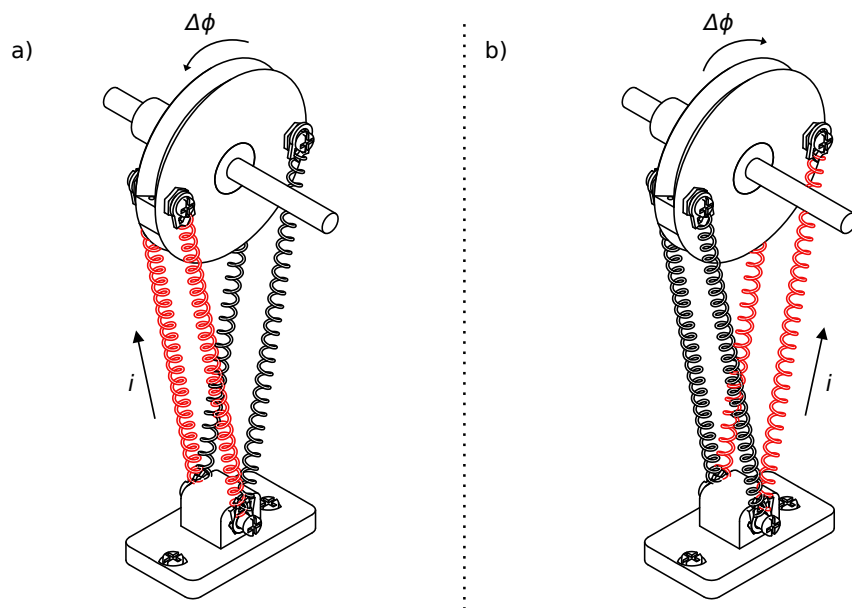


Figura 3.5 – Representação dos movimentos realizados pelo mecanismo, com a ativação dos atuadores. Onde: a) da posição intermediária para o movimento no sentido anti-horário; e b) da posição intermediária para o movimento no sentido horário.

Como visto na Figura 3.5 a), quando o par de micromolas na parte frontal do mecanismo de atuação, ao ser aquecido (por efeito Joule, neste trabalho), recuperar sua deformação, ocorrerá a geração de movimento no sentido anti-horário, enquanto o par da parte traseira será ainda mais alongado.

Em contrapartida, ilustrado na Figura 3.5 b), ao aquecer o par da parte traseira do mecanismo, ocorrerá a geração de movimento no sentido horário e, conseqüentemente, o par da parte frontal deformará ainda mais.

Estes movimentos acima descritos, são fundamentais para o acionamento do dedo robótico, já que as falanges do mesmo deverão realizar os movimentos de flexão e de extensão, sendo eles correspondentes àqueles produzidos pelo mecanismo de atuação projetado.

Com o objetivo de facilitar a montagem do mecanismo e possibilitar a sua caracterização, foi elaborada uma base, em ABS. Tal base pode ser vista na figura a seguir:

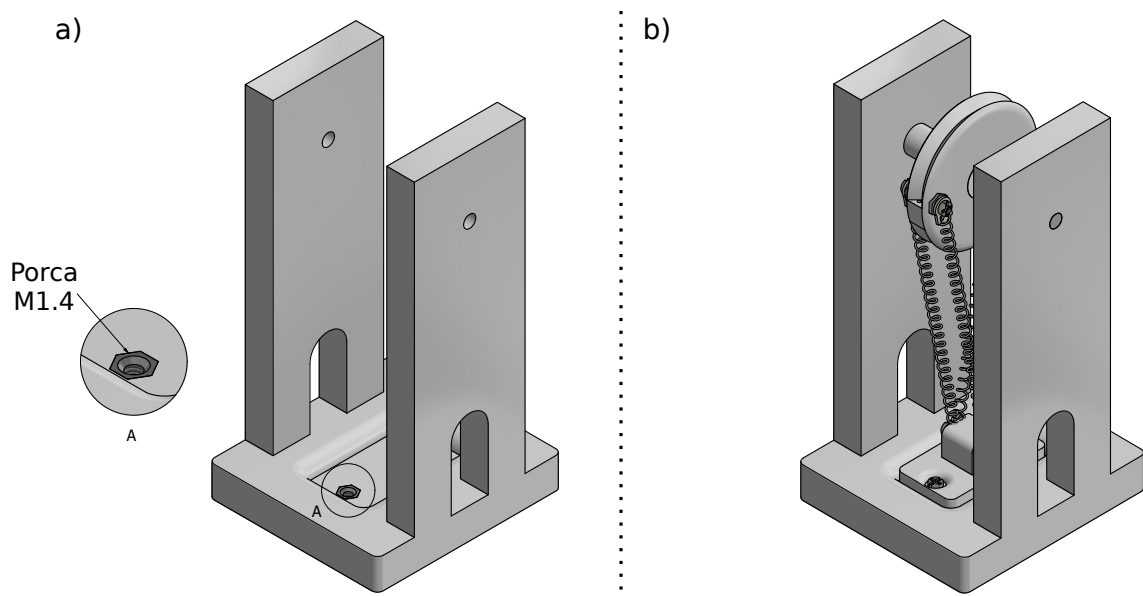


Figura 3.6 – Mecanismo de atuação montado numa base para a realização de testes. Onde: a) base do mecanismo, em ABS, contando com duas porcas M1.4 para a fixação da âncora; e b) mecanismo montado na base.

A base supramencionada e ilustrada na Figura 3.6 permitiu a fixação do mecanismo de atuação em uma superfície plana, o que possibilitou a realização de testes de acionamento e, dessa forma, sua caracterização, cuja metodologia é explanada mais adiante neste escrito.

Torna-se válido ressaltar que na polia do mecanismo projetado existem pequenas regiões para o engaste de finos fios de poliamida (de, mais precisamente, $\varnothing 0,3$ mm), estes responsáveis pela transmissão do movimento realizado com a ativação dos atuadores. Tais fios são tratados neste trabalho como tendões artificiais.

A figura a seguir contém, em destaque, a ilustração da região para engaste dos tendões artificiais anteriormente descrita:

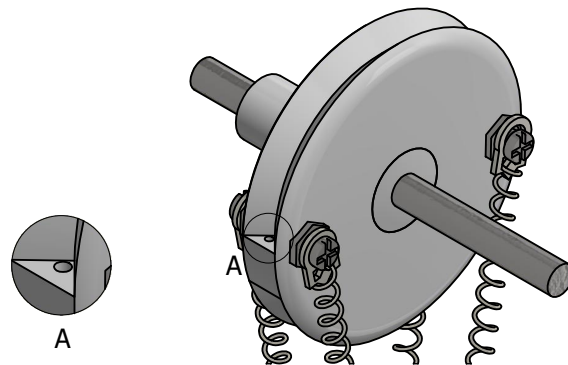


Figura 3.7 – Região para engaste dos tendões artificiais no mecanismo de atuação.

3.1.2 Acionamento

Em paralelo à concepção, detalhamento e desenvolvimento da estrutura mecânica do dispositivo, foi necessário elaborar uma maneira de aquecer as micromolas, para que fosse possível haver a recuperação da deformação a qual estes materiais foram submetidos. Neste trabalho foi utilizada a técnica de aquecimento por efeito Joule, denominada também de aquecimento resistivo. Esse efeito caracteriza-se pela geração de calor por meio da passagem de corrente elétrica por um condutor. Segundo Sarmiento (2019), uma das principais vantagens da adoção desse método está na implementação, já que é possível realizar o controle de temperatura por meio de circuitos relativamente simples.

Para o fim de acionamento dos atuadores, fazendo uso do método de aquecimento por efeito Joule, foi projetado um circuito de fonte de corrente controlada por tensão, utilizando amplificadores operacionais e transistores bipolares, assim como a plataforma microcontroladora aberta Arduino Nano, que possibilitou um nível de automação na ativação das micromolas e na aquisição de sinais durante a caracterização do mecanismo.

O componente central do circuito mencionado é um amplificador operacional de transcondutância (OTA — do inglês *Operational Transconductance Amplifier*), cuja função é converter a diferença de tensão nas suas entradas em corrente na sua saída, de maneira correspondente ao seu ganho de transcondutância (G_m).

A figura a seguir contém o esquemático de um típico circuito de fonte de corrente controlada por tensão:

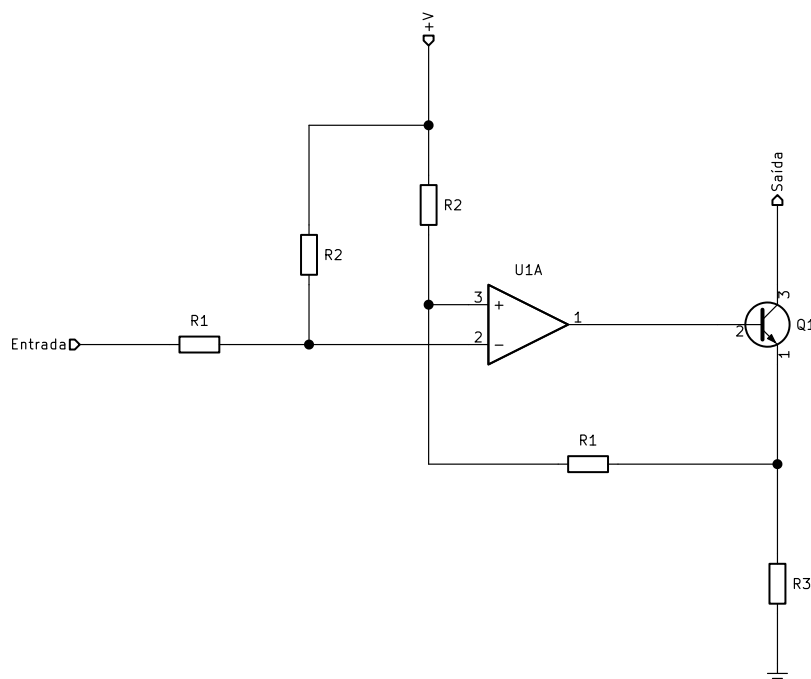


Figura 3.8 – Esquemático usual de uma fonte de corrente controlada por tensão.

Nos circuitos como o esquematizado na Figura 3.8, o valor do resistor R3 pode ser ajustado para garantir correntes mais intensas na saída.

Para o circuito de acionamento do mecanismo desenvolvido neste trabalho, foi necessário realizar um arranjo na topologia acima apresentada, de modo a gerar uma amplificação de sinal, para que houvesse uma conversão direta do valor da tensão elétrica na entrada em corrente na saída. Dessa forma, ao entrar com um valor de, por exemplo, 0,5 V na fonte, em sua saída ter-se-á o valor de 0,5 A.

O circuito projetado para o referido fim consta no Apêndice A. Nele, para garantir que o sinal de tensão elétrica na entrada fosse o desejado, foi utilizado o módulo conversor digital-analógico MCP4725 conectado ao Arduino Nano por meio do barramento I²C. O módulo possui uma resolução de 12-bits, opera com alimentação única entre 2,7 e 5,5 V, contém embarcada uma memória não-volátil programável (EEPROM) para armazenar o ultimo valor de saída, além de ser capaz de gerar sinais analógicos de tensão limitados ao valor de alimentação.

O Arduino Nano ao receber, por meio de comunicação serial, o valor de tensão elétrica desejada na entrada da fonte, comunica-se com o MCP4725 que, por sua vez, gera o valor analógico de tensão requisitado em sua saída, esta conectada à fonte de corrente. O circuito é alimentado com 12 V que passam por um regulador de tensão *step-down* LM2596, cuja saída, ajustada em 5 V, alimenta o módulo conversor digital-analógico e o CI LM324 (amplificadores operacionais).

Já as micromolas de LMF são alimentadas diretamente pela fonte de corrente, além de que cada par (conectado em série com a saída da fonte) é acionado de maneira intermitente ao polarizar um transistor Darlington TIP122, cujas bases são conectadas, cada uma, a um pino digital do Arduino Nano. Então, dessa maneira, ao se fornecer um sinal de entrada na fonte e mudar o estado do pino correspondente do microcontrolador, é possível acionar o par responsável por realizar o movimento desejado.

Vale salientar que, neste arranjo, o Arduino Nano é alimentado pela porta USB e não pela saída de tensão elétrica proveniente do LM2596. Além disso, a corrente máxima gerada na saída da fonte, para um único par de micromolas de LMF conectado em série, é de aproximadamente 640 mA.

Esse valor de corrente máxima gerada é mais do que o suficiente para aquecer, por meio do efeito Joule, os atuadores até a temperatura de austenita final, sendo que o valor de 0,4 A, como visto nos trabalhos de Silva et al. (2017) e Emiliavaca et al. (2019), é o mais usual para essa finalidade.

Para determinar a temperatura final de formação da austenita, sob carga mecânica, da micromola M12 de LMF, Basilio Sobrinho et al. (2017) realizaram uma análise da resistência elétrica em função da temperatura, no qual linhas tangenciais foram traçadas para determinar as temperaturas de transformação. O resultado desse experimento pode ser visto no gráfico da figura que segue:

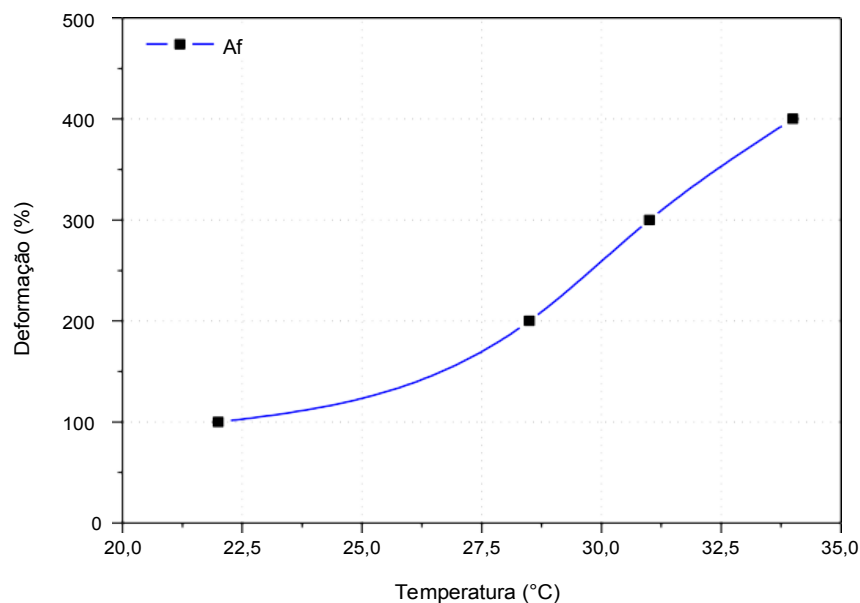


Figura 3.9 – Temperaturas de austenita final, para diferentes deformações, da micromola M12 de LMF. Traduzido de Basilio Sobrinho et al. (2017).

Como visto na Figura 3.9, a temperatura para a formação da austenita final (A_f), nas micromolas utilizadas neste trabalho, em 400% de deformação foi de, aproximados, 34 °C. Sendo assim, Basilio Sobrinho et al. (2017) concluem que uma corrente elétrica capaz de

aquecer os atuadores à uma temperatura de 50 °C é suficiente para fazê-los retornarem à fase austenítica.

Dessa forma, acompanhando o resultado do ensaio supramencionado e o adotado por outros trabalhos da área, foi fornecida uma corrente de 0,4 A para acionar o mecanismo de atuação projetado, durante a sua caracterização.

3.1.3 Caracterização

Na busca pela devida caracterização do mecanismo concebido, mostrou-se necessária a elaboração de uma bancada experimental na qual fosse possível realizar a aquisição, o armazenamento e o processamento dos dados obtidos com o acionamento do dispositivo, quando submetido a determinadas condições, com o objetivo de precisar a força e os deslocamentos — angular e linear — gerados com a ativação das micromolas de LMF.

Com isso, foram desenvolvidas duas metodologias de caracterização distintas: uma para a determinação da força máxima e outra para a aferição do deslocamento, ambos gerados com o acionamento do dispositivo elaborado. Mensurar essas duas capacidades do mecanismo foi essencial para uma aplicação assertiva do mesmo, já que o dedo robótico, a ser detalhado mais adiante, foi projetado tendo em mente tais características e valores para ser possível a realização correta dos seus movimentos (de maneira correlata aos de um dedo humano).

Dessa forma, a primeira metodologia de caracterização foi idealizada com o objetivo de determinar a força gerada pelo acionamento. Então, foi elaborada uma bancada experimental que contou com, além do circuito projetado (esquematizado no Apêndice A), uma célula de carga de 1 kg, um módulo programável de amplificação HX711 (para uso com a célula), um termopar tipo K e um digitalizador de sinal MAX6675.

O módulo para células de carga HX711 é um conversor analógico-digital, que conta com resolução de 24-bits, projetado diretamente para o uso com esse tipo de sensor. Dentre os seus recursos, destacam-se: dois canais diferenciais selecionáveis; amplificador de ganho programável de baixo ruído; e regulador de tensão analógico integrado, eximindo a necessidade do uso de um regulador externo para alimentar a célula e o conversor.

A referida bancada experimental pode ser vista a seguir:

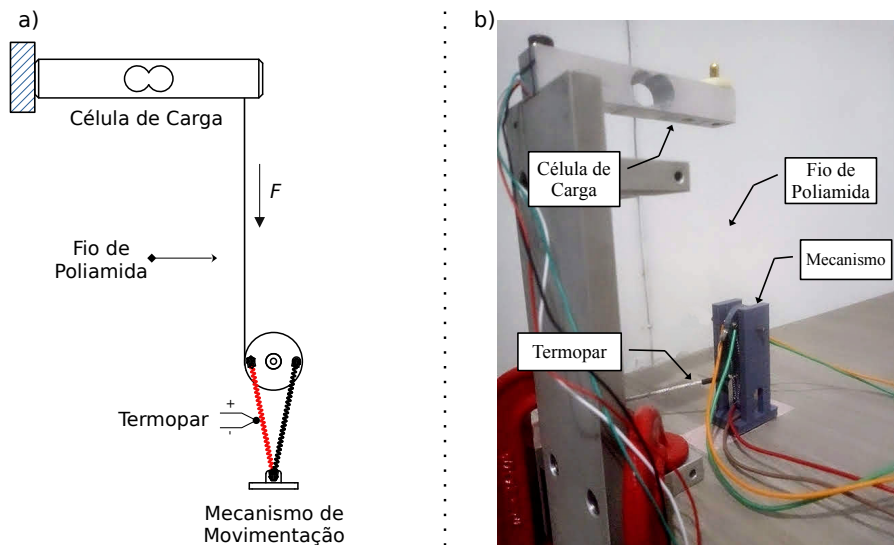


Figura 3.10 – Bancada experimental para a caracterização da força gerada pelo acionamento do mecanismo. Onde: a) esquematização; e b) foto da bancada montada.

Na Figura 3.10 podem ser vistos os elementos, mencionados acima, devidamente montados. Como indicado na imagem, há um fio fino — $\varnothing 0,3 \text{ mm}$ — de poliamida conectando a polia do mecanismo de movimentação à célula de carga utilizada. Devido o mesmo ser transparente, possuir diâmetro reduzido e, também, a distância necessária para enquadrar todos os elementos na imagem, não é possível a sua visualização.

Para que a célula de carga fosse utilizada no experimento de maneira apropriada, foi preciso calibrá-la. Esse processo encontra-se esquematizado na figura a seguir:

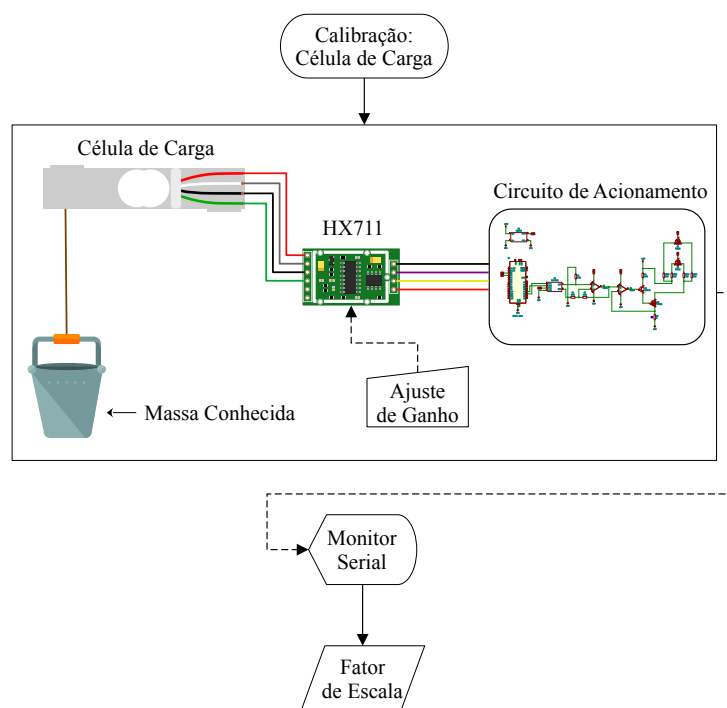


Figura 3.11 – Esquematização da calibração da célula de carga.

Considerando o esquema apresentado na Figura 3.11, foram conectados o módulo HX711 e a célula de carga ao circuito de acionamento desenvolvido. Além disso, foi fixada uma massa conhecida (aferida fazendo uso de uma balança de precisão) no transdutor, de maneira suspensa. Com isso, foi utilizado o código, de domínio público, contido no Anexo A — com pequenas alterações, sugeridas pelo autor, para a realização de leituras em quilogramas —, que permitiu a comunicação serial entre o Arduino Nano e o computador, exibindo a leitura captada pela célula e o seu fator de escala atual.

O fator de escala é um número inteiro, usado pela biblioteca do módulo HX711, para converter os sinais elétricos provindos da célula de carga em valores na unidade de medida de massa desejada. Fazendo intervenções manuais, enviando comandos do computador para o módulo (por meio do microcontrolador e da comunicação serial), como programado no código do Anexo A, foi possível variar esse número até que o valor de leitura exibido fosse o mesmo da massa conhecida, pendida no transdutor.

O valor encontrado foi aplicado no código e novas medições de diferentes massas conhecidas foram realizadas com o objetivo de atestar o fator de escala obtido com a calibração. A bancada experimental utilizada para a realização desse processo está ilustrada na figura que segue:

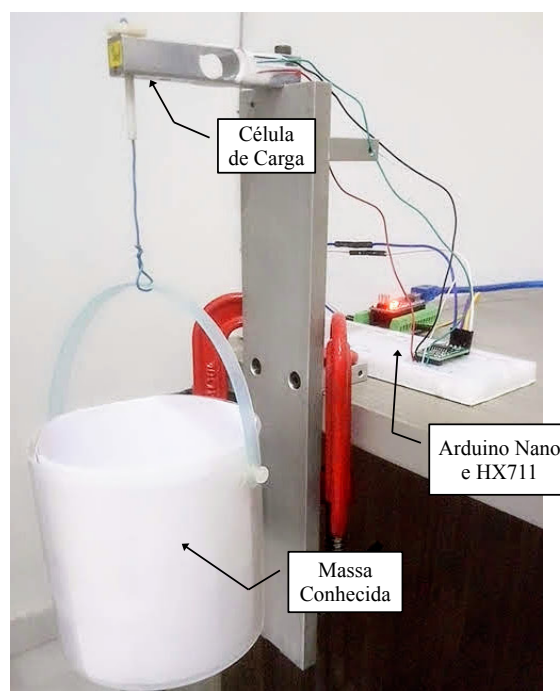


Figura 3.12 – Bancada experimental para a calibração da célula de carga.

Com a célula de carga devidamente calibrada, tornou-se possível a caracterização da força gerada pelo mecanismo. De acordo com o esquematizado na Figura 3.10, é possível afirmar que ao ser acionado o dispositivo, fornecendo corrente elétrica para o par de atuadores, houve a geração de força captada pelo transdutor. Igualmente, a temperatura a qual

a micromola esteve submetida foi então convertida pelo termopar tipo K, cuja diferença de potencial gerada foi medida pelo módulo MAX6675. O referido módulo realiza a compensação de junta fria, digitalizando a saída de termopares tipo K numa resolução de 12-bits e enviando o sinal lido para o microcontrolador por meio da conexão SPI.

No intuito de otimizar a qualidade das aquisições de força e temperatura, além de automatizar o processo de caracterização, foi programada uma interface simples, na linguagem Python, para comunicação serial entre o Arduino Nano (presente no circuito de acionamento desenvolvido) com o computador, de modo a receber os dados lidos, organizá-los em arquivos CSV (do inglês *Comma-separated Values* — padrão de arquivo de texto plano para o armazenamento de informações separadas por vírgulas), plotar gráficos e, por fim, enviar comandos para o controle do fornecimento de corrente elétrica aos atuadores.

Foram, então, realizadas aquisições de 800 pontos de força numa frequência de 10 Hz. De maneira simultânea, realizou-se a aquisição de 400 leituras de temperatura da micromola de LMF acionada, estas em 5 HZ devido às limitações de hardware do módulo MAX6675, tendo sido necessário, após o processo, promover a interpolação desses dados de acordo com os parâmetros da aquisição de força, para facilitar as análises. Ressalta-se que foi utilizado mais um termopar tipo K (e consequentemente outro módulo digitalizador) para aferir a temperatura ambiente, permitindo comparações entre elas.

Tendo sido finalizada a caracterização quanto a força gerada, passou-se para a aferição do deslocamento angular e linear produzido pelo mecanismo. Para isso, utilizou-se a metodologia de processamento de imagens, objetivando garantir maior fidedignidade na aquisição dos dados do movimento realizado.

Dessa forma, foi reaproveitado praticamente o mesmo hardware de instrumentação utilizado para o experimento anterior, substituindo-se, apenas, a célula de carga e o módulo HX711 (mantendo-se, então, além do circuito de acionamento, os termopares tipo K e os módulos MAX6675) por uma webcam convencional, com geração típica de imagens em 480p (640 × 480 pixels) de resolução.

A ilustração da figura abaixo contém a representação esquematizada da bancada experimental utilizada para a caracterização supramencionada:

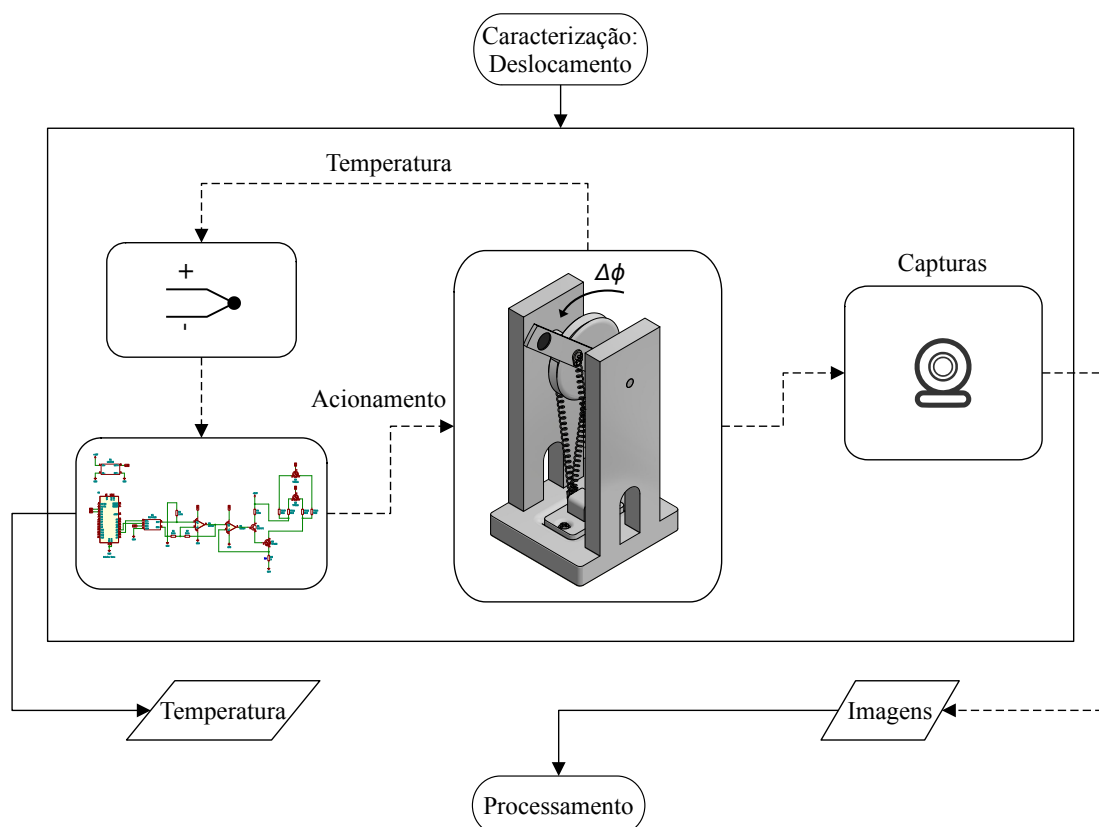


Figura 3.13 – Esquematização da bancada experimental para a caracterização do deslocamento gerado pelo acionamento do mecanismo.

Observando a figura Figura 3.13, é possível notar a adição de um prolongador centralizado na polia do mecanismo de atuação. Ele foi especialmente projetado para que, ao ser aparafusado no componente mecânico, a distância entre o centro do eixo e o centro do ponto marcado nele fosse conhecida.

Vale ressaltar que o experimento foi realizado acionando o mecanismo do seu ponto máximo de extensão para o seu ponto máximo de flexão, considerando os tipos de movimentos realizados pelas falanges do dedo humano. Ou seja: partiu-se do ponto onde o par de micromolas responsável pelo sentido de movimento horário (de acordo com a perspectiva apresentada na Figura 3.13) estivesse em seu ponto máximo de recuperação, seguido pelo acionamento do par gerador de movimento no sentido anti-horário, até que atingisse sua recuperação máxima.

Para a caracterização do mecanismo quanto ao deslocamento foi elaborado um algoritmo capaz de receber uma imagem como entrada, filtrá-la e processá-la ao ponto de contornar regiões de interesse, identificar as coordenadas de seus centros e retorná-las junto com a distância entre eles (em pixels) para o usuário.

As etapas do processamento nas imagens estão ilustradas na figura que segue:

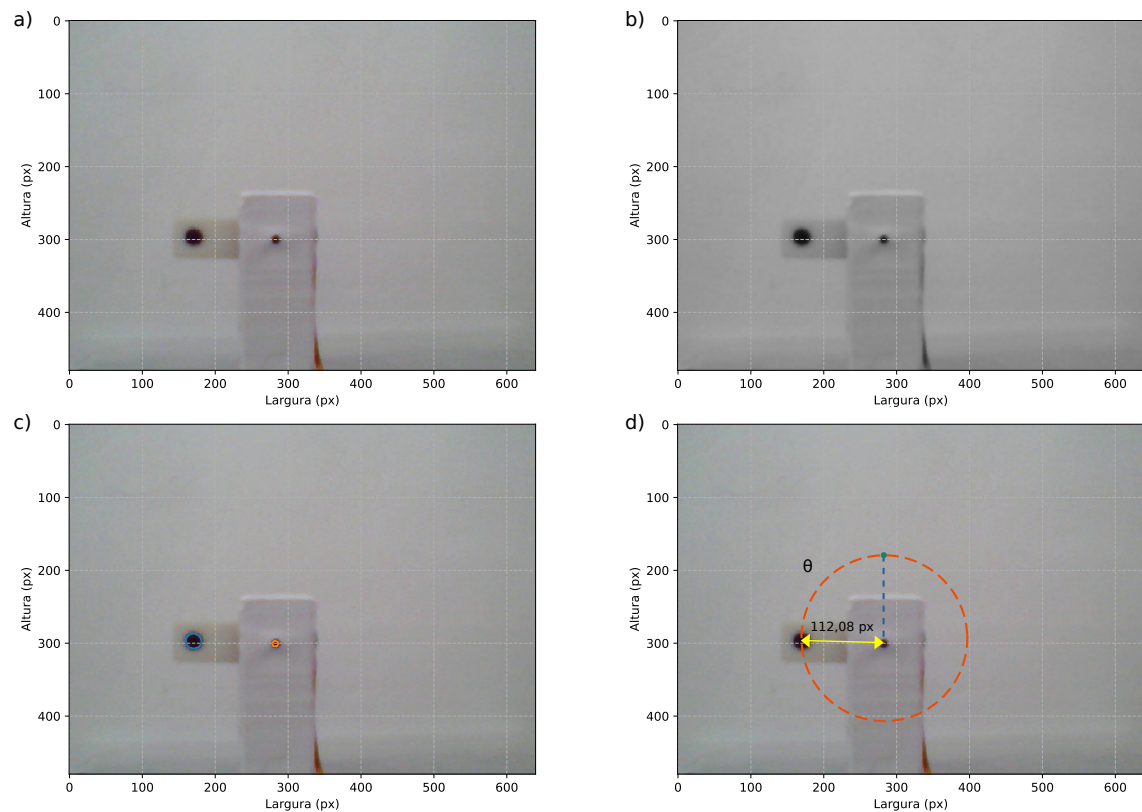


Figura 3.14 – Metodologia aplicada no processamento de imagens. Onde: a) imagem original; b) imagem filtrada; c) imagem com as regiões de interesse contornadas; e d) informações calculadas pela determinação da distância entre os centros encontrados pelo algoritmo.

De acordo com o representado na Figura 3.14, foram impressas peças em ABS branco/marfim natural para facilitar o processamento. Além disso é possível notar que, na imagem original (a): foram aplicadas técnicas de processamento, como filtros (b); foram identificados os contornos, assim como o centroide das regiões de interesse na imagem e a distância entre eles (c); e com esses dados, foi possível aplicar as relações e propriedades do movimento circular e da transmissão de movimentos para determinar o deslocamento, este relativo à referência e a posição atual da captura (d).

Já para capturar as imagens numa determinada frequência de aquisição, fez-se necessária a elaboração de um algoritmo de controle da webcam, contendo funções para iniciar, encerrar ou reiniciar a comunicação com o dispositivo, capturar uma única imagem ou uma sequência com parâmetros predefinidos, assim como gerar uma janela de visualização para facilitar o ajuste da câmera.

Ambos os algoritmos (tanto o de processamento de imagens quanto o de controle de câmeras) foram escritos na linguagem de programação Python, seguindo os padrões de produção de bibliotecas, também chamados de módulos. A maneira como foram desenvolvidos os permitiu ser importados e utilizados por outros programas, incluindo a possibilidade de rodá-los de maneira concorrente, fazendo uso de técnicas específicas da linguagem utilizada.

Com isso, foram realizadas 800 capturas de imagens, numa frequência de aquisição de 10 Hz. Juntamente com elas, foram feitas leituras de temperatura, por meio do termopar tipo K e do módulo MAX6675, seguindo o mesmo método utilizado na caracterização de força.

Tendo sido aplicada a metodologia acima descrita, utilizando o algoritmo para o processamento das 800 capturas, foi possível determinar a posição angular da polia do mecanismo durante todo o movimento descrito, sendo possível, assim, calcular o deslocamento angular e linear, considerando para esses cálculos, respectivamente, a distância entre o centro do eixo do dispositivo e o centro da marca do prolongador acoplado (raio maior) e a distância entre o centro da polia e a área de engaste dos tendões artificiais.

3.2 DESENVOLVIMENTO DO DEDO ROBÓTICO

Prosseguindo com a elaboração do trabalho, tendo como base o mecanismo de movimentação efetiva desenvolvido e a literatura médica e técnica sobre as juntas, articulações e medidas das falanges do dedo humano, foi concebido o dedo robótico antropomórfico, contando com 3 GDL ativos. As mesmas ferramentas mencionadas anteriormente, no Subcapítulo 3.1, foram utilizadas nesta referida etapa.

3.2.1 Estrutura mecânica

O projeto mecânico do dedo robótico foi elaborado levando em consideração as características antropomórficas da sua contraparte humana, algumas delas melhores detalhadas no Capítulo 2 deste trabalho. As principais particularidades consideradas foram as dimensões das falanges de um dedo humano, como também as angulações máximas produzidas pelo seu movimento de flexão.

Sendo assim, segundo Levangie e Norkin (2011), a angulação típica atingida por cada falange do dedo de um humano adulto pode ser sumarizada na tabela que segue:

Tabela 3.1 – Ângulos formados pelas articulações de um dedo humano. (LEVANGIE; NORKIN, 2011).

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

Além disso, seguindo os dados apresentados pelo meta-estudo realizado por Maia et al. (2017), que compilaram e utilizaram informações presentes em trabalhos (cujo

objetivo estava na determinação de medidas antropométricas das mãos e dos dedos humanos) efetuados em mais de sete países, foi possível, então, nortear-se pelas dimensões médias — incluindo o desvio padrão observado — das falanges do dedo indicador humano, contidas na tabela abaixo:

Tabela 3.2 – Comprimento médio, em mm, das falanges do dedo indicador humano. De acordo com Maia et al. (2017).

Dedo	Falange Distal	Falange Medial	Falange Proximal
Indicador	$15,82 \pm 2,26$	$22,38 \pm 2,51$	$39,58 \pm 4,94$

Com isso, foram então projetadas em ambiente CAD as falanges do dedo robótico, levando em consideração todo o estudo realizado até aqui. Estas encontram-se ilustradas na figura que segue:

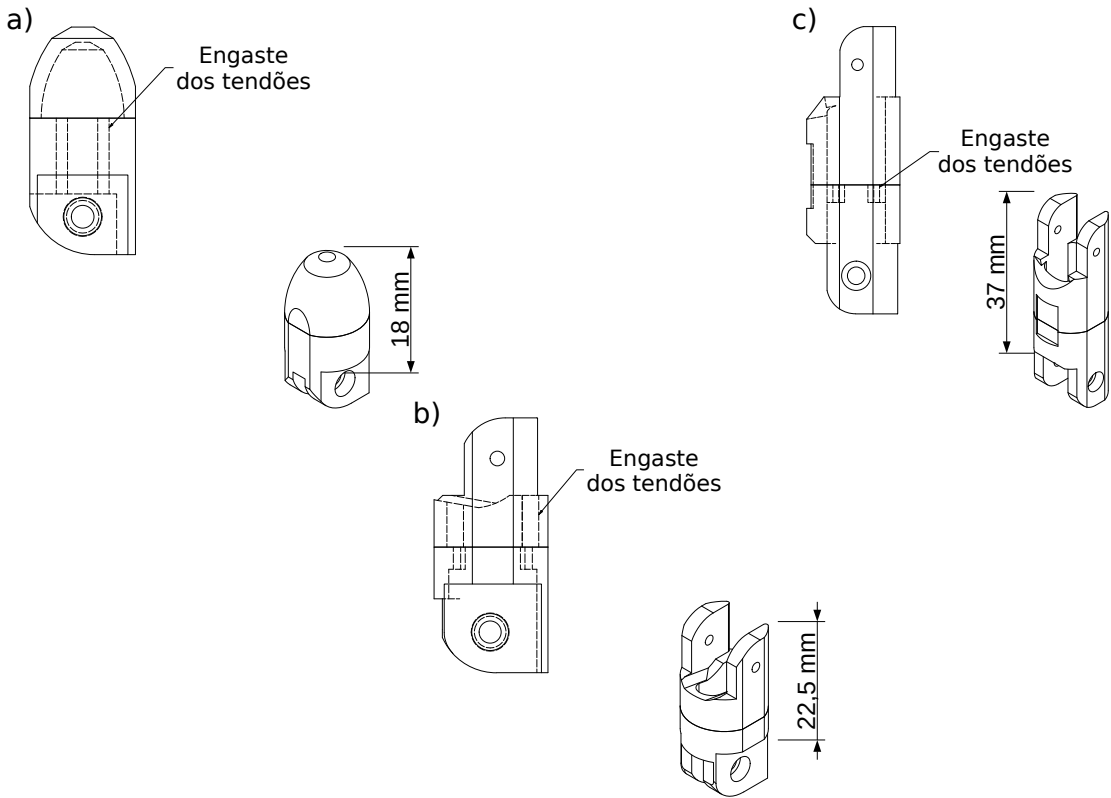


Figura 3.15 – Falanges do dedo robótico projetado. Onde: a) flange distal; b) falange medial; e c) falange proximal.

É possível observar nas vistas ilustradas na Figura 3.15 que na parte interna das falanges estão presentes regiões para engaste dos tendões artificiais, estes descritos no Subcapítulo 3.1.1. Observa-se também que cada uma das partes do dedo foi projetada de modo a manter-se dentro dos limites estabelecidos pelas dimensões e angulações ora elencadas.

Buscando minimizar qualquer atrito que pudesse ocorrer nas articulações do dedo robótico, tornando-o, assim, capaz de realizar movimentos fluídos, foram colocados no projeto das falanges locais para inserção de micro rolamentos de esferas nas regiões que corresponderiam às juntas, iguais ao utilizado no mecanismo de atuação, cujo desenvolvimento foi detalhado no Subcapítulo 3.1.

A figura a seguir contém uma vista explodida do dedo robótico projetado, destacando os seus componentes:

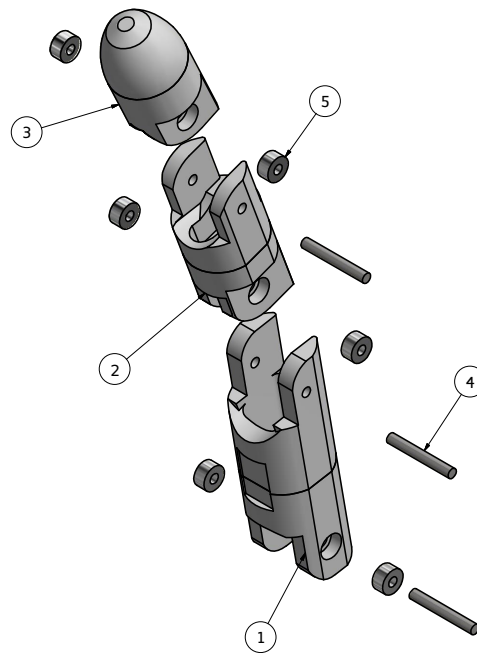


Figura 3.16 – Vista explodida do dedo robótico. Onde: 1. falange proximal, em ABS; 2. falange medial, em ABS; 3. falange distal, também em ABS; 4. eixos, em aço, de $\varnothing 2$ mm; e 5. micro rolamentos de esferas MR 52 ZZ.

Ressalta-se que a falange medial do dedo ilustrado na Figura 3.16 foi elaborada de modo a atingir até 100° com os seus movimentos, mantendo-se dentro do valor contido na Tabela 3.1.

Para que fosse possível o devido funcionamento do dedo, assim como a sua caracterização, foi preciso elaborar uma base que compactasse em sua estrutura três mecanismos de atuação, cada um conectado por meio dos tendões artificiais a uma das falanges. A vista explodida de tal componente, pode ser vista na figura abaixo:

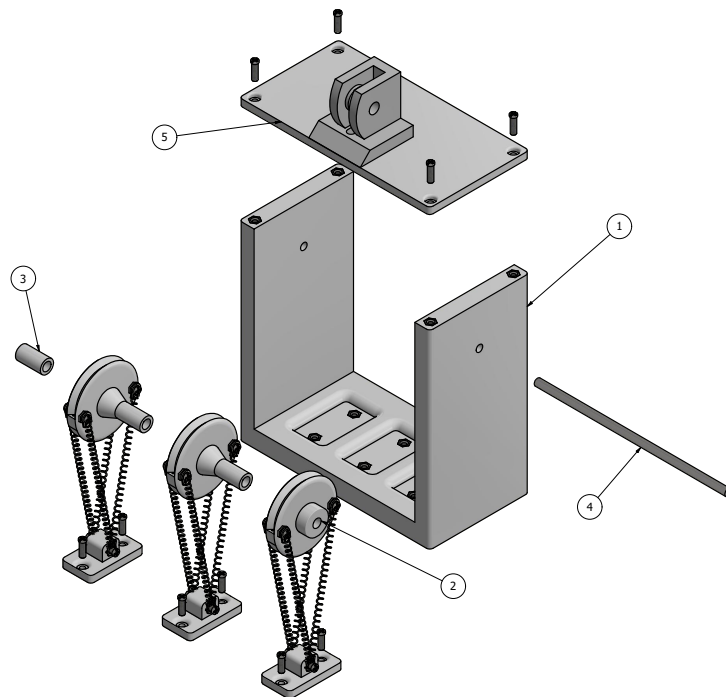


Figura 3.17 – Vista explodida da base projetada. Onde: 1. estrutura, em ABS, com porcas M1.4 embutidas; 2. mecanismos de atuação; 3. espaçadores, em ABS; 4. eixo central de $\varnothing 2$ mm; 5. parte superior, em ABS, contendo a articulação MCP.

Como apontado na Figura 3.17 (5), a parte superior da base conta com a região responsável por acomodar a falange proximal do dedo robótico, servindo-o como uma articulação MCP e possibilitando, assim, a efetuação de movimentos em até 90° para a falange mencionada.

Por fim, está ilustrada na figura que segue a montagem completa do protótipo desenvolvido e utilizando neste trabalho:

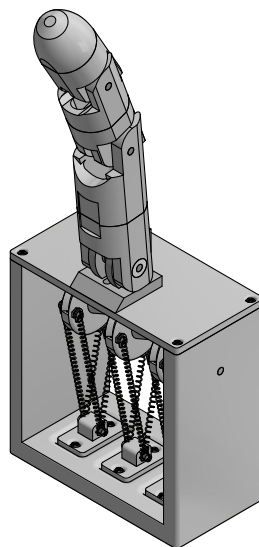


Figura 3.18 – Dedo robótico montado na base.

Torna-se necessário destacar, observando a montagem ilustrada na Figura 3.18, que os tendões artificiais, engastados nas polias dos mecanismos de movimentação, atravessam a parte superior da base por um furo oblongo passante, contido na região da junta MCP, e seguem para as áreas de fixação na parte interna das respectivas falanges, sendo responsáveis, então, pela transmissão dos movimentos de flexão e extensão.

3.2.2 Acionamento

O dedo robótico desenvolvido contou com três mecanismos de movimentação, um para cada falange, que podem ser acionados de maneira independente ou concorrentemente, a depender do movimento desejado. Essa necessidade, para este trabalho, foi proposital, pois, com isso, foi buscada uma motilidade fluída e mais próxima da contraparte humana.

Dessa forma, o circuito elaborado e utilizado para o acionamento e caracterização do mecanismo não poderia mais ser usado nesta etapa do estudo, se mantido inalterado. Sendo assim, o circuito esquematizado no Apêndice A foi expandido de maneira a comportar o fornecimento de corrente elétrica para três dispositivos de atuação, permitir controles mais complexos de potência — por meio do CI HCF4066 e da técnica PWM, implementada no Arduino Nano — e contar com um projeto apropriado para a produção de uma PCI (Placa de Circuito Impresso) dedicada.

Com base nesse novo circuito projetado, cujo esquemático pode ser encontrado no Apêndice B, foi fabricada uma PCI com o objetivo de uma operação segura para o acionamento do protótipo, além de simplificar a conexão dos mecanismos de movimentação e possibilitar a medição de tensão elétrica em pontos estratégicos, para o caso da necessidade de depuração de problemas dessa natureza.

A placa produzida pode ser vista na figura abaixo:

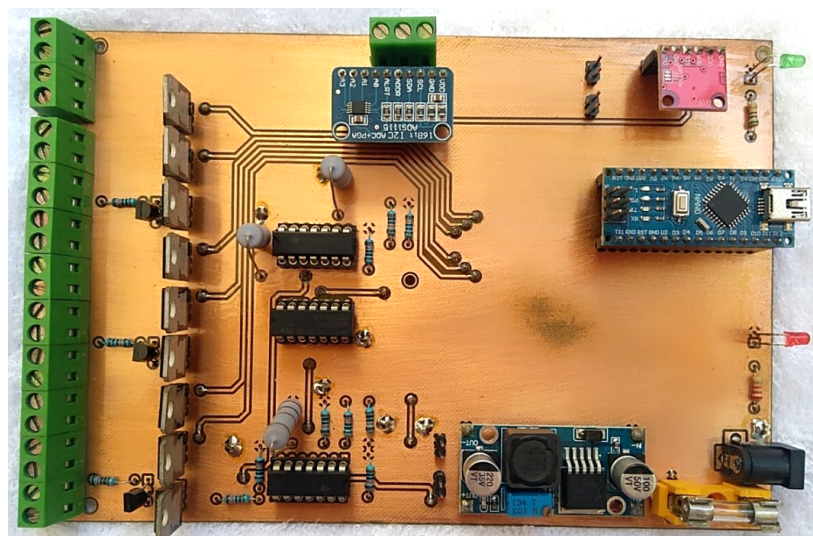


Figura 3.19 – Placa de circuito impresso fabricada.

O circuito da placa vista na Figura 3.19 possui três fontes de corrente, cujas entradas recebem o mesmo valor de tensão provindo do conversor analógico-digital, MCP4725, presente na PCI. Entretanto elas são controladas pelos comutadores bilaterais do CI HCF4066, sendo que ao ser aplicado um sinal PWM (pelo microcontrolador) na entrada de controle de um desses comutadores, é possível variar o valor de corrente fornecido na saída da fonte desejada, mesmo que a tensão de entrada seja comum às três, tornando-as independentes.

Além disso, foi adicionado ao circuito um conversor digital-analógico (o ADS1115), para aquisição de sinais provenientes de sensores, e um borne para conexão I²C do Arduino Nano com outros componentes, que também possuam tal barramento. Tais recursos, embora presentes na PCI elaborada, não foram utilizados neste trabalho.

Para que fosse possível controlar a placa acima detalhada, foi desenvolvido um firmware, na linguagem própria do Arduino, para permitir o controle por comunicação serial da mesma. Com isso, foi criada uma API (Interface de Programação de Aplicação — do inglês *Application Programming Interface*), na linguagem Python, para permitir a sua implementação em algoritmos de operação da PCI por meio de um computador. Esses dois programas foram essenciais para a realização de uma caracterização eficiente do dedo robótico.

3.2.3 Caracterização

O dedo robótico produzido foi caracterizado apenas quanto às angulações descritas pelos movimentos das suas falanges, relacionados a três posições antropomórficas distintas, estas que estão ilustradas na figura a seguir:

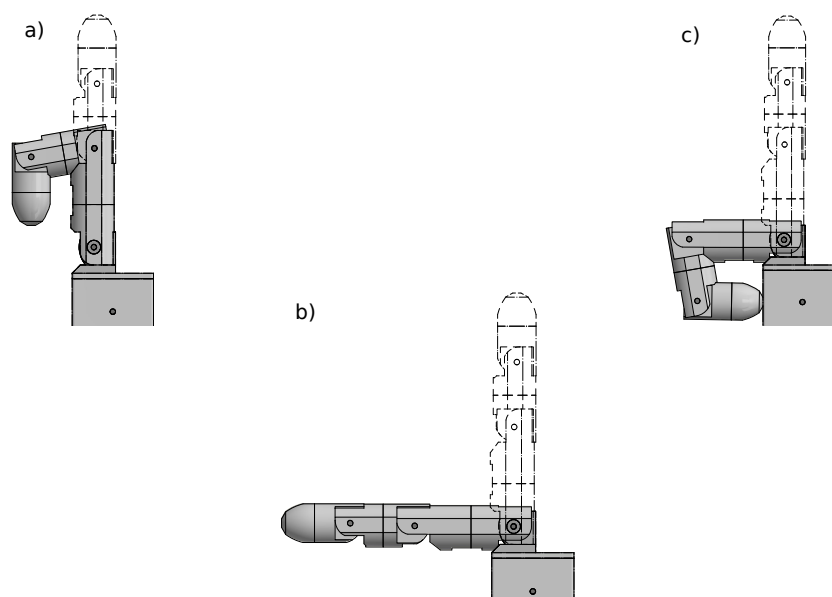


Figura 3.20 – Representação dos movimentos realizados pelo dedo robótico. Onde: a) primeira posição; b) segunda posição; e c) terceira posição.

De acordo com a representação ilustrada na Figura 3.20, considera-se que:

- a) A primeira posição se dá quando:
- A falange proximal permanece imóvel;
 - A falange medial move-se à 100° ; e
 - A falange distal move-se à 80° ;
- b) Já a segunda posição é formada quando:
- A falange proximal se move à 90° ; e
 - As falanges medial e distal permanecem imóveis
- c) Por fim, a terceira posição ocorre quando:
- A falange proximal move-se à 90° ;
 - A falange medial move-se à 100° ; e
 - A falange distal se move à 80° .

Foram utilizados os mesmos algoritmos para controle de câmera e processamento de imagens, em conjunto com a API e o firmware desenvolvidos, para realizar a caracterização das angulações produzidas pelas falanges ao moverem-se para formar cada uma dessas posições supradescritas.

A esquematização da bancada experimental utilizada pode ser vista na figura abaixo:

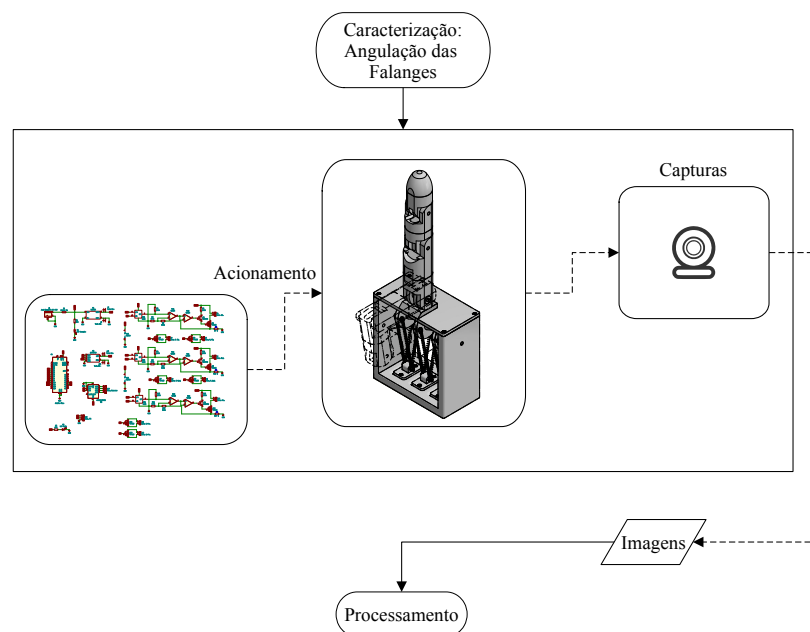


Figura 3.21 – Bancada experimental para a caracterização do dedo robótico.

Para a realização desse experimento, devido a natureza dos movimentos realizados e o tempo para se chegar na posição desejada, assim como retornar para a inicial, a webcam utilizada, representada na Figura 3.21, capturou diferentes números de imagens, numa mesma frequência de 60 FPS (quadros por segundo — do inglês *Frames Per Second*):

- Para a primeira posição, foram capturadas 380 imagens, totalizando 6,33 s de aquisição;
- Foram capturadas 1020 imagens para a caracterização na segunda posição, o que totalizou 17 s de aquisição; e
- Para a terceira foram capturadas 480 imagens, totalizando 8 s de aquisição.

As imagens, então, foram submetidas ao programa desenvolvido, cujos pontos de interesse foram identificados e suas coordenadas armazenadas, processadas e plotadas em gráficos, de modo a exibir os valores de angulação para cada falange em cada uma das posições predefinidas.

3.3 ANÁLISE DOS DADOS

De posse dos resultados da caracterização do dedo robótico, foi realizada uma comparação deles com aqueles obtidos em outros estudos da mesma área. Tal comparativo teve como objetivo a validação do funcionamento do protótipo elaborado e a definição da contribuição trazida com a completção deste trabalho.

Para isso, foram utilizados os resultados obtidos nos estudos do desenvolvimento de protótipos de dedos robóticos antropomórficos (um deles uma mão completa) dos seguintes autores:

1. Engeberg et al. (2015);
2. Silva (2015);
3. Silva et al. (2017); e
4. Souza (2018);

Foram comparadas as angulações máximas atingidas pelas articulações dos dedos produzidos, tempo de execução do movimento, consumo de corrente e tipos de movimentos efetuados, fazendo a diferenciação dos atuadores aplicados e apontando, também, as particularidades de cada estudo, quando necessário.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

A metodologia detalhada no Capítulo 3 foi aplicada tal qual descrita, o que permitiu a elaboração do mecanismo de atuação e do protótipo do dedo robótico projetados, além disso possibilitou a aquisição de um conjunto de resultados com relação às características intrínsecas desses dispositivos desenvolvidos. Os resultados deste trabalho encontram-se descritos nos subcapítulos a seguir.

4.1 MECANISMO DE MOVIMENTAÇÃO

De acordo com as ilustrações presentes nas Figuras 3.4 e 3.6, o mecanismo de movimentação foi devidamente fabricado, fazendo uso de prototipagem rápida, assim como o circuito esquematizado no Apêndice A foi montado, tendo sido possível, assim, serem aplicadas as metodologias de caracterização apresentadas no Subcapítulo 3.1.3. Com isso, os resultados obtidos com o referido processo podem ser vistos subdivididos nos dois próximo subcapítulos.

4.1.1 Força

Com a realização do experimento para caracterização da força gerada pelo acionamento do mecanismo, que envolveu o engaste de um fio fino de poliamida entre a polia presente no dispositivo e a célula de carga de 1 kg utilizada (como representado na Figura 3.10), assim como a utilização de termopares tipo K para a leitura da temperatura ambiente e a que a micromola de LMF esteve submetida durante o ensaio, foram obtidos dados que possibilitaram relacionar: a força em função do tempo do acionamento; a temperatura em função do tempo; e a força em função da temperatura.

A figura que contém o resultado da aquisição da força gerada, em função do tempo de acionamento, pode ser vista a seguir:

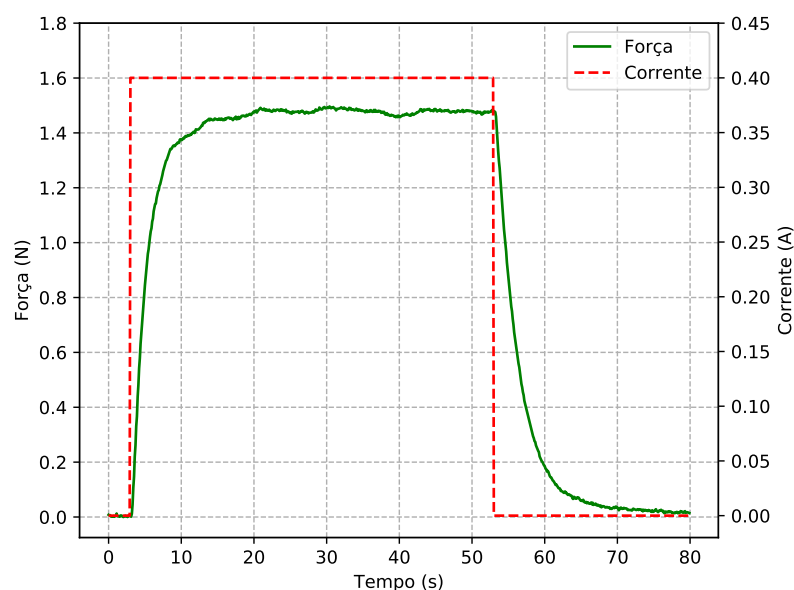


Figura 4.1 – Gráfico da Força e Corrente × Tempo.

O resultado apresentado na Figura 4.1 demonstra que a força máxima atingida pela ativação do mecanismo foi de, aproximadamente, 1,48 N, na aplicação de um degrau de corrente elétrica de 0,4 A. O tempo exigido para que o par de atuadores chegasse ao seu ponto máximo foi, por volta de, 21 s (considerando o tempo total de aquisição), ou 18 s, excluindo os três primeiros segundos de inatividade.

Em relação a temperatura atingida com a ativação da micromola de LMF durante este ensaio, o resultado da leitura durante todo o tempo de aquisição (80 s) pode ser visto no gráfico presente na figura abaixo:

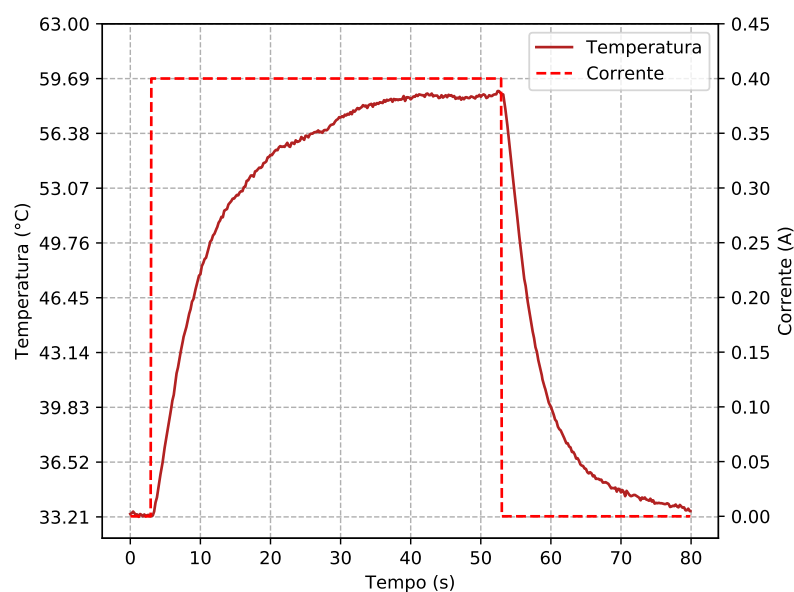


Figura 4.2 – Gráfico da Temperatura e Corrente × Tempo.

Como visto na Figura 4.2, ao ser aplicado um degrau de 0,4 A, o atuador apresentou uma temperatura máxima de 58,53 °C, aproximadamente, acionado em temperatura ambiente, que estava em 33,21 °C. O tempo, aproximado, exigido para tal foi de 43 s — ou 40 s, se desconsiderados os três primeiros segundos de inatividade.

Assim como mencionado anteriormente, foram utilizados dois termopares tipo K para realização das leituras de temperatura: um para o atuador e outro para o ambiente. Para facilitar a visualização, os resultados das duas aferições, durante o tempo de aquisição, pode ser visto no gráfico contido na figura que segue:

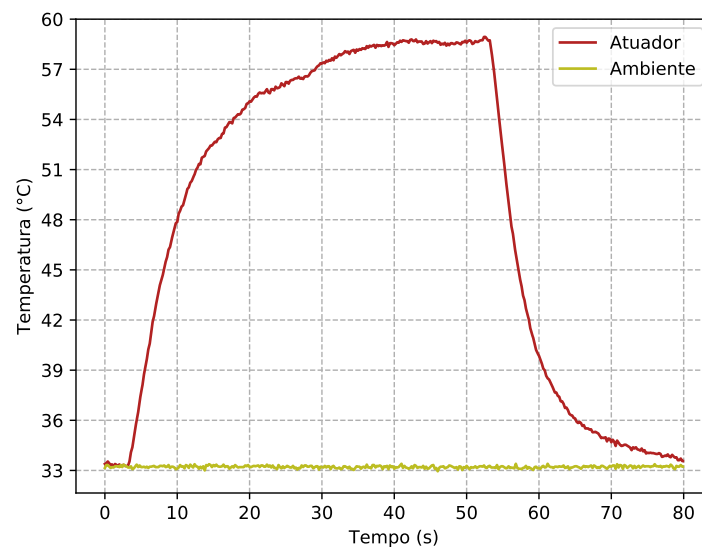


Figura 4.3 – Gráfico da Temperatura × Tempo.

É possível observar na Figura 4.3 que a temperatura ambiente manteve-se por volta de 33 °C durante todo o ensaio, assim como o atuador tendeu a retornar a este valor, ao ser cessado o fornecimento de corrente, como era esperado.

Os resultados exibidos acima, principalmente os ilustrados nas Figuras 4.1 e 4.2, são condizentes com a utilização desses atuadores em estruturas compactas, cujo ponto médio de aplicação se encontra em 350% de elongação. Isso pode ser validado nas informações apresentadas em estudos de áreas correlatas, como o elaborado por Basilio Sobrinho et al. (2020) que arranjam as micromolas M12 de LMF em um pequeno motor, além de caracterizar o dispositivo de forma numérica e experimental. Os valores por eles apresentados são semelhantes aos aqui descritos.

Por fim, com os dados obtidos, foi praticável relacionar a força gerada com a temperatura atingida, tendo como objetivo uma análise visual do quantitativo dessas grandezas durante o ensaio. O resultado pode ser visto na figura abaixo:

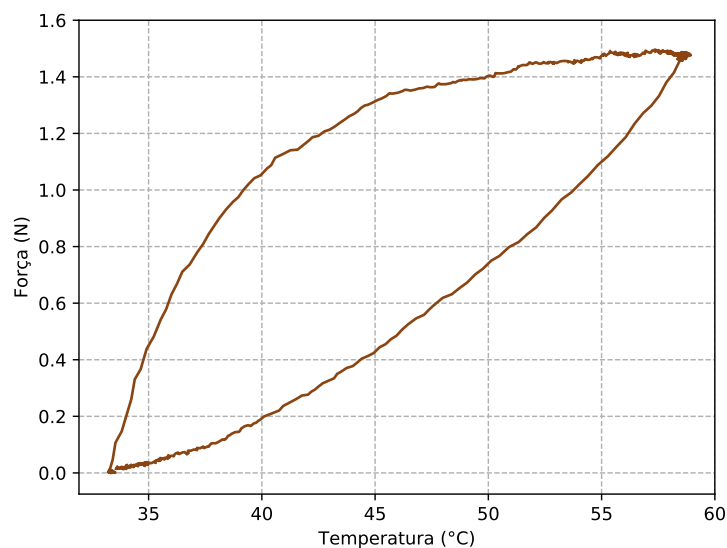


Figura 4.4 – Gráfico da Força × Temperatura.

O gráfico da Figura 4.4 exibe o comportamento histerético do material, sendo esta informação de grande importância à ser considerada na elaboração de estruturas de controle, ou até mesmo para acionamentos e aplicações outras do mecanismo desenvolvido e caracterizado neste trabalho.

4.1.2 Deslocamento

Tendo sido realizado o experimento para a caracterização quanto ao deslocamento (angular e linear) gerado pelo acionamento do dispositivo, que envolveu, assim como representado na Figura 3.13, a fixação de um prolongador na polia do mecanismo, o uso dos termopares tipo K (sob as mesmas condições do ensaio anterior) e uma webcam para capturas de imagens, foram obtidos dados que possibilitaram a relação entre: o ângulo descrito e o tempo do acionamento; o ângulo e a temperatura do atuador; o deslocamento e o tempo; e o deslocamento e a temperatura.

A seguinte figura contém o resultado do processamento nas 800 capturas, determinando o ângulo descrito pelo movimento do ponto máximo de extensão para o máximo de flexão:

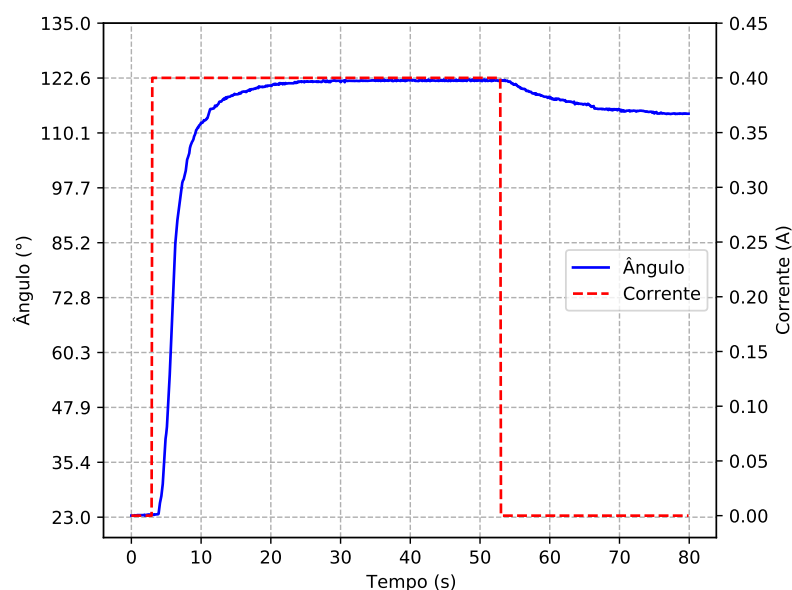


Figura 4.5 – Gráfico do Ângulo e Corrente × Tempo.

Observando o gráfico da Figura 4.5 percebe-se que a angulação máxima atingida com o movimento foi de $122,6^\circ$, aplicando-se um degrau de corrente elétrica de 0,4 A. O tempo exigido para tal foi de, aproximadamente, 24 s. Entretanto, ao descon siderar os três primeiros, foram necessários 21 s para que o mecanismo completasse o seu movimento.

Além do descrito acima, é possível notar que o ponto máximo de extensão (movimento realizado pelo atuador no sentido horário, se considerada a perspectiva apresentada na Figura 3.13), esteve em 23° , sendo este o ponto de partida da polia neste ensaio. A variação angular, ou deslocamento angular ($\Delta\phi$), obtida foi de $99,6^\circ$.

A relação entre o ângulo e a temperatura está representada na figura abaixo:

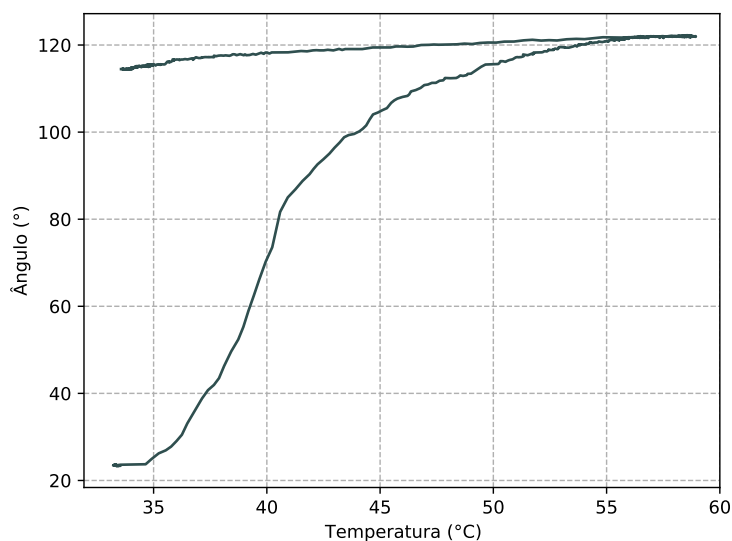


Figura 4.6 – Gráfico do Ângulo × Temperatura.

Da mesma forma como pode ser notado no gráfico da Figura 4.5, é percebido na Figura 4.6 que após ser cessado o fornecimento de corrente e, consequentemente, ocorrer o resfriamento do atuador, a força imposta pelo par de molas antagônicas fez com que a polia recuasse cerca de 9° no sentido do movimento de extensão.

Como explanado na metodologia presente no Subcapítulo 3.1.3, a partir dos resultados apresentados nos últimos dois gráficos, foram utilizadas as relações e propriedades do movimento circular e da transmissão de movimentos para ser determinado o deslocamento linear (ΔS) promovido pelo acionamento do mecanismo.

Os resultados obtidos com essa aplicação podem ser vistos no gráfico da figura a seguir:

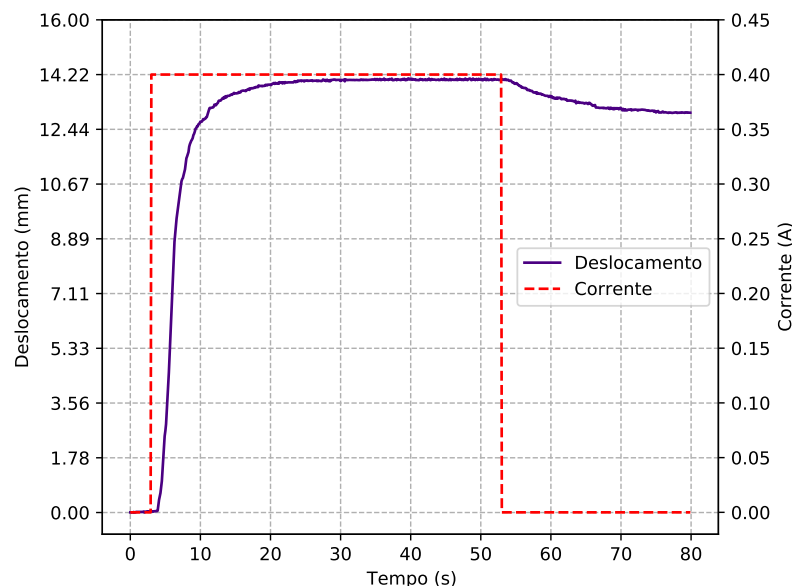


Figura 4.7 – Gráfico do Deslocamento e Corrente × Tempo.

Para calcular os resultados apresentados na Figura 4.7, foi considerado o $\Delta\phi$ total, de 99,6°, e a distância entre o centro da polia até o local para engaste dos tendões artificiais nela presente, cujo valor é 8 mm. Com isso foi obtido um ΔS de, aproximados, 13,9 mm. Análogo ao representado na Figura 4.5, o tempo necessário para formar esse arco foi de 21 s, desconsiderando os três primeiros segundos de inatividade.

Finalizando a caracterização do mecanismo de movimentação, está contido na figura abaixo o gráfico que relaciona o deslocamento linear com a temperatura apresentada pelo atuador:

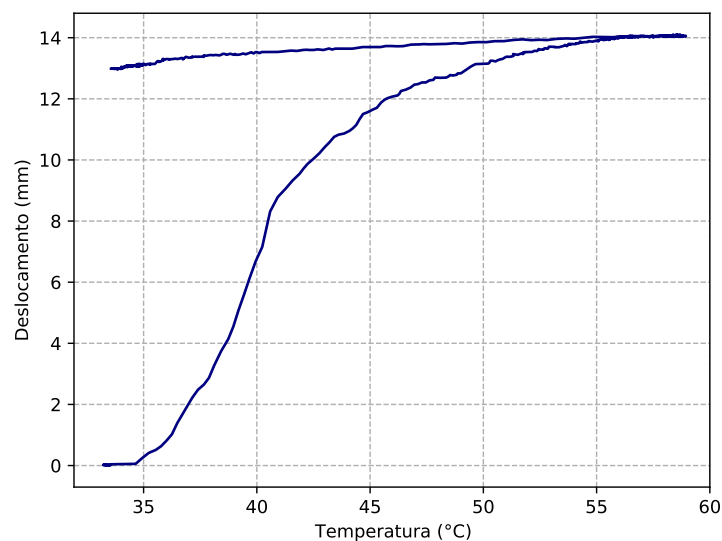


Figura 4.8 – Gráfico do Deslocamento × Temperatura.

Igualmente ao apresentado na Figura 4.6, com o resfriamento do atuador, houve um recuo de cerca de 1 mm imposto pela força do par de molas antagônicas.

Os resultados obtidos com a caracterização do movimento do mecanismo desenvolvido mostraram ser deveras animadores, considerando a sua aplicação na área da engenharia de reabilitação, já que próteses robóticas ativas, para membros superiores, necessitam de um emprego bem-sucedido de arranjos mecânicos capazes de efetuar deslocamentos significativos, como os até aqui apresentados.

4.2 DEDO ROBÓTICO

O dedo robótico que foi fabricado por prototipagem rápida, junto com a base que conteve arranjada em seu interior três mecanismos de movimentação (um para cada falange), como consta ilustrado nas Figuras 3.16 a 3.18, foi caracterizado seguindo a metodologia minuciada no Subcapítulo 3.2.3. Para isso, foi utilizada a PCI — fabricada de acordo com o esquema do Apêndice B —, uma webcam e os softwares produzidos, estes melhores descritos no capítulo anterior.

Dessa forma, os resultados obtidos com a aplicação desse processo foram subdivididos em três subcapítulos, de acordo com a posição antropomórfica formada pelo dedo robótico, ao ser acionado para tal.

4.2.1 Primeira posição

A primeira posição antropomórfica a qual o dedo robótico foi caracterizado (quanto às angulações descritas pelos movimentos das suas falanges), foi formada quando a falange

medial moveu-se à 100° , a distal moveu-se à 80° e a proximal permaneceu imóvel, como ilustrado na Figura 3.20 a).

O dedo robótico foi acionado de modo que as suas falanges descrevessem tais ângulos, em um movimento de flexão e, depois de efetuado a movimentação, as falanges foram estendidas de volta às suas posições iniciais. Enquanto isso, a câmera (controlada por um dos softwares desenvolvidos neste trabalho) capturou as 380 imagens em 60 FPS.

Esse processo está representado na figura abaixo:

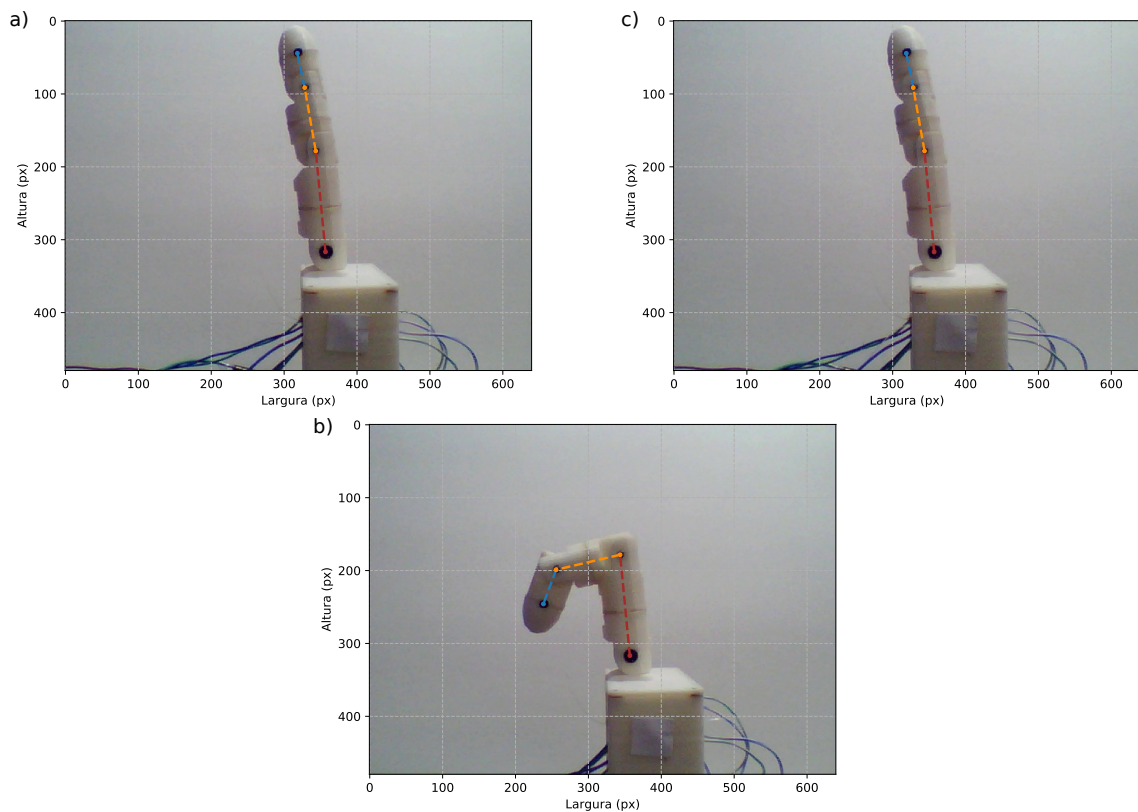


Figura 4.9 – Movimentos realizados para a caracterização do dedo na primeira posição antropomórfica. Onde: a) posicionamento inicial; b) posicionamento final; e c) retorno à posição inicial.

As linhas tracejadas coloridas, vistas na Figura 4.9, foram criadas a partir das coordenadas identificadas pelo algoritmo de processamento de imagens desenvolvido. É notório, visualmente, que o dedo fabricado foi capaz de mover-se de maneira muito aproximada à sua contraparte humana.

Seguindo o mesmo método de caracterização aplicado na determinação do deslocamento angular do mecanismo de movimentação, foi traçado o gráfico do ângulo formado pela falange medial neste movimento, que pode ser visto na figura a seguir:

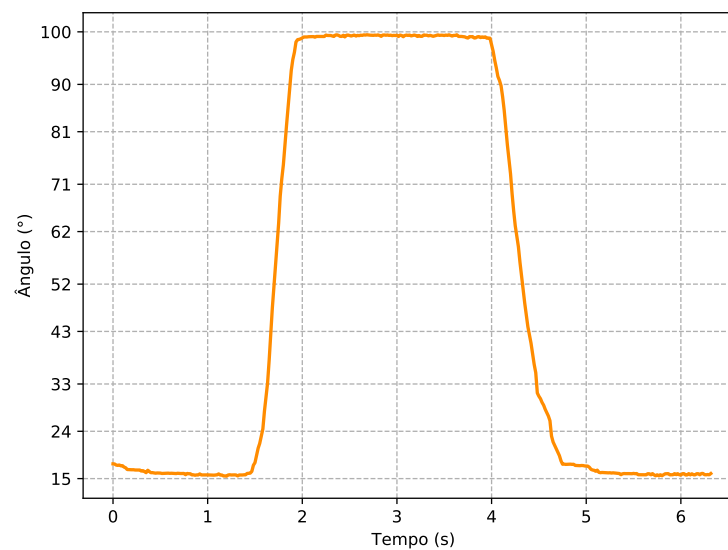


Figura 4.10 – Gráfico do Ângulo × Tempo da falange medial na primeira posição.

Como pode ser visto na Figura 4.10, a falange medial, nesta posição, atingiu uma angulação máxima de 99,44°, virtualmente igual aos 100° determinados por Levangie e Norkin (2011). Já a mínima, alcançada com o movimento de flexão, foi de 15,46°, diferindo cerca de 3,5° da apresentada no posicionamento inicial, visto na Figura 4.9 a).

Logo, para a falange medial, o $\Delta\phi$ (ângulo máximo de flexão menos o de extensão) foi de 83,98°. Em se tratando do tempo necessário para a flexão, o total foi de 1,22 s, enquanto foram necessários 1,32 s para a completa extensão.

Analogamente, o gráfico do ângulo formado pela falange distal no referido movimento está contido na figura abaixo:

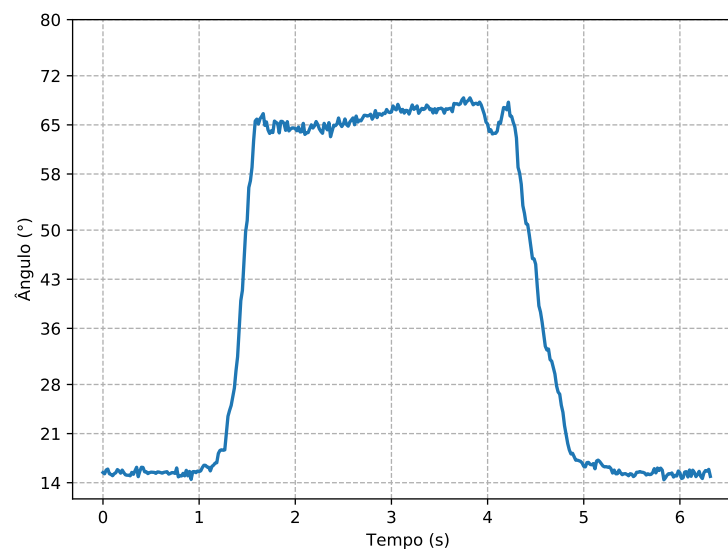


Figura 4.11 – Gráfico do Ângulo × Tempo da falange distal na primeira posição.

Uma vez analisado o gráfico da Figura 4.11, pode ser percebido que a falange distal nesta posição atingiu uma angulação máxima de $68,86^\circ$, em 2,35 s, diferindo assim cerca de 11° da contraparte humana. Em contrapartida, a alcançada com o movimento de flexão foi $14,41^\circ$, não havendo praticamente nenhuma disparidade com a apresentada no posicionamento inicial. Para esta falange, o $\Delta\phi$ foi de $54,45^\circ$.

Os degraus de corrente fornecidos para os atuadores, tanto para o movimento de flexão quanto para o de extensão, podem ser vistos na figura que segue:

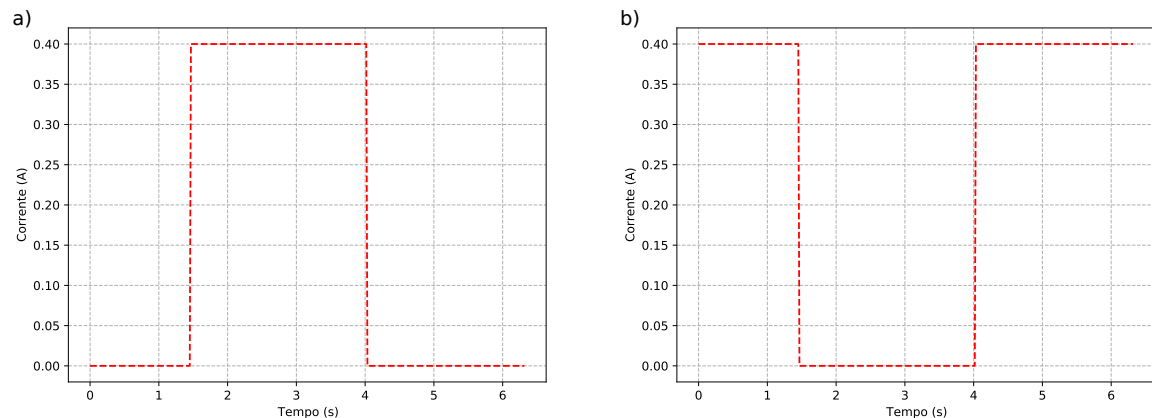


Figura 4.12 – Gráficos dos Degraus de Corrente $\times$ Tempo aplicados na primeira posição. Onde: a) degrau aplicado na flexão das falanges; e b) degrau aplicado para a extensão das falanges.

Como pode ser visto nas Figuras 4.10 a 4.12, o tempo total de aquisição foi de 6,33 s. Destaca-se que foi aplicado 0,1 A na contínua extensão da proximal, para que permanecesse imóvel. Para organizar os resultados obtidos e permitir uma simples comparação, as informações descritas neste subcapítulo encontram-se sumarizadas a seguir:

Tabela 4.1 – Sumário dos resultados obtidos com a caracterização do dedo na primeira posição.

Falange	Movimento de Flexão			Movimento de Extensão			$\Delta\phi$
	Desejado	Obtido	Tempo	Inicial	Final	Tempo	
Medial	100°	$99,44^\circ$	1,22 s	$18,97^\circ$	$15,46^\circ$	1,32 s	$83,98^\circ$
Distal	80°	$68,86^\circ$	2,35 s	$14,45^\circ$	$14,41^\circ$	2,29 s	$54,45^\circ$

4.2.2 Segunda posição

A segunda posição antropomórfica a qual o dedo robótico foi caracterizado, de acordo com os ângulos descritos pelos movimentos de suas falanges, foi formada quando, como pode

ser visto na figura Figura 3.20 b), a falange proximal se moveu à 90° e as demais permaneceram imóveis.

Da mesma forma que o apresentado na Subcapítulo 4.2.1, o dedo robótico foi acionado para que a sua falange medial descrevesse o ângulo acima informado (num movimento de flexão) e fosse, seguidamente, estendida de volta à sua posição inicial. Concorrentemente, a câmera capturou 1020 imagens a 60 FPS.

O procedimento consta representado na figura abaixo:

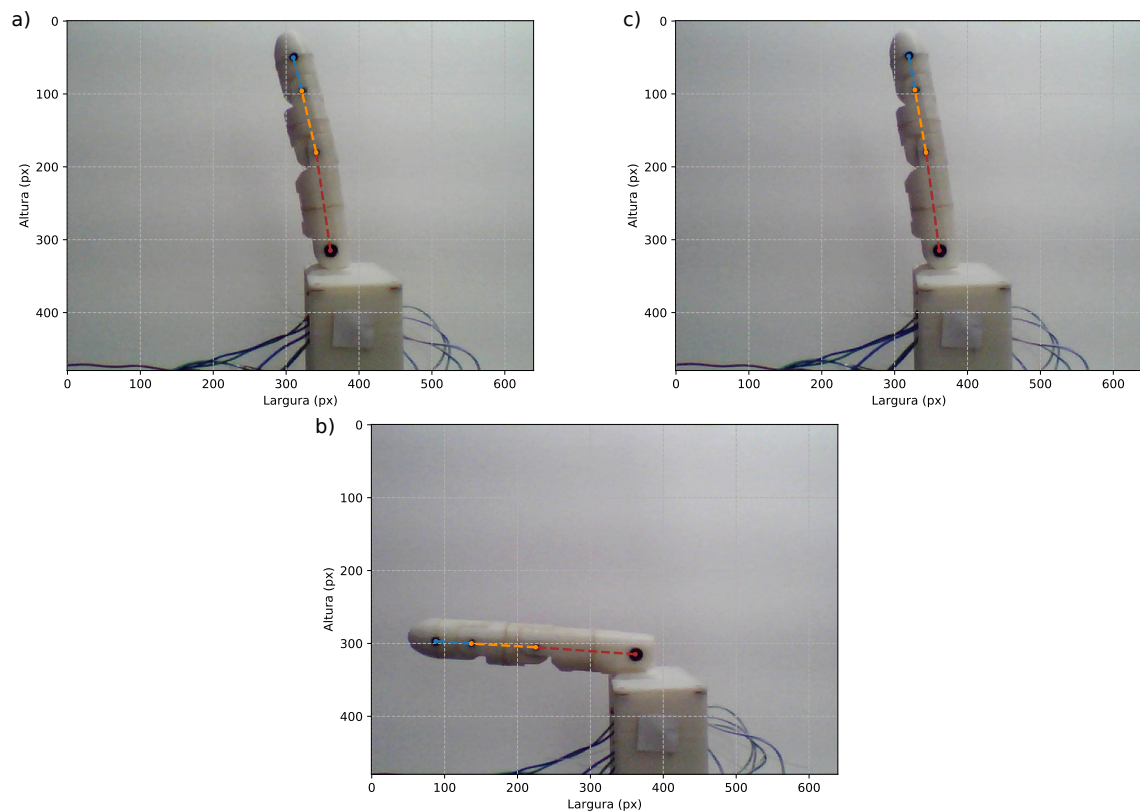


Figura 4.13 – Movimentos realizados para a caracterização do dedo na segunda posição antropomórfica. Onde: a) posicionamento inicial; b) posicionamento final; e c) retorno à posição inicial.

Do mesmo modo como ocorreu anteriormente, numa análise de cunho visual, percebe-se que o movimento do dedo robótico apresentado na Figura 4.13 foi muito próximo ao de um dedo humano, para essa posição específica. Novamente, as linhas coloridas tracejadas foram alocadas por meio de software, a partir das coordenadas identificadas pelo algoritmo, para uma melhor visualização.

O gráfico presente na figura a seguir contém o resultado da angulação formada pela falange proximal neste movimento:

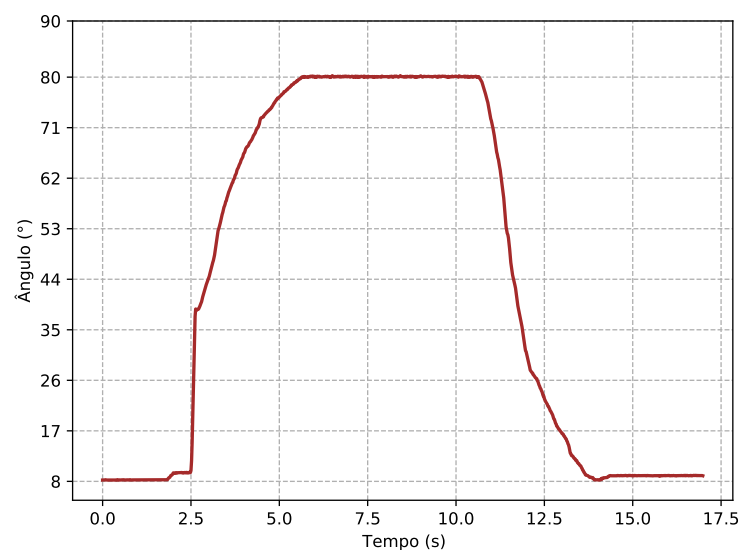


Figura 4.14 – Gráfico do Ângulo × Tempo da falange proximal na segunda posição.

Conforme visto na Figura 4.14 acima, a falange proximal, descreveu um ângulo máximo de $80,26^\circ$, ficando $9,74^\circ$ abaixo do determinado na Tabela 3.1. A angulação mínima, alcançada com o movimento de extensão, foi de $8,24^\circ$, não havendo praticamente nenhuma diferença com relação à inicial, embora, como visto a partir dos 14 s no gráfico, tenha havido uma pequeno acréscimo na angulação, no sentido da flexão, de 1° , aproximadamente.

Sendo assim, o $\Delta\phi$ para essa falange foi de $72,02^\circ$ e o tempo necessário para a sua completa flexão foi de 3,17 s. Já para a extensão máxima, foram exigidos 3,68 s. Os degraus de corrente fornecidos para os atuadores efetuarem ambos os movimentos, estão ilustrados nos gráficos da figura que segue:

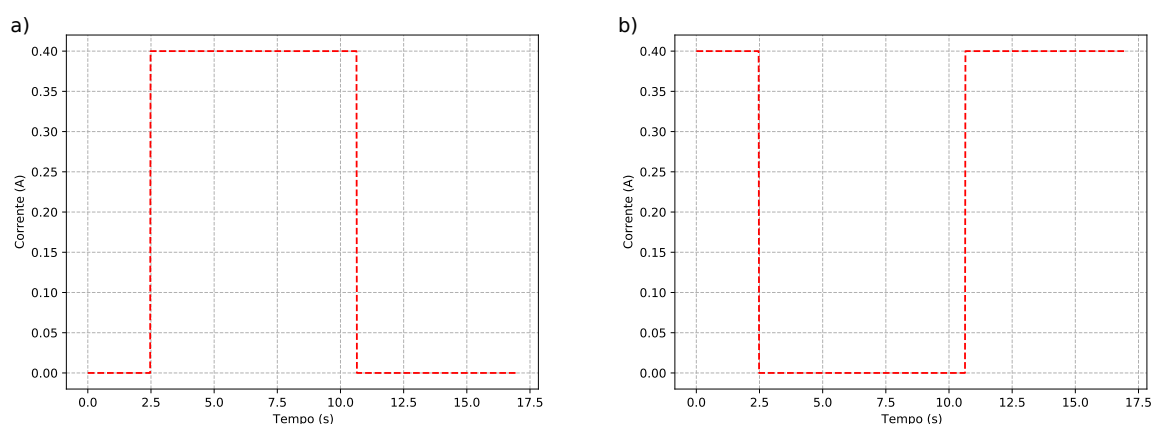


Figura 4.15 – Gráficos dos Degraus de Corrente × Tempo aplicados na segunda posição. Onde: a) degrau aplicado na flexão da falange; e b) degrau aplicado para a extensão da falange.

Ressalta-se que foram aplicados, por volta de, 0,1 A na contínua extensão das outras duas falanges, no intuito de mantê-las imóveis durante o ensaio.

Pode ser percebido, ao se observar as Figuras 4.14 e 4.15, que o tempo total de aquisição foi de 17 s. Do mesmo modo como fora feito no subcapítulo anterior, os resultados obtidos com essa caracterização encontram-se organizados na tabela que segue:

Tabela 4.2 – Sumário dos resultados obtidos com a caracterização do dedo na segunda posição.

Falange	Movimento de Flexão			Movimento de Extensão			$\Delta\phi$
	Desejado	Obtido	Tempo	Inicial	Final	Tempo	
Proximal	90°	80,26°	3,17 s	8,21°	8,24°	3,68 s	72,02°

4.2.3 Terceira posição

Seguindo a metodologia detalhada no Subcapítulo 3.2.3, a terceira posição antropomórfica, vista na Figura 3.20 c), formada quando todas as falanges movem-se às suas respectivas angulações máximas, foi caracterizada acionando o dedo para tal e capturando um número de 480 imagens a 60 FPS. Tal procedimento pode ser visto na figura abaixo:

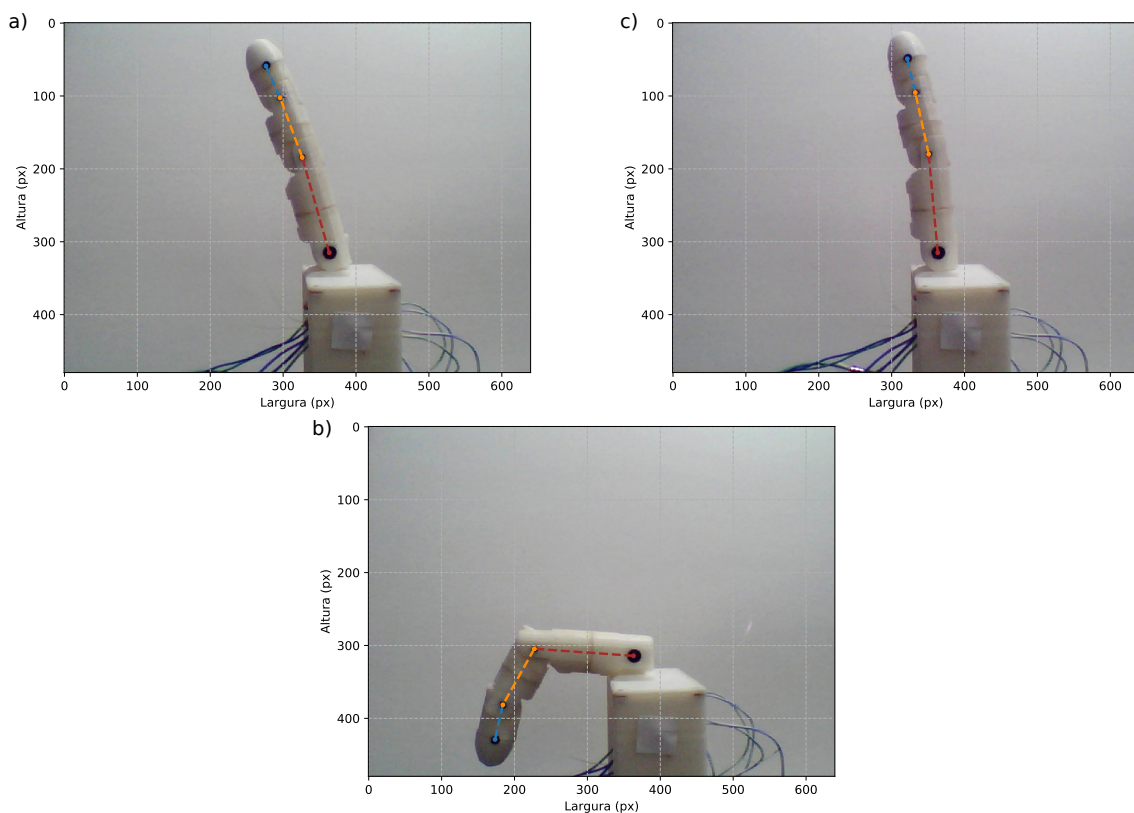


Figura 4.16 – Movimentos realizados para a caracterização do dedo na terceira posição antropomórfica. Onde: a) posicionamento inicial; b) posicionamento final; e c) retorno à posição inicial.

Ao contrário do posicionamento apresentado nas demais caracterizações do dedo robótico, é percebido na Figura 4.16 que o movimento executado por ele neste ensaio foi deveras díspar, se comparado àquele efetuado pelo dedo humano. Mais uma vez ressalta-se a colocação das linhas tracejadas coloridas para facilitar a visualização dos movimentos realizados.

A figura a seguir contém o resultado da angulação formada pela falange proximal neste experimento:

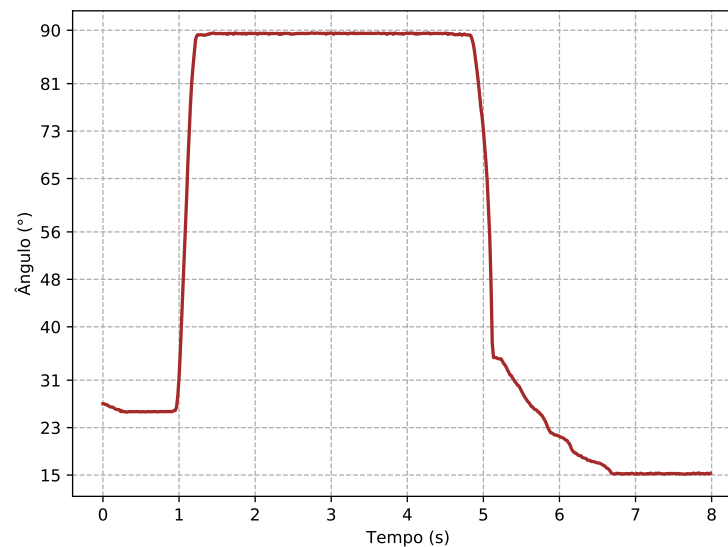


Figura 4.17 – Gráfico do Ângulo $\times$ Tempo da falange proximal na terceira posição.

Nesta terceira posição, a falange proximal descreveu um ângulo máximo de $89,56^\circ$, de acordo com o que pode ser observado na Figura 4.17, praticamente os 90° esperados. Com a extensão, a referida falange atingiu um ângulo mínimo de $15,13^\circ$, havendo uma diferença de, aproximadamente, $12,6^\circ$ ao relacioná-la com o ângulo formado no posicionamento inicial do dedo neste ensaio.

Esse ângulo mais agudo no posicionamento inicial na terceira caracterização foi necessário para que a falange proximal conseguisse chegar na sua angulação máxima. Essa necessidade também pode ser encontrada no trabalho de Silva et al. (2017), cujos resultados serão comparados com os aqui obtidos no próximo subcapítulo.

Além disso, continuando a análise, o $\Delta\phi$ para essa falange foi de $74,43^\circ$ e o tempo para que finalizasse o movimento de flexão foi de 2,37 s. Em se tratando da extensão, foram exigidos 2,55 s para completá-la.

Na figura abaixo, está contido o gráfico resultante da caracterização do ângulo descrito pela falange medial na terceira posição:

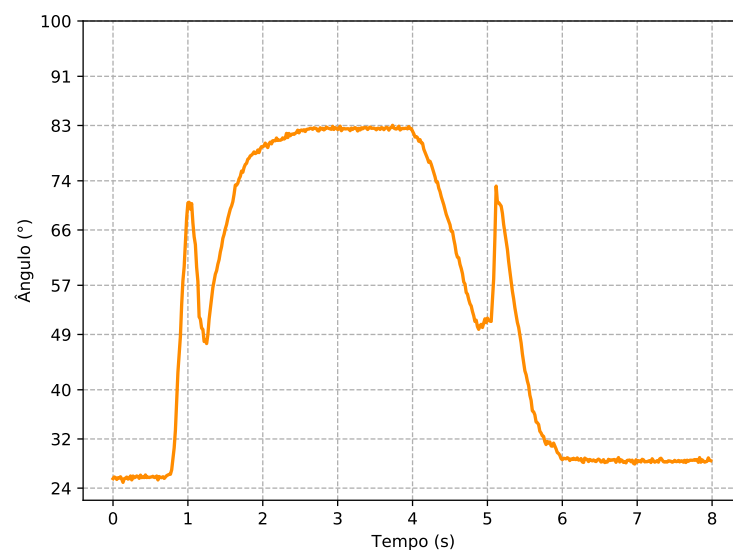


Figura 4.18 – Gráfico do Ângulo × Tempo da falange medial na terceira posição.

Como apresentado na Figura 4.18, a falange medial descreveu, em sua flexão, um ângulo máximo de $83,04^\circ$, apresentando uma diferença de $16,96^\circ$ dos 100 almejados, em 2,37 s. Na extensão, a falange alcançou uma angulação máxima $29,51^\circ$, cerca de $4,58^\circ$ a mais da apresentada no início do experimento, necessitando de 2,48 s para isso. Ademais, o $\Delta\phi$ exposto com o seu movimento foi de $74,43^\circ$.

Abaixo, segue a figura que contém o resultado da caracterização do deslocamento angular da falange distal na terceira posição:

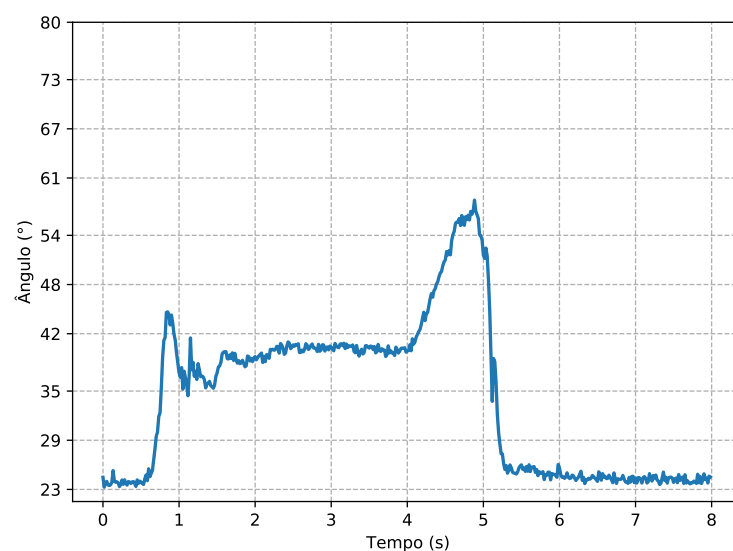


Figura 4.19 – Gráfico do Ângulo × Tempo da falange distal na terceira posição.

Análogo ao exposto anteriormente, ao ser observada a Figura 4.19, é possível notar que a falange distal descreveu um ângulo máximo de $58,30^\circ$, $21,70^\circ$ de diferença, se comparados com os 80° da contraparte humana, tendo sido necessários 3,95 s para a completa flexão da

falange. A extensão se deu em 2,48 s e, com ela, foram alcançados 23,27° (virtualmente os mesmos da inicial).

Nos dois últimos gráficos apresentados, é possível notar, principalmente no que contém os resultados da falange medial, uma certa imprecisão na execução dos movimentos, além do distanciamento significativo entre os resultados obtidos e os esperados. Muito atrelado a isto está a ocorrência de deslizamentos durante a flexão (também durante a extensão na medial), provavelmente ocasionados pela forma como os mecanismos de movimentação foram dispostos na base projetada pra o dedo, que (levando em consideração, especificamente, essa terceira posição caracterizada) mostrou-se não ser o melhor arranjo para o devido aproveitamento das suas capacidades de geração de movimento.

Os degraus de corrente fornecidos aos atuadores em ambos os movimentos, de flexão e extensão, encontram-se representados na figura abaixo:

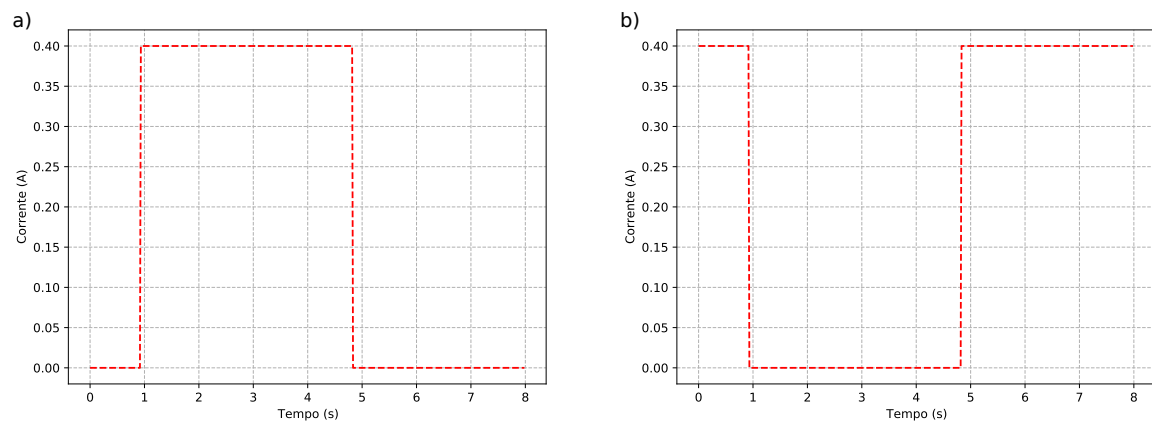


Figura 4.20 – Gráficos dos Degraus de Corrente × Tempo aplicados na terceira posição. Onde: a) degrau aplicado na flexão da falange; e b) degrau aplicado na extensão da falange.

Em acordo com o observado nas Figuras 4.17 a 4.20, o tempo total de aquisição, para este experimento, foi de 8 s. Somado a isso, da mesma forma que nos demais subcapítulos que contém as descrições dos resultados da caracterização do dedo robótico desenvolvido, a tabela a seguir sumariza aqueles relativos à terceira posição antropomórfica, até aqui apresentados:

Tabela 4.3 – Sumário dos resultados obtidos com a caracterização do dedo na terceira posição.

Falange	Movimento de Flexão			Movimento de Extensão			$\Delta\phi$
	Desejado	Obtido	Tempo	Inicial	Final	Tempo	
Proximal	90°	89,56°	2,37 s	27,76°	15,13°	2,55 s	74,43°
Medial	100°	83,04°	2,80 s	24,93°	29,51°	2,13 s	58,11°
Distal	80°	58,30°	3,95 s	23,12°	23,27°	2,48 s	35,03°

4.3 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS

De posse dos resultados que foram exibidos e detalhados até aqui, restou apenas a realização de um comparativo com outros dedos robóticos, tendo o emprego de materiais de LMF como método de atuação não-convencional. Para isso, foram consultados os trabalhos dos autores listados no Subcapítulo 3.3.

Contudo, mais uma vez, destaca-se que essa comparação foi realizada com o intuito de validar o protótipo desenvolvido, e caracterizado neste trabalho, como um caso minimamente bem-sucedido da aplicação de ligas com memória de forma na área da engenharia de reabilitação.

O primeiro trabalho consultado foi o de Engeberg et al. (2015), que desenvolveram um dedo antropomórfico fabricado em borracha líquida, tendo como atuadores placas de LMF em formato de “U” que passaram por treinamento térmico e foram isoladas térmica e eletricamente, para impedir que o material que constitui o dedo viesse a fundir.

Em resultados práticos, a falange proximal do protótipo desenvolvido pelos autores conseguiu mover-se a um máximo de 72,19°; a medial alcançou 75,06°; e a distal 61,88°. O movimento que o referido dedo robótico foi capaz de executar aproxima-se da terceira posição antropomórfica, representada na Figura 3.20 c).

Com isso, excluindo a falange distal, o dedo robótico desenvolvido neste trabalho conseguiu atingir angulações mais próximas da contraparte humana do que o supramencionado, porém na expensa de maior tempo para a completa flexão. Entretanto, o tempo de 1 s na atuação do protótipo elaborado por Engeberg et al. (2015) foi observado quando esteve submerso em água e operado intermitentemente, baseado na resposta de frequência. Isso leva a outra consideração importante: o consumo de corrente para a ativação das placas foi de 19,4 A, imensamente superior ao exigido pelos três pares de micromolas (para cada tipo de movimento) utilizados neste estudo.

Já Silva (2015) desenvolveu e caracterizou um protótipo de uma mão robótica, objetivando a utilização de, exclusivamente, atuadores de LMF no formato de fios de NiTi (treinados termicamente), contando com $\varnothing 0,31$ mm, ativados por aquecimento resistivo, no qual tanto o órgão artificial, quanto os músculos artificiais (nome dado às estruturas que compactaram até 1,5 m de fio) foram fabricados em ABS, por prototipagem rápida.

Os resultados alcançados pelo autor na caracterização, quanto ao movimento das falanges do dedo indicador da mão desenvolvida, em malha aberta, foram de aproximadamente: 73° para a proximal, em cerca de 8 s, utilizando um degrau de corrente de 0,85 A e partindo de uma angulação inicial de 40°; e 36° para a medial, em aproximados 10 s, utilizando o mesmo degrau de corrente e partindo de uma angulação de 15°.

Vale ressaltar que a falange distal dos dedos da mão desenvolvida por Silva (2015) moveram-se de forma passiva, e não tiveram seus movimentos caracterizados. Outro destaque se dá ao fato do autor ter enfrentado problemas quanto ao desalinhamento entre o músculo artificial e o tendão conectado às falanges, tendo sido essa a causa apontada para o baixo $\Delta\phi$ produzido pela medial.

O dedo robótico desenvolvido neste trabalho contou com 3 graus de liberdade ativos, conseguindo descrever angulações mais próximas às de um dedo humano, se considerada a terceira posição antropomórfica, já que esta é a que o dedo indicador da mão robótica de Silva (2015) mais se aproxima, ao efetuar a sua flexão. Além disso, o protótipo deste estudo moveu-se consideravelmente mais rápido e exigiu menos corrente para a ativação dos atuadores.

Silva et al. (2017) desenvolveram um dedo robótico antropomórfico, fabricado em ABS — por prototipagem rápida — e contando com 2 GDL ativos (falanges proximal e medial) e um passivo (distal), tendo sido atuados por micromolas de LMF M15 de NiTi, em posições antagônicas, sendo uma para a flexão e outra para a extensão.

O trabalho desenvolvido pelos autores apresentou apenas os resultados obtidos com a movimentação da falange proximal, tendo sido: 83° máximos, partindo de cerca de 40° e exigindo um tempo total de 9 s para a sua completa flexão. Outros 10 s foram necessários para a sua extensão. O ângulo final formado pela falange, após retornar à posição inicial, foi de 50°. Foram aplicados degraus de 0,4 A para a ativação dos atuadores de LMF responsáveis pelos movimentos.

Mesmo que Silva et al. (2017) não tenham descrito nem ilustrado em seu trabalho as posições antropomórficas que podem ser formadas com os movimentos do dedo robótico desenvolvido, os resultados obtidos por eles, para a falange proximal, foram muito próximos do almejado (90°), assim como os exibidos neste trabalho.

Se for considerada a segunda posição, onde só a proximal move-se, o protótipo desenvolvido pelos autores consegue descrever 2,74° a mais do aqui apresentado. Entretanto, considerando a terceira posição, o dedo robótico deste estudo é capaz de alcançar 6,56° a mais com o seu movimento, somado ao fato de os executar mais rapidamente.

Por último, foram consultados os resultados do estudo realizado por Souza (2018), que elaborou uma garra robótica, fabricada por prototipagem rápida em ABS, cujo dedo indicador foi acionado por dispositivos de movimentação, sendo um para cada movimento (flexão e extensão) compostos por quatro micromolas M12 de LMF de NiTi (cada um) arranjadas em paralelo, objetivando a soma das forças.

O dedo indicador projetado pelo autor contou com aspectos antropomórficos um tanto distantes da contraparte humana, além de que apenas o movimento de flexão da articu-

lação DIP (distal inter-falangeana) foi caracterizado, sendo que a movimentação efetuada foi aproximada àquela exibida na Figura 3.20 c) deste trabalho.

Foi descrito um ângulo máximo de $32,11^\circ$ pela articulação DIP do dedo robótico desenvolvido por Souza (2018), enquanto a deste trabalho, considerando a terceira posição, alcançou $26,19^\circ$ e $36,75^\circ$ (se considerada a primeira posição) a mais. Além disso, foi aplicado, como consta no estudo do autor, um degrau de 0,6 A, por um tempo aproximado de 80 s (desconsiderando os quase 20 s de inatividade inicial) para o ciclo de flexão, não tendo sido explicitado o tempo exato exigido para a falange distal atingir a angulação informada.

Já para o ciclo de extensão, foi aplicado um degrau de 445 mA por cerca de 80 s. Mais uma vez, o autor não deixou claro o exato momento, dentro do tempo informado, em que o indicador realizou a completa extensão.

De um modo geral, o dedo robótico, cujo desenvolvimento e caracterização foi detalhado neste escrito, contou com um design mais próximo de um dedo humano adulto, se comparado com o supracitado, além de ter sido capaz de mover-se de maneira mais aproximada à contraparte humana, em posições antropomórficas diferentes e demandando menos corrente elétrica para a excussão dos seus movimentos de flexão e extensão.

Mesmo que Souza (2018) não tenha explicitado os tempos exatos para a completa flexão e extensão do dedo por ele desenvolvido, observando os períodos informados para a efetuação dos ciclos dos movimentos, pode ser concluído que o protótipo elaborado neste trabalho moveu-se mais rapidamente.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Todo o exposto neste trabalho, principalmente se tratando dos resultados descritos e comparados no Capítulo 4, permite concluir que o protótipo de dedo robótico elaborado neste estudo, que contou com 3 GDL ativos e fez o uso de micromolas M12 de LMF NiTi — arranjadas em um mecanismo de movimentação para melhor aproveitamento de suas características inerentes — como método de atuação não-convencional, representa um novo passo na aplicação de ligas com memória de forma na engenharia de reabilitação.

De fato, a acomodação na base dos mecanismos de atuação empregados para os movimentos das falanges mostraram não ser a melhor maneira de fazê-lo, exigindo, então, uma nova concepção de arranjo, para que assim dedos robóticos antropomórficos que venham utilizá-los possam se beneficiar por completo de suas características. Todavia, esse dispositivo se mostrou compacto o suficiente para aplicações do estilo, além de possibilitar um leque maior de uso, dado os valores de força e dos deslocamentos, angular e linear, gerados com a sua ativação.

Além disso, ficou aqui demonstrado que circuitos relativamente simples, como os apresentados nos Apêndices A e B, podem ser usados para acionar e controlar esses dispositivos, desenvolvidos neste estudo, que demandam, consideravelmente, pouca corrente elétrica para a sua ativação, levando em conta outros materiais de LMF.

Ao serem comparados os dados relativos à caracterização do protótipo de dedo elaborado com outros encontrados na literatura da mesma área, percebem-se avanços significativos quanto às angulações descritas com a movimentação das suas falanges, a capacidade de formar posições antropomórficas diversas e velocidade com que realizou seus movimentos. Esses resultados levam a crer que o dedo robótico deste trabalho pode sim ser validado como um caso minimamente bem-sucedido da aplicação de ligas com memória de forma na engenharia de reabilitação, como era intencionado.

Logo, é esperado que este estudo venha a contribuir para o desenvolvimento de mais avanços na aplicação dos referidos materiais (assim como do mecanismo de movimentação aqui detalhado) na área da engenharia de reabilitação, para a elaboração de dispositivos robóticos e/ou próteses ativas.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Sugere-se, para o desenvolvimento de trabalhos futuros de acordo com os resultados aqui obtidos, as seguintes investigações:

- Elaborar um arranjo que possibilite o máximo aproveitamento das capacidades do mecanismo de movimentação desenvolvido, quando aplicado para a realização da flexão e extensão das falanges de um dedo robótico;
- Caracterizar o dedo quanto a força gerada com o seu acionamento, fazendo uso de sensores específicos na extremidade da falange distal;
- Aplicar técnica(s) de controle, para que seja possível o posicionamento das falanges, de maneira inteligente, em ângulos intermediários, considerando os aqui descritos; e
- Fazer o uso das técnicas detalhadas neste estudo para a produção de uma mão robótica completa.

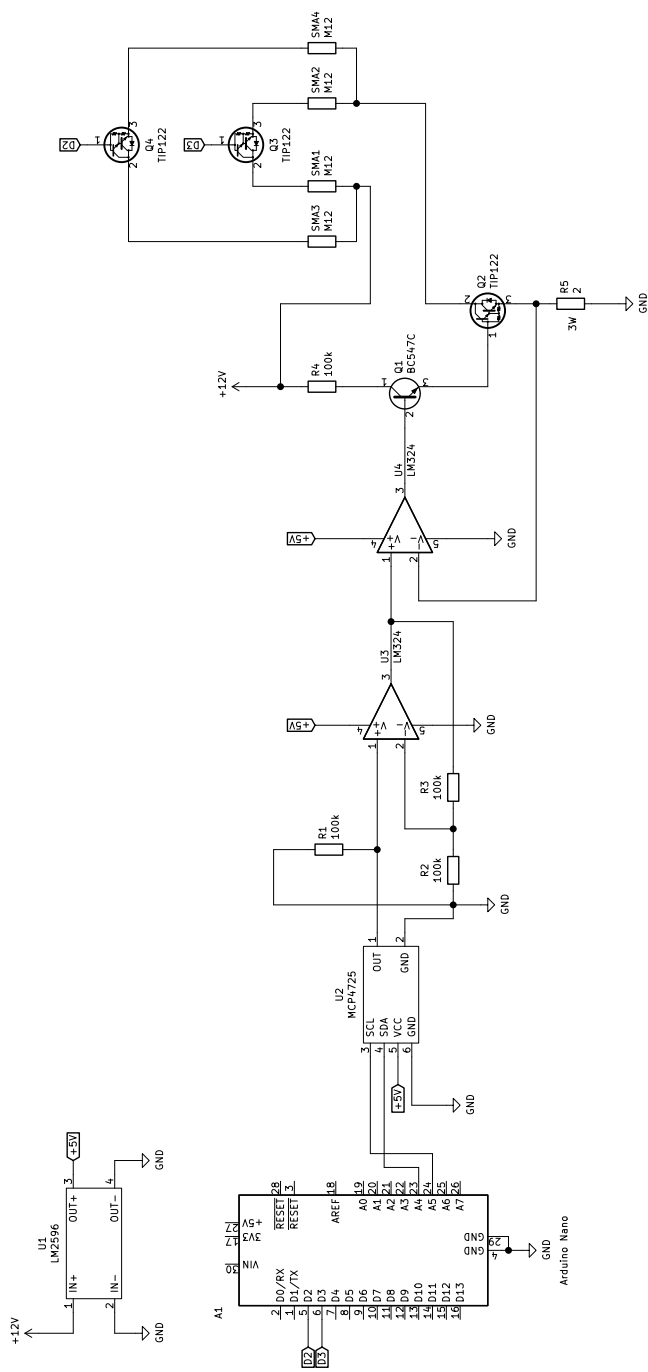
REFERÊNCIAS

- ANDRIANESIS, K.; TZES, A. Development and Control of a Multifunctional Prosthetic Hand with Shape Memory Alloy Actuators. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, v. 78, n. 2, p. 257–289, maio 2015. ISSN 1573-0409.
- BASILIO SOBRINHO, J. M. et al. Electronic instrumentation for the characterization of a rotary thermoelectric motor driven by shape memory alloy springs. In: *2017 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)*. Turim, Itália: IEEE, 2017. p. 1–5. ISBN 978-1-5090-3596-0.
- BASILIO SOBRINHO, J. M. et al. Experimental and numerical analyses of a rotary motor using shape memory alloy mini springs. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 302, p. 1–12, fev. 2020. ISSN 0924-4247.
- BRASIL. *Diretrizes de atenção à pessoa amputada*. 2. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2014. ISBN 978-85-334-2125-7.
- EMILIAVACA, A. *SMArt MORPHING WING: um protótipo de asa adaptativa acionada por micromolas de liga com memória de forma*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, fev. 2016. Curso de Engenharia Mecânica.
- EMILIAVACA, A. et al. Characterization of shape memory alloy micro-springs for application in morphing wings. *Smart Materials and Structures*, v. 28, n. 1, p. 1–13, jan. 2019. ISSN 0964-1726, 1361-665X.
- ENGBERG, E. D. et al. Anthropomorphic finger antagonistically actuated by SMA plates. *Bioinspiration & Biomimetics*, v. 10, n. 5, p. 1–15, 2015. ISSN 1748-3190.
- JANI, J. M. et al. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials & Design (1980-2015)*, v. 56, p. 1078–1113, abr. 2014. ISSN 02613069.
- LAGOUDAS, D. C. (Ed.). *Shape Memory Alloys: Modeling and Engineering Applications*. 1. ed. Nova Iorque: Springer US, 2008. ISBN 978-0-387-47684-1.
- LEVANGIE, P. K.; NORKIN, C. C. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. 5. ed. Filadélfia: F. A. Davis Company, 2011. ISBN 978-0-8036-2362-0.
- LIMA, L. B. de; CORREIA, V. D.; SALIMENE, A. C. d. M. Perfil social do paciente amputado em processo de reabilitação. *Acta Fisiátrica*, v. 23, n. 2, p. 57–60, jun. 2016. ISSN 2317-0190.
- MAIA, B. A. et al. Aplicação de modelo de regressão na antropometria da mão. In: PITUBA, J. J. d. C.; STOPPA, M. H. (Ed.). *Tecnologias em pesquisa: engenharias*. São Paulo: Blucher, 2017. cap. 7, p. 107–120. ISBN 978-85-8039-223-4.

- MOORE, K. L.; DALLEY II, A. F.; AGUR, A. M. R. *Clinically Oriented Anatomy*. 8. ed. Filadélfia: Wolters Kluwer, 2018. ISBN 978-1-4963-4721-3.
- NETTER, F. H. *Atlas of Human Anatomy*. 7. ed. Filadélfia: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-323-39322-5.
- PNS. *Pesquisa Nacional de Saúde - 2013 - Módulo de Pessoas com Deficiências*. 2015. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?pns/pnsg.def>>. Acesso em: 15 mar. 2021.
- PONS, J. L. (Ed.). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. 1. ed. Chichester: John Wiley & Sons Ltd, 2008. ISBN 978-0-470-51294-4.
- SARMENTO, N. L. D. *Estudo do comportamento e controle de atuadores de liga de memória de forma utilizando redes neurais*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, fev. 2019. Curso de Engenharia Elétrica.
- SILVA, A. F. C. *Desenvolvimento e caracterização de uma mão robótica acionada por atuadores de liga com memória de forma*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, ago. 2015. Curso de Engenharia Mecânica.
- SILVA, A. F. C. et al. Dedo robótico acionado por molas de liga com memória de forma. *Revista Principia*, n. 36, p. 60–67, ago. 2017.
- SILVA, A. F. C. et al. Artificial Biometric Finger Driven by Shape-Memory Alloy Wires. *Artificial Organs*, v. 37, n. 11, p. 965–972, nov. 2013. ISSN 0160-564X.
- SIMONE, F.; RIZZELLO, G.; SEELECKE, S. Metal muscles and nerves—a self-sensing SMA-actuated hand concept. *Smart Materials and Structures*, v. 26, n. 9, p. 1–14, 2017. ISSN 0964-1726.
- SORIANO-HERAS, E. et al. Rapid prototyping prosthetic hand acting by a low-cost shape-memory-alloy actuator. *Journal of Artificial Organs*, v. 21, n. 2, p. 238–246, jun. 2018. ISSN 1619-0904.
- SOUZA, J. d. S. *Desenvolvimento de uma garra robótica utilizando molas de liga com memória de forma como atuador*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, jul. 2018. Curso de Engenharia Mecânica.
- VIEIRA, S. *Acidentes com máquinas causam 12 amputações e quase um óbito por dia de trabalho no país*. 2015. Disponível em: <<https://www12.senado.leg.br/noticias/materias/2015/09/08/acidentes-com-maquinas-causam-12-amputacoes-por-dia-e-601-mortes-por-ano>>. Acesso em: 11 fev. 2021.
- YANG, J.; SHI, J.; XIE, H. Research on SMA actuated tendon driven hand exoskeleton with bidirectional finger joint motion coupling for rehabilitation usage. In: *2015 IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*. Shenyang, China: IEEE, 2015. p. 336–340.

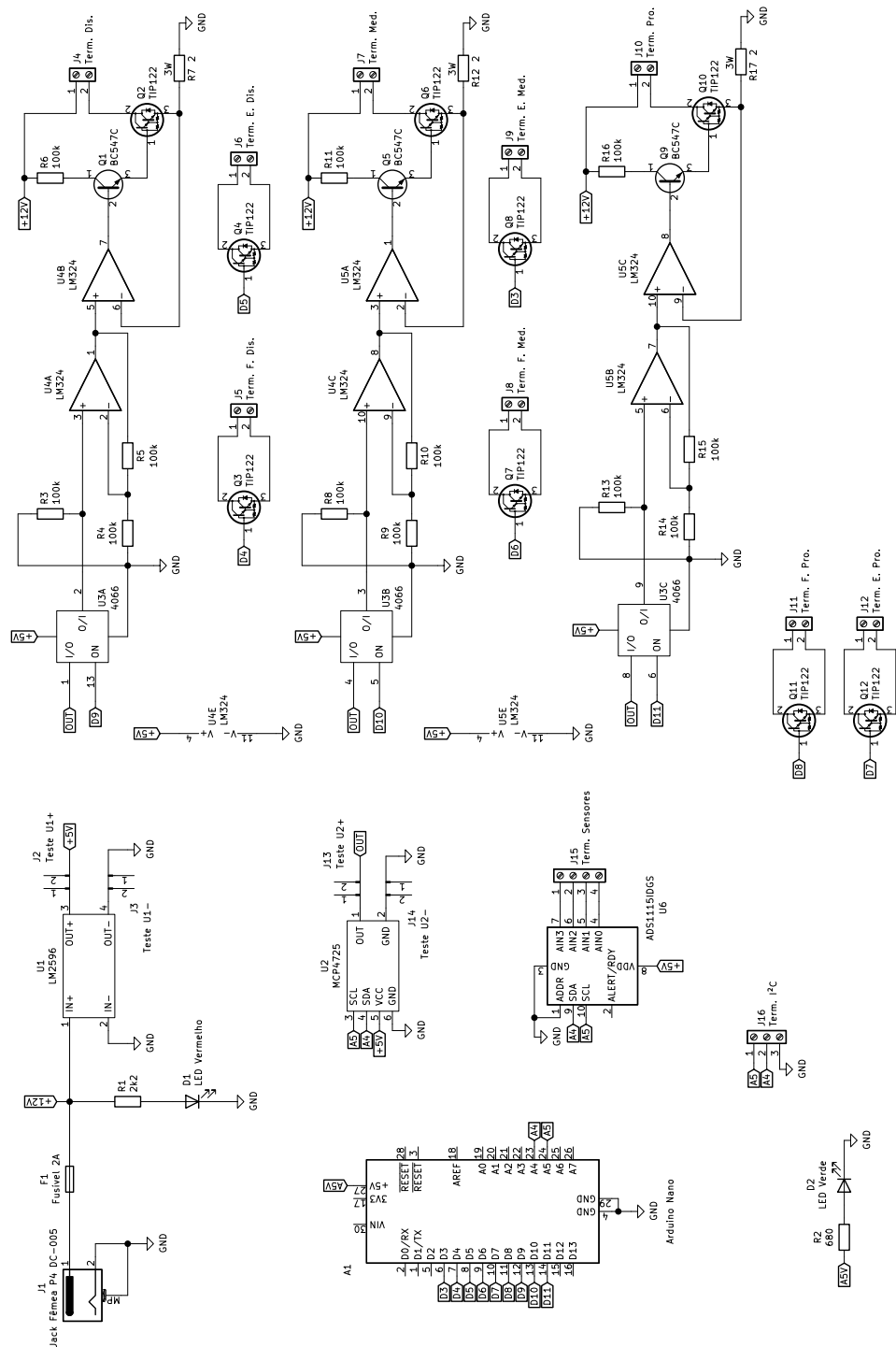
APÊNDICE A

CIRCUITO DE ACIONAMENTO



APÊNDICE B

ESQUEMÁTICO DA PCI DESENVOLVIDA



ANEXO A

CÓDIGO PARA CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA

```
1  /*
2  Example using the SparkFun HX711 breakout board with a scale
3  By: Nathan Seidle
4  SparkFun Electronics
5  Date: November 19th, 2014
6  License: This code is public domain but you buy me a beer if you use
           this and we meet someday (Beerware license).
7
8  This is the calibration sketch. Use it to determine the
           calibration_factor that the main example uses. It also
9  outputs the zero_factor useful for projects that have a permanent mass
           on the scale in between power cycles.
10
11 Setup your scale and start the sketch WITHOUT a weight on the scale
12 Once readings are displayed place the weight on the scale
13 Press +/- or a/z to adjust the calibration_factor until the output
           readings match the known weight
14 Use this calibration_factor on the example sketch
15
16 This example assumes pounds (lbs). If you prefer kilograms, change the
           Serial.print(" lbs"); line to kg. The
17 calibration factor will be significantly different but it will be
           linearly related to lbs (1 lbs = 0.453592 kg).
18
19 Your calibration factor may be very positive or very negative. It all
           depends on the setup of your scale system
20 and the direction the sensors deflect from zero state
21 This example code uses bogde's excellent library: https://github.com/
           bogde/HX711
22 bogde's library is released under a GNU GENERAL PUBLIC LICENSE
23 Arduino pin 2 -> HX711 CLK
24 3 -> DOUT
25 5V -> VCC
26 GND -> GND
27
28 Most any pin on the Arduino Uno will be compatible with DOUT/CLK.
```

```

29
30 The HX711 board can be powered from 2.7V to 5V so the Arduino 5V power
    should be fine.
31
32 */
33
34 #include "HX711.h" //This library can be obtained here http://
    librarymanager/All#Avia_HX711
35
36 #define LOADCELL_DOUT_PIN 3
37 #define LOADCELL_SCK_PIN 2
38
39 HX711 scale;
40
41 float calibration_factor = -7050; //-7050 worked for my 440lb max scale
    setup
42
43 void setup() {
44     Serial.begin(9600);
45     Serial.println("HX711 calibration sketch");
46     Serial.println("Remove all weight from scale");
47     Serial.println("After readings begin, place known weight on scale");
48     Serial.println("Press + or a to increase calibration factor");
49     Serial.println("Press - or z to decrease calibration factor");
50
51     scale.begin(LOADCELL_DOUT_PIN, LOADCELL_SCK_PIN);
52     scale.set_scale();
53     scale.tare(); //Reset the scale to 0
54
55     long zero_factor = scale.read_average(); //Get a baseline reading
56     Serial.print("Zero factor: "); //This can be used to remove the need to
        tare the scale. Useful in permanent scale projects.
57     Serial.println(zero_factor);
58 }
59
60 void loop() {
61
62     scale.set_scale(calibration_factor); //Adjust to this calibration
        factor
63
64     Serial.print("Reading: ");
65     Serial.print(scale.get_units(), 1);
66     Serial.print(" lbs"); //Change this to kg and re-adjust the calibration
        factor if you follow SI units like a sane person
67     Serial.print(" calibration_factor: ");
68     Serial.print(calibration_factor);

```

```
69     Serial.println();
70
71     if(Serial.available())
72     {
73         char temp = Serial.read();
74         if(temp == '+' || temp == 'a')
75             calibration_factor += 10;
76         else if(temp == '-' || temp == 'z')
77             calibration_factor -= 10;
78     }
79 }
```