

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**

**ABEL JOSÉ VILSEKE**

**ANÁLISE DA VIABILIDADE DE MOLAS DE NITINOL COMO ATUADORES  
LINEARES EM UMA PRÓTESE DE MÃO COM USO EM MODELO CAD**

**DISSERTAÇÃO**

**CURITIBA**

**2021**

**ABEL JOSÉ VILSEKE**

**ANÁLISE DA VIABILIDADE DE MOLAS DE NITINOL COMO ATUADORES LINEARES EM UMA PRÓTESE DE MÃO COM USO EM MODELO CAD**

**Analysis of the nitinol springs viability use as linear actuators in a hand prosthesis using a CAD model**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Eng. Joaquim Miguel Maia

Coorientador: Prof. Dr. Eng. Ivan Moura Belo

**CURITIBA**

**2021**



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação  
Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Campus Curitiba



---

ABEL JOSE VILSEKE

**ANÁLISE DA VIABILIDADE DE MOLAS DE NITINOL COMO ATUADORES LINEARES EM  
UMA PRÓTESE DE MÃO COM USO EM MODELO CAD**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 04 de Outubro de 2021

Prof Anselmo Rodrigues, Doutorado - Faculdades Opet

Prof Ivan Moura Belo, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof.a Viviane Magas Bittencourt De Camargo, Doutorado - Faculdades Opet

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 04/10/2021.

## RESUMO

VILSEKE, Abel José. **Análise da viabilidade de molas de nitinol como atuadores lineares em uma prótese de mão com uso um modelo CAD.** 87 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2021. Área de Concentração: Engenharia Biomédica

As próteses de mão projetadas para reproduzir movimentos de preensão naturais, descritas na literatura, são providas de atuadores angulares associados a elementos de transmissão como cabos, barras ou engrenagens. As configurações mecânicas comumente aplicadas nas próteses restringem a mobilidade dos dedos à condição de flexão ou extensão proporcionalmente distribuída entre os elos do mecanismo que correspondem às falanges, limitando a possibilidade de reprodução de movimentos independentes entre as falanges proximais e mediais e entre a região metacarpal e as falanges proximais. Esta pesquisa envolve o desenvolvimento de um modelo ideal em *software* de modelagem 3D de mão que possibilite avaliar a mobilidade independente entre as falanges servindo-se de pequenas molas ortodônticas de Nitinol como atuadores instalados em pares para cada articulação dos dedos. Para realização deste estudo, foi necessário determinar características dimensionais dos componentes mecânicos da prótese e de posicionamento das molas, simulando a variação de comprimento das molas sob variação de temperaturas por efeito Joule, bem como a capacidade de carga exercida em contração e relaxamento do membro biônico. Os resultados mostram que a movimentação individual das articulações é alcançada, mas a energia mecânica desenvolvida pelos atuadores testados nesta pesquisa é inferior a todos os dados observados nos relatos de aplicação de motores angulares.

**Palavras chave:** Molas de Nitinol, atuadores lineares, modelagem computacional, mobilidade.

## ABSTRACT

VILSEKE, Abel José. **Analysis of the nitinol springs viability use as linear actuators in a hand prosthesis using a CAD model.** 87 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2021. Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Hand prostheses that are described in the literature, designed to reproduce natural gripping movements, are provided with angular actuators associated to transmission elements such as cables, bars or gears. The mechanical configurations, commonly applied in prostheses, restrict the mobility of the fingers to the condition of flexion or extension proportionally distributed among the links of the mechanism that correspond to the phalanges, limiting the possibility of reproducing independent movements between the proximal and medial phalanges and between the metacarpal and the proximal phalanges. This research is about the development of an ideal hand model in 3D modeling software that enables the assessment of independent mobility among the phalanges using small Nitinol orthodontic springs as actuators, installed in pairs for each finger joint. To carry out this study, it was necessary to determinate dimensional characteristics of the mechanical components of the prosthesis and the positioning of the springs, simulating the variation in the length of the springs under temperature variation by the Joule effect, as well as the load capacity exerted during contraction and relaxation of the bionic limb. The results show that the individual movement of the joints is achieved, but the mechanical energy developed by the actuators tested in this research is inferior to all the data observed in the angular motors application reported.

**Keywords:** Nitinol Springs, linear actuators, computational modeling, mobility.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Esqueleto parcial: crânio, tronco e membros superiores .....	13
Figura 2 - Ossos da mão .....	15
Figura 3 - Tomografia computadorizada do punho.....	15
Figura 4 - Movimentos da mão e respectivos músculos de ação .....	17
Figura 5 - Exemplo de junta de primeira ordem .....	20
Figura 6 - Esquematização dos parâmetros de Denavit-Hartenberg.....	22
Figura 7 - Sistema geométrico para determinação de coordenadas por trigonometria .....	23
Figura 8 - Realização de movimento de pinça da prótese funcional .....	27
Figura 9 - Prótese robótica com motores na região braquial.....	28
Figura 10 - Prótese robótica com motores na região palmar .....	29
Figura 11 - Esquema do projeto de pesquisa.....	38
Figura 12 - Croqui inicial considerando um dedo indicador.....	40
Figura 13 - Bancada de teste da mola .....	46
Figura 14 - Condições normal e comprimida da mola .....	47
Figura 15 - Dispositivo para treinamento das molas e molas sendo processadas ....	48
Figura 16 - Elementos para o cálculo do equilíbrio estático de uma articulação.....	53
Figura 17 - Modelo CAD tridimensional e em corte.....	55
Figura 18 - Elementos do esboço aplicados no modelo cinemático.....	57
Figura 19 - DCL para o momento de uma junta .....	62
Figura 20 - Momentos na articulação MCF .....	67

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 – Nomenclatura dos ossos e articulações dos dedos.....	15
Quadro 2 – Classificação das amputações de membro superior .....	25
Quadro 3 – Exemplos de aplicação do Nitinol.....	37
Tabela 1 – Modelo para relação entre estatura, comprimento e largura das mãos humanas.....	19
Tabela 2 – Rigidez dos corpos de prova .....	49
Tabela 3 – Força total aferida com aplicação de pré carga nas molas .....	50
Tabela 4 – tempo de contração total das molas ativadas termicamente.....	50
Tabela 5 – Dados dimensionais e geométricos extraídos do croqui .....	51
Tabela 6 – Ângulos em que o efeito da forças elásticas das molas é nulo .....	54
Tabela 7 – Massa dos componentes do modelo .....	55
Tabela 8 – Forças exercidas pelas extremidades de cada junta individualmente .....	66

## LISTA DE SIGLAS

CAD	<i>Computer aid designer</i>
3D	Tridimensional
Ni Ti	Liga de níquel e titânio ou Nitinol
Kgf	Quilograma-força
m	Metro
cm	Centímetro
GDL	Grau de liberdade
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
EMG	Eletromiograma
AgCl	Cloreto de prata
PVC	Policloreto de polivinila
N	Newton
PLA	Ácido poliláctico
MEF	Método dos elementos finitos
EEG	Eletroencefalograma
EMF	Efeito de memória de forma
°C	Grau Celsius
mA	Miliampère
gf	Grama força
mm	milímetro
V	Volt
MCF	Metacarpofalangiana
IFP	Interfalangiana proximal
IFD	Interfalangiana distal
IF	Interfalangiana
Cp	Corpo de prova
DCL	Diagrama do corpo livre



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	10
1.1	JUSTIFICATIVA	10
1.2	HIPÓTESE	11
1.3	OBJETIVOS	11
1.3.1	Objetivo Geral	11
1.3.2	Objetivos específicos	11
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	12
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	13
2.1	A MÃO HUMANA	13
2.1.1	Estrutura óssea da mão	14
2.1.2	Força e movimento das mãos	15
2.1.3	Sinais mioelétricos	18
2.1.4	Dimensões das mãos	18
2.2	GRAU DE LIBERDADE - GDL	19
2.2.1	Sistemas cinemáticos e dinâmicos	21
2.3	AUSÊNCIA TOTAL OU PARCIAL DE MÃO	23
2.4	PRÓTESES BIÔNICAS DE MÃO	25
2.4.1	Próteses funcionais e estéticas – estado da arte	25
2.4.2	Interação com o paciente	29
2.5	CARACTERÍSTICAS DA LIGA NITINOL	32
2.5.1	Ativação por corrente elétrica	34
2.5.2	Aplicações biomédicas da liga NiTi	35
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	38
3.1	SISTEMA MECÂNICO BASEADO NA ANATOMIA	39
3.1.1	Mobilidade do sistema	41
3.1.2	Determinação do torque das articulações	42
3.1.3	Limitação dos comprimentos dos atuadores	44
3.2	VERIFICAÇÃO DA CAPACIDADE DAS MOLAS	45
3.2.1	Teste de bancada	45
3.2.2	Dispositivo para treinamento do EMF dos corpos de prova	48
<b>4</b>	<b>RESULTADOS DA PARAMETRIZAÇÃO E DO DESENVOLVIMENTO DO MODELO CAD</b>	49
4.1	CARACTERIZAÇÃO DO ATUADOR	49

4.2	CONDIÇÕES FUNCIONAIS .....	51
4.2.1	Equilíbrio estático .....	52
4.2.2	Modelo CAD tridimensional .....	54
4.2.3	Configuração cinemática .....	56
4.2.4	Análise dinâmica .....	61
4.2.5	Consumo teórico de energia.....	68
4.3	DISCUSSÃO DOS RESULTAOS .....	70
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	<b>72</b>
5.1	SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS .....	72
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>73</b>
	<b>APÊNDICE A - DESENHOS CAD DO ESBOÇO INICIAL DOS DEDOS</b> .....	<b>80</b>
	<b>APÊNDICE B - SCRIPT EM PYTHON PARA ANÁLISE DA CINEMÁTICA DO MODELO</b> .....	<b>83</b>
	<b>APÊNDICE C - SCRIPT PARA ANÁLISE DA DINÂMICA DO MODELO</b> .....	<b>85</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A ausência das extremidades dos membros superiores em humanos pode ocorrer por condições congênitas (PEREIRA et al., 2008) ou por perdas decorrentes de traumas ou patologias diversas (SENEFONTE et al., 2012; MONTIEL; VARGAS; LEAL, 2012), sendo que a perda das partes distais é considerada como trauma de alta morbidade (SANTOS et al., 2011).

De acordo com Aquino e Volpine (2018) existem evidências de alguns artefatos empregados como próteses desde a era pré-histórica, e registros da sua evolução até os tempos modernos. Atualmente, estão disponíveis próteses providas de recursos de mobilidade e automação, capazes de exercer força funcional e proporcionar melhora da autoestima do indivíduo que utilizam esses artefatos (CARTER et al., 2016; MOHAMMADI et al., 2020; DEMIDOFF et al., 2007).

Os trabalhos de desenvolvimento de próteses para substituição de mãos em indivíduos amputados ou com deficiência congênita têm envolvido pesquisas em modelagem computacional associada à manufatura aditiva, com finalidades relacionadas à estética, desempenho funcional e adaptação ao usuário. Alguns estudos que envolvem a impressão 3D estão voltados à redução da massa, com emprego de materiais poliméricos, e na customização a partir de modelagem em *softwares Computer Aid Designer – CAD* (Projeto Assistido por Computador) (FERREIRA et al., 2017; KOPRNICKY; NAJMAN; SAFKA, 2017; MOHAMMADI et al., 2020).

O processo de automação com uso de controladores Arduíno® tem se mostrado eficiente para captar sinais mioelétricos no antebraço e comandar a movimentação das mãos biônicas providas de micromotores. Pesquisas com materiais de efeito de memória de forma mostram a possibilidade de empregar microatuadores em substituição aos motores rotativos (OLIVEIRA; VILSEKE, 2020).

### 1.1 JUSTIFICATIVA

De acordo com Alves da Silva (2018) a liga metálica de níquel e titânio (NiTi) apresenta desempenho satisfatório como atuador em formato de molas espirais quando essas molas são ativadas termicamente por efeito joule, entretanto, para a aplicação prática direta em um modelo de prótese é necessário simular o seu uso e

atribuir graus de liberdade a um modelo de prótese de mão projetado para ser fabricada por impressão 3D, de modo a demonstrar capacidade de realização de força e movimento funcionais.

Outro fator importante a se considerar é a redução de massa em próteses cujos motores elétricos venham a ser substituídos pelo tipo de atuador linear caracterizado por mini molas (CARTER et al., 2016).

## 1.2 HIPÓTESE

É possível empregar atuadores lineares nas juntas que compõe uma prótese biônica de mão, substituindo o sistema de movimentos baseado em motores e cabos de tração, e, com isso, reduzir a massa total da prótese mantendo ou aumentando a condição de mobilidade e capacidade de preensão para ser suficientemente funcional.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

Descrever quantitativamente o desempenho mecânico de microatuadores de NiTi para atribuir mobilidade independente às falanges de um modelo computacional de prótese de mão.

### 1.3.2 Objetivos específicos

- a) Caracterizar o comportamento mecânico das molas ortodônticas de NiTi em dispositivo específico;
- b) Modelar uma prótese de mão modelada em CAD para receber minimolas como atuadores independentes em cada articulação;
- c) Determinar as configurações cinemáticas de atuação do mecanismo;
- d) Determinar as condições dinâmicas do mecanismo;
- e) Analisar a viabilidade técnica de emprego dos atuadores de Nitinol para a prótese modelada.

## 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

A dissertação está estruturada em 5 capítulos. No Capítulo 1, contextualiza-se a justificativa, a hipótese e apresentam-se os objetivos. No Capítulo 2, são apresentados os aspectos conceituais e definições a respeito da fisiologia dos membros superiores, a sua ausência congênita ou por amputação, bem como as tecnologias para desenvolvimento de próteses de mão. Aborda-se ainda as características e aplicações de liga níquel-titânio como biomaterial em próteses.

No Capítulo 3, são descritos os materiais e métodos utilizados para o desenvolvimento desta pesquisa.

No Capítulo 4, apresentam-se os resultados obtidos por meio da simulação de posições e movimentos, ensaios mecânicos nas molas de Nitinol e configuração do mecanismo conforme as restrições observadas. Neste capítulo, consta uma seção de discussão dos resultados obtidos.

Por fim, no Capítulo 5 apresentam-se as considerações finais do trabalho e sugestões para continuidade da pesquisa.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

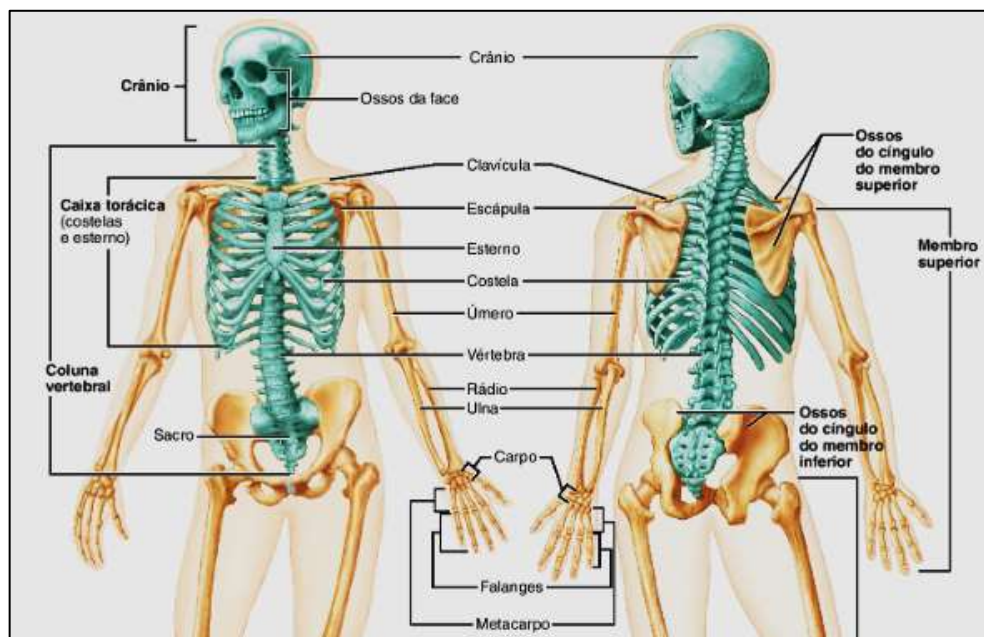
Neste capítulo é apresentado o levantamento de definições e conceitos relacionados com o tema da pesquisa bem como são apresentados trabalhos publicados que potencialmente contribuem com informações técnicas adicionais e constatações, por parte de seus autores, a respeito do desenvolvimento de próteses de mão.

### 2.1 A MÃO HUMANA

Os membros superiores, na anatomia humana, são compostos por ombros, braços, antebraços e mãos. A característica dominante dos membros superiores é de realizar movimentos, segurar e mover, e arremessar objetos com grande precisão (FALAVIGNA e TONATTO, 2013).

Conforme descrevem Marieb, Wilhelm e Mallat (2014), a estrutura óssea dos membros superiores recebe a denominação de esqueleto apendicular, por ligar-se dessa maneira ao esqueleto axial. Na figura 1, pode-se identificar o conjunto de ossos dos membros superiores.

Figura 1 - Esqueleto parcial: crânio, tronco e membros superiores



Fonte: Marieb, Wilhelm e Mallat, 2014, p. 158.

O mecanismo funcional dos membros resulta da associação da estrutura óssea e dos músculos esqueléticos, flexores e extensores. Geralmente, esses músculos

estão ligados a, no mínimo, dois ossos, que se conectam nas extremidades formadas por cartilagens. A contração e o relaxamento dos músculos geram os movimentos nas articulações. Assim, a força é resultante da ação muscular: os músculos respondem a sinais neurais, transmitidos pelos nervos, e se contraem; os ossos são tracionados, produzindo movimento angular; de acordo com a distância da conexão entre músculo e osso é gerado um momento, que caracteriza a intensidade da força biomecânica (STANFIELD, 2013).

### 2.1.1 Estrutura óssea da mão

A estrutura óssea da mão é composta por 27 ossos divididos em três grupos: as falanges (dedos), o metacarpo (palma da mão) e o carpo (punho). A figura 2 mostra a estrutura óssea da mão humana.

Os dedos da mão, numerados de I a V, como ilustrado na figura 2. Os dedos, de II a V, são constituídos de três falanges: proximal, medial e distal, cujos tamanhos diferem, sendo que a maior é a proximal, seguida da medial e a distal é a menor. O polegar possui apenas as falanges proximal e distal. A palma da mão contém cinco ossos que são chamados de metacarpos, numerados conforme o dedo adjacente. O carpo faz a junção com o antebraço, e é composto por oito ossos dispostos em duas filas, sendo uma proximal e outra distal: os ossos da primeira são o escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme; os da segunda são o trapézio, trapezoide, capitato e hamato (FALAVIGNA e TONATTO, 2013; MARIEB, WILHELM e MALLAT, 2014).

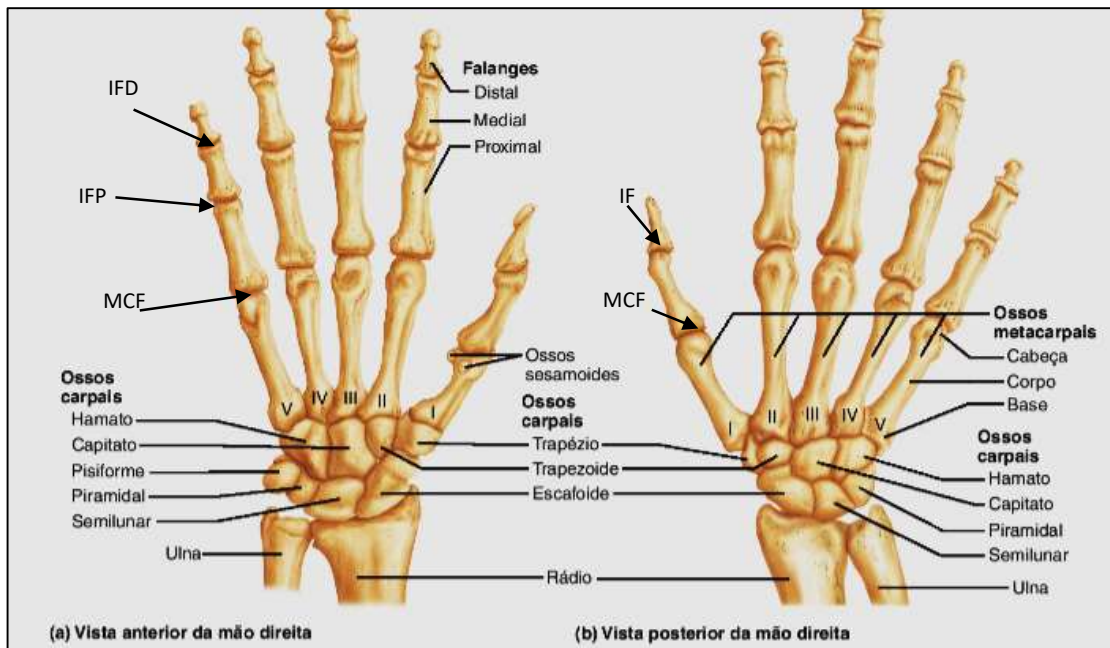
Em resumo, a nomenclatura atribuída às articulações é relacionada com as respectivas falanges no quadro 1.

Quadro 2 - Nomenclatura dos ossos e articulações dos dedos

DEDOS	
I – Polegar	II - Indicador III - Médio IV - Anelar V - Mínimo
<p>Ossos</p> <p>Metacarpais → Metacarpofalangiana (MCF)</p> <p>Falanges Proximais → Interfalangiana (IF)</p> <p>Falanges Distais → Interfalangiana (IF)</p>	<p>Ossos</p> <p>Metacarpais → Metacarpofalangiana (MCF)</p> <p>Falanges Proximais → Interfalangiana proximal (IFP)</p> <p>Falanges Mediais → Interfalangiana distal (IFD)</p> <p>Falanges Distais → Interfalangiana distal (IFD)</p>

Fonte: O autor, adaptado de Marieb, Wilhelm e Mallat (2014).

Figura 2 - Ossos da mão

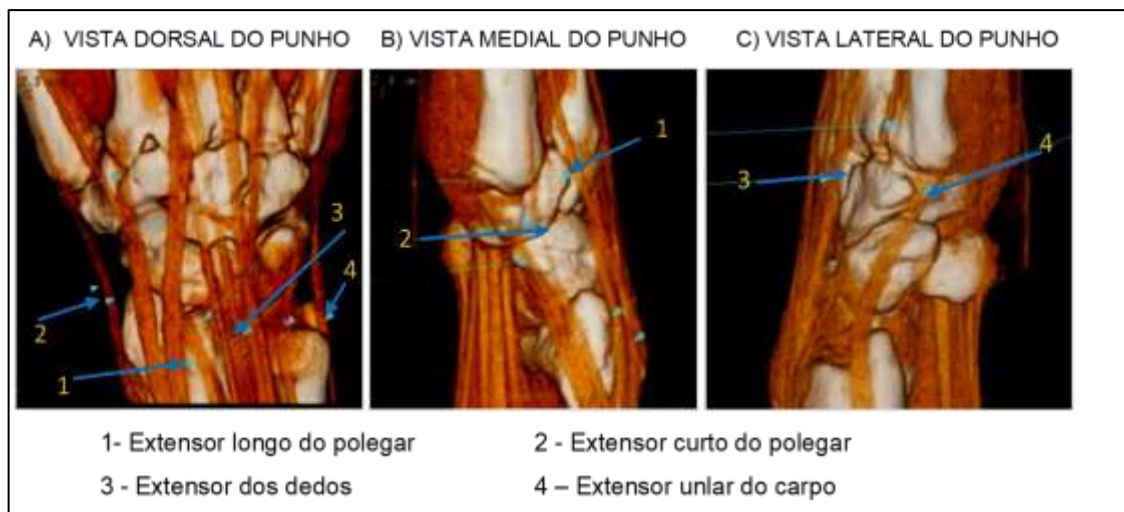


Fonte: Adaptado de Marieb, Wilhelm e Mallat (2014), p. 200.

### 2.1.2 Força e movimento das mãos

Nas mãos, força e movimentos são produzidos por dois tipos de músculos: os músculos da própria mão e os músculos extrínsecos, originados no cotovelo e no antebraço (FRANCISCO et al. 2007), a figura 3 mostra parte dessa musculatura identificada em imagens de tomografia computadorizada na região do punho.

Figura 3 - Tomografia computadorizada do punho



Fonte: adaptado de Francisco et al., 2007.



Conforme Falavigna e Tonatto (2013) e Francisco (2007), as falanges atuam predominantemente por carregamentos exercidos pelos tendões a partir da musculatura extensora do antebraço, onde, predominantemente, se detectam atividades eletromiográficas durante as preensões de força, de acordo com Moreira e Russo (2005). A força aplicada pela mão (bem como em todo o sistema músculo esquelético) não resulta de torque nas articulações, mas sim da tração exercida pela musculatura. Como os tendões são prolongamento dos músculos, a parte que se conecta aos ossos e, portanto, deslizam adjacientemente aos ossos, passam pelas denominadas bainhas sinoviais tendíneas, evitando que se distanciem dos ossos durante as posições de mão fechada. Este esquema motor é reproduzido pelos mecanismos encontrados na maioria das próteses existentes, onde motores angulares atuam em substituição à contração muscular e cabos substituem os tendões.

Moreira e Russo (2005) consideram essencialmente a existência de dois padrões de preensão: preensão de força, realizada com a carga sendo aplicada entre a superfície dos dedos e a região palmar, como quando se pressiona a pera do esfigmomanômetro; e preensão de precisão, normalmente aplicada pela polpa distal do polegar e de, pelo menos, um outro dedo, como segurar um lápis. Em qualquer que seja a condição, a eficiência da mão tem grande relação com a capacidade específica de movimento opositor do dedo I (polegar).

Uma grande variedade de movimentos preênsis e não preênsis podem ser realizadas pelas mãos e, em cada situação específica, conjuntos dedicados ou compartilhados de músculos podem ser recrutados para a realização do movimento. Os sinais eletromiográficos podem ser detectados por eletrodos posicionados sobre a pele. A compreensão da região da musculatura responsável por cada movimento natural é essencial para o estudo dos acionamentos de mecanismos biônicos (MICERA; CARPANETO; RASPOPOVIC, 2010).

O esquema ilustrado na figura 4 relaciona o tipo de movimento ou posição com seus respectivos músculos de ação.

Figura 4 - Movimentos da mão e respectivos músculos de ação

	<p style="text-align: center;"><b>PUNHO</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexão: Flexores radial e ulnar do carpo; Flexores Profundo e Superficial dedos</li> <li>• Extensão: Ext. Radial Longo e Curto do Carpo; Ulnar do Carpo; dos dedos; do index</li> <li>• Abdução: Flexor radial do carpo; Ext. radial longo e curto carpo; ext. longo polegar</li> <li>• Adução: Flexor ulnar do carpo; Ext. ulnar carpo; Flexor longo polegar</li> </ul>
	<p style="text-align: center;"><b>METACARPOFALÂNGICAS</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexão: Fl. Superficial dedos; Lumbricais; Longo e Curto Polegar</li> <li>• Extensão: Ext. dos dedos; index; mínimo; longo e curto Pol</li> <li>• Abdução: Interósseo dorsal; abductor dedo mínimo</li> <li>• Adução: Interósseo palmar; ext. index</li> </ul>
	<p style="text-align: center;"><b>INTERFALÂNGICAS</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexão: Fl. Superficial e Profundo dos dedos;</li> <li>• Extensão: Ext. dos dedos; do index; do mínimo; Lumbricais</li> </ul>
	<p style="text-align: center;"><b>CARPOMETACÁRPIADO POLEGAR</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexão: Fl. Longo e Curto Polegar; Adutor Polegar</li> <li>• Extensão: Ext. Longo e Curto do Polegar</li> <li>• Abdução: Fl. Longo Polegar; Abdutor do Polegar</li> <li>• Adução: Ext. Curto Pol.; Flexor Longo e Curto Pol; Adutor Pol.</li> <li>• Oposição: Oponente do Polegar</li> </ul>

Fonte: Adaptado de Vilela Junior, 2020.

Moreira, Godoy e Silva Jr. (2001) estudaram a capacidade de força nas mãos em adultos de 18 a 22 anos, enquanto Reis e Arantes (2011) fizeram o levantamento com indivíduos de 20 a 50 anos, igualmente de ambos os sexos nos dois estudos, empregando dinamômetros para aferir a força de preensão palmar, ambas as situações empregando a mesma técnica e dispositivo. Ferreira et al. (2011) mediram tanto a força de preensão palmar como a preensão de pinças em indivíduos de 6 a 19 anos idade. Os valores médios dos estudos de Moreira, Godoy e Silva Jr. (2001), medidos em kgf (quilograma força) variam entre 51,48 e 53,12 para homens e entre 29,20 e 29,52 para mulheres para as mãos esquerda e direita, respectivamente. A medição feita por Reis e Arantes (2011) encontrou valores médios de força entre 38,40 e 39,50 para homens e entre 21,04 e 22,70 para mulheres, nas mãos esquerda e direita, respectivamente. Já em Ferreira et al. (2011), os valores médios apresentados são de 24,51 kgf para preensão palmar e variam entre 3,64 e 6,78 kgf conforme o tipo

das diferentes preensões de pinça aferidas. Constatou-se que a força de preensão palmar é maior em homens que em mulheres, assim como, para qualquer um dos gêneros, é predominantemente maior na mão direita em relação à mão esquerda. As faixas etárias em que cada estudo se concentrou também corresponderam com diferentes valores de força encontrados.

### 2.1.3 Sinais mioelétricos

O mecanismo de movimentação das mãos é acionado pelo sistema neuromotor, com sinais bioelétricos responsáveis pela contração muscular e que podem ser detectados nos conjuntos de fibras musculares recrutadas para cada tipo de movimento, como a somatória das variações dos potenciais de ação de cada fibra na região onde os sinais individuais foram disparados.

De acordo com Micera, Carpaneto e Raspopovic (2010) os sinais mioelétricos podem ser captados com uso de eletrodos não invasivos, em contato com a pele, ou diretamente implantados no conjunto de fibras específicas. Sendo um tipo de sinal analógico, precisa ser convertido a digital para registro e uso em processamento de sistemas de automação de próteses, em circuitos compostos por filtros e amplificadores, por exemplo. Têm-se desenvolvido redes neurais para discretizar os sinais mioelétricos e discriminar os movimentos das próteses (CASTRO, et al., 2019).

### 2.1.4 Dimensões das mãos

As dimensões das mãos variam de indivíduo para indivíduo, mesmo considerando homogeneidade das condições de avaliação, como etnia, sexo e idade. Também, a relação proporcional entre os ossos da mão, os comprimentos funcionais das falanges, as proporções entre mãos direita e esquerda e a quantificação de tecidos moles ao redor dos dedos variam. No entanto, algumas relações dimensionais foram aceitas em investigação dessas proporções por meio de imagens de raio X (BURYANOV e KOTIUK, 2010).

Klein (2008) avaliou amostras antropométricas de mãos aplicando fotogrametria em 2200 indivíduos de ambos os gêneros e idades diversas. Como resultado, verificou as dimensões médias variando entre 60,5 mm e 61,9 mm para o

dedo polegar, 69,9 mm e 71 mm para o indicador, 77,5 mm e 78,8 mm para o dedo médio, 72,4 mm e 73,6 mm para o anelar e 59,1mm e 59,7 para o dedo médio.

No entanto, ainda nessa linha de antropometria, de acordo com Maia (2016), como há uma grande variabilidade nas proporções das mãos, de indivíduo para indivíduo de modo que alguns estudos apontam para duas condições quando se analisa essa característica:

- a) Não existe um padrão para a relação entre a altura e comprimento da mão;
- b) Evidencia-se que, em geral, a diferença entre a estatura entre homens e mulheres implica em diferentes medidas no comprimento das mãos.

Contudo, Maia (2016), apresenta um modelo generalista que considera a proporcionalidade entre comprimento e largura das mãos de acordo com a estatura do indivíduo, sendo que essa relação, em média, determina o comprimento igual a 2,34 vezes sua largura. A tabela 1 mostra essa relação de valores.

Tabela 1 – Modelo para relação entre estatura, comprimento e largura das mãos humanas

Altura (m)	Comprimento da Mão (cm)	Largura da Mão (cm)
0,9	10,28	4,39
1,0	11,30	4,83
1,1	12,33	5,27
1,2	13,36	5,71
1,3	14,38	6,15
1,4	15,41	6,59
1,5	16,44	7,02
1,6	17,46	7,46
1,7	18,49	7,90
1,8	19,52	8,34
1,9	20,54	8,78
2,0	21,57	9,22

Fonte: Maia, 2016.

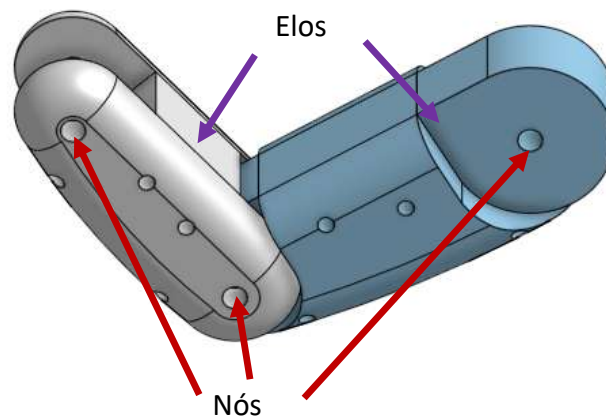
## 2.2 GRAU DE LIBERDADE - GDL

Merian e Kraig (1997) exemplificam Grau de Liberdade (GDL), no estudo de problemas de dinâmica, como a quantidade de variáveis independentes que definem

a posição de todas as partes de um sistema. Ou: “[...] número de medidas necessárias para definir uma única posição no espaço em qualquer espaço de tempo” (NORTON, 2010, p.48). Assim, o número de graus de liberdade está associado ao tipo de mobilidade que o sistema possui, ou seja, com a classificação dos tipos de movimentos possíveis em cada tipo de junta. Grau de liberdade, na robótica, é uma expressão empregada para designar um movimento específico realizado pelo atuador, determinando os movimentos de rotação e translação das juntas do robô em duas ou três dimensões.

Juntas são definidas por Norton (2010) como conexão entre elos que permitem o mesmo movimento, e os pontos onde esses elos são ligados denominam-se nós. A figura 5 ilustra a representação apresentada pelo autor para uma junta com um grau de liberdade, onde se observam dois elos unidos por uma junta pinada em um dos nós e sem elementos adicionados aos demais nós.

Figura 5 - Exemplo de junta de primeira ordem



Fonte: Adaptado de Norton, 2010.

Definindo-se uma cadeia cinemática como conjunto de elos interconectados para promover um movimento controlado, uma cadeia cinemática aberta caracteriza-se pela liberdade do segmento distal. Analogamente aos mecanismos robóticos, um membro como a mão humana caracteriza-se como uma cadeia cinemática aberta, no entanto, Moser, Malucelli e Bueno (2010) apresentam outra terminologia: de cadeia

cinética, para referência aos mecanismos fisiológicos por abordar também as forças causadoras além das condições geométricas do respectivo posicionamento.

O número de graus de liberdade pode ser determinado em função do tipo e número de elementos do mecanismo. Norton (2010) demonstra a aplicação da Equação de Gruebler, modificada pelo Critério de Kutzbach, para determinar o grau de liberdade geral de um mecanismo, o que chama de mobilidade, onde são considerados os números de juntas e elos e seus respectivos números de graus de liberdade.

Ingram et al. (2008) analisaram a mobilidade das mãos a partir da reprodução tridimensional de movimentos detectados pelo sensoriamento de uma luva adaptada calçada pelos voluntários de seu experimento, com isso pode-se verificar que estudos anteriores apresentam limitação ao descrever os graus de mobilidade das mãos. No entanto os projetos de próteses de mão consideram como um fator de viabilidade técnica essa simplificação, assim como é a abordagem da cinemática das próteses neste estudo.

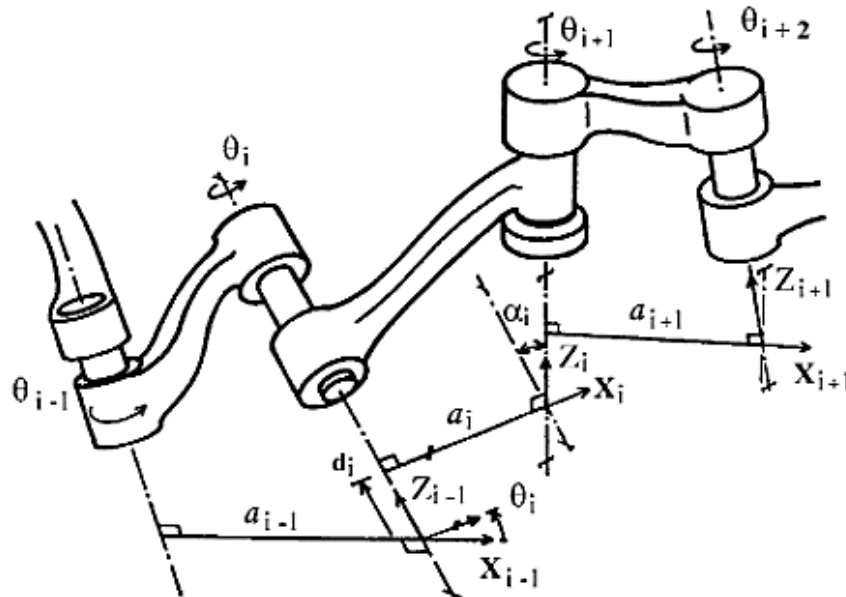
### 2.2.1 Sistemas cinemáticos e dinâmicos

Mecanismos robóticos com  $n$  graus de liberdade podem ser modelados pela denominada notação de Denavit-Hartenberg, que considera a posição individual de cada junta de um mecanismo articulada como um componente de um sistema de coordenadas espaciais cujas interações determinam a posição do elemento distal desse mecanismo. Segundo Rosário (2010) a sintetização da cinemática de um robô antropomórfico pela notação de Denavit-Hartenberg permite gerar as trajetórias dos movimentos considerando a posição do elemento distal. Apesar desta configuração, predominante em robôs industriais, não ser permitida pela cinesiologia das mãos, Stoppa e Carvalho (2014) propuseram um modelo de automação de próteses baseado nessa sistemática. Valdiero e Goergen (2019) demonstram a aplicação da notação de Denavit-Hartenberg e da Formulação de Lagrange na análise dinâmica de dispositivos de reabilitação.

De acordo com Rosário (2010) é possível determinar qualquer posição da extremidade de um atuador robótico por meio da solução de uma matriz homogênea obtida por quatro parâmetros obtidos da notação de Denavit-Hartenberg, conforme a figura 6, denominados parâmetros de Denavit-Hartenberg, e são definidos como:

- $\alpha_i$  – ângulo entre  $Z_{i-1}$  e  $Z_i$  em torno do eixo  $X_{i-1}$ ;
- $\theta_i$  – ângulo entre  $X_{i-1}$  e  $X_i$  em torno do eixo  $Z_i$ ;
- $d_i$  – distância entre os eixos  $Z_{i-1}$  e  $Z_i$ ;
- $r_i$  – distância entre  $X_{i-1}$  e  $X_i$ , ao longo de  $Z_i$ .

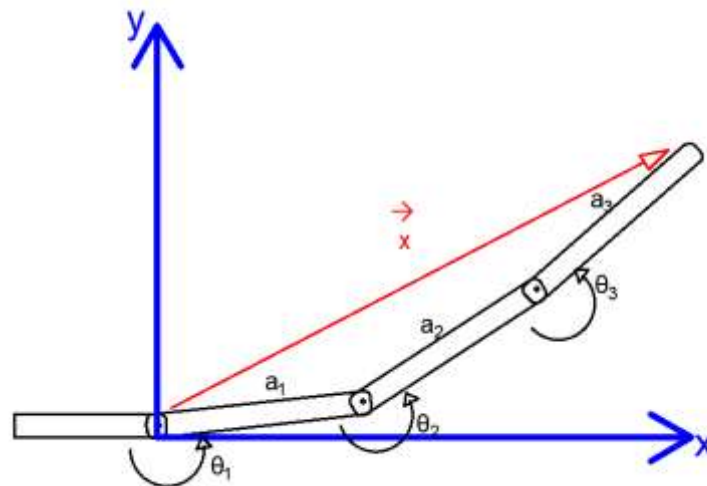
Figura 6 - Esquemática dos parâmetros de Denavit-Hartenberg



Fonte: Rosário, 2010, p. 137

Outra abordagem encontrada nos estudos referentes ao desenvolvimento e análise de próteses aplica mecânica vetorial a partir de um modelo geométrico (ilustrado na figura 7), como apresentada por Kashef et al. (2018), seguindo para análise dinâmica pelo método lagrangeano para um modelo de dedo de um GDL. A dinâmica de Lagrange também é empregada por Yang et al. (2019), avaliando o comportamento dinâmico em próteses de extremidades de membro inferior. Esse método de cálculo é baseado em uma função que considera as quantidades de energia cinética e potencial do corpo e envolvem suas coordenadas a cada instante da realização do movimento.

Figura 7 - Sistema geométrico para determinação de coordenadas por trigonometria



Fonte: adaptado de Rosário, 2010, p. 129

O somatório dos produtos entre as distâncias e as suas relações trigonométricas determinam as coordenadas do ponto de ação da linha de força, enquanto o tamanho do vetor resultante multiplicado pela carga aplicada determina o torque na articulação de referência (ROSÁRIO, 2010).

### 2.3 AUSÊNCIA TOTAL OU PARCIAL DE MÃO

As anomalias nas extremidades dos membros superiores podem ser congênitas ou adquiridas. A ausência total ou má formação congênitas dos membros superiores é denominada agenesia e pertence ao grupo de deformidades congênitas, que pode estar ocorrendo, em sua total abrangência, em cerca de 2,9% dos nascimentos (PEREIRA et al. 2008). Outros trabalhos, como de França (2012), Chung (2011) e Fernandes (2017), trazem pesquisas de levantamento bibliográfico coerentes com esse índice.

A perda total ou parcial de mão pode ocorrer em consequência direta e predominante de traumas, como em acidentes de trabalho, ou devido a patologias ou infecções decorrentes de traumas ou outras doenças (SENEFONTE et al. 2012). Segundo Montiel, Vargas e Leal (2012), um estudo na rede hospitalar pública na região metropolitana de Porto Alegre – RS, mostrou que mais de 95% dos casos foram de amputação clínica, no entanto, as amputações traumáticas compreendem, quase



na sua totalidade, consequência de acidentes laborais. As amputações são os procedimentos cirúrgicos mais antigos, e considerados eficazes para “reestabelecer a qualidade de vida do indivíduo”. Contudo, a perda de um membro ou de parte dele tem subsequência impactante para o paciente, como o surgimento de distúrbios psicológicos e a, comumente relatada por pacientes amputados, dor fantasma (DEMIDOFF et al. 2007).

Para Santos et al. (2011) o trauma grave de extremidade superior (TGES) é evento de baixa mortalidade, porém de alta morbidade, sendo que as amputações das mãos são menos frequentes que as de membros inferiores. Os tipos de amputação das extremidades de membros superiores foram classificados pela *Mangled Extremity Severity Score (MESS)* que é um sistema de classificação de severidade nas mutilações dos membros a fim de determinar a necessidade de amputação. Essa classificação é aplicada a trauma em membros inferiores, no entanto, uma nova classificação, específica para os membros superiores, foi proposta por Chuang et al. (2001) *apud* Santos et al. (2011). Essa nova maneira de classificar as amputações em membros superiores considera o nível de lesão músculo-nervosa em detrimento das lesões ósseas. O quadro 2 apresenta a Classificação de Chuang.

Quadro 3 – Classificação das amputações de membro superior

<b>Classificação</b>	<b>Descrição</b>
Tipo I	Amputação em ou próxima à aponeurose musculotendinosa com os músculos intactos e funcionais
Tipo II	Amputação no ventre muscular, mas distal à junção neuromuscular, com a porção proximal ainda inervada
Tipo III	Amputação envolvendo o nervo motor ou a junção neuromuscular, com perda total da função
Tipo IV	Amputação envolvendo a articulação (desarticulação do ombro ou cotovelo)

Fonte: Santos et al. (2011)

O indivíduo que sofre amputação, por qualquer razão, ou perda dos membros superiores acidentalmente têm a qualidade de vida comprometida significativamente.

No que diz respeito a causas relacionadas com as atividades laborais, a incidência e gravidade das lesões pode ser considerada como questão de tamanha importância, do modo a motivar políticas públicas e ações de prevenção de cunho legal (BRASIL, 2015).

## 2.4 PRÓTESES BIÔNICAS DE MÃO

O termo prótese é uma palavra de origem grega, *próthesis*, formada com o prefixo *pró* (na frente, diante de) e o núcleo *thésis* (colocar, acrescentar), que pode indicar a imobilização de fraturas com talas (REZENDE, 2006). Hoje o termo é empregado no vocabulário médico com o significado: “Aparelho ou dispositivo destinado a substituir um órgão, de um membro ou parte do membro destruído ou gravemente acometido” (FADERS, 2020).

Aquino e Volpine (2018) discorrem sobre a evolução das próteses. De acordo com as autoras, há evidências de que, ainda na pré-história, já existiam alguns artefatos de madeira e couro usados como próteses. A evolução se deu, ao longo do tempo, não apenas no que abrange os materiais e métodos fabris, mas, sobretudo na atualidade, no conceito de integração do indivíduo considerando equipará-lo. As próteses modernas devem proporcionar condições de vida ao paciente similares às das demais pessoas, refletindo num sentimento de aceitação próprio e pela sociedade.

### 2.4.1 Próteses funcionais e estéticas – estado da arte

Koprnicky, Najman e Safka (2017) analisaram modelos de prótese de mão disponibilizados na internet em modo de acesso aberto, e consideraram exequíveis os projetos fabricados por manufatura aditiva e controlados por Arduino® a partir de sinais mioelétricos. Seu trabalho constituiu na confecção de uma prótese de mão por manufatura aditiva (FDM) empregando Arduino® para automação. Tecnologias *open source* (de código aberto) foram aplicadas para modelagem, confecção e automação. *Softwares* de CAD foram empregados para modelagem e aproximação dos componentes à biometria enquanto deveria permitir a fabricação, montagem e funcionamento dos componentes e do conjunto.

Ferreira et al. (2017), também empregaram tecnologia de manufatura aditiva para confeccionar uma prótese funcional. O objetivo do projeto era de minimizar os custos totais do artefato com a adoção da referida tecnologia e emprego de materiais acessíveis. Empregou-se uma técnica de moldagem em massa de alginato para obtenção das características anatômicas da mão que daria origem ao modelo da prótese. O modelo em gesso foi utilizado para determinar as dimensões das partes, pontos de articulações e as direções de movimento de cada articulação. O modelo computacional, elaborado em *software* de CAD, procurou atender os graus de movimentação entre as partes reproduzindo as liberdades das articulações fisiológicas, tanto horizontal como verticalmente para os cinco dedos e de natureza rotacional adicionalmente para o polegar. Este modelo tridimensional também permitiu simular e apresentar soluções para tornar os movimentos mais suaves e precisos que outros modelos comparados pelos autores, apesar de perdurar algumas restrições, como a rotação do polegar. Por se tratar de um sistema mecânico de acionamento simples, não contou com recursos de automação. O custo final do protótipo foi de 155,00 Euros.

Micera, Carpaneto e Raspopovic (2010), revisaram publicações a respeito de operação das próteses biônicas de mão. O método de leitura e processamento de sinais de eletromiograma (EMG) é eficiente para operação e controle de próteses de mão, sendo o sinal captado superficialmente ou intramuscular, porém afirmam que o sinal disponível pode não corresponder ao músculo homólogo às condições fisiológicas da mão substituída, dependendo de recursos de automação avançados para sua operacionalização. Os autores afirmam que os sinais EMG são afetados por diversos fatores que estão associados à fisiologia e anatomia do paciente, como também por características do próprio eletrodo, sendo que os eletrodos de AgCl com maior área de superfície e contato adesivo foram apontados como melhores para obtenção de sinal com menor ruído. Algoritmos em diferentes graus de complexibilidade foram desenvolvidos na obtenção dos sinais EMG superficiais para comando de próteses de mão, além de outras funções. Os Sinais EMG também podem ser obtidos com eletrodos intramusculares, potencialmente mais eficientes que os eletrodos de contato externo. Permitem elevada seletividade para detecção da atividade da unidade motora.

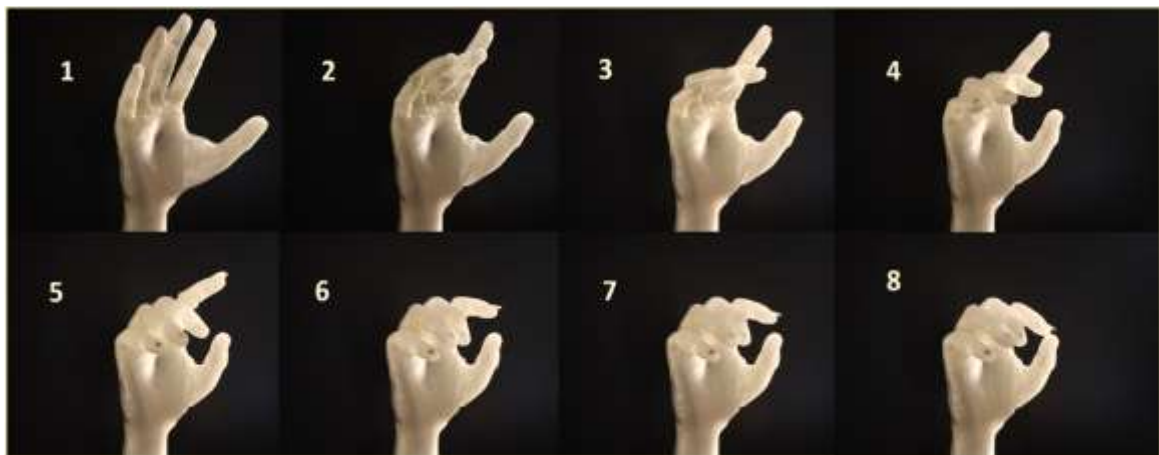
CASTRO et al. (2019) utilizaram eletrodos superficiais na aquisição de sinais mioelétricos, aplicados no músculo bíceps e no antebraço, para desenvolver uma rede

neural em Matlab® capaz de controlar um protótipo funcional de membro superior, processando os sinais e identificando a intensão da movimentação. A viabilidade do estudo foi comprovada por simulações numéricas.

Com relação à estética, Mohammad et al. (2020), desenvolveram um modelo de prótese de mão fabricado em impressora 3D utilizando materiais macios e flexíveis de modo a reproduzir características funcionais e estéticas (das partes moles e das articulações) dos dedos, ilustrada na figura 6.

Nesse sentido, Smit e Plettenburg (2013), compararam luvas de PVC e de silicone, para avaliar a rigidez das articulações e a consequente restrição na mobilidade das juntas da mão, comprovando que a rigidez do material afeta significativamente o desempenho das próteses, o que requer maior capacidade dos atuadores para revestimentos em PVC que para os de silicone. Bos e Plettenburg (2017) também avaliaram a rigidez provocada por luvas estéticas em próteses de mão e propuseram um mecanismo de rolamento para de compensação da rigidez e, assim, suavizar a movimentação do membro.

Figura 8 - Realização de movimento de pinça da prótese funcional



Fonte: Mohammad et al., 2020.

Cuellar et al. (2019) construíram uma prótese por manufatura aditiva com o conceito de flexo-tração para os componentes atuadores, onde empregaram, em caráter inédito, um tipo de mola de lâmina. As molas foram projetadas e confeccionadas para suportar uma carga proporcional para cada dedo, e testadas em ensaios mecânicos. Os autores consideraram o sistema de mola de lâmina como mais suscetível a falha que nas demais partes da prótese, e assumindo uma carga máxima

exercida por cada dedo de 134,5 N. A realização dos testes funcionais confirmou êxito tendo aplicado o sistema de molas de lâmina impressas em PLA (ácido poliláctico ou poliácido láctico) por manufatura aditiva. Contudo, o desenho mostra restrições nos movimentos e requer motorização destinada ao fornecimento de energia aos dedos. Quanto ao material, submetido a ensaios destrutivos que replicam a flexão dos dedos, obteve-se valores em torno de 300 N. No entanto, o número de ciclos até a fratura variou próximo de 2000 e 3000 ciclos, o que não caracteriza durabilidade para uma prótese.

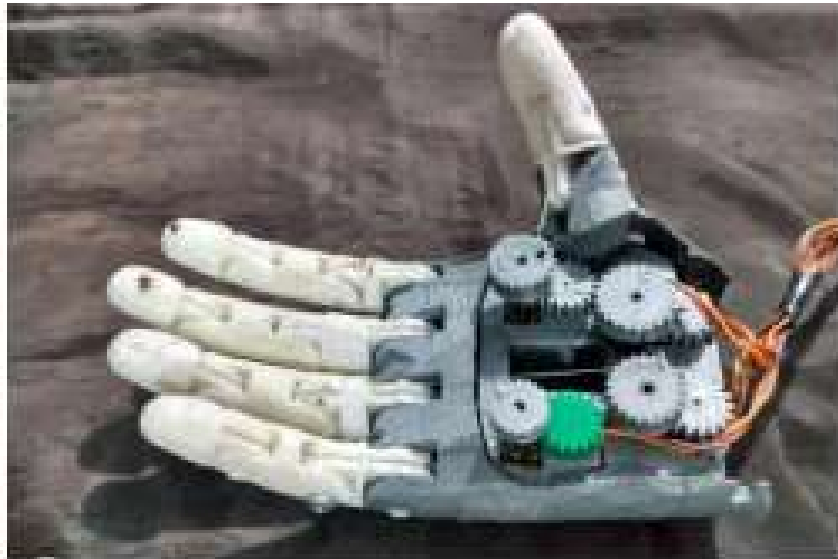
Quanto à cinesia, os mecanismos prevaletentes constituem-se de pequenos motores elétricos de ação angular, sistema redutor e cabos. Dois modelos ilustram as configurações similares que aparecem com maior frequência nas publicações sobre projeto de prótese robótica de mão: com o conjunto motor localizado na região braquial conforme a figura 9; e com o conjunto moto-redutor na região palmar, mostrado na figura 10.

Figura 9 - Prótese robótica com motores na região braquial



Fonte: Galindo e Pereira, 2018

Figura 10 - Prótese robótica com motores na região palmar



Fonte: Oliveira e Vilseke, 2020

Mohammadi et al. (2020) também empregam, em seu modelo, micromotores e filamentos que atuam como tendões, e são controlados eletronicamente. A capacidade mensurada de força dos dedos foi de 21,5 N em um tempo de ciclo de 1,3 segundos. Comparando com parâmetros de funcionalidade sugeridos na literatura, assumiu-se os resultados como satisfatórios para o modelo proposto, em função da dependência de sinais mioelétricos, que partem do usuário. O retorno à posição de relaxamento é proporcionado por uma condição de elasticidade da estrutura nas regiões das juntas.

#### 2.4.2 Interação com o paciente

As próteses exclusivamente mecânicas exigem um grau de esforço do usuário, tanto para manter posicionamentos, como para realizar movimentos. Para determinar uma faixa usual de força exercida pelos usuários desse tipo de prótese, Hichert, Vardy, Plettenburg (2018) realizaram medições com um grupo de 23 pacientes adultos. Definiu-se como força média de atuação livre de fadiga, para homens e mulheres, respectivamente 66 N e 38 N, considerando que a maioria dos usuários de próteses participantes do experimento relatou desconforto e apresentou fadiga sem atingir carga suficiente para operar suas próteses em condições similares às cotidianas.

Atuadores convencionais, como micromotores, apresentam restrições nas aplicações para próteses biônicas em função da sua massa e da dificuldade em replicar precisamente as ações musculares do organismo vivo. Outro fator de restrição associado aos motores eletromagnéticos é a necessidade de sistemas mecânicos relativamente rígidos para a execução dos movimentos das próteses, considerando os graus de liberdade e a suavidade naturais dos membros biológicos (CARTER et al., 2016).

Além da massa das próteses robóticas, outro aspecto que se observa no projeto das mãos robóticas são as dimensões. As dimensões devem ser apropriadas à estatura do usuário. Valendo-se de um modelo de regressão aplicado a dados estatísticos correlacionados, Maia (2016) propõe um modelo para estimar as proporções dimensionais do dispositivo protético referido.

Em um braço articulado, como em um braço robótico, cada junta define um ou mais graus de liberdade, assim o conjunto todo terá um número de graus de liberdade dado pela soma dos graus de liberdade das juntas individualmente. O grau de liberdade lateral é desprezado na maioria dos modelos de próteses de mão disponíveis em plataformas *open source*. Atribui-se isso ao fato desses movimentos serem menos relevantes para a realização da maioria dos trabalhos da mão, mas também à complexidade em atribuição mecânica desta mobilidade extra. Segundo Ingram et al. (2008), a literatura é pobre ao descrever a mobilidade das mãos a partir de experimentos de laboratório, e parte desse problema de se restringir o dimensionamento da mobilidade da mão como um todo e da individualização dos dedos é causada pela coleta dos dados a partir de tarefas fixas, então propõem uma análise estatística de dados coletados por sensores em uma luva e descritos em um modelo computacional 3D.

Nagen et al. (2007) desenvolveram um sistema baseado em visão computacional para analisar as flexões e extensões nas articulações dos dedos II ao V. Com relações trigonométricas dos pontos registrados, pode-se descrever matematicamente o comportamento das articulações, criando as equações para cada falange examinada.

Já Stoppa e Carvalho (2014) propõem um modelo cinemático baseado nos parâmetros de Denavit–Hartenberg para uma prótese de mão com 17 graus de liberdade. O modelo apresenta pequenas distorções em relação à mobilidade real da

prótese em função de dimensões consideradas das partes e seus posicionamentos e dos mecanismos de rotação nas articulações.

Stoppa e Carvalho (2014) levam em consideração, na modelagem matemática elaborada, que a cinemática dos dedos indicador e médio consiste em movimentos essencialmente paralelos, enquanto que os dedos anelar e mínimo possuem uma marcação adicional correspondente à região carpal, que resulta em uma inclinação no sentido do centro palmar. Na modelagem para o polegar, são marcadas duas articulações paralelas e uma terceira, similar à dos dedos IV e V, correspondente à região trapeziometacarpal.

Quanto ao aspecto anatômico, são frequentes as queixas dos usuários a respeito do desconforto provocado pelo contato da prótese com a extremidade remanescente do membro. Nessa linha de estudos, Colombo et al. (2018) discorrem sobre benefícios do emprego de *softwares* especializados para obtenção e tratamento de imagens das superfícies do coto adjacentes à prótese, por conseguinte, a modelagem tridimensional em plataformas CAD é analisada pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), cuja simulação permite obter encaixes anatômicos mais confortáveis e clinicamente seguros. Gaspar (2010) também conduziu um trabalho empregando *software* para análise de MEF simulando os movimentos dos dedos, cuja natureza de dados obtidos pode auxiliar na elaboração dos projetos de mãos robóticas.

Outras abordagens que associam recursos tecnológicos como interface entre prótese e paciente são apresentadas por Raspopovic et al. (2014), que propõem estimular setores nervosos remanescentes da perda parcial de membros superiores em usuários de próteses para reproduzir efeitos sensoriais das mãos. Sensores instalados na prótese devolvem sinais ao usuário que interpreta com alto grau de acerto as sensações de tato e pressão. Também Staffa, Giordano e Ficuciello (2020) tratam de uma investigação promissora, aplicando uma tecnologia de rede neural para controlar uma prótese confeccionada por manufatura aditiva, servindo-se dos sinais EEG (Eletroencefalograma), onde se pretendeu ter adequação do método de atuação do modelo já existente de prótese com o sistema de controle desenvolvido usando critérios de seleção como baixo custo, leveza, desenho realista e interface de controle por Arduino® apta à tecnologia proposta. Di Pino et al. (2020) descrevem um método invasivo de retroalimentação do sistema nervoso, gerando estímulos ao paciente e produzindo maior mobilidade da prótese biônica.



## 2.5 CARACTERÍSTICAS DA LIGA NITINOL

Nitinol (também NiTi ou TiNi) foi uma designação dada à liga metálica composta por níquel – entre 52 e 56% em peso - e titânio, descoberto no Laboratório de Artilharia Naval dos Estados Unidos em meados de 1960, que se enquadra num grupo de ligas metálicas que têm propriedade de “memória de forma”. Esta liga, nas proporções adequadas de níquel e titânio tem uma surpreendente capacidade de memória de forma, ou seja, de sofrer deformação plástica e retomar seu estado original após aquecimento à temperatura de transformação. Isso ocorre em função das características metalúrgicas e dos fenômenos intrínsecos que ocorrem durante a transição das estruturas cristalinas austeníticas para martensíticas e vice e versa. (CROSS; KARIOTIS; STIMLER, 1969).

Cross, Kariotis e Stimler (1969), analisaram uma liga, considerada rica em níquel (55% em peso atômico), a que se atribui o efeito de memória de forma – EMF, e consideraram, entre outros aspectos:

- a) As curvas de resistência elétrica versus temperatura fornecem um meio confiável para determinar os pontos de temperatura de transformação de fases martensítica e austenítica, responsáveis pela recuperação de forma de cada liga de nitinol em particular;
- b) Um fio de NiTi pode ser tensionado de 6% a 8% e ainda exibir 100 por cento de recuperação. No entanto, o material pode ser esticado consideravelmente além de 8% e ainda exibir uma recuperação acima de 90%, o que o caracteriza como material superelástico;
- c) A capacidade de recuperação de forma da liga de Nitinol (Ni 55%), está relacionada ao histórico de processamento, por exemplo, trabalho a frio anterior introduzido por estiramento a frio ou laminação e temperatura de recozimento final. Portanto, o processamento deve ser controlado cuidadosamente.

Wang et al. (2019) submetem amostras da liga 55Ni-45Ti% em peso a ensaios anterior e posteriormente a tratamentos térmicos, ao que caracterizou como envelhecimento térmico, considerando a temperatura de aproximadamente 500 °C, com tempos de exposição entre 10 minutos e 5 horas. Constatou que as propriedades metalúrgicas da liga sofrem significativas alterações em tempos de tratamento

diferentes. De acordo com a análise, não há significativos crescimentos dos grãos até 550°C e as temperaturas de mudança de fase tendem a serem mais elevadas nas amostras envelhecidas termicamente por mais tempo.

Quanto à geometria de amostras analisadas, uma liga de composição nominal de Ni55,8%Ti44,% apresentou diferentes resultados para a transformação de fases em função da geometria das amostras. Sendo analisadas amostras de fios com 1,5mm de diâmetro e de hastes com 8mm de diâmetro, uma diferença de temperatura foi constatada para a fase final da transformação martensita-austenita, sendo igual a 28 °C e 24,7 °C para os fios e hastes, respectivamente. (IASNII e JUNGA, 2018).

Iasnii e Junga (2018) também demonstram diferentes comportamentos quanto às transformações de fase por estresse mecânico, quando verificou tensões de 330 MPa e 550 MPa para limite de escoamento em fios e em CP retirado de hastes respectivamente. Sendo que o arame de 1,5 mm apresentou tensão de ruptura muito superior.

Viana (2017) descreve os efeitos de memória de forma unidirecional e bidirecional baseando-se na literatura. Em seu estudo, Viana (2017) aplicou tratamento de recozimento para eliminar discordâncias expressivas e encruamento provocado por alguma atividade mecânica e condicionar o material para ser empregado como material com efeito de memória de forma (EMF). Segundo Zanaboni (2008) *apud* Viana (2017), há a necessidade de treinamento, ou seja, repetição de ciclos térmicos, para obtenção de efeito de memória de forma bidirecional salientando a predominância de usos cujo efeito de memória não requer numerosos e mais complexos treinamentos termomecânicos (efeito de memória de forma bidirecional intrínseco).

Ao provocar aquecimento de um corpo de prova no formato de mola pelo efeito joule, aplicando corrente elétrica, Alves da Silva (2018) constatou que o tempo de ciclo mecânico é afetado por propriedades termoelétricas, pois o tempo de aquecimento que se dá em função do efeito joule pode ser controlado com a intensidade da corrente, enquanto que o resfriamento depende da convecção com o meio, no seu caso, ocorrendo mais lentamente que o aquecimento. Isso, em parte é atribuído à geometria do atuador, portanto, atribui essa constatação ao diâmetro do arame empregado em seu experimento.

Alves da Silva (2018) caracterizou a mola ensaiada como atuador como infinitamente operante ao submeter a 1 milhão de ciclos de trabalho devido à

tendência constatada dessa mola manter sua função. O experimento revelou também uma tendência na redução da temperatura de trabalho, atribuída ao treinamento termomecânico ao qual o corpo de prova foi submetido. No entanto, Alves da Silva (2018) salienta a limitação evidenciada com aumento da carga, e isso implica na necessidade de se investigar o dimensionamento da mola para determinada carga ou avaliar a adequação do atuador às solicitações impostas pelo mecanismo em que será aplicado.

De acordo com Geroldo (2009), o condicionamento à aplicação como efeito de memória de forma para atuadores da liga NiTi pode ser obtido com aplicação de tratamentos térmicos apropriados. Uma liga comercial de composição mássica com 45%Ti foi submetido a temperaturas entre 300 °C e 700 °C, onde se constatou um maior efeito de memória obtido para amostras tratadas a 500 °C. Para um corpo de prova submetido à referida temperatura de tratamento, um dobramento de 34° apresentou uma recuperação angular de 47% quando submetida à temperatura de ativação de 100 °C e uma a recuperação angular de 48% a 100 °C. A estrutura microestrutura avaliada por microscopia óptica apresentou, para um tratamento a 500°C, predominância martensítica, grosseira e desorientada quando comparada com amostras não tratadas e tratadas a temperaturas menores, sugerindo a necessidade de revenimento.

### 2.5.1 Ativação por corrente elétrica

A resistividade dos condutores é a propriedade específica do material que os compõe que implica na resistência à passagem de corrente elétrica, portanto a resistência elétrica (medida em ohm -  $\Omega$ ) é o produto da resistividade pela razão entre o comprimento e a área de seção transversal do condutor. Essa resistência provoca aquecimento no condutor, agora chamado de resistor, devido à dissipação de potência ao que se denomina Efeito Joule. De acordo com Geroldo (2009), a resistividade das ligas de Nitinol apresenta valores diferentes de acordo com o tratamento termomecânico aplicado ao material, sendo que a fase austenítica apresenta menor resistividade que a fase martensítica, obtida por têmpera.

Monteiro (2015) realizou ensaios de tração em minimolas disponíveis comercialmente, sob o efeito de diferentes correntes e tensões, com intuito de descrever o seu comportamento eletromecânico. Verificou o deslocamento e a

resistência elétrica em função da temperatura e da corrente elétrica, avaliando as funções de atuador com efeito de memória de forma. Para realização do estudo, aplicou correntes de 350 a 550 mA com carga de 2,26 N, correntes de 275 a 350 mA foram utilizados os valores de pico de 1,77 N, e correntes entre 220 e 300 mA para cargas de 1,28 N. Concluiu-se que a relação entre o deslocamento e a resistência elétrica apresenta proporcionalidade no aquecimento e no resfriamento, com pouca histerese, o que facilita o emprego do material como atuador com fácil controle do deslocamento monitorando a resistência elétrica. No entanto seu parecer quanto às cargas utilizadas sugere possíveis restrições em projetos mecânicos, já que sob cargas menores apresentaram a histerese menor que sob maiores na relação deslocamento/resistência elétrica.

#### 2.5.2 Aplicações biomédicas da liga NiTi

É possível aplicar materiais com efeito de memória de forma para produzir fibras, filamentos e fios que reproduzam funções musculares ao sofrerem aquecimento por efeito joule. Algumas restrições desses materiais são cogitadas, como dificuldade de obtenção de formato apropriado e funcional e certa incapacidade de realizar trabalho precisamente. Explora-se o uso das fibras intensamente torcidas para caracterizar músculos artificiais, constituídos de materiais poliméricos e de nano tubos de carbono, por exemplo. A dilatação térmica nos fios altamente torcidos provoca redução do comprimento total enquanto há dilatação radial. (CARTER, et al. 2016).

Siong, Yokoi e Arai (2005), apud Monteiro (2015) apresentam a proposta de uso da liga NiTi na forma de fios, atuando como tendões em prótese de mão.

Já para Montealegre (2016), a liga NiTi é citada no estudo de revisão como material atualmente empregado com progresso na tecnologia de próteses. Ressalta que aspectos da Bioengenharia e da Microeletrônica presentes no desenvolvimento das próteses modernas proporcionam conforto e autoconfiança aos candidatos a usá-las, pois essas invenções caracterizam-se, cada vez mais, como membros biológicos dos pacientes devido à possibilidade de customização das próteses eletrônicas.

Rabello et al. (2011) qualifica a liga de níquel-titânio como biomaterial, avaliando essencialmente a proporção entre os elementos. Segundo os autores, alterações morfológicas causadas por tratamento térmico tornam a liga de Nitinol

melhoram as propriedades do material, especialmente a biocompatibilidade, considerando o potencial de toxicidade do níquel.

Existem, na literatura, muitos relatos sobre a aplicação de Nitinol, principalmente na área médica. O quadro 3 apresenta alguns exemplos de utilização clínica desse material.

Quadro 4 – Exemplos de aplicação do Nitinol

ÁREA/ESPECIALIDADE MÉDICA	EMPREGO CLÍNICO CITADO
Gastroenterologia	“A colocação peroral de <i>stents</i> nitinol é um método eficaz e fácil de mitigação para a maioria dos pacientes com obstruções duodenais gastro malignas.” (CASTANO LLANO, et al. 2006).
Cirurgia Vascular/Cardiovascular	“A angioplastia com uso de <i>stent</i> de nitinol superflexível demonstrou ser segura e efetiva no tratamento das lesões ateroscleróticas da artéria poplítea.” (RODRIGUES et al. 2014).
Ortopedia e Traumatologia	“O uso de hastes de nitinol na cirurgia de deformidades da coluna é promissor. Essa tecnologia é uma alternativa à fixação rígida. É preciso manter a coleta continuada de dados clínicos e sua posterior avaliação.” (MOROZOVA et al. 2016)
Ortodontia	“[...] em todos os momentos avaliados, a degradação de força foi maior para os elásticos sintéticos que para as molas de NiTi, que por sua vez, geraram níveis médios de força mais constantes que os elásticos.” (CARA ARAÚJO, 2006”)

Fonte: O autor

É possível empregar molas de Nitinol como atuadores em dispositivos mecânicos, testou-se seu comportamento funcional quanto à fadiga. O referido atuador foi confeccionado a partir de fio com 0,98mm de diâmetro dessa liga em uma composição de 50,2 % a 50,4 % de níquel, tratada termicamente sob o pretexto de obter melhor desempenho com temperaturas próximas à temperatura ambiente e menores tempos de resposta, comprovado pela redução da histerese térmica após alta ciclagem (ALVES da SILVA, 2018).

Monteiro (2015) avalia o comportamento eletromecânico de mini molas de NiTi, com o propósito de definir condições para seu uso como atuador. Considerando o efeito joule em uma amostra comercial, seu experimento visou verificar o potencial

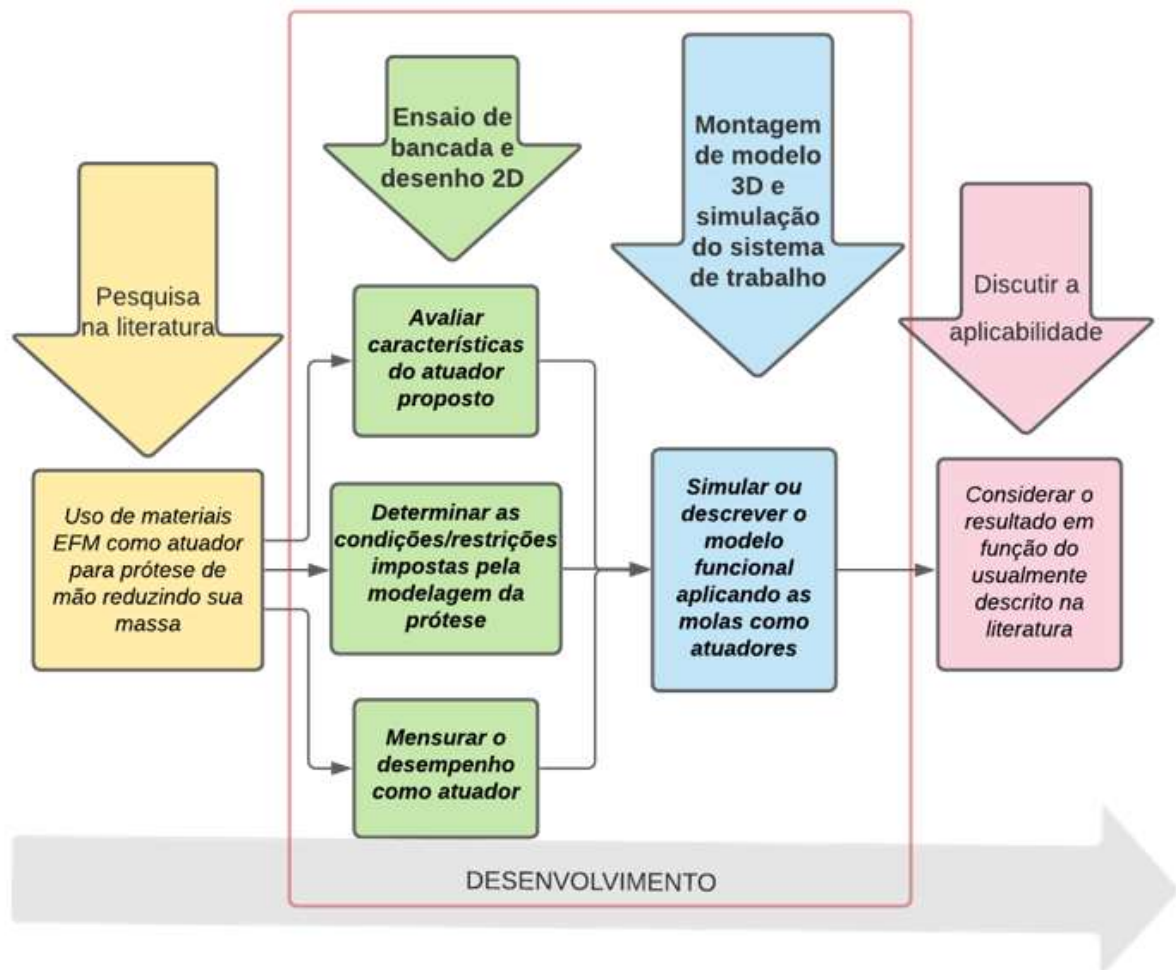
de ação mecânica e a temperatura de atuação sob diferentes correntes e tensões elétricas.

Monteiro (2015) realizou um tratamento cíclico de treinamento em uma minimola de tração, aplicando carga de 2 N e corrente elétrica constante de 430 mA com 2000 repetições. Nessas condições, obteve tempos de 5 segundos para contração e 10 segundos para arrefecimento e distensão. Aplicou-se carregamentos mecânicos para distender a minimola, e cargas elétricas para ativar a contração pelo calor gerado por efeito joule. Monteiro (2015) definiu como adequado o tipo de onda triangular, adequando a frequência para obtenção do máximo comprimento de distensão e contração. A resistência elétrica, a temperatura produzida e o deslocamento foram monitorados eletronicamente.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo é orientado por um projeto de pesquisa envolvendo quatro etapas, conforme é ilustrado na figura 11, das quais o procedimento metodológico do desenvolvimento do trabalho é enfatizado nas duas fases intermediárias do planejamento.

Figura 11 - Esquema do projeto de pesquisa



Fonte: O autor

A etapa de dimensionamento dos atuadores e verificação da capacidade das minimolas para esta finalidade ocorre em dois momentos: elabora-se um esboço em AutoCAD® para determinar os comprimentos das molas de acordo com dimensões arbitradas para cada falange; realizam-se ensaios de tração com e sem perturbação térmica para verificar as capacidades mecânicas das molas. Na etapa de simulação é utilizada a plataforma *online* de CAD Onshape® para construir o modelo tridimensional e visualizar a montagem e mobilidade do mecanismo idealizado, paralelamente

realizando cálculos matemáticos para encontrar os valores de força e torque correspondentes aos ângulos de trabalho limitados pela geometria modelada.

O sistema idealizado para prover mobilidade aos dedos de uma prótese biônica consiste na utilização de um par de molas de NiTi em cada articulação dos dedos, correspondente às junções entre as falanges, as molas de tração têm função de atuador, contraindo-se quando ativadas termicamente por efeito Joule e distendendo outra mola posicionada simetricamente, cuja função é forçar o sistema na direção oposta e distender a mola do atuador conforme essa mola vai resfriando. As molas ficam ancoradas com as extremidades nas alavancas, por isso estão naturalmente em equilíbrio enquanto não houver corrente elétrica em qualquer das duas molas, e então, a posição de relaxamento da articulação ocorre com ambas as molas semi tensionadas.

Elegeu-se, para este estudo, um formato de prótese comum, baseado na observação de exemplos disponíveis nas publicações consultadas, no qual se introduzem pontos para fixação dos atuadores. Valendo-se de um comportamento linear não histerético da relação entre deslocamento e resistência elétrica de molas de NiTi, modela-se um sistema mecânico provido de um grau de liberdade por articulação, considerando:

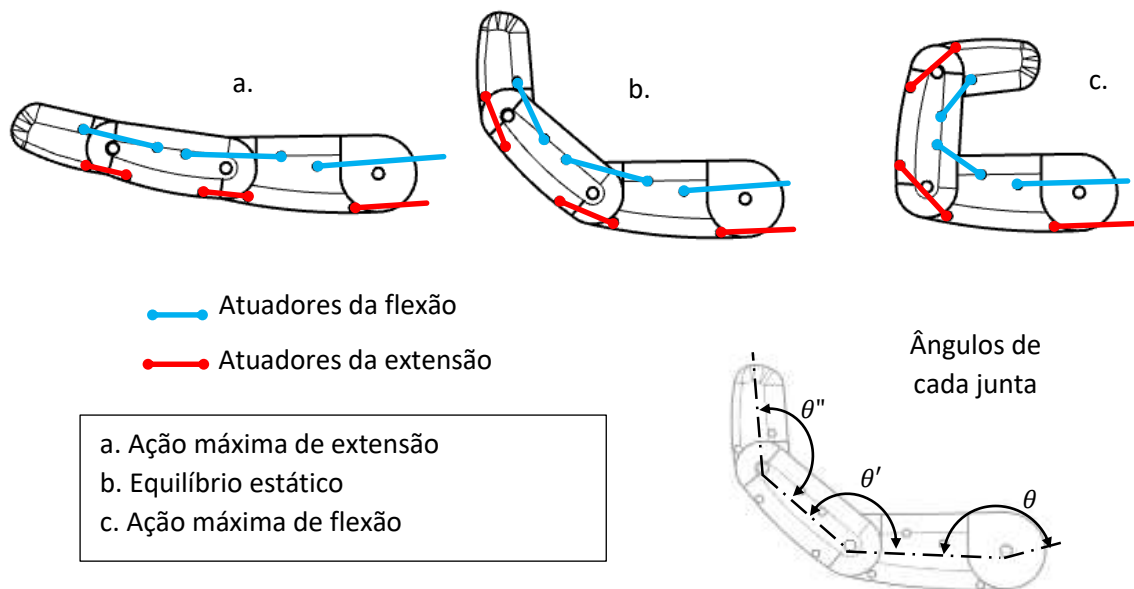
- a) Amplitude de movimento em cada articulação e em cada dedo;
- b) Tempo de atuação e retorno;
- c) Torque nas articulações;
- d) Energia do modelo ideal.

### 3.1 SISTEMA MECÂNICO BASEADO NA ANATOMIA

A proposta de se empregar pequenos atuadores individuais para cada articulação requer a elaboração de um modelo mecânico apropriado a essa configuração, uma vez que a maioria das próteses existentes que permitem a movimentação dos dedos são acionadas por sistemas motor-tendão, similares ao mecanismo músculo esquelético dos membros naturais, com força de atuação originada na musculatura e transmitida pelos tendões. Diferentemente da abordagem relatada nessas pesquisas, o modelo proposto requer a ancoragem dos atuadores em cada par de segmentos, onde será gerada uma carga parcial referente ao grau de movimento e torque exercidos nessa articulação, ilustrada na figura 12.



Figura 12 - Croqui inicial considerando um dedo indicador



Fonte: O Autor

As linhas em azul representam as molas que atuarão no movimento de flexão, contraindo-se sob o efeito jule, conferem o fechamento dos ângulos entre as falanges. As linhas vermelhas representam as molas que, ao se contraírem, forçam a abertura dos ângulos entre as falanges, correspondendo ao movimento de relaxamento dos dedos. O comprimento das molas na condição fechada deve ser obtido pelos comprimentos mínimos dessas linhas e variação de comprimento de cada mola determina os momentos nas respectivas articulações, que deve ser calculado.

A projeção bidimensional obedece aos parâmetros geométricos que dão origem ao modelo 3D e, conseqüentemente à impressão dos componentes, portanto, os pontos de ancoragem dos atuadores devem assegurar a realização do trabalho angular livre de interferências entre os atuadores e a estrutura. O movimento angular de flexão e extensão dos dedos é limitado em cada articulação pela própria estrutura dos segmentos e também pelo curso das molas. Como as mãos humanas podem apresentar proporções variáveis na estrutura esquelética, assume-se um modelo genérico para a simulação dos movimentos.

A representação bidimensional é realizada na plataforma AutoCAD, o que permite definir os pontos de posicionamento das molas de NiTi de modo a se obter a amplitude de movimento angular para cada situação. Portanto os comprimentos dos

atuadores e seus pontos de fixação na estrutura das falanges devem obedecer a esse critério funcional: não exceder o limite dos contornos do desenho de cada segmento do dedo e nem tocar o pino da articulação, tanto na posição máxima de flexão como na posição de extensão. Esta configuração permite que a retração das molas provoque o momento sem sofrer interferência por contato com os nós (pinos das articulações) e é elaborado o desenho plano individualmente para cada conjunto de elos de cada dedo, para conduzir a modelagem tridimensional posteriormente.

### 3.1.1 Mobilidade do sistema

O projeto CAD do mecanismo estabelece a condição de rigidez palmar, ou seja, os dedos têm mobilidade a partir da junção com a região palmar e em cada junta seguinte, no entanto a região do punho e da estrutura carpal fundem-se numa única peça onde ficam pinadas as falanges correspondentes aos segmentos metacarpais, com isso, pode-se considerar que cada dedo é uma cadeia cinemática aberta, com referência na junta da região carpal, caracterizando um mecanismo planar. A mobilidade, ou GDL do mecanismo plano é determinada pelo Critério de Kutzbach, calculada pela equação a seguir.

$$M = 3 \times (L - 1) - 2J_1 - J_2 \quad (1)$$

Sendo M é o grau de liberdade geral ou Mobilidade do sistema, L é o número de elos, J<sub>1</sub> é o número de juntas com 1 GDL, e J<sub>2</sub>, o número de juntas com 2 GDL.

Como a estrutura é composta apenas de juntas de primeira ordem com 1 GDL, J<sub>2</sub> é nulo e pode ser omitido.

A configuração cinemática de uma prótese de mão pode, ainda, seguir a notação de Denavit-Hartenberg, a qual permite determinar a posição dos segmentos distais em função dos deslocamentos das demais articulações, possibilitando descrever matematicamente os movimentos de preensão da prótese. Contudo, essa metodologia, amplamente empregada em robótica segundo Rosário (2010), teria contribuição modesta neste estudo em virtude da simplificação do modelo optada para condução da pesquisa, pois a mobilidade é baseada nas restrições geométricas identificadas no modelo CAD e a metodologia utilizada consistirá em descrever

matematicamente as coordenadas da extremidade do mecanismo por trigonometria, Eqs. (2) e (3), e aplicar o método newtoniano pelas equações de momento.

$$x = a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (2)$$

$$y = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + a_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (3)$$

De acordo com Meriam e Kraige (1999) a formulação e solução de problemas de engenharia que envolvem força e movimento entre outras grandezas requer que se construam modelos matemáticos, se suscitem hipóteses e frequentemente se desenvolvam aproximações. Um método de solução de problemas amplamente empregado academicamente na física consiste em cinco etapas a verificar:

1. Identificação dos dados do problema;
2. Definição dos resultados esperados;
3. Elaboração de diagramas necessários;
4. Realização dos cálculos, e
5. Apresentação das respostas e conclusões.

Assim, o cálculo das deformações nas molas é realizado pela regra dos Cossenos, Eq. (4), e os valores obtidos, para  $n$  posições de cada dedo, permitem descrever a configuração cinética para qualquer que seja essa posição.

$$\Delta x = x - \sqrt{a^2 + b^2 - 2 \times (a \times b \times \cos \alpha)} \quad (4)$$

Assumindo-se a configuração mecânica proposta e inicialmente esboçada no croqui, a deformação métrica de cada mola, análoga ao curso de atuador, implica diretamente em um movimento de rotação dos elos sobre os nós conforme a relação descrita matematicamente.

### 3.1.2 Determinação do torque das articulações

Considerando o sistema ilustrado na figura 9b como um sistema genérico que se aplica a cada articulação no estado de equilíbrio, desprezando inicialmente a tensão para manter tal condição, é possível escrever:

$$\Sigma F_{elástica} = F_A + F_B = 0 \quad (5)$$

Sendo, segundo a Lei de Hooke:

$$\Sigma F_{elástica} = F_A + F_B = 0 \quad (6)$$

$$F_{elástica} = k \times \Delta x \quad (7)$$

Com

$$\Delta x = x_{final} - x_{inicial} \quad (8)$$

Portanto, um sistema isolado para cada articulação estará em equilíbrio quando é substituído (7) em (6), obtendo-se:

$$k \times \Delta x_A = k \times \Delta x_B \quad (9)$$

Sendo conhecidas, para cada segmento do modelo, as medidas  $a, b, c$  e  $d$ , e a constante elástica, a variação nos comprimentos das molas e, conseqüentemente a posição angular das junções, dependem das relações trigonométricas dos componentes. Aplicando a Lei dos cossenos:

$$k \left[ x_{A\ inicial} - \sqrt{(a^2 + b^2 - 2ab \cos \alpha)} \right] = k \left[ -\sqrt{(c^2 + d^2 - 2cd \cos \beta)} + x_{B\ inicial} \right] \quad (10)$$

A força elástica da mola que atuará no sistema, contrária à força de atuação termomecânica da mola ativada também é determinada pela variação do seu comprimento em função da posição angular do segmento. Após determinar a força de atuação de cada uma das molas, durante seu respectivo trabalho, considera-se a influência da geometria do modelo para determinar a força obtida na extremidade da alavanca móvel, ou seja, os movimentos de flexão e extensão dos dedos. Inicialmente, calcula-se o torque, considerando a condição extrema de carregamento em um único par de braços que atinge um ângulo  $\theta$  de liberdade.

O torque é dado por:

$$T = |\vec{F}| \times |\vec{r}| \times \sin \theta \quad (11)$$

Por tanto, o torque varia em função da posição angular instantânea, sendo então continuamente variável, o atuador tem maior potencial de trabalho à medida que a junta é articulada. Na análise dinâmica do mecanismo idealizado nesta pesquisa, o torque nas articulações será considerado como momento, e representado por  $M$ . No cálculo da força exercida pelo conjunto de articulações de um dedo, serão determinados os momentos individuais das forças de cada componente (uma mola termoativada e uma mola passiva contraposta), e obtido o momento resultante.

$$M_o = \Sigma M \quad (12)$$

com

$$M = F \times d \times \sin \alpha \quad (13)$$

### 3.1.3 Limitação dos comprimentos dos atuadores

O comprimento das molas em repouso (fechadas) deve ser inferior ao comprimento calculado quando em total ação de contração, pois, em se tratando de um corpo resistivo, o contato entre as espiras de uma mola sob tensão elétrica causa curto circuito, comprometendo os parâmetros de resistência elétrica. O curto circuito é definido como uma ligação de resistência desprezível entre dois pontos, sem passar pela carga, que acabam por ter o mesmo potencial. Portanto, a aplicação de molas helicoidais como atuadores ativados por efeito joule requer que os valores dimensionais definidos em função da geometria devem ser ajustados para a confecção das referidas molas, de modo a assegurar um passo maior que o diâmetro dos fios. Esse valor é arbitrado em 10% do diâmetro do fio e deduzido do comprimento nominal das molas de modo a provocar mínima ou insignificante impacto nos cálculos. Desta forma, um comprimento  $A$  de um atuador, extraído do modelo CAD, será empregado nas equações já com o acréscimo de 0,1 vezes o diâmetro do arame por cada espira da mola.

## 3.2 VERIFICAÇÃO DA CAPACIDADE DAS MOLAS

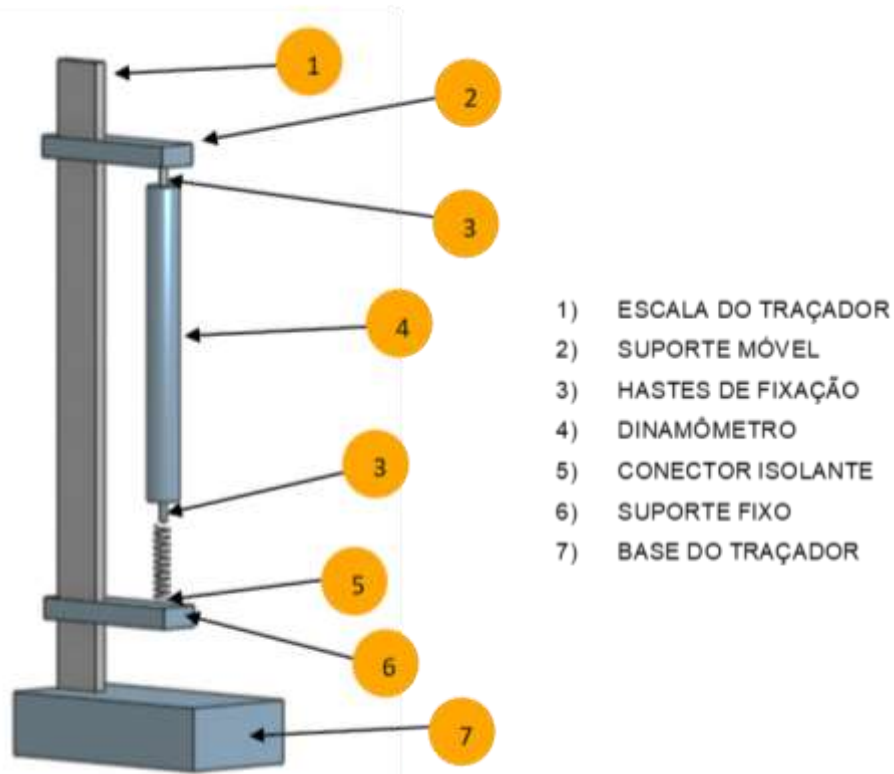
As molas de liga NiTi escolhidas para realização deste estudo são disponíveis comercialmente para uso ortodôntico. São fornecidas na condição de mola aberta, com um comprimento de 178 mm, diâmetro interno de 0,76 mm e diâmetro do fio de 0,25 mm.

Devido à incerteza das características mecânicas do material fornecido comercialmente, em estudos semelhantes, Monteiro (2015) testou cargas de 1,28 N a 2,26 N no mesmo tipo de mola selecionado para esta pesquisa, realizando ensaios para precisar a carga de tração sob efeito joule e a constante elástica do elemento a temperatura ambiente. Também se verificou que a temperatura de trabalho foi maior para maiores tensões, o que não limita a aplicação de atuadores termo ativos de NiTi ao nível mecânico da investigação, porém pode ser significativamente impactante ao se considerar aplicações de biocompatibilidade (ALVES da SILVA, 2018). Essas informações foram importantes para as posteriores projeções de uso das molas como atuadores no mecanismo de movimentação dos dedos protéticos, no entanto optou-se por testar as molas e obter parâmetros próprios, ora para corroborar com as informações já publicadas, ora para obter dados indisponíveis.

### 3.2.1 Teste de bancada

Para determinar a capacidade de carga das minimolas de Nitinol sob efeito de ativação térmica, preparou-se uma bancada de teste, ilustrada na figura 13, constituída de um traçador de altura com precisão de 0,05 mm, um dinamômetro de precisão com capacidade de 2 N, base e hastes de fixação rígidas.

Figura 13 - Bancada de teste da mola



Fonte: O Autor

A mola fechada, livre de carga, é posicionada entre as hastes de fixação das bases móvel e fixa sem folga, a leitura da escala métrica do traçador de altura é tomada como referência ou zeramento da escala. O ciclo de teste consiste das seguintes etapas:

- I. A mola é tracionada até a deformação de 100% do seu comprimento original, quando é verificada a carga no dinamômetro;
- II. Aplica-se a corrente elétrica, provocando aquecimento por efeito joule e, conseqüentemente, a tensão adicional da mola e se verifica o novo valor de carga no dinamômetro;
- III. A corrente elétrica é interrompida, permitindo o relaxamento da mola à condição inicial com seu resfriamento natural (etapa I).

Quatro corpos de prova foram confeccionados a partir de segmentos da mola fornecida comercialmente, cujos comprimentos foram determinados e controlados para todas as amostras considerando o número de 60 espiras para obter um comprimento padrão na condição de mola fechada de 15 mm e um sobredimensionamento de 3 a 4 milímetros para ser descartado após a fase de

ciclagem térmica. Os segmentos da mola foram comprimidos e estabilizados com uma haste metálica rígida em seu núcleo e travadas com anilhas metálicas, e então, levadas ao forno para aquecimento a 500° C para conferir a condição fechada permanentemente (figura 14). Após o tratamento térmico foram grimpados conectores nas extremidades das molas para verificar a resistência elétrica, a qual foi aferida com emprego de multímetro de uso profissional.

Figura 14 - Condições normal e comprimida da mola



a) mola conforme fornecida



b) mola comprimida



c) Mola montada com olhais

Fonte: O Autor

A constante elástica, também chamada de rigidez da mola, foi aferida aplicando uma carga de 190 gf, aproximadamente 1,86 N, suficiente para provocar a deformação elástica média de 133%, ou seja, os corpos de prova foram alongados até ultrapassarem o dobro de seu comprimento, então a leitura da força axial foi verificada no dinamômetro, aferindo a carga aplicada pela massa. A capacidade de atuação por ativação térmica do efeito de memória foi obtida com a aplicação da



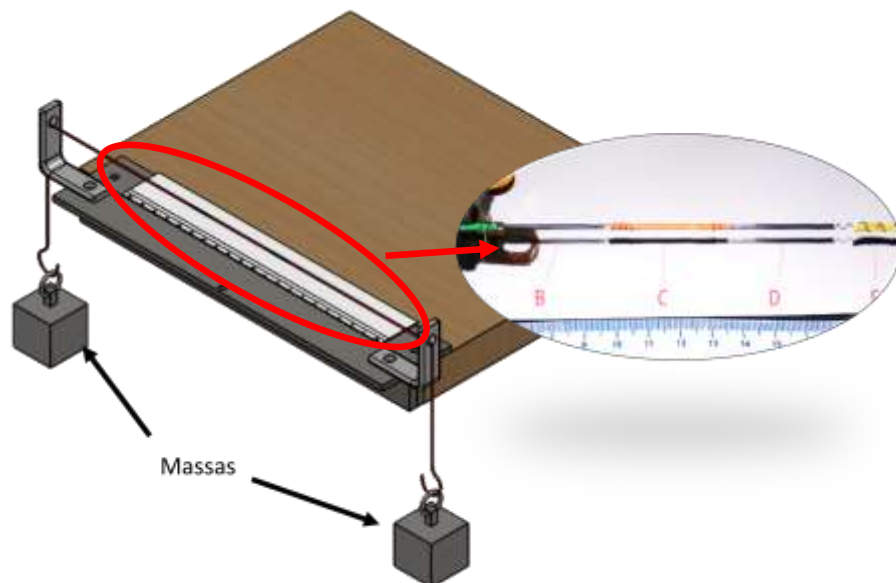
corrente elétrica e medindo-se os deslocamentos e a força aplicada por cada corpo de provas.

### 3.2.2 Dispositivo para treinamento do EMF dos corpos de prova

Trabalhos anteriores, como Alves da Silva (2018), Viana (2017) e de Monteiro (2015), relevam a importância de realizar sequências repetitivas de transformações das estruturas austeníticas-martensíticas-austeníticas da liga de Nitinol, o que caracteriza o efeito de memória de forma.

Para o condicionamento das molas estudadas nesta pesquisa a adquirirem memória, foi construído um dispositivo eletromecânico de repetibilidade, ativando as molas por efeito joule ciclicamente, e com isso, conferindo a característica que se espera para um atuados linear funcional: realizar grande número de ciclos de trabalho com desempenho estável. O dispositivo, ilustrado na figura 15 foi construído originalmente com o intuito de observar e entender o comportamento termomecânico das mesmas minimolas utilizadas nesta pesquisa. A partir configuração mecânica e eletrônica original do dispositivo foram removidos as massas e os cabos de sustentação, então em pares as molas já tratadas termicamente foram montadas em série, com isolamento elétrico entre si, e na sequência foram submetidas a uma repetição de 100 ciclos de tratamento, uma mola por vez.

Figura 15 - Dispositivo para treinamento das molas e molas sendo processadas



Fonte: adaptado de Marcondes e Vilseke, 2021

## 4 RESULTADOS DA PARAMETRIZAÇÃO E DO DESENVOLVIMENTO DO MODELO CAD

Nesta seção serão reportados os resultados de ensaios realizados com minimolas de Nitinol, demonstradas as condições que permitem o funcionamento do mecanismo representado pelo modelo CAD, e a realização das análises matemáticas quanto à capacidade ideal do dispositivo. Na última seção deste capítulo serão discutidos os resultados obtidos.

### 4.1 CARACTERIZAÇÃO DO ATUADOR

Os segmentos de molas de Nitinol foram aferidos quanto à resistência elétrica, capacidade de tração da mola termicamente ativada com pré-carga e sua constante elástica. Não foi considerada a massa das molas nos cálculos que dão sequência ao desenvolvimento do trabalho, embora tenham sido aferidas essas massas com variação entre 0,9 e 1 grama.

Para determinar resistência elétrica, mediu-se diretamente com um multímetro, obtendo-se 3,4 Ohms, nas demais etapas de ensaios foram realizadas três repetições para cada corpo de prova em cada modalidade, conforme descrito a seguir.

A aferição da constante elástica da mola se deu tracionando cada corpo de prova em aproximadamente 133% do comprimento com a suspensão de uma massa de 190 g (1,86N) e confirmando-se essa força no dinamômetro. A partir das leituras, mostradas na tabela 2, obteve-se o valor médio calculado de 93,8 N/m, aplicando-se a Eq. (6).

Tabela 2 – Rigidez dos corpos de prova

Lote	Deformação $\Delta_x$ (mm)			Média	K (N/m)
	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3		
Cp-1	20	19	19	19,3	96,4
Cp-2	20	20	20	20	93
Cp-3	20	21	19	20	93
Cp-4	20	20	20	20	93
Constante elástica média					93,8

Fonte: O Autor

Nas etapas de ensaio de trabalho mecânico por ativação térmica os corpos de prova foram tracionados com uma pré-carga equivalente à massa utilizada na etapa anterior (1,86 N), e uma corrente elétrica foi fornecida por uma fonte ajustável de bancada e foi mantida a 500 mA para todos os lotes do ensaio. As garras foram presas nas extremidades da respectiva mola ensaiada, entre as espiras e os olhais, de modo a conduzir a corrente elétrica apenas na seção útil (helicoidal). Os dados obtidos constam na tabela 3:

Tabela 3 – Força total aferida com aplicação de pré-carga nas molas

Lote	Carga obtida (N)			
	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média parcial
Cp-1	3,24	3,28	3,26	3,26
Cp-2	3,38	3,44	3,36	3,39
Cp-3	3,52	3,46	3,38	3,45
Cp-4	3,26	3,26	3,24	3,25
Média geral				3,34 N

Fonte: O Autor

Durante o ensaio foram medidos os tempos de fornecimento da corrente elétrica com uso de um cronômetro contando-se o intervalo de tempo, para cada ciclo realizado, iniciando no instante de conexão da garra com o olhal da mola e encerrando quando a mesma era desconectada ao perceber-se a sessão da contração. Os tempos medidos são apresentados na tabela 4.

Tabela 4 – tempo de contração total das molas ativadas termicamente

Lote	Tempos de atividade (segundos)			
	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	média
Cp-1	2,8	3	2,9	2,9
Cp-2	3,2	3,2	3,3	3,2
Cp-3	3,3	3,2	3,2	3,2
Cp-4	2,7	2,8	2,8	2,8
Tempo médio para contração: 3,0 segundos				

Fonte: O Autor

A aplicação continuada da corrente elétrica, após os atuadores alcançarem os patamares de carga provocou deformação de alongamento, distanciando as espiras permanentemente, o que implica na necessidade de controle do tempo de acionamento e impõe limitação à atividade mecânica dos atuadores.

## 4.2 CONDIÇÕES FUNCIONAIS

A qualificação das minimolas de NiTi, para uso como atuadores em próteses de mão fabricadas por manufatura aditiva, neste estudo, leva em consideração os parâmetros propostos (amplitude de movimento, tempo de ciclo, gradiente térmico e consumo de energia). Esta análise consiste em aplicar matematicamente os valores observados nos ensaios, no modelo bidimensional das junções de cada dedo.

Com base em características geométricas do modelo plano construído para ser base de esboço para a modelagem tridimensional, foram extraídas medidas de distâncias e ângulos funcionais do mecanismo de cada dedo. Cada dedo do artefato é apresentado individualmente, para a visualização das restrições mecânicas do posicionamento das molas e referidos ângulos de trabalho pretendidos, como está apresentado nos desenhos no APÊNDICE A, os ângulos para extensão e flexão máximas e as distâncias dos pontos de ancoragem dos atuadores ao centro da articulação ou nó.

Dos desenhos foram extraídas as medidas de distâncias e ângulos necessários para condução das simulações matemáticas de equilíbrio estático e comportamento dinâmico do modelo CAD. Esses valores constam na tabela 5, sendo que para os comprimentos das molas A e B, os valores foram ajustados com redução de 10% do diâmetro do fio por espira e um milímetro referente aos dois raios dos pinos de ancoragem.

Tabela 5 – Dados dimensionais e geométricos extraídos do croqui

CONDIÇÕES DIMENSIONAIS DEFINIDAS PELA GEOMETRIA												
Junção	elementos dimensionais ou distâncias (milímetros)						Ângulos (graus)					
	a	B	c	d	A	B	$\sigma_1$	$\sigma_2$	$\sigma_3$	$\sigma_4$	$\theta_{max}$	$\theta_{min}$
II MCF	17,0	16,3	10,6	10,6	19,3	11,6	12	5	57	59	177	88
II IFP	14,7	11,3	8,6	8,3	15,1	9,5	14	9	51	62	178	92
II IFD	11,4	9,4	7,6	7,7	11,0	9,0	17	11	50	72	176	91

CONDIÇÕES DIMENSIONAIS DEFINIDAS PELA GEOMETRIA												
	elementos dimensionais ou distâncias (milímetros)						Ângulos (graus)					
III MCF	18,6	17,9	11,6	11,7	21,1	12,6	12	5	57	59	179	88
III IFP	16,2	12,4	9,4	9,1	17,0	10,4	14	9	51	62	178	91
III IFD	12,5	10,3	8,3	8,5	12,0	10,2	11	14	63	52	170	89
IV MCF	17,8	17,1	11,1	11,1	20,3	12,2	12	5	57	59	178	88
IV IFP	15,5	11,8	9,0	8,7	15,7	10,0	14	9	51	62	178	92
IV IFD	11,9	9,8	8,0	8,1	11,5	9,7	11	15	61	52	173	89
V MCF	14,4	14,1	9,1	8,3	16,7	10,2	12	5	57	59	176	88
V IFP	12,8	9,8	7,4	7,2	13,1	8,6	14	9	51	62	175	92
V IFD	9,8	8,1	6,6	6,7	9,4	7,8	17	11	61	50	177	90
I MCF	14,3	14,7	12,5	11,1	9,5	17,7	30	25	52	55	164	93
I IF	13,1	12,9	9,0	9,2	15,7	13,6	10	35	56	35	175	112

Fonte: O Autor

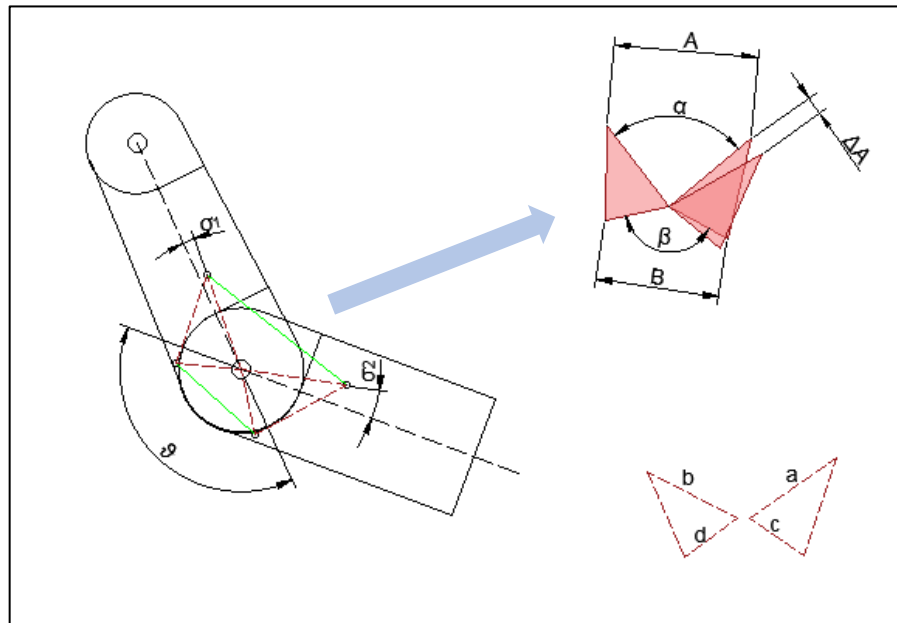
#### 4.2.1 Equilíbrio estático

A condição de equilíbrio estático das articulações foi determinada individualmente para cada junção. Uma vez que os comprimentos das molas e o ponto de fixação de suas extremidades são previamente conhecidas em função da geometria, é possível determinar a variação desses comprimentos e a energia potencial elástica em cada mola.

Pela equação (8), e como a constante elástica é única, a condição de equilíbrio estático foi determinada a partir da variação de comprimento [ $\Delta x_A = \Delta x_B$ ], considerando que o comprimento mínimo e máximo de cada mola foi determinado pelas condições de flexão e extensão, limitados pela geometria do modelo de todas as articulações dos dedos individualmente.

Conforme ilustrado na figura 16, o único grau de liberdade em cada articulação determina o deslocamento axial das molas que pode ser calculado aplicando a lei dos cossenos, como é demonstrado na equação (9). A relação entre os ângulos  $\alpha$  e  $\beta$  e as variações dos comprimentos  $A$  e  $B$  respectivamente, determinam a posição angular que satisfaz a condição de equilíbrio estático, encontrando-se assim o valor do ângulo  $\theta$  para todas as articulações acrescentando-se o ângulo  $\alpha$  a  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  encontrado para a condição [ $\Delta x_A - \Delta x_B = 0$ ].

Figura 16 - Elementos para o cálculo do equilíbrio estático de uma articulação



Fonte: O Autor

Foi escrito e executado um código na linguagem Python para agilizar a realização dos cálculos onde aplicou-se a Lei dos cossenos (equação 9), filtrando-se o valor do ângulo obtido com  $0,1^\circ$  de proximidade da condição de equilíbrio.

```
# definir range
for alfa in range(alfamin, alfamax, 1):
    beta=(alfamin+betamax)-alfa
# calcular variações nas molas para cada valor de ângulo
dtA=A-(m.sqrt(a**2+b**2-(2*a*b*(m.cos(m.radians(alfa))))))
dtB=B-(m.sqrt(c**2+d**2-(2*c*d*(m.cos(m.radians(beta))))))

# condicionar apresentação do resultado com forças em equilíbrio
if (dtA-dtB<0.1):
    if(dtA-dtB>-0.1):
# mostrar anguloteta para a condição de equilíbrio
print('Ângulo teta:', alfa+sigmaaa+sigmab)
```

O *script* completo está disponível no APÊNDICE B, sendo esta amostra apenas ilustrativa da lógica desenvolvida. Os referidos valores do ângulo  $\theta$  obtidos para que cada articulação se mantenha estática são apresentados na tabela 6.

Tabela 6 - Ângulos em que o efeito das forças elásticas das molas é nulo

Junção	Ângulo $\theta$
II MCF	119
II IFP	122
II IFD	126
III MCF	120
III IFP	124
III IFD	119
IV IFP	122
IV IFD	122
V MCF	119
V IFP	121
V IFD	125
I MCF	114
I IF	139

Fonte: O Autor

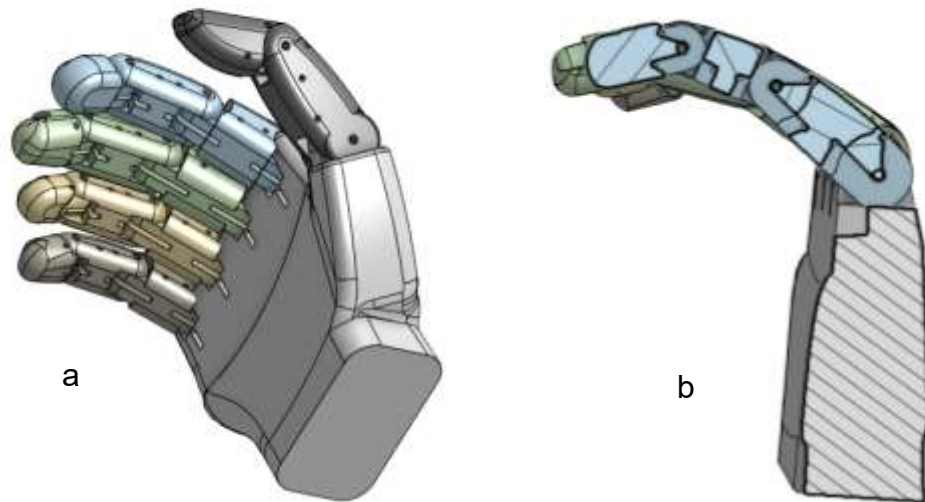
Os referidos valores para  $\theta$  em cada articulação, sobrepostos ao perfil do modelo projetado, além de permitirem visualizar a posição da prótese em repouso determinam a condição inicial para a atuação, sendo crescente o valor de teta para extensão e decrescente para flexão. Assim, as molas contrapostas agem alternadamente como atuadores e como mola de retorno, necessitando de corrente elétrica para realizar movimento apenas em um sentido e a partir do ângulo de equilíbrio.

#### 4.2.2 Modelo CAD tridimensional

O modelo tridimensional foi construído com base nas dimensões definidas no modelo plano e obedecendo as restrições obtidas matematicamente. O recurso utilizado na modelagem foi a plataforma de CAD *online* Onshape®, na versão de “licença para estudante”, com permissões para compartilhamento público de documentos.

A figura 17 mostra a visualização do modelo tridimensional montado em posição de repouso (17.a) e com um corte paralelo pelo plano médio do dedo II (Indicador), permitindo identificar as restrições que definem as posições funcionais da prótese (17.b).

Figura 17 - Modelo CAD tridimensional e em corte



Fonte: O Autor

Servindo-se da função de cálculo mássico, disponível no software de modelagem, projetou-se a massa dos componentes individuais e do modelo montado. Assumindo a possibilidade do dispositivo ser fabricado por manufatura aditiva com o uso de PLA, para uma densidade média usual de material depositado durante impressão 3D de próteses, as massas extraídas da plataforma de CAD são mostradas na tabela 7.

Componente	Massa (g)
Palma da mão	327
Dedo polegar	44
Dedo indicador	32
Dedo médio	35
Dedo anelar	25
Dedo mínimo	19
Molas	14
<b>Total</b>	<b>496</b>

Fonte: O Autor

A massa total do modelo encontra-se em uma faixa intermediária aos valores apresentados por Di Pino et al. (2020), que comparou a massa média da mão humana



de 450 gramas com o modelo utilizado em seu estudo de adaptabilidade dos usuários, de 670 gramas.

#### 4.2.3 Configuração cinemática

O modelo CAD tridimensional para a prótese biônica de mão conforme a configuração geométrica proposta, é baseado em um mecanismo plano classificado como cadeia cinemática aberta, em que apenas o elo distal de cada dedo é livre. Nessa condição, cada dedo é analisado como um mecanismo independente em função da quantidade de movimento e da força de preensão. A região carpal é assumida como base do mecanismo (elo de referência) para os dedos de II a V, onde são pinados e a partir destes nós desenvolvem o movimento de rotação descrito por um ângulo  $\theta$  relativo a cada junta.

O somatório dos ângulos  $\theta$  das três juntas ativas determina as posições de cada dedo. No entanto, diferentemente de mecanismos robóticos usuais, cuja configuração cinemática aberta pode permitir algum movimento análogo ao movimento pendular (NORTON, 2010), o que é chamado de redundância, o mecanismo dos dedos é provido de restrições que determinam movimentos próximos aos observados nos membros fisiológicos. Na condição de equilíbrio, observa-se uma configuração de um mecanismo de quatro barras não Grashof, pois as minimolas atuam como elos adicionais, enrijecendo o sistema e zerando o grau de liberdade da junta, mas quando a mola é ativada termicamente, força o GDL de modo a obter-se movimento na articulação. De acordo com Norton (2010) a Regra de Grashof define que em mecanismos de quatro barras de movimento plano, se a soma dos comprimentos das barras mais curta e mais comprida for inferior ou igual à soma dos comprimentos das duas restantes barras, então a barra mais curta pode rodar continuamente em relação às outras barras.

A cinemática direta do mecanismo requer que se considere a atuação das molas para determinar a posição final da falange distal de cada dedo. No entanto, cada junta precisa ser determinada individualmente, conforme ilustrado na figura 18 e assumindo-se os valores dimensionais e geométricos utilizados na modelagem CAD, para cada instante de  $\theta$  os comprimentos A e B das molas são alteradas pelas relações:

$$\alpha = \theta - (\sigma_1 + \sigma_2) \quad (14)$$

$$\Delta_A = A - \sqrt{a^2 + b^2 - 2 \times (a \times b \times \cos \alpha)} \quad (15)$$

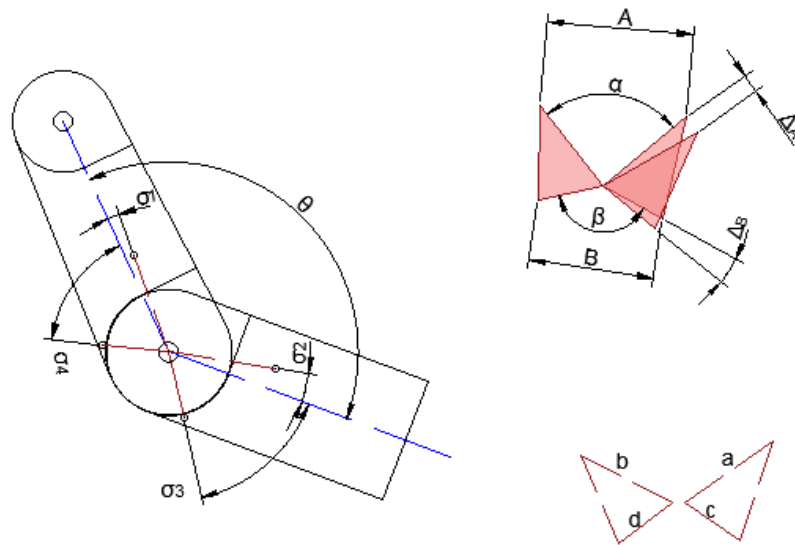
E:

$$\beta = \theta - (\sigma_3 + \sigma_4) \quad (16)$$

$$\Delta_B = B - \sqrt{c^2 + d^2 - 2 \times (c \times d \times \cos \beta)} \quad (17)$$

Sendo constantes as distâncias  $a$ ,  $b$ ,  $c$  e  $d$  e os ângulos  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$ ,  $\sigma_3$  e  $\sigma_4$ , as variações solidárias de  $\Delta_A$  e  $\Delta_B$  determinam a posição angular de cada junta.

Figura 18 - Elementos do esboço aplicados no modelo cinemático



Fonte: O Autor

Para aplicação prática, a cinemática inversa assume relevância, pois as posições de cada articulação dos dedos são determinadas e limitadas pelas condições geométricas definidas no modelo tridimensional, tendo-se que determinar a partir dos ângulos  $\theta$  as variações de comprimento das molas para cada posição de apreensão desejada. Assim, para cada par de molas relacionado com uma posição específica de cada dedo se tem:

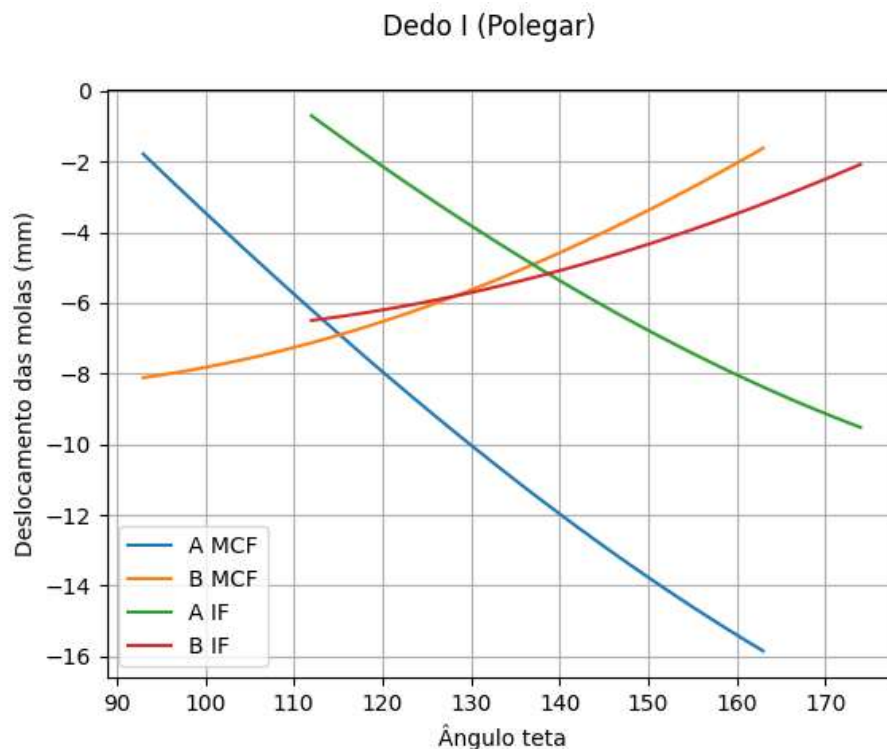
$$\Delta_A = A - \sqrt{a^2 + b^2 - 2 \times (a \times b \times \cos(\theta - (\sigma_1 + \sigma_2)))} \quad (18)$$

E:

$$\Delta_B = B - \sqrt{c^2 + d^2 - 2 \times (c \times d \times \cos(\theta - (\sigma_3 + \sigma_4)))} \quad (19)$$

Matematicamente, a condição descrita pelas Eqs. (18) e (19) é projetada para  $n$  posições dos cinco dedos com as proporções geométricas e dimensionais do modelo utilizado nesta pesquisa. Oportunamente, aproveitando a tabulação dos dados extraídos do modelo CAD, e a atribuição do intervalo de  $1^\circ$  para determinar o ângulo  $\theta$  de equilíbrio, no mesmo cálculo computacional são obtidas as variações no comprimento das molas A e B de cada junção. Para agilizar os cálculos e elaboração de gráficos, um código em Python foi escrito e executado, cujo *script* está disponível no APÊNDICE B. Os valores obtidos são mostrados nos gráficos 1 a 5.

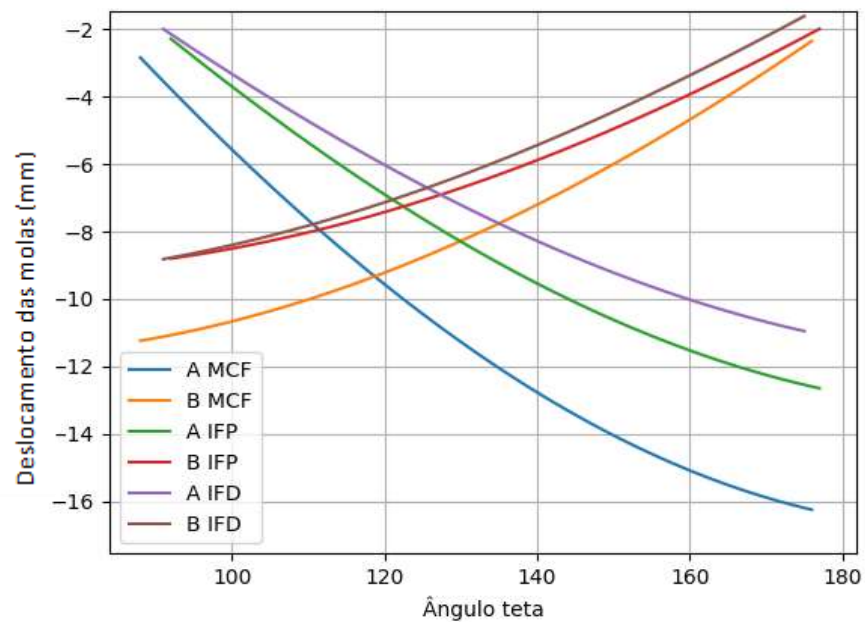
Gráfico 1 – Deslocamento das molas do dedo I



Fonte: O Autor

Gráfico 2 – Deslocamento das molas do dedo II

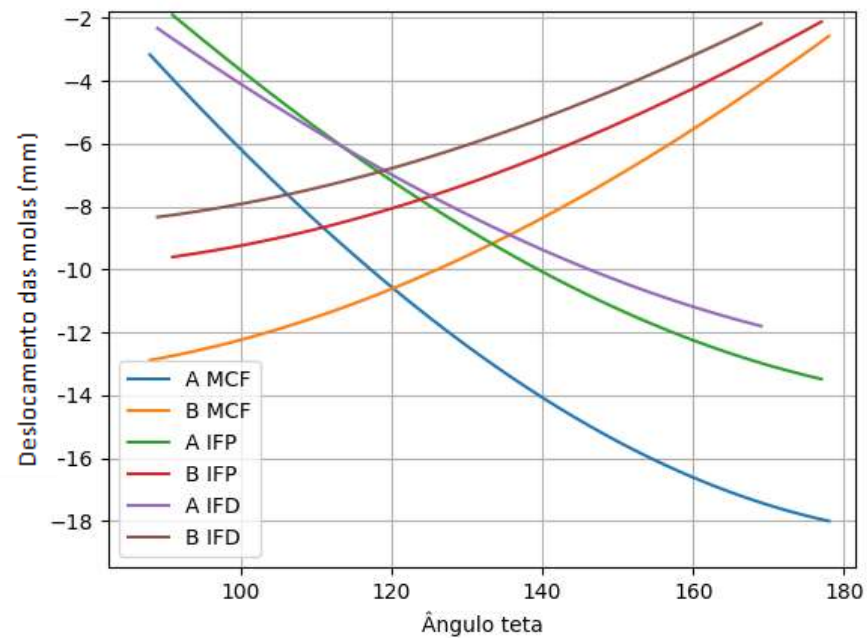
Dedo II (Indicador)



Fonte: O Autor

Gráfico 3 - Deslocamento das molas do dedo III

Dedo III (Médio)



Fonte: O Autor

Gráfico 4 - Deslocamento das molas do dedo IV  
Dedo IV (Anular)

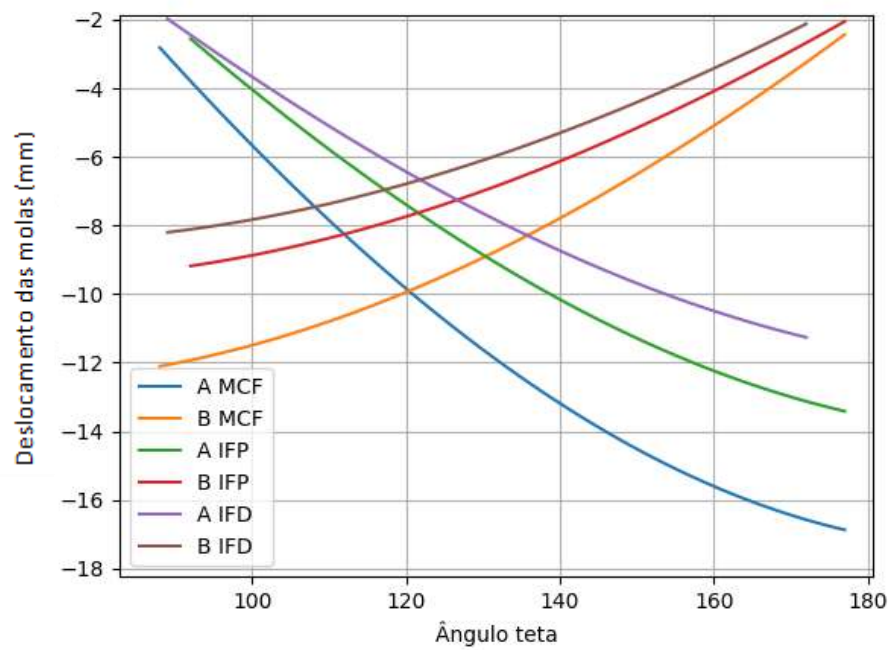
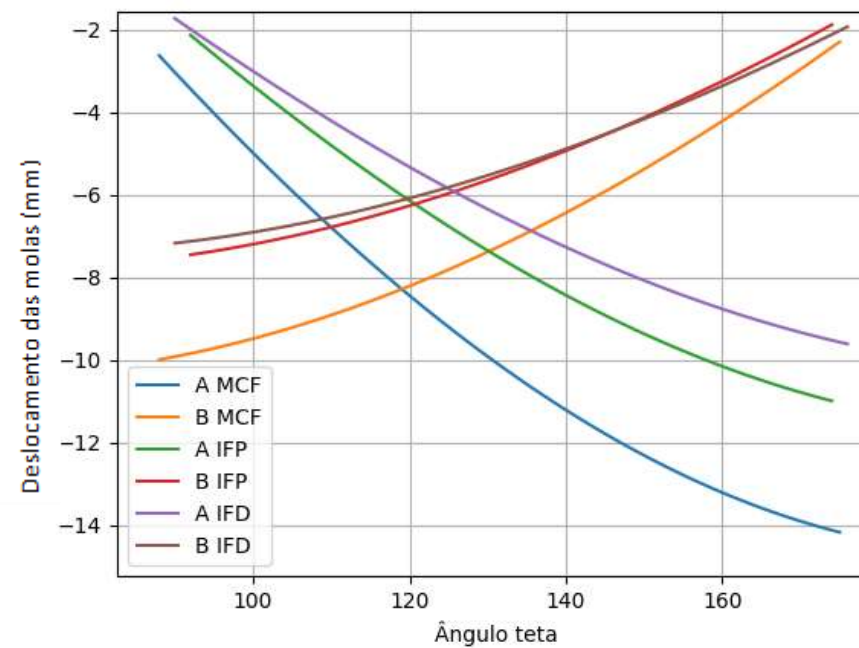


Gráfico 5 - Deslocamento das molas do dedo V  
Dedo V (Mínimo)



O par de linhas que correspondem a um par de molas de uma respectiva articulação cruzam-se nos pontos onde a deformação é comum, sendo projetado no eixo das abscissas, indica o ângulo neutro ou de equilíbrio estático, já demonstrado.

#### 4.2.4 Análise dinâmica

A análise dinâmica do mecanismo irá determinar a capacidade de realização de movimento bem como a força resultante para  $n$  posições. A taxa de contração das molas irá definir a energia consumida em cada acionamento, assim como o torque nas articulações, que deve ser determinado de modo independente entre si, em função dos diferentes valores para os parâmetros construtivos, para então se obter a força total por somatório e, conseqüentemente, a energia necessária para o sistema.

Partindo da análise estática, o sistema de uma articulação tem o momento resultante no eixo do pino de ligação entre as juntas, ou seja, no nó. As forças atuantes para realização do movimento são a tração da mola que está termoativada e a força elástica da mola opositora, sendo que as funções dessas molas se alternam em função do movimento ser flexivo ou extensivo. Sendo fixos os pontos de ancoragem das molas e conhecidos os ângulos  $\theta$  a cada instante, considerando a representação Diagrama de Corpo Livre (DCL) na figura 20, a condição que determina o momento nessa junta é dada pela equação a seguir, escreve-se:

$$M_A = F_A \times a \times \sin \gamma \quad (20)$$

e:

$$M_B = K \times \Delta_B \times b \times \sin \delta \quad (21)$$

E então, substituindo em:

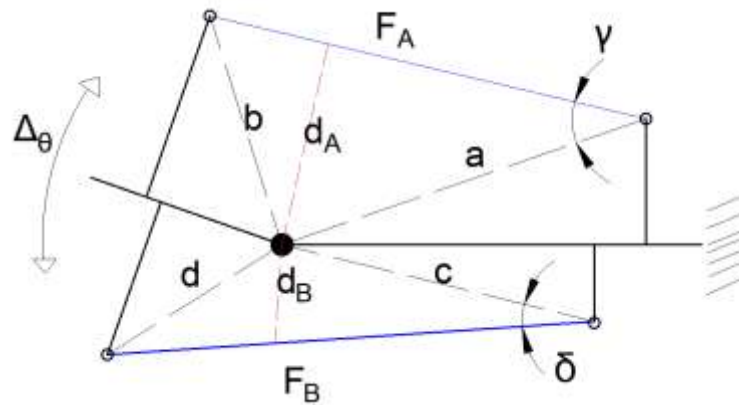
$$M_o = M_A - M_{AB} \quad (22)$$

O momento resultante em cada articulação, quando houver a condição de flexão é dado pela Eq. (23), e pela Eq. (24), quando for de extensão.

$$M_o = (F_A \times a \times \sin \gamma) - (K \times \Delta_B \times b \times \sin \delta) \quad (23)$$

$$M_o = (K \times \Delta_A \times a \times \sin \gamma) - (F_B \times b \times \sin \delta) \quad (24)$$

Figura 19 - DCL para o momento de uma junta

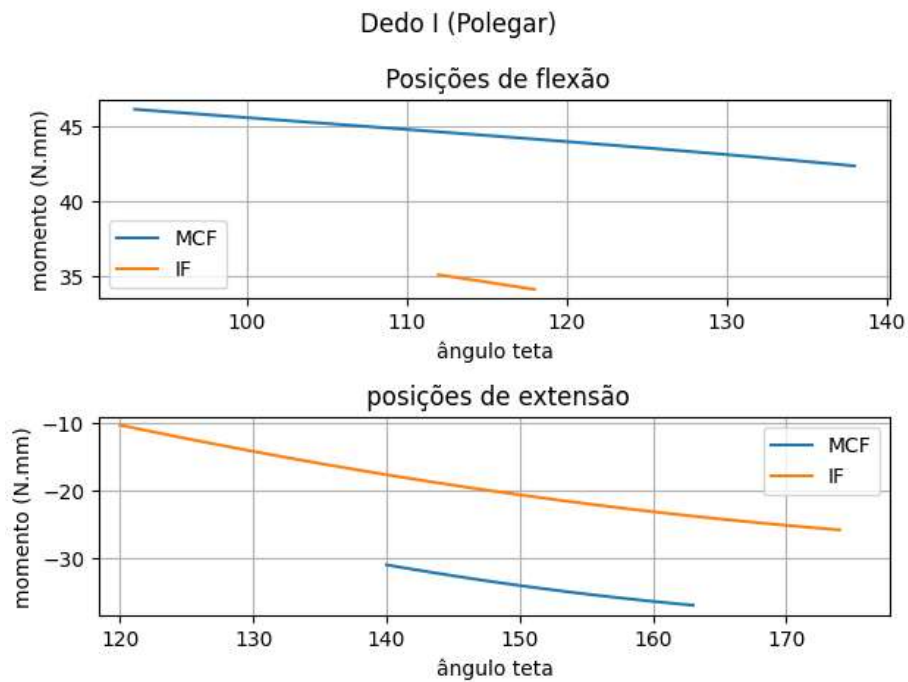


Fonte: O Autor

As distâncias perpendiculares entre o ponto de giro e a linha onde se exerce a força é substituída pela distância do nó até o ponto de ancoragem multiplicada pelo seno do ângulo formado por essas duas linhas, de modo que a variação de  $\theta$  implica na variação desse ângulo e, conseqüentemente, no momento  $M$ .

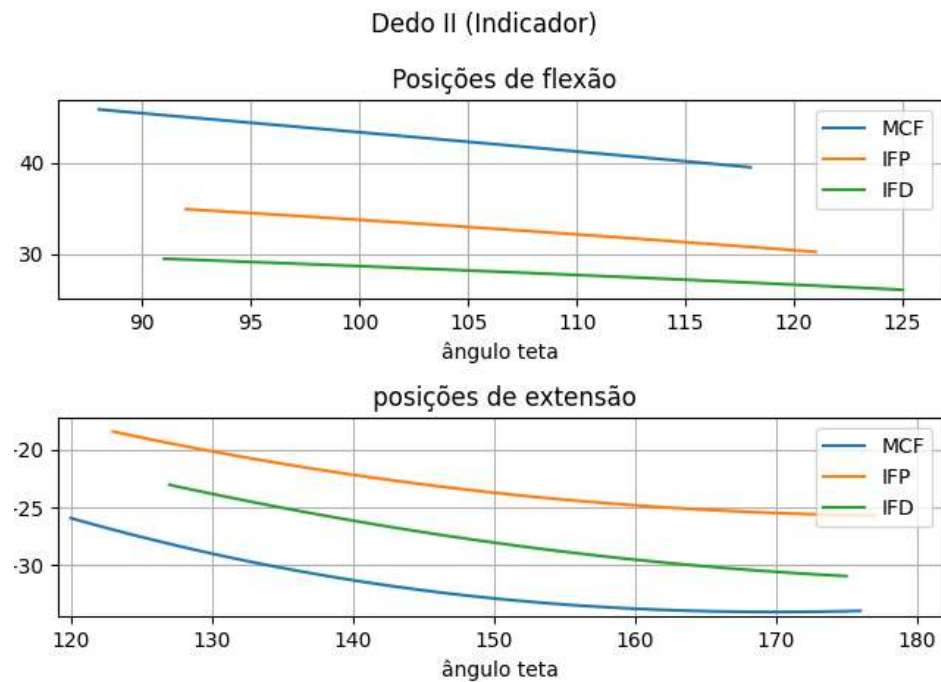
Em cada articulação, o início da rotação da junta sobre o pino de ligação é determinado pelo ângulo  $\theta$  calculado para a condição de equilíbrio estático, e os limites são os valores máximos e mínimos, a partir dos quais as respectivas amplitudes possibilitam encontrar a relação entre teta e os ângulos delta e gama aplicando a lei dos senos, para então aplicar a equação do momento. Os gráficos 6 a 10 mostram os valores dos momentos calculados em função dos respectivos ângulos das juntas, cujo código, escrito e executado em Python está disponível no APÊNDICE C.

Gráfico 6 - Momentos das juntas do dedo I



Fonte: O Autor

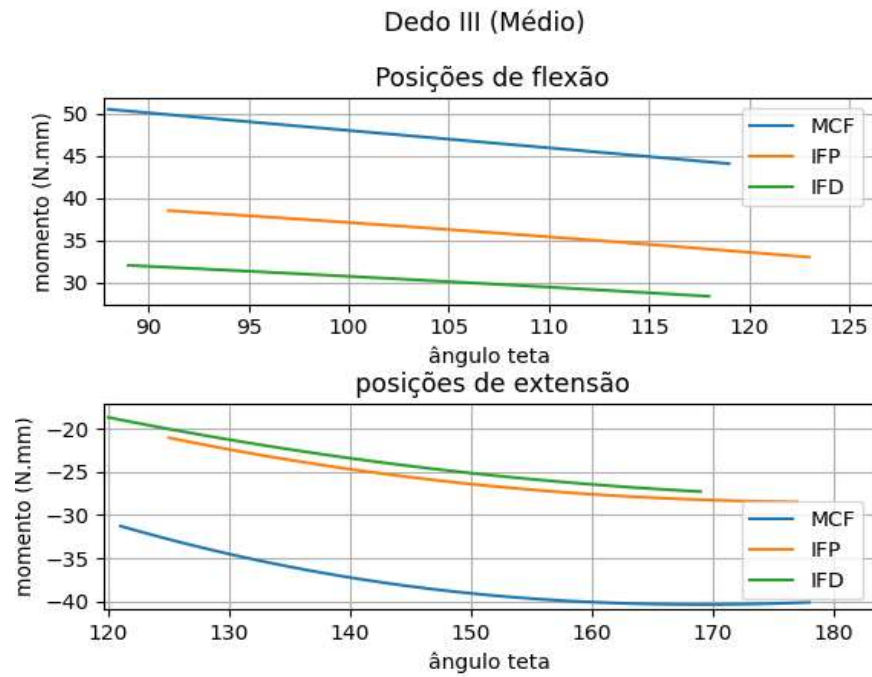
Gráfico 7 - Momentos das juntas do dedo II



Fonte: O Autor

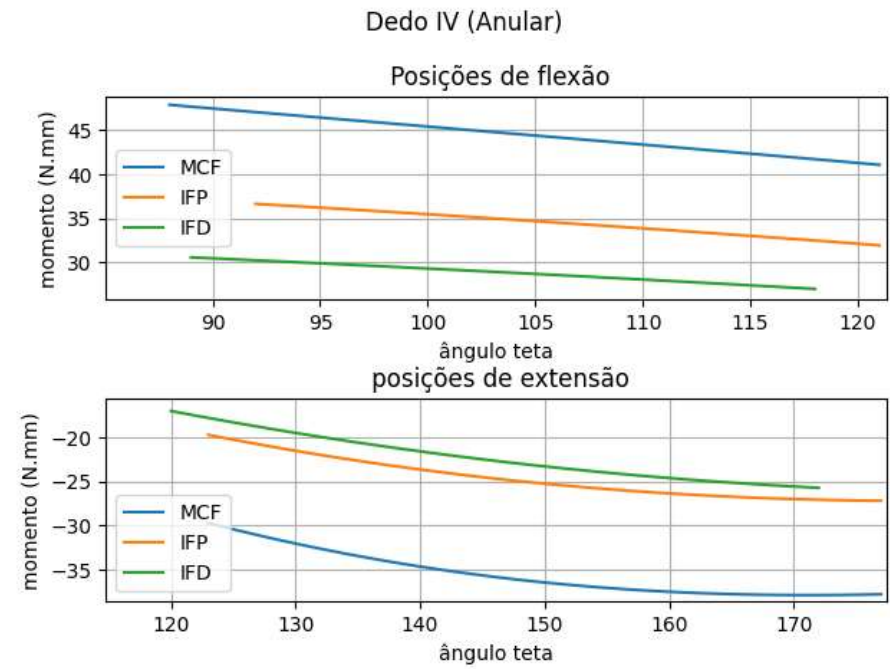


Gráfico 8 - Momentos das juntas do dedo III



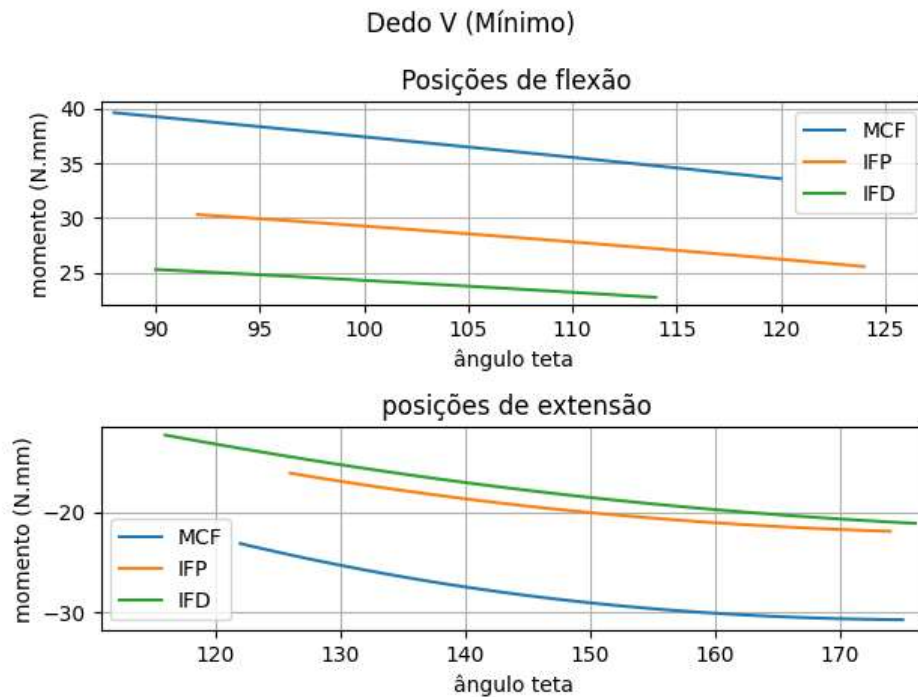
Fonte: O Autor

Gráfico 9 - Momentos das juntas do dedo IV



Fonte: O Autor

Gráfico 10 - Momentos das juntas do dedo V



Fonte: O Autor

Os valores negativos para os momentos de extensão das articulações é uma atribuição convencional, usualmente explicada pelo método denominado Regra da mão direita. Nessa metodologia se assume um sistema dextrogiro, onde os valores são positivos quando o sentido de rotação se dá no sentido anti-horário e negativos para a condição de giro no sentido horário (SAUTER; AZEVEDO; KONZEN, 2020).

A capacidade de carga é, primeiramente, calculada em cada junção de modo isolado, fixando-se um dos elos e atribuindo a condição de alavanca articulada de um GDL para o elo adjacente. Os momentos calculados nos nós são os torques, e a carga possível à referente junta é determinada na distância entre este nó e o ponto de giro da próxima articulação, ou extremidade do elo distal, adequando a Eq. (7), se obtém:

$$F = \frac{M}{d} \quad (25)$$

Aplicando a equação 25 se obtém os valores de carga possíveis em para cada junção a partir das distâncias entre os nós ou extremidades, extraídas do modelo CAD. Na tabela 8 são mostrados os valores de força exercida pelas juntas individuais arbitrando-se as posições de total flexão e total extensão.

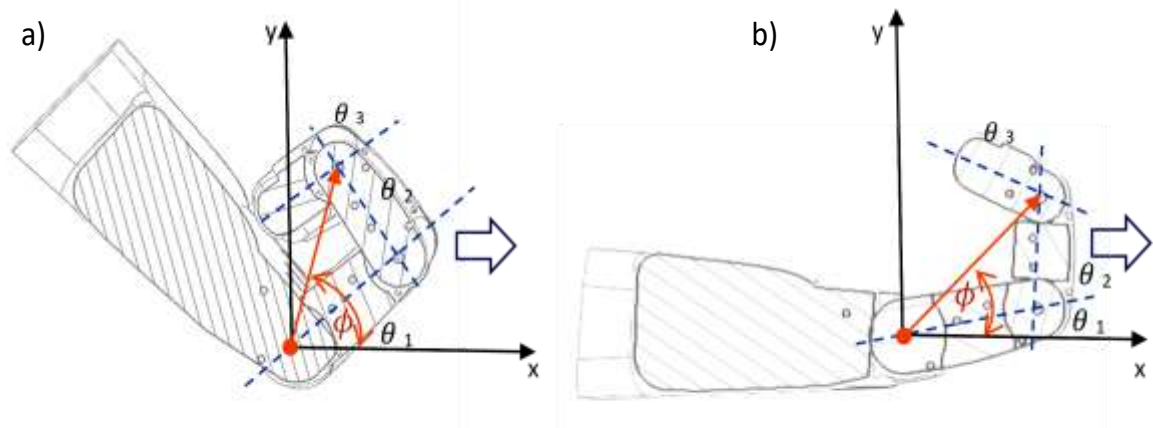
Tabela 8 – Forças exercidas pelas extremidades de cada junta individualmente

Junção	Distância(mm)	Carga de flexão(N)	Carga de extensão(N)*
II MCF	40,0	1,14	0,85
II IFP	30,2	1,15	0,85
II IFD	28,2	1,05	1,10
III MCF	42,4	1,19	0,94
III IFP	31,8	1,21	0,89
III IFD	28,0	1,14	0,97
IV MCF	34,7	1,38	1,09
IV IFP	28,1	1,30	0,97
IV IFD	24,4	1,25	1,05
V MCF	33,0	1,20	0,93
V IFP	24,8	1,22	0,88
V IFD	22,0	1,15	0,96
I MCF	40,0	1,15	0,92
I IF	35,7	0,98	0,72

Fonte: O Autor

Para determinar a capacidade de um dedo individual optou-se por analisar duas condições arbitradas, com realização de diferentes movimentos sendo: a primeira de total flexão dos dedos II a V, simulando o cerramento para tracionar uma linha de ação não ortogonal ao plano (figura 20.a); a segunda, de flexão total das falanges mediais e distais, simulando a tração de uma carga pela linha paralela ao plano palmar (figura 20.b). As capacidades das juntas são somadas na forma de composição de forças coplanares, assim como a capacidade ideal do modelo nessas posições é a resultante das capacidades de força dos quatro dedos exceto o polegar. O sistema exemplificado que fornece os vetores resultantes das forças individuais do dedo II (indicador) é mostrado na figura 20, onde observa-se que as medidas de cada elo são obtidas entre os centros de giro, extraídos do desenho CAD.

Figura 20 - Momentos na articulação MCF



Fonte: O Autor

As componentes de cada força individual são somadas nas projeções sobre os eixos x e y:

$$x = a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (26)$$

$$y = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (27)$$

Para o exemplo da figura 22.a

Distância (d):

$$x = 30 \cos 43 + 20,2 \cos(43 + 92)$$

$$x = 7,7mm$$

$$y = 30 \sin 43 + 20,2 \sin(43 + 92)$$

$$y = 34,7mm$$

O comprimento do vetor resultante, designado por “d”, é obtido por:

$$d = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (28)$$

$$d = 35,5mm$$

E o ângulo  $\varphi$ , fazendo:

$$\varphi = \tan^{-1} \left( \frac{y}{x} \right) \quad (29)$$

$$\varphi = 77,5$$

Força resultante ( $F_r$ ) será dada por:

$$x = 1,14 \cos 43 + 1,15 \cos(43 + 92)$$

$$x = 0,03N$$

$$y = 1,14 \sin 43 + 1,15 \sin(43 + 92)$$

$$y = 1,6N$$

$$F_r = \sqrt{0,03^2 + 1,6^2} \cong 1,6N$$

Para o exemplo da figura 22.b

Distância (d):

$$x = 30 \cos 29 + 20,2 \cos(29 + 92)$$

$$x = 15,8$$

$$y = 30 \sin 29 + 20,2 \sin(29 + 92)$$

$$y = 31,9$$

$$d = 35,6$$

$$\varphi = 63,7$$

Força resultante ( $F_r$ ) será dada por:

$$x = 1,14 \cos 29 + 1,15 \cos(29 + 92)$$

$$x = 0,4N$$

$$y = 1,14 \sin 29 + 1,15 \sin(29 + 92)$$

$$y = 1,53N$$

$$F_r = \sqrt{0,4^2 + 1,53^2} \cong 1,58N$$

Nesta exemplificação, as componentes de dimensão métrica e ângulo teta da falange distal foram desconsideradas por não contribuírem com o torque na articulação de origem.

#### 4.2.5 Consumo teórico de energia

A quantidade energia elétrica consumida em cada atuador para um movimento completo de contração pode ser calculada a partir da equação da potência:

$$P = i^2 \times R \quad (30)$$

Em que  $i$  é a corrente elétrica aplicada à mola e  $R$  é a sua resistência elétrica aferida. Então, a energia consumida em um atuador é dada em função da potência desenvolvida no intervalo de tempo de ativação  $\Delta t$ :

$$E = P \times \Delta t \quad (31)$$

$$E_{junta} = i^2 \times R \times \Delta t \quad (32)$$

$$E_{junta} = 0,5^2 \times 3,4 \times 3 \cong 2,55 J$$

Assim, convencionando um conjunto de 14 molas instaladas no modelo de prótese projetado, um movimento de cerramento do punho ou de espalmar, a partir da condição de repouso, tem um consumo de energia estimado, fazendo-se:

$$E_{total} = 14 \times 0,5^2 \times 3,4 \times 3 = 35,7 J$$

A eficiência ( $\eta$ ) na conversão de eletricidade para energia mecânica é estimada pela razão entre a energia mecânica produzida pela energia elétrica fornecida. Como as características dimensionais e geométricas do modelo assumem condições específicas para cada articulação, a eficiência será demonstrada com a adoção de uma situação hipotética arbitrada em  $90^\circ$  de deslocamento angular para o máximo de torque e um braço de alavanca de 35 mm (0,035 m) para corresponder a um comprimento médio aproximado, enquanto à força desenvolvida pelo atuador é considerada como sendo a força média aferida no ensaio de caracterização (seção 4.1) em 3,34 N.

Fazendo:

$$\eta = \frac{F \times d}{i^2 \times R \times \Delta t} \cong 0,05$$

Pode-se escrever que o rendimento do sistema idealizado é de 5 por cento para as condições definidas no modelo CAD.

### 4.3 DISCUSSÃO DOS RESULTAOS

Os modelos de próteses de membros superiores encontrados na literatura propõem ou apresentam a utilização de motores angulares na grande maioria (PORTILLA, et al., 2011; SÁNCHEZ, 2008; FERREIRA et al., 2017; GALINDO; PEREIRA, 2018; STAFFA et al., 2020; MOHAMMADI et al., 2020). Foi encontrado o projeto para articulação de antebraço com utilização de atuadores lineares de Nitinol, no entanto, trabalhos referentes a próteses de mãos projetadas ou construídas com uso de molas de Nitinol não foram encontrados nesta pesquisa, razão pela qual as análises cinemática e dinâmica do mecanismo idealizado e modelado em *software* de CAD não podem ser comparadas diretamente com os resultados publicados nas publicações relacionadas neste estudo. Outrora, cabe ressaltar que os valores de capacidade calculados para o modelo desenvolvido neste estudo não são suportados por condições funcionais esperadas de uma prótese, sendo que valores de força mensurados e descritos na literatura são muitas vezes superiores ao alcançado pelas pequenas molas ortodônticas testadas (MOREIRA; GODOY, SILVA JR. 2001; ROCHA et al., 2007; REIS; ARANTES, 2011; FERREIRA et al., 2011; BOS; PLETTEMBURG, 2017; HICHERT et al., 2018).

O fato de não se obter capacidade mecânica compatível com movimentos e posições de preensão análogos aos naturais se deu pela utilização de molas de uso comercial para fins ortodônticos, contudo, a modelagem tridimensional da prótese e a formulação matemática das condições funcionais possibilitam a substituição dos valores de força de atuação das molas por outros valores que venham a ser obtidos em análises de atuadores mais robustos, sendo que a geometria desenvolvida em CAD limita o comprimento desses elementos, mas restringe seus diâmetros a dois milímetros, algo próximo a 70% a mais que as molas empregadas e sem considerar a possibilidade de manipulação da capacidade com variação do diâmetro dos fios. Contudo, o modelo permite a mobilidade em 3 GDL para cada dedo, diferentemente dos modelos acionados por motores e cabos (tendões), barras e engrenagens, que desenvolvem movimentação proporcional entre as articulações falangeanas de modo absolutamente dependente.

Quanto à relação entre o consumo de energia estimado e a capacidade mecânica, observa-se uma grande disparidade, sendo o consumo de aproximadamente 2,5 Joule no cálculo de energia elétrica consumida em comparação

com 0,12 Joule de energia mecânica para uma articulação. Ao se observar os desenhos bidimensionais dos dedos, é possível verificar que as molas atuantes exercem carga máxima em contraforça ao potencial elástico das molas opositoras, além disso, o ponto de equilíbrio estático é evidenciado quando o alinhamento dos atuadores forma pequenos ângulos com a linha de simetria das juntas, com pouco efeito de torque nas articulações, considerando que a força de tração exercida pelos corpos de prova no ensaio foi atribuída como atuadora no modelo CAD. Já essa capacidade mecânica de cada mola é resultado da ativação eletrotérmica que provoca a elevação da temperatura e então a deformação pela memória de forma, mas a energia efetivamente convertida em força foi apenas uma parcela da energia fornecida devido às perdas do próprio efeito Joule responsável pelo aquecimento e ativação do EMF. Assim a eficiência observada de 5% é extremamente baixa em comparação com a eficiência de micromotores, que podem apresentar eficiência entre 60% a 75% (MENDES, 2007).

A massa total do modelo tridimensional foi calculada pelo *software* de modelagem em menos de 500 gramas, mesmo mantendo todos os componentes inteiramente preenchidos de material, ou seja, maciços. Portanto, a massa total pode ser reduzida com estudos de otimização de uma relação entre espessura de parede e rigidez.



## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A utilização de minimolas de liga com efeito de memória de forma, constituídas da liga metálica níquel-titânio, como atuadores na automação de próteses biônicas de mão não se mostrou uma alternativa tecnicamente viável em função dos pequenos torques que produzem, sendo que a maior parcela de energia elétrica necessária para a ativação é dissipada pelo efeito Joule. Além disso, a força resultante, calculada nas falanges, depende do ângulo entre a linha de ação e a normal do mecanismo sendo também muito inferior à produzida por próteses que utilizam motores angulares, e igualmente inferior à capacidade dos membros naturais.

Contudo, a elaboração do modelo CAD possibilitou determinar condições métricas e geométricas que possibilitam a aplicação de atuadores lineares em próteses de mão para garantir o número de graus de liberdade e a independência das articulações entre si durante os movimentos de preensão, o que não se observa nos modelos reportados na literatura. Outro aspecto a considerar é que a substituição de motores por molas eletrico-termoativas pode reduzir o peso das próteses, tanto como a preparação do modelo para uma eventual fabricação por manufatura aditiva que permita uma deposição de material pouco compacta. Esse fator de massa das próteses pode contribuir com a adaptabilidade dos pacientes.

### 5.1 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

Da forma apresentada, o modelo desenvolvido não compete com outras próteses já em aplicação, contudo este trabalho contribuirá para estudos futuros que deem continuidade à pesquisa em duas linhas principais: Simulações com atuadores lineares mais potentes e eficientes; A associação de minimolas para a realização de movimentos sutis de adução e abdução, aos sistemas que empregam motores e tendões para movimentos de maior torque.

## REFERÊNCIAS

ALVES da SILVA, K. C. **Estudo de fadiga em sensores/atuadores de Ni-Ti com memória de forma**. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Pernambuco, Centro de Tecnologia e Geociência Departamento de Engenharia Mecânica Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Recife, 2018.

AQUINO, M; VOLPINI, M. **Próteses: evolução, inovação e quebra de paradigma**. 2018. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/publication/342752498\\_PROTESES\\_EVOLUCAO\\_INOVACAO\\_E\\_QUEBRA\\_DE\\_PARADIGMA](https://www.researchgate.net/publication/342752498_PROTESES_EVOLUCAO_INOVACAO_E_QUEBRA_DE_PARADIGMA)> acesso em 13 jan. 2021

BRASIL. Ministério do Trabalho e Emprego. **NR-12 Segurança no Trabalho em Máquinas e Equipamentos**. Portaria MTE nº 1.893, de 09 de dezembro de 2013. Diário Oficial da União, atualização de 25 de junho de 2015.

BOS, R. A; PLETTENBURG D. H. Design of a cosmetic glove stiffness compensation mechanism for toddler-sized hand prostheses. **PLoS ONE** 12(8), pg. 1-14: 2017.

BURYANOV, Alexander; KOTIUK, Viktor. Proportions of hand segments. **Int. J. Morphol**, v. 28, n. 3, pg. 755–758, 2010. Disponível em <<https://pdfs.semanticscholar.org/4533/47aedfd17a601076868f1662f059f90a0185.pdf>> acesso em 13 out 2020.

CARA ARAUJO, F.B. **Estudo comparativo da degradação de forças geradas por elásticos ortodônticos sintéticos e molas de níquel-titânio**. 2006. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade em Dentística) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2006.

CARTER, H. et al. **New twist on artificial muscles**. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 2016.

CASTANO LLANO, R. et al. El uso de Prótesis de Nitinol parcialmente cubierto en la Obstrucción Gastroduodenal maligna. **Rev. Gastroenterol**. Lima, v. 26, n. 3, p. 233-241, jul. 2006. Disponível em <[http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1022-51292006000300002&lng=es&nrm=iso](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1022-51292006000300002&lng=es&nrm=iso)>. acesso em 14 jan. 2021.

CASTRO, L. A. M. de et al. Classificador neural para intenção de movimento do braço e antebraço via extreme learning machine. **14º Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente – SBAI, anais**. Ouro Preto, 2019. Pg. 6.

CHUNG, M. S. Congenital differences of the upper extremity: classification and treatment principles. **Clinics in Orthopedic Surgery**. 2011, Set. 3(3): 172–177. Disponível em <<http://europepmc.org/article/PMC/3162196>> acesso em 12 jan 2021.

COLOMBO, G. et al. 3D interactive environment for the design of medical devices. **International Journal on Interactive Design and Manufacturing** (12) pg. 699 - 715. 2018.

CROSS, W. B; KARIOTIS, A. H; STIMLER, F. J. **Nitinol characterization study**. Langley Research Center – NASA. Langley, 1969.

CUELLAR et al. Functional evaluation of a nonassembly 3D-printed hand prosthesis. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, H**. 2019 vol. 233, pg. 1122-113. disponível em: < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31597553/>> Acesso em 20 jan. 2021.

DEMIDOFF, A. de O; PACHECO, F. G; SHOLL-FRANCO, A. Membro-fantasma: o que os olhos não vêem, o cérebro sente. **Ciências & Cognição**, v. 12. 2007. Disponível em: <<http://cienciasecognicao.org/revista/index.php/cec/article/view/651>> acesso em 10 jan. 2021.

DI PINO, G; et al. Sensory and Action-Oriented Embodiment of Neurally-Interfaced Robotic Hand Prostheses. **Frontiers in Neuroscienze**. Vol. 14. Mai. 2020. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnins.2020.00389/full>>. Acesso em 10 jan. 2021.

FADERS - Fundação de Atendimento ao Deficiente e ao Superdotado do Rio Grande do Sul. **Conceitos**. Disponível em: <<http://www.faders.rs.gov.br/servicos/3/9/14>> acesso em 17 dez. 2020.

FALAVIGNA, Asdrubal; TONATTO, Antoninho J. F. **Anatomia humana**. Caxias do Sul: EDUCS, 2013.

FERNANDES, F. G. **Uma estratégia para suportar interação humano-computador de crianças com deficiência nos membros superiores por meio de dispositivo vestível**. Dissertação de mestrado. Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Engenharia Elétrica - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. Uberlândia, 2017.

FERREIRA A. C. C; SHIMANO A. C; MAZZER N; BARBIERI C.H; ELUI V. M. C; FONSECA M. C. R. Força de prensão palmar e pinças em indivíduos sadios entre 6 e 19 anos. **Acta Ortop. Bras**. [online]. 2011;19(2):92-7. Disponível em <<http://www.scielo.br/aob>> acesso em 10 jan. 2021.

FERREIRA, D. et al. Development of low-cost customised hand prostheses by additive manufacturing. **Plastics, Rubber and Composites**. 47. 1-10. 2017.

FRANÇA, E. N. Bisneto. Congenital deformities of the upper limbs. part I: failure of formation. **Revista Brasileira de Ortopedia**. 2012;47(5):545-52. Disponível em <[https://observatorio.fm.usp.br/bitstream/handle/OPI/6094/art\\_FRAN%c3%87A%20BISNETO\\_Deformidades\\_congenitas\\_dos\\_membros\\_superiores\\_parte\\_I\\_falhas\\_eng\\_2012.PDF?sequence=2&isAllowed=y](https://observatorio.fm.usp.br/bitstream/handle/OPI/6094/art_FRAN%c3%87A%20BISNETO_Deformidades_congenitas_dos_membros_superiores_parte_I_falhas_eng_2012.PDF?sequence=2&isAllowed=y)> acesso em 10 jan. 2021.

FRANCISCO, Marina Celli; et al. Mecanismo extensor da mão: desvendando a anatomia e avaliação por métodos de imagem. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 47, n.4, p. 290-294, jul/ago, 2007

GALINDO J. M. C; PEREIRA D. de C. M. **Mão biônica**. 2018 Disponível em: <[https://www.researchgate.net/publication/322582081\\_Mao\\_Bionica](https://www.researchgate.net/publication/322582081_Mao_Bionica)> acesso em 29 dez. 2020

GASPAR, H. M. da Silva. **Estudo da biomecânica da mão por aplicação do método dos elementos finitos**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Porto, 2010.

GEROLDO, A. S. de B. **Estudo do efeito de memória de forma de fios ortodônticos da liga Ni-Ti nas condições comercial e após tratamentos térmicos**. Dissertação de Mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais (PGETEMA). Porto Alegre, 2009.

HICHERT, M; VARDY, A. N. e PLETTENBURG, D. Fatigue-free operation of most body-powered prostheses not feasible for majority of users with trans-radial deficiency. **Prosthetics and Orthotics International**. Vol. 42(1) 84–92. 2018.

IASNII, V. P; JUNGA, R. Phase transformations and mechanical properties of the nitinol alloy with shape memory. **Materials Science**, Vol. 54, No. 3. 2018.

INGRAM, James et al. The statistics of natural hand movements. **Experimental brain research**. n.188. pg. 223-236. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18369608/>> Acesso em 22 dez. 2020.

KASHEF, S. R. et al. A robust design of a prosthetic finger and its dynamic analysis. **International Conference on Robotics and Mechatronics**. 2018. Disponível em > <https://ieeexplore.ieee.org/document/8657605>> Acesso em 23 jun. 2021.

KLEIN, Alison Alfred. **Aplicação da fotogrametria para a coleta de dados da antropometria das mãos**. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Curitiba, 2008.

KOPRNICKY, J; NAJMAN, P; SAFKA, J. 3D Printed Bionic Prosthetic Hands. **IEEE International Workshop of Electronics, Control, Measurement, Signals and their**

**Application to Mechatronics** – ECMSM. San Sebastian, 2017. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/publication/317640042\\_3D\\_printed\\_bionic\\_prosthetip\\_hands](https://www.researchgate.net/publication/317640042_3D_printed_bionic_prosthetip_hands)> Consulta em 25 jan. 2021.

MAIA, B. A. **Parametrização dimensional, por modelo de regressão, de próteses de mão para crianças, confeccionadas por manufatura aditiva**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Goiás. Catalão, 2016.

MARCONDES, G. M.; VILSEKE, A. J. Dispositivo para treinamento de mola com memória de forma bidirecional. **II Congresso Brasileiro Interdisciplinar de Ciência e Tecnologia**, evento *online*. 2021.

MARIEB, Eliane; WILHELM, P. Brady; MALLAT, Jon. **Anatomia humana. 7 ed.** São Paulo: Pearson, 2014.

MENDES, E. F. Aguiar. **Uma contribuição ao desenvolvimento de manipuladores antropomórficos com ênfase na utilização de músculos artificiais**. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica. Campinas, 2007.

MERIAM, J. L.; KRAIGE, L. G. **Mecânica dinâmica. 4 ed.** Rio de Janeiro: LTC, 1999.

MICERA, S; CARPANETO, J; RASPOPOVIC, S. Control of Hand Protheses Using Peripheral Information. **Biomedical Engineering**. vol. 3, pg. 48-68, 2010.

MOHAMMADI et al. A practical 3D-printed soft robotic prosthetic hand with multi-articulating capabilities. **PLoS ONE** 15(5). 2020. Disponível em: <<https://journals.plos.org/plosone/article/citation?id=10.1371/journal.pone.0232766>> Acesso em 20 jan. 2021.

MONTEALEGRE, L. C. D. Prótesis electrónicas: Una nueva esperanza para mejorar la calidad de vida de las personas. **Informador Técnico** n. 80(2) pg.169-177 Colombia, 2016.

MONTEIRO, R. D. S. **Caracterização eletromecânica de mini molas superelásticas de nitinol em regime de efeito memória de forma sob carga constante**. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica Campina Grande, 2015.

MONTIEL, Alexandra; VARGAS, M. A. de Oliveira; LEAL, S. M. C. Caracterização de pessoas submetidas à amputação. **Enfermagem em Foco**. 2012; 3(4) pg.169-173

MOREIRA, D; GODOY, J. R. P. de; SILVA JUNIOR, Watercides. Estudo sobre a realização da preensão palmar com a utilização do dinamômetro: Considerações anatômicas e cinesiológicas. **Fisioterapia Brasil**. Vol. 2 - n. 5, pg. 295-300, 2001.

MOREIRA, D; RUSSO, A. F. **Cinesiologia clínica e funcional**. São Paulo: Atheneu, 2005.

MOROZOVA, N. S. et al. The use of nitinol rods in surgical treatment of degenerative scoliosis. 2.5-year follow-up. **Coluna/Columna**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 22-25, Mar. 2016. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1808-18512016000100022&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1808-18512016000100022&lng=en&nrm=iso)>. acesso em 14 jan. 2021.

MOSER, Auristela Duarte de Lima; MALUCELLI, Mariane França; BUENO, Sandra Novaes. Cadeia cinética aberta e fechada: uma reflexão crítica. **Fisioterapia em Movimento**. Curitiba, v. 23, n. 4, p. 641-650, dez. 2010.

NORTON, Robert L. **Cinemática e dinâmica dos mecanismos**. Porto Alegre: AMGH, 2010.

OLIVEIRA, C. L. de; VILSEKE, A. J. Automação de uma prótese de mão, impressa em 3d, com aplicação de arduino. *In*: I Congresso Brasileiro Interdisciplinar em Ciência e Tecnologia. **Anais eletrônicos...Diamantina(MG) Online**, 2020. Disponível em: <<https://www.event3.com.br/anais/icobicet2020/266264-AUTOMACAO-DE-UMA-PROTESE-DE-MAO-IMPRESSA-EM-3D-COM-APLICACAO-DE-ARDUINO>>. Acesso em: 13 jan. 2021

PORTILLA, E. F. et al. Diseño del mecanismo actuador de un dedo robot antropomórfico. **Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia**. Medellín, n. 58, p. 153-162, Mar. 2011. Disponível em: <[http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0120-62302011000200016&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-62302011000200016&lng=en&nrm=iso)>. Acesso em 06 fev. 2021.

RABELLO, I. P. et al. **Estado da arte das ligas de nitinol – estudo das propriedades físico-químicas para aplicação como biomateriais**. 1º Workshop Bone as Engineering Material. São Carlos, 2011.

RASPOPOVIC, S. et al. Restoring natural sensory feedback in real-time bidirectional hand prostheses. **Science Translational Medicine**. Vol. 6. Fev. 2014. Disponível em: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24500407/>> Acesso em 27 jun. 2020.

REIS, Maurício Moreira; ARANTES, Paula Maria Machado. Medida da força de preensão manual – validade e confiabilidade do dinamômetro saehan. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.18, n.2, p. 176-81, abr/jun. 2011

REZENDE, J. M. de. Prótese, prótese, órtese. **Revista de Patologia Tropical**. Vol. 35 (1) pg. 71-72. 2006.

ROCHA, D. N.; MENESES K, V; AFONSO, A. A; CORRÊA, M. F. S; BATISTA, C. E. P; PINOTTI, Marcos. Controle de Força de Prensão para uma Órtese de mão por meio da Análise da Corrente Elétrica do Atuador. **Revista Matéria**, v. 12, n. 1, pg. 173 – 178, 2007. Disponível em: <<http://www.materia.coppe.ufrj.br/sarra/artigos/artigo10865>>. Acesso em 21 jan. 2021.

RODRIGUES, T. O. et al. Resultados do uso de stent de nitinol superflexível em artérias poplíteas. **Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva**, v. 22, n. 2, p. 161-167, São Paulo, Jun. 2014. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2179-83972014000200161&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2179-83972014000200161&lng=en&nrm=iso)>. acesso em 14 jan. 2021.

ROSÁRIO, J. Mauricio. **Robótica industrial I modelagem, utilização e programação**. Baraúna: São Paulo, 2010.

SÁNCHEZ, O. F. Avilés. **Desenvolvimento de sistema de prensão para utilização em dispositivos robóticos**. Tese de Doutorado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica. Campinas, 2008.

SANTOS, D. de O. L. F; et al. Amputação traumática e lesões graves de membros superiores. **Revista Médica de Minas Gerais**. v. 21 pg.73-76. 2011

SAUTER, E; AZEVEDO, S. F. de; KONZEN, P. H. de Almeida. (Orgs.). **Cálculo de funções de várias variáveis, um livro colaborativo**. 2020. Disponível em: <<https://www.ufrgs.br/reatmat/Calculo/livro-cfvv/livro.pdf>>. Acesso em 20 jul. 2021.

SENEFONTE, Flavio Renato de Almeida et al. Amputação primária no trauma: perfil de um hospital da região centro-oeste do Brasil. **Jornal vascular brasileiro**. 2012, vol.11, n.4, p. 269-276. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1677-54492012000400004&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-54492012000400004&lng=en&nrm=iso)> Acesso em 10 jan. 2021.

SMIT, G; PLETTENBURG, D. H. Comparison of mechanical properties of silicone and PVC (polyvinylchloride) cosmetic gloves for articulating hand. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**. V. 50, N. 5, pg. 723 – 732. 2013  
STAFFA, M; GIORDANO, M; FICUCIELLO, F. A WiSARD network approach for a bci-based robotic prosthetic control. **International Journal of Social Robotics** 12 pg.749–764, 2020.

STANFIELD, Cindy L. **Fisiologia Humana**. 7 ed. São Paulo: Pearson, 2013.

STOPPA, M. H.; CARVALHO, J.C.M. **Kinematic modeling of a multi-fingered hand prosthesis for manipulation tasks**. Congresso Nacional de Matematica Aplicada à Indústria. Caldas Novas, 2014.

VALDIERO, Antônio Carlos; GOERGEN, Roberta. A importância da modelagem matemática na engenharia: estudo de caso de robótica para reabilitação. **Redes - Revista Interdisciplinar do IELUSC**, n. 2, p. 25-36, jan. 2020. Disponível em: <<http://revistaredes.ielusc.br/index.php/revistaredes/article/view/64>>. Acesso em: 03 jun. 2021.

VIANA, T. Z. **Influência de tratamentos térmicos de recozimento na microestrutura de uma liga NiTi pseudoelástica**. Universidade Federal do Rio Grande do Norte – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia dos Materiais. Natal, 2017.

VILELA JUNIOR, Guanis de B. **Punho e mão**. CPAQV - Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida. Disponível em: <<http://www.cpaqv.org/cinesiologia/punhoemao.pdf>> Acesso em 14 dez. 2020.

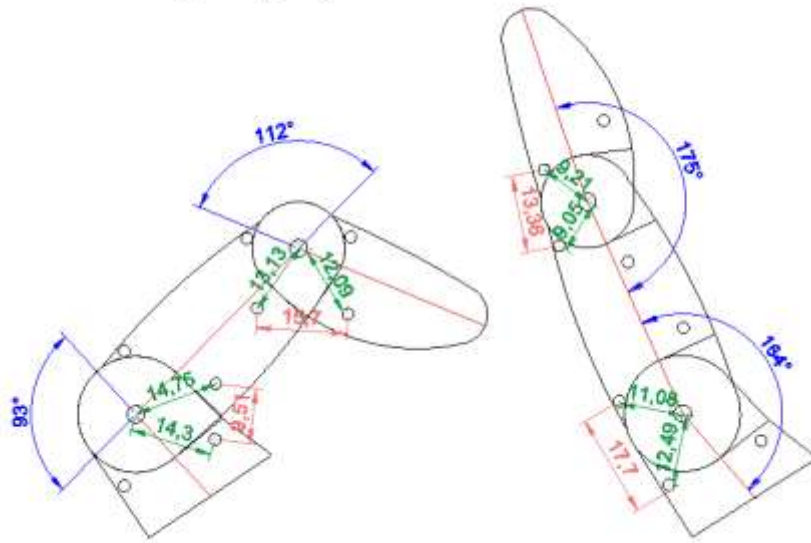
WANG et al. Evolution of Thermal and Mechanical Properties of Nitinol Wire as a Function of Ageing Treatment Conditions. **Journal of Alloys and Compounds**. 2019.

YANG, Peng; LU, Xiaoyu; SUN, Jianjun. Disturbance Observer Based Fast Terminal Sliding Mode Control for Lower Limb Prosthesis. **25º International Conference on Automation & Computing**, pg 1-6. 2019. Disponível em <<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8895225>> Acesso em 23 jun. 2021.

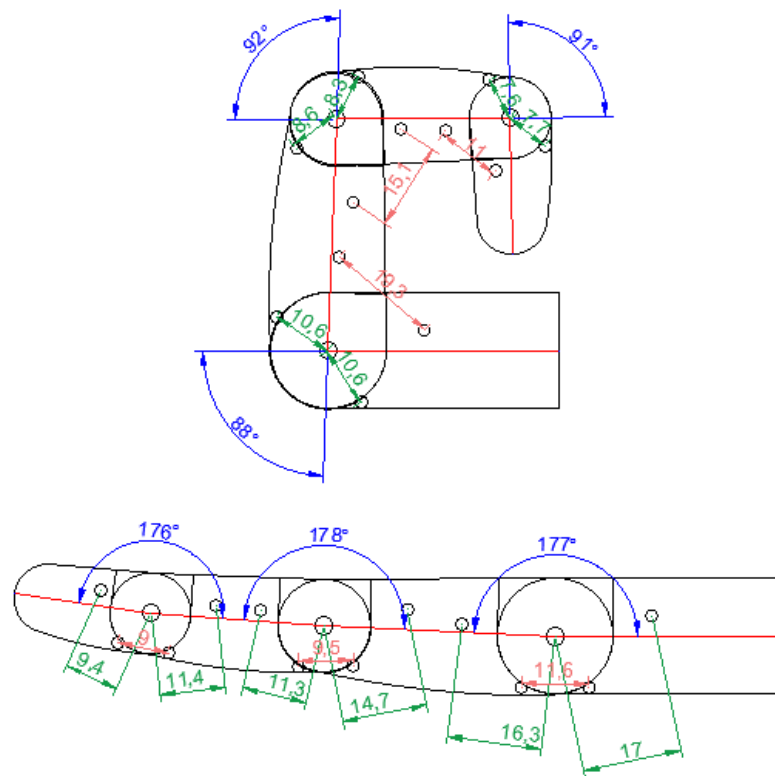


## APÊNDICE A - DESENHOS CAD DO ESBOÇO INICIAL DOS DEDOS

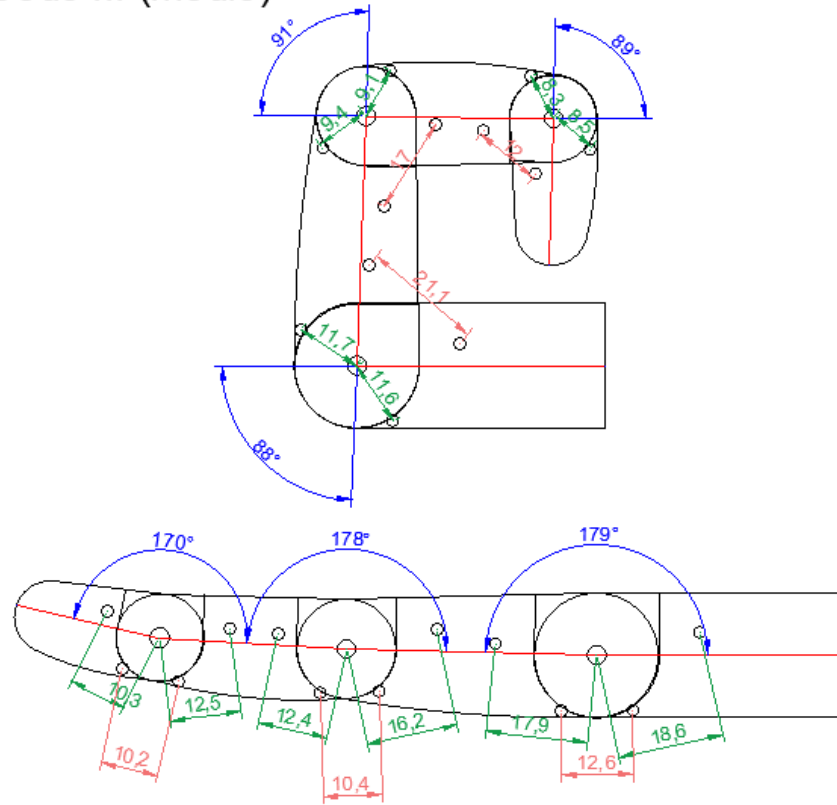
### Dedo I (polegar)



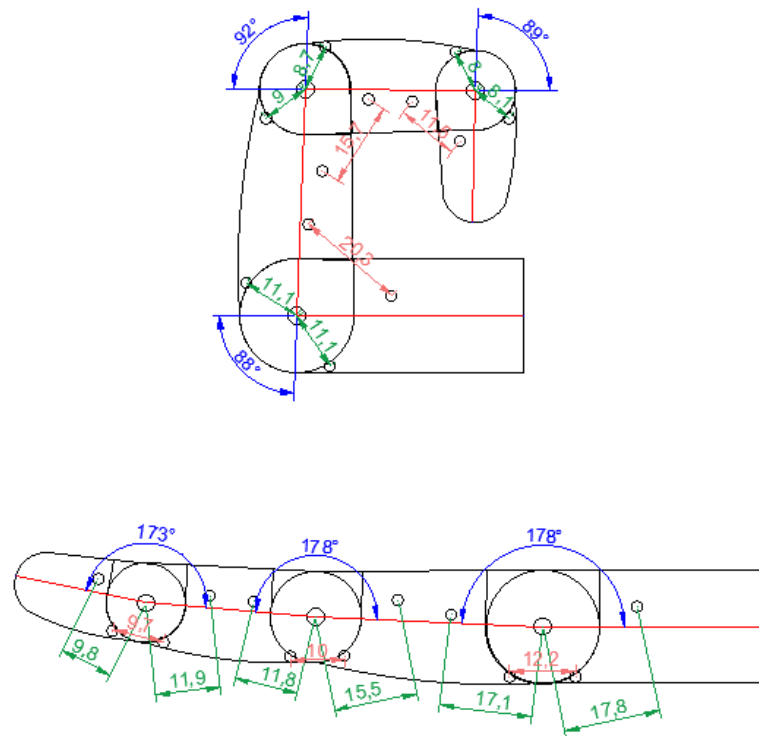
### Dedo II (indicador)



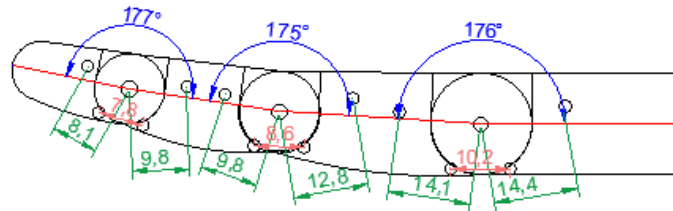
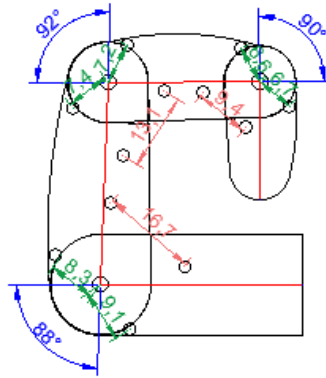
## Dedo III (médio)



## Dedo IV (anular)



## Dedo V (mínimo)



## APÊNDICE B - SCRIPT EM PYTHON PARA ANÁLISE DA CINEMÁTICA DO MODELO

```
# ***** Análise cinemática phantom prótese de mão *****
import math as m
import matplotlib.pyplot as plt
x=1
y=0
# incrementa toda vez que o primeiro laço for executado para todo o range
e passar pra próxima linha
while (x<=14):
    # cada linha na tabela contém os dados de uma articulação
    dados = [[17.0, 16.3, 10.6, 10.6, 16.5, 9.5, 12, 5, 57, 59, 177, 88],
[14.7, 11.3, 8.6, 8.3, 12.7, 7.7, 14, 9, 51, 62, 178, 92],
[11.4, 9.4, 7.6, 9.1, 9.0, 7.2, 17, 11, 50, 72, 176, 91],
[18.7, 17.9, 11.6, 12.2, 18.1, 10.4, 12, 5, 57, 59, 179, 88],
[16.2, 12.4, 9.4, 9.1, 14.4, 8.5, 14, 9, 51, 62, 178, 91],
[12.5, 10.3, 8.3, 8.7, 9.9, 8.3, 11, 14, 63, 52, 170, 89],
[17.8, 17.0, 11.1, 11.6, 17.4, 10.1, 12, 5, 57, 59, 178, 88],
[15.5, 11.8, 9.0, 8.7, 13.2, 8.1, 14, 9, 51, 62, 178, 92],
[11.9, 9.8, 8.0, 8.3, 9.5, 7.8, 11, 15, 61, 52, 173, 89],
[14.7, 14.1, 9.1, 9.6, 14.1, 8.3, 12, 5, 57, 59, 176, 88],
[12.8, 9.8, 7.4, 7.2, 10.9, 6.8, 14, 9, 51, 62, 175, 92],
[9.8, 8.1, 6.6, 6.9, 7.6, 6.1, 17, 11, 61, 50, 177, 90],
[14.3, 14.8, 12.5, 11, 7.7, 15.03, 30, 25, 52, 55, 164, 93],
[13.1, 12.1, 9, 9.2, 13.23, 11.34, 10, 35, 56, 35, 175, 112]]
    #incrementa toda vez que o segundo laço é executado
    for dados in (dados[y:x]):
        alfamin = ((dados[11]) - ((dados[6]) + (dados[7])))
        alfamax = ((dados[10]) - ((dados[6]) + (dados[7])))
        # cria listas e contador para o laço seguinte
        A = []
        B=[]
        Teta=[]
        s=0
        # calcular variações nas molas para cada valor de ângulo
        for alfa in range(alfamin, alfamax, 1):
            beta = (360-(alfa+(dados[6]) + (dados[7])+(dados[8]) +
(dados[9])))
            dtA= (dados[4])-(m.sqrt((dados[0]**2) + (dados[1]**2) -
(2*(dados[0])*dados[1])*m.cos(m.radians(alfa))))
            dtB = (dados[5]) - (m.sqrt((dados[2] ** 2) + (dados[3] ** 2) -
(2 * (dados[2]) * dados[3]) * m.cos(m.radians(beta))))
            teta = (alfa + dados[6] + dados[7])
            # condicionar apresentação do resultado com forças em
equilíbrio
            if (dtA - dtB < 0.1):
                if (dtA - dtB > -0.1):
                    # mostrar ângulo teta para a condição de equilíbrio
                    print('Ângulo teta:', teta)
            # incrementa o contador do laço
            s=s+1
            # alimenta as listas
            A = A + [dtA]
            B = B + [dtB]
            Teta = Teta + [teta]
            # seleciona listas completas para gerar gráficos
            if ((dados[10]) - (dados[11]) == s):
                ldtA = A + [dtA]
                ldtB = B + [dtB]
                lteta = Teta + [teta]
```

```
print(lteta, ldtA, x, s)
# gera os gráficos teta x deformação das molas B
fig, AB = plt.subplots(2, 1)
nome = ['II MCF', 'II IFP', 'II IFD', 'III MCF', 'III IFP', 'III
IFD', 'IV MCF', 'IV IFP', 'IV IFD', 'V MCF', 'V IFP', 'V IFD', 'I MCF', 'I IF']
for nome in (nome[y:x]):
    plt.suptitle(nome)
    AB[0].plot(ldtA, lteta)
    AB[0].set_xlabel('deformação mola A (mm)')
    AB[0].set_ylabel('ângulo teta')
    AB[1].plot(ldtB, lteta)
    AB[1].set_ylabel('ângulo teta')
    plt.tight_layout()
    AB[0].grid()
    AB[1].grid()
# mostra os 14 gráficos
plt.show()
fig.savefig(nome)
# incrementa contadores para o laço que define a articulação analisada
x=x+1
y=y+1
# fim do código da análise cinemática...
```

## APÊNDICE C - SCRIPT PARA ANÁLISE DA DINÂMICA DO MODELO

```
# ***** Análise dinâmica phantom prótese de mão *****
import math as m
import matplotlib.pyplot as plt
x=1
y=0
s=0
F = 3.34 # mensurado no experimento
K = 0.0938
while (x<=14):
    dados = [[17.0, 16.3, 10.6, 10.6, 16.5, 9.5, 12, 5, 57, 59, 177, 88],
[14.7, 11.3, 8.6, 8.3, 12.7, 7.7, 14, 9, 51, 62, 178, 92],
[11.4, 9.4, 7.6, 9.1, 9.0, 7.2, 17, 11, 50, 72, 176, 91],
[18.7, 17.9, 11.6, 12.2, 18.1, 10.4, 12, 5, 57, 59, 179, 88],
[16.2, 12.4, 9.4, 9.1, 14.4, 8.5, 14, 9, 51, 62, 178, 91],
[12.5, 10.3, 8.3, 8.7, 9.9, 8.3, 11, 14, 63, 52, 170, 89],
[17.8, 17.0, 11.1, 11.6, 17.4, 10.1, 12, 5, 57, 59, 178, 88],
[15.5, 11.8, 9.0, 8.7, 13.2, 8.1, 14, 9, 51, 62, 178, 92],
[11.9, 9.8, 8.0, 8.3, 9.5, 7.8, 11, 15, 61, 52, 173, 89],
[14.7, 14.1, 9.1, 9.6, 14.1, 8.3, 12, 5, 57, 59, 176, 88],
[12.8, 9.8, 7.4, 7.2, 10.9, 6.8, 14, 9, 51, 62, 175, 92],
[9.8, 8.1, 6.6, 6.9, 7.6, 6.1, 17, 11, 61, 50, 177, 90],
[14.3, 14.8, 12.5, 11, 7.7, 15.03, 30, 25, 52, 55, 164, 93],
[13.1, 12.1, 9, 9.2, 13.23, 11.34, 10, 35, 56, 35, 175, 112]]
    início = [119, 122, 126, 120, 124, 119, 122, 122, 119, 121, 125, 115, 139, 119]
    distâncias = [40.0, 30.2, 28.2, 42.4, 31.8, 28.0, 34.7, 28.1, 24.4,
33.0, 24.8, 22.0, 40.0, 35.7]
    tetam = (início[y])
# print(tetam,y)
    for dados in (dados[y:x]):
        alfamin = ((dados[11]) - ((dados[6]) + (dados[7])))
        alfamax = ((dados[10]) - ((dados[6]) + (dados[7])))
        lMA = []
        lMB = []
        tetaA = []
        tetaB=[]
        cA=0
        cB=0 #contador para o laço que calcula os momentos de cada
articulação
        for alfa in range(alfamin, alfamax, 1):
            beta = (360-(alfa+(dados[6]) + (dados[7])+(dados[8]) +
(dados[9])))
            comprimentoA = (m.sqrt((dados[0]**2) + (dados[1]**2) -
(2*(dados[0])*dados[1]*m.cos(m.radians(alfa))))
            comprimentoB = (m.sqrt((dados[2] ** 2) + (dados[3] ** 2) - (2 *
(dados[2]) * dados[3]) * m.cos(m.radians(beta))))
            teta = (alfa + dados[6] + dados[7])
            gama =
(m.degrees(m.asin(dados[1]*m.sin(m.radians(alfa))/comprimentoA))
            delta=
(m.degrees(m.asin(dados[3]*m.sin(m.radians(beta))/comprimentoB))
            if teta < tetam:
                nome = ['II MCF', 'II IFP', 'II IFD', 'III MCF', 'III IFP',
'III IFD', 'IV MCF', 'IV IFP', 'IV IFD', 'V MCF', 'V IFP', 'V IFD', 'I MCF',
'I IF']
                MA= ((F * dados[0]*m.sin(m.radians(gama)))-(K * (dados[4]-
comprimentoA) * dados[3]*m.sin(m.radians(delta))))
                cargaf = MA / distâncias[y]
                lMA=lMA+[MA]
                cA=cA+1
```

```

tetaA = tetaA+[teta]
if teta==dados[11]:
    print(cargaf, nome[y])
#if (tetam-dados[11])==cA:
# for nome in (nome[y:x]):
#     plt.figure(figsize=(10, 4))
#     plt.suptitle(nome)
#     plt.xlabel('ângulo teta')
#     plt.ylabel('Momento para flexão (N.mm)')
#     plt.grid()
#     plt.plot(tetaA,lMA)
#     plt.show()
#     plt.savefig(nome)
#     print(tetaA, lMA)
if (teta > tetam):
    nome = ['II MCF', 'II IFP', 'II IFD', 'III MCF', 'III IFP',
'III IFD', 'IV MCF', 'IV IFP', 'IV IFD', 'V MCF', 'V IFP', 'V IFD', 'I MCF',
'I IF']
    MB = -((F * dados[3] * m.sin(m.radians(delta)))-(K *
(dados[4] - comprimentoA) * dados[0] * m.sin(m.radians(gama))))
    cargae = MB / distâncias[y]
    lMB = lMB + [MB]
    cB=cB+1
    tetaB = tetaB+[teta]
    if (teta+1)==dados[10]:
        print(cargae)
# if (dados[10]-tetam-1 )==cB:
# for nome in (nome[y:x]):
#     plt.figure(figsize=(10, 4))
#     plt.suptitle(nome)
#     plt.xlabel('Momento para extensão (N.mm)')
#     plt.ylabel('ângulo teta')
#     plt.plot(lMB,tetaB)
#     plt.grid()
#     plt.show()
#     plt.savefig(nome)
#     print(tetaB, lMB)

x=x+1
y=y+1
###fim do código para análise da dinâmica#####

```