



ISEL



ESCOLA SUPERIOR DE
TECNOLOGIA DA SAÚDE
DE LISBOA

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



Desenvolvimento de Atuadores Macios para um Dispositivo Vestível de Fisioterapia

ANA RITA LOUREIRO CORREIA

(Licenciada em Ortoprosia)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores:

Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes
Doutor Tiago Gorjão Clara Charters de Azevedo

Júri:

Presidente: Doutor João Pedro Barrigana Ramos da Costa

Vogais:

Doutor Rui Miguel Barreiros Ruben
Doutor Tiago Gorjão Clara Charters de Azevedo

Dezembro de 2024

Desenvolvimento de Atuadores Macios para um Dispositivo Vestível de Fisioterapia

ANA RITA LOUREIRO CORREIA

(Licenciada em Ortoprotesia)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores:

Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes, DEM/ISEL
Doutor Tiago Gorjão Clara Charters de Azevedo, DM/ISEL

Júri:

Presidente: Doutor João Pedro Barrigana Ramos da Costa, ISEL

Vogais:

Doutor Rui Miguel Barreiros Ruben, ESTG
Doutor Tiago Gorjão Clara Charters de Azevedo, ISEL

Dezembro de 2024

Agradecimentos

Neste momento de conclusão da minha tese, gostaria de expressar minha sincera gratidão a todas as pessoas que desempenharam um papel fundamental no meu percurso académico e na realização deste trabalho.

Primeiramente, desejo agradecer aos meus orientadores, Prof. Mário Mendes e ao Prof. Tiago Charters quero agradecer pela oportunidade de desenvolver este tema inventivo, pela orientação, paciência e sabedoria. Sem o apoio constante, este trabalho não teria sido possível. As valiosas sugestões e feedback moldaram a direção desta pesquisa e enriqueceram minha jornada académica.

Não posso deixar de agradecer à minha família, que sempre me apoiou incondicionalmente ao longo dos anos.

Aos meus amigos e colegas, obrigado por compartilharem comigo as alegrias e dificuldades desta jornada.

Por último, mas não menos importante, expresso minha gratidão a todos os participantes do projeto ACTSOFTLY, e todos que generosamente contribuíram com seu tempo e conhecimento para este estudo. Sem a sua colaboração, este trabalho não teria sido concretizado.

Este é um marco importante na minha vida académica, e devo muito a todos. Obrigado por fazerem parte deste percurso e por tornarem possível a realização deste projeto.

Este trabalho foi suportado pelo projeto IPL/IDI&CA2023/ACTSOFTLY_ISEL.

Declaração de integridade

Declaro que esta dissertação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes listadas nas referências bibliográficas foram consultadas e estão devidamente mencionadas no texto. Mais declaro que todas as referências científicas e técnicas relevantes para o desenvolvimento do trabalho estão devidamente citadas e constam das referências bibliográficas.

O autor

Lisboa, de de

Desenvolvimento de Atuadores Macios para um Dispositivo Vestível de Fisioterapia

Resumo

A perda total ou parcial da capacidade funcional da mão interfere com o desempenho de atividades diárias. Estas podem derivar de acidentes traumáticos, doenças neurológicas, doenças músculo-esqueléticas e doenças vasculares, como o Acidente Vascular Cerebral (AVC). O uso de tecnologia vestível tem vindo a apresentar resultados eficazes em terapias de reabilitação assistida, proporcionando uma melhoria rápida, facilitando a reabilitação.

Este Trabalho Final de Mestrado (TFM) pretende estudar e desenvolver um protótipo de um dispositivo vestível para a fisioterapia e reabilitação da mão humana, projetando e otimizando atuadores macios, reproduzíveis por moldes e impressos em 3D.

Neste estudo utilizou-se o software Solidworks® na fase de modelação dos atuadores e moldes, e o Ansys® na análise dos elementos finitos na simulação do deslocamento (flexão) versus deformação dos atuadores durante a sua pressurização. Por fim, utilizou-se o software UltiMaker Cura 5.5.0® para fatiar os modelos 3D dos atuadores a imprimir na impressora Hello Bee Prusa®.

Para o controlo da pressão nas câmaras internas dos atuadores foi implementado um controlador que permite variar a pressão de entrada, num intervalo de 0 a 1,5 bar. No caso do atuador em silicone DragonSkin Fast 10® (2.6 mm de espessura), obteve-se como valor de pressão máxima: 0,3 bar,

Posteriormente, foi efetuado os ensaios experimentais de pressão versus deslocamento, com recurso ao software Kinovea®, para uma análise de movimentos, e pressão versus força, com auxílio do sensor de força, permitiram concluir que os atuadores em Dragon Skin Fast 10® (2.6 mm de espessura), no modelo Yap, obtiveram melhores resultados, com uma flexão máxima de 162° a uma pressão mínima de 0,2 bar, e uma força máxima de 61,31 N.

Obteve-se no final deste TFM um protótipo de exosqueleto funcional para fisioterapia da mão.

Palavras-Chave: Atuador pneumático macio, reabilitação da mão, exosqueleto para fisioterapia, dispositivo vestível

Development of Soft Actuators for a Wearable Physiotherapy Device

Abstract

The total or partial loss of hand functionality interferes with the performance of daily activities. These impairments can stem from traumatic accidents, neurological diseases, musculoskeletal disorders, and vascular conditions, such as Stroke (CVA). The use of wearable devices has shown effective results in assisted rehabilitation therapies, offering rapid improvement and facilitating rehabilitation.

This Master's Final Project (MFP) aims to study and develop a prototype of a wearable device for physiotherapy and hand rehabilitation, by designing and optimizing soft actuators that are reproducible using molds and 3D printing.

In this study, Solidworks® software was used during the modeling phase of the actuators and molds, while Ansys® was employed for finite element analysis in the simulation of displacement (flexion) versus deformation of the actuators during pressurization. Lastly, Ultimaker Cura 5.5.0® software was utilized to slice the 3D models of the actuators for printing on the Hello Bee Prusa® printer.

For pressure control within the actuators' internal chambers, a controller was implemented to vary the input pressure within a range of 0 to 1.5 bar. For the DragonSkin Fast 10® silicone actuator (2.6 mm thick), a maximum pressure of 0.3 bar was achieved.

Subsequently, experimental tests of pressure versus displacement, using Kinovea® a software for motion analysis, and pressure versus force, with the aid of a force sensor, allowed the conclusion that the Dragon Skin Fast 10® actuators (2.6 mm thick), in the Yap model, achieved the best results, with a maximum flexion of 162° at a minimum pressure of 0.2 bar, and a maximum force of 61.31 N.

At the conclusion of this MFP, a functional exoskeleton prototype for hand physiotherapy was developed.

Keywords: Soft pneumatic actuator, hand rehabilitation, exoskeleton for physiotherapy, wearable device.

Lista de siglas

AVC – Acidente Vascular Cerebral

SNS – Sistema Nacional de Saúde

ROM – Range of Motion

3D – Tridimensional

CAD – Computer Assisted Design

FEM – Finite Element Method

SLM – Selective Laser Melting

SLS – Selective Laser Sintering

FFF – Fabrico por Fusão de Filamento

PNA – PneuNet Actuator

SPA – Soft Pneumatic Actuator

PAM – Pneumatic Artificial Muscle

SFA – Soft Fluidic Actuator

FRA – Fiber Reinforced Actuator

FEA – Fluidic Elastomer Actuator

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

PLA – Políácido láctico

PVA – Polyvinyl Alcohol PVA

TPU – Thermoplastic Polyurethane

STL – Stereolithographic Format

MEB – Mestrado em Engenharia Biomédica

INEM – Instituto Nacional de Emergência Médica

Índice

1.	Introdução.....	1
1.1	Motivação.....	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Organização do volume.....	3
2	Anatomia do membro superior – mão	4
2.1	Planos anatómicos e posição anatómica neutra.....	4
2.2	Movimentos e amplitudes da mão	5
2.3	Arcadas da mão	8
2.4	Osteologia da mão	9
2.5	Musculatura e inervação da mão.....	11
2.6	Tratamento e reabilitação	14
3	Patologias associadas à baixa motricidade da mão.....	17
3.1	Acidente vascular cerebral	17
3.2	Atrite.....	18
3.3	Neuropatias periféricas.....	21
3.3.1	Neuropatia periférica compressiva.....	23
3.4	Miopatias.....	25
4	Exosqueletos para a mão humana	26
4.1	Tipos de exosqueletos.....	27
4.2	Domínios Funcionais dos Exosqueletos: Sinal, Energia e Mecânica	30
4.3	Atuadores macios.....	48
4.4	Estudos com aplicação de <i>soft robotics</i> em reabilitação.....	52
4.5	Materiais utilizados nos atuadores.....	55
4.5.1	Silicone - ElastosilM4601 A/B®.....	55
4.5.2	Filaflex 60A®.....	58
5	Tecnologias aplicadas nos atuadores	60
5.1	Modelação dos atuadores	60
5.1.1	Modelo Patel	60
5.1.2	Modelo Yap.....	63
5.2	Modelação dos moldes para os atuadores em silicone.....	68
5.3	Método dos Elementos Finitos	74
5.3.1	Simulações dos atuadores para o exosqueleto	80
5.4	Teste experimental de flexão	84
5.4.1	DragonSkin Fast 10®	86
5.4.2	Elastosil M4601 A/B®.....	90
5.5	Impressão em 3D	94

5.5.1	Impressão em 3D dos moldes	96
5.5.2	Estudo de viabilidade de impressão em 3D dos atuadores.....	97
6	Controlo elétrico e pneumático	108
6.1	Controlo elétrico do sensor de carga	108
6.2	Código e calibração do sensor de carga.....	109
6.3	Resultados dos testes de força nos 3 materiais.....	111
6.4	Controlo electropneumático.....	112
6.5	Calibração do sensor de pressão	116
6.6	Montagem final do exosqueleto pneumático.....	118
6.6.1	Resultados do teste de força nos 5 atuadores finais em DragonSkin fast 10® 119	
7	Conclusões e trabalho futuro	122
7.1	Conclusões	122
7.2	Trabalho futuro	125
	Referências Bibliográficas	126

Índice de Figuras

Figura 1.1 - Atuador do exosqueleto com atuadores em silicone: a) DragonSkin Fast 10®; b) Elastosil M4601 A/B®.....	2
Figura 2.1 - Planos anatômicos [9].....	4
Figura 2.2 - Movimentos das articulações da mão [18]: a) - b) Ilustra os movimentos das articulações metacarpofalângicas; c) - g) Ilustra os movimentos do polegar.	5
Figura 2.3 - Movimentos do pulso da mão [5].....	6
Figura 2.4 - Amplitude do desvio ulnar e radial do pulso [5].	7
Figura 2.5 - Tipos de preensão da mão [5]: a) Preensão de ponta a ponta; b) Preensão palmar; c) Preensão em pinça lateral.	8
Figura 2.6 - Ilustração das arcadas da mão [8].	8
Figura 2.7 - Osteologia da mão [23]: 1 – Polegar; 2 – Indicador; 3 – Dedo médio; 4 – Anelar; 5 – Dedo mínimo	10
Figura 2.8 - Ligamentos da mão [9]: a) Expansão digital dorsal da mão; b) Ligamentos colaterais: interfalângicos (1 e 2) e metacarpofalângicos (3).....	10
Figura 2.9 - Imagem ilustrativa dos músculos extensores extrínsecos da camada superficial [10].....	11
Figura 2.10 - Imagem ilustrativa dos músculos extensores extrínsecos da camada superficial [10].....	11
Figura 2.11 - Imagem ilustrativa dos músculos flexores extrínsecos da camada superficial [10].....	12
Figura 2.12 - Imagem ilustrativa dos músculos flexores extrínsecos da camada profunda [10].	12
Figura 2.13 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo tenar [10].....	13
Figura 2.14 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo hipotenar [10].	13
Figura 2.15 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo lumbricais [10].	13
Figura 2.16 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo interósseo [10].	14
Figura 3.1 - Exemplo de uma mão em garra, sintoma comum em pacientes pós AVC [20].	18
Figura 3.2 - Exemplo de uma radiografia dorsopalmar de ambas as mãos de um paciente com artrite reumatoide. Existe envolvimento típico das articulações metacarpofalângicas com estreitamento do espaço articular e erosão da zona, mais notório na zona das cabeças dos metacarpos (indicado pelas setas a amarelo) [21].	20
Figura 3.3 - Exemplo de padrões típicos de zonas de articulações em pacientes com diferentes tipos de atrite [21]: a) Osteoartrite; b) Artrite reumatoide.	20
Figura 3.4 - Exemplo ilustrativo da estrutura interna de um nervo [25].	22
Figura 3.5 - Nervo mediano e área afetada na síndrome do túnel cárpico [27].....	23
Figura 3.6 - Diferentes áreas da mão afetadas por compressão dos nervos: medial, cubital e radial [28].....	24
Figura 3.7 - Exemplo da inflamação da bainha protetora que causa a tenossinovite de Quervain [29].	24
Figura 3.8 - Exemplo da inflamação da bainha protetora que causa o dedo em gatilho [30]: 1. Nódulo no tendão; 2. Tendão flexor; 3. Nódulo preso na bainha protetora.	24
Figura 4.1 - Tipos de exosqueletos [38].....	30
Figura 4.2 - Esquema do sistema generalizado, incorporando os 3 domínios previamente mencionados e as suas ramificações [39].	31
Figura 4.3 - Esquema dos diferentes tipos de atuação em sistemas ativo e passivo [37].	36

Figura 4.4 - Protótipo do exosqueleto da mão SCRIPT [41].	37
Figura 4.5 - Esquema do domínio energético e as suas ramificações e número de ocorrências em dispositivos agrupados em faixas anuais [39].	40
Figura 4.6 - Ilustração dos tipos de transmissão de energia [37].	41
Figura 4.7 - Exemplo de um exosqueleto com um centro remoto de rotação [37,42]: a) Exosqueleto com centro remoto de rotação; b) Desenho esquemático do centro remoto de rotação.	42
Figura 4.8 - Exemplo de um exosqueleto com um mecanismo de ligação de quatro barras [37,43]: a) Exosqueleto com um mecanismo de ligação de quatro barras; b) Desenho esquemático do mecanismo de ligação de quatro barras.	42
Figura 4.9 - Exemplo de um exosqueleto com ligações mecânicas em série [37,44]: a) Exosqueleto com ligações mecânicas em série; b) Desenho esquemático das ligações mecânicas em série	43
Figura 4.10 - Exemplo de um exosqueleto com uma estrutura mecânica em eixo [37,41]: a) Exosqueleto com estrutura mecânico em eixo; b) Desenho esquemático da estrutura mecânica em eixo.	43
Figura 4.11 - Exemplo de um exosqueleto com cabos Bowden [45].	44
Figura 4.12 - Exemplo de um exosqueleto com um sistema acionado por tendões [37,46]: a) Exosqueleto: Exo-Glove, com um sistema acionado por tendões; b) Desenho esquemático de um sistema acionado por tendões, em laranja encontra-se ilustrado os tendões e a azul, representa a estrutura básica ou a luva flexível.	45
Figura 4.13 - Exemplo de um exosqueleto com uma estrutura flexível sem articulações [47]: a) Exosqueleto com uma estrutura flexível sem articulações; b) Desenho esquemático com uma estrutura flexível sem articulações.	46
Figura 4.14 - Esquema do domínio mecânico e as suas ramificações e número de ocorrências em dispositivos agrupados em faixas anuais [39].	47
Figura 4.15 - Exemplo comparativo entre:	49
Figura 4.16 - Exemplo da estrutura de um atuador pneumático [85].	51
Figura 4.17 - Mão impressa em Ninjaflex [86].	53
Figura 4.18 - Atuador do indicador impresso em Ninjaflex [86] a) Visão lateral; b) Visão inferior.	53
Figura 4.19 - Luva de reabilitação com atuadores pneumáticos em Elastosil® M 4601 A/B [87].	54
Figura 5.1 – a) Modelo Patel adaptado para o exosqueleto b) Modelo Patel simples usado para teste.	60
Figura 5.2 - Modelo utilizado no artigo por Patel [96].	60
Figura 5.3 - Design interno do atuador pneumático Patel desenvolvido no software Solidworks Student®.	61
Figura 5.4 - Diâmetro da entrada de ar do atuador num plano frontal, retirado do software Solidworks Student®.	61
Figura 5.5 - Largura do atuador num plano frontal, retirado do software Solidworks Student®.	61
Figura 5.6 - Comprimento total do atuador num plano sagital, retirado do Solidworks Student®.	62
Figura 5.7 - - Espessura das paredes internas do atuador num plano sagital, retirado do Solidworks Student®.	62
Figura 5.8 - Teste do modelo simples do patel em silicone Elastosil M4601 A/B®.	63
Figura 5.9 - Protótipo do atuador pneumático, adaptado para 2º dedo, no modelo Patel em Filaflex 60A®.	63

Figura 5.10 - a) Modelo Yap adaptado para o exosqueleto b) Modelo Yap simples usado para teste.	63
Figura 5.11 - Modelo utilizado no artigo por Yap [93].	64
Figura 5.12 - Modelo Yap simples em silicone: a) DragonSkin Fast10®; b) Elastosil M4601 A/B®.	64
Figura 5.13 - Foto final do atuador Yap adaptado ao exosqueleto em Elastosil M4601 A/B®.	65
Figura 5.14 - Esquema da mão com as medidas utilizadas na modelação do exosqueleto [fonte própria]: 1. Diâmetro do anel distal; 2. Comprimento total; 3. Diâmetro do anel proximal.	65
Figura 5.15 - Design do atuador pneumático desenvolvido no software Solidworks Student®.	66
Figura 5.16 - Largura do atuador num plano frontal, retirado do software Solidworks Student®.	66
Figura 5.17 - Comprimento total do atuador num plano sagital, retirado do software Solidworks Student®.	66
Figura 5.18 - Espessura das paredes internas do atuador num plano sagital, retirado do software Solidworks Student®.	67
Figura 5.19 - Altura do atuador num plano sagital, retirado do software Solidworks Student®.	67
Figura 5.20 - Modelo Yap em silicões: a) Modelo Yap em DragonSkin Fast 10®; b) Modelo Yap em Elastosil M4601 A/B®.	67
Figura 5.21 - Design do molde utilizado nos silicões no software: Solidworks Student®: 1. Molde negativo; 2. Espinha interna; 3. Furador.	68
Figura 5.22 - Design final do molde utilizado nos silicões no software: Solidworks Student®: 1. Molde negativo; 2. Espinha interna; 3. Anel menor; 4. Anel maior.	69
Figura 5.23 – Atuador com braçadeira de aperto e com entrada adaptada para o tubo.	69
Figura 5.24 - Exemplo do processo de injeção de silicone em molde de PVA (esquerda), e exemplo do processo dissolução do molde PVA em água (direita).	69
Figura 5.25 – Resultado do silicone após reação química entre a água, PVA e silicone.	70
Figura 5.26 - Exemplo do processo dissolução do molde PVA em água no software Solidworks Student® (esquerda), e o seu resultado (direita).	70
Figura 5.27 - Teste de silicone com espinha ABS dissolvida em acetona.	70
Figura 5.28 – Molde e atuador final em DragonSkin Fast 10®.	71
Figura 5.29 - Regentes de reação do silicone: Elastosil M4601 A/B® [99].	71
Figura 5.30 - Reagentes de reação do silicone: DragonSkin Fast 10® [100].	72
Figura 5.31 - Molde negativo do atuador utilizado na moldagem do silicone Elastosil M4601 A/B®.	72
Figura 5.32 - Molde negativo do atuador em silicone: Elastosil M4601 A/B® em cura.	72
Figura 5.33 - Molde negativo do atuador em exosqueleto, já curado, em silicone: Elastosil M4601 A/B®.	73
Figura 5.34 - Definição das paredes internas do atuador no software: Ansys Workbench®.	78
Figura 5.35 - Definição das paredes externas de contacto do atuador no software: Ansys Workbench®.	78
Figura 5.36 – Aplicação da mesh no atuador no software: Ansys Workbench®.	79

Figura 5.37 - Definição da força gravítica – $9806,6 \text{ mm/s}^2$, no.....	79
Figura 5.38 - Definição da face com suporte fixo no software Ansys Workbench®. ...	80
Figura 5.39 - Simulação da tensão elástica a 30 kPa (0,3 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Yap DragonSkin Fast 10®.....	83
Figura 5.40 - Simulação da tensão elástica a 70 kPa (0,7 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Yap em Elastosil M4601 A/B®.....	83
Figura 5.41 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software: Kinovea®, do exosqueleto em DragonSkin Fast 10® a uma pressão de 20 kPa, obtendo um ângulo máximo de 162° e uma distância entre extremidades de 4,68 cm.....	85
Figura 5.42 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software: Kinovea®, do exosqueleto em DragonSkin Fast 10® a uma pressão máxima de 30 kPa, obtendo um ângulo de $130,1^\circ$ e uma distância entre extremidades de 2,77 cm.....	85
Figura 5.43 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software Kinovea®, do exosqueleto em Elastosil M4601 A/B® a uma pressão de 50 kPa, obtendo um ângulo máximo de $152,5^\circ$ e uma distância entre extremidades de 4,44 cm.....	90
Figura 5.44 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software Kinovea®, do exosqueleto em Elastosil M4601 A/B® a uma pressão máxima de 70 kPa, obtendo um ângulo de $147,7^\circ$ e uma distância entre extremidades de 4,40 cm.....	90
Figura 5.45 – Versão final dos moldes negativos e componentes secundários (espinha e anéis) dos atuadores no software: UltimakerCura 5.5.0®.	97
Figura 5.46 - Preview do modelo simples Yal no software: UltimakerCura 5.5.0®.....	98
Figura 5.47 - Preview do modelo simples Patel no software: UltimakerCura 5.5.0®. .	98
Figura 5.48 - Simulação da tensão elástica a 250 kPa (2,5 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Yap em Filaflex 60A®.	100
Figura 5.49 - Simulação da tensão elástica a 180 kPa (1,8 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.....	101
Figura 5.50 - Simulação da tensão elástica a 120 KPa (1,2 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.....	104
Figura 5.51 - Rastreamento do ângulo máximo, no software Kinovea®, da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.....	106
Figura 6.1 - Esquema do sensor de carga [110]......	108
Figura 6.2 - Sensor ou célula de carga utilizado na avaliação de forças.....	108
Figura 6.3 - Imagem representativa do amplificador (HX711) e as suas conexões com o Arduino e sensor de carga [110].	109
Figura 6.4 - Pesos utilizados com valores conhecidos: 1. 203 g; 2. 128 g; 3. 105 g; 4. 55 g; 5. 20 g.....	109
Figura 6.5 - Esquema do circuito electropneumático, recorrendo ao Arduino Uno®.	112
Figura 6.6 - Circuito electropneumático, recorrendo ao Arduino Uno®: 1. Sensor de pressão; 2. Arduino Uno®; 3. Bread Board; 4. Atuador pneumático; 5. Potenciômetro; 6. Bomba pneumática; 7. Válvula pneumática; 8. Transístor; 9. Resistência; 10. Botão; 11. Fonte de alimentação.	112
Figura 6.7 - Características do sensor [113]: a) Sensor pneumático usado; b) Propriedades.	113
Figura 6.8 - Placa integrada do sensor de pressão usado [114]......	113

Figura 6.9 - Características do sensor [113]: a) Esquema de ligação do sensor de pressão; b) Pontos de ligação.	114
Figura 6.10 - Bomba pneumática utilizada	114
Figura 6.11 - Mini válvula 2/2 de pressão usada [117].....	115
Figura 6.12 - Manómetro usado na calibração do sensor, proveniente do departamento de Engenharia Mecânica (DEM) do ISEL.	116
Figura 6.13 - Exosqueleto final desenvolvido: a) Visão anterior; b) Visão lateral.	118

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Amplitudes de movimento das articulações dos dedos da mão [18,20,21]	6
Tabela 4.1 - Tipos de exosqueleto e os seus requisitos [37].	28
Tabela 4.2 - Tipos de sinais e as suas perspetivas vantagens e desvantagens [37].	34
Tabela 4.3 - Vantagens e desvantagens de vários tipos de atuação [37].	39
Tabela 4.4 - Tipos de reabilitação de exosqueletos usados em diferentes patologias ou lesões.	48
Tabela 4.5 - Diferenças tipos de atuadores macios [77, 80-84].	50
Tabela 4.6 - Resultados dos módulos de elasticidade obtidos para o Elastosil M4601 A/B® [89].	56
Tabela 4.7 - Características de diferentes tipos de TPE's [92,93].	58
Tabela 4.8 - Características de impressão do Filaflex 60A® [94].	59
Tabela 5.1 - Simulações do modelo Patel com 2 tipos diferentes de malha no software Ansys Workbench Student®.	75
Tabela 5.2 - Datasheet com as propriedades do material Elastosil M4601 A/B ® [97,99].	77
Tabela 5.3 - Datasheet com as propriedades do material DragonSkin Fast 10® [100,104].	77
Tabela 5.4 - Simulações no Ansys Workbench® do atuador Yap em Elastosil M4601 A/B® versus em DragonSkin Fast 10®.	81
Tabela 5.5 - Simulações no Ansys Workbench do atuador YAP em Elastosil M4601 A/B® com pressões: 40 kPa a 70 kPa - Modelo hiperelástico Yeoh.	82
Tabela 5.6 - Simulações no Ansys Workbench do atuador YAP em Elastosil M4601 A/B® com pressões: 40 kPa a 70 kPa - Modelo hiperelástico Yeoh [fonte própria].	82
Tabela 5.7 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software: Kinovea®, do teste experimental do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste experimental Pressão: 20 kPa (0,2 bar).	86
Tabela 5.8 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software: Kinovea®, do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão: 20 kPa (0,2 bar).	87
Tabela 5.9 - Rastreamento dos ângulos e distâncias, no software: Kinovea®, do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste experimental. Pressão máxima: 30 kPa (0,3 bar).	87
Tabela 5.10 - Rastreamento dos ângulos e distâncias, no software: Kinovea®, do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão máxima: 30 kPa (0,3 bar).	88
Tabela 5.11 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software Kinovea ®do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B ®, durante o teste experimental. Pressão: 50 kPa (0,5 bar).	91
Tabela 5.12 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software Kinovea®, do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B®, durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão: 50 kPa (0,5 bar).	92
Tabela 5.13 - Rastreamento do ângulos e distância, no software Kinovea®, do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B® durante o teste experimental. Pressão máxima: 70 kPa (0,7 bar).	92
Tabela 5.14 - Rastreamento do ângulos e distância, no software Kinovea®, do exosqueleto YAP em Elastosil M4601 A/B® durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão máxima: 70 kPa (0,7 bar).	93

Tabela 5.15 - Vantagens e desvantagens da impressão em 3D [106,107].....	95
Tabela 5.16 - Parâmetros de impressão do filamento de PLA utilizado.....	96
Tabela 5.17 - Parâmetros de impressão do filamento de Filaflex 60A®.....	97
Tabela 5.18 - Propriedades do material Filaflex 60A® [79,86].	99
Tabela 5.19 - Rastreamento dos ângulos, no software: Kinovea® da simulação no Ansys Workbench® do atuador Yap em Filaflex 60A®.	102
Tabela 5.20 - Rastreamento dos ângulos, no software: Kinovea® da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.....	102
Tabela 5.21 - Simulações no Ansys Workbench® do atuador de Patel em Filaflex 60A®. Pressões: 0 KPa a 120 KPa (1,2 bar) - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin..	103
Tabela 5.22 - Simulações no Ansys Workbench® do atuador de Patel em Filaflex 60A® . Pressões: 0 KPa a 120 KPa (1,2 bar) - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin.....	103
Tabela 5.23 - Rastreamento do ângulo máximo, no software: Kinovea®, da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®. Pressão máxima: 180 kPa (1,8 bar).	104
Tabela 5.24 - Rastreamento do ângulo máximo, no software Kinovea®, da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®. Pressão máxima: 120 kPa (1,2 bar).	105
Tabela 5.25 - Resultados obtidos do teste de força aplicado no material Filaflex 60A®.	107
Tabela 6.1 - Características do sensor de carga [109].	108
Tabela 6.2 - Conexões entre Arduino, amplificador (HX711).....	109
Tabela 6.3 - Valores retirados dos pesos de referência e do sensor de carga a ser calibrado.	110
Tabela 6.4 - Resultados obtidos do teste de força aplicado no material Elastosil M4601 A/B®.	111
Tabela 6.5 - Resultados obtidos do teste de força aplicado no material DragonSkin 10 Fast®.	111
Tabela 6.6 - Características da bomba pneumática utilizada [115].	114
Tabela 6.7 - Características do potenciômetro [117].	115
Tabela 6.8 - Valores retirados do manômetro em bar, e do sensor de pressão a ser calibrado.	116
Tabela 6.9 - Resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 1º dedo (polegar).	119

Índice de Gráficos

Gráfico 4.1 - Variação da viscosidade do Elastosil M4601 A/B ® com o tempo e temperatura [89].	56
Gráfico 4.2 - Shear Strain versus Nominal Stress do Elastosil M4601 A/B® [89].	56
Gráfico 4.3 - Resultados dos dados experimentais da força do atuador em ElastosilM4601 A/B® [89].	57
Gráfico 4.4 - Resultados dos dados experimentais dos ângulos do atuador em ElastosilM4601 A/B®, respetivamente [89].	57
Gráfico 5.1 - Gráfico da pressão versus ângulos de flexão do exosqueleto Yap em ElastosilM4601 A/B®, durante o teste experimental e de simulação.	89
Gráfico 5.2 - Gráfico da pressão versus ângulos de flexão do exosqueleto Yap em ElastosilM4601 A/B®, durante o teste experimental e de simulação.	94
Gráfico 5.3 - Gráfico da pressão versus ângulos de flexão do atuador Patel em Filaflex 60A®, durante o teste experimental e de simulação.	106
Gráfico 6.1 - Gráfico linear dos pesos de referência versus os valores médios do sensor de carga.	110
Gráfico 6.2 - Gráfico linear das pressões do manómetro versus os valores médios do sensor de pressão.	117
Gráfico 6.3 – Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 1º dedo (polegar).	119
Gráfico 6.4 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 2º dedo (indicador).	120
Gráfico 6.5 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 3º dedo (médio).	120
Gráfico 6.6 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 4º dedo (anelar).	120
Gráfico 6.7 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 5º dedo (mínimo).	121

1. Introdução

1.1 Motivação

Uma das partes motoras mais finas do corpo humano, mais necessária nas atividades diárias de cada indivíduo é a mão, como tal é um requisito que a funcionalidade total do membro superior esteja presente, no entanto existem certas patologias que o impedem, levando a uma perda funcional parcial ou total no seu desempenho, prejudicando a qualidade de vida do indivíduo e substancialmente a sua independência.

Esta perda parcial ou total da capacidade funcional da mão tem causas patológicas derivadas de um défice muscular ou neurológico, de modo a controlar estas incapacidades a fisioterapia focada na reabilitação é uma das soluções mais eficazes.

Estas incapacitantes são comumente associadas a casos de artrite, neuropatia periférica, envelhecimento, esclerose múltipla e Acidente Vascular Cerebral (AVC), uma das causas principais de mortalidade e incapacidades em Portugal, segundo o Sistema Nacional de Saúde (SNS) [1,2].

Estudos ainda indicam que cerca de 82% destes indivíduos apresentam uma diminuição da força de preensão (flexão dos dedos) e 88% demonstra uma diminuição na capacidade de extensão dos dedos [3].

O desenvolvimento de um exosqueleto vestível, a partir de materiais macios e processos inovadores, surge da aplicação de uma tecnologia denominada *soft robotics*. Esta área permite replicar movimentos biológicos macios ou *soft* entre manipulador e objeto, sendo uma solução inovadora na reabilitação de pacientes com défice motor no membro superior, fornecendo maior suavidade e segurança de contacto durante a fisioterapia.

A utilização de novas tecnologias como a modelação e simulação por elementos finitos, durante o processo de prototipagem, permitiu a obtenção de um exosqueleto viável com a vantagem de responder a todas as necessidades do utilizador.

1.2 Objetivos

Este trabalho final de mestrado (TFM) pretende desenvolver um exosqueleto vestível com atuadores pneumáticos macios e estudar diferentes materiais (Filaflex 60A®, silicone de Elastosil M4601 A/B® e silicone de DragonSkin Fast 10®), e dois modelos diferentes, referidos no texto como Yap e Patel, para aplicação na área de reabilitação do membro superior, mais especificamente, tem-se como objetivo a construção de um protótipo para auxílio do movimento de extensão e flexão da mão ausente ou reduzido em certos casos patológicos ou traumáticos (figura 1.1).

Como tal, foram atingidos os seguintes objetivos neste estudo:

- Modelação e escolha da melhor estrutura para os atuadores;
- Aplicação de testes de força e flexão nos atuadores;
- Validação dos resultados com simulações, com recurso a Ansys®;
- Comparação dos resultados entre materiais e modelos;
- Escolha e conceção do atuador mais eficaz para o exosqueleto vestível;
- Conceção e montagem do circuito electropneumático de controlo;
- Conceção de um protótipo funcional do exosqueleto.

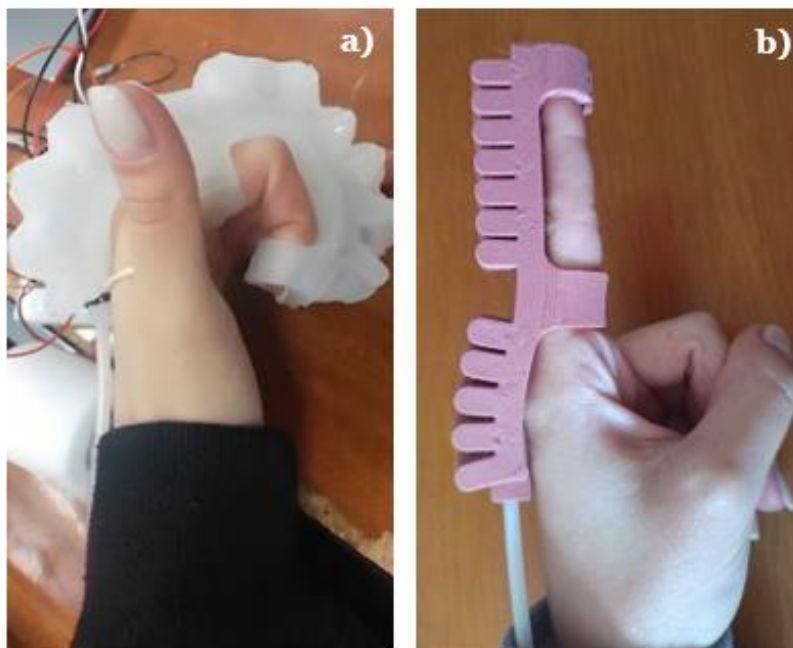


Figura 1.1 - Atuador do exosqueleto com atuadores em silicone: a) DragonSkin Fast 10®; b) Elastosil M4601 A/B®.

1.3 Organização do volume

Neste TFM, desenvolveu-se um protótipo de exosqueleto vestível para auxiliar na reabilitação da mão, incorporando atuadores pneumáticos com um controlo electropneumático. Com recurso a técnicas de impressão em 3D, e a softwares de modelação como o Solidworks Student®, de simulação como o Ansys Workbench®, e Kinovea®. Optou-se por efetuar as simulações dos modelos e materiais no Ansys Workbench®, uma vez que este apresenta definições específicas para modelos hiperelásticos, facilitando o processo.

Após este primeiro capítulo, que é dividido em introdução/motivação e objetivos, este volume de TFM divide-se nos seguintes capítulos:

No segundo capítulo é introduzido o enquadramento anatómico da mão, especificando as denominações anatómicas e biomecânicas.

No terceiro capítulo é introduzido o enquadramento patológico da mão, é nesta fase que se aborda a grande variedade de casos patológicos e as suas consequências, incluindo o tratamento e reabilitação para cada caso patológico.

No quarto capítulo, designado *soft robotics*, enquadra-se diferentes estudos e tipos de tecnologia utilizada nesta área, incluindo os diferentes tipos de atuadores e exosqueletos existentes no mercado atual.

O quinto capítulo foca-se na modelação e simulação dos atuadores, mais precisamente, no estudo do processo e desenvolvimento da conceção do protótipo,

No sexto capítulo é abordada a programação dos sistemas aplicados, tanto no controlo electropneumático, incluindo um estudo dos componentes elétricos utilizados, e o código aplicado, como também é desenvolvida a programação do sensor de carga aplicado nos testes de força, e os resultados obtidos.

Por fim, no sétimo capítulo foi realizada uma reflexão sobre o protótipo do exosqueleto funcional obtido, tendo-se concluído o melhor material e modelo, assim como melhorias em trabalhos futuros.

2 Anatomia do membro superior – mão

De modo a complementar as patologias mencionadas anteriormente, é impertinente incluir a anatomia muscular, inervações e osteologia da mão e os seus movimentos fisiológicos [4].

2.1 Planos anatómicos e posição anatómica neutra

Antecedentemente a abordar os movimentos e amplitudes da mão, é necessário enquadrar os planos anatómicos de movimento da mão, e a posição anatómica neutra, para quantificar a amplitude dos movimentos [4].

Como tal, durante a descrição dos movimentos e amplitudes da secção a seguir, existem termos que são descritos como [4]:

- Próximo do ponto médio do corpo humano – medial;
- Longe do ponto médio do corpo humano – distal;
- Acima – Superior;
- Abaixo – Inferior;
- Atrás – Posterior;
- À frente – Anterior.

Estes termos descritivos são condicionados por planos anatómicos, estes divididos em três planos [4]:

- Sagital, que divide verticalmente o corpo em 2 metades: direita e esquerda;
- Frontal ou coronal, que divide paralelamente o corpo em 2 metades: anterior e posterior;
- Transversal, que divide horizontalmente o corpo em 2 metades: superior e inferior.

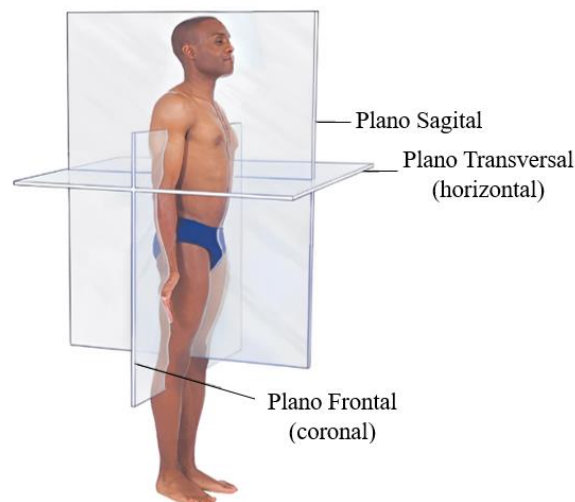


Figura 2.1 - Planos anatómicos [9].

Como representado acima, a posição anatômica neutra é representada pelo indivíduo em pé e ereto com todas as faces orientadas anteriormente. Esta posição, é também denominada posição zero, pois é a origem e ponto de partida das amplitudes dos movimentos anatómicos [4].

2.2 Movimentos e amplitudes da mão

A movimentação da mão é a mais complexa do corpo humano de replicar, devido à sua complexidade de amplitude de movimentos ou ROM (Range Of Motion).

No entanto, esta é uma componente essencial na avaliação funcional da mão. A limitação desta amplitude de movimentos da mão, prejudica a funcionalidade da mão, sendo relevante citar a amplitude de movimentos possíveis da musculatura esquelética da mão. Esta avaliação pode recorrer ou não à goniometria [5,6].

Na figura 2.2 a seguir é possível visualizar o leque de movimentos das articulações da mão, e na figura 2.3, o movimento do pulso da mão.

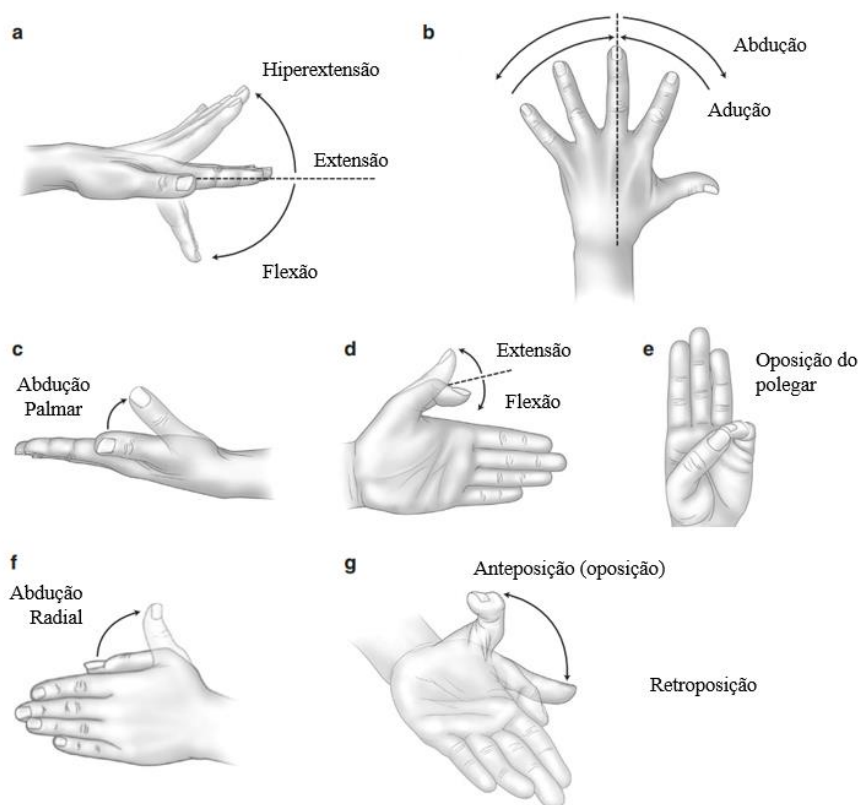


Figura 2.2 - Movimentos das articulações da mão [18]: **a) - b)** Ilustra os movimentos das articulações metacarpofalângicas; **c) - g)** Ilustra os movimentos do polegar.

Como demonstrado na figura 2.2, existe uma complexidade de movimentos das articulações da mão do 1º (polegar) ao 5º dedo (dedo mínimo) (figura 2.7), como observado na tabela 2.1 a seguir

Tabela 2.1 - Amplitudes de movimento das articulações dos dedos da mão [18,20,21]

Articulações	Graus de Liberdade	
	Flexão/Extensão	Adução/ Abdução
1º a 4º dedo		
Metacarpofalângica	[-90°, 30°]	[-20°, 20°]
Interfalângica Proximal	[-110°, 10°]	-
Interfalângica Distal	[-90°, 0°10°]	-
5º dedo/polegar		
Carpometacarpal	[-15°, 70°]	[0, 70°]
Metacarpofalângica	[-90°, 30°]	-
Interfalângica	[-80°, 0°20°]	-

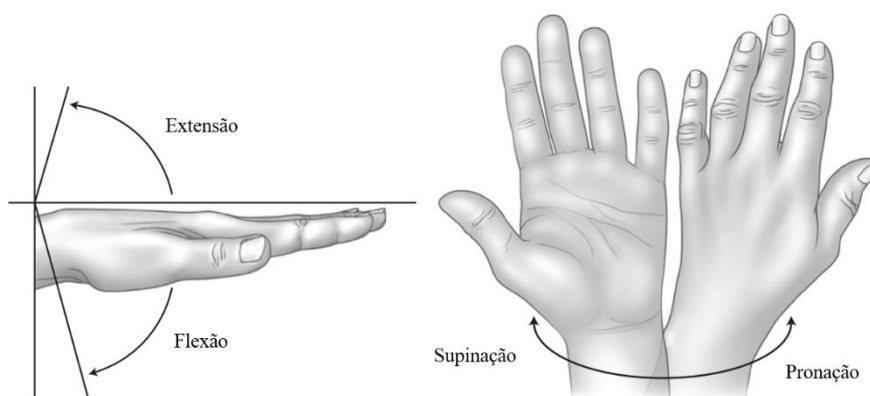


Figura 2.3 - Movimentos do pulso da mão [5].

Como representado na figura 2.3, a supinação caracteriza-se pela rotação externa do antebraço até à posição palmar máxima superior. Com o auxílio do goniómetro é possível verificar que a amplitude normal do movimento de supinação varia entre 0° e 80°/90° [5].

Já a pronação, caracteriza-se pela rotação interna do antebraço até à posição palmar inferior.

Com o auxílio do goniómetro é possível verificar que a amplitude normal do movimento de pronação varia entre 0° a 80°/90° [5].

A flexão do pulso, caracteriza-se pelo movimento de descida da mão, numa posição de origem neutra, como demonstrado na figura 2.3. A amplitude de movimentos varia entre 0° a 80° [5].

Por outro lado, a extensão do pulso, caracteriza-se pelo movimento de subida da mão, numa posição de origem neutra. A amplitude de movimentos é menor, quando comparada com a flexão, variando entre 0° a 70° [5].

Para além destes movimentos do pulso, existe um adicional (figura 2.4) [5].

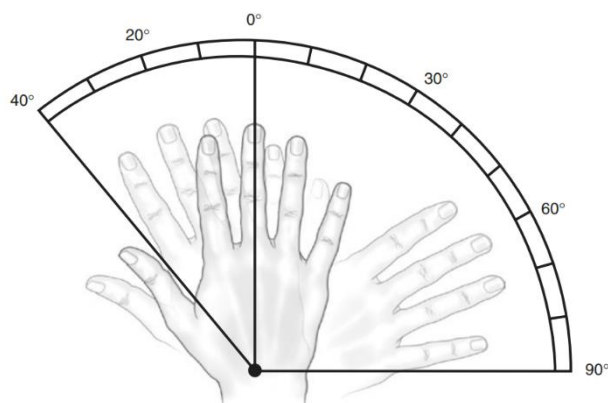


Figura 2.4 - Amplitude do desvio ulnar e radial do pulso [5].

Estes desvios caracterizam-se por um movimento de adução, no caso do desvio ulnar, e abdução do pulso, no caso do desvio radial. A amplitude normal do desvio radial encontra-se entre 0° a 20°. Já a amplitude do desvio ulnar varia entre 0° a 30° [5].

Devido à complexidade das articulações da mão, como a oposição do polegar relativamente aos outros dedos, dependendo do tipo de atividade efetuada com recurso à mão, existe a possibilidade de diferentes tipos de movimentos categorizáveis. Nomeadamente [5,7]:

- Preensão em gancho, o polegar permanece relaxado e o objeto é apreendido pelos restantes dedos, suportando objetos por longos períodos de tempo. Incorpora as metacarpofalângicas em extensão e as interfalângicas em flexão, existindo a flexão digital da mão, à exceção do polegar (figura 2.5);
- Preensão palmar, em que o polegar se aproxima dos restantes dedos, e o objeto encontra-se em contacto com a palma da mão, como demonstrado na figura 2.5;
- Preensão em pinça lateral com força, o objeto é apreendido entre os dedos fletidos e o polegar, em oposição fletora, indo de encontro ao dedo indicador e médio (figura 2.5);

- Preensão em pinça lateral delicada, preensão intermediária, em que o polegar e indicador encontram-se em extensão e os restantes dedos em flexão;
- Pinça em 3 pontos, preensão efetuada entre o polegar e outros 2 dedos, permite a escrita. Incorpora as articulações metacarpofalângicas e interfalângicas fletidas;
- Pinça de ponta a ponta, preensão efetuada entre o polegar e outro dedo, permite atividades mais delicadas, como demonstrado na figura 2.5.

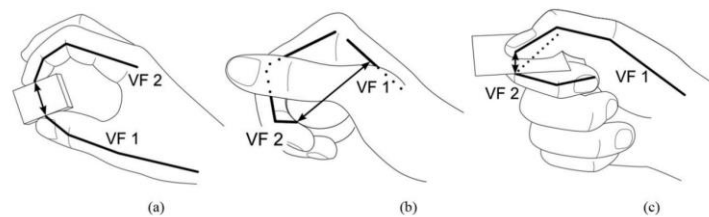


Figura 2.5 - Tipos de preensão da mão [5]: **a)** Preensão de ponta a ponta; **b)** Preensão palmar; **c)** Preensão em pinça lateral.

2.3 Arcadas da mão

A mão apresenta concavidades, que facilita o movimento de preensão quando fechada. Estas concavidades resultam em 3 arcos de diferente tamanho e direção (figura 2.6):

- Arco transversal distal ou arcada distal: forma-se nas cabeças dos metatarsos;
- Arco transversal proximal ou arcada proximal: com direção oblíqua encontra-se ao longo da fila distal dos ossos do carpo e ligamentos respetivamente;
- Arco longitudinal: estende-se desde a linha medial do pulso até à extremidade do dedo do meio, incorporando o carpo, metacarpo e falanges.

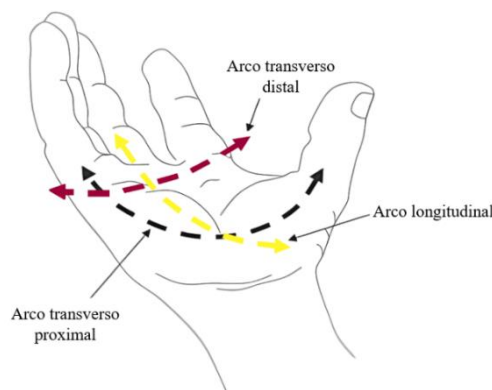


Figura 2.6 - Ilustração das arcadas da mão [8].

2.4 Osteologia da mão

Existe diferentes ossos integrados na anatomia do punho, mão e dedos, como tal, nesta secção será descrita a osteologia da mão [4,8]:

- Carpo (proximal) – apresenta 8 ossos irregulares, incluindo quatro em cada fileira distais e proximal. Estes incluem, numa ordem medial, o escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme (na fileira proximal) e trapézio, trapezoide, grande osso e unciforme (na fileira distal). Os ossos do carpo da fileira proximal encontram-se articulados com o cúbito e com o rádio, enquanto os da fileira distal encontram-se articulados com os ossos metacárpicos;
- Metacarpo – apresenta 5 ossos, convencionalmente numerados por ordem radiocubital. As cabeças redondas articulam-se com as falanges proximais, sendo as suas faces articulares convexas;
- Falanges – apresenta 14 ossos, em cada mão, existem 14 falanges, 3 em cada dedo (proximal medial e distal) e 2 no polegar (proximal e distal).

Estes ossos mencionados, são articulados por [4,8]:

- Articulações metacarpofalângicas, que articulam os ossos do metacarpo e as falanges proximais;
- Articulações interfalângicas proximais, que articulam as falanges proximais e médias;
- Articulações interfalângicas distais, que articulam as falanges médias e as distais;
- Articulações interfalângicas do polegar, que articulam as falanges proximais e distais do polegar.

Como se observa na figura 2.7, os ossos e articulações da mão, auxiliam no movimento de flexão e extensão dos dedos da mão.

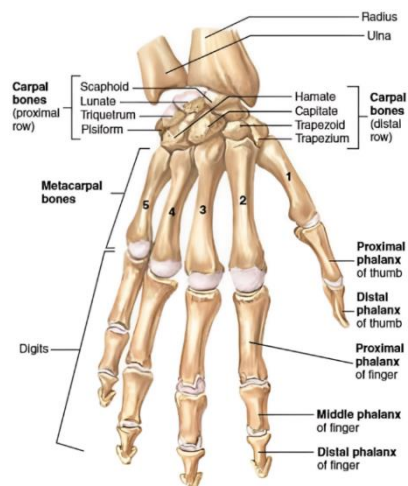


Figura 2.7 - Osteologia da mão [23]: **1** – Polegar; **2** – Indicador; **3** – Dedo médio; **4** – Anelar; **5** – Dedo mínimo

Os ligamentos são a uma estrutura conectora, formada por tecidos fibrosos, como o colagénio, sendo responsáveis pela união entre dois ossos, sendo essenciais para a função musculoesquelética [4,8].

Como tal, existem vários ligamentos que se inserem nos ossos da mão, incluindo [4,8]:

- Ligamento da expansão digital dorsal, que conecta o tecido subcutâneo e as estruturas neuro vasculares às falanges proximais ósseas, auxiliando na expansão dos extensores da dorsal da mão;
- Ligamentos metacarpofalângicos palmar e colateral, inserem-se nas bases das falanges proximais, e promovem força nas articulações metacarpofalângicas;
- Ligamentos interfalângicos colaterais, inserem-se nas falanges distais, auxiliando as articulações interfalângicas proximais.

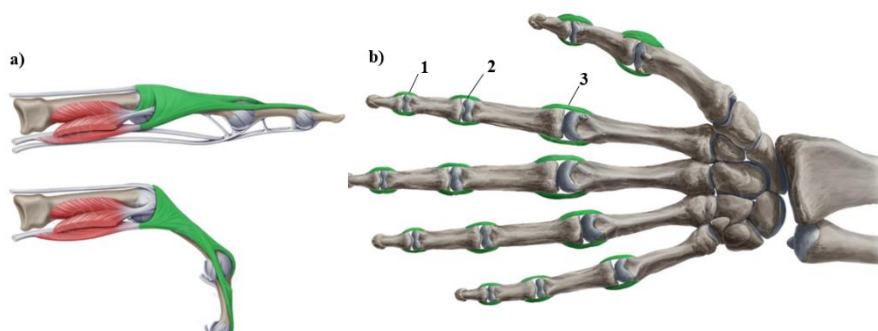


Figura 2.8 - Ligamentos da mão [9]: **a)** Expansão digital dorsal da mão; **b)** Ligamentos colaterais: interfalângicos (1 e 2) e metacarpofalângicos (3).

2.5 Musculatura e inervação da mão

Os músculos da mão dividem-se em 2 grupos, dependendo da sua localização [4,8]:

- Músculos extrínsecos, localizados no antebraço, fornecem força e adesão nos movimentos da mão, dividindo-se em músculos flexores, da camada superficial e profunda, e músculos extensores, da camada superficial e profunda;
 - Músculos extensores extrínsecos da camada superficial, que são responsáveis pelo movimento de extensão da zona mais superficial da mão [4,8].

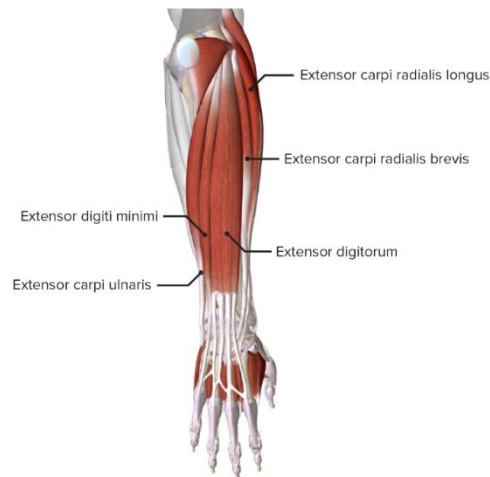


Figura 2.9 - Imagem ilustrativa dos músculos extensores extrínsecos da camada superficial [10].

- Músculos extensores extrínsecos da camada profunda, que são responsáveis pelo movimento de extensão da zona mais profunda da mão [4,8].

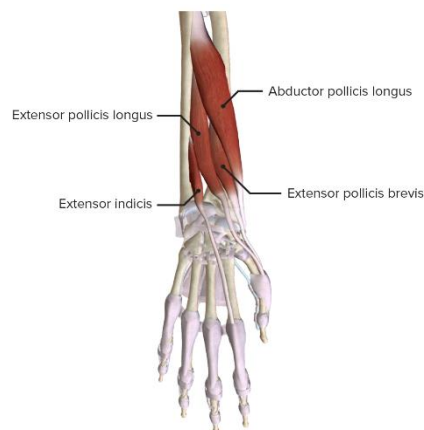


Figura 2.10 - Imagem ilustrativa dos músculos extensores extrínsecos da camada profunda [10].

- Músculos flexores extrínsecos da camada superficial, responsáveis pelo movimento de flexão da zona mais superficial da mão [4,8].

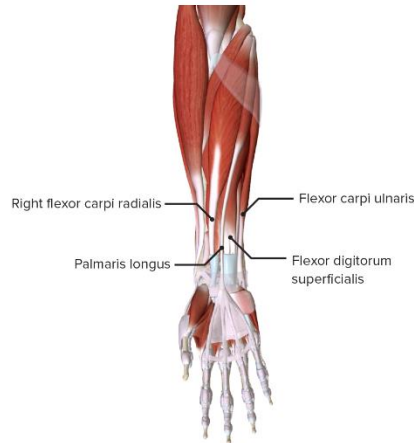


Figura 2.11 - Imagem ilustrativa dos músculos flexores extrínsecos da camada superficial [10].

- Músculos flexores extrínsecos da camada profunda, responsáveis pelo movimento de flexão da zona mais profunda da mão [4,8].

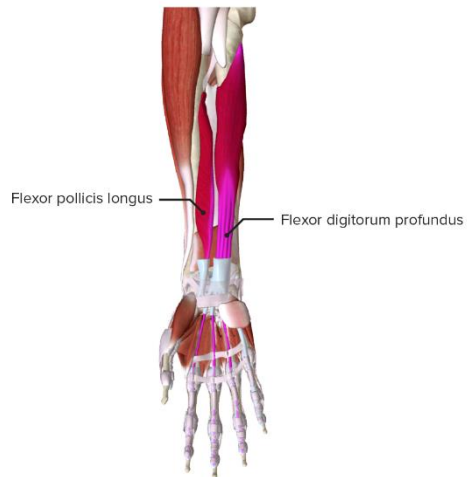


Figura 2.12 - Imagem ilustrativa dos músculos flexores extrínsecos da camada profunda [10].

- Músculos intrínsecos, que se encontram na mão, sendo responsáveis pelo movimento fino dos dedos, incorporam três grupos: músculos tenares, hipotenares, lumbricais e interósseos [4,8]:
 - Músculos tenares, que formam a iminência tenar, responsáveis pelos movimentos do polegar. Estes são inervados pelo nervo mediano (exceto o adutor do polegar – nervo cubital) [4,8].

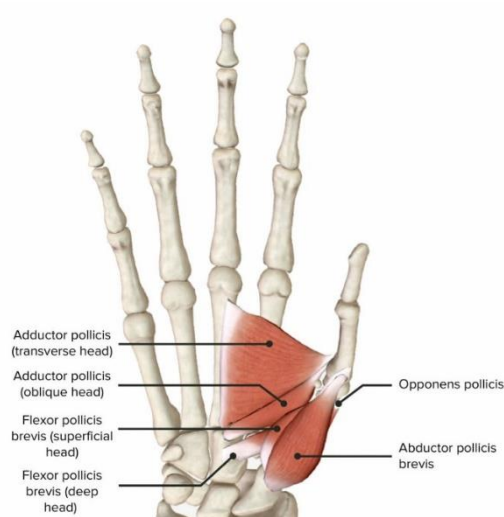


Figura 2.13 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo tenar [10].

- Músculos hipotenares, responsáveis pelos movimentos do dedo mínimo que incluem os músculos abductor do dedo mínimo, flexor curto do dedo mínimo e o oponente do dedo mínimo [4,8].

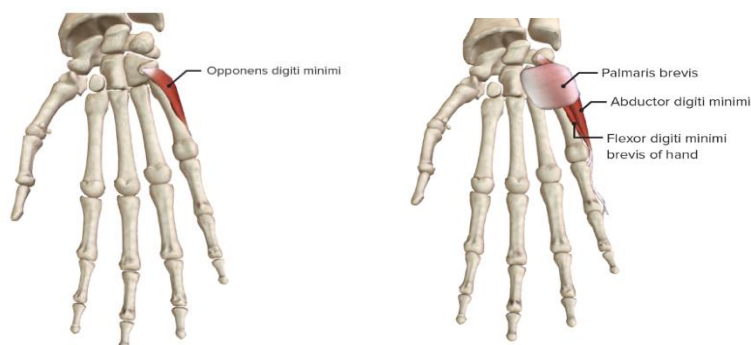


Figura 2.14 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo hipotenar [10].

- Músculos lumbricais, responsáveis pelos movimentos dos quatro ossos dos metacarpos, estes incluem os músculos lumbricais I a IV [4,8].

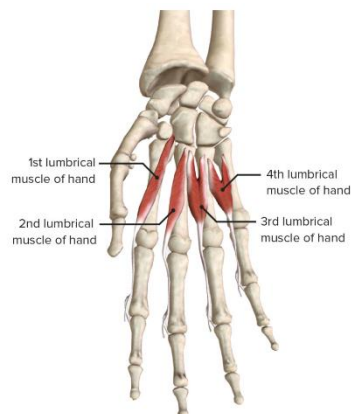


Figura 2.15 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo lumbricais [10].

- Músculos interósseos, incluem quatro músculos curtos do metacarpo, têm como função abrir as mãos, durante a extensão [4,8].

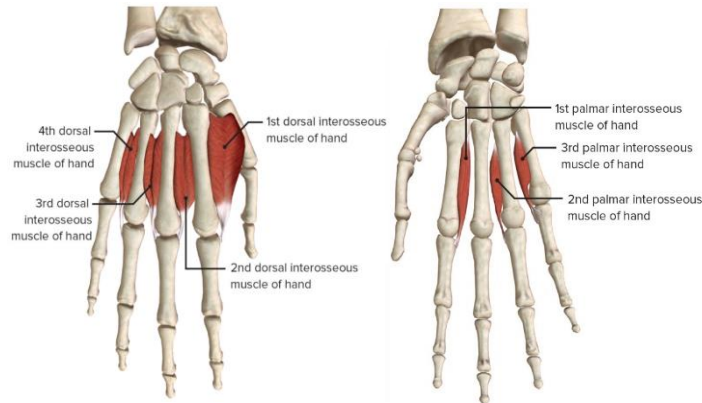


Figura 2.16 - Imagem ilustrativa dos músculos do grupo interósseo [10].

2.6 Tratamento e reabilitação

Como mencionado anteriormente, existem diferentes tipos de patologias que provocam fraqueza e atrofia muscular, como tal, existem tratamentos para cada situação, no entanto, na sua maioria, o tratamento acaba por ser invasivo, como a cirurgia [11].

Relativamente a patologias de cerne neuropático, o tratamento depende da causa e da sua gravidade, que pode levar a um processo demoroso de reabilitação, apesar da regenerabilidade dos nervos [12].

Alguns tipos de neuropatia podem não ser totalmente reversíveis, e, portanto, o foco não será na prevenção, mas na progressão da patologia, via reabilitação.

A maioria dos casos, como os mencionados anteriormente, são neuropatias por compressão e traumáticas que são aptas para uma reabilitação em fisioterapia, em que a incorporação de um exosqueleto no seu tratamento prova resultados benéficos na sua reabilitação [12].

Tal é comprovado em diversos estudos, nomeadamente, em pacientes pós- AVC, com hemiparesia associada, que apresentam melhorias da funcionalidade motora da mão durante a terapia de neuroreabilitação, por estimulação proprioceptiva [13].

Neste estudo, foi utilizado assistência robótica com 2 níveis durante a reabilitação da mão. Os resultados comparativos entre estes, não apresentam uma diferença significativa, porém, quando comparado com a ausência desta assistência, obtém-se uma melhoria significativa de $81,6\% \pm 7,2\%$ (num nível de assistência superior) e $55,1\%$

± 6,9% (num nível de assistência superior), após 3 semana, enquanto numa reabilitação terapêutica sem assistência observou-se apenas uma melhoria de 20% [13].

Outro estudo, comprova também uma melhoria significativa da funcionalidade motora da mão, com recurso de exosqueletos em terapia de reabilitação da mão, com melhoria de excitabilidade cortical em pacientes com AVC (um aumento superior de 15,17% no grupo experimental, com recurso a assistência durante o tratamento, e um aumento inferior de 3,82% no grupo de controlo, com ausência de assistência robótica), promovendo uma reorganização de neuroplasticidade (capacidade adaptadora de aprendizagem do sistema nervoso central) [14].

Outros resultados deste teste, suportam melhorias significativas de [14]:

- Amplitude de movimentos; com um aumento substancial de 19,58% no grupo experimental quando comparado com o aumento de 6,4% no grupo de controlo;
- Avaliação da funcionalidade motora do membro superior, com um aumento substancial de 14,2% no grupo experimental quando comparado com o aumento de 8% no grupo de controlo;
- Avaliação de espasticidade, com um aumento substancial de 1,16% no grupo experimental quando comparado com o aumento de 0,73% no grupo de controlo.

Em casos de espasticidade e paralisia pós AVC, existem estudos também a comprovar melhorias nos movimentos de amplitudes da mão, após 3 semanas em tratamento de reabilitação com recurso a assistência robótica, promovendo a redução da dor associada de 11,3 mm, quando comparado com o grupo de controlo (3,7 mm), numa escala de dor (VAS -*Visual Analog Scale*) de 100-mm [15].

Esta escala, varia entre 0 – 100, sendo [16]:

- 0 – 4 mm: sem dor;
- 5 – 44 mm: dor suave;
- 45 – 74 mm: dor moderada;
- 75 – 100 mm: dor severa.

Também foi avaliada a motricidade, que apresentou uma melhoria de 24,4% no grupo experimental, que quando comparado com o grupo de controlo: 14,9%, apresenta um aumento significativo. Neste estudo comprova-se novamente uma reorganização de neuroplasticidade [15].

No geral, estudos comprovam que a utilização de exosqueletos ou assistência robótica em terapias de reabilitação proporciona um tratamento mais eficaz com uma rápida

melhoria. Devido à sua personalização, estes são adaptáveis a cada paciente e ao seu tratamento específico [13,14,15].

Os restantes casos patológicos que apresentam disfunções hormonais e químicas, apenas são tratáveis através de medicação para controlo hormonal ou cirurgia. Porém, lesões traumáticas ou compressivas podem ter um benefício cirúrgico, dependendo da gravidade, as hipóteses de recuperação são excelentes [12].

A neuropatia por diabetes é atingida após anos sem tratamento e pode afetar a capacidade regenerativa do nervo. Um método de prevenção não invasivo é o controlo da pressão arterial, colesterol e açúcar no sangue [12].

Assim como as neuropatias por deficiência de vitaminas como a B12 podem ser completamente revertidas com o diagnóstico e o tratamento precoce [12].

Devido a tal, o exosqueleto desenvolvido neste trabalho final de mestrado apenas é aplicado a neuropatias traumáticas e compressivas, como auxílio na reabilitação, e medicação, se necessário, de modo a prevenir atrofia muscular, devido a ausência de movimento.

Como tal, os exosqueletos, também podendo ser incorporados na categoria de ortóteses dinâmicas, proporcionam movimentos funcionais do membro, auxiliando o movimento de extensão e flexão, permitindo que o utilizador consiga fazer o movimento de forma ativa.

Muitas vezes associado a estes tipos de patologia, existe uma fraqueza geral muscular na mão, resultando no impedimento de preensão de objetos, que por falta de movimento, leva a atrofia muscular. De forma a evitar o agravamento de atrofia, a solução de reabilitação pretendida neste TFM, com o auxílio de exosqueletos de reabilitação, promove a movimentação e evita atrofia muscular [12].

Como tal, os objetivos terapêuticos deste TFM incluem [12]:

- Devolução do alinhamento original do membro;
- Diminuição das dores e da parestesia (sensação de formigueiro), provocada pela compressão do nervo;
- Prevenção de contraturas articulares;
- Evitar movimentos/posições que agravem a patologia;
- Compensar a musculatura fragilizada;
- Auxílio na preensão;
- Impedir desenvolvimento de padrões de compensação que o corpo desenvolva;
- Promoção do movimento articular para melhoramento a nível da cartilagem.

3 Patologias associadas à baixa motricidade da mão

3.1 Acidente vascular cerebral

O AVC é uma das principais causas de morte em Portugal. Esta patologia é provocada pelo défice de irrigação sanguínea (isquemia) a uma parte do cérebro, devido a um bloqueio ou derrame, sendo a principal causa de morbilidade e incapacidade motora em Portugal [1].

Existem dois tipos principais de AVC, o isquémico, com 80% de prevalência) e o hemorrágico com 20% [1]:

- Isquémico, o mais comum, onde existe insuficiência de fluxo do sangue, podendo derivar de trombozes, ou seja, coágulos de sangue que causam obstrução nos vasos sanguíneos ou de embolia, em que existe um coágulo pré-existente que percorre a corrente sanguínea;
- Hemorrágico, que ocorre quando existe obstrução do vaso sanguíneo, e posteriormente a sua rutura, causando uma hemorragia interna.

Esta patologia manifesta-se através de sintomas como a hemiparesia (paresia ou fraqueza muscular de um dos lados do corpo), podendo afetar um membro superior ou inferior, falta de coordenação e força muscular, perda de destreza e precisão motora. Estes sintomas levam a um decaimento drástico na qualidade de vida do paciente, perdendo a funcionalidade motora fina do membro superior, incluindo a extensão dos dedos, em casos de paresia hipertónica em que existe espasticidade e atrofia muscular, em que existe uma contratura muscular e contração excessiva e involuntária do músculo responsável pela flexão dos dedos, em conjunto com a presença de fraqueza muscular nos extensores, impedindo a capacidade de abertura da mão e resultando em uma posição atípica de garra, chegando a uma força de aperto de $112 \text{ N} \pm 72 \text{ N}$, reduzida quando comparada com a força normal de indivíduos saudáveis ($441 \text{ N} \pm 124 \text{ N}$) [17,18].

O referido anteriormente pode ser confirmado segundo o estudo de reabilitação: “*Design of a 3D-Printed Hand Exoskeleton Based on Force-Myography Control for Assistance and Rehabilitation*”, revelando que cerca de 82% destes indivíduos diminuem a sua força de preensão e 88% diminui a capacidade de extensão dos dedos [19].



Figura 3.1 - Exemplo de uma mão em garra, sintoma comum em pacientes pós AVC [20].

Segundo o serviço nacional de saúde, dados de 2022 indicam que foram encaminhados 6.876 doentes com suspeita de AVC para os hospitais mais adequados, através da Via Verde do AVC, mais 1.060 do que em 2021, o que representa uma média de 19 casos diários. Já em 2023, o INEM (Instituto Nacional de Emergência Médica) encaminhou 1.815 casos.

A idade média dos doentes incluídos na Via Verde do AVC em 2022 é de 73 anos. Do total de casos registados, 49,3% são do sexo feminino e 46,8% do sexo masculino [2].

Devido a tal é pertinente oferecer uma solução de reabilitação para esta grande percentagem portuguesa.

3.2 Atrite

Artrite é um tipo de patologia inflamatória que alberga todo o tipo de doenças que afete as articulações do corpo humano, sendo os sintomas mais comuns, a rigidez e dor no local, levando a uma limitação da amplitude de movimentos nas articulações afetadas [21].

Este tipo de patologia é conhecido por afetar o sistema imune, levando a que o próprio organismo se ataque a si mesmo, sendo por isso retratada como uma doença autoimune.

Existe diferentes subtipos de condições que afetam as articulações, no entanto neste estudo, apenas se irá debruçar sobre as mais comuns e com maior prevalência em Portugal: osteoartrite e artrites inflamatórias como a artrite reumatoide e gota [21].

A osteoartrite, ou artrose, é um dos subtipos mais comuns na artrite, esta é caracterizada pela incapacidade de reparação face às lesões sofridas na articulação, tal acontece quando a cartilagem, que protege as extremidades dos ossos, se desgasta, levando a uma proteção ineficaz e irregular que aumenta a fricção interóssea, causando erosão na zona afetada, muitas vezes associada a dor, rigidez e limitação da amplitude

articular. Tipicamente a osteoartrite afeta as articulações interfalângicas proximais e distais da mão [21].

É ainda importante de realçar, que a osteoartrite pode coexistir com outros tipos de doenças de articulação [21].

Apesar de afetar, em geral, todas as articulações do corpo, as mais afetadas são as mãos, joelhos, ancas, ombros e coluna vertebral [21].

A população de risco é constituída por indivíduos da faixa etária idosa, mais em particular no sexo feminino, em casos genéticos ou mesmo em casos de profissão, com motivo desportivo [21].

Segundo o estudo [22] realizado em 2016, a osteoartrite atinge 24% da população portuguesa, sendo que 12,4% destas afetam a articulação do joelho, 8,7% a mão e 2,9% a articulação da anca.

Dentro da percentagem de osteoartrose da mão, 13,8% apresenta prevalência no sexo feminino e 3,2% no sexo masculino [22].

A artrite reumatoide, é um subtipo de doença reumática inflamatória, caracterizada por uma sinovite, uma inflamação da membrana sinovial, que reveste a parte interna das articulações, esta pode conduzir à erosão do tecido articular e periarticular [4].

Esta patologia envolve mais que um tipo de articulação (poliartrite), podendo ser, bilateral (em que afeta ambos os lados do corpo), simétrica (ambas as articulações do mesmo lado do corpo), progressiva, destrutiva e deformante [4,22].

Há evidências que lesões nas articulações e erosão óssea e na cartilagem, são mediadas pela sinovite associada, e, portanto, há forte indício que a sinovite é um bom preditor de futuro danos estruturais nas articulações [4,22].

Este tipo de patologia é mais comum no sexo feminino, inicialmente afeta as articulações menores, como as mãos e pés, normalmente com uma distribuição simétrica, posteriormente avança para zonas articulares maiores [4,22].

Em Portugal, a artrite reumatoide inflamatória representa 0,7% da população, com 1,1% de prevalência no sexo feminino e 0,3% no sexo masculino [22].

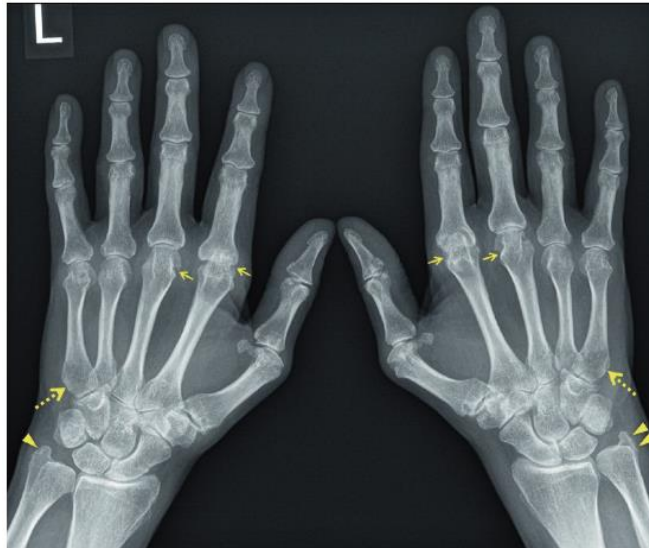


Figura 3.2 - Exemplo de uma radiografia dorsopalmar de ambas as mãos de um paciente com artrite reumatoide. Existe envolvimento típico das articulações metacarpofalângicas com estreitamento do espaço articular e erosão da zona, mais notório na zona das cabeças dos metacarpos (indicado pelas setas a amarelo) [21].

A gota é um subtipo de doença inflamatória, manifestando-se como uma resposta inflamatória, comumente presente em pacientes com níveis elevados de ácido úrico (hiperuricemia), que leva a uma intensa inflamação das articulações com potencial para progredir para uma a triste destrutiva.

Apesar de afetar qualquer articulação, este tipo tem a particularidade de afetar as primeiras articulações metatarsofalângicas [4,22].

Uma das características da gota crônica é o desenvolvimento de nódulos tendinosos [4,22].

Em Portugal, a gota afeta cerca de 1,3% da população geral, com 0,08% de prevalência no sexo feminino e 2,6% no sexo masculino [22].

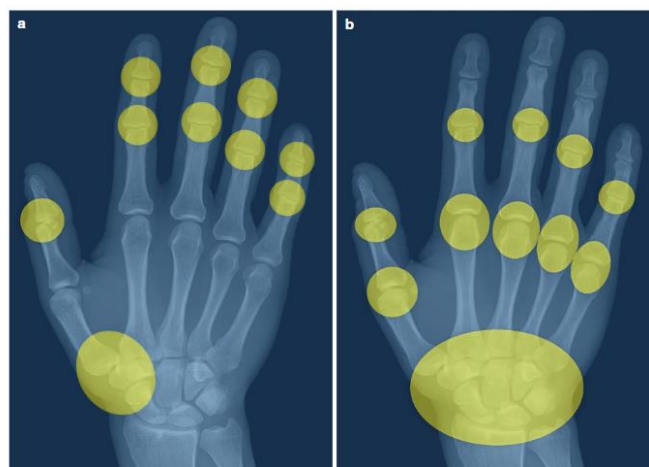


Figura 3.3 - Exemplo de padrões típicos de zonas de articulações em pacientes com diferentes tipos de artrite [21]: **a)** Osteoartrite; **b)** Artrite reumatoide.

3.3 Neuropatias periféricas

Existem vários tipos de neuropatias, incluindo as periféricas, podendo ser causadas por [23]:

- Compressão do nervo, que incluem síndromes como a do túnel cárpico e cúbito;
- Traumáticas, causadas por cirurgia ou acidentes, como fratura ou luxação do úmero;
- Tóxicas, por ingestão de álcool e medicamentos;
- Metabólicas, provenientes de diabetes ou doenças de tiroide;
- Infeciosas, devido a hepatite;
- Autoimunes, associada a doenças reumatológicas;

Para além das causas de neuropatias periféricas adquiridas mencionadas anteriormente, existem ainda neuropatias periféricas de origem hereditária, geneticamente adquiridas [23].

Dependendo do número de nervos lesados envolvidos, a caracterização da neuropatia diverge [24]:

- Mononeuropatia, em que envolve apenas 1 nervo, como a síndrome do túnel cárpico;
- Moneuropatia múltipla, engloba vários nervos, de forma assimétrica;
- Polineuropatia, engloba vários nervos acometidos de forma parecida e simultânea.
- Plexopatia, envolve múltiplos nervos de um específico plexo braquial.

Dependendo do tempo da neuropatia, esta pode se dividir em [23]:

- Aguda – até 1 mês;
- Subaguda – 1 a 2 meses;
- Crónica – mais de 2 meses.

De acordo com o tipo de função afetada, ainda se pode classificar por [23]:

- Motora;
- Sensitiva;
- Motora e sensitiva;
- Autonómica (engloba sistema simpático e parassimpático).

Por fim, dependendo do tipo de neuropatia periférica adquirida, existe como consequência agravante as lesões nervosas.

Como tal, a classificação das lesões dos nervos, efetuada por Seddon, divide-se em 3 setores: desmielinização, grau de lesão dos axónios e tecido conjuntivo [24]:

- Neuropraxia; caracterizada pela compressão ou tração do nervo, leva a uma diminuição da velocidade de condução do sinal, representada pela falta temporária da função sensitiva e motora.
Quanto ao nível de desmielinização (destruição da bainha de mielina que engloba o axónio), o seu grau determina a severidade da lesão (a lesão mínima seria condução assíncrona até ao completo bloqueio da condução do sinal, que leva a fraqueza muscular).
- Axonotmese; neste nível de lesão, existe a preservação do tecido conjuntivo nervoso, no entanto coexiste também uma desmielinização local e lesão direta do axónio.
- Neurotmese; é um nível de lesão extremamente severa. Nesta existe um completo “corte” do axónio e do tecido conjuntivo circundante, que por consequência resultará na descontinuidade do nervo.

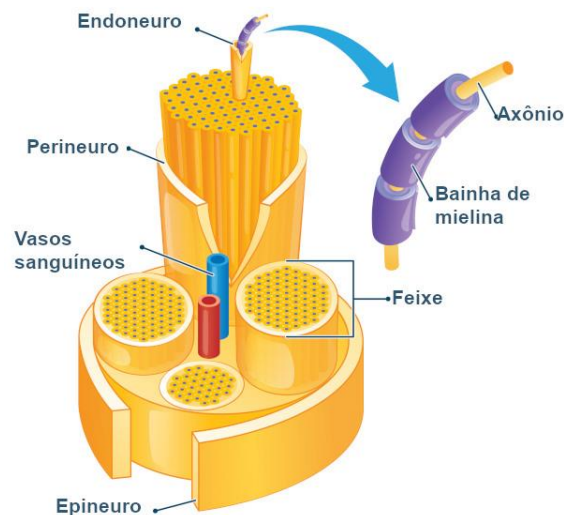


Figura 3.4 - Exemplo ilustrativo da estrutura interna de um nervo [25].

3.3.1 Neuropatia periférica compressiva

Primeiramente, as neuropatias periféricas de compressão, como a síndrome do túnel do cárpico, é caracterizada por sintomas de dormência e formigamento no polegar e dedos: indicador, médio e anelar, levando a uma fraqueza na oposição do polegar em casos graves.

Este tipo de síndrome ocorre, quando o nervo mediano, localizado no canal ou túnel cárpico, é comprimido. Este aumento de pressão dentro do túnel causa alterações da função nervosa, provocando adormecimento, falta de sensibilidade, parestesias e algias no membro superior.

Associado a esta síndrome, existe uma fraqueza dos músculos extensores do punho e dos dedos, resultando na queda da mão levando à patologia: mão pendente, caracterizada pelo impedimento de preensão de objetos.

Esta atrofia da região dorsal, leva à falta movimentação das articulações, o que compromete a cartilagem articular, levando à sua degeneração [26].



Figura 3.5 - Nervo mediano e área afetada na síndrome do túnel cárpico [27].

É mais comum em mulheres e pessoas obesas com diabetes, e comum em indivíduos com ocupações com recurso a movimentos repetitivos [26].

Outras causas inerentes são nomeadamente [26]:

- Traumas locais, com ou sem fratura;
- Quistos ou tumores locais que comprimem o nervo;
- Edema, ou inchaço, associado a inflamação, no túnel onde passa o nervo.

Já a síndrome do túnel cubital, afeta o nervo cubital (ulnar), levando a sintomas em zonas diferentes da mão, como é possível observar na figura 3.6 [26].

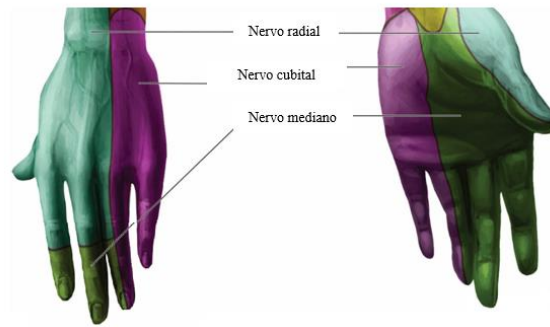


Figura 3.6 - Diferentes áreas da mão afetadas por compressão dos nervos: medial, cubital e radial [28].

Outras neuropatias também de compressão, incluem nomeadamente [24,26]:

- Tenossinovite de Quervain, que se caracteriza pela inflamação da bainha protetora dos tendões que passam do punho para o polegar, denominado retináculo do extensor do carpo, localizado no 1º compartimento extensor.

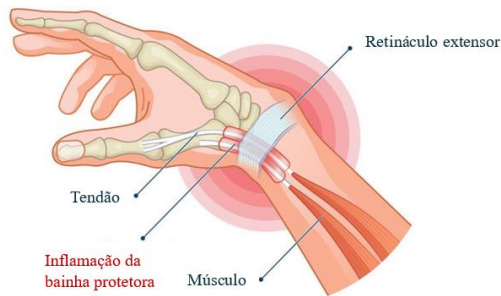


Figura 3.7 - Exemplo da inflamação da bainha protetora que causa a tenossinovite de Quervain [29].

- Dedo em gatilho, um tipo de tenossinovite, caracterizado pela posição fixa em flexão do dedo. Causado também pela inflamação da bainha protetora do tendão flexor, podendo desenvolver nódulos, que ao pressionar na bainha leva ao dedo a ficar preso na posição flexora e a sair dessa posição por estalidos, semelhante a um gatilho, durante o fecho e abertura do dedo.

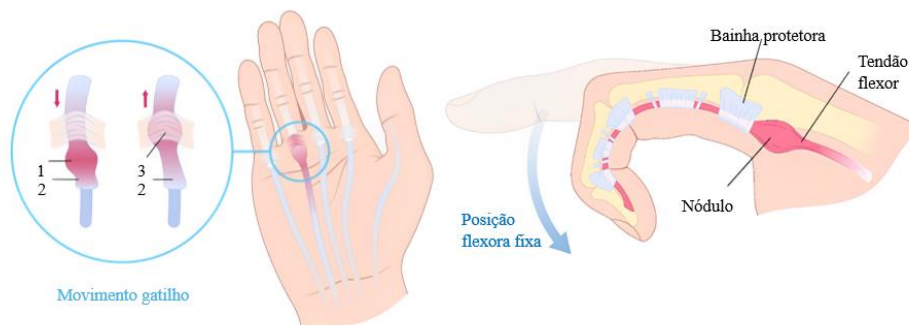


Figura 3.8 - Exemplo da inflamação da bainha protetora que causa o dedo em gatilho [30]: 1. Nódulo no tendão; 2. Tendão flexor; 3. Nódulo preso na bainha protetora.

3.4 Miopatias

A miopatia é caracterizada por uma disfunção músculo-esquelética, com vários subtipos de patologias associadas [21].

Sintomas comuns, incluem mialgia (dor muscular) e atrofia muscular associada com fraqueza muscular [21].

Como referido, existem diferentes tipos de patologias associadas, nomeadamente, a miopatia genética, que como o nome indica, são hereditárias, e caracterizadas pelo seu défice enzimático durante o metabolismo, como a doença de armazenamento de glicose [21].

Já a miopatia endócrina, é induzida por distúrbios das glândulas hormonais, como a tiroide, paratiroide e hipófise [21].

A miopatia inflamatória, a mais comum dos subtipos existentes, originando lesões musculares por parte do próprio sistema imunológico. Esta miopatia é caracterizada pela autodestruição das células musculares (miosite), por parte do sistema inflamatório, resultando em inflamação e fraqueza muscular [21].

Este tipo de miopatia pode ser classificado como idiopática (causa não clara), ou como secundária, uma vez que pode advir como consequência de distúrbios endócrinos. A miopatia inflamatória secundária é frequentemente associada a doenças autoimunes ou do tecido conjuntivo, como a doença de Sjogren ou o lúpus sistémico. A miosite descrita pode ser associada a infeções virais como o HIV (vírus da imunodeficiência humana) ou a infeções bacterianas [21].

4 Exosqueletos para a mão humana

Os recursos fisioterapêuticos para a reabilitação da capacidade funcional da mão (perdida por via de uma lesão ou patologia) envolvem a realização de tarefas repetitivas, que por serem realizadas por diversas horas requerem de vários recursos quer sejam fisioterapêuticos, materiais e financeiros [31,32].

O sucesso para a recuperação depende fortemente das capacidades do paciente para participar na terapia. Assim, surgem os exoesqueletos capazes de melhorar o acesso a este tipo de exercícios e tarefas repetitivas [31,32].

Neste âmbito, nos últimos anos, têm vindo a surgir novas investigações e desenvolvimentos para a utilização de dispositivos robóticos como forma de terapia auxiliar de forma a melhorar os esforços de reabilitação e acessibilidade ao tratamento. Os dispositivos robóticos permitem sessões terapêuticas mais intensas e prolongadas, benefícios a nível de mecanismos de *feedback* para controlo dos movimentos e automatização das terapias. Contribuem ainda para valores de medição da função motora mais precisos [31].

Os exosqueletos, também conhecidos como "robôs vestíveis" ou "dispositivos de assistência", são estruturas externas que suportam e aumentam as capacidades físicas do utilizador. Estes podem ser passivos, apenas fornecendo suporte estrutural, ou ativos, utilizando motores e atuadores para amplificar os movimentos do utilizador [33,34].

Desenvolvimentos científicos significativos ocorreram nas últimas décadas devido aos avanços na engenharia robótica, mecânica e dos materiais. O primeiro conceito de exosqueletos surge no século XX, com os primeiros protótipos em 1960, em que se regista iniciativas militares de criar um exosqueleto do tamanho humano, com o intuito aumentar funcionalidades humanas e criar "super-soldados", no entanto foi descontinuado devido à sua complexidade peso e impraticabilidade [35].

Numa fase mais avançada de pesquisa, em meados de 1980, houve um progresso significativo na área de investigação, com aplicações médicas (ex: exosqueletos para o membro superior) e industriais, levando a protótipos mais leves, simples e funcionais [35].

4.1 Tipos de exosqueletos

Nos dias atuais, o foco nesta área encontra-se no aperfeiçoamento e comercialização de exosqueletos para reabilitação e assistência na área da saúde e aumento de produtividade na área industrial [36].

Após anos de desenvolvimento, e progresso científico, atualmente existem vários tipos de exosqueleto [36,37]:

- Exosqueleto de reabilitação, em que os exosqueletos são desenvolvidos para auxiliar na reabilitação de pacientes com déficit motor, prevenindo rigidez articular e atrofia muscular associada à ausência de movimento do membro afetado. Este tipo de exosqueletos incorpora um feedback sensorial e monitorização do movimento dos dedos, para uma reabilitação com acompanhamento especializado;
- Exosqueleto de aumento, que são desenvolvidos na ótica de aumentar a funcionalidade humana, projetado para indivíduos saudáveis. Geralmente utilizados na área militar, para melhorar a resistência e força dos soldados, tornando-os mais eficazes e menos suscetíveis a fadiga e lesões, e na área aeroespacial, auxiliando astronautas na flexão e extensão dos dedos em fatos com pouca mobilidade;
- Exosqueletos de assistência, desenvolvidos com o intuito de assistir o indivíduo nas suas atividades diárias ou profissionais, em casos de levantamento de peso, reduzindo o esforço físico em tarefas repetitivas de levantamento e prolongadas, diminuindo a fadiga e o risco de lesões, aumentando no geral, a produtividade. Geralmente este tipo de exosqueleto não requer um feedback sensorial, porém alguns dispositivos foram desenvolvidos para aplicação em reabilitação e assistência, que incorpora sensores de movimentos dos dedos e forças aplicadas.

Tabela 4.1 - Tipos de exosqueleto e os seus requisitos [37].

Tipo de exosqueleto	Requisitos
Reabilitação	Segurança Força de output elevada Transparente Atuação passiva e ativa Fácil utilização Feedback sensorial Confortabilidade Controlo combinado ou independente dos dedos Retroacionável
Assistência	Segurança Fácil utilização Transparente Portabilidade Atuação ativa Leveza Confortabilidade Controlo combinado ou independente dos dedos Interação com objetos Detecção de intenção Económico Retroacionável
Aumento	Segurança Fácil utilização Confortabilidade Portabilidade Transparente Força de output elevada

Atualmente os exosqueletos incorporam vários tipos de tecnologias, nomeadamente [36]:

- Mecânica, em que utiliza materiais leves e resistentes, como a fibra de carbono e ligas de titânio.
- Atuadores e Sensores, em que recorre a motores elétricos, hidráulicos ou pneumáticos, usados para movimentação articula, via sensores de movimento.

- Inteligência artificial, em que incorpora um controlo mais complexo baseado numa resposta de inteligência artificial, permitindo que o exoesqueleto responda de maneira intuitiva aos comandos do utilizador.

No futuro, devido ao avanço contínuo dos exoesqueletos, esperam-se dispositivos mais economicamente acessíveis, leves e eficientes, com uma integração de tecnologias mais avançadas com recurso a *machine learning*, expandindo as suas áreas de aplicação [34, 36].

Estes exoesqueletos desenvolvidos para aplicação em reabilitação de pacientes com défice motor, são projetados para executar movimentos repetitivos, incluindo a flexão e extensão dos dedos, de modo simular tarefas diárias. Também é possível executar um movimento passivo contínuo (CPM) para pacientes pós cirurgia, a fim de prevenir a rigidez nas articulações e tendões envolventes [37].

Geralmente, estes dispositivos não necessitam de ser portáteis, uma vez que são comumente utilizados em ambiente hospital ou clínico [37].

Estes contêm sensores que fornecem o feedback do utilizador aos fisioterapeutas, permitindo um acompanhamento do progresso do paciente, ajustando, se necessário o tipo de tratamento [37].

Estes dispositivos são, na sua maioria, ativos, com uma força de saída relativamente alta aplicada aos dedos do paciente, porém esta força pode ser ajustável [37].

Neste TFM, a área de aplicação do exoesqueleto modelado, é aplicada na reabilitação da mão em pacientes com ou pós-AVC e/ou neuropatias de compressão ou traumáticas, associadas com défice mobilidade motora no membro superior.

Na área de reabilitação, os exoesqueletos podem apresentar diferentes tipos de designs, podendo variar a sua estrutura externa e interna, com diferentes tipos de transmissão (figura 4.1).

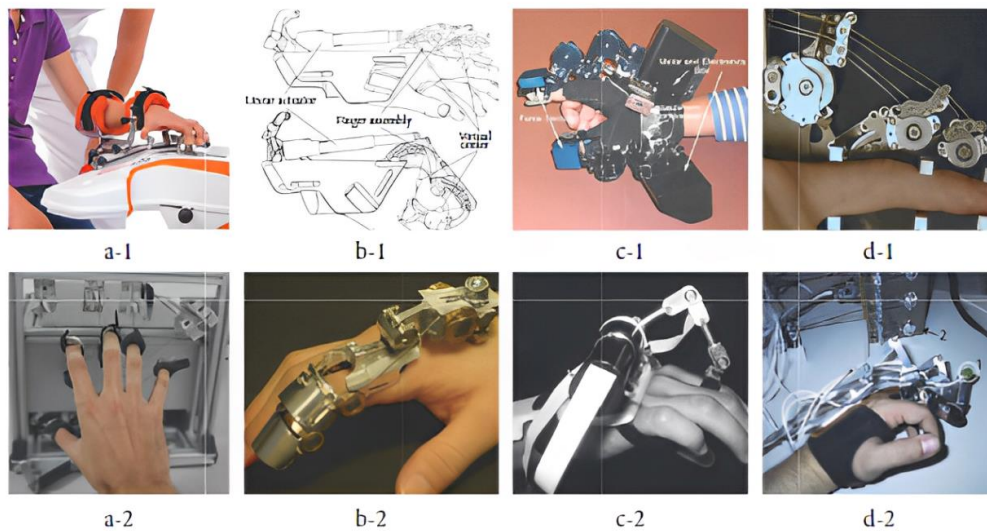


Figura 4.1 - Tipos de exosqueletos [38].

4.2 Domínios Funcionais dos Exosqueletos: Sinal, Energia e Mecânica

De modo a avaliar de forma abrangente todos os tipos de exosqueletos existentes, ao simplificar a sua tipologia, é possível dividir em 3 tipos de domínios [39]:

- Sinal, que inclui o controlo e o feedback do utilizador; determina o tipo de treino, como humano pode controlar o dispositivo e como o utilizador é informado;
- Energia, que inclui a atuação e o armazenamento energético; determina a fonte de energia e efetua a conversão em trabalho mecânico através do input do sistema;
- Mecânica, que inclui o mecanismo do dispositivo e transmissão; determina como o trabalho mecânico é efetuado e como as diferentes articulações são suportadas.

De modo a representar este sistema mecatrónico, na figura 4.2 a seguir é demonstrado um esquema generalizado dos 3 domínios em ação e as suas categorias aderentes.

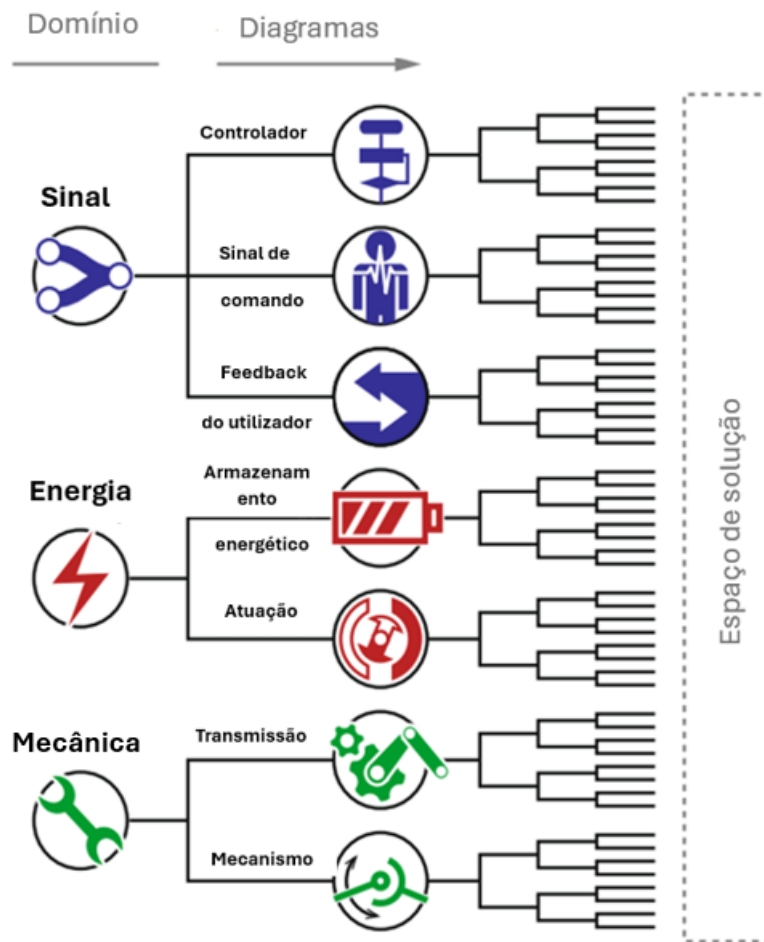


Figura 4.2 - Esquema do sistema generalizado, incorporando os 3 domínios previamente mencionados e as suas ramificações [39].

O sinal utilizado no controlo do exosqueleto, é na sua essência dois pontos carregados eletricamente, sendo a variação dessa diferença de potencial ou tensão no decorrer do tempo, o sinal [39].

Outro tipo de sinais são os biosinais, que detetam a intenção do utilizador, via atividade elétrica muscular no antebraço ou funções motoras do cérebro [37].

Existem dois tipos de biosinais medíveis para o controlo e deteção de atividade, estes incluem [37,39]:

- Eletromiografia de superfície ou (EMG), é usada como sensor biológico para controlar o exosqueleto e obter feedback do progresso do tratamento. Este sensor, em formato de elétrodo, mede a atividade elétrica muscular do corpo, no caso da mão, os músculos flexores e extensores dos dedos, que ramificam desde o antebraço até às extremidades da mão. Os elétrodos são colocados nos tendões do antebraço, o número de sensores aplicados é

geralmente menor que o número de graus de liberdade da mão, como tal é um desafio obter medições independentes em casos de um grau aumentado.

- Eletroencefalograma (EEG), avalia os sinais elétricos da atividade cerebral, que ativa quando a atividade elétrica muscular é acionada.

Este tipo de sensor pode ser invasivo e não invasivo, mas na sua maioria, utiliza-se uma cápsula para a cabeça (não invasiva), com elétrodos incorporados.

Apresentam baixa relação sinal-ruído para obter um sinal funcional, e um tempo de processamento de sinal demorado.

- Eletrooculograma (EOG), avalia o potencial elétrico da córnea-retina, criado pelo movimento do olho humano, este sinal combinado com o EEG, executa tarefas específicas.

A detecção inerente no dispositivo é um elemento importante na reabilitação do paciente.

Esta refere-se ao uso de sensores, incorporados no exosqueleto, fornecendo um feedback ao sistema de controlo, utilizador e terapeuta durante a reabilitação, sobre o progresso e rastreamento de movimentos da mão do paciente, para um acompanhamento eficaz [37].

Estes sensores também são cruciais na detecção de possíveis avarias e problemas do dispositivo, de modo a limitar a sua ação por motivos de segurança [37].

Num sistema projetado para reabilitação, a posição dos dedos no estado atual e desejado, deve ser detetado pelos sensores. Sendo esta informação utilizada pelos terapeutas no progresso de reabilitação [37].

Vários sensores são utilizados em exosqueletos, tais como [37]:

- Encoders, tanto como óticos ou magnéticos, são geralmente utilizados em motores elétricos para rastrear a posição de saída ou as rotações por minutos (RPM) do dispositivo;
- Potenciómetros, o método mais popular de detetar a posição das articulações, são constituídos principalmente por elos conectados às articulações da mão, ou na zona lateral do exosqueleto. Os motores servos, incluem estes potenciómetros para detetar o ângulo de saída, porém o mesmo pode também detetar movimentos lineares se necessário;
- Sensores de flexão são utilizados em exosqueletos, no entanto a sua precisão pode variar se o sensor se desviar da posição correta, como tal, não é o sensor mais utilizado.

Para além da posição, outra medida importante detetada por sensores é a força, crucial na medição do movimento de preensão que a mão executa, podendo apresentar variações de força de preensão, consoante as características dos objetos agarrados [37].

Geralmente esta força é detetada na ponta do dedo, onde os sensores são colocados, uma vez que é a zona de mais contacto com o objeto manipulado. Assim como os sensores de posição, este sensor tem como uso principal fornecer feedback ao terapeuta durante a reabilitação do paciente, indicando informações da aplicação de forças [37].

De acordo com um estudo, a força de preensão mínima necessária para manipulação de objetos encontra-se entre -13 N a 10 N, tendo sempre em conta que as forças aplicadas atuam sempre perpendicularmente ao ponto de contacto, neste caso, a ponta do dedo [40].

Estas forças têm a possibilidade de não ser uniformes, dependendo dos graus de liberdade, porém, em sistemas pneumáticos ou hidráulicos, tal não acontece, devido à ausência de articulações, o que gere uma força de preensão uniforme [37,40].

O controlo dos exosqueletos é geralmente feito por um microcontrolador que processa as informações detetadas pelo sensor e efetua comandos às unidades de atuação. O controlo pode ser dividido em sinais de controlo e tipos de controlo para uma ação realizada durante a reabilitação e um nível de controlo para processar as informações e tarefas de execução [37].

Existem, no geral, três tipos de sinais que são implementados em exosqueletos, tais como o biossinal, gatilho e força, como representado na tabela 4.2 [37]:

- Como referenciado anteriormente, o biossinal é um sinal biológico detetado através da atividade elétrica muscular (EMG), cerebral (EEG) e córnea-retinina (EOG), e como tal permite execução de tarefas controladas eletricamente, via biológica, sendo o tipo de controlo mais intuitivo;
- O gatilho, refere-se ao recurso de botões por parte do utilizador de forma a executar uma determinada tarefa, tal como o fecho da mão para preensão de um objeto. Sendo o tipo de controlo menos intuitivo;
- A força, é outro método interativo de controlo para o utilizador, sendo o mais utilizado. O seu funcionamento, baseia-se pelo acionamento do exosqueleto da mão, com base na força aplicada pelo utilizador. Como tal, os sensores são

aplicados nas pontas dos dedos, permitindo ao utilizador treinar sem limites durante a sua reabilitação, no entanto, também é utilizado em assistência para aumento de funcionalidade da mão.

Tabela 4.2 - Tipos de sinais e as suas perspetivas vantagens e desvantagens [37].

Sinais	Vantagens	Desvantagens
Gatilho	Estrutura mais básico e confiável	Necessário controlo externo de um profissional ou mão contralateral para operação
Força	Força ajustável pelo utilizador	Input de força necessário, sendo difícil para pacientes com paresia
EEG	Pacientes com paralisia muscular grave pode acionar membro via cerebral	Sinal com ruído
EMG	Controlo confiável que executa vários movimentos	Eléctrodos devem ser colocados sempre na mesma área para boa precisão e repetibilidade dos movimentos, livres de sujidade para melhor deteção

Na maioria, 36% dos exosqueletos utilizam o sinal de força como sinal de controlo [37].

Diferentes tipos de controlo foram explorados, muitos nas áreas de reabilitação e de assistência, porém a maioria destes controlos são comumente denominados como tipos de métodos de treino reabilitativo [37]:

- Movimento contínuo passivo (CPM), este método apenas aciona o exosqueleto ao longo de uma trajetória predefinida., ignorando as intenções do utilizador. Geralmente, não existe feedback do utilizador, uma vez que este método de controlo é mais utilizado em pacientes em pós-cirurgia imediata ou nos estágios iniciais de lesão da mão, de forma a prevenir rigidez articular e atrofia muscular;
- Controlo mestre/escravo, este requer uma luva de controlo (mestre) e um exosqueleto (escravo), o mestre consiste em sensores que são usados como sinais de entrada para o controlo do escravo. Como tal a luva/mestre essencialmente controla os movimentos do exosqueleto. Esta é uma técnica reabilitativa para pacientes com hemiplegia (paralisia de um lado), com o propósito de manter o utilizadores informado e a interagir com o dispositivo. Geralmente são necessárias as 2 mãos para operar;

- Treino específico para tarefas, este permite ao paciente ser ativo no processo de reabilitação, executando certas tarefas com o exosqueleto e acompanhado pelo terapeuta.
Este utiliza um controlo mestre/escravo ou bio-sinal como operação principal;
- Resistência ativa é outro tipo de técnica de reabilitação para melhoria da incapacidade do paciente, esta permite que o exosqueleto resista ao movimento do paciente por um parâmetro definido pelo terapeuta.
É o método mais popular para medição e resistir aos movimentos do utilizador em reabilitação.

Existe dois tipos de níveis de controlo utilizados pelos exosqueletos, sendo conhecidos como baixo-nível e alto-nível [37]:

- Baixo-nível de controlo, também conhecido como driver do atuador ou esquema, é o mais utilizado devido à sua simplicidade e confiabilidade, este recebe todas as informações do controlador de alto nível e atua de acordo com as suas especificações;
- Alto-nível de controlo, este tem um nível mais alto na hierarquia, e envolve o processamento de informações provenientes do controlador de baixo nível para executar tarefas. Este controlo considera fatores de posição, força e impedância. O processamento do sinal EEG e EMG é efetuado pelo controlo de alto-nível, detetando a intenção do utilizador e agir de acordo com tal. Este sistema geralmente é referido como inteligente.

A energia utilizada em exosqueletos, é categorizada pelo seu tipo de armazenamento energético e o seu tipo de atuação [39].

O armazenamento e geração de energia podem-se dividir em 3 categorias: térmica, solar e eólica, sendo renováveis e utilizadas em armazenamento energético [39].

O tipo de armazenamento energético pode ser classificado então em 3 tipos [37,39]:

- Químico, por via metabólica e fluídos líquidos, que libertam energia via alteração química dos componentes integrantes;
- Magnético/elétrico, com recurso a bateria, capacitor (via elétrica) – que armazena cargas elétrica num campo elétrico, e campo magnético (via magnética) – cria um campo magnético na zona externa e interna quando a corrente é produzida em um indutor, sendo esta energia gerada e armazenada neste campo.

- Mecânico, que inclui energia elástica, pressão hidráulica e pneumática e, energia cinética, tendo como base a produção de energia por base o trabalho efetuado pelo corpo.

Vários tipos de atuação têm sido explorados ao longo dos anos no desenvolvimento de exosqueletos da mão, sendo atualmente utilizadas as atuações: passiva e ativa [37,39].

Estes incluem molas restauradoras para uma atuação passiva e motores elétricos, pneumáticos, atuadores elásticos em série (SEA), ligas com memória de forma (SMA) e sistemas hidráulicos para uma atuação ativa [37,39].

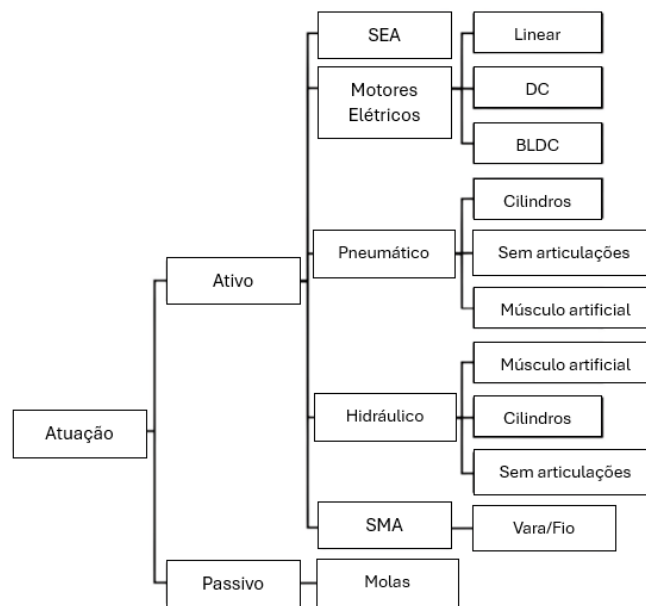


Figura 4.3 - Esquema dos diferentes tipos de atuação em sistemas ativo e passivo [37].

Um sistema passivo, geralmente incorpora um armazenamento potencial energético, como as molas ou outro tipo de material elástico, sendo possível atuar sem energia elétrica.

Este tipo de atuação é normalmente utilizado em pacientes em estágios finais de treino com o intuito de fortalecer a motricidade dos músculos com déficit motor. Como tal, estes são projetados para serem utilizados em casa ou em ambiente clínico ou hospitalar [37,39]

Exemplos como SCRIPT (ortótese passiva) e SaeboGlove são dispositivos passivos utilizados em treino de reabilitação do movimento individual dos dedos, inclusive no movimento combinado do dedo médio, indicador, anelar e dedo menor, promovendo uma preensão da mão natural [41].

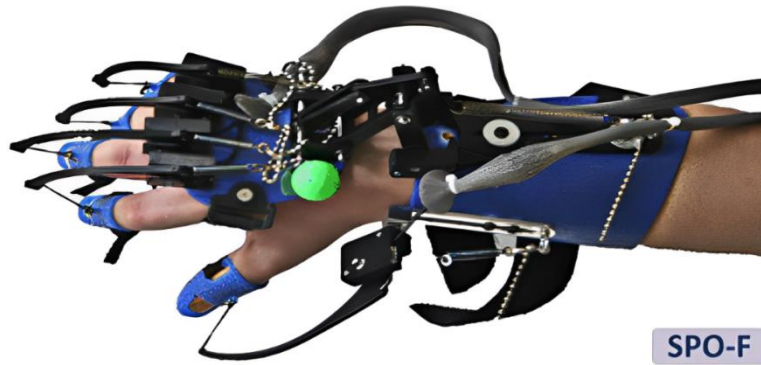


Figura 4.4 - Protótipo do exosqueleto da mão SCRIPT [41].

Ao contrário da atuação passiva, a atuação ativa já incorpora um armazenamento energético, que atua com energia elétrica, podendo ser dividida em 5 tipos: motores elétricos, pneumáticos, atuadores elásticos em série (SEA), ligas com memória de forma (SMA) e sistemas hidráulicos [37,39].

- Motores elétricos, é o sistema mais comumente utilizado em exosqueletos de atuação ativa. Este apresenta variedades, tais como os motores de corrente direta (DC), motor DC sem escova, atuadores lineares e motores servo [37,39]:
 - Os motores DC são conhecidos pela sua simplicidade no controlo, baixo custo, porém apresentam alta manutenção, devido ao uso de escovas e baixo torque a alta velocidade. Como tal, este tipo de motor, requer uma conexão redutora para compensar o baixo torque, como engrenagens. No entanto, isto leva a uma redução de velocidade por parte do motor.
 - Atuadores lineares são, na sua maioria, motores DC conectados a um conjunto de parafusos, de modo a converter o movimento rotacional do motor em movimento linear. Este movimento é preferível em vários exosqueletos de mão rígidos, devido ao seu sistema de ligação de 4 barras que pode ser puxado ou empurrado para flexão ou extensão dos dedos.
 - Motores DC sem escova ou BLDC, são um tipo de motores DC melhorados, com melhorias a nível de ruído, tamanho, eficiência e manutenção. Estes motores utilizam um inversor eletrónico em vez de escovas para promover rotação

Na maioria da literatura encontrada em atuadores ativos, cerca de 70% utiliza motores elétricos [37];

- Atuadores pneumáticos, é o método exploratório mais popular na área científica, sendo a atuação utilizada neste trabalho final de mestrado.

Esta atuação consiste na compressão de ar em materiais flexíveis, adquirindo várias amplitudes de movimento. Este movimento, é proporcionado pela pressão interna aplicada às paredes flexíveis do atuador, e à base menos flexível, que permite um movimento de flexão, recorrendo à compressão de ar.

Um exemplo bastante comum do uso destes, é na área de reabilitação, aumento e assistência, sendo aplicados na zona dorsal da mão, auxiliando no movimento de extensão e flexão. Apresenta como grande vantagem, a sua leveza no seu uso e a sua alta relação entre potência e peso. Porém, este sistema requer vários componentes para o seu funcionamento, nomeadamente, um compressor de ar, válvulas, tanque de armazenamento, tubos de ar, etc. Provocando que o dispositivo seja volumoso e pesado, dependendo da pressão requerida, estes podem ser mais pesados, no entanto, é aconselhado um peso inferior a 3 kg, e controlo remoto [37,39];

- Atuadores hidráulicos, semelhante ao sistema pneumático, este opera da mesma forma, no entanto utiliza líquido comprimido em vez de ar.

Geralmente é aplicado em casos onde é necessária mais potência, e como tal, é aconselhado em dispositivos de aumento. Exemplos como, cilindros hidráulicos, materiais flexíveis infláveis e músculos artificiais, são dispositivos explorados nesta atuação [37,39];

- Atuadores elásticos em série (SEA), é um sistema conduzido por um motor elétrico, mas utiliza um elemento de mola em série com carga, o que cria características únicas.

Normalmente, os atuadores incluem articulações rígidas, porém neste caso, o objetivo é reduzir ao máximo essa rigidez e como tal, apresenta como vantagens: maior absorção de choque, menor inércia em flexão, mais precisão e estabilidade no controlo de força, e mais importante, o aumento de segurança, devido à diminuição de rigidez.

No entanto, a redução de rigidez nas articulações, significa menor transferência de força para o exosqueleto da mão, de forma a compensar, o atuador querer uma complexidade mecânica superior, maioríssimos requisitos de potência e menor atuação.

Poucos investigadores implementam este tipo de atuador [37,39];

- Atuadores com liga de memória de forma (SMA), é um tipo de atuador incomum, que trabalha à base de deformação térmica do material utilizado.
O material expande e contrai consoante o aquecimento ou arrefecimento em certas temperaturas. Este, normalmente feito em fios que são aquecidos ao aplicar corrente.
Considerado um sistema não linear, mas apresenta uma alta relação de potência/peso.
Os fios produzem altas temperaturas, como tal, segurança deve ser considerada ao usar este tipo de atuador [37,39].

Na tabela a seguir, encontra-se resumido as vantagens e desvantagens de cada tipo de atuação.

Tabela 4.3 - Vantagens e desvantagens de vários tipos de atuação [37].

Tipo de atuação	Vantagens	Desvantagens
Motor DC	Baixo custo Alto torque de iniciação Fácil controlo Velocidade variável Bidirecional	Alta manutenção Baixo torque a altas velocidades Pode fazer faísca a iniciar Perda de potência Operação barulhenta
Motor BLDC	Alto torque Sem escovas Melhor eficiência que motor DC Baixa manutenção Vida útil prolongada Menor tamanho e barulho que motor DC Bidirecional Adequado em aplicações médicas	Custo superior ao motor DC Controlo complexo Problema de ressonância
Pneumático	Alta potência Fácil controlo Económico Seguro Menos partes amovíveis	Pesado e volumoso Vazamento causa má função Temperatura pode afetar o sistema
Hidráulico	Alta potência Fácil controlo Construção simples Seguro Menos partes amovíveis	Pesado e volumoso Vazamento causa má função Temperatura pode afetar o sistema Perigoso se cano cai

SEA	Segurança alta Boa absorção de choque Menor inércia reletiva Precisão na medição e controle	Menor rigidez Maior necessidade de potência Maior complexidade mecânica Menor atuação
SMA	Alta potência Leveza	Altamente não linear Perca de potência em forma de calor Controle complexo

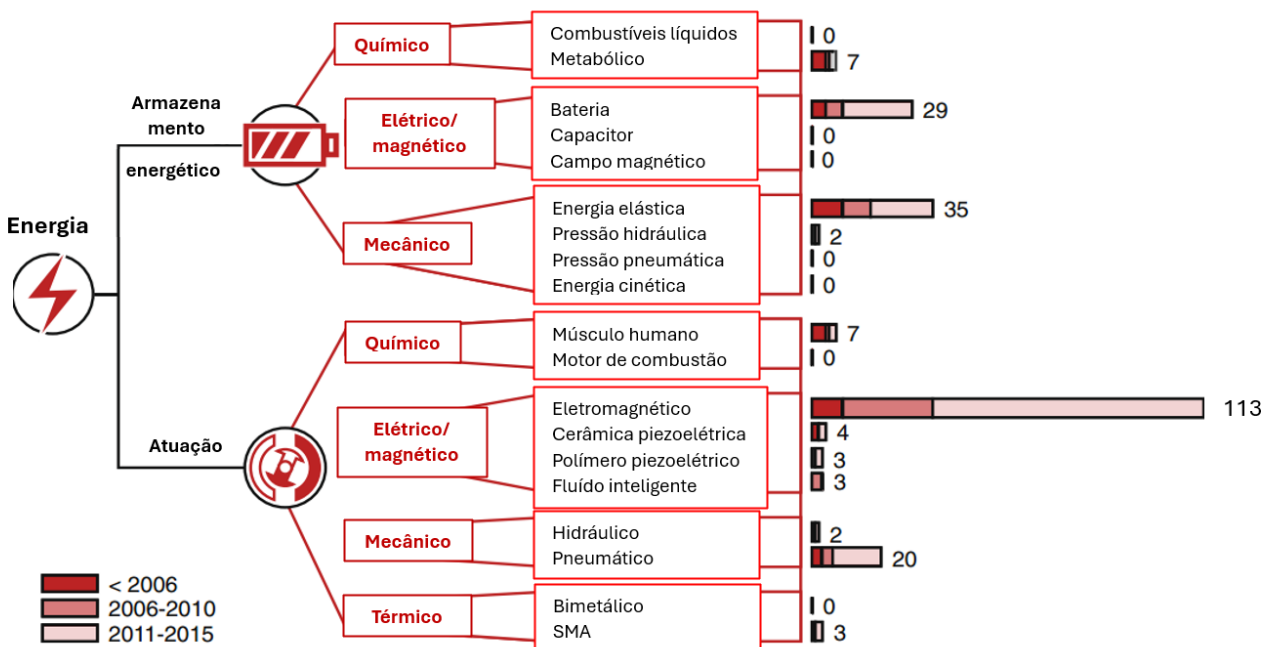


Figura 4.5 - Esquema do domínio energético e as suas ramificações e número de ocorrências em dispositivos agrupados em faixas anuais [39].

A parte mecânica do dispositivo pode ser classificada por tipo de transmissão e mecanismo [39].

Nos exosqueletos, existe uma transmissão da energia acumulada, desde os atuadores até às articulações das mãos do exosqueleto, esta transmissão também pode ser classificada em vários tipos, como representado na figura 4.6 [39].

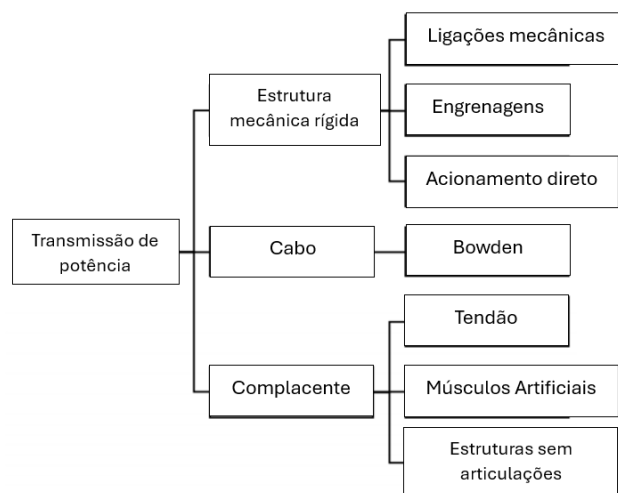


Figura 4.6 - Ilustração dos tipos de transmissão de energia [37].

Este método simples de transmissão energética efetua a transmissão de energia via movimentos do atuador [37,39].

O tipo de ativação deste método denomina-se acionamento direto, em que o motor se encontra diretamente conectado à estrutura mecânica, sendo essencialmente classificados como um sistema de engrenagens, uma vez que o motor se conecta à estrutura via engrenagens em série [37,39].

Este tipo de conexão permite uma aproximação dos atuadores à estrutura, tal significa que os motores estejam localizados na dorsal da mão, permitindo que o dispositivo seja portátil e mais simples, permite também minimizar a potência ou perda de transmissão energética, porém aumenta o peso colocado sobre a mão. Como tal, devido ao peso e volume do motor sobre a mão, de modo a compensar, existem menos atuadores para ativar os dedos, levando a um sistema mecânico subatuado [37,39].

A maioria dos exosqueletos da mão são subatuados, devido ao número de graus de liberdade que a mão fornece, e, portanto, é difícil equipar cada um com um atuador e manter um sistema portátil. Como tal, links mecânicos foram implementados, permitindo uma ativação de vários graus de liberdade em simultâneo de forma controlada recorrendo apenas a um atuador [37,39].

Os dispositivos mais usados com este tipo de estruturas, inclui [37,39]:

- Centro remoto de rotação [37,38]:

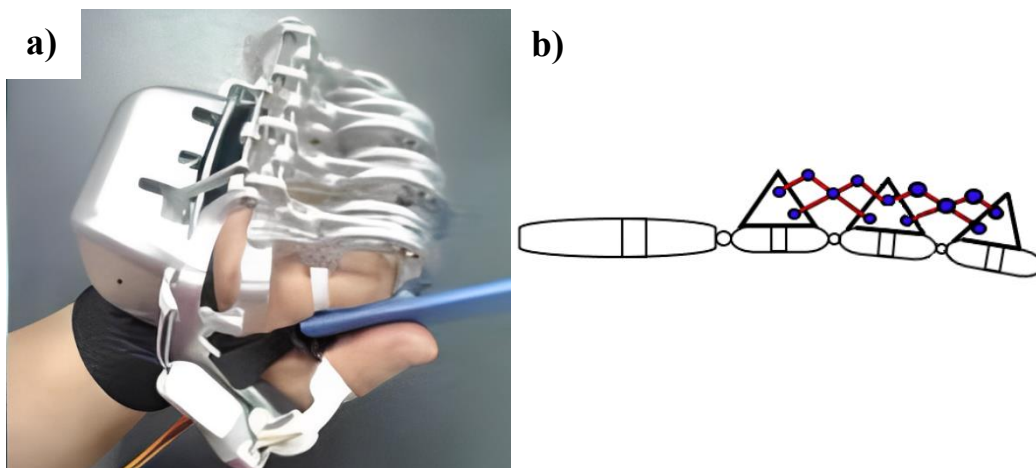


Figura 4.7 - Exemplo de um exosqueleto com um centro remoto de rotação [37,42]: **a)** Exosqueleto com centro remoto de rotação; **b)** Desenho esquemático do centro remoto de rotação.

- Mecanismos de ligação de quatro barras [37,39]:

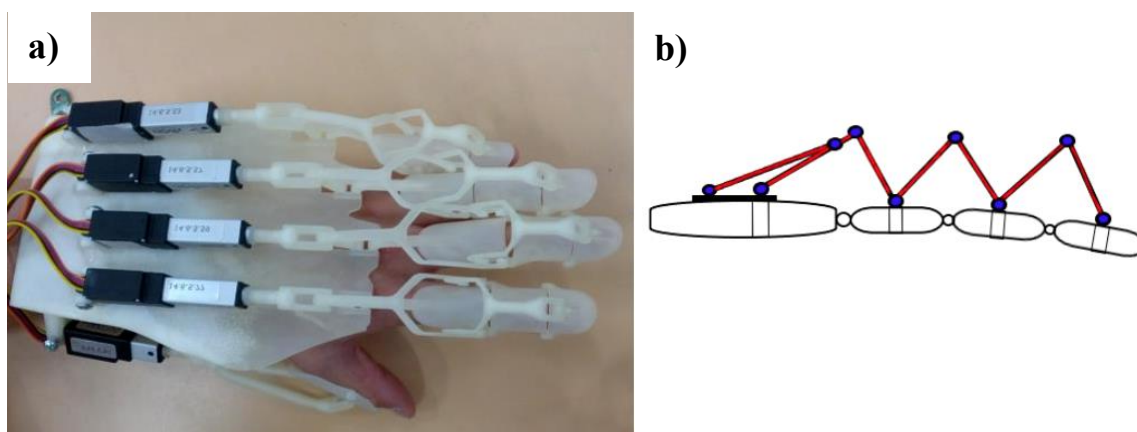


Figura 4.8 - Exemplo de um exosqueleto com um mecanismo de ligação de quatro barras [37,43]: **a)** Exosqueleto com um mecanismo de ligação de quatro barras; **b)** Desenho esquemático do mecanismo de ligação de quatro barras.

- Dispositivos base-distal, que possuem ligações mecânicas em série [37,44]:

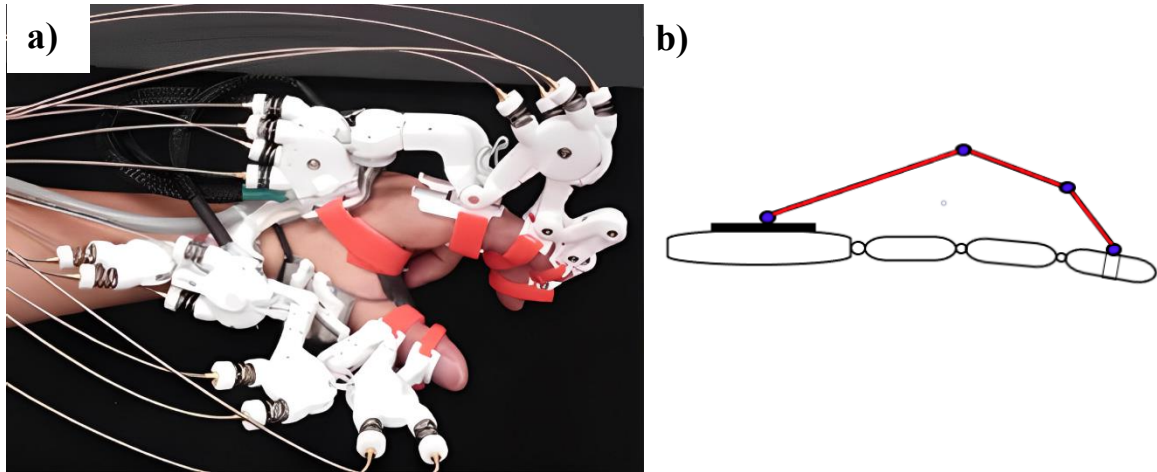


Figura 4.9 - Exemplo de um exosqueleto com ligações mecânicas em série [37,44]: **a)** Exosqueleto com ligações mecânicas em série; **b)** Desenho esquemático das ligações mecânicas em série

- Dispositivos com uma estrutura mecânica em eixo [37,41]:

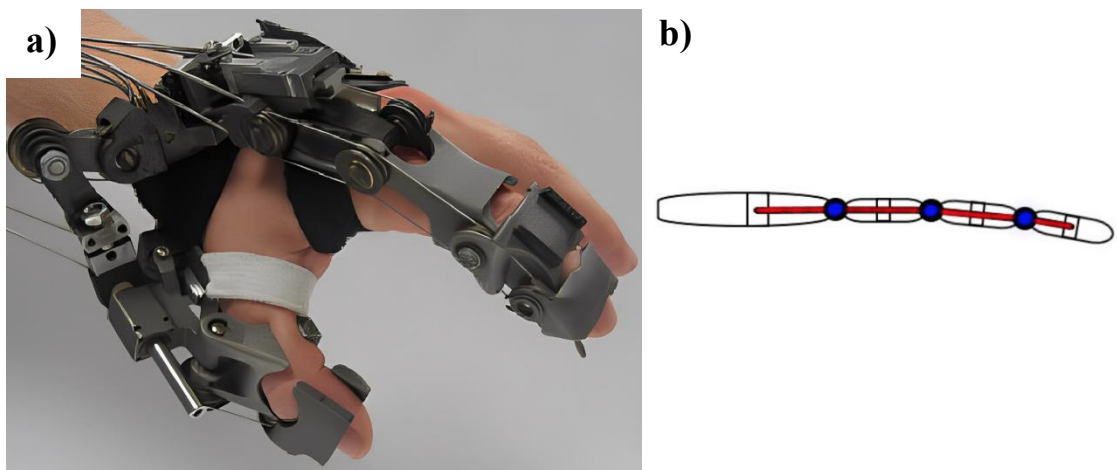


Figura 4.10 - Exemplo de um exosqueleto com uma estrutura mecânica em eixo [37,41]: **a)** Exosqueleto com estrutura mecânico em eixo; **b)** Desenho esquemático da estrutura mecânica em eixo.

Este tipo de mecanismos, como o nome indica, baseia-se em cabos, este pode-se dividir em dispositivos acionados por cabo Bowden e dispositivos acionados por tendão [37,39].

Os sistemas acionados por tendões, que se integram nos mecanismos conformáveis, tendem a simular os movimentos de tendões anatómicos, produzindo movimentos de flexão e extensão [37,39].

Os cabos de transmissão Bowden, fornecem um meio alternativo de acionamento do sistema através de cabos que são encaminhados por tubos (com um material de baixo atrito) até à unidade de atuação. Tal permite com que a unidade de atuação seja localizada remotamente do próprio exosqueleto da mão [37,39].

Este sistema é aplicado na reabilitação estacionária, porém para ser portátil, pode ser colocado numa cadeira de rodas [37,39].

Apresenta como desvantagem menor potência de transmissão devido ao atrito presente durante o movimento do exosqueleto, porém a inércia é reduzida [37,39].

Na imagem a seguir, é demonstrado um exemplo de um exosqueleto com cabos Bowden [45].

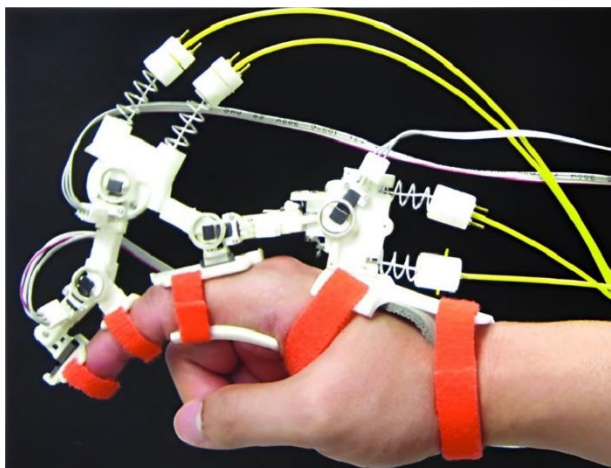


Figura 4.11 - Exemplo de um exosqueleto com cabos Bowden [45].

As estruturas conformáveis, geralmente referem-se à categoria de exosqueletos macios. Estes podem ser divididos em dispositivos acionados por tendões, músculos artificiais e estruturas flexíveis sem articulações [37,46]:

- Sistemas acionados por tendões, em que a energia é transferida por cabos que simulam a os tendões anatómicos da mão, imitando os movimentos de flexão e extensão dos dedos com um cabo que que atravessa a luva (estrutura flexível), ao contrário dos cabos Bowden que, como mencionado anteriormente, utilizam uma estrutura rígida para transferir a energia dos cabos para os dedos. Os cabos em tendão, são conectados à parte distal do dedo, e consoante a tensão aplicada no cabo permite movimentos unidirecionais de flexão ou

extensão, sendo necessário um segundo cabo para uma atuação bidirecional, e, portanto, requer mais um atuador.

Este tipo de sistemas são normalmente subatuados, como demonstrado na figura 4.12.

Outros tipos de dispositivos acionados por tendões, são os músculos artificiais ou por SMA.

Este sistema pode sofrer quebra de cabos, devido ao percurso, por vezes complexo, dos cabos, que causam perdas de energia, devido ao atrito presente, porém, como vantagem, estes sistemas podem aplicar as forças diretamente ao próprio dedo, em vez das articulações.

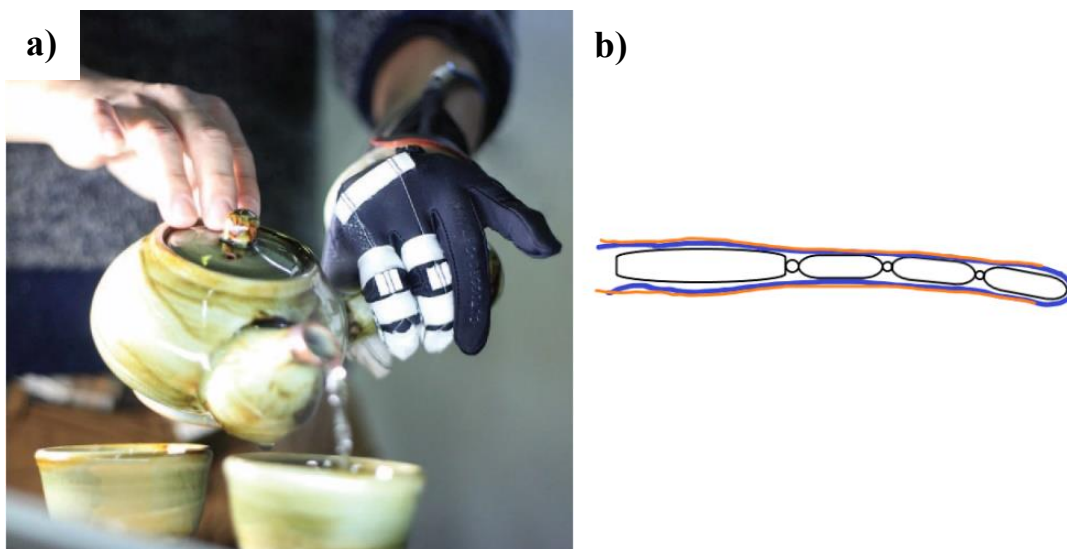


Figura 4.12 - Exemplo de um exosqueleto com um sistema acionado por tendões [37,46]: **a)** Exosqueleto: Exo-Glove, com um sistema acionado por tendões; **b)** Desenho esquemático de um sistema acionado por tendões, em laranja encontra-se ilustrado os tendões e a azul, representa a estrutura básica ou a luva flexível.

- Sistemas acionados por músculos artificiais, são outro tipo de mecanismos conformáveis capazes de produzir flexão e extensão dos dedos.

Este tipo de sistema é acionado por via pneumática ou hidráulica, cujo fluido ou ar comprimido é injetado num material flexível envolvido numa bainha trançada que contrai quando inflada.

A desvantagem principal deste sistema consiste na criação do balão, que acontece quando o material flexível atinge o seu limite e não consegue fletir mais. Devido ao aumento de pressão acumulado na zona, o material infla como um balão e explode. Soluções têm vindo a ser implementadas de forma a contornar

esta limitação, como o tipo de trança que envolve o material flexível, que permite restringir o movimento.

- Estruturas flexíveis sem articulações, são outro tipo de dispositivo, semelhante ao músculo artificial, só que não requer uma bainha em trança para restringir o movimento.

Esta estrutura é constituída por borracha de silicone, e é moldada de uma forma específica para fletir de certa forma quando inflado, como representado na figura 4.13 [47].

No TFM em questão utilizou-se este sistema em silicone por molde, com câmaras de a próprias para a flexão dos dedos da mão, sendo de tamanho adaptável ao discente.

Como vantagem, devido ao material usado, o seu custo não é muito elevado.

Estes dispositivos de transmissão energética estão geralmente localizados na parte dorsal da mão. Quando comparado os sistemas de estruturas flexíveis sem articulações com os dispositivos acionados por tendões, os últimos são melhores para flexão e extensão dos dedos se acionados em ambas direções. O movimento de extensão é auxiliado pela rigidez do material quando o ar ou fluido é injetado.

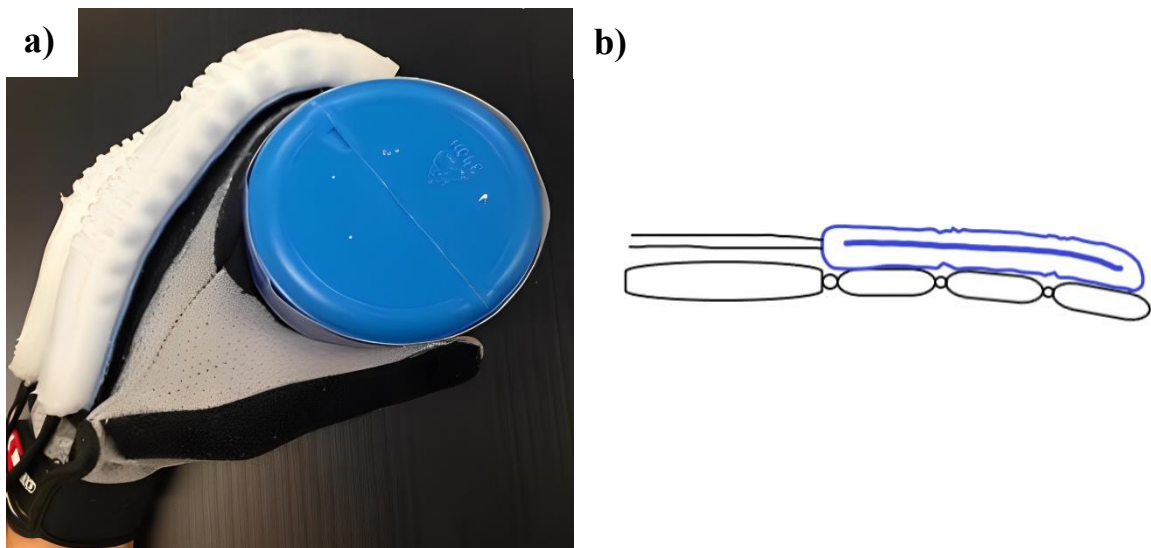


Figura 4.13 - Exemplo de um exosqueleto com uma estrutura flexível sem articulações [47]: **a)** Exosqueleto com uma estrutura flexível sem articulações; **b)** Desenho esquemático com uma estrutura flexível sem articulações.

A estrutura mecânica do dispositivo pode ser dividida em portátil e fixa, normalmente em reabilitação, a estrutura tende a ser fixa em ambiente hospitalar e clínico, no entanto existem casos que possa ser portátil, de modo a que o paciente possa continuar o

tratamento em casa, ou em casos em que o dispositivo é colocado na cadeira de rodas, [37,39].

Dispositivos de assistência ou de aumento, geralmente são portáteis, visto que são utilizados em ambiente profissional ou em tarefas diárias [37,39].

Por sua vez, a mecânica do dispositivo pode se dividir em articulações, que se podem ramificar em vários subtipos (figura 4.14) [37,39].

- Articulação monocêntrica, apresenta 1 articulação;
- Articulação policêntrica, apresenta mais que 2 articulação;
- Sem articulação;
- Articulação externa, apresenta a articulação da parte exterior do dispositivo.

A estrutura mecânica apresenta ainda uma subatuação (atuação mais complexa) e restrições em três pontos [37,39].

- Entre articulações;
- Entre dedos;
- Entre membros.

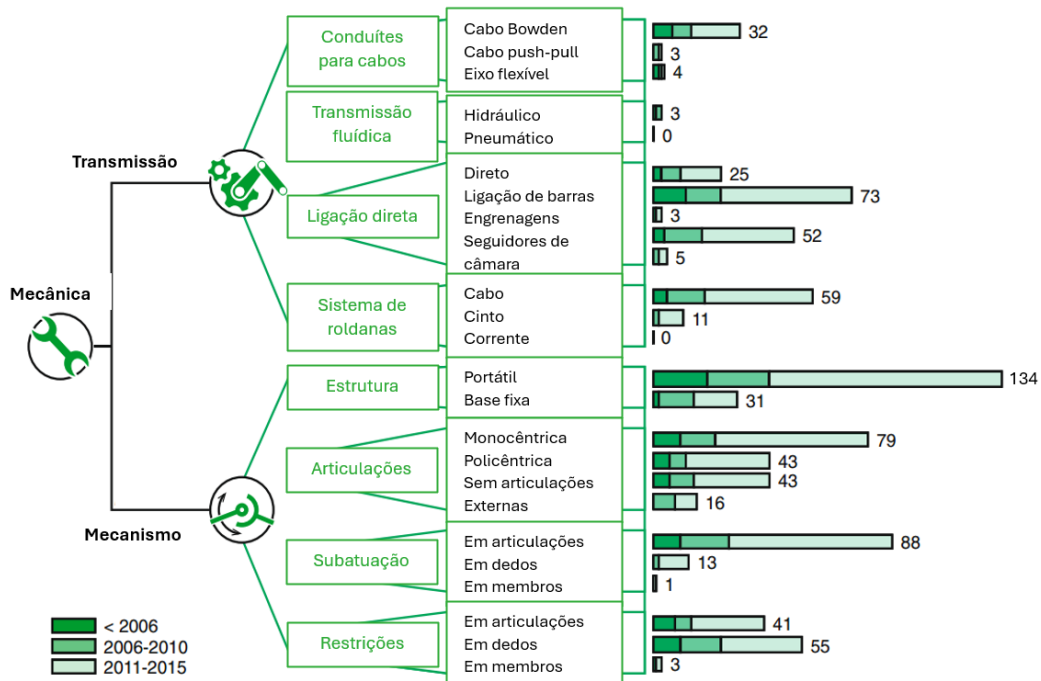


Figura 4.14 - Esquema do domínio mecânico e as suas ramificações e número de ocorrências em dispositivos agrupados em faixas anuais [39].

Tabela 4.4 - Tipos de reabilitação de exosqueletos usados em diferentes patologias ou lesões.

Dispositivo	Tipo de atuador e estrutura	Patologia
[48-51]	Mecanismo Conformável Cabos tendão Cabos Bowden	AVC
[41,52]	Centro remoto de rotação Atuadores lineares	AVC
[44,53-55]	Estrutura mecânica axial Cabos Bowden	AVC/Hemiparesia
[56]	Estrutura de 4 barras Motores elétricos	AVC
[57-61]	Estrutura de 4 barras Cabos Bowden	AVC
[43,44,62-64]	Estrutura de 4 barras Atuadores lineares	AVC/Patologias de compressão
[65]	Estrutura base-distal Drive direta	AVC
[66]	Estrutura sem articulações Hidráulico	Patologias de compressão
[47,67]	Estrutura sem articulações Pneumático	AVC/Atrite
[68]	Estrutura de 4 barras Drive direta	AVC
[69,70]	Mecanismo conformável Atuadores lineares	AVC

4.3 Atuadores macios

Os atuadores macios ou *soft actuators* (SAs) são o resultado de anos desenvolvimento na área de soft robotics, sendo estes comumente produzidos em materiais hiperelásticos, como os silicones ou os termoplásticos (TPU's) - filamentos flexíveis para impressão em 3D, permitindo uma maior preensão, deformação controlada e uma gama maior de amplitude de movimentos [71].

Algumas vantagens deste tipo de robótica, quando comparada com a convencional, incluem materiais mais flexíveis com superiores deformações contínuas com grande adaptabilidade de contacto. Apresenta uma facilidade de fabricação de materiais económicos [72, 73 e 74].

Os SA's podem ser categorizados em [72, 73 e 74]:

- Atuadores do tipo PAM (*pneumatic artificial muscle*) ou músculos pneumáticos artificiais, foram os primeiros atuadores da área a serem desenvolvidos, sendo

denominados originalmente como *McKibben artificial muscles*, devido ao seu inventor. Estes baseiam-se numa estrutura de tubos de borracha envolvidos em malha, quando pressurizados permitem uma expansão ou contração multiaxial. O movimento deste atuador depende do ângulo da malha [75];

- Atuadores FRA (*fiber reinforced*) ou reforçados por fibra, foram desenvolvidos a seguir. São constituídas por um material elástico, reforçado por uma malha de fibras, este quando pressurizado, flete, devido à camada inextensível na zona inferior [76];
- Atuadores FEA (*fluidic elastomer actuator*) ou atuadores elastómeros fluídicos, em que se baseia um mecanismo hidráulico, este assim como os *PneuNets*, apresentam a mesma estrutura de câmaras internas, porém, em vez de ar pressurizado, este recorre a um fluido incompressível [77];
- Atuadores do tipo *PneuNets* (*pneumatic networks*) ou rede/câmaras pneumáticas, baseiam-se num sistema de canais de ar dentro de um atuador elástico, que se deforma com a pressão aplicada nas paredes internas devido ao ar pressurizado, levando a uma inflação das câmaras que entram em contacto pelas paredes externas e posteriormente, devido a essa interação, proporciona flexão do atuador. Assim como os FEA, estes apresentam uma camada resistente na zona inferior [32,78,79];

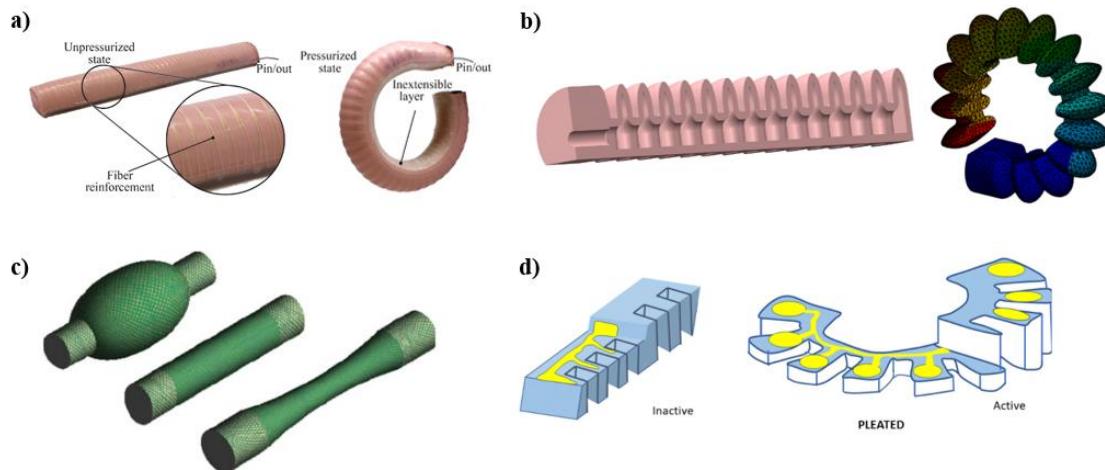


Figura 4.15 - Exemplo comparativo entre:

- a) FRA [76];
- b) PneuNets;
- c) PAM [75];
- d) FEA [77].

Tabela 4.5 - Diferenças tipos de atuadores macios [77, 80-84].

Tipos de atuadores macios	Vantagens	Desvantagens
FRA (<i>Fiber reinforced</i>)	Atingem uma amplitude de movimentos superior Robustez superior, devido à sua zona de costura menor	Processo de fabricação de alto consumo de tempo e recursos
PneuNets (<i>Pneumatic networks</i>)	Inflação rápida, devido à baixa viscosidade do material Fácil controlo e medição Universalmente disponível Leve e descartável após uso Boa robustez sem perder flexibilidade. Processo de fabricação rápido de baixo recursos de moldes impressos em 3D	Costura ao longo do perímetro, interligando a peça de cima com a de baixo, levando a um risco de delaminação A maleabilidade limita o nível de força de prensão num objeto pesado, levando a pouca resistência em cargas externas
PAM (<i>Pneumatic artificial muscle</i>)	Custo de fabrico reduzido Flexível Leve e com grande força de contração linear Biocompatível devido ao seu volume controlável	Design cilíndrico, que assume foram cônica nas extremidades em contração levando a que a parte ativa diminua consoante o aumento de contração
FEA (<i>Fluidic elastomer actuator</i>)	São flexíveis, devido aos seus constituintes poliméricos de elastómeros, e devido ao fluido Estrutura leve (sem peças acopladoras) Grande resistência a cargas externas	A flexibilidade varia consoante a pressão interna das câmaras

Outros tipos de atuadores existentes a ter em consideração [77]:

- SMA (*Shape Memory Alloys*), atuador metasestável que quando submetido a diferentes tipos de temperaturas tem a capacidade de voltar ao seu estado original ou a deformar;
- SMP (*Shape Morphing Polymers*), atuador que pode retornar à sua forma original por um estímulo externo é fornecido;
- DEAP (*Dielectric_Electrically Actuated Polymers*), que utilizam uma membrana polimérica hiperelástica e elétrodos flexíveis;
- E/MA (*Magnetic/Electro-Magnetic Actuators*), que apresentam partículas ferromagnéticas embebidas num substrato polimérico flexível.

Estes tipos de *soft-actuators* podem ainda serem utilizados em conjunto fornecendo combinações melhoradas das suas funções [77].

Todas as categorias de SPAs podem ser pré-programadas desde a fase de design para executar diferentes tipos de movimento quando pressurizadas. Assim, extensão, flexão, torção ou movimento bidirecional podem ser alcançados escolhendo os parâmetros geométricos adequados do atuador e o tipo de material [73, 83, 85].

Este tipo de estrutura permite um comportamento biológico adaptador ao objeto a ser agarrado, levando a um enrolamento natural (figura 4.16) [73, 83, 85].

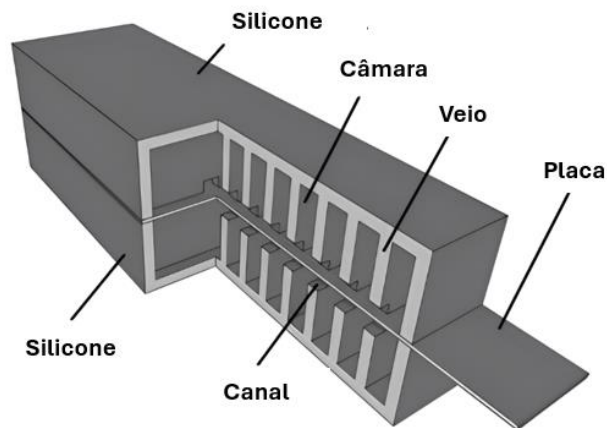


Figura 4.16 - Exemplo da estrutura de um atuador pneumático [85].

Neste estudo foi desenvolvido atuadores do tipo *PneuNets*, cuja fonte de energia é obtida a partir de uma bomba de ar comprimido, que controla o atuador através da entrada e saída de ar.

As áreas de aplicação dos atuadores macios em robótica incluem, a área médica (nomeadamente em uso cirúrgico), industrial, agricultura e segurança. Neste estudo, o exosqueleto é aplicado em uso médico para reabilitação da mão, devido à sua controlabilidade, *compliance* e amplitude de movimentos operacionais [77].

4.4 Estudos com aplicação de *soft robotics* em reabilitação

Como mencionado anteriormente, existem diferentes tipos de patologias que provocam fraqueza e atrofia muscular, como tal, existem tratamentos para cada situação, no entanto, na sua maioria, o tratamento acaba por ser invasivo, como a cirurgia [26].

Relativamente a patologias de cerne neuropático, o tratamento depende da causa e da sua gravidade, que pode levar a um processo demoroso de reabilitação, apesar da regenerabilidade dos nervos [24].

Alguns tipos de neuropatia podem não ser totalmente reversíveis, e, portanto, o foco não será na prevenção, mas na progressão da patologia, via reabilitação.

A maioria dos casos, como os mencionados anteriormente, são neuropatias por compressão e traumáticas que são aptas para uma reabilitação em fisioterapia, em que a incorporação de um exosqueleto no seu tratamento prova resultados benéficos na sua reabilitação [24].

Tal é comprovado em diversos estudos, nomeadamente, em pacientes pós- AVC, com hemiparesia associada, que apresentam melhorias da funcionalidade motora da mão durante a terapia de neuroreabilitação, por estimulação propriocetiva [13].

Neste estudo, foi utilizado assistência robótica com 2 níveis durante a reabilitação da mão. Os resultados comparativos entre estes, não apresentam uma diferença significativa, porém, quando comparado com a ausência desta assistência, obtém-se uma melhoria significativa de $81,6\% \pm 7,2\%$, após 3 semanas, enquanto numa reabilitação terapêutica sem assistência observou-se apenas uma melhoria de 20% [13].

Também foi avaliado a motricidade, que apresentou uma melhoria de 24,4 no grupo experimental, que quando comparado com o grupo de controlo: 14,9, apresenta um aumento significativo. Neste estudo comprova-se novamente uma reorganização de neuroplasticidade [15].

Esta temática também foi explorada e abordada em dois trabalhos finais de mestrado, ambos desenvolvidos no ISEL [86,87].

No primeiro TFM [86], foi desenvolvido um protótipo de uma prótese de mão impressa em 3D da mão, com aplicações na tecnologia *soft robotics*, incorporando atuadores pneumáticos que tentam replicar o movimento biológico dos dedos humanos (figura 4.17).



Figura 4.17 - Mão impressa em Ninjaflex [86].

Contudo, neste estudo observaram-se limitações similares a este TFM, nomeadamente na impressão em 3D de filamentos flexíveis. Erros de impressão, como se pode observar a seguir, e dificuldade de impressão deste filamento mais maleável, levou a fugas de ar ao longo dos atuadores, provocando a ausência de flexão em certos atuadores e dificuldade em manter-se no estado de flexão sob pressão [86].

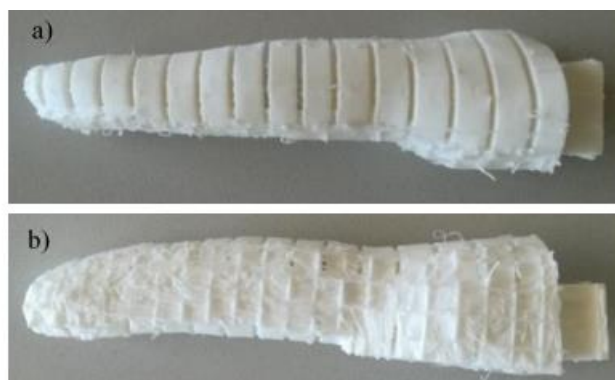


Figura 4.18 - Atuador do indicador impresso em Ninjaflex [86] a) Visão lateral; b) Visão inferior.

No segundo TFM, também desenvolvido no ISEL, foi projetado uma luva vestível para reabilitação da mão, recorrendo à modelação de atuadores pneumáticos macios em silicone; Elastosil M 4601 A/B® [87].



Figura 4.19 - Luva de reabilitação com atuadores pneumáticos em Elastosil® M 4601 A/B [87].

Neste estudo, recorreu-se à impressão de moldes para a obtenção de atuadores em silicone. Como limitação, este estudo apresenta um processo de moldagem e desmoldagem complexo e demoroso, sendo dividido em 2 parte [87].

No geral, estudos comprovam que a utilização de exosqueletos ou assistência robótica em terapias de reabilitação proporciona um tratamento mais eficaz com uma rápida melhoria. Devido à sua personalização, estes são adaptáveis a cada paciente e ao seu tratamento específico [13,14,15].

Os restantes casos patológicos que apresentam disfunções hormonais e químicas, apenas são tratáveis através de medicação para controlo hormonal. Porém, lesões traumáticas ou compressivas podem ter um benefício cirúrgico, dependendo da gravidade, apresentando resultados excelentes, porém são um tratamento bastante invasivo [24].

A neuropatia por diabetes é atingida após anos sem tratamento e pode afetar a capacidade regenerativa do nervo. Um método de prevenção não invasivo é o controlo da pressão arterial, colesterol e açúcar no sangue [24].

Devido a tal, o exosqueleto desenvolvido neste TFM apenas é aplicado a neuropatias traumáticas e compressivas, e em casos de miopatias ou acidentes traumáticos, sendo utilizado como auxílio na reabilitação. Por vezes, se necessário, existe recurso à medicação, de modo a prevenir atrofia muscular, devido a ausência de movimento.

Muitas vezes associado a estes tipos de patologia, existe uma fraqueza geral muscular na mão, resultando no impedimento de apreensão de objetos, que por falta de movimento, leva a atrofia muscular.

De forma a evitar o agravamento dessa atrofia, a solução fornecida neste TFM, promove a movimentação e evita atrofia muscular [24].

Como tal, os objetivos terapêuticos deste TFM incluem [24]:

- Devolução do alinhamento original do membro;
- Diminuição das dores e da parestesia (sensação de formigamento), provocada pela compressão do nervo;
- Prevenção de contraturas articulares;
- Evitar movimentos/posições que agravem a patologia;
- Compensar a musculatura fragilizada;
- Auxílio na apreensão;
- Impedir desenvolvimento de padrões de compensação que o corpo desenvolva;
- Promoção do movimento articular para melhoramento a nível da cartilagem.

4.5 Materiais utilizados nos atuadores

Já a nível dos materiais usados, usou-se principalmente a borracha de silicone: ElastosilM4601 A/B® e filamento flexível em 3D: Filaflex 60A®, de modo a apresentar uma abordagem reciclável e não poluente.

4.5.1 Silicone - ElastosilM4601 A/B®

A borracha de silicone é um dos materiais mais utilizados na *soft robotics*, principalmente pelas suas características de deformação e elasticidade, que permitem uma absorção de energia superior [88].

O silicone utilizado, Elastosil M4601 A/B®, apresenta características favoráveis para aplicação em *soft robotics*, nomeadamente tem uma rigidez ou *Hardness Shore* de 28 e o um *Pot Life* (período durante o qual o silicone pode ser aplicado após misturar ambos os reagentes) de 95 minutos [89].

Segundo Wienzek, este tipo de silicone, apresenta uma viscosidade de 9132 mPas, após 20 minutos de cura, aumentando exponencialmente ao longo do tempo, sendo perceptível o aumento do desvio padrão [89].

No entanto, após 80 minutos, a viscosidade aumenta para 25 590 mPas. Portanto, o elastómero reage mais lentamente ou as condições de teste, como a temperatura e sistema de medição, variam.

Em relação aos testes de longa duração, o elastómero até ao dia 63, apresenta uma viscosidade de 66 240 mPas, demonstrando potencial deste material na produção de pré-impregnação [89].

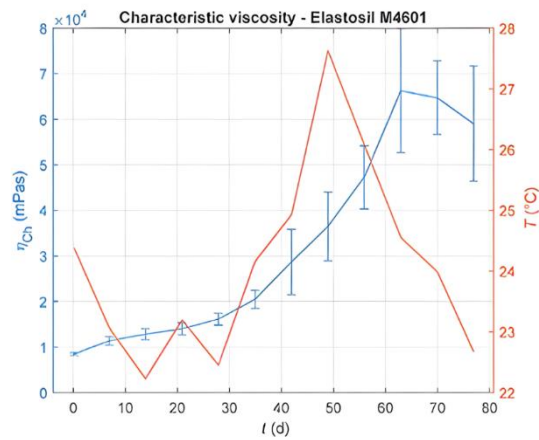


Gráfico 4.1 - Variação da viscosidade do Elastosil M4601 A/B © com o tempo e temperatura [89].

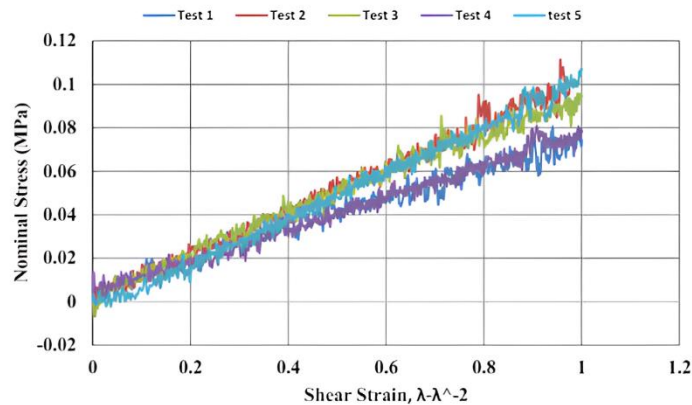


Gráfico 4.2 - Shear Strain versus Nominal Stress do Elastosil M4601 A/B© [89].

O módulo de elasticidade foi determinado recorrendo a testes de tração com a máquina Instron®. Foram realizados no total 5 testes, de modo a calcular a média do módulo de elasticidade, como demonstrado na tabela 4.6 [89].

Tabela 4.6 - Resultados dos módulos de elasticidade obtidos para o Elastosil M4601 A/B© [89].

Tests	Elastic modulus E at 100% shear strain, Elastosil M4061 silicone, kPa
1	203.1
2	299.1
3	271.8
4	221.7
5	316.2
Average	262.4 ± 48.7

Foram realizados testes experimentais da flexibilidade do silicone num atuador pneumático padronizado com uma camada de metal na base, incorporando testes angulares e de força de enrolamento, entre as pressões 0 a 90 kPa.

Foi possível atingir um ângulo máximo de e uma força de, demonstrando resultados positivos em relação a outros silicones [89].

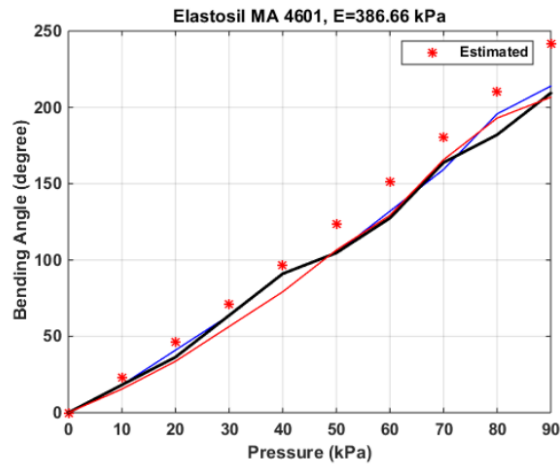


Gráfico 4.3 - Resultados dos dados experimentais da força

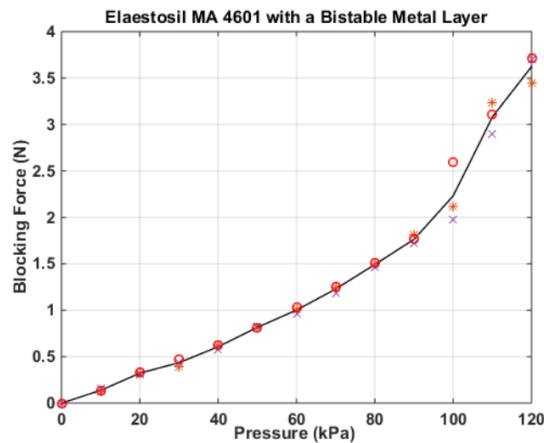


Gráfico 4.4 - Resultados dos dados experimentais dos ângulos do atuador em ElastosilM4601 A/B®, respectivamente [89].

4.5.2 Filaflex 60A®

Os materiais de impressão 3D mais comumente utilizados são ABS, PLA e filamentos de nylon, que são termoplásticos (TP's). Embora as estruturas impressas em 3D a partir destes materiais exibam bons resultados de flexibilidade e resistência, estes materiais são considerados materiais rígidos à temperatura ambiente [90,91].

Portanto, neste estudo, utilizou-se um elastômero termoplástico (TPE) que apresentam propriedades termoplásticas e elastoméricas, por serem copolímeros fisicamente misturados. Embora existam vários tipos de filamentos TPE's disponíveis, como o Ninjaflex® (NinjaTek®), usou-se o Filaflex 60A® (Recreus®), que tem um módulo de elasticidade mais baixo em comparação com outros filamentos de impressão 3D flexíveis e extensíveis no mercado, e é adequado para fabricação do atuador por fabricação aditiva [90,91].

Dentro dos vários filamentos flexíveis disponíveis de Filaflex® existem vários tipos de rigidez, o Filaflex 60A® foi o escolhido para este projeto, por ser o filamento atualmente disponível com menor Hardness Shore ou rigidez, como se pode observar na tabela 4.7.

Tabela 4.7 - Características de diferentes tipos de TPE's [92,93].

Tipos de TPE's	Densidade (g/cm ³)	Hardness Shore	Elongation (%)	Tensile strenght (MPa)
Ninjaflex®	1,19	85A	660	26
Filaflex 60A®	1,07	63A	950	26
Filaflex 70A®	1,08	70A	900	32
Filaflex 82A®	1,12	82A	650	45
Filaflex 95A®	1,00	96A	500	55

Como se encontra referido no nome, este filamento apresenta uma rigidez ou Hardness Shore de 60, sendo atualmente o produto da empresa: Recreus® com maior flexibilidade, devido a tal, não existem muitos estudos deste filamento em específico, apenas com Hardness Shore igual ou superior a 70.

Porém, como sugerido no estudo *“Aspects Regarding the Modelling and Design of 3D-printed Bending Soft Pneumatic Actuators”*, devido ao seu estiramento alto de 950%, este é a melhor opção disponível no mercado para aplicação em impressão em 3D, e como tal, este estudo vai investigar essas características em testes experimentais e comparativos [73].

Este filamento é comumente utilizado na impressão em 3D para palmilhas ortopédicas, devido à sua confortabilidade e flexibilidade, e como tal, num estudo efetuado, aprimorou-se as seguintes definições de impressão (tabela 4.8) [94]:

Tabela 4.8 - Características de impressão do Filaflex 60A® [94].

Material	Printer Settings	Parameter Settings
Filaflex 60A	Bed temperature: - First layer: 30 °C - Other layers: 0 °C/bed Heating turned off Nozzle temperature: 215 °C Flow rates: 100%	Layer thickness: 0.3 mm Top/bottom layers: 1 Minimum shell thickness top/bottom: 0.7 mm/0.5 mm Perimeters: 1 Infill densities: 25% Infill pattern: Gyroid Printing speed: 15 mm/s Fan speed: 30% Disabled for the first 4 layers, full at layer 6

Como referido, na *soft robotics*, utilizaram-se materiais hiperelásticos na parte móvel. Nomeadamente, polímeros, borrachas, silicões ou outros materiais flexíveis, que podem ser fabricados a partir de moldes ou diretamente impressos por uma impressora 3D.

O processo de fabrico usado neste trabalho aborda os 2 processos, reproduzir atuadores de silicone, via indireta por moldes, e por via direta, impressão do atuador. Comparativamente à *hard robotics*, a tecnologia de *soft robotics* requer diferentes estratégias de proteção e estabilidade devido às diferenças de material, em que na *hard robotics* o processo e controlo é mais complexo que na *soft robotics*, que não necessitam devido à sua maior absorção de choque [95].

5 Tecnologias aplicadas nos atuadores

5.1 Modelação dos atuadores

5.1.1 Modelo Patel

Os modelos dos atuadores utilizados neste estudo para exosqueleto, foram inspirados em 2 referências específicas.

O modelo em argolas ou anéis, denominado daqui em diante por modelo Patel, demonstrado na figura 5.1, foi inspirado no trabalho [96] representado na figura 5.2.

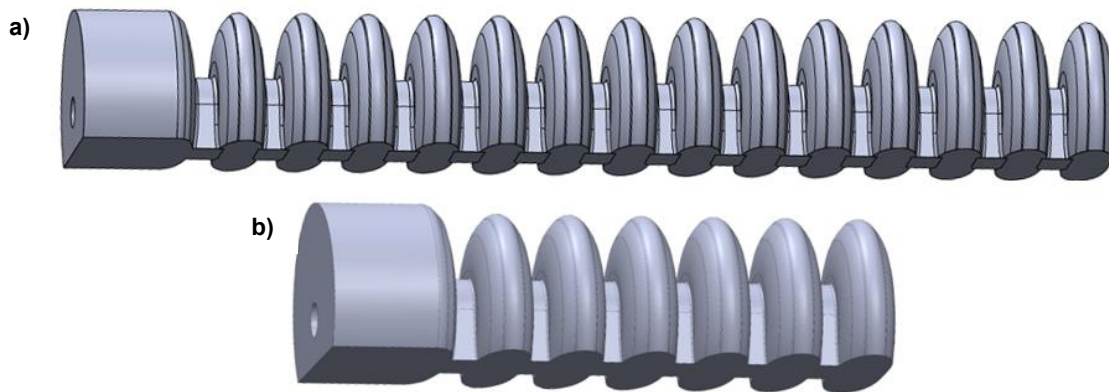


Figura 5.1 – a) Modelo Patel adaptado para o exosqueleto **b)** Modelo Patel simples usado para teste.

Foi criada uma versão simples do modelo Patel (Figura 5.1-b) que posteriormente foi adaptada para o protótipo do exosqueleto (Figura 5.1-a).



Figura 5.2 - Modelo utilizado no artigo por Patel [96].

No artigo em que se inspirou o modelo não são fornecidas medidas, adaptou-se o modelo e inspirou-se na imagem fornecida.

No estudo por Patel, este modelo de atuador foi impresso em *Polyjet*, neste TFM, usou-se silicone (Elastosil M4601 A/B®) e imprimiu-se em filamento flexível (Filaflex 60A®) o mesmo modelo [96].

A estrutura interna produzida neste modelo, teve em consideração a sua espessura e espaçamento para uma flexão otimizada. Neste modelo, modificou-se a espessura das paredes internas, para 1.8 mm de espessura, de modo que exista uma melhoria de flexão com o novo material Filaflex 60A®.

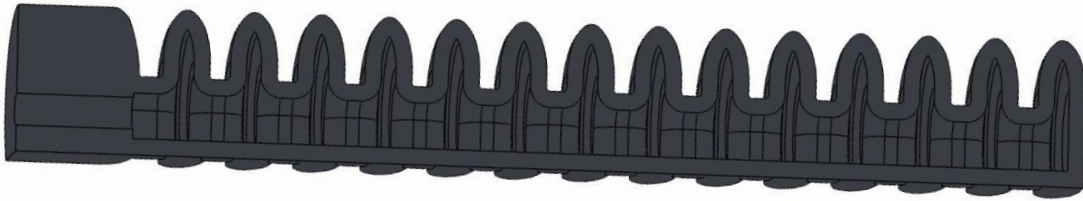


Figura 5.3 - Design interno do atuador pneumático Patel desenvolvido no software Solidworks Student®.

Na figura 5.3, é possível observar o novo modelo do atuador Patel e o seu design, este apresenta as seguintes medições:

- Diâmetro da entrada de ar: 3,5 mm.

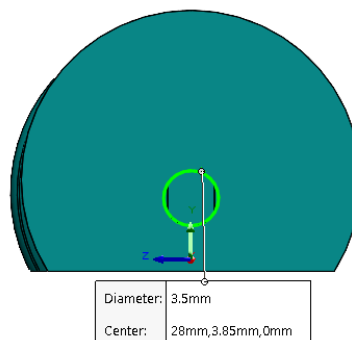


Figura 5.4 - Diâmetro da entrada de ar do atuador num plano frontal, retirado do software Solidworks Student®.

- Largura: 18,22 mm;

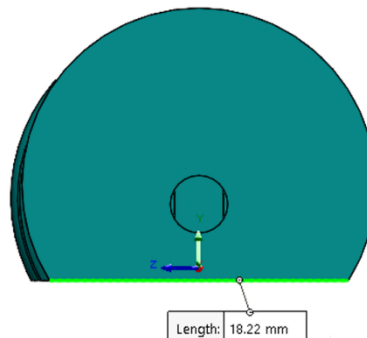
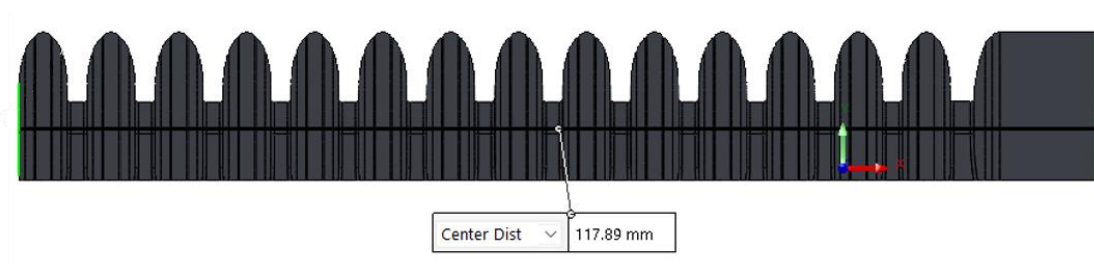


Figura 5.5 - Largura do atuador num plano frontal, retirado do software Solidworks Student®.

- Comprimento total: 117,89 mm



- Espessura das paredes internas: 1,8 mm, devido ao diâmetro de 0,4 mm do nozzle da máquina de impressão utilizada

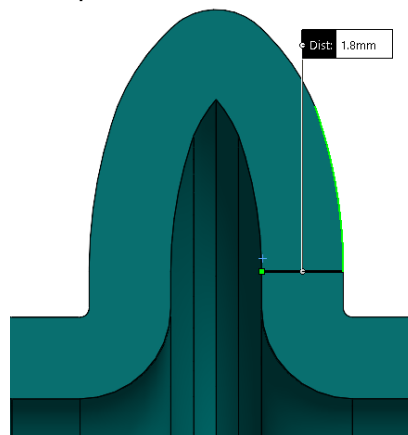


Figura 5.7 - - Espessura das paredes internas do atuador num plano sagital, retirado do Solidworks Student®.

Tendo em consideração a fisiologia anatómica dos dedos da mão, como referido anteriormente, existem 3 articulações que permitem a flexão da falange do dedo, na fase anterior de reprodução de atuadores em silicone, a composição foi efetuada de acordo com as posições das articulações.

Foi aplicada uma base de entrada rígida e bem estruturada para fornecer um suporte fixo na entrada de ar (figura 5.5).

Em adição, observou-se que espessuras acima de 2 mm nas paredes internas do atuador, leva a uma resistência à flexão maior, devido à sua composição mais rígida que no silicone, diminuindo a sua espessura para 1,8 mm, para que também usasse pressões baixas de modo a não incomodar o utilizador do atuador.

Neste caso, não se optou por desenvolver o atuador em exosqueleto neste modelo em silicone Elastosil M4601 A/B®, devido aos erros durante o processo de desmoldagem e devido à sua estrutura não adequada para este material. Tal é possível verificar na figura 5.8.



Figura 5.8 - Teste do modelo simples do patel em silicone Elastosil M4601 A/B®

No geral, o atuador Patel em argolas adaptado ao dedo, apresenta 14 câmaras internas, com uma espessura de 1,8 mm com um comprimento de 117,89 mm, impresso em Filaflex 60A® (figura 5.9), com propriedades que serão estudadas mais posteriormente neste trabalho.



Figura 5.9 - Protótipo do atuador pneumático, adaptado para 2º dedo, no modelo Patel em Filaflex 60A®.

Nesta abordagem, testou-se o atuador em impressão 3D em tecido, de modo que as fibras do tecido (de origem plástica) e os filamentos de Filaflex, fundem-se, permitindo obter um exosqueleto, através dos atuadores pneumáticos, sem recurso à costura. Facilitando e otimizando o processo de produção.

5.1.2 Modelo Yap

O modelo Yap desenvolvido para o exosqueleto (figura 5.10) também foi inspirado num artigo, representado na figura 5.11 [97].

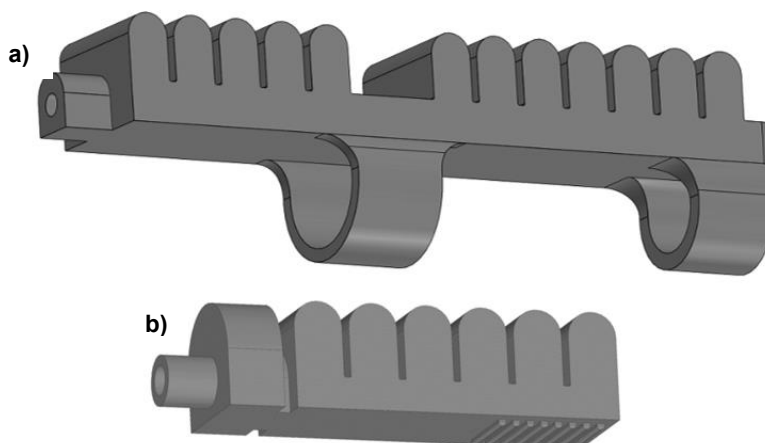


Figura 5.10 - a) Modelo Yap adaptado para o exosqueleto b) Modelo Yap simples usado para teste.

Foi criada uma versão simplista do modelo Yap (Figura 5.10-b) que posteriormente foi adaptada para o protótipo do exosqueleto (Figura 5.10-a).

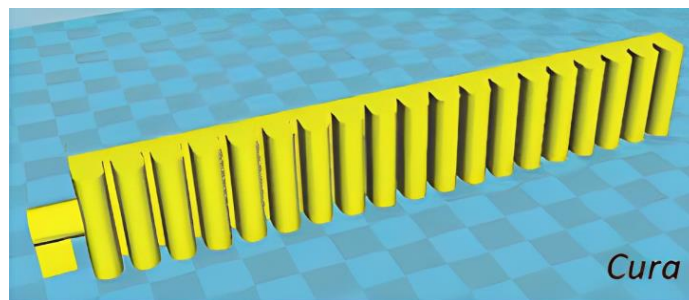


Figura 5.11 - Modelo utilizado no artigo por Yap [93].

No artigo, o atuador apresenta medidas diferentes e uma estrutura com um comprimento maior com o intuito de incorporar 2 canais de ar para extensão e flexão do atuador [96]. Porém neste trabalho final de mestrado optou-se por aplicar apenas um canal de ar interno para a flexão dos dedos.

Inicialmente procurou-se testar o processo de moldagem com o modelo simples de Yap para posteriormente adaptar de forma eficaz ao exosqueleto. Como tal, aplicou-se ambos os silicones no modelo.

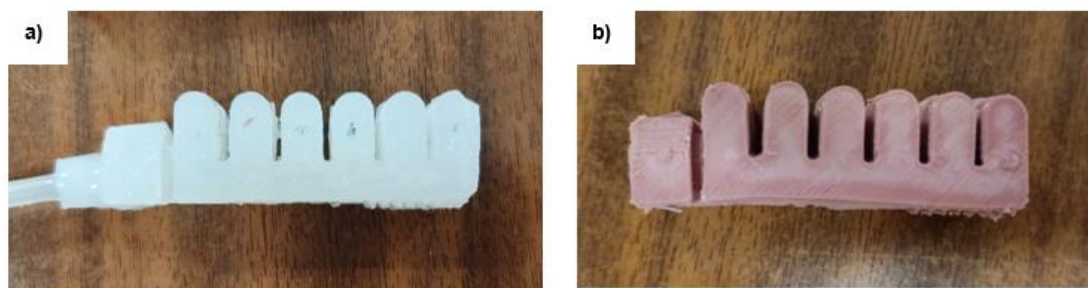


Figura 5.12 - Modelo Yap simples em silicone: **a)** DragonSkin Fast10®; **b)** Elastosil M4601 A/B®

Porém, o modelo desenvolvido neste estudo teve em consideração a existência de 3 articulações que permitem a flexão da falange do dedo, (metacarpicofalângica, interfalângicas distal e proximal), foi incorporado apenas câmaras de ar nessas zonas, sendo que as zonas da falange sem articulações foram apenas utilizadas como passagem de ar. Tendo como princípio cobrir apenas as zonas de articulação [98].

Foi pertinente uma base de entrada rígida e bem estruturada para fornecer um suporte fixo na entrada de ar.

O atuador foi modelado com base na posição das 3 articulações principais da falange, apresentando 2 pontos de fixação, sem câmaras internas, na porção da falange

próximas e distal, e com câmaras internas nas articulações: metacarpicofalângica, interfalângicas distal e proximal, este intervalo de câmaras internas encontra-se contido entre a primeira e a segunda articulação, apresentando no restante comprimento câmaras internas, como demonstrado na figura 5.13.



Figura 5.13 - Foto final do atuador Yap adaptado ao exosqueleto em Elastosil M4601 A/B®.

Neste TFM, focou-se na modelação das 5 falanges e como tal, foram usadas as medidas antropométricas da mão, como exemplificado na figura 5.14.

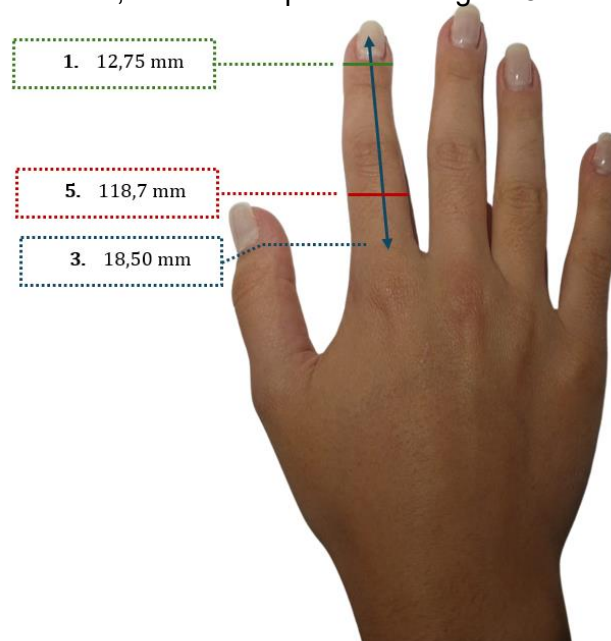


Figura 5.14 - Esquema da mão com as medidas utilizadas na modelação do exosqueleto [fonte própria]: **1.** Diâmetro do anel distal; **2.** Comprimento total; **3.** Diâmetro do anel proximal.

A nível das medidas aplicadas, estas foram adaptadas para o exosqueleto, existindo a adição dos anéis de fixação e a incorporação de 11 câmaras internas, apresentando 5 câmaras na falange proximal, e 6 câmaras na falange medial e distal (figura 5.15).

Teve-se em atenção a constituição interna das câmaras de ar, para obter uma capacidade funcional de flexão, sem elevadas pressões aplicadas na entrada do atuador, de forma a que não ocorram fugas durante a pressurização do atuador.

- Espessura das paredes internas: 2,6 mm.

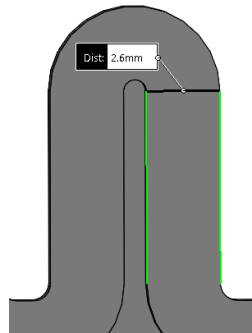


Figura 5.18 - Espessura das paredes internas do atuador num plano sagital, retirado do software Solidworks Student®.

- Altura: 16,8 mm

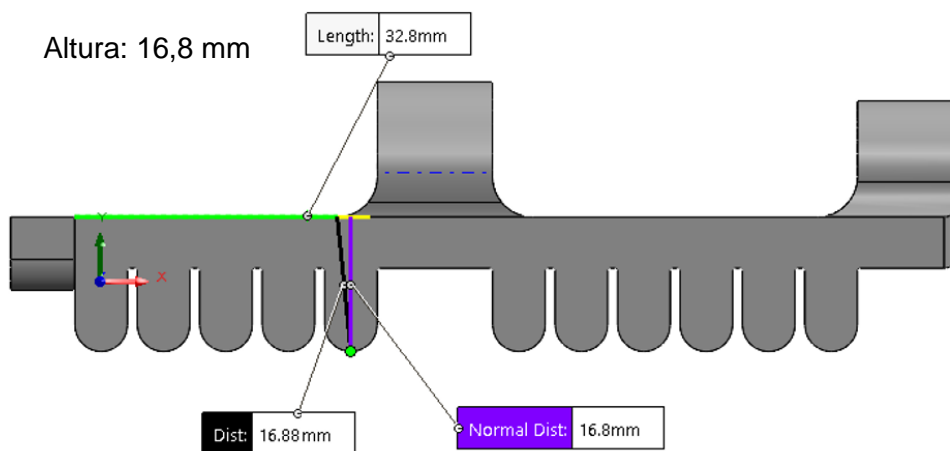


Figura 5.19 - Altura do atuador num plano sagital, retirado do software Solidworks Student®.

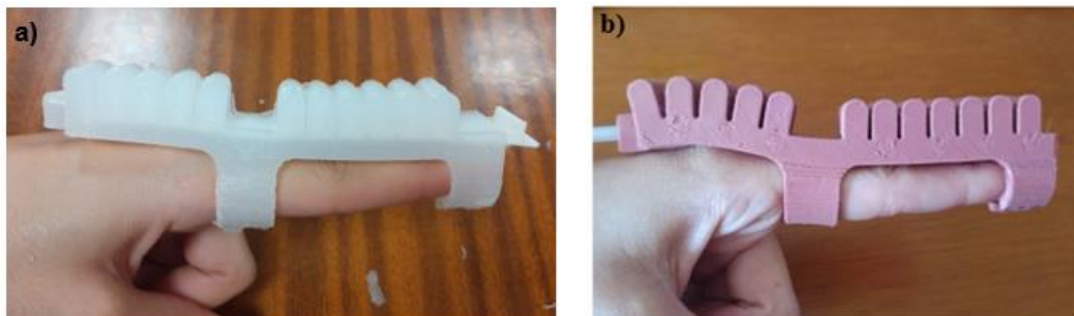


Figura 5.20 - Modelo Yap em silicões: **a)** Modelo Yap em DragonSkin Fast 10®; **b)** Modelo Yap em Elastosil M4601 A/B®.

Teve-se em atenção a constituição interna das câmaras de ar, para obter uma capacidade funcional de flexão, sem elevadas pressões aplicadas na entrada do atuador, de forma a evitar fugas durante a pressurização do atuador.

Esta modelação mais simples, utilizada para o exosqueleto, permitiu uma base de estudo e de simulação para a posterior modelação dos dedos vestíveis, tendo em consideração a anatomia humana.

5.2 Modelação dos moldes para os atuadores em silicone

Tendo em conta que a impressão em silicone é uma área em constante desenvolvimento, pretende-se neste TFM explorar esta temática, como tal, desenvolveu-se um molde negativo em PLA, para produzir o modelo Yap em dois tipos de silicones.

A modelação convencional tende a apresentar uma costura ao longo do perímetro do atuador, interligando ambas as peças desmoldadas, levando a um alto risco de delaminação. Como tal, houve a necessidade de formular um molde robusto e reutilizável que evita essa delaminação do material, permitindo a remoção do atuador em 1 peça inteira sem recurso a colagem de duas peças [80,81].

Inicialmente foi desenvolvido um molde com 4 peças em PLA, como é possível verificar na figura 5.21, inspirado nos modelos disponíveis no *Ultimaker Thingiverse*, desenvolvido por *TrashRobotics* [108]. Esta inspiração apenas se baseou no método de extração da espinha interna que forma as câmaras internas do atuador.

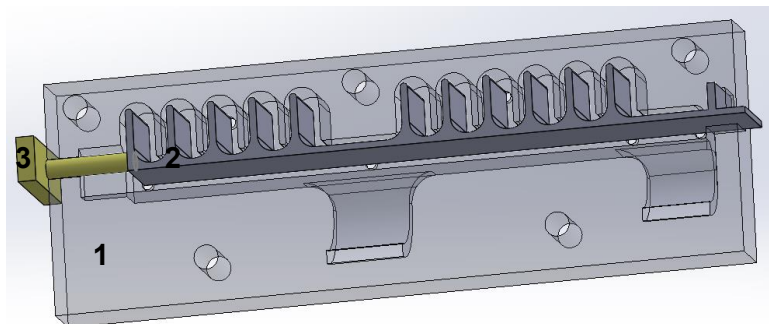


Figura 5.21 - Design do molde utilizado nos silicones no software: Solidworks Student®: 1. Molde negativo; 2. Espinha interna; 3. Furador.

Como referido, as 4 peças para o molde negativo do atuador foram desenvolvidas:

- A espinha interna, permite moldar as câmaras de ar internas para a pressurização do atuador;
- O furador, tem como função formar a entrada de ar para o tubo ser inserido na pressurização;
- Os 2 moldes, permitem formar as paredes e estrutura externa do atuador, estes moldes ainda apresentam furos nas suas bases para prevenir bolhas de ar durante a cura, removendo ar e excesso de silicone.

Porém, numa fase final de melhoria, de forma a simplificar o processo, sem necessitar do passo adicional de fechar a saída da espinha. Alterou-se o modelo (figura 5.19) e removeu-se o furador, projetando o modelo de forma a obter três peças no total: os

moldes e a espinha interna, reaproveitando a saída da espinha para entrada de ar do tubo (figura 5.22).

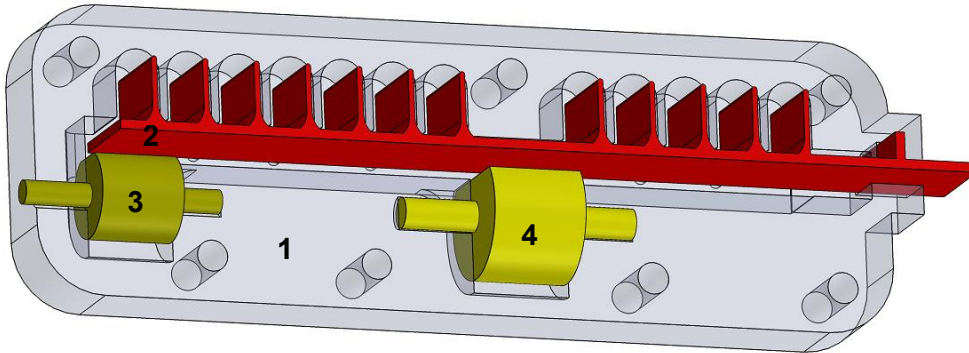


Figura 5.22 - Design final do molde utilizado nos silicões no software: Solidworks Student®: 1. Molde negativo; 2. Espinha interna; 3. Anel menor; 4. Anel maior.

Esta extensão da saída da espinha interna, permite, no caso de o atuador ser de silicone, adaptar-se ao tubo de entrada de ar, através de uma braçadeira de aperto, como demonstrado na figura 5.23.

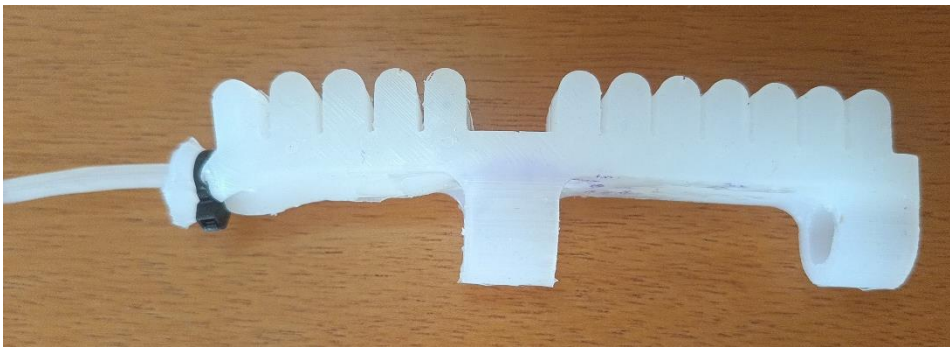


Figura 5.23 – Atuador com braçadeira de aperto e com entrada adaptada para o tubo.

Nos primeiros moldes do modelo do exosqueleto, testou-se o filamento solúvel PVA (*Polyvinyl Alcohol*) por injeção na vertical (figura 5.24), de modo a facilitar a remoção da espinha interna por dissolução, no entanto, devido à reação entre silicone, PVA e água, o silicone perde a sua consistência e desfaz-se em filamentos (figura 5.25).

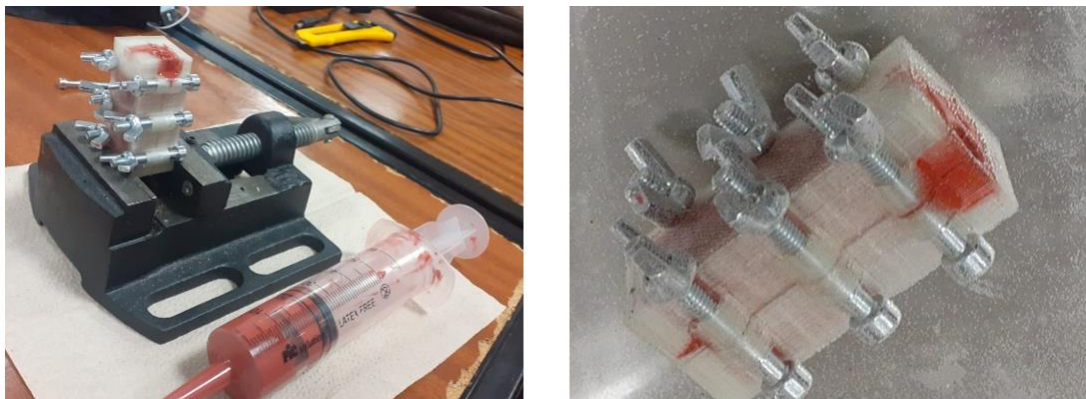


Figura 5.24 - Exemplo do processo de injeção de silicone em molde de PVA (esquerda), e exemplo do processo dissolução do molde PVA em água (direita).



Figura 5.25 – Resultado do silicone após reação química entre a água, PVA e silicone.

Quanto maior fosse o comprimento do atuador, mais difícil era o processo de injeção, existindo casos experimentais em que o silicone não cobria zonas do atuador (figura 5.26).

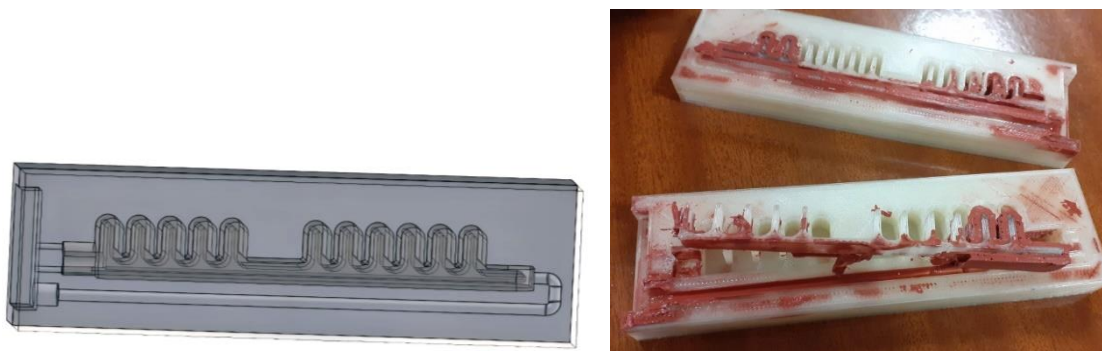


Figura 5.26 - Exemplo do processo dissolução do molde PVA em água no software Solidworks Student® (esquerda), e o seu resultado (direita).

Ainda na fase de testagem, foi efetuada uma experiência para testar a dissolução apenas da espinha interna em ABS, em contacto com acetona. Observaram-se resultados positivos, com a dissolução completa da espinha interna, sem recorrer à remoção manual da mesma com pinça (figura 5.27).



Figura 5.27 - Teste de silicone com espinha ABS dissolvida em acetona.

No entanto, devido à toxicidade da acetona e da impressão em ABS, utilizou-se uma técnica de remoção de espinha interna menos lesiva para a saúde.

De qualquer forma validou-se o procedimento que poderá no futuro ser recuperado noutras circunstâncias laboratoriais sanitárias mais adequadas ao manuseamento e arejamento dos materiais usados.

Devido às falhas mencionadas anteriormente, optou-se por um molde em PLA com um design mais eficaz no processo de moldagem (figura 5.28), fornecendo um processo fácil e replicável com resultados constantes, e que elimina possíveis erros de produção associados ao ser humano.



Figura 5.28 – Molde e atuador final em DragonSkin Fast 10®.

Após vários testes experimentais, desenvolveu-se um processo otimizado de produção do atuador em silicone, este pode ser dividido em 4 passos:

1. Misturar o reagente A e B, dependendo do silicone, 50% de cada, no caso do DragonSkin Fast 10®, ou 90% do A e 10% do B no caso do silicone: Elastosil M4601 A/B®. No total, utiliza-se 25 gramas de ambos os reagentes (de acordo com a densidade de massa calculada no Solidworks Student®).



Figura 5.29 - Regentes de reação do silicone: Elastosil M4601 A/B® [99].



Figura 5.30 - Reagentes de reação do silicone: DragonSkin Fast 10® [100].

2. Colocar a mistura de silicone no molde negativo do atuador, deixar repousar uns minutos, e inserir peças adicionais: espinha interna e furador, em conjunto com os parafusos e porcas.

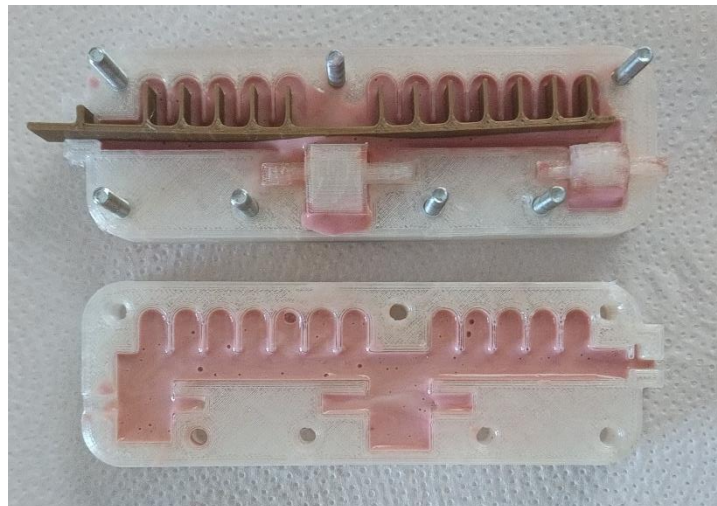


Figura 5.31 - Molde negativo do atuador utilizado na moldagem do silicone Elastosil M4601 A/B®.

3. Após deixar curar por uns minutos, até o silicone ficar mais viscoso, acopla-se as duas bases do molde negativo, apertando os parafusos, de modo a remover excesso de silicone e bolhas de ar.



Figura 5.32 - Molde negativo do atuador em silicone: Elastosil M4601 A/B® em cura.

4. Após a cura do silicone (24 horas no caso do Elastosil M4601 A/B® e 75 minutos no DragonSkin Fast 10® desmolda-se o atuador e remove-se a espinha interna em PLA, ao fraturar as zonas críticas (retângulos perpendiculares). Posteriormente, com o auxílio de uma pinça, retira-se a pinça fraturada pela saída retangular feita para este propósito. No final, veda-se a saída da espinha interna com silicone e deixa-se curar.

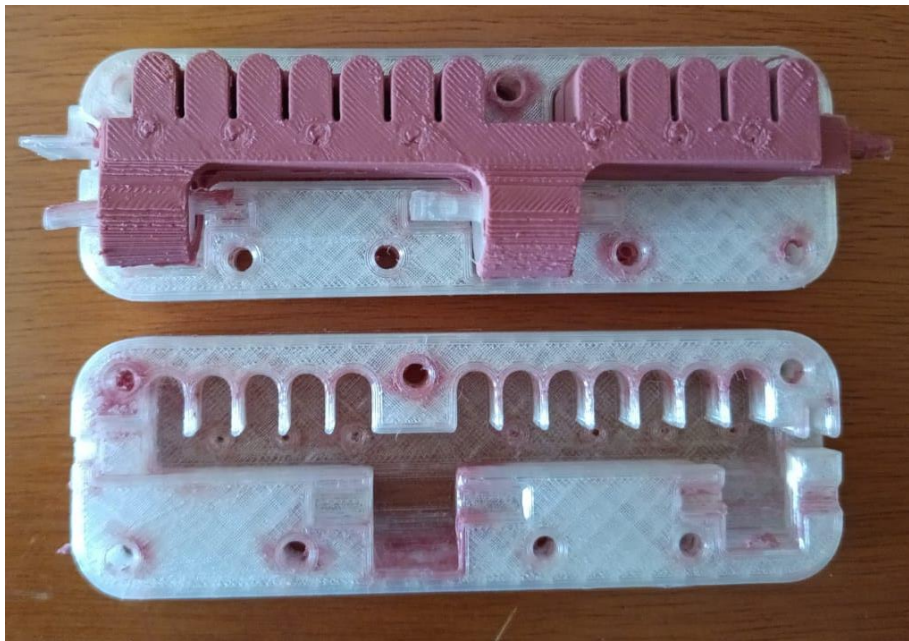


Figura 5.33 - Molde negativo do atuador em exosqueleto, já curado, em silicone: Elastosil M4601 A/B®.

Este método, evita curar a peça em duas e posteriormente criar uma zona de “costura” com grande risco de rutura entre câmaras internas e risco de fugas.

Em adição, a incorporação de aberturas ao longo do molde para a liberação do excesso de silicone ajuda a prevenir a formação de bolhas de ar, que leva a fugas de ar no modelo final.

Durante os testes experimentais, concluiu-se que uma espessura de 2,6 mm entre paredes internas é a medida ideal, após várias falhas em desmoldar em espessuras menores, e maior resistência em flexão com espessuras maiores.

Esta análise experimental permite a validação e compreensão do comportamento dos atuadores consoante a literatura, e fazer uma comparação entre os modelos e materiais utilizados.

5.3 Método dos Elementos Finitos

Para a simulação comportamental dos atuadores e estudar a deformação do material flexível do atuador sob diferentes pressões aplicadas, usou-se o Método dos Elementos Finitos ou *Finite Element Method – FEM* [101]. Esta análise é feita através da utilização do software Ansys Workbench Student®, pretendendo determinar a tensão elástica e deformação do atuador quando sujeito a pressões internas.

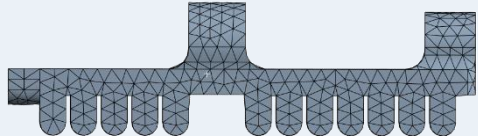
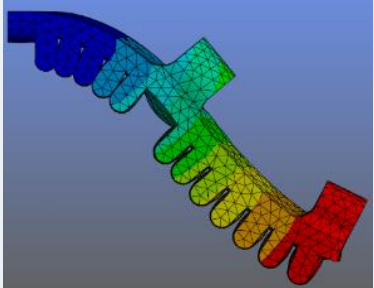
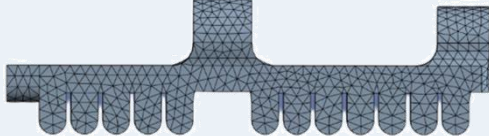
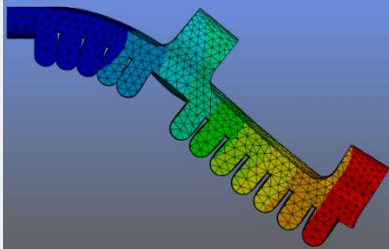
Apesar da modelação dos atuadores ter sido feita no software Solidworks Student®, a simulação comportamental foi efetuada no Ansys Workbench Student®, devido à sua facilidade em simular materiais hiperelásticos ou flexíveis.

Esta simulação pretende prever o comportamento da estrutura em estudo até obter um resultado ótimo para reprodução, como foi o caso neste TFM, em que se testou espessuras, materiais e dimensões diferentes do modelo a ser estudado, até chegar às definições otimizadas. Este procedimento de análise é efetuado através de uma divisão contínua dos elementos finitos, transformando uma estrutura geométrica complexa em elementos mais simples representados por nós, que em conjunto traduzem-se numa *mesh* ou malha. Consoante o tamanho de nós, a malha pode apresentar maior ou menor resolução [101]. Existem diferentes tipos de comportamento de materiais, nomeadamente, linear, não linear (elástico), bilinear (elástico-plástico), plástico e hiperelástico (elastómeros).

Devido à natureza flexível dos silicões e filamentos utilizados no TFM, apenas se irá utilizar numa abordagem de análise de elementos finitos uma análise não linear do comportamento hiperelástico, o que inclui hiperelasticidade e superfície de contacto, ambos relevantes na simulação do material em questão.

A seguir é demonstrado para o mesmo modelo de Patel, diferentes tipos de malhas aplicadas, variando o número de elementos e nós, confirmando resultados diferentes consoante o tamanho do elemento finito. Um número maior de elementos e nós permite capturar mais detalhes e variações, porém aumenta o custo e tempo computacional. Por outro lado, uma quantidade menor reduz a carga computacional, mas também induzem a mais erros e aproximações [101].

Tabela 5.1 - Simulações do modelo Patel com 2 tipos diferentes de malha no software Ansys Workbench Student®.

Caracterização da malha	Modelo Patel	
<p>Nós: 14214</p> <p>Elementos: 7230</p>		
<p>Nós: 34719</p> <p>Elementos: 19541</p>		

Na tabela 5.1 a malha mais refinada é a que apresenta um maior número de elementos e nós.

Existem diferentes tipos de materiais hiperelásticos em estudo, e como tal é importante abordar os modelos principais utilizados no Ansys Workbench Student®, para caracterizar os modelos hiperelásticos em simulação. O modelo Yeoh e Moonley-Rivlin foi aplicado durante a simulação para materiais diferentes. O modelo Yeoh de 3º ordem foi aplicado para os silicões, devido à alta evidência de estudos que utilizam este tipo de modelo em materiais como o silicone. Já o modelo Moonley-Rivlin de 2º ordem foi

aplicado para o Filaflex 60A®, esta aplicação foi baseada em estudos feitos que recomendam estes modelos para cada material [97].

Numa abordagem de análise de elementos finitos, uma simulação numérica do comportamento hiperelástico dos materiais foi realizada com o software Ansys Workbench Student®.

Neste estudo foi efetuada uma análise estrutural estática que permite avaliar o comportamento de estruturas sob cargas estáticas (tensões, deslocamentos, pressões...), que permanecem constantes ao longo do tempo.

Este método permite introduzir as propriedades do material e, através de um ajuste de curva, permite simular a flexão do atuador, consoante a pressão de entrada e o material aplicado, fornecendo soluções para problemas de mecânica estrutural e permitindo parametrizar em análise de múltiplos cenários de design [102].

Devido à natureza dos silicões, que depende de forças compressivas ou expansivas, optou-se por efetuar o tipo de análise não-linear, o que inclui hiperelasticidade e superfície de contacto, ambos relevantes na simulação do material em questão [103].

A análise não-linear é aplicável em materiais que [103]:

- A resposta de tensão-deformação é altamente não-linear;
- Comportamento quase ou totalmente incompressível
- Dependência de temperatura;
- Interação complexa do material elástico com regiões metálicas adjacentes.

O processo de simulação do modelo no Ansys Workbench Student®, inicia-se pela criação de uma análise estrutural estática (*Static Structural*), em que na secção: *Engineering Data*, são inseridas as propriedades dos materiais (valores das constantes e densidade da tabela 5.2 e 5.3). Nesta fase, dos modelos disponíveis, é selecionado o modelo hiperelástico Yeoh, uma vez que o modelo selecionado irá depender da disponibilidade dos dados experimentais, que no caso em questão, é o modelo Yeoh de 3º ordem.

Tabela 5.2 - Datasheet com as propriedades do material Elastosil M4601 A/B ® [97,99].

Elastosil M4601 A/B®	Valor		Unidade
	A	B	
Componente			
Densidade a 23°C	1,14	1,01	g/cm ³
Tempo de cura	12		horas
Viscosidade a 23°C	10.000		mPa/s
Rácio de mistura	90	10	%
Hardness	28		Shore A
Módulo de Young	6,5		GPa
Poisson's Ratio	0,2		
Resistência à tração	6,5		N/mm ²
	700		%
Resistência à rutura	29,4		N/mm
Constante de material C10	0,11		MPa
Constante de material C20	0,02		MPa
Constante de material C30	0		MPa
Parâmetro de incompressibilidade D1	0		MPa

Tabela 5.3 - Datasheet com as propriedades do material DragonSkin Fast 10® [100,104].

DragonSkin Fast 10®	Valor		Unidade
	A	B	
Componente			
Rácio de mistura	50	50	%
Densidade a 23°C	1,07		g/cm ³
Tempo de cura	75		minutos
Viscosidade a 23°C	23.000		mPa/s
Hardness	10		Shore A
Módulo de Elasticidade a 100%	0,15		MPa
Resistência à tração	3,3		N/mm ²
	1000		%
Resistência à rutura	17,8		N/mm
Constante de material C10	0,036		MPa
Constante de material C20	2,5E-4		MPa
Constante de material C30	2,3E-5		MPa
Parâmetro de incompressibilidade D1	0		MPa

Os dados das tabelas 5.2 e 5.3 são válidos nos estudos aplicados, porém podem-se alterar com o tipo de processamento de moldagem e cura.

No entanto, pode se verificar, com as simulações efetuadas, que os materiais apresentam propriedades similares com um nível reduzido de discrepância entre os resultados de simulação e experimentais.

Como mencionado, devido às propriedades hiperelásticas, utilizou-se o modelo Yeoh de 3º ordem, em ambos os silicones, como tal a função de energia de tensão hiperelástica do modelo [94]:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (5.1)$$

Onde,

I_1 é o primeiro invariante da deformação;

C_{10}, C_{20}, C_{30} são parâmetros específicos do material.

De seguida, é importado o modelo, modelado no Solidworks Student® em formato STEP, na secção: *Geometry*.

Nesta parte, são definidas as paredes internas (figura 5.34) para aplicação da pressão e as paredes externas (figura 5.35) para o contacto externo entre câmaras.

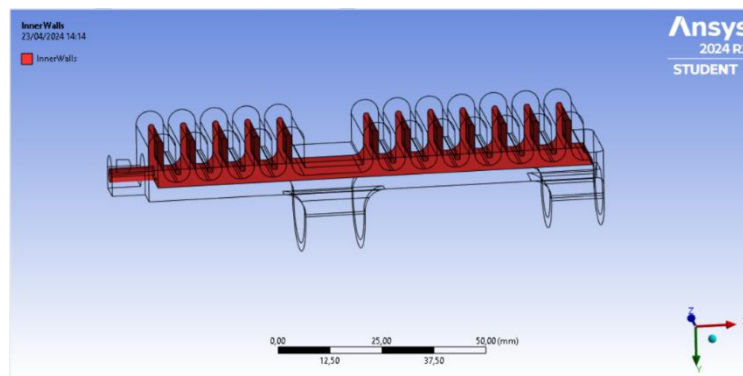


Figura 5.34 - Definição das paredes internas do atuador no software: Ansys Workbench®.

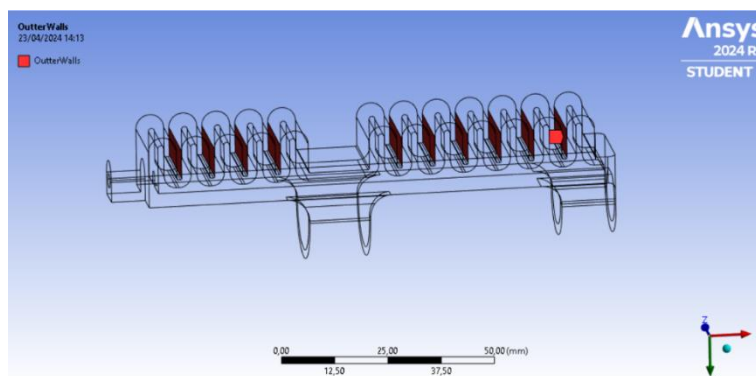


Figura 5.35 - Definição das paredes externas de contacto do atuador no software: Ansys Workbench®.

Após definir as paredes do atuador, na secção de *Geometry*, o modelo é inserido na secção: *Model*. Nesta etapa atribui-se a etiqueta de elastómero com as propriedades dos materiais, já estabelecidos no *Engineering Data*.

Após definidas as regiões de contacto, é aplicada uma malha (*mesh*) limitada por número de elementos e nós (figura 5.36).

O número de elementos é limitado a uma análise estrutural máxima de 32000 nós/elementos, devido à restrição da versão estudante utilizada, pelo que, nos modelos a seguir foi aplicada a seguinte *mesh*:

- Modelo Yap para o exosqueleto, apresenta 14214 nós e 7230 elementos, no caso do DragonSkin 10 Fast ®.
- Modelo Yap para o exosqueleto, apresenta 56005 nós e 32962 elementos, no caso do Elastosil M 4601 A/B ®.

Apesar da limitação da análise estrutural, a simulação dos materiais e modelos não foi afetada.

Primeiramente, aplicou-se um número de elementos maior, no caso do DragonSkin 10 Fast®. Porém, como se irá observar mais posteriormente, aplicou-se uma malha diferente, de modo a evitar erros de simulação e discrepâncias deformatórias.

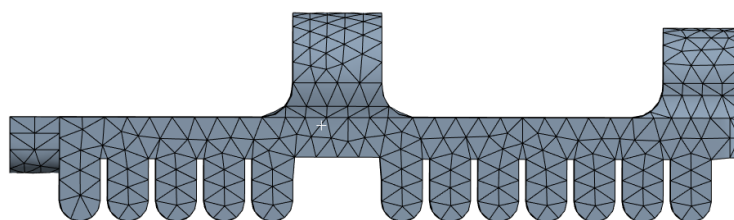


Figura 5.36 – Aplicação da mesh no atuador no software: Ansys Workbench®.

Na etapa final da análise estática estrutural, foi definida a força gravítica de $9,806 \text{ m/s}^2$ (figura 5.37), uma face de suporte fixo na entrada de ar (figura 5.38) e aplicou-se a pressão nas paredes internas do atuador (figura 5.34).

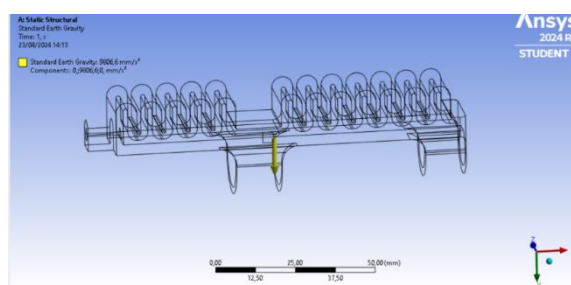


Figura 5.37 - Definição da força gravítica – $9806,6 \text{ mm/s}^2$, no Software Ansys Workbench®.

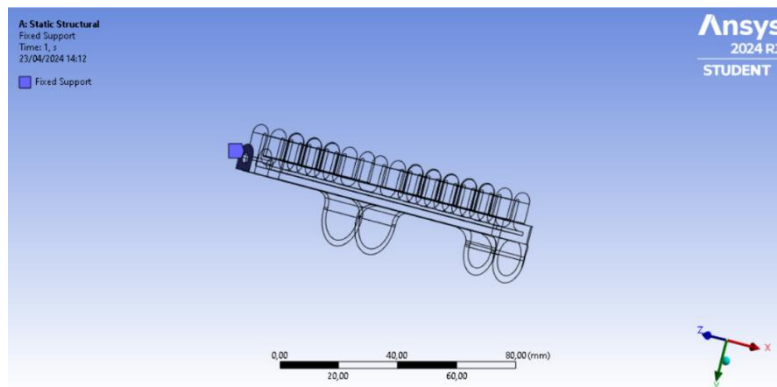


Figura 5.38 - Definição da face com suporte fixo no software Ansys Workbench®.

Neste estudo o software utiliza passos temporais de forma gradual (steps) aplicando as condições sobre o atuador, calculando o seu efeito e formulando uma simulação [105]. Os steps, ou incrementos, consistem em dados num determinado intervalo de tempo, definidos entre zero e um, que variam de tamanho segundo o sucesso ou falha de conversão dos resultados automáticos [105].

Foram definidos os seguintes controlos de passos ou steps:

- Number of steps: 1
- Step end time: 1
- Auto time stepping: ON
- Initial time step: 0,1 s
- Minimum time step: 1E-004
- Maximim time step: 1 s
- Large deflection: ON

5.3.1 Simulações dos atuadores para o exosqueleto

Através das simulações efetuadas, a curvatura de deformação do atuador é afetada por diversos fatores, como a espessura, comprimento, volume ou número de câmaras internas e distância entre paredes externas.

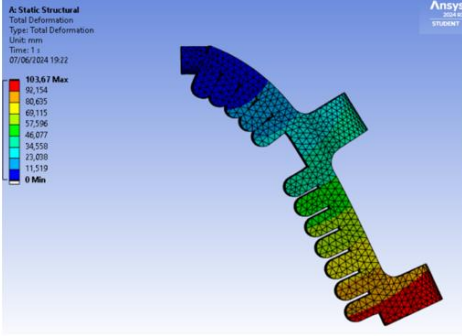
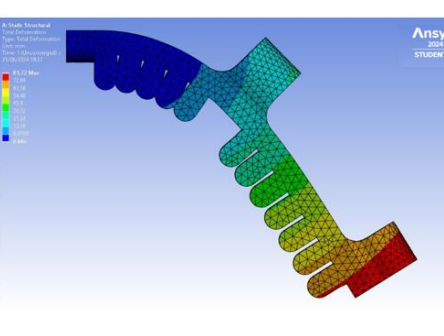
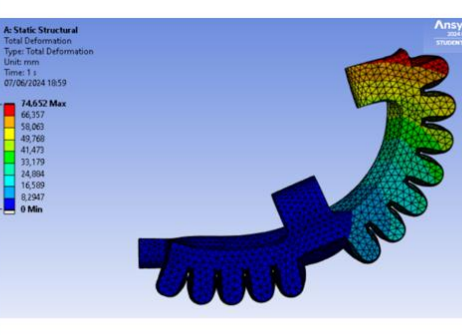
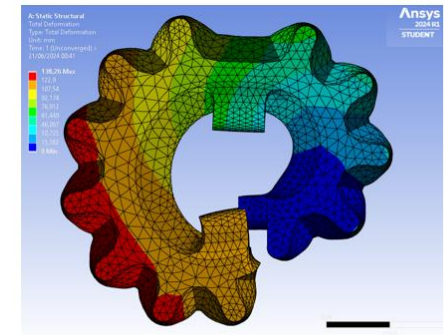
Como tal, o cálculo é feito através dos resultados da simulação e a equação de regressão do raio da curvatura [103].

Foram realizadas simulações em ambos os silicones:

- DragonSkin Fast 10®, para pressões diferentes desde 0 kPa até 30 kPa (0.3 bar) – Pressão máxima.
- Elastosil M4601 A/B®, para pressões diferentes desde 0 kPa até 70 kPa (7 bar) – Pressão máxima.

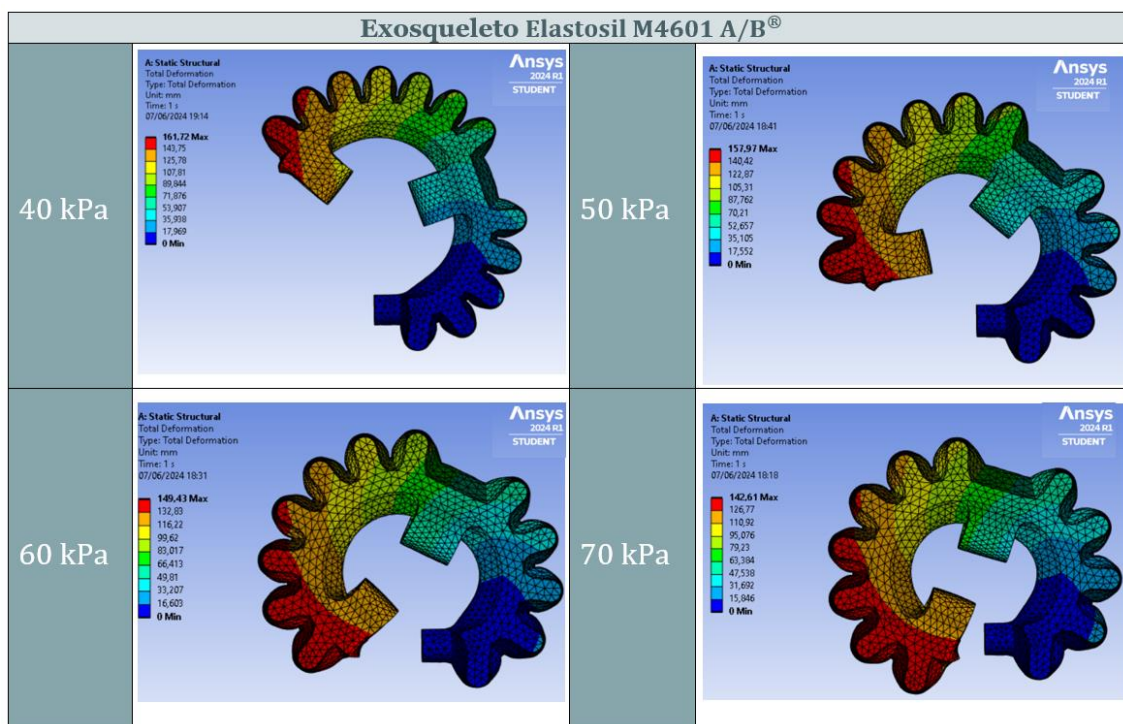
As tabelas a seguir, e as que constam do Apêndice I, apresentam os resultados das simulações obtidas para diferentes pressurizações internas, nos atuadores Yap em 2 tipos de silicone.

Tabela 5.4 - Simulações no Ansys Workbench® do atuador Yap em Elastosil M4601 A/B® versus em DragonSkin Fast 10®.

Pressões internas (kPa)	Exosqueleto Elastosil M4601 A/B®	Exosqueleto DragonSkin Fast 10®
0 kPa		
30 kPa		

É importante referir que durante as simulações, para as pressões 15 kPa e 25 kPa houve uma alteração da *mesh*, devido à limitação do CPU do computador usado. Com este efeito, a *mesh* apresenta 14214 nós e 723 elementos.

Tabela 5.5 - Simulações no Ansys Workbench do atuador Yap em Elastosil M4601 A/B® com pressões: 40 kPa a 70 kPa - Modelo hiperelástico Yeoh.



Após efetuar as simulações em ambos os materiais, existe uma dilatação angular das câmaras de ar, permitindo uma flexão nas zonas com câmaras de ar no atuador.

Isto é mais notório com o aumento da pressão interna aplicada, pois observa-se um aumento proporcional de espaço entre as paredes das câmaras de ar adjacentes.

Devido à morfologia deste atuador, o mesmo espelha o movimento de flexão anatômico do dedo humano, não apresentando uma flexão simétrica circular, como no atuador em Filaflex 60A®, mas apresenta flexão nas zonas com câmaras de ar, levando a que as zonas com ausência dessas câmaras se adaptem às articulações dos dedos.

Com isto, conclui-se que este modelo é o mais adaptável ao movimento anatômico do dedo humano. Perante os resultados anteriores, verificou-se que à mesma pressão de 20 kPa, observou-se uma maior flexão no material DragonSkin Fast 10®, quando comparado com o Elastosil M4601 A/B®, operando a pressões mais baixas, e apresentando como pressão máxima: 30 kPa.

Por outro lado, o material Elastosil M4601 A/B® apresenta menor flexibilidade, obtendo uma pressão máxima de 70 kPa (0,7 bar), como demonstrado na tabela 5.5. Tal pode ser comprovado com o estudo experimental efetuado dos ângulos de flexão versus pressão, em ambos os materiais, no software: Kinovea®.

Foi avaliada a tensão elástica de ambos os materiais na sua respetiva pressão máxima, sendo passível de observar um pico de tensão nas regiões de paredes externas e junções externas entre câmaras de ar, por serem as zonas mais sensíveis e de fácil rutura durante a pressurização de ar (figuras 5.39 – 5.40).

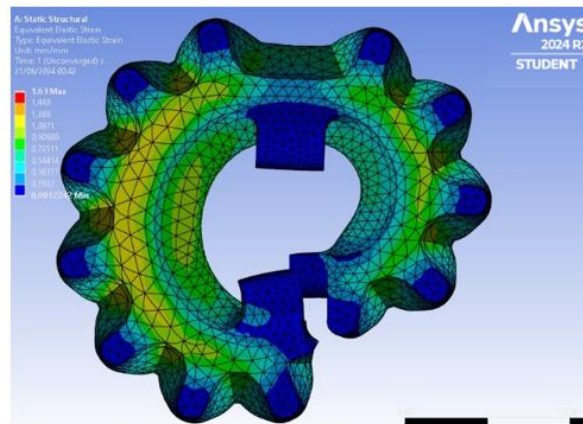


Figura 5.39 - Simulação da tensão elástica a 30 kPa (0,3 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench ® do atuador Yap DragonSkin Fast 10®.

Estes resultados, permitem concluir que um atuador com maior componente elástica (Módulo Young), é o que leva a resultados mais flexíveis, caso o intuito seja adquirir uma maior amplitude de movimento com menores pressões de entrada, que é o caso do exosqueleto para reabilitação, em que a pessoa necessita do máximo de amplitudes possíveis sem pressões demasiado altas para um contacto direto, sem algias, para o auxílio da flexão dos dedos.

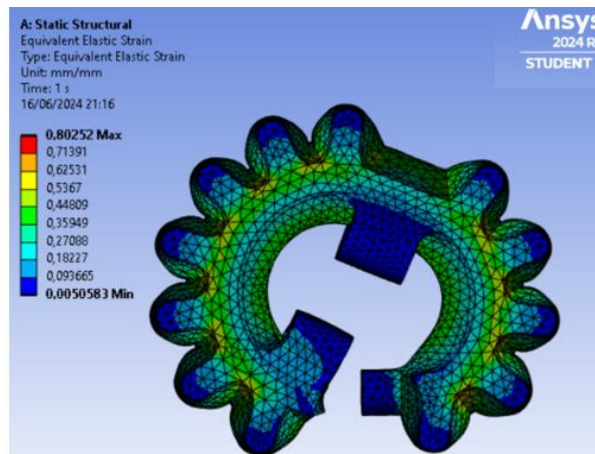


Figura 5.40 - Simulação da tensão elástica a 70 kPa (0,7 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench ® do atuador Yap em Elastosil M4601 A/B®.

Portanto o material mais aconselhável, seria o DragonSkin Fast 10® com base nos resultados obtidos. Este sendo um material mais elástico e deformável, apresenta uma tensão elástica máxima superior de 1,63 MPa quando comparado com o a tensão máxima do Elastosil M4601 A/B®, de 0,803 MPa, devido a tal, seria aconselhável utilizar o DragonSkin Fast 10® como exosqueleto para reabilitação, principalmente devido à

sua confortabilidade e maleabilidade adaptável aos dedos do paciente, evitando constrições e pressões altas em contacto direto.

Porém, seria vantajoso realizar novos estudos, especialmente considerando diferentes espessuras, para validar de forma mais concreta os resultados anteriores, visto que neste estudo estar-se-ia limitado à espessura de 2,6 mm, devido ao *nozzle* da máquina de impressão em 3D e ao tipo de silicone aplicado.

Em relação ao modelo Patel em silicone, devido à sua estrutura, com espessura 1,8 mm, em conjunto com o material aplicado, borracha de silicone, levou a deformações e fugas no processo de desmoldagem deste modelo, para além dos moldes negativos deste modelo não serem possíveis de concretizar, devido à sua estrutura complexa de anéis e espinha interna. Como tal, neste estudo não se aplicou ou testou o modelo Patel em ambos os silicões.

5.4 Teste experimental de flexão

De modo a validar as simulações efetuadas anteriormente, foram realizados vídeos de flexão dos atuadores via softwares: Kinovea® com o auxílio do editor de vídeo OBS Studio® para obter dados experimentais sobre deslocamento e ângulo de flexão com a pressão.

Tal é efetuado, ao demarcar um marcador na extremidade do atuador e outro na origem, e com o auxílio do software: Kinovea®, aplicar os ângulos, ao efetuar o rastreamento dos marcadores previamente assinalados.

De modo a analisar mais detalhadamente o enrolamento do atuador, foi adicionada mais uma medida complementar para uma comparação eficaz entre modelos e materiais.

Esta medida é definida entre 2 pontos do atuador, a extremidade proximal e distal, permitindo uma avaliação mais precisa do enrolamento do atuador, em casos em que o mesmo atinge um enrolamento completo.

Esta medida permite evitar discrepâncias nos valores angulares que existem em casos em que a estrutura do modelo é assimétrica, como é o caso.

Esta assimetria leva a que existem valores de ângulo que diminuem, com o aumento de pressão, o que leva a uma conclusão errada de menor flexibilidade do atuador.

Tal situação é evitada ao adicionar esta medida entre as extremidades, permitindo verificar que com o aumento de pressão, atuadores de estrutura assimétrica tendem a apresentar uma extremidade distal que se aproxima do centro de enrolamento, resultando num ângulo inferior.

Porém, demonstram uma flexibilidade maior com base na proximidade da entre extremidades, tal pode se verificar a seguir, que para uma pressão máxima (30 kPa), o

ângulo é inferior ($130,1^\circ$), apresentando uma distância de proximidade inferior entre as extremidades (2,77 cm), demonstrado na figura 5.42.

Já o ângulo máximo ($162,0^\circ$) é atingido a uma pressão menor (20 kPa), obtendo uma distância superior de proximidade entre as extremidades (4,68 cm) (figura 5.41).

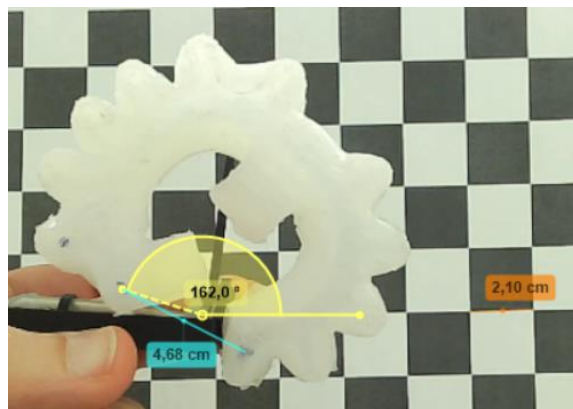


Figura 5.41 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software: Kinovea®, do exoesqueleto em DragonSkin Fast 10® a uma pressão de 20 kPa, obtendo um ângulo máximo de 162° e uma distância entre extremidades de 4,68 cm.

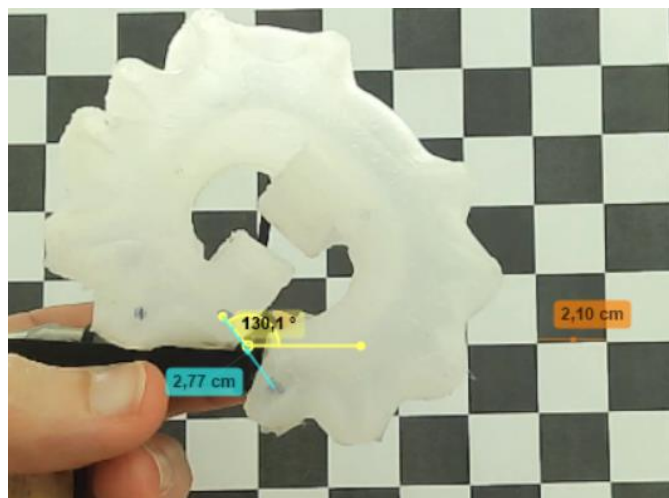
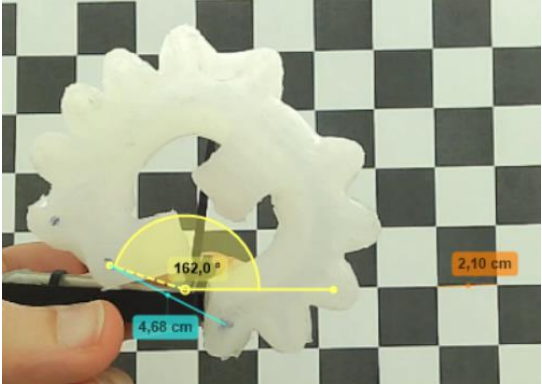


Figura 5.42 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software: Kinovea®, do exoesqueleto em DragonSkin Fast 10® a uma pressão máxima de 30 kPa, obtendo um ângulo de $130,1^\circ$ e uma distância entre extremidades de 2,77 cm.

5.4.1 DragonSkin Fast 10®

Como referido, de modo a validar as simulações anteriormente efetuadas, foi aplicado um teste experimental de medição de ângulos e distâncias entre extremidades do atuador, recorrendo ao Kinovea®, como observado na tabela 5.7 a seguir.

Tabela 5.7 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software: Kinovea®, do teste experimental do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste experimental Pressão: 20 kPa (0,2 bar).

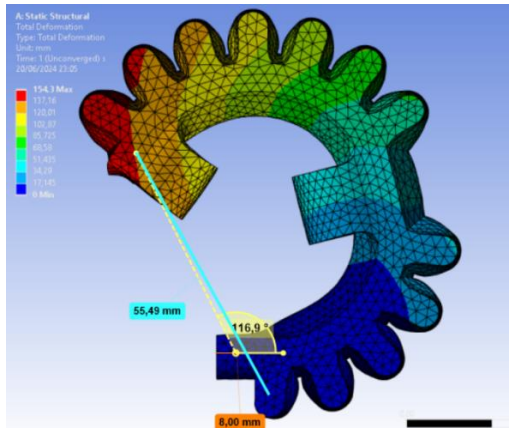
Distância de proximidade (mm)	Ângulo máximo (°)	Pressão (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto DragonSkin Fast 10®
46,8	162,0	20	

É possível observar que a flexão durante a pressão de 20 kPa nos ensaios experimentais apresenta um ângulo máximo de 162,0° com 4,68 cm de distância de proximidade, que difere durante as simulações efetuadas no Ansys®, que apresenta um ângulo de inferior de 116,5°, com uma distância superior de proximidade de 5,549 cm. Estes valores díspares entre resultados dos testes experimentais e de simulação são mais perceptíveis nos gráficos a seguir, e tal pode ser explicado pelo peso dos anéis em silicone forçarem um enrolamento acelerado no teste experimental. Isto é, a extremidade do atuador apresenta um peso extra devido à localização do anel, como tal, durante o enrolamento existe uma queda rápida da sua extremidade distal, tal não aconteceria se o atuador adquirisse uma estrutura uniforme sem anéis.

Nas simulações, esse rápido enrolamento não acontece, havendo um enrolamento, que por ser simulatório, é gradual. Tal pode ser confirmado pelo ângulo díspar obtido nas simulações do exosqueleto em DragonSkin Fast 10® (tabela 5.8).

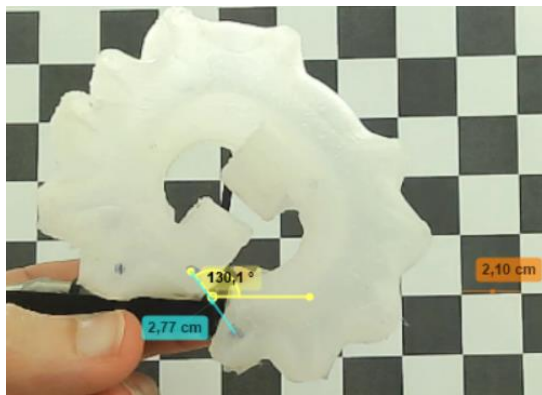
Porém, é de salientar que nos testes experimentais existe uma flexão não só com rotação frontal como também lateral, introduzindo erros. Tal deve-se à sua assimetria na colagem das 2 metades do atuador e devido à fixação da sua base. De modo a contornar este erro, calcular-se-ia a média de diferentes atuadores.

Tabela 5.8 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software: Kinovea®, do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão: 20 kPa (0,2 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo máximo (°)	Pressão (kPa)	Teste de simulação: Exosqueleto DragonSkin Fast 10®
55,49	116,9	20	

Nesta etapa, demonstrou-se a fase de enrolamento que apresenta o valor máximo de ângulo, na pressão de 20 kPa, no entanto, a pressão máxima atingida pelo atuador é de 30 kPa, como tal a seguir é avaliado os ângulos e distância na pressão máxima.

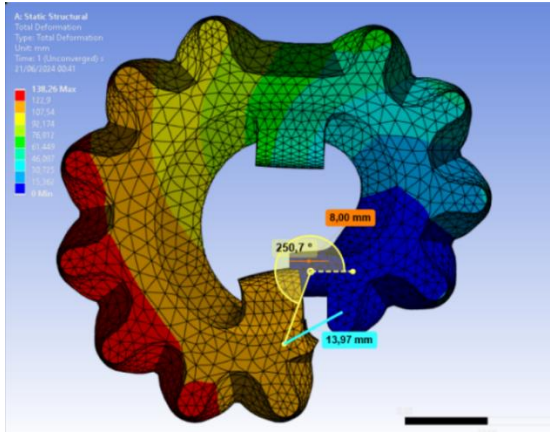
Tabela 5.9 - Rastreamento dos ângulos e distâncias, no software: Kinovea®, do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste experimental. Pressão máxima: 30 kPa (0,3 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto DragonSkin Fast 10®
27,7	130,1	30	

Como é possível de verificar, a uma pressão máxima de 30 kPa, existe um enrolamento quase completo, não chega a ser completo devido à restrição da estrutura de apoio para o atuador, e tal pode se verificar pela imagem acima.

No entanto, de modo a comparar com as simulações, observa-se a tabela 5.10 a seguir.

Tabela 5.10 - Rastreamento dos ângulos e distâncias, no software: Kinovea®, do exosqueleto Yap em DragonSkin Fast 10®, durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão máxima: 30 kPa (0,3 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste de simulação: Exosqueleto DragonSkin Fast 10®
13,97	250,7	30	

É possível de verificar uma diferença entre valores do teste de simulação e experimental, a nível de ângulos, existindo uma diferença de 120,6°, o que apesar de ser um valor muito díspar, é explicado pela limitação da estrutura de apoio que restringe o decaimento da extremidade distal do atuador, limitando o ângulo de enrolamento, limitação essa não existente na simulação. No entanto, a medida de proximidade entre extremidades é similar entre ambos os testes, apresentando uma diferença mínima de 1,373 cm. É observável nas várias pressões aplicadas diferenças entre os valores (gráficos 5.1 e 5.2), que demonstram a reta de pressão versus ângulos do exosqueleto em DragonSkin Fast 10®.

De modo a contornar a diferença de valores entre o teste experimental e de simulação, seria colocar um tipo de restrição no enrolamento do atuador durante a simulação de modo a replicar o condicionamento existente no teste experimental.

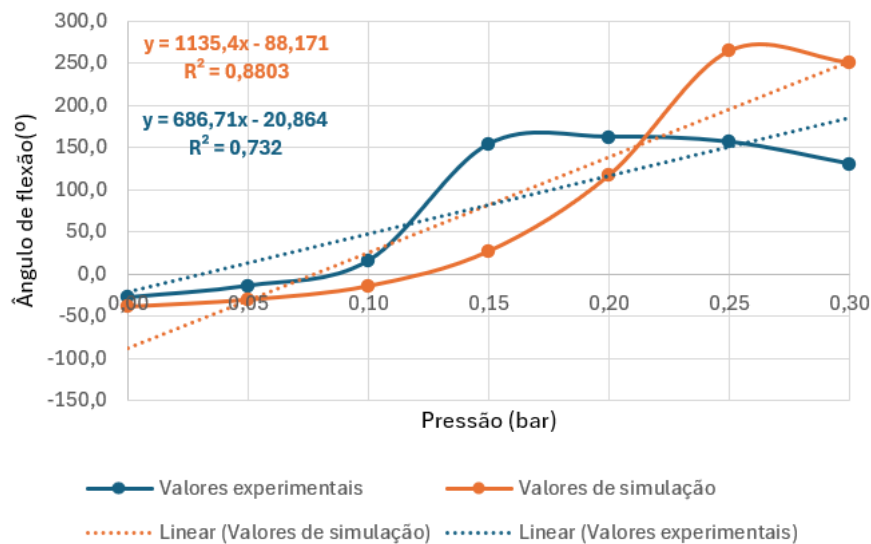


Gráfico 5.1 - Gráfico da pressão versus ângulos de flexão do exosqueleto Yap em ElastosiM4601 A/B®, durante o teste experimental e de simulação.

No teste experimental existe um aumento entre os valores de pressão: 0,1 kPa e 0,15 kPa, já no teste de simulação o intervalo é mais visível entre pressões 0,15 kPa e 0,25 kPa.

Como referido anteriormente, este aumento deve-se ao peso na extremidade distal no atuador em silicone na posição supina.

No gráfico 5.1 existe um decréscimo do ângulo quando se atinge a pressão máxima, tal deve-se, como explicado anteriormente, à estrutura não uniforme do atuador, que apesar de não efetuar o ângulo perfeito de 360°, existe a flexão completa, comprovado pela distância mínima entre extremidades, como demonstrado nas tabelas 5.9 e 5.10.

É notório neste material, um aumento gradual do ângulo de flexão com o aumento da pressão interna. Apesar dos valores de flexão entre os testes serem similares, na simulação, os resultados apresentaram um aumento mais linear, como se pode confirmar pelo aumento do coeficiente de correlação linear $R^2 = 0,8803$.

5.4.2 Elastosil M4601 A/B®

Testes experimentais e de simulação de avaliação de ângulos e distâncias, também foram aplicados ao exosqueleto em Elastosil M4601 A/B®.

Como tal, devido à sua assimetria, apresenta a mesma questão anterior, relativamente que com o aumento de pressão, atuadores de estrutura assimétrica tendem a apresentar uma extremidade distal que se aproxima do centro de enrolamento, resultando num ângulo inferior, como é possível verificar a seguir.

Para uma pressão máxima (70 kPa), o ângulo é inferior ($147,7^\circ$), apresentando uma distância de proximidade entre as extremidades de 4,40 cm.

Já o ângulo máximo ($152,5^\circ$) é atingido a uma pressão menor (50 kPa), obtendo uma distância de proximidade entre as extremidades de 4,44 cm.

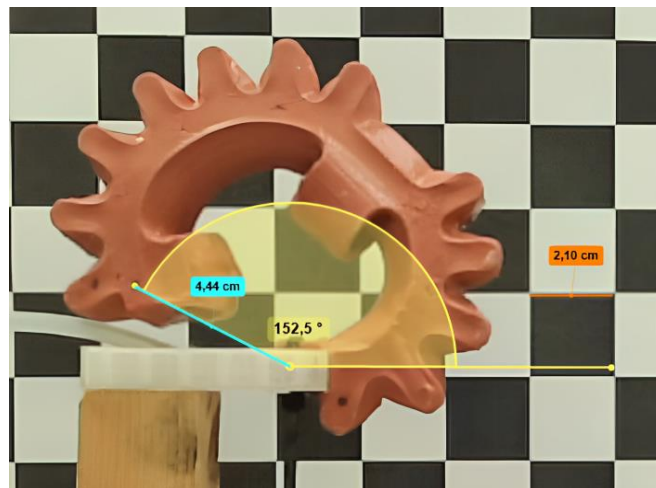


Figura 5.43 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software Kinovea®, do exosqueleto em Elastosil M4601 A/B® a uma pressão de 50 kPa, obtendo um ângulo máximo de $152,5^\circ$ e uma distância entre extremidades de 4,44 cm.

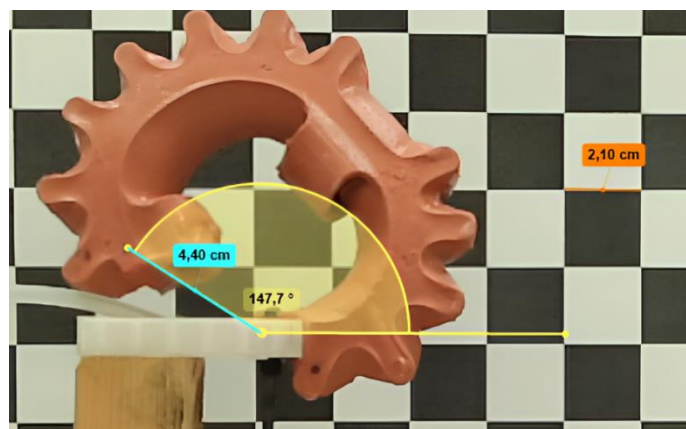
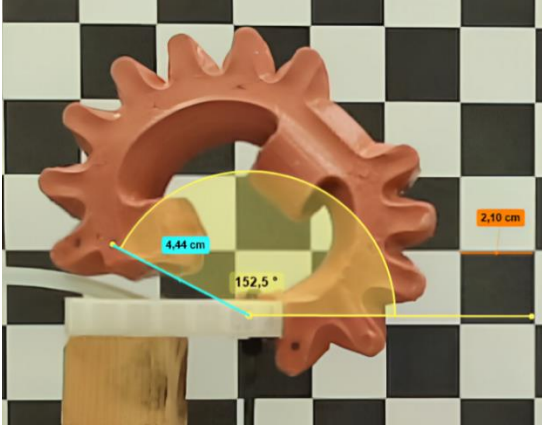


Figura 5.44 - Teste experimental, recorrendo ao rastreamento dos ângulos no software Kinovea®, do exosqueleto em Elastosil M4601 A/B® a uma pressão máxima de 70 kPa, obtendo um ângulo de $147,7^\circ$ e uma distância entre extremidades de 4,40 cm.

De modo a validar as simulações anteriormente efetuadas, foi aplicado um teste experimental de medição de ângulos e distâncias entre extremidades do atuador, recorrendo ao Kinovea®, como observado na tabela 5.11 a seguir.

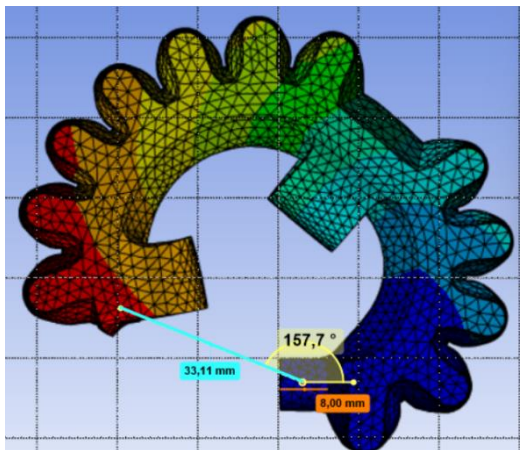
Tabela 5.11 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software Kinovea ®do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B ®, durante o teste experimental. Pressão: 50 kPa (0,5 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo máximo (°)	Pressão (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto Elastosil M4601 A/B®
44,4	152,5	50	

É possível observar que a flexão observada durante a pressão de 50 kPa nos ensaios experimentais apresenta um ângulo máximo de 152,5° com 4,44 cm de distância de proximidade, valores semelhantes durante as simulações efetuadas no Ansys®, que apresenta um ângulo ligeiramente superior de 157,7° (com diferença de 5,2°), e uma distância inferior de proximidade de 3,311 cm.

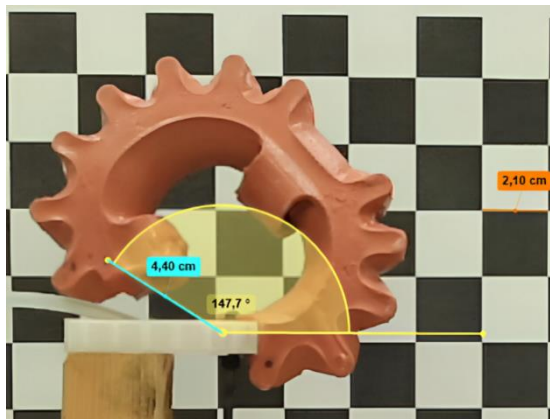
Tal pode ser confirmado pelo ângulo díspar obtido nas simulações do exosqueleto em Elastosil M4601 A/B ®, como demonstrado na tabela 5.12.

Tabela 5.12 - Rastreamento do ângulo máximo e distância, no software Kinovea®, do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B®, durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão: 50 kPa (0,5 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo máximo (°)	Pressão (kPa)	Teste de simulação: Exosqueleto Elastosil M4601 A/B®
33,11	157,7	50	

Nesta etapa, demonstrou-se a fase de enrolamento que apresenta o valor máximo de ângulo, na pressão de 50 kPa, no entanto, a pressão máxima atingida pelo atuador é de 70 kPa, como tal a seguir é avaliado os ângulos e distância na pressão máxima.

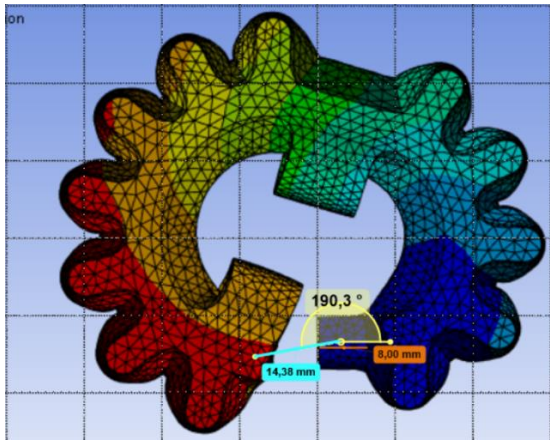
Tabela 5.13 - Rastreamento do ângulos e distância, no software Kinovea®, do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B® durante o teste experimental. Pressão máxima: 70 kPa (0,7 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto Elastosil M4601 A/B®
44,0	147,7	70	

Como é possível de verificar, a uma pressão máxima de 70 kPa, existe um enrolamento quase que completo, não chega a ser completo devido à restrição da estrutura de apoio para o atuador, e tal pode se verificar pela imagem acima.

No entanto, de modo a comparar com as simulações, observa-se a tabela 5.14 a seguir.

Tabela 5.14 - Rastreamento do ângulos e distância, no software Kinovea®, do exosqueleto Yap em Elastosil M4601 A/B® durante o teste de simulação no Ansys Workbench®. Pressão máxima: 70 kPa (0,7 bar).

Distância de proximidade (mm)	Ângulo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste de simulação: Exosqueleto Elastosil M4601 A/B®
14,38	190,3	70	

É possível de verificar uma certa diferença entre valores do teste de simulação e experimental, a nível de ângulos, existe uma diferença de 42,6°, o que apesar de ser um valor relativamente pouco dispar, é explicado pela limitação da estrutura de apoio que restringe o enrolamento do atuador, limitando o ângulo de enrolamento, limitação essa não existente na simulação. A medida de proximidade entre extremidades é diverge entre ambos os testes, apresentando uma diferença mínima de 2,962 cm.

É observável nas várias pressões aplicadas diferenças entre os valores, como é possível observar nos gráficos 5.3 e 5.4 a seguir, que demonstram a reta de pressão versus ângulos do exosqueleto em ElastosilM4601 A/B®.

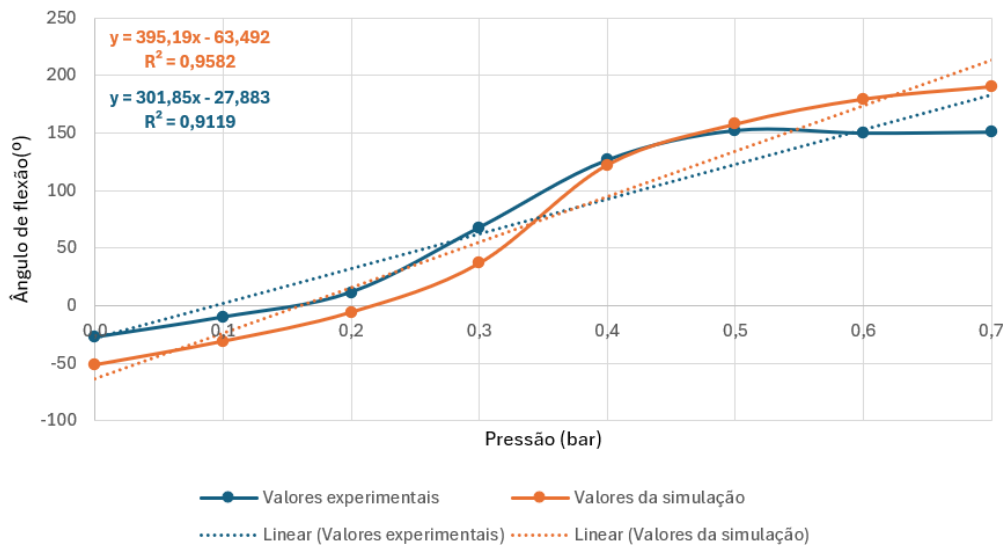


Gráfico 5.2 - Gráfico da pressão versus ângulos de flexão do exosqueleto Yap em ElastosilM4601 A/B®, durante o teste experimental e de simulação.

Existe uma correlação linear muito similar entre os testes experimental e de simulação neste material, obtendo valores de coeficiente de correlação $R^2 = 0,9119$ e $R^2 = 0,9582$ respectivamente, apesar dos valores no geral apresentarem valores mais graduais com o aumento da pressão aplicada no teste de simulação. Esta correlação similar é explicada pela densidade e rigidez do material ElastosilM4601 A/B®, que acaba por ser um material mais fácil de simular e de prever a sua deformação. Quanto mais flexível o material, mais difícil é a sua simulação.

É notório uma diferenciado valor mínimo de $-51,4^\circ$ no teste de simulação, quando comparado com o valor mínimo de $-27,7^\circ$. Quando comparado com o material de DragonSkin Fast 10®, o Elastosil M4601 A/B® apresenta um aumento no ângulo de flexão menor, que geralmente sucedem devido ao peso dos anéis, no entanto, neste caso este aumento é menor devido à densidade do material em questão que fornece mais resistência durante a flexão e caída dos anéis.

É notório também neste material, um aumento linear do ângulo de flexão com o aumento da pressão interna.

5.5 Impressão em 3D

A impressão em 3D é uma tecnologia que permite a criação de objetos tridimensionais a partir de modelos digitais através de um processo aditivo, também chamada de fabricação aditiva. Esta fabricação é realizada através da deposição de várias camadas de filamento derretido permitindo a fusão entre as camadas [106]. A impressão em 3D apresenta vários tipos de tecnologia, nomeadamente, a modelação de deposição fundida ou Fused Fused Deposition Modeling (FDM), que de todos os métodos é o mais comum e, como tal, o utilizado neste estudo, este consiste na impressão de filamentos

de plástico, via fusão e derretimento do material, e posterior deposição em camadas [106,107]. Este processo de fabricação é replicável e rápido, aplicável na área de biomédica, nomeadamente em implantes, instrumentos cirúrgicos, modelos anatómicos educativos e próteses dentárias, e na área de ortoprotesia, nomeadamente ortóteses e próteses [106,107]. O processo de impressão, inicia-se na modelação de um modelo 3D criado digitalmente, este é posteriormente segmentado em camadas no software, neste caso, UltiMaker Cura 5.5.0[®], servindo como guia para a impressão, sendo colocado na posição ótima para impressão, e aplicado as definições de impressão, nomeadamente a temperatura do *nozzle* (bico de extrusão do filamento), da *bed* (área de superfície de impressão da máquina), velocidade e densidade de impressão [106,107]. Estes dados são convertidos digitalmente em código G, que posteriormente serão lidos pela máquina de impressão em 3D, que efetua a impressão de acordo com as definições previamente estabelecidas, sendo impresso por camada até formar um objeto em 3D [107].

Os filamentos termoplásticos, são os materiais mais comumente utilizados em impressão 3D, nomeadamente o PLA (*Polyactic Acid*), utilizado neste TFM para impressão dos moldes, e ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*) [106,107].

Tabela 5.15 - Vantagens e desvantagens da impressão em 3D [106,107].

Impressão em 3D	
Vantagens	Desvantagens
Diminuição dos custos de produção.	Economicamente não viável numa produção em massa.
Diminuição do tempo de produção.	Substituição do trabalho humano artesanal.
Produção de modelos em grande escala.	Tamanho do modelo dependente do tamanho da impressora.
Redução de desperdício de material.	Variedade limitada de materiais.
Possibilidade de reciclagem.	Infração à propriedade intelectual.

5.5.1 Impressão em 3D dos moldes

Após modelar os moldes negativos dos atuadores em silicone, procedeu-se à sua impressão em filamento PLA.

Antes de imprimir as peças na máquina de impressão Hello Bee Prusa®, é necessário configurar as definições do software de impressão: UltimakerCura 5.5.0®.

Após vários testes de impressão, chegou-se ao consenso das definições demonstradas na tabela 5.16.

Tabela 5.16 - Parâmetros de impressão do filamento de PLA utilizado.

<i>Profile- PLA</i>	Fine -0.2mm
<i>Nozzle Temperature</i>	200°C
<i>Build Plate Temperature</i>	55 °C
<i>Nozzle Size</i>	0,4 mm
<i>Printing Speed</i>	100 %
<i>Fan Speed</i>	100%
<i>Infill Pattern</i>	Grid
<i>Infill Density</i>	15%
<i>Layer Height</i>	0,3 mm
<i>Line Width</i>	0,4 mm
<i>Wall line count</i>	2
<i>Wall Thickness</i>	1 mm
<i>Top Surface Skin Layers</i>	2
<i>Adhesion Type</i>	<i>None</i>
<i>Flow Material</i>	100%
<i>Type of support</i>	<i>Touching Buildplate</i>
<i>Retraction</i>	<i>Enabled</i>

Como demonstrado na tabela anterior, os moldes e constituintes, e a base de acoplamento impressos para os atuadores foram produzidos recorrendo ao filamento PLA, com uma espessura de 1,75 mm com *nozzle* de 0,4 mm.

Na figura a seguir, demonstra o modelo do molde antes de ser impresso (*Preview*) em que é definida a sua posição na placa de impressão da máquina e as definições de impressão.

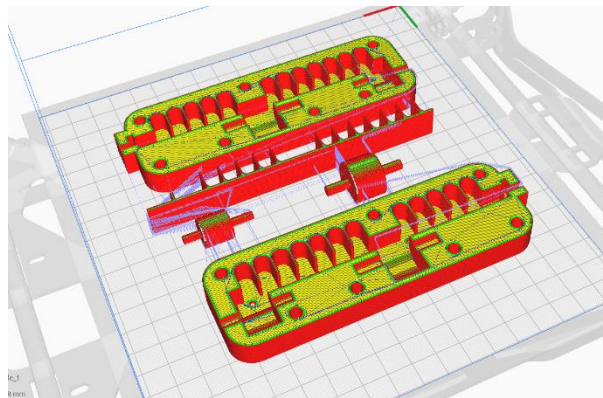


Figura 5.45 – Versão final dos moldes negativos e componentes secundários (espinha e anéis) dos atuadores no software: UltimakeCura 5.5.0®.

5.5.2 Estudo de viabilidade de impressão em 3D dos atuadores

De modo a estudar a viabilidade dos 2 modelos: Yap e Patel, estes foram modelados em modelos simples e de tamanho menor, de modo a avaliar qual dos modelos adaptar em exosqueleto. Como tal, procedeu-se à sua impressão em filamento Filaflex 60A® e posteriormente estudo da sua viabilidade via testes experimentais e de simulação. Antes de imprimir as peças na máquina Hello Bee Prusa®, é necessário configurar as definições do software de impressão: UltimakerCura 5.5.0®. Após vários testes de impressão, chegou-se ao consenso das definições demonstradas na tabela 5.17.

Tabela 5.17 - Parâmetros de impressão do filamento de Filaflex 60A®.

<i>Profile- Filaflex 60A®</i>	<i>Fine -0.2mm</i>
<i>Nozzle Temperature</i>	218°C
<i>Build Plate Temperature</i>	21 °C
<i>Nozzle Size</i>	0,4 mm
<i>Printing Speed</i>	20 mm/s
<i>Fan Speed</i>	100%
<i>Infill Pattern</i>	Lines
<i>Infill Density</i>	100%
<i>Layer Height</i>	0,3 mm
<i>Line Width</i>	0,4 mm
<i>Wall line count</i>	3
<i>Wall Thickness</i>	1,2 mm
<i>Top Surface Skin Layers</i>	2
<i>Adhesion Type</i>	None
<i>Flow Material</i>	110%
<i>Retraction</i>	Enabled

Como demonstrado na tabela 5.17, os atuadores de ambos os modelos foram produzidos recorrendo ao filamento Filaflex 60A®, com uma espessura de 1,75 mm com um *nozzle* de 0,4 mm.

Nas figuras a seguir, é demonstrado ambos os modelos dos atuadores antes de serem impresso (*Preview*) em que é definida a sua posição na placa de impressão da máquina e as definições de impressão.

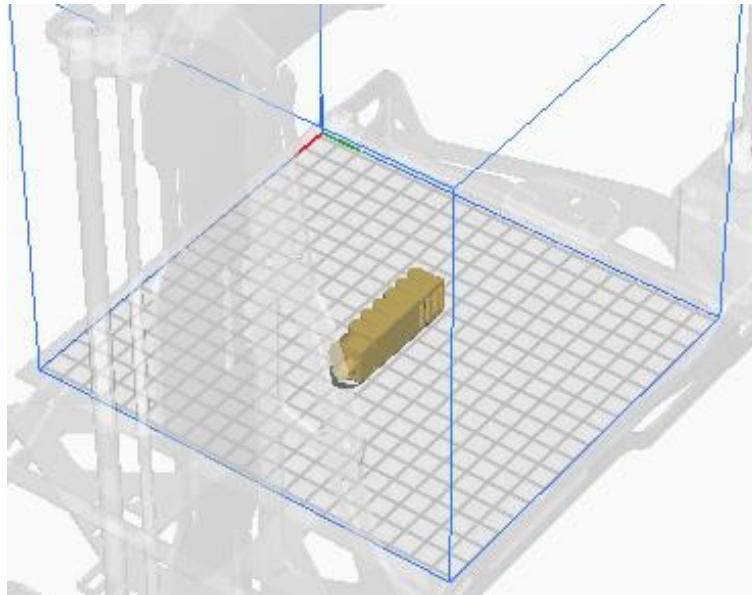


Figura 5.46 - Preview do modelo simples Yal no software: UltimakerCura 5.5.0®.

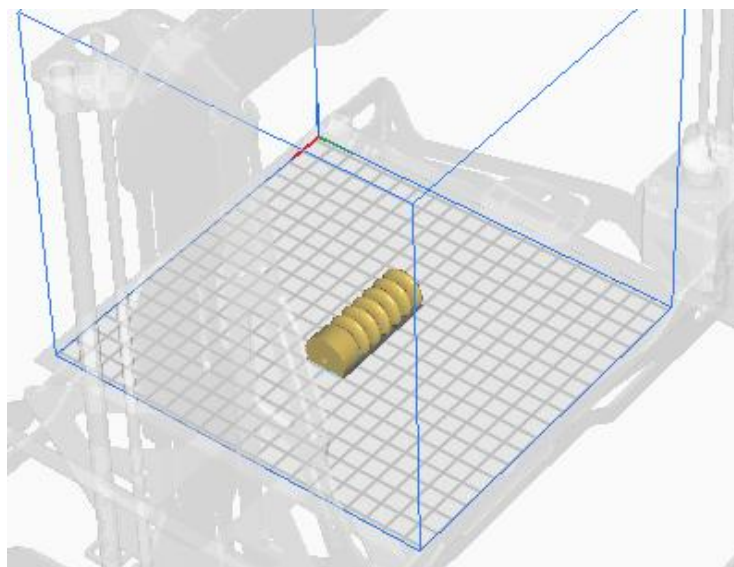


Figura 5.47 - Preview do modelo simples Patel no software: UltimakerCura 5.5.0®.

5.5.2.1 Modelação numérica no Software Ansys Workbench®

Ambos os modelos simples passaram por simulações no Ansys Workbench®, de modo a prever a deformação e flexão de cada modelo consoante a pressão interna aplicada. As etapas de preparação do modelo foram semelhantes às simulações efetuadas anteriormente nos silicões.

Efetuada também uma análise estrutural estática para avaliar o comportamento de estruturas sob pressões.

Devido à natureza do Filaflex 60A®, um material flexível, da família dos elásticos, optou-se por efetuar o tipo de análise não-linear, o que inclui hiperelasticidade e a aplicação de uma superfície de contacto entre as paredes externas do atuador [31].

O processo de simulação de ambos os modelos no Ansys Workbench®, inicia-se pela criação de uma análise estrutural estática, aplicando, na secção *Engineering Data*, as propriedades dos materiais (valores das constantes e densidade da tabela 5.18).

Neste caso, de forma a simular o Filaflex 60A®, aplica-se as constantes do material no modelo hiperelástico Mooney-Rivlin de 2º ordem, cujos valores e modelos foram retirados de um artigo [92].

Devido ao processo de fabrico por impressão em 3d é possível a existência de movimentos não lineares no comportamento do atuador

Tabela 5.18 - Propriedades do material Filaflex 60A® [79,92].

Filaflex 60A®	Valor	Unidade
Densidade	1,07	g/cm ³
Hardness	63	Shore A
Módulo de Elasticidade a 100%	2,50	MPa
Resistência à tração	26	N/mm ²
Resistência à rutura	40	N/mm
Constante de material C10	1,5941	MPa
Constante de material C01	0,4393	MPa
Constante de material C11	-0,0044	MPa
Parâmetro de incompressibilidade D1	0	MPa

As propriedades acima foram retiradas da *datasheet* técnico da empresa *Recreus*, da qual o material foi fabricado.

A nível das constantes aplicadas na simulação, estas foram baseadas nas constantes do material filaflex de 82A do estudo: “*Bioinspired Three-Dimensional-Printed Helical Soft Pneumatic Actuators and Their Characterization*”, calculando os valores proporcionais para 60A. Tal deveu-se à novidade do material no mercado, que leva a uma redução de estudos publicados desde tipo de Hardness Shore [79].

O cálculo efetuado encontra-se representado a seguir:

- Hardness Shore 82A: C10 = 1,5941 MPa à 60A: C10 = 1,1664 MPa
- Hardness Shore 82A: C01 = 0,4393 MPa à 60A: C01 = 0,3214 MPa
- Hardness Shore 82A: C11 = -0,0044 MPa à 60A: C11 = - 0,003 MPa

Como mencionado, devido às propriedades hiperelásticas, utilizou-se o modelo Mooney-Rivlin de 2º ordem, como tal a função de energia de tensão hiperelástica do modelo [79,97]:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (5.1)$$

Onde,

I_1, I_2 são o primeiro e segundo invariante da deformação;

C_{10}, C_{01} são parâmetros específicos do material.

Nesta etapa, utilizaram-se os mesmos *steps* (passos temporais) anteriormente referidos, calculando o seu efeito e formulando uma simulação.

Como tal, após várias simulações (Apêndice II), chegou-se às pressões máximas de cada modelo:

- Modelo simples Yap em Filaflex 60A®, apresenta como pressão máxima: 250 kPa (2,5 bar);
- Modelo simples Patel em Filaflex 60A®, apresenta como pressão máxima: 180 kPa (1,8 bar);

Foi avaliada a tensão elástica de ambos os modelos na sua respetiva pressão máxima, sendo passível de observar um pico de tensão nas regiões de paredes externas e junções externas entre câmaras de ar, por serem as zonas mais sensíveis e de fácil ruptura durante a pressurização de ar, como é possível observar nas figuras a seguir.

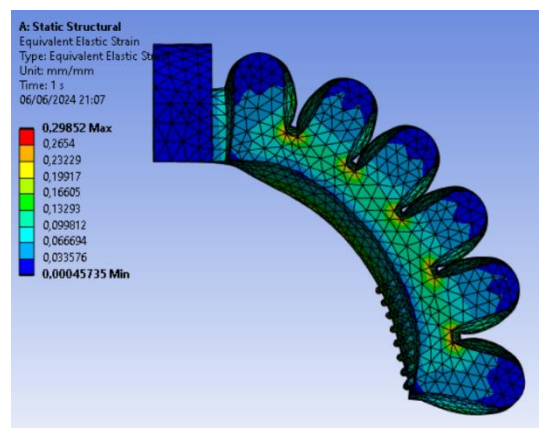


Figura 5.48 - Simulação da tensão elástica a 250 kPa (2,5 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Yap em Filaflex 60A®.

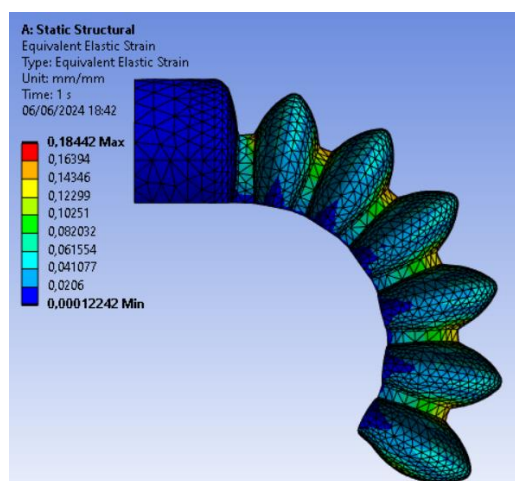


Figura 5.49 - Simulação da tensão elástica a 180 kPa (1,8 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.

Estes resultados, permitem concluir que a estrutura do modelo Patel, permite uma maior flexão e amplitude de ângulos, o que permite adquirir uma maior amplitude de movimento com menores pressões de entrada, requerimento necessário para exosqueletos de reabilitação.

A flexão máxima obtida com o modelo Yap, é inferior ao modelo Patel, apesar de usar pressões superiores de 2,5 bar, portanto, o modelo Patel é a escolha mais acertada, com base nos resultados obtidos.

Porém, seria vantajoso realizar novos estudos, especialmente considerando diferentes espessuras, para validar de forma mais concreta os resultados anteriores, visto que neste estudo apenas se focou na espessura de 1,8 mm, devido à limitação do tamanho *nozzle* (0,4 mm) da máquina de impressão utilizada, que apenas permite imprimir uma espessura em número par de 0,4 mm ou superior. Estes novos estudos permitiria instituir um novo critério para a concepção de atuadores pneumáticos elásticos, uma vez que não existem diretrizes estabelecidas que permitam tornar o processo mais fiável e consistente.

Por outro lado, houve a tentativa em imprimir o atuador em espessuras de 1,6 mm e 2,2 mm das paredes internas do atuador, no entanto, os resultados de impressão não foram funcionais para testar experimentalmente a sua flexão, apresentando ou demasiadas fugas ou sendo demasiado rígido para uma flexão eficiente.

De modo a validar as simulações efetuadas anteriormente, foram realizados vídeos de flexão dos atuadores via softwares: Kinovea® com o auxílio do editor de vídeo OBS studio® para obter dados experimentais sobre deslocamento e ângulo de flexão com a pressão.

Tal é efetuado, ao demarcar 2 pontos, um na extremidade do atuador e outro na base fixa, de modo a capturar o movimento de flexão. Com o auxílio do software: Kinovea®, aplica-se o ângulo entre o eixo horizontal e a extremidade do atuador, sendo o seu ápice aplicado na base fixa do atuador, efetuando o rastreamento dos ângulos de flexão.

Tabela 5.19 - Rastreamento dos ângulos, no software: Kinovea® da simulação no Ansys Workbench® do atuador Yap em Filaflex 60A®.

Pressões: 250 kPa (2,5 bar) – Pressão máxima.

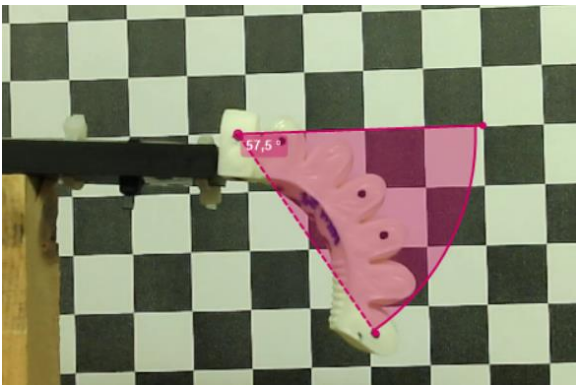
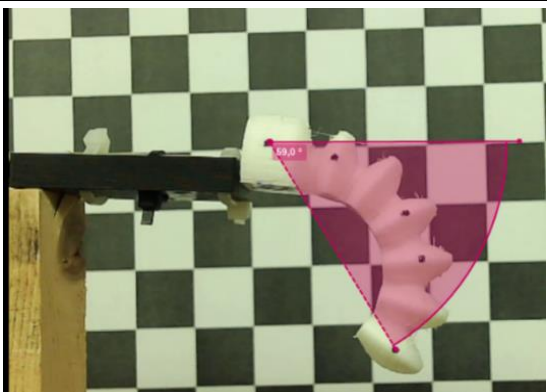
Ângulo máximo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto Filaflex 60A® - Yap
57,5	250	

Tabela 5.20 - Rastreamento dos ângulos, no software: Kinovea® da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.

Pressões: 180 kPa (1,8 bar) – Pressão máxima.

Ângulo máximo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto Filaflex 60A® - Patel
59,0	180	

Após efetuado o teste experimental e simulação do modelo simples entre os 2 modelos anteriormente explorados, optou-se pelo modelo Patel para aplicação no exosqueleto,

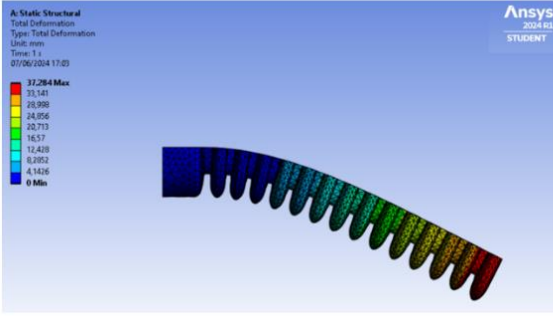
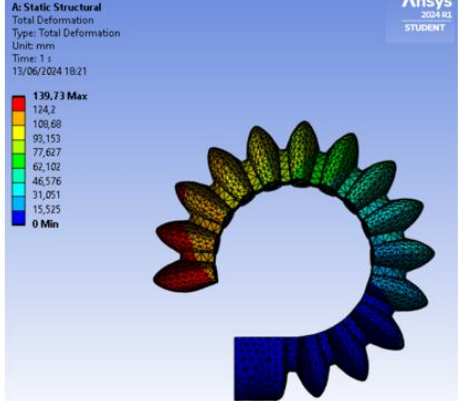
devido à sua maior flexibilidade em pressões menores (pressão máxima: 1,8 bar) quando comparado com o modelo Yap (pressão máxima: 2,5 bar).

Após a escolha do modelo, efetuou-se as simulações do modelo já adaptado para a mão, de modo a estudar a sua deformação com o aumento da pressão.

Na simulação aplicou-se uma malha com 33777 nós e 17916 elementos.

Na tabela a seguir é demonstrado o modelo Patel em Filaflex 60A®, para pressões desde 0 kPa até 120 kPa (1,2 bar) – Pressão máxima (Apêndice III).

Tabela 5.21 - Simulações no Ansys Workbench® do atuador de Patel em Filaflex 60A®. Pressões: 0 KPa a 120 KPa (1,2 bar) - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin.

Pressões internas (kPa)	Filaflex 60A® Exosqueleto Patel
0 kPa	
120 kPa	

Foi avaliada a tensão elástica do modelo adaptado, na sua respetiva pressão máxima, sendo passível de observar um pico de tensão nas regiões de paredes externas e junções externas entre câmaras de ar, por serem as zonas mais sensíveis e de fácil rutura durante a pressurização de ar (figuras 5.50).

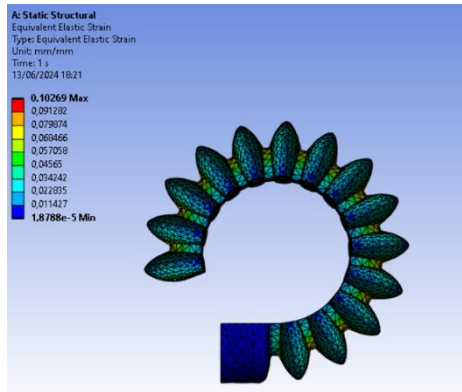


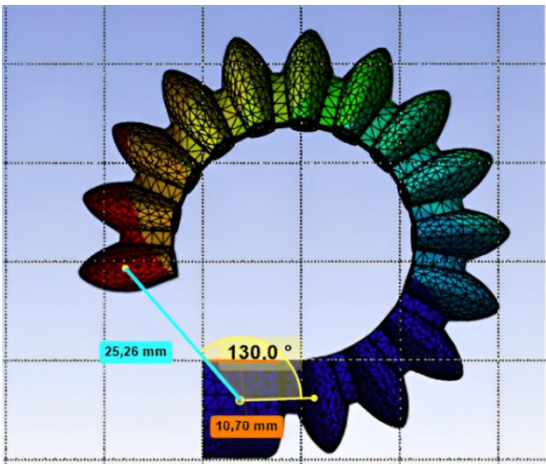
Figura 5.50 - Simulação da tensão elástica a 120 kPa (1,2 bar) – Pressão máxima, no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®.

De modo a validar as simulações, foram realizados vídeos de flexão dos atuadores via softwares: Kinovea® com o auxílio do editor de vídeo OBS Studio® de modo a obter dados experimentais sobre deslocamento e ângulo de flexão com a pressão.

Tabela 5.23 - Rastreamento do ângulo máximo, no software: Kinovea®, da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®. Pressão máxima: 180 kPa (1,8 bar).

Ângulo máximo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste experimental: Exosqueleto Filaflex 60A® - Patel
147,0	120	

Tabela 5.24 - Rastreamento do ângulo máximo, no software Kinovea®, da simulação no Ansys Workbench ® do atuador Patel em Filaflex 60A®. Pressão máxima: 120 kPa (1,2 bar).

Ângulo máximo (°)	Pressão máxima (kPa)	Teste de simulação: Filaflex 60A® – Patel
130	120	

Como demonstrado, os ângulos de flexão máxima entre simulação e teste experimental diferem, existindo uma diferença de 17,0°, na pressão máxima de 120 kPa. Esta discrepância, pode ser justificada com as constantes de simulação utilizadas, uma vez que seria expectável um menor ângulo máximo no teste experimental, derivado de possíveis fugas presentes no atuador, entre as câmaras de ar, ou na entrada de ar, durante o ensaio experimental, comuns em impressão em 3D.

No entanto é o oposto, o menor ângulo máximo é visualizado no teste de simulação com 130° de flexão, tal é justificável pelas constantes de simulação utilizadas que se baseiam no estudo [79] que utiliza Filaflex 82A, que apresenta um índice de rigidez maior que o utilizado neste estudo (60A).

Sendo uma desvantagem em simulação, não existir estudos com este tipo de filamento mais recente.

É possível observar que este modelo adaptado para o dedo, apresenta um enrolamento superior, do que o modelo menor, atingindo um enrolamento completo a uma pressão máxima de 1,2 bar, enquanto no caso do modelo simples, a pressão máxima atinge o 1,8 bar.

As simulações apresentam pequenas discrepâncias nos resultados angulares nas várias pressões medidas durante os testes experimentais, como demonstrado nos gráficos 5.5 e 5.6 a seguir, que demonstram a reta de pressão versus ângulos do atuador Patel em Filaflex 60A®.

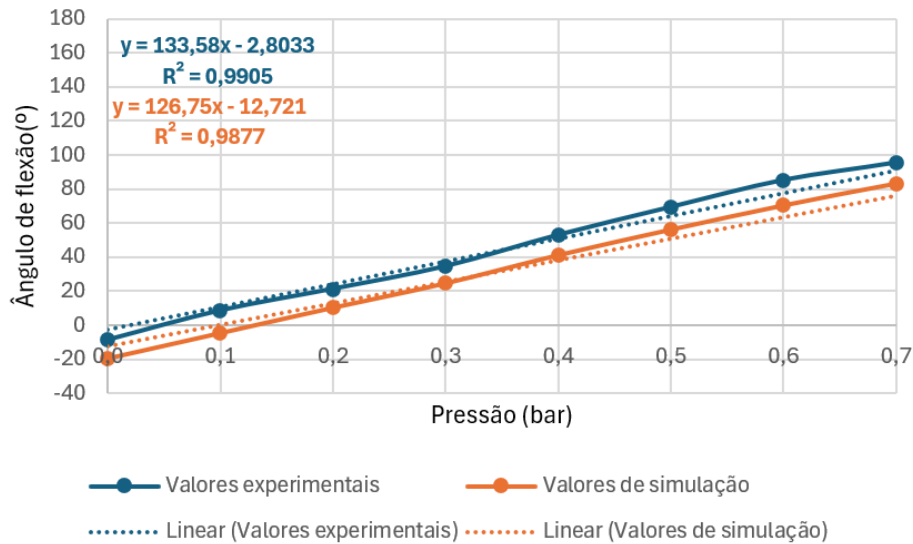


Gráfico 5.3 - Gráfico da pressão versus ângulos de flexão do atuador Patel em Filaflex 60A®, durante o teste experimental e de simulação.

No gráfico 5.3, que incluem os resultados dos ângulos de flexão do modelo Patel em filaflex 60A® em função da pressão, apresenta uma correlação linear superior ($R^2 = 0,9905$) quando comparado com os testes experimentais com o modelo Yap. Confirmando que uma estrutura mais uniforme do modelo leva a uma flexão mais simétrica, demonstrada nos resultados como uma correlação linear superior. No gráfico 5.3, do teste experimental e de simulação, apresentam uma correlação linear similar. Em relação aos valores de pressão, optou-se por delimitar como pressão máxima nas simulações o valor: 1,2 bar, devido à limitação do teste experimental, que apenas permitiu chegar a esse valor, no entanto, no teste de simulação é possível atingir o 1,4 bar de pressão interna nas paredes do atuador para um enrolamento maior, como é possível demonstrar na figura 5.50 a seguir. Permitindo atingir um ângulo de flexão superior ($138,8^\circ$) e uma proximidade maior das extremidades do atuador (13,2 mm).

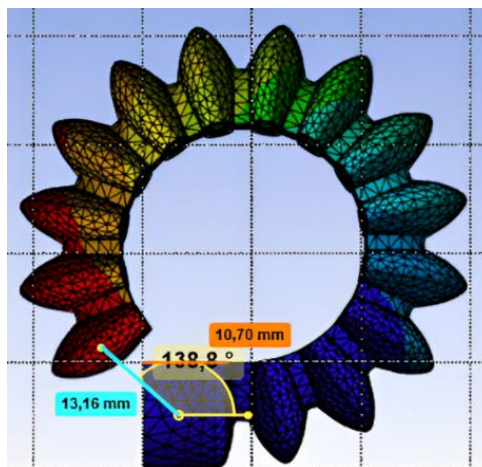


Figura 5.51 - Rastreamento do ângulo máximo, no software Kinovea®, da simulação no Ansys Workbench® do atuador Patel em Filaflex 60A®. Pressões: 120 KPa (1,2 bar) – Pressão máxima.

5.5.2.2 Teste de força

Nesta secção, foi avaliada a força dos atuadores impressos em 3D, como tal, recorreu-se a um sensor de carga, que irá ser abordado no capítulo seguinte.

De modo a obter resultados mais precisos, efetuaram-se 3 medições para cada pressão, desde 0 a 0,8 KPa, com estas medidas calculou-se a média de força da ponta do atuador. Como resultados, obtém-se a tabela a seguir.

Tabela 5.25 - Resultados obtidos do teste de força aplicado no material Filaflex 60A®.

Filaflex 60A®		Medições		
Pressão (bar)	Força Média (N)	1º (N)	2º (N)	3º (N)
0,0	6,14	6,02	6,09	6,32
0,1	7,94	11,87	10,59	9,67
0,2	14,76	14,18	15,81	14,29
0,3	19,46	19,22	20,75	18,41
0,4	19,27	21,09	17,00	19,73
0,5	25,65	23,28	24,55	29,13
0,6	35,85	37,16	33,09	37,31
0,7	36,82	36,36	36,54	37,56
0,8	45,62	47,17	45,53	44,15

Como já referido, o atuador impresso apresenta fugas e devido a tal não mantém a sua forma fletida sob pressão. Como tal, o teste de forças aplicado neste material apresenta alguns erros, levando a valores não precisos, como é o exemplo na pressão 0,4 KPa, e que existe discrepâncias de valores entre as 3 medições.

Porém, no geral foi possível obter resultados concordantes com o problema já identificado anteriormente. Isto é, na avaliação do ângulo de flexão, em que apesar de fletir e apresentar valores positivos na sua flexão, a sua força de flexão máxima é baixa (45,61 KPa), quando comparado com os outros materiais. Reforçando uma limitação devido à presença de fugas. Como tal, com base nestes 2 testes, optou-se por identificar nesta secção de estudo de viabilidade do atuador impresso em 3D, que o atuador Patel em Filaflex Fast 10®, não é viável para aplicação em exosqueletos de reabilitação.

6 Controlo elétrico e pneumático

6.1 Controlo elétrico do sensor de carga

De modo a avaliar experimentalmente a força aplicada pelo atuador (de cada material) no dedo do paciente e durante o seu enrolamento, foi efetuado um teste experimental, com recurso a um sensor de carga (figura 6.1), para avaliação e recolha de resultados das forças distais do atuador.

Tabela 6.1 - Características do sensor de carga [109].

Característica especial	Conversor A/D integrado de 24 bits.
Faixa de medição	Até 1 Kg
Precisão da célula de carga	$\pm 0,02\%$ F. S
Tensão de alimentação	Entre 2,6 V a 5,25 V
Consumo de corrente	1,5 mA
Interface	Serial; 2-fios
Comprimento do cabo	± 25 cm
Dimensões da placa de circuito impresso (PCB)	34,2 x 20 x 3 mm
Dimensões da célula de carga	75 x 15 x 14,2 mm
Peso	35,5 g

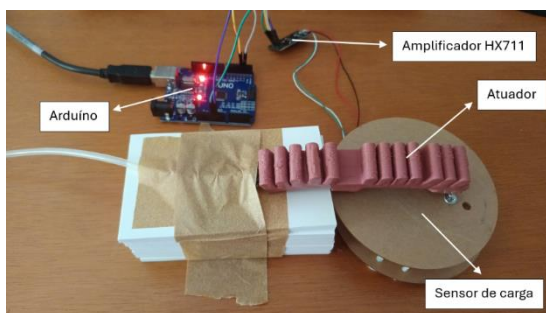


Figura 6.2 - Sensor ou célula de carga utilizado na avaliação de forças.

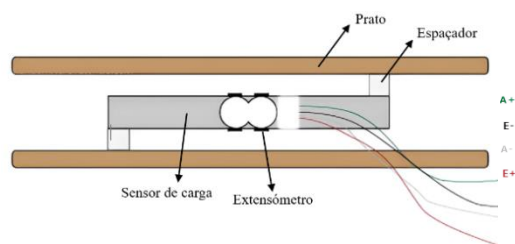


Figura 6.1 - Esquema do sensor de carga [110].

De modo a efetuar a medição das forças dos atuadores é necessário conectar o Arduino ao sensor de carga e amplificador, para poder calibrar e medir as forças.

Na tabela a seguir é possível observar as conexões entre o Arduino, o sensor de carga e o amplificador (HX711).

Tabela 6.2 - Conexões entre Arduino, amplificador (HX711) e sensor de carga [110].

Load Cell	HX711	HX711	Arduino
Red (E+)	E+	GND	GND
Black (E-)	E-	DT	Pin 2
White (A-)	A-	SCK	Pin 3
Green (A+)	A+	VCC	5V

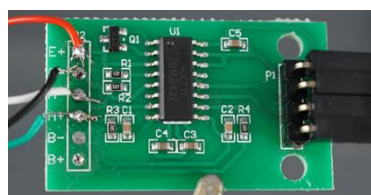


Figura 6.3 - Imagem representativa do amplificador (HX711) e as suas conexões com o Arduino e sensor de carga [110].

6.2 Código e calibração do sensor de carga

De modo a calibrar o sensor de carga, recorreu-se a 5 pesos conhecidos como valores de referência (figura 6.4), permitindo criar 5 medidas diferentes entre 20g e 203g, com uma repetição de 3.

Este ensaio de calibração permitiu verificar e ajustar os valores de leitura do sensor de carga, validando-os. No entanto, este tipo de sensor incorpora um processo de *reset* dos valores anteriores, ou também denominado de tara, o que dificulta o processo de aquisição de dados.



Figura 6.4 - Pesos utilizados com valores conhecidos: 1. 203 g; 2. 128 g; 3. 105 g; 4. 55 g; 5. 20 g

Na etapa seguinte, como referido, realizou-se as leituras dos pesos entre 20 a 203 g com 6 repetições, como se pode verificar na tabela a seguir.

Tabela 6.3 - Valores retirados dos pesos de referência e do sensor de carga a ser calibrado.

Pesos (g)	Sensor de carga						Média
	1ªMedição	2ªMedição	3ªMedição	4ªMedição	5ªMedição	6ªMedição	
20	23878	23873	23865	23842	23838	23839	23855,83
55	64946	64953	64954	64937	64929	64941	64943,33
105	124650	124609	124679	124698	124636	124668	124656,7
128	150908	150921	150868	150908	150910	150920	150905,8
203	239156	239509	239157	239112	239176	239183	239215,5

Após as cinco medições, calcularam-se os valores médios e de seguida obteve-se o gráfico dos pesos com valores conhecidos versus os valores médios do sensor de carga a calibrar.

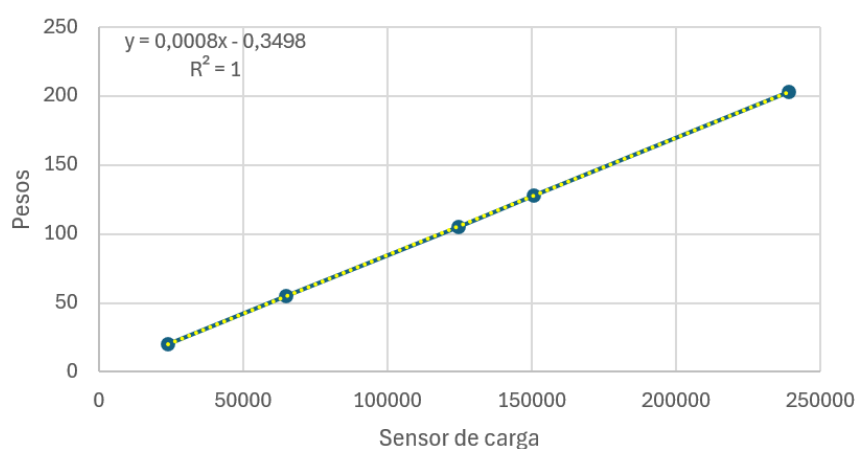


Gráfico 6.1 - Gráfico linear dos pesos de referência versus os valores médios do sensor de carga.

Após a realização do gráfico, é obtida a equação do mesmo: $y = 0,0008x - 0,3498$. Com a equação obtida, é possível calibrar finalmente o sensor de carga, ao inseri-la no código (Apêndice VII).

6.3 Resultados dos testes de força nos 3 materiais

Após a calibração do sensor de carga, na tabela a seguir é demonstrado os resultados obtidos nos 2 materiais em silicone no modelo Yap.

Tabela 6.4 - Resultados obtidos do teste de força aplicado no material Elastosil M4601 A/B ®.

Elastosil M4601 A/B ®		Medições		
Pressão (bar)	Força Média (N)	1ª (N)	2ª (N)	3ª (N)
00,00	19,68	19,19	19,95	19,9
00,10	27,66	27,24	27,94	27,81
00,20	28,90	29,30	29,21	28,20
00,30	32,28	32,86	31,1	32,88
00,40	43,80	42,90	44,25	44,25
00,50	50,04	46,63	51,86	51,62
00,60	53,35	55,24	52,24	52,58
00,70	61,43	62,10	61,74	60,46

Tabela 6.5 - Resultados obtidos do teste de força aplicado no material DragonSkin 10 Fast ®.

DragonSkin 10 Fast ®		Medições		
Pressão (bar)	Força Média (N)	1ª	2ª	3ª
0,00	18,82	18,88	18,99	18,59
0,05	26,67	26,82	26,52	26,06
0,10	33,63	33,52	33,73	32,57
0,15	35,20	36,24	34,94	34,41
0,20	46,88	47,63	45,77	47,23
0,25	51,38	52,65	51,71	49,77
0,30	61,31	60,31	61,66	61,96

Como apresentado nas tabelas 6.4 e 6.5, apesar de os valores máximos de força não diferirem muito entre materiais, o mais maleável consegue atingir uma força máxima similar com menor pressão máxima. O DragonSkin 10 Fast ® apresenta uma força máxima de 61,31 N a uma pressão de 0,3 KPa, já o Elastosil M4601 A/B ® apresenta uma força máxima de 61,43 N a uma pressão de 0,7 KPa. Com base nisto, optou-se por aplicar no exosqueleto final o DragonSkin 10 Fast ®, devido aos seus resultados obtidos.

6.4 Controlo electropneumático

De forma a realizar os testes experimentais, para validar as simulações feitas, foi desenvolvido um circuito para o controlo pneumático para os atuadores.

Este circuito é composto por uma componente electropneumática que permite um controlo na injeção de entrada de ar nos atuadores, levando conseqüentemente a um controlo do grau de flexão dos atuadores.

Este controlo electropneumático é realizado à base de ar comprimido, recorrendo a uma bomba pneumática. Na figura 6.5 é possível observar o controlo desenvolvido [111].

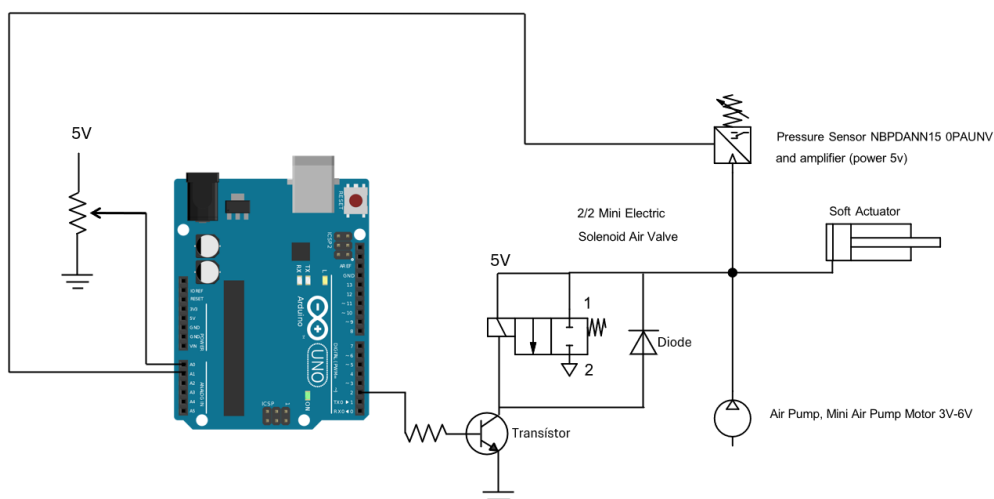


Figura 6.5 - Esquema do circuito electropneumático, recorrendo ao Arduino Uno®.

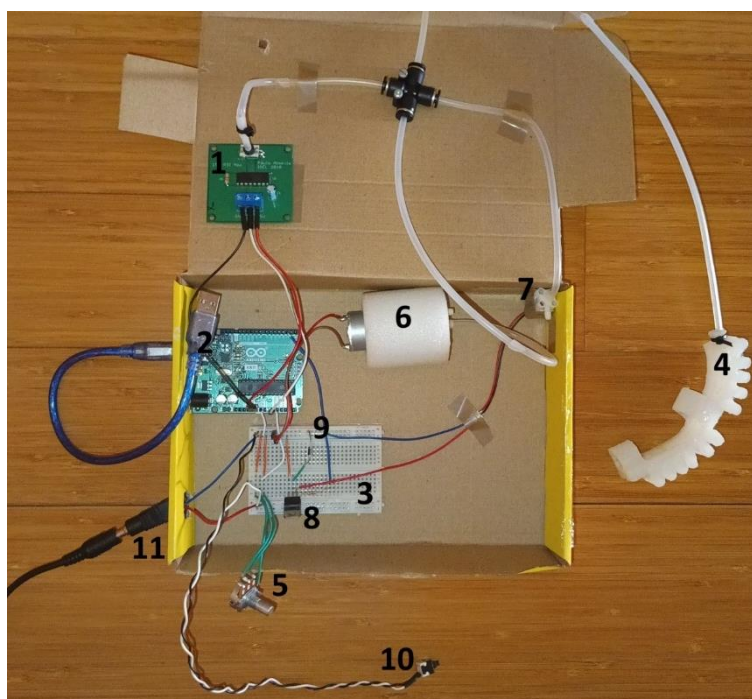


Figura 6.6 - Circuito electropneumático, recorrendo ao Arduino Uno®: 1. Sensor de pressão; 2. Arduino Uno®; 3. Bread Board; 4. Atuador pneumático; 5. Potenciômetro; 6. Bomba pneumática; 7. Válvula pneumática; 8. Transistor; 9. Resistência; 10. Botão; 11. Fonte de alimentação.

De modo a obter uma leitura da pressão interna dos atuadores, adquiriu-se um sensor simplificado básico da *NBP Series*, da empresa *Honeywell* [112].

O sensor em questão (figura 6.7), permitem uma gama de pressões entre 60 mbar a 10 bar.

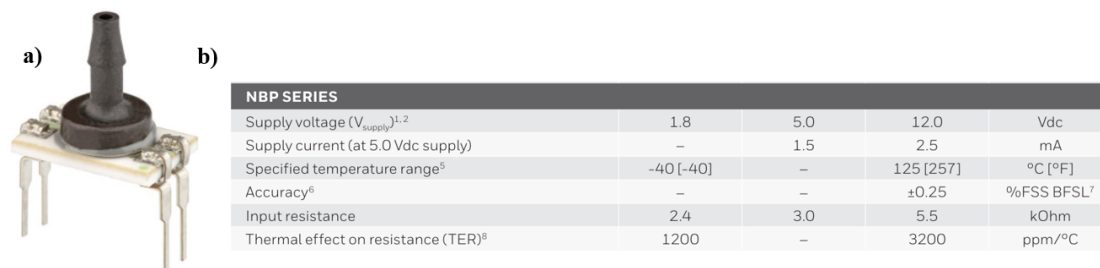


Figura 6.7 - Características do sensor [113]: a) Sensor pneumático usado; b) Propriedades.

Como referido, este sensor permite obter os valores de pressão do circuito electropneumático. O sensor liga-se ao controlador (Arduíno Uno), através do pino 2 de modo a fazer a leitura correta, em adição, ainda se conecta à fonte de 5 volts e ao Ground do Arduíno.

Na figura 6.8 é possível observar o circuito integrado com amplificador e outros componentes soldados (resistência, INA 125, ...).



Figura 6.8 - Placa integrada do sensor de pressão usado [114].

A placa, desenvolvida no âmbito de outro trabalho de TFM no MEB, onde estiveram envolvidos os orientadores deste TFM, permite fixar os componentes e reduzir consideravelmente o ruído de sinal [114].

De acordo com a *datasheet* do componente, o sensor apresenta 4 pontos de ligação [108]:

- Pino 1, conecta-se com a fonte de alimentação de 5 volts do Arduíno;
- Pino 2, conecta-se ao polo negativo do sinal de saída;
- Pino 3, conecta-se ao Ground do Arduíno;
- Pino 4, conecta-se ao polo positivo do sinal de saída.

Na figura 6.9, encontra-se retratado o esquema de ligação do sensor, retirado da ficha técnica.

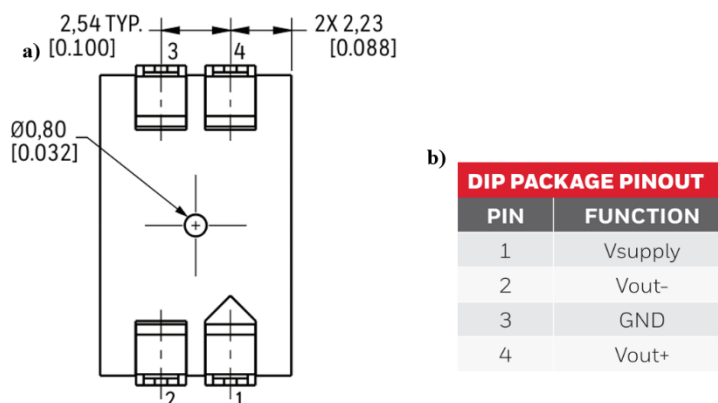


Figura 6.9 - Características do sensor [113]: **a)** Esquema de ligação do sensor de pressão; **b)** Pontos de ligação.

Para o controlo de entrada de ar nos atuadores, efetuou-se a programação de um código usando o microcontrolador Arduino Uno®, com o auxílio do *software* fornecido pela plataforma C/C++.

O código utilizado (Apêndice IV) permite converter o sinal digital em pressão (bar), através do sinal recebido pelo sensor [111,112].

O componente central deste circuito é a bomba pneumática.

Devido ao material usado nos atuadores, não é necessário aplicar uma bomba pneumática de alta gama com pressões elevadas, portanto, recorreu-se a uma bomba de pistão de ar com uma tensão de 5 V e corrente de 300 mA, comumente usada em aparelhos portáteis para medição arterial.



Figura 6.10 - Bomba pneumática utilizada

Tabela 6.6 - Características da bomba pneumática utilizada [115].

Corrente	300 mA
Fonte de energia	DC
Modelo de série	B07D6CJ96Y
Pressão máxima	1,5 bar
Voltagem	5 V

Para auxiliar no controlo da pressão máxima de cada atuador, foi adicionado um automaticamente a entrada de ar, proveniente da bomba pneumática, através da válvula de pressão.

Foi incorporada uma válvula pneumática, que permite controlar a despressurização das câmaras de ar do atuador. A escolhida é do tipo solenoide, permitindo o escoamento do ar por 2 vias internas, através do controlador.

O funcionamento da válvula baseia-se no controlo das 2 vias internas e as suas 3 saídas (figura 6.11).

Quando existe o corte da corrente elétrica, a saída 1 e 3 abrem, e a 2 fecha, mantendo a pressão interna [116].

Já quando este aciona, a saída 1 e 2 abrem, e a 3 fecha, despressurizando.

Este corte da entrada de ar por parte da válvula, permite com que o atuador, caso seja estanque, permaneça em flexão.

potenciômetro *Alpha* de $5\text{ K}\Omega$ (Apêndice V) com uma gama de 0 a 1 bar de pressão, de modo a estabelecer manualmente a pressão máxima de cada atuador e cortar

As especificações do componente encontram-se a seguir:

Tabela 6.7 - Características do potenciômetro [117].

NC ou NO	Aberto	Tipo	2-position 3-way
Fonte de energia	DC	Energia	Solenoide
Número do modelo	Mini Air Valve	Material	Aço inoxidável
Pressão	Baixa pressão	Corrente	161 mA
Estrutura	Regulação	Modelo	JQF1418130
Voltagem	5V-6V	Uso	Gás



Figura 6.11 - Mini válvula 2/2 de pressão usada [117].

6.5 Calibração do sensor de pressão

De modo a calibrar o sensor de pressão, recorreu-se a um manómetro (figura 6.12) como sensor de referência, permitindo manualmente criar 5 pressões controladas desde 0 a 3 bar, com intervalo de valores de 0,5, possibilitando monitorizar a pressão de ar comprimido a ser injetado no atuador.

Este ensaio de calibração permitiu verificar e ajustar os valores de leitura do sensor de pressão, validando-os. No entanto, a escala do manómetro usada é baixa, com 0.05 MPa de intervalo, o ajuste manual é dificultado.



Figura 6.12 - Manómetro usado na calibração do sensor, proveniente do departamento de Engenharia Mecânica (DEM) do ISEL.
Pressão máxima: 7 bar.

Na etapa seguinte, como referido, realizou-se as leituras de 0 a 3 bar, em 7 intervalos de valor, com 5 repetições, como se pode verificar na tabela 6.8.

Tabela 6.8 - Valores retirados do manómetro em bar, e do sensor de pressão a ser calibrado.

Manómetro (bar)	Sensor de pressão					Média	Desvio Padrão
	1º Medição	2º Medição	3º Medição	4º Medição	5º Medição		
0,0	66,14	64,15	63,58	63,07	63,06	64,00	1,14
0,5	109,11	105,4	112,6	109,17	111,08	109,472	2,42
1,0	158,21	158,16	158,17	165,92	159,16	159,924	3,02
1,5	208,21	205,21	213,18	210,3	212,3	209,84	2,88
2,0	264,26	264,4	258,25	258,5	264,3	261,942	2,91
2,5	312,31	310,3	313,2	310,5	311,4	311,542	1,09
3,0	365,82	363,6	365,36	366,3	363,3	364,876	1,21

Após as cinco medições no intervalo de 0 a 3 bar, calculou-se a média com as 5 medições feitas. Com base nestes dados, obtém-se o gráfico 6.8 das pressões do manómetro versus os valores do sensor de pressão a calibrar.

De forma a avaliar a consistência e precisão dos dados avaliados pelo sensor de pressão, calculou-se o desvio padrão para cada pressão aplicada (tabela 6.8).

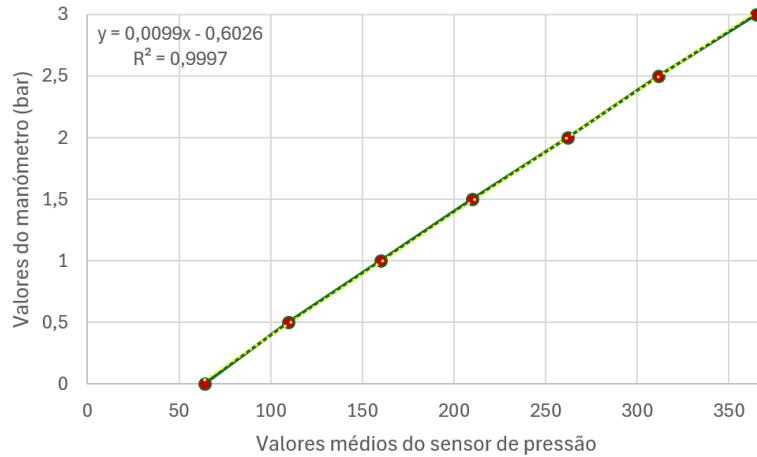


Gráfico 6.2 - Gráfico linear das pressões do manómetro versus os valores médios do sensor de pressão.

Posteriormente à realização do gráfico, é obtida a equação do mesmo: $y = 0,0099x - 0,6026$.

Com a equação obtida, é possível calibrar finalmente o sensor de pressão, ao inseri-la no código (Apêndice VI).

6.6 Montagem final do exosqueleto pneumático

Como fase final, foi acoplado todos os elementos para a obtenção do protótipo final do exosqueleto da mão.

O protótipo consiste em 5 atuadores em DragonSkin Fast 10®, no modelo Yap, com anéis de colocação para facilitação da entrada dos dedos do paciente, de modo que o movimento de flexão dos atuadores seja transmitido aos dedos de uma forma direta e eficaz. No entanto, para pacientes com mobilidade muito baixa, a sua colocação terá de ser feita com auxílio de uma segunda pessoa.

Os atuadores foram modelados de modo que os anéis sejam colocados entre as articulações e as câmaras internas nas zonas articulares de modo a impulsionar o movimento de flexão de forma natural e biológica, evitando um enrolamento simétrico, ausente na flexão dos dedos humanos. Estes atuadores foram desenhados de forma a atuarem de forma independente em cada dedo.

Durante a sua modelação, teve-se em conta aumentar a espessura da base do atuador de modo a fornecer resistência ao atuador durante a flexão

Estes atuadores são conectados a tubos de ar provenientes de uma bomba de ar, integrada num circuito com um sistema de controlo electropneumático, programado para despressurizar a uma pressão máxima escolhida pelo utilizador.

Na figura seguinte encontra-se o exosqueleto com os 5 atuadores, numa maquete de mão com articulações, impressa em 3D.

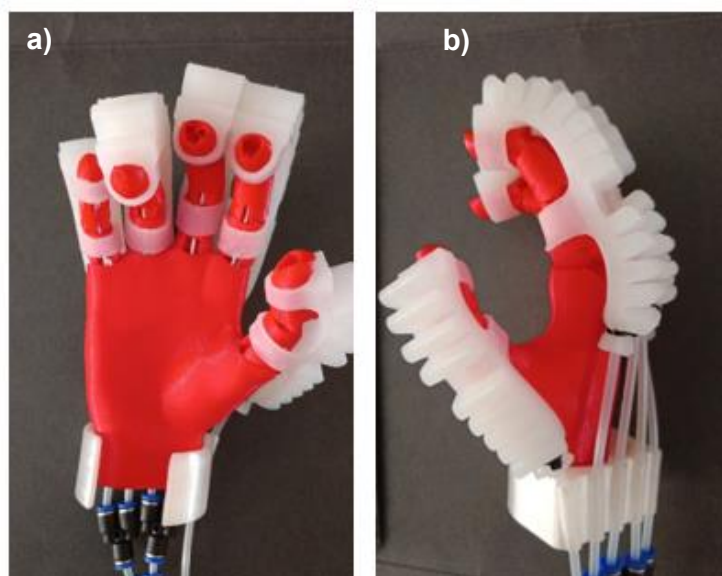


Figura 6.13 - Exosqueleto final desenvolvido: **a)** Visão anterior; **b)** Visão lateral.

6.6.1 Resultados do teste de força nos 5 atuadores finais em DragonSkin fast 10®

O principal objetivo dos testes de força, aplicado a cada atuador, foi verificar a força máxima na extremidade de cada tipo de modelo, em função da pressão aplicada nas câmaras internas. Estes testes permitiram avaliar a viabilidade do exosqueleto na reabilitação da mão. Na tabela 6.9 e no gráfico 6.3 são apresentados os resultados dos testes de força para o modelo do 1º dedo (as restantes tabelas encontram-se no Apêndice VII).

Tabela 6.9 - Resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 1º dedo (polegar).

DragonSkin Fast 10® - Polegar		Medições		
Pressão (bar)	Força Média (N)	1º	2º	3º
0,00	09,58	09,34	09,69	09,70
0,05	12,83	11,73	13,93	14,06
0,10	15,79	15,73	15,85	15,43
0,15	17,67	17,94	16,51	18,57
0,20	23,73	23,84	23,49	23,87
0,25	32,02	33,44	32,49	30,14
0,30	42,43	40,28	45,45	41,58

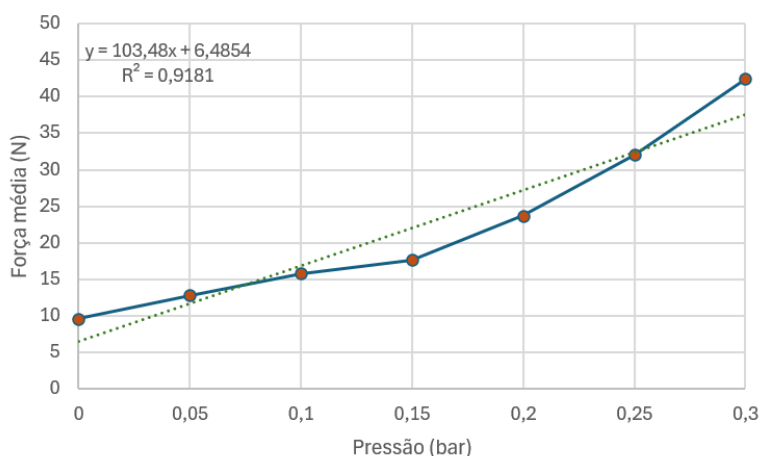


Gráfico 6.3 – Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 1º dedo (polegar).

Com base nas tabelas para os restantes dedos (apresentadas no apêndice VII) foram elaborados os gráficos 6.4 a 6.7 a seguir.

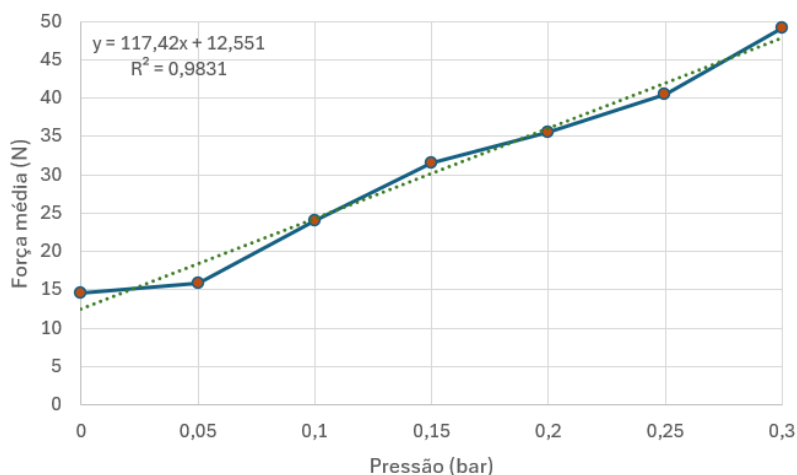


Gráfico 6.4 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 2º dedo (indicador).

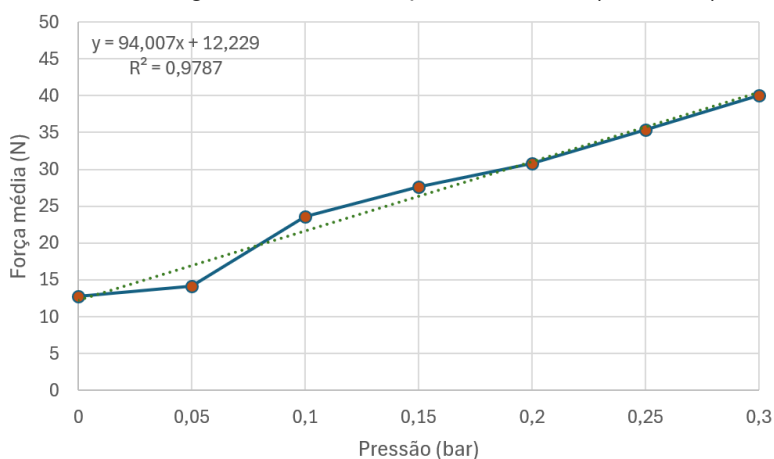


Gráfico 6.5 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 3º dedo (médio).

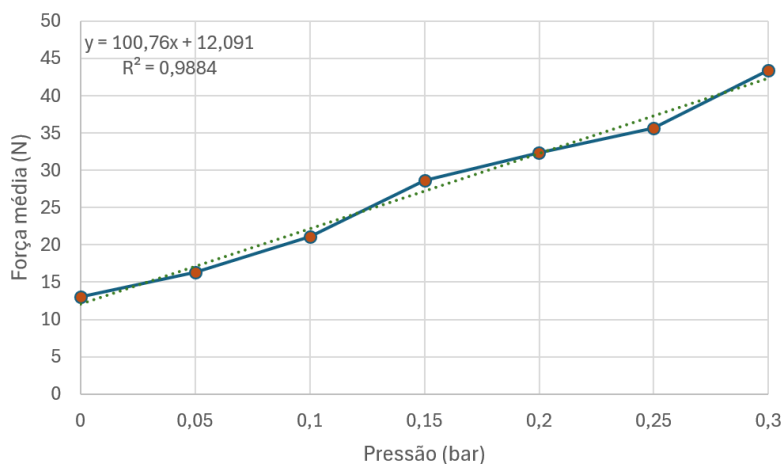


Gráfico 6.6 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 4º dedo (anelar).

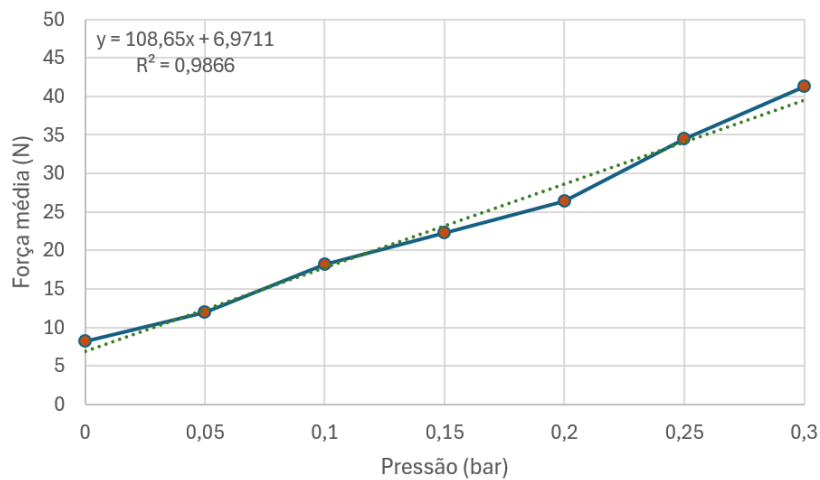


Gráfico 6.7 - Gráfico dos resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 5º dedo (mínimo).

Com base nos resultados obtidos, podemos observar uma forte linearidade da força máxima na extremidade do atuador com função da pressão injetada nas câmaras internas (coeficientes de correlação linear próximos de 1), existindo uma menor força máxima nos modelos com menor número de camaras internas, como é o caso do 1º e 5º dedo, como expectável.

É de salientar que a força máxima dos atuadores macios em DragonSkin Fast 10® para o protótipo final apresenta, no caso do 2º dedo, uma força máxima menor (49,11 N) quando comparada com o primeiro protótipo no teste de força entre materiais (61,31 N), tal pode ser explicado pela mudança do modelo entre o primeiro protótipo e o final, onde houve uma redução do material usado e menos erros no processo de cura do silicone, levando a uma menor densidade do material e por sua vez, uma menor força máxima na sua extremidade.

É de salientar que apesar dos resultados da força máxima terem sido obtidos através de um cálculo da média das 3 medições da força aplicada, estes resultados não estão imunes a erros resultantes do *setup* experimental e que poderá ser modificado no futuro de modo a melhorar a repetibilidade das medições.

7 Conclusões e trabalho futuro

Este trabalho final de mestrado teve como objetivo investigar o desenvolvimento e a aplicação dos exoesqueletos e atuadores incorporados, abordando tanto os aspectos tecnológicos e mecânicos, quanto os impactos clínicos em estudos desenvolvidos até à atualidade.

7.1 Conclusões

Ao longo deste estudo, foram exploradas diversas vertentes do uso de exoesqueletos, desde a sua aplicação em reabilitação até seu potencial em aumentar a capacidade física no seu dia-a-dia ou a nível profissional (ex: militar) em indivíduos saudáveis.

A análise dos resultados obtidos confirma que os exoesqueletos têm um potencial significativo na melhoria da funcionalidade da mão em pacientes com AVC e com patologias compressivas, melhorando a sua qualidade de vida, e permitindo-lhes recuperar parte da mobilidade perdida e, conseqüentemente, aumentar sua independência. Demonstrando que o uso de exoesqueletos fora da área de reabilitação, como na vida profissional ou diária em indivíduos saudáveis, contribui para a redução de lesões e melhoria de eficiência e segurança no trabalho.

Em termos de contribuições científicas, este estudo amplia o entendimento sobre tipos de atuadores possíveis, incluindo o estudo de 3 tipos de materiais, com o intuito de explorar a sua eficácia na área de reabilitação, explorando os seus graus de flexibilidade, limitações de pressão aplicada e forças aplicadas no paciente em reabilitação.

Neste TFM, efetuou-se o estudo, design e a obtenção de dois modelos diferentes de atuadores macios multifuncionais do tipo PneuNet (pneumáticos), assim como atuadores macios (em três materiais diferentes). Recorrendo à tecnologia *soft robotics* e de simulação em 3D, nomeadamente software CAD e impressão 3D para o desenvolvimento dos atuadores e moldes aderentes.

Neste estudo efetuou-se a avaliação experimental e de simulação dos modelos Patel e Yap, em Filaflex 60A®, Elastosil M4601 A/B® e DragonSkin Fast 10®.

Porém, foram apenas aplicados estes testes no modelo Yap em Elastosil M4601 A/B® e DragonSkin Fast 10®, e, no modelo Patel em Filaflex 60A®.

A escolha do modelo Patel apenas em Filaflex 60A®, deve-se à não obtenção de atuadores fáceis sem fugas em silicone, devido à sua espessura de 1,8 mm e, especialmente, devido à dificuldade no design dos moldes negativos e a sua remoção em peça única.

Já no modelo Yap, apenas se optou por aplicar Elastosil M4601 A/B® e DragonSkin Fast 10®, uma vez que, segundo testes aplicados a este modelo simples, o atuador em Filaflex 60A®, requeria pressões altas de 250 kPa, pressões essas não recomendadas em pacientes durante a sua reabilitação.

Como tal, os resultados experimentais obtidos revelam ângulos máximos de 147,7° a uma pressão máxima de 70kPa, no modelo Patel em Filaflex 60A®; ângulos máximos de 152,5° a uma pressão de 50kPa, no modelo Yap em Elastosil M4601 A/B®; e ângulos máximos de 162,0° a uma pressão de 20kPa, no modelo Yap em DragonSkin Fast 10®. Com base nos resultados obtidos, conclui-se que o modelo Yap, fabricado em DragonSkin Fast 10®, é o material mais indicado e eficaz devido à sua superior relação entre pressão-flexão e pressão-força. Este modelo destaca-se como o mais adequado para aplicação em reabilitação de pacientes com AVC, pois alcança maiores valores de flexão e força de preensão com pressões reduzidas, uma característica essencial para minimizar o risco de lesões durante o processo de reabilitação.

Como tal, de forma a reforçar a escolha feita, aplicou-se um outro teste de força, que permitiu demonstrar novamente que o DragonSkin Fast 10® consegue atingir uma força máxima similar ao Elastosil M4601 A/B® com menor pressão máxima, apresentando uma força máxima de 61,31 N a uma pressão de 0,3 bar, já o Elastosil M4601 A/B® apresenta uma força máxima de 61,43 N a uma pressão de 0,7 bar. Com base nisto, optou-se por aplicar no exosqueleto final o DragonSkin 10 Fast®, devido aos seus resultados positivos.

É de salientar que nos testes experimentais de pressão versus flexão, os ângulos máximos não coincidem com as pressões máximas do material, sendo que a uma pressão máxima de 30 kPa, o ângulo decresce para 130,1° no modelo Yap em DragonSkin Fast 10®. Este decréscimo neste material, assim como acontece no modelo Yap Elastosil M4601 A/B®, deve-se à estrutura do modelo ser adaptada ao dedo anatómico humano, este torna-se assimétrico, e como tal, atuadores de estrutura assimétrica tendem a apresentar uma extremidade distal que se aproxima do centro de enrolamento, resultando num ângulo inferior, como tal, avaliou-se a distância mínima entre extremidades no modelo Yap em DragonSkin Fast 10®, e comprova-se uma diminuição de 4,68 cm a 20 kPa, para 2,77 cm a 30kPa, comprando um maior enrolamento com o aumento de pressão aplicada.

Adicionalmente, os resultados experimentais e de simulação dos atuadores no modelo Yap, apresentam diferenças, como por exemplo, à mesma pressão de 20 kPa o DragonSkin Fast 10®, apresenta um ângulo máximo de 162° no teste experimental, já na simulação, apresenta 116,9°. Estes valores díspares entre resultados dos testes experimentais e de simulação, são mais perceptíveis nos gráficos referidos

anteriormente, e tal pode ser explicado pelo peso dos anéis em silicone forçarem um enrolamento acelerado, devido à força gravítica, uma vez que o atuador se posiciona na posição supina de enrolamento.

Nas simulações, esse rápido enrolamento não acontece, havendo um enrolamento, que é gradual.

Já no caso do modelo Yap Elastosil M4601 A/B®, à mesma pressão de 20 kPa o DragonSkin Fast 10®, apresenta um ângulo máximo de 130,1⁰⁰ no teste experimental, já na simulação, apresenta 250,7⁰, um acréscimo. Existindo uma diferença de 120,6⁰, o que apesar de ser um valor muito díspar, é explicado pela limitação da estrutura de apoio que restringe o decaimento da extremidade distal do atuador, limitando o ângulo de enrolamento, limitação essa não existente na simulação. No entanto, a medida de proximidade entre extremidades é similar entre ambos os testes, apresentando uma diferença mínima de 1,373 cm.

Desenvolveu-se um sistema de controlo pneumático, com uma placa Arduino Uno, um sensor de pressão, uma mini válvula 2/2 e compressor, com controlo de pressão via potenciómetro para diferentes tipos de ciclos de tempo durante a reabilitação.

Um desafio neste estudo, foi a ausência de feedback do utilizador, normalmente incorporado nos exosqueletos, o que fornece uma limitação no controlo do exosqueleto. O presente TFM investigou o desenvolvimento e aplicação de exosqueletos pneumáticos, com foco na viabilidade do material e técnica usados ao logo do trabalho. Este TFM conseguiu otimizar o processo de desenvolvimento de um molde único e reutilizável, e melhorou a estrutura dos atuadores de forma a facilitar a sua colocação em reabilitação.

Os resultados demonstram que os usos de atuadores fornecem vantagens de utilização, nomeadamente a sua leveza, flexibilidade e controlo, quando comparado com outras tecnologias tradicionais, como os motores hidráulicos.

No entanto, foi possível observar ao longo do estudo desafios como a precisão do controlo do movimento de flexão dos atuadores e uma necessidade de melhoria do sistema de controlo, com integração de sensores avançados e com maior compactação dos componentes elétricos para a sua portabilidade.

Em termos de disseminação deste trabalho foram realizadas duas publicações, como resultado dos estudos e trabalho efetuado, além do envolvimento no projeto da 8ª edição IDI&CA - Concurso de Investigação, Desenvolvimento, Inovação e Criação Artística do Instituto Politécnico de Lisboa (IPL/IDI&CA2023/ACTSOFTLY_ISEL):

1. Foi publicado um artigo científico à revista ACTUATORS (<https://www.mdpi.com/2076-0825/13/12/476>), referente à elaboração de uma

garra soft robótica (e o seu controlo) para um robô Dobot, com os modelos dos atuadores utilizados neste TFM, tendo como referência:

Correia, A., Charters, T., Leite, A., Campos, F., Monge, N., Rocha, A., & Mendes, M. J. G. C. (2024). Design, Control, and Testing of a Multifunctional Soft Robotic Gripper. *Actuators*, 13(12), 476. <https://doi.org/10.3390/act13120476>

2. Foi publicado um poster científico (apresentado na workshop do projeto IPL/IDI&CA2023/ACTSOFTLY_ISEL, a 10 de maio de 2024) sobre o estudo, projeto, simulação e resultados experimentais dos atuadores macios desenvolvidos no projeto e que serviram de base para os atuadores deste TFM [118]:

A. Correia, T. Charters, A. Leite, F. Campos, N. Monge, A. Rocha and M.J.G.C. Mendes (10 de maio 2024). "Multifunctional soft actuators for Soft Robotics applications: Soft Robotic Gripper", Na Workshop do Projeto IPL/IDI&CA2023/ACTSOFTLY_ISEL.

7.2 Trabalho futuro

Em trabalhos futuros seria interessante testar este exosqueleto em um grupo de controlo e experimental com pacientes com AVC e com patologias compressivas de modo a obter resultados efetivos da melhoria com recurso a um exosqueleto durante a reabilitação. Sugere-se o aprofundamento no estudo de materiais macios e duráveis que possam reduzir os custos de produção, bem como a investigação de novos algoritmos de controlo que possam melhorar a interação entre o usuário e o dispositivo, nomeadamente a incorporação de sensores mioelétricos ou neuronais que permitam um feedback do paciente mais eficiente durante a reabilitação da mão.

Além disso, seria valioso explorar mais profundamente as implicações éticas e regulatórias da adoção de exoesqueletos em diferentes setores da sociedade.

Por fim, sugere-se em estudos futuros a combinação de materiais mais leves e resistentes, com algoritmos de controlo inteligente, com integração de sensores para um sistema electropneumático otimizado, para um menor erro de repetibilidade.

Referências Bibliográficas

- [1] Lima, P. N., de Souza, C. M., Andrade, S. da S., Cyrillo, F. N., & Braga, D. M. (2013). Fisioterapia Aquática na Transferência do Sentado para Ortostatismo no Paciente com AVC: Relato de Caso. *Revista Neurociencias*, 21(2), 251–257. <https://doi.org/10.4181/RNC.2013.21.799.7p>
- [2] SNS. (2023, March). Dia Mundial do AVC. <https://www.sns.gov.pt/noticias/2023/03/31/Dia-Nacional-Do-Doente-Com-Avc-12/Avc-3/> (acedido a 3 de maio, 2024).
- [3] Esposito, D., Centracchio, J., Andreozzi, E., Savino, S., Gargiulo, G. D., Naik, G. R., & Bifulco, P. (2022). Design of a 3D-Printed Hand Exoskeleton Based on Force-Myography Control for Assistance and Rehabilitation. *Machines*, 10(1). <https://doi.org/10.3390/machines10010057>
- [4] VanPutte, C., Regan, J., & Russo, A. (2016). *Anatomia e Fisiologia de Seeley*. 10a Edição. Artmed.
- [5] Duruoz, M. (2019). *Hand Function* (M. T. Duruöz, Ed.). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-17000-4>.
- [6] Oliveira, B. R. de, Maia, B. A., Ferreira Neto, G., & Stoppa, M. H. (2017). Modelo de dispositivo para reabilitação de dedos da mão. In *Tecnologias em pesquisa: engenharias* (pp. 379–394). Editora Blucher. <https://doi.org/10.5151/9788580392234-25>.
- [7] Feix, T., Romero, J., Schmiedmayer, H. B., Dollar, A. M., & Kragic, D. (2016). The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 46(1), 66–77. <https://doi.org/10.1109/THMS.2015.2470657>
- [8] Seeley, R.R., Stephens, T.D. and Tate, P. (2003) *Anatomy and physiology*. McGraw-Hill, New York.
- [9] Lacerda, G. (2023, October 30). Falanges da mão. <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/falanges-da-mao> (acedido a 7 de maio, 2024).
- [10] Oiseth, S., Jones, L., & Maza, E. (2024, January 17). Mão. <https://www.lecturio.com/pt/concepts/mao/> (acedido a 7 de maio, 2024).
- [11] Currie, K. B., Tadisina, K. K., & Mackinnon, S. E. (2022). Common Hand Conditions: A Review. *JAMA*, 327(24), 2434–2445. <https://doi.org/10.1001/jama.2022.8481>.

- [12] Menorca, R. M. G., Fussell, T. S., & Elfar, J. C. (2013). Nerve physiology. Mechanisms of injury and recovery. In *Hand Clinics* (Vol. 29, Issue 3, pp. 317–330). <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.04.002>
- [13] Rowe, J. B., Chan, V., Ingemanson, M. L., Cramer, S. C., Wolbrecht, E. T., & Reinkensmeyer, D. J. (2017). Robotic Assistance for Training Finger Movement Using a Hebbian Model: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 31(8), 769–780. <https://doi.org/10.1177/1545968317721975>
- [14] Singh, N., Saini, M., Kumar, N., Srivastava, M. V. P., & Mehndiratta, A. (2021). Evidence of neuroplasticity with robotic hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation: a randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 18(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00867-7>
- [15] Villafañe, J. H., Taveggia, G., Galeri, S., Bissolotti, L., Mullè, C., Imperio, G., Valdes, K., Borboni, A., & Negrini, S. (2018). Efficacy of Short-Term Robot-Assisted Rehabilitation in Patients With Hand Paralysis After Stroke: A Randomized Clinical Trial. *Hand*, 13(1), 95–102. <https://doi.org/10.1177/1558944717692096>
- [16] Harb A, Kishner S. Modified Ashworth Scale. [Updated 2023 May 1]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK554572/>
- [17] Lee, S. W., Landers, K. A., & Park, H. S. (2014). Development of a biomimetic hand exotendon device (BiomHED) for restoration of functional hand movement post-stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), 886–898. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2298362>
- [18] McConnell, A., Kong, X., & Vargas, P. A. (2014). A novel robotic assistive device for stroke-rehabilitation. *The 23rd IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 917–923. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2014.6926370>
- [19] Esposito, D., Centracchio, J., Andreozzi, E., Savino, S., Gargiulo, G. D., Naik, G. R., & Bifulco, P. (2022). Design of a 3D-Printed Hand Exoskeleton Based on Force-Myography Control for Assistance and Rehabilitation. *Machines*, 10(1). <https://doi.org/10.3390/machines10010057>
- [20] Intrinsic Minus Hand (Claw Hand) - Orthobullets n.d. <https://www.orthobullets.com/hand/6010/intrinsic-minus-hand-claw-hand> (acedido a 3 de maio, 2024).

- [21] Hodler, J., Kubik-Huch, R. A., Von, G. K., Musculoskeletal, S., & von Schulthess Editors, G. K. (n.d.). IDKD Springer Series Series Editors. <http://www.springer.com/series/15856>
- [22] Branco, J. C., Rodrigues, A. M., Gouveia, N., Eusébio, M., Ramiro, S., Machado, P. M., Pereira Da Costa, L., Mourão, A. F., Silva, I., Laires, P., Sepriano, A., Araújo, F., & Rodrigues, A. (n.d.). 14 Sónia Gonçalves, 15,16 Pedro S Coelho. 13, 22. <https://doi.org/10.1136/rmdopen-2015>
- [23] Bril, V., Breiner, A., Perkins, B. A., & Zochodne, D. (2018). Neuropathy. *Canadian Journal of Diabetes*, 42, S217–S221. <https://doi.org/10.1016/j.cjcd.2017.10.028>
- [24] Menorca, R. M. G., Fussell, T. S., & Elfar, J. C. (2013). Nerve physiology. Mechanisms of injury and recovery. In *Hand Clinics* (Vol. 29, Issue 3, pp. 317–330). <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.04.002>
- [25] Santos, V. (n.d.). Nervos. <https://Brasilecola.Uol.Com.Br/Biologia/Nervos.Htm>. (acedido a 4 de maio, 2024).
- [26] Currie, K. B., Tadisina, K. K., & Mackinnon, S. E. (2022). Common Hand Conditions: A Review. *JAMA*, 327(24), 2434–2445. <https://doi.org/10.1001/jama.2022.8481>.
- [27] Marcolini, T. (2022, April). O que é a Síndrome do túnel do carpo. <https://www.Nervosperifericos.Com.Br/Sindrome-Do-Tunel-Do-Carpo>. (acedido a 4 de maio, 2024).
- [28] Hobeika, P., Castermans, T., Duerinckx, J., & Boxtael, S. (n.d.). Bloqueio de pulso - Pontos de referência e técnica do estimulador de nervos. <https://www.Nysora.Com/Pt/T%C3%A9cnicas/Extremidade-Superior/Bloqueio-de-Pulso/>(acedido a 4 de maio, 2024).
- [29] Gleneagles Hospital. (n.d.). De Quervain's Tenosynovitis. <https://www.Gleneagles.Com.Sg/Conditions-Diseases/de-Quervains-Tenosynovitis/Symptoms-Causes> (acedido a 5 de maio, 2024).
- [30] Artisan. (n.d.). Trigger Finger. <https://www.Artisanorthopaedics.Sg/Conditions/Hand/Trigger-Finger>. (acedido a 5 de maio, 2024).
- [31] Trivedi, D., Rahn, C. D., Kier, W. M., & Walker, I. D. (2008). Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*, 5(3), 99–117. <https://doi.org/10.1080/11762320802557865>

- [32] Babu, S. P. M., Sadeghi, A., Mondini, A., & Mazzolai, B. (2019). Antagonistic pneumatic actuators with variable stiffness for soft robotic applications. *RoboSoft 2019 - 2019 IEEE International Conference on Soft Robotics*, 283–288. <https://doi.org/10.1109/ROBOSOFT.2019.8722803>
- [33] Rocon, E., & Pons, J. L. (2011). *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics* (Vol. 69). Springer Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-17659-3>
- [34] Moreno, J., Masood, J., Schneider, U., Maufroy, C., & Pons, J. (2022). *Wearable Robotics: Challenges and Trends* (J. C. Moreno, J. Masood, U. Schneider, C. Maufroy, & J. L. Pons, Eds.; Vol. 27). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-69547-7>
- [35] Veronesi Junior, J. R., & Aquino, H. (2020). Análise da confiabilidade e eficiência de exoesqueletos em linha de produção na manufatura. *Fisioterapia Brasil*, 21(1), 24–32. <https://doi.org/10.33233/fb.v21i1.3939>
- [36] Olar, M.-L., Leba, M., & Risteiu, M. (2021). Exoskeleton - wearable devices. Literature review. *MATEC Web of Conferences*, 342, 05005. <https://doi.org/10.1051/matecconf/202134205005>
- [37] du Plessis, T., Djouani, K., & Oosthuizen, C. (2021). robotics A Review of Active Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance. <https://doi.org/10.3390/robotics10>
- [38] Yue, Z., Zhang, X., & Wang, J. (2017). Hand Rehabilitation Robotics on Poststroke Motor Recovery. In *Behavioural Neurology* (Vol. 2017). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2017/3908135>
- [39] Bos, R. A., Haarman, C. J. W., Stortelder, T., Nizamis, K., Herder, J. L., Stienen, A. H. A., & Plettenburg, D. H. (2016). A structured overview of trends and technologies used in dynamic hand orthoses. In *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (Vol. 13, Issue 1). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0168-z>
- [40] Shahid, T., Gouwanda, D., Nurzaman, S. G., & Gopalai, A. A. (2018). Moving toward soft robotics: A decade review of the design of hand exoskeletons. In *Biomimetics* (Vol. 3, Issue 3). MDPI Multidisciplinary Digital Publishing Institute. <https://doi.org/10.3390/biomimetics3030017>
- [41] Ates, S., Haarman, C. J. W., & Stienen, A. H. A. (2017). SCRIPT passive orthosis: design of interactive hand and wrist exoskeleton for rehabilitation at home after stroke. *Autonomous Robots*, 41(3), 711–723. <https://doi.org/10.1007/s10514-016-9589-6>

- [42] Wang, D., Meng, Q., Meng, Q., Li, X., & Yu, H. (2018). Design and Development of a Portable Exoskeleton for Hand Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(12), 2376–2386. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2878778>
- [43] Cui, L., Phan, A., & Allison, G. (2015). Design and fabrication of a three-dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 4627–4630. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319425>
- [44] Jo, I., Park, Y., Lee, J., & Bae, J. (2019). A portable and spring-guided hand exoskeleton for exercising flexion/extension of the fingers. *Mechanism and Machine Theory*, 135, 176–191. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.02.004>
- [45] Agarwal, P., Fox, J., Yun, Y., O'Malley, M. K., & Deshpande, A. D. (2015). An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization. *International Journal of Robotics Research*, 34(14), 1747–1772. <https://doi.org/10.1177/0278364915598388>
- [46] In, H., Kang, B. B., Sin, M., & Cho, K.-J. (2015). Exo-Glove: A Wearable Robot for the Hand with a Soft Tendon Routing System. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 22(1), 97–105. <https://doi.org/10.1109/MRA.2014.2362863>
- [47] Yap, H. K., Lim, J. H., Nasrallah, F., Goh, J. C. H., & Yeow, R. C. H. (2015). A soft exoskeleton for hand assistive and rehabilitation application using pneumatic actuators with variable stiffness. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2015-June(June), 4967–4972. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139889>
- [48] Yang, J., Xie, H., & Shi, J. (2016). A novel motion-coupling design for a jointless tendon-driven finger exoskeleton for rehabilitation. *Mechanism and Machine Theory*, 99, 83–102. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2015.12.010>
- [49] Kazeminasab, S., Hadi, A., Alipour, K., & Elahinia, M. (2018). Force and motion control of a tendon-driven hand exoskeleton actuated by shape memory alloys. *Industrial Robot: An International Journal*, 45(5), 623–633. <https://doi.org/10.1108/IR-01-2018-0020>
- [50] Randazzo, L., Iturrate, I., Perdakis, S., & Millán, J. D. R. (2018). Mano: A Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living and Neurorehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 500–507. <https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2771329>

- [51] Mohamaddan, S., & Komeda, T. (2010). Wire-driven mechanism for finger rehabilitation device. 2010 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, ICMA 2010, 1015–1018. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2010.5588077>
- [52] Tong, K. Y., Ho, S. K., Pang, P. M. K., Hu, X. L., Tam, W. K., Fung, K. L., Wei, X. J., Chen, P. N., & Chen, M. (2010). An intention driven hand functions task training robotic system. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, 3406–3409. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627930>
- [53] Chiri, A., Vitiello, N., Giovacchini, F., Roccella, S., Vecchi, F., & Carrozza, M. C. (2012). Mechatronic Design and Characterization of the Index Finger Module of a Hand Exoskeleton for Post-Stroke Rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(5), 884–894. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2011.2144614>
- [54] Cempini, M., de Rossi, S. M. M., Lenzi, T., Cortese, M., Giovacchini, F., Vitiello, N., & Carrozza, M. C. (2013). Kinematics and design of a portable and wearable exoskeleton for hand rehabilitation. 2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 1–6. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650414>
- [55] Wei, W., Guo, S., Zhang, F., Guo, J., Ji, Y., & Wang, Y. (2013). A novel upper limb rehabilitation system with hand exoskeleton mechanism. 2013 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, 285–290. <https://doi.org/10.1109/ICMA.2013.6617932>
- [56] Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J., & Lum, P. S. (2010). Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot. <http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/36>
- [57] Jiting Li, Ruoyin Zheng, Yuru Zhang, & Jianchu Yao. (2011). iHandRehab: An interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 1–6. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975387>
- [58] Agarwal, P., Fox, J., Yun, Y., O'Malley, M. K., & Deshpande, A. D. (2015). An index finger exoskeleton with series elastic actuation for rehabilitation: Design, control and performance characterization. *International Journal of Robotics Research*, 34(14), 1747–1772. <https://doi.org/10.1177/0278364915598388>
- [59] Ben, I. A., Bouteraa, Y., & Rekik, C. (2017). Design and development of 3d printed myoelectric robotic exoskeleton for hand rehabilitation. *International Journal on Smart*

Sensing and Intelligent Systems, 10(2), 341–366. <https://doi.org/10.21307/ijssis-2017-215>

[60] Marconi, D., Baldoni, A., McKinney, Z., Cempini, M., Crea, S., & Vitiello, N. (2019). A novel hand exoskeleton with series elastic actuation for modulated torque transfer. *Mechatronics*, 61, 69–82. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2019.06.001>

[61] Li, J., Wang, S., Wang, J., Zheng, R., Zhang, Y., & Chen, Z. (2012). Development of a hand exoskeleton system for index finger rehabilitation. *Chinese Journal of Mechanical Engineering (English Edition)*, 25(2), 223–233. <https://doi.org/10.3901/CJME.2012.02.223>

[62] Lamercy, O., Zurich, E., Schröder, D., Zwicker, S., & Gassert, R. (2013). Design of a thumb exoskeleton for hand rehabilitation. <https://www.researchgate.net/publication/259910946>

[63] Rahman, M. A., & Al-Jumaily, A. (2012). Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation following stroke. *Procedia Engineering*, 41, 1028–1034. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.279>

[64] Nilsson, M., Ingvast, J., Wikander, J., & von Holst, H. (2012). The Soft Extra Muscle system for improving the grasping capability in neurological rehabilitation. 2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, 412–417. <https://doi.org/10.1109/IECBES.2012.6498090>

[65] Iqbal, J., Khan, H., Tsagarakis, N. G., & Caldwell, D. G. (2014). A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation - Conceptualization to prototyping. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 34(2), 79–89. <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2014.01.003>

[66] Polygerinos, P., Wang, Z., Galloway, K. C., Wood, R. J., & Walsh, C. J. (2015). Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems*, 73, 135–143. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.08.014>

[67] Haghshenas-Jaryani, M., Carrigan, W., Nothnagle, C., & Wijesundara, M. B. J. (2016). Sensorized soft robotic glove for continuous passive motion therapy. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 815–820. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2016.7523728>

[68] Sandoval-Gonzalez, O., Jacinto-Villegas, J., Herrera-Aguilar, I., Portillo-Rodriguez, O., Tripicchio, P., Hernandez-Ramos, M., Flores-Cuautle, A., & Avizzano, C. (2016). Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive

rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13(2).
<https://doi.org/10.5772/62404>

[69] Li, M., He, B., Liang, Z., Zhao, C. G., Chen, J., Zhuo, Y., Xu, G., Xie, J., & Althoefer, K. (2019). An attention-controlled hand exoskeleton for the rehabilitation of finger extension and flexion using a rigid-soft combined mechanism. *Frontiers in Neurorobotics*, 13. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2019.00034>

[70] SERBEST, K., & ELDOĞAN, O. (2021). Design, Development and Evaluation of a New Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation at Home. *Politeknik Dergisi*, 24(1), 305–314. <https://doi.org/10.2339/politeknik.725310>

[71] Tawk, C., & Alici, G. (2020). Finite element modeling in the design process of 3D printed pneumatic soft actuators and sensors. *Robotics*, 9(9).
<https://doi.org/10.3390/ROBOTICS9030052>

[72] Zhou, W., & Li, Y. (2020). Modeling and Analysis of Soft Pneumatic Actuator with Symmetrical Chambers Used for Bionic Robotic Fish. *Soft Robotics*, 7(2), 168–178.
<https://doi.org/10.1089/soro.2018.0087>

[73] Rad, C., Hancu, O., & Lapusan, C. (2022). Aspects Regarding the Modelling and Design of 3D-printed Bending Soft Pneumatic Actuators. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1268(1), 012012. <https://doi.org/10.1088/1757-899x/1268/1/012012>

[74] Marchese, A. D., Katzschmann, R. K., & Rus, D. (2015). A recipe for soft fluidic elastomer robots. *Soft Robotics*, 2(1), 7–25. <https://doi.org/10.1089/soro.2014.0022>

[75] Trivedi, D., Rahn, C. D., Kier, W. M., & Walker, I. D. (2008). Soft Robotics: Biological Inspiration, State of the Art, and Future Research. *Applied Bionics and Biomechanics*, 5(3), 99–117. <https://doi.org/10.1080/11762320802557865>

[76] Polygerinos, P., Wang, Z., Overvelde, J. T. B., Galloway, K. C., Wood, R. J., Bertoldi, K., & Walsh, C. J. (2015). Modeling of Soft Fiber-Reinforced Bending Actuators. *IEEE Transactions on Robotics*, 31(3), 778–789. <https://doi.org/10.1109/TRO.2015.2428504>

[77] Boyraz, P., Runge, G., & Raatz, A. (2018). An overview of novel actuators for soft robotics. In *High-Throughput* (Vol. 7, Issue 3). MDPI AG.
<https://doi.org/10.3390/act7030048>

- [78] Ali, H. I., Bahari, S., Noor, M., Bashi, S. M., & Marhaban, M. H. (2009). A Review of Pneumatic Actuators (Modeling and Control). *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, 3(2), 440–454.
- [79] Hu, W., & Alici, G. (2020). Bioinspired Three-Dimensional-Printed Helical Soft Pneumatic Actuators and Their Characterization. *Soft Robotics*, 7(3), 267–282. <https://doi.org/10.1089/soro.2019.0015>
- [80] Galloway, K. C., Polygerinos, P., Walsh, C. J., & Wood, R. J. (2013). Mechanically programmable bend radius for fiber-reinforced soft actuators. 2013 16th International Conference on Advanced Robotics (ICAR), 1–6. <https://doi.org/10.1109/ICAR.2013.6766586>
- [81] Connolly, F., Walsh, C. J., & Bertoldi, K. (2017). Automatic design of fiber-reinforced soft actuators for trajectory matching. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 114(1), 51–56. <https://doi.org/10.1073/pnas.161514011>
- [82] Mosadegh, B., Polygerinos, P., Keplinger, C., Wennstedt, S., Shepherd, R. F., Gupta, U., Shim, J., Bertoldi, K., Walsh, C. J., & Whitesides, G. M. (2014). Pneumatic Networks for Soft Robotics that Actuate Rapidly. *Advanced Functional Materials*, 24(15), 2163–2170. <https://doi.org/10.1002/adfm.201303288>
- [83] Liu, Z., Wang, F., Liu, S., Tian, Y., & Zhang, D. (2021). Modeling and Analysis of Soft Pneumatic Network Bending Actuators. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 26(4), 2195–2203. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2020.3034640>
- [84] Kalita, B., Leonessa, A., & Dwivedy, S. K. (2022). A Review on the Development of Pneumatic Artificial Muscle Actuators: Force Model and Application. In *Actuators* (Vol. 11, Issue 10). MDPI. <https://doi.org/10.3390/act1110028>
- [85] Rad, C., Hancu, O., & Lapusan, C. (2022). Aspects Regarding the Modelling and Design of 3D-printed Bending Soft Pneumatic Actuators. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1268(1), 012012. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1268/1/012012>
- [86] Hugo D’Almeida, Tiago Charters, Paulo Almeida, Mário J.G.C. Mendes (2018). “Soft Robotic Hand Prosthesis using Reverse Engineering and Fast Prototyping”. In *Proceedings of the 1st Iberic Conference on Theoretical and Experimental Mechanics and Materials/11th National Congress on Experimental Mechanics*, Porto/Portugal 4-7 November 2018. Ed. J.F. Silva Gomes. INEGI/FEUP; ISBN: 978-989-20-8771-9; pp. 953-966.

- [87] Mendes, Mafalda (2022). "Projeto de luva pneumática para ajuda na reabilitação da mão", Master dissertation in Biomedical Engineering. Instituto Superior de Engenharia de Lisboa/Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, 2nd December 2022.
- [88] Liu, X., Chen, N., Jiao, J., & Liu, J. (2023). Pneumatic soft phononic crystals with tunable band gap. *International Journal of Mechanical Sciences*, 240, 107906. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2022.107906>
- [89] Wienzek, T., & Seibel, A. (2019). Elastomeric Prepregs for Soft Robotics Applications. *Advanced Engineering Materials*, 21(5). <https://doi.org/10.1002/adem.201801200>
- [90] Anver, H. M. C. M., Mutlu, R., & Alici, G. (2017). 3D printing of a thin-wall soft and monolithic gripper using fused filament fabrication. 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 442–447. <https://doi.org/10.1109/AIM.2017.8014057>
- [91] Hu, W. (n.d.). Flexible Fluidic Actuators for Soft Robotic Applications. <https://ro.uow.edu.au/theses1>
- [92] Recreus Industries S.L., "Technical Data Sheet Filaflex 60A 'Pro'", 1907/2006 Datasheet, Outubro de 2023. https://drive.google.com/file/d/1qmdbzEL1n_vNzYAzxeeiFaso8lZyAr31/view (acedido a 20 de maio, 2024).
- [93] NinjaTek, "NinjaFlex® 3D Printing Filament", NF_MSPEC Datasheet, Abril de 2016. <https://ninjatek.com/wp-content/uploads/NinjaFlex-TDS.pdf>
- [94] Iacob, M. C., Popescu, D., Petcu, D., & Marinescu, R. (2023). Assessment of the Flexural Fatigue Performance of 3D-Printed Foot Orthoses Made from Different Thermoplastic Polyurethanes. *Applied Sciences (Switzerland)*, 13(22). <https://doi.org/10.3390/app132212149>
- [95] Tawk, C., & Alici, G. (2020). Finite element modeling in the design process of 3D printed pneumatic soft actuators and sensors. *Robotics*, 9(9). <https://doi.org/10.3390/ROBOTICS9030052>
- [96] Patel, D. K., Sakhaei, A. H., Layani, M., Zhang, B., Ge, Q., & Magdassi, S. (2017). Highly Stretchable and UV Curable Elastomers for Digital Light Processing Based 3D Printing. *Advanced Materials*, 29(15). <https://doi.org/10.1002/adma.201606000>

- [97] Yap, H. K., Ng, H. Y., & Yeow, C.-H. (2016). High-Force Soft Printable Pneumatics for Soft Robotic Applications. *Soft Robotics*, 3(3), 144–158. <https://doi.org/10.1089/soro.2016.0030>
- [98] Netter, F. (2019). *Atlas Of Human Anatomy* (7th ed.). ELSEVIER.
- [99] Silicones and more, "Silicon Addition M4601", V161006.1 Datasheet. <https://www.nedform.com/DOC/EN/EN%20-%20Product%20Information%20Silicone%20Addition%20M4601.pdf>
- [100] Smooth-On, "Dragon Skin™ Series",011124DH Datasheet.
- [101] Bhashyam, G. R. (2002). ANSYS Mechanical-A Powerful Nonlinear Simulation Tool.
- [102] Ansys. (n.d.). Ansys Mechanical Finite Element Analysis (FEA) Software for Structural Engineering. <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical> (acedido a 5 de junho, 2024).
- [103] Bhashyam, G. R. (2002). ANSYS Mechanical-A Powerful Nonlinear Simulation Tool.
- [104] Muddada, R. (1417). DESIGN, MODELING, AND COMPARATIVE ANALYSIS ON SILICONE RUBBER SOFT GRIPPER FOR FOOD INDUSTRY. In *International Research Journal of Modernization in Engineering Technology and Science* www.irjmets.com @International Research Journal of Modernization in Engineering. www.irjmets.com
- [105] Bhashyam, G. R. (2002). ANSYS Mechanical-A Powerful Nonlinear Simulation Tool.
- [106] Singh, S., Prakash, C., & Singh, R. (2020). 3D Printing in Biomedical Engineering (S. Singh, C. Prakash, & R. Singh, Eds.; 1st ed.). Springer Singapore. <https://doi.org/10.1007/978-981-15-5424-7>
- [107] Gul, J. Z., Sajid, M., Rehman, M. M., Siddiqui, G. U., Shah, I., Kim, K. H., Lee, J. W., & Choi, K. H. (2018). 3D printing for soft robotics—a review. In *Science and Technology of Advanced Materials* (Vol. 19, Issue 1, pp. 243–262). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/14686996.2018.1431862>
- [108] TrashRobotics. (2022, August). Soft gripper. MeArm robot modifier. <https://www.thingiverse.com/thing:5453617>(acedido a 20 de maio, 2024).

- [109] Mauser. (n.d.). Célula de carga c/ conversor A/D 24bits para construção de balanças (1Kg) - JOY-IT.
- [110] Random Nerd Tutorials. (n.d.). Arduino with Load Cell and HX711 Amplifier (Digital Scale).
- [111] Horowitz, P., & Hill, W. (2015). The Art of Electronics (3rd ed.). Cambridge University Press.
- [112] Bartlett, J. (2020). Electronics for Beginners: A Practical Introduction to Schematics, Circuits, and Microcontrollers (1st ed.). Apress.
- [113] Honeywell. NBPDANN150PAUNV - Pressure Sensor, Unamplified, 150 psi, Voltage, Absolute, 5 VDC, Single Axial Barbed, 1.5 mA [Internet]. [cited 2024 June 18]. Available from: <https://prod-edam.honeywell.com/content/dam/honeywell-edam/sps/siot/en-us/products/sensors/pressure-sensors/board-mount-pressure-sensors/common/documents/sps-siot-board-mount-pressure-tbp-nbp-series-datasheet-3008328-ciid-179658.pdf?download=false>
- [114] Hugo D'Almeida, Paulo Almeida, Tiago Charters, Mário J.G.C. Mendes (2019). "Electro-pneumatic Control of Soft Robotic Hand Prosthesis Actuators". In Proceedings of the 6th IEEE Portuguese Meeting on BioEngineering (ENBENG 2019), pp. 447-450, 22-23 February 2019, ISEL/Lisbon/Portugal. DOI: 10.1109/ENBENG.2019.8692563.
- [115] DANXQ. B07D6CJ96Y - Air Pump Motor. [Internet]. [cited 2024 June 18]. Available from: <https://www.amazon.de/-/en/Mini-Air-Pump-Motor-Vacuum/dp/B07D6CJ96Y>
- [116] Jameco Eletronics. RV16A-10 - Rotary Potenciometer, SIZE METAL SFAT SERIES Single Axial Barbed, 5K [Internet]. [cited 2024 June 18]. Available from: <https://prod-edam.honeywell.com/content/dam/honeywell-edam/sps/siot/en-us/products/sensors/pressure-sensors/board-mount-pressure-sensors/common/documents/sps-siot-board-mount-pressure-tbp-nbp-series-datasheet-3008328-ciid-179658.pdf?download=false>
- [117] Engine Store. JQF1418130 - Válvula de pressão [Internet]. [cited 2024 June 18]. Available from: <https://pt.aliexpress.com/item/1005005779543771.html>.
- [118] A. Correia, T. Charters, A. Leite, F. Campos, N. Monge, A. Rocha and M.J.G.C. Mendes (10 de maio 2024). "Multifunctional soft actuators for Soft Robotics applications: Soft Robotic Gripper", Na Workshop do Projeto IPL/IDI&CA2023/ACTSOFTLY_ISE

Apêndice I

Pressões internas (kPa)	Exosqueleto Elastosil M4601 A/B®	Exosqueleto DragonSkin Fast 10®
0 kPa		
5 kPa		
10 kPa		
15 kPa		
20 kPa		

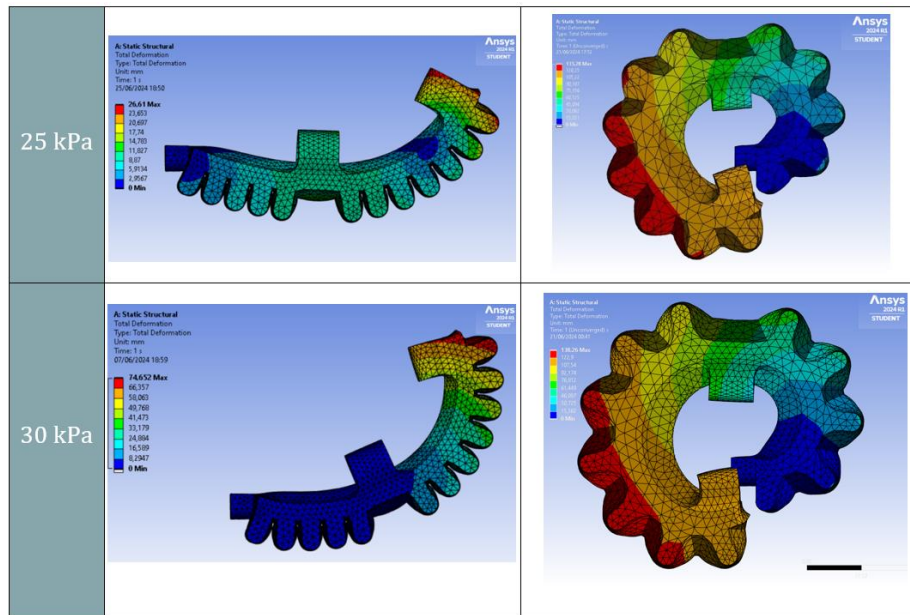


Tabela I.I - Simulações no Ansys Workbench® do atuador Yap em Elastosil M4601 A/B® versus em DragonSkin Fast 10®.

O Elastosil M4601 A/B® com:

- Pressões: 0 kPa a 30 kPa (0,3 bar) - Modelo hiperelástico Yeoh.

O DragonSkin Fast 10® com:

- Pressões: 0 kPa a 30 kPa (0,3 bar) – pressão máxima - Modelo hiperelástico Yeoh.

Apêndice II

Pressões internas (kPa)	Filaflex 60A® Patel	Filaflex 60A® Yap
0 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 21:00 1.2774 Max 1.1355 0.99357 0.85163 0.70969 0.56775 0.42582 0.28388 0.14194 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 23:30 1.0504 Max 0.91866 0.78695 0.70024 0.58954 0.46603 0.35012 0.23341 0.11671 0 Min</p>
20 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 10:56 10.873 Max 9.6945 8.4565 7.2484 6.0403 4.8323 3.6242 2.4161 1.2081 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 23:28 5.3267 Max 5.0893 4.4619 3.8445 3.1871 2.5497 1.9123 1.2748 0.63741 0 Min</p>
40 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 20:51 19.351 Max 17.201 15.051 12.901 10.75 8.6004 6.4503 4.3002 2.1501 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 23:26 10.192 Max 9.0096 7.9212 6.7947 5.6623 4.5292 3.3974 2.2649 1.1325 0 Min</p>
60 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 10:46 26.749 Max 23.772 20.005 17.883 14.981 11.088 8.9743 6.9442 4.9221 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 23:21 16.481 Max 14.619 14.374 12.321 10.267 8.1684 6.1604 4.1869 2.2535 0 Min</p>
80 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 10:40 33.168 Max 29.483 25.797 22.113 18.427 14.741 11.056 7.3707 3.6853 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 23:21 18.481 Max 16.428 14.374 12.321 10.267 8.1739 6.1604 4.1869 2.2535 0 Min</p>
100 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 10:26 38.234 Max 34.43 30.126 25.823 21.519 17.215 12.911 8.6075 4.3038 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 23:19 22.353 Max 19.87 17.368 14.902 12.438 9.9548 7.4811 4.9624 2.4817 0 Min</p>
120 kPa	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 10:09 43.556 Max 39.717 35.877 32.038 28.198 24.358 20.518 16.678 12.838 8.998 5.158 1.318 0 Min</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 06/06/2024 10:17 26.667 Max 25.171 20.274 17.378 14.482 11.585 8.689 5.7926 2.896 0 Min</p>

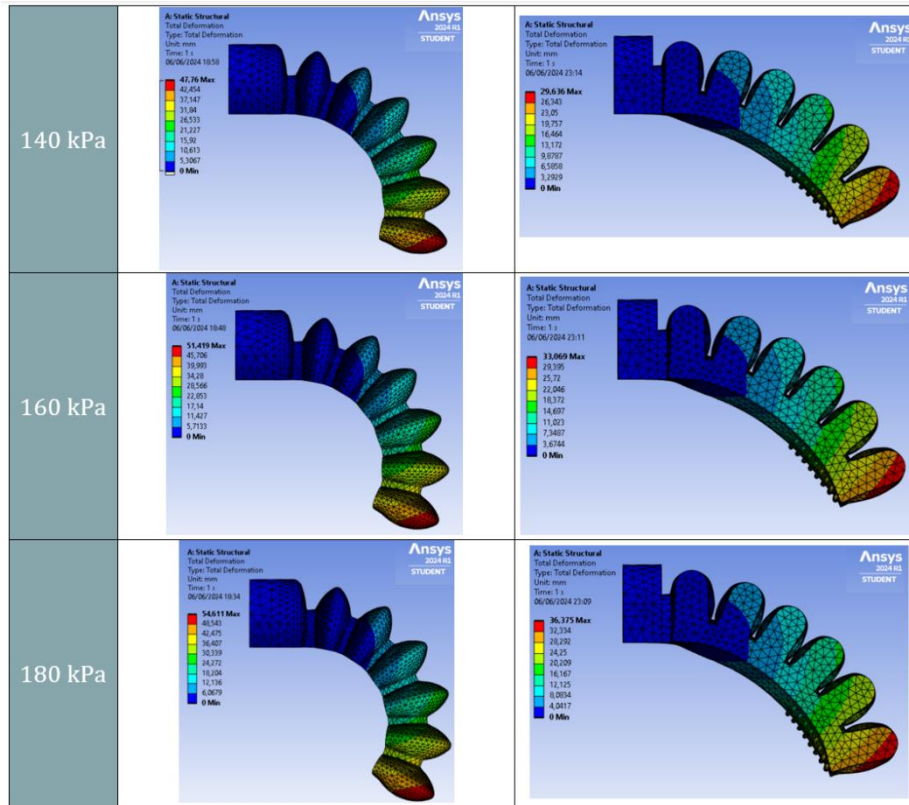


Tabela II.I – Simulações no Ansys Workbench® do atuador Yap e do atuador Patel em Filaflex 60A®.

O modelo Yap com:

- Pressões: 0 kPa a 180 kPa (1,8 bar) - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin.

O modelo Patel com:

- Pressões: 0 kPa a 180 kPa (1,8 bar) – pressão máxima - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin.

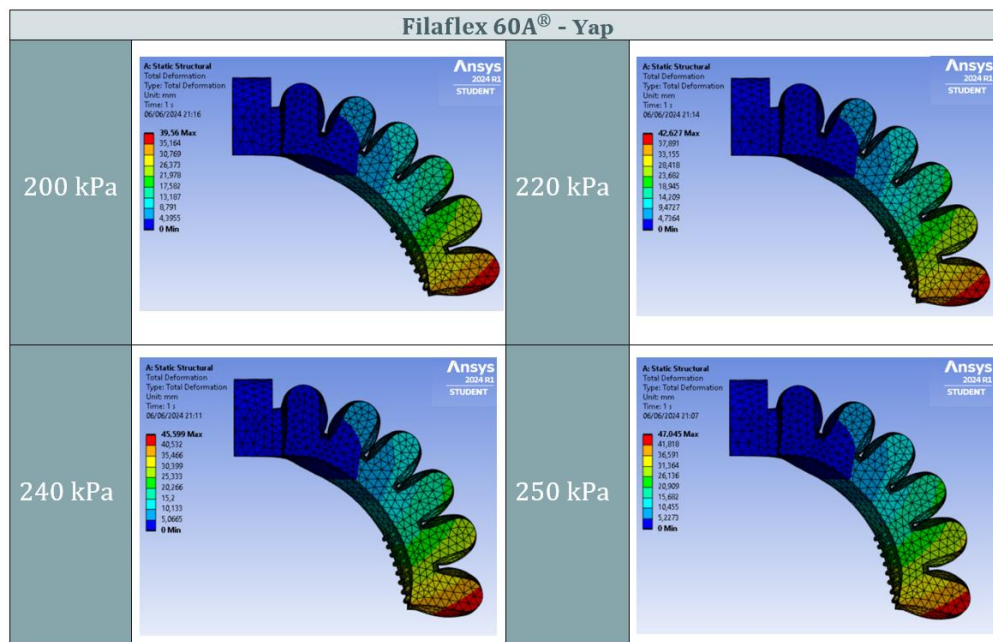
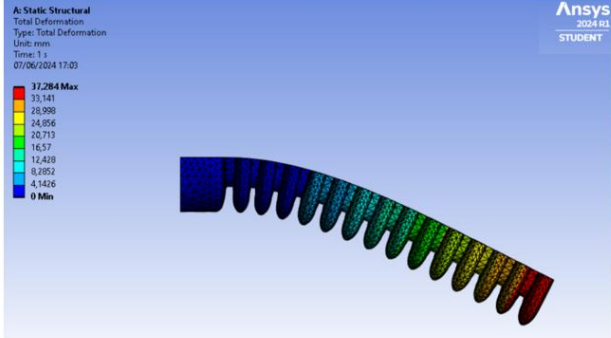
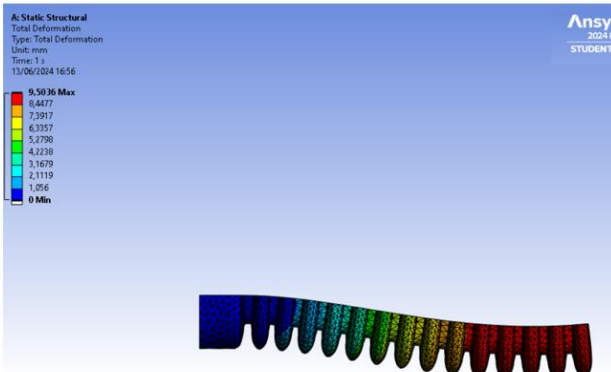
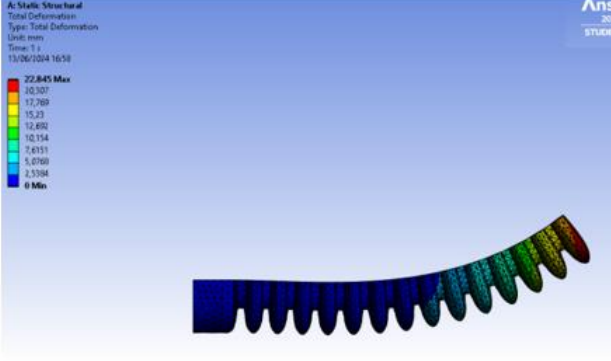
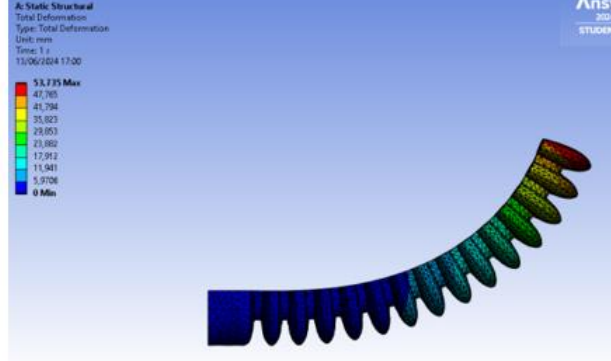


Tabela II.II – Simulações no Ansys Workbench® do atuador Yap em Filaflex 60A®.

Pressões: 200 kPa a 250 kPa (2,5 bar) – Pressão máxima - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin.

Apêndice III

Pressões internas (kPa)	Filaflex 60A [®] Exosqueleto Patel
0 kPa	 <p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 07/06/2024 17:03 37.284 Max 33.141 28.998 24.856 20.713 16.57 12.428 8.2852 4.1426 0 Min</p>
10 kPa	 <p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 16:56 9.5036 Max 8.4477 7.3917 6.3357 5.2798 4.2238 3.1679 2.1119 1.056 0 Min</p>
20 kPa	 <p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 16:58 37.845 Max 34.307 30.769 27.231 23.692 20.154 16.615 13.076 9.5384 0 Min</p>
30 kPa	 <p>ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:00 51.775 Max 47.705 43.794 39.823 35.853 31.882 27.912 23.941 19.9706 0 Min</p>

<p>40 kPa</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT</p> <p>A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:04</p> <p>82.745 Max 73.551 64.357 55.163 45.969 36.775 27.582 18.388 9.1938 0 Min</p>
<p>50 kPa</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT</p> <p>A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:10</p> <p>102.07 Max 95.172 89.276 71.379 59.400 47.506 35.61 23.793 11.887 0 Min</p>
<p>60 kPa</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT</p> <p>A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:10</p> <p>125.23 Max 111.31 97.4 81.486 69.572 55.657 41.743 27.829 13.914 0 Min</p>
<p>70 kPa</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT</p> <p>A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:27</p> <p>137.11 Max 121.98 106.54 91.400 76.172 60.919 45.704 30.469 15.235 0 Min</p>
<p>80 kPa</p>	<p>ANSYS 2024 R1 STUDENT</p> <p>A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Units: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:39</p> <p>143.74 Max 127.76 111.79 95.823 79.853 63.882 47.912 31.941 15.971 0 Min</p>

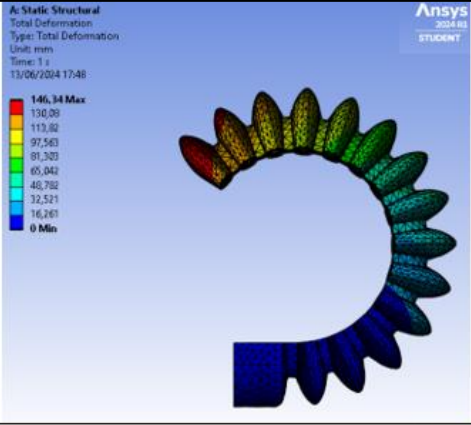
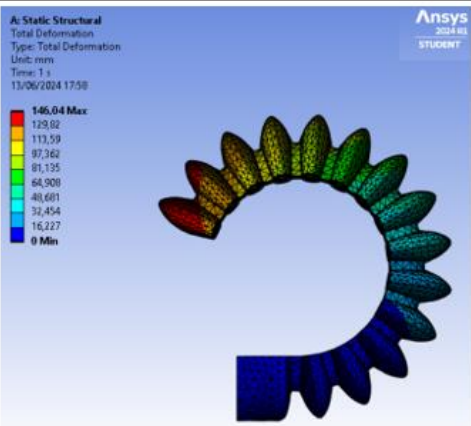
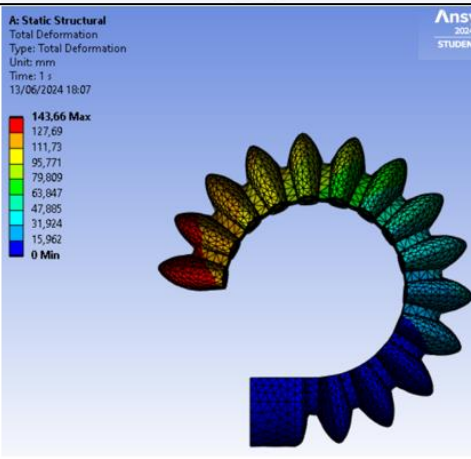
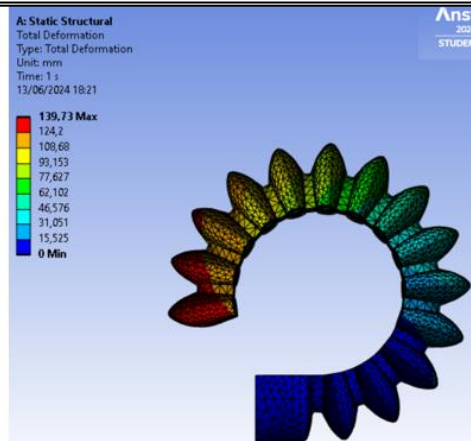
90 kPa	 <p> ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:48 146.34 Max 130.09 113.82 97.563 81.309 65.042 48.788 32.521 16.261 0 Min </p>
100 kPa	 <p> ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 13/06/2024 17:58 146.04 Max 129.82 113.59 97.362 81.135 64.908 48.681 32.454 16.227 0 Min </p>
110 kPa	 <p> ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 13/06/2024 18:07 143.66 Max 127.69 111.73 95.771 79.809 63.847 47.885 31.924 15.962 0 Min </p>
120 kPa	 <p> ANSYS 2024 R1 STUDENT A: Static Structural Total Deformation Type: Total Deformation Unit: mm Time: 1 s 13/06/2024 18:21 139.73 Max 124.2 108.68 93.153 77.627 62.102 46.576 31.051 15.525 0 Min </p>

Tabela III.I - Simulações no Ansys Workbench® do atuador de Patel em Filaflex 60A® . Pressões: 0 KPa a 120 KPa (1,2 bar) - Modelo hiperelástico Mooney-Rivlin.

Apêndice IV

```
#define motorPin 2; //define o pino 2 como entrada da válvula
pneumática.
float instpressure=0; //estabelece 0 como valor instantâneo de
pressão inicial.
// início_ definir variáveis do filtro passa-baixo.
float p=0; //estabelece 0 como valor da pressão calibrada.
float pf=0; // variável do filtro passa-baixo.
float potvalor=0; //estabelece 0 como valor do potenciômetro
inicial não filtrado.
float potf=0; //estabelece 0 como valor do potenciômetro inicial
filtrado.
float a=.1; // variável do filtro passa-baixo.
// final_ definir variáveis do filtro passa-baixo.
void setup() {
  Serial.begin(115200); // inicia a porta serial a 115200 bps.
  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT); // define como saída do circuito
o LED no Arduino, de modo a reagir consoante a pressão de saída
da bomba pneumática.
  pinMode(motorPin, OUTPUT); // define como saída do circuito a
bomba pneumática.
}
void escreve () { //escreve resultados das variáveis a seguir.
  Serial.print(potf); //imprime na serial o valor do
potenciômetro lido.
  Serial.print(", ");
  Serial.print(p);
  Serial.print(", ");
  Serial.println (pf);
}
void loop() { // inicia loop
  instpressure=analogRead(A0); // lê sinal de saída do pino 0
(definido como saída do sensor de pressão) e define como pressão
instantânea.
  p=instpressure*0.0099-0.6026; // estabelece o p como a pressão
calibrada.
  pf=a*p+(1-a) *pf; //cálculo do filtro passa-baixo
escreve (); //escreve resultados das condições a seguir.
// Início do código do Potenciômetro
potvalor =1.5* analogRead(A1) /1023; // comando que estabelece a
posição de 0-1.5 bar no potenciômetro e lê a sua entrada,
armazenando na variável potvalor.
potf= a*potvalor + (1-a) *potf; //fórmula do filtro passa-baixo.
//Final do código do Potenciômetro
if (pf<potf){ //impõe se o valor lido for menor que a pressão
máxima interna no atuador (colocada pelo potenciômetro,
manualmente).
  digitalWrite(motorPin, LOW); //válvula fechada (pressuriza).
  digitalWrite(LED_BUILTIN, HIGH); //liga a luz integrada do
Arduino.
  delay(100); // mantém 100 ms o atuador em pressão (alterar
número do delay para alterar ciclo de pressurização do atuador).
}
}
```

```
    else{ //caso a condição acima não se efetuar.  
        digitalWrite(motorPin, HIGH); //válvula aberta  
(despressuriza).  
        digitalWrite(LED_BUILTIN, LOW); //desliga a luz integrada do  
Arduino.  
        delay(100); // mantém 100 ms o atuador em despressurização  
(alterar número do delay para alterar ciclo de despressurização  
do atuador).
```

Apêndice V

```
float instpressure0=0;
float avg0=0;
float oldavg0=0;
int count=1; //define 1 como contagem inicial
int cal=0; //define 0 como calibração inicial

void setup() {
  Serial.begin(115200);
}

void loop() {
  instpressure0=analogRead(A0);
  avg0=instpressure0+avg0;
  ++count;

  if (cal==1){ //inicia a calibração
    if (count>=1000){ //impõe a condição se a contagem for igual
a 1000
      avg0=avg0/count;
      Serial.println(avg0);
      count=0;
    }
  }
  else{
    if (count>=1000){ //impõe a condição se a contagem for maior
que 1000
      avg0=avg0/count;
      count=0;
      Serial.println(avg0*0.0099-0.6029); //inserir equação obtida
do gráfico para calibração
    }
  }
}
```

Apêndice VI

```
#include "HX711.h" //inclui biblioteca específica do sensor de
carga HX711

const int LOADCELL_DOUT_PIN = 2; //estabelece 2 como o pino DOUT
const int LOADCELL_SCK_PIN = 3; //estabelece 3 como o pino SCK

void setup() {

    Serial.begin(57600); // inicia a porta serial a 57600 bps

    scale.begin(LOADCELL_DOUT_PIN, LOADCELL_SCK_PIN); //inicializa
a escala do sensor de carga
}

void loop() { // inicia loop

    if (scale.is_ready()) { //impõe a condição: se a balança está
pronta, inicia-se a leitura dos resultados

        scale.set_scale();

        Serial.println("Tare..."); //imprime "Tare" quando o sensor
de carga estabiliza

        delay(5000); //intervalo de espera de 5000 ms

        scale.tare(); // estabilização dos valores do sensor de
carga

        Serial.println("Tare finalizado..."); //imprime "Tare
finalizado"

        Serial.print("Colocar peso..."); //imprime "Colocar peso"

        delay(5000); //intervalo de espera de 5000 ms

        long reading = scale.get_units(10); //define a escala de
leitura do sensor em unidades de 10

        Serial.print("Resultado: "); //imprime "Resultado:"

        Serial.println(reading*0.00085); //imprime o valor lido já
calibrado

    }

    else { //caso a condição acima não se efetuar.

        Serial.println("HX711 não encontrado."); //imprime "HX711
não encontrado" quando o sensor não está conectado

    }

    delay(1000); //intervalo de espera de 5000 ms

}
```

Apêndice VII

Tabela VII.I - Resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 2º dedo (indicador).

DragonSkin Fast 10®		Medições		
Pressão	Força Média	1º	2º	3º
0,00	14,52	14,30	14,44	14,83
0,05	15,88	16,66	15,09	16,20
0,10	24,05	27,07	21,02	28,41
0,15	31,61	32,40	30,19	32,23
0,20	35,53	35,00	37,21	34,37
0,25	40,45	41,79	40,50	39,07
0,30	49,11	49,20	48,73	49,39

Tabela VII.II - Resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 3º dedo (médio).

DragonSkin Fast 10®		Medições		
Pressão	Força Média	1º	2º	3º
0,00	12,75	12,43	12,95	12,88
0,05	14,17	13,74	14,60	13,70
0,10	23,56	23,15	23,97	21,57
0,15	27,58	26,96	26,27	29,52
0,20	30,79	30,36	31,05	30,95
0,25	35,41	35,71	34,38	36,14
0,30	40,05	41,07	38,87	40,20

Tabela VII.III - Resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 4º dedo (anelar).

DragonSkin Fast 10®		Medições		
Pressão	Força Média	1º	2º	3º
0,00	12,99	12,51	12,78	13,70
0,05	16,34	16,61	16,06	15,16
0,10	21,11	20,80	21,41	23,53
0,15	28,61	28,65	26,44	30,74
0,20	32,34	31,82	32,43	32,78
0,25	35,66	37,34	35,28	34,37
0,30	43,39	47,42	43,76	38,99

Tabela VII.IV - Resultados do teste de força do DragonSkin Fast 10® para o 5º dedo (mínimo).

DragonSkin Fast 10®		Medições		
Pressão	Força Média	1º	2º	3º
0,00	08,26	08,14	08,44	08,19
0,05	12,00	12,17	11,83	11,69
0,10	18,19	18,16	18,22	17,55
0,15	22,33	22,66	22,30	22,04
0,20	26,38	26,17	26,57	26,4
0,25	34,46	33,28	34,13	35,98
0,30	41,26	40,68	41,34	41,77